

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Studio dei carichi articolari in atleti di Para Ice Hockey
mediante modellazione numerica in ambiente OpenSim



Relatori:

Prof.ssa Laura Gastaldi

Prof. Stefano Paolo Pastorelli

Ing. Valeria Rosso

Candidata:

Federica Telesforo

Anno accademico 2020/2021

Indice

Abstract	4
1. Introduzione	6
1.1. Para Ice Hockey.....	6
1.1.1. Descrizione dello sport.....	6
1.1.2. Principali infortuni negli sport seduti.....	9
1.2. Analisi basate su simulazione.....	11
1.2.1. Modelli di OpenSim.....	12
1.2.2. Altri modelli.....	15
1.2.3. Modelli per il Para Ice Hockey.....	16
1.3. Scopo della tesi	18
2. OpenSim.....	19
2.1. Modelli di arto superiore	19
2.1.1. Modello Arm26	19
2.1.2. Upper Extremity Kinematic Model.....	22
2.1.3. Modello Wrist	24
2.1.4. Wu Shoulder Musculoskeletal Model	25
2.2. Prove preliminari	30
2.2.1. Prove preliminari con il modello Arm26	31
2.2.2. Prove preliminari con il modello della spalla di Wu.....	41
2.2.3. Riassunto delle prove preliminari	48
3. Cinematica del modello	50
3.1. Cinematica dell'atleta 1	50
3.1.1. Analisi video	50
3.1.2. Filtraggio dei dati cinematici	53
3.1.3. Calcolo degli angoli articolari	56
3.1.4. Preparazione dei file di cinematica per OpenSim	57
3.2. Cinematica dell'atleta 2	60
3.3. Cinematica dell'atleta 3	64
3.4. Confronto tra gli atleti.....	68
3.4.1. Confronto durata cicli di spinta.....	68
3.4.2. Confronto cinematica articolare	72

4. Dinamica del modello	74
4.1. Dinamica dell'atleta 1	74
4.1.1. Costruzione del profilo di forza	74
4.1.2. Preparazione dei file con i dati di dinamica	79
4.2. Dinamica dell'atleta 2	80
4.3. Dinamica dell'atleta 3	83
5. Calcolo dei momenti articolari mediante simulazioni in OpenSim	87
5.1. Momenti articolari	87
5.1.1. Momenti articolari atleta 1	87
5.1.2. Momenti articolari atleta 2	94
5.1.3. Momenti articolari atleta 3	100
5.1.4. Momenti articolari a confronto	106
5.2. Interpretazione dei risultati	108
5.2.1. Confronto tra diverse intensità di esercizio	108
5.2.2. Confronto tra il primo ciclo e i cicli successivi	109
5.2.3. Confronto tra atleti	109
5.2.4. Confronto tra gomito e spalla	110
5.2.5. Confronto con la letteratura	111
5.3. Punti di forza e limiti	112
5.4. Conclusioni	112
Bibliografia	114
Ringraziamenti.....	118

Abstract

Il Para Ice Hockey è uno sport paraolimpico in cui gli atleti con disabilità fisiche competono seduti su uno slittino e generano propulsione con gli arti superiori per mezzo di due bastoncini. Movimenti tipicamente eseguiti da un atleta seduto sono lo sprint e le curve. In generale negli sport seduti, analisi biomeccaniche mostrano come gli atleti siano comunemente sottoposti a infortuni all'arto superiore e in particolare alla spalla. Tuttavia, in letteratura sembrano non essere presenti studi specifici dei carichi articolari per l'arto superiore nel Para Ice Hockey.

Lo scopo di questo lavoro di tesi è quello di quantificare i carichi articolari di spalla e di gomito a cui sono sottoposti gli atleti di Para Ice Hockey durante la propulsione in sprint. I carichi articolari sono stati valutati in ambiente OpenSim utilizzando il modello muscoloscheletrico di Wu. Tale modello è costituito da 7 corpi rigidi che si articolano fra di loro in 5 giunti, i quali consentono 13 gradi di libertà complessivi, e da 26 muscoli. Per eseguire le simulazioni si sono calcolate la cinematica e la dinamica dello sprint come segue. Tre atleti seduti hanno eseguito 20 m di sprint partendo da fermi e sono stati ripresi con una videocamera posta ortogonalmente al loro movimento. Con un'analisi video si sono tracciate le traiettorie delle articolazioni di spalla, gomito e polso e del bastoncino per tutti i cicli di spinta eseguiti da ciascun atleta. Quindi, per ogni ciclo si è calcolata la cinematica angolare di tronco, spalla, gomito e bastoncino.

La dinamica è stata definita da considerazioni trovate in letteratura per lo sci di fondo seduto. Sono stati generati tre profili di forza per simulare crescenti intensità di sprint (valori di picco pari a 60 N, 120 N, 175 N rispettivamente). Quindi in OpenSim si sono eseguite tre simulazioni di dinamica inversa per ogni atleta, una per ciascuna intensità di sprint. Per ogni simulazione si sono calcolati i carichi articolari di elevazione per la spalla e di flessione per il gomito a cui sono sottoposte le articolazioni ad ogni ciclo di spinta. Per i diversi cicli di spinta gli andamenti dei momenti presentano dei picchi positivi durante le fasi di recupero, mentre i picchi negativi si hanno nelle fasi di spinta. Durante le fasi di recupero dei vari cicli di spinta i momenti articolari assumono gli stessi valori per tutte e tre le simulazioni poiché il carico esterno risulta nullo e solo le forze peso dei segmenti corporei coinvolti e le forze di inerzia degli stessi generano momento articolare. Al contrario, nelle fasi di spinta i momenti decrescono fino ad un picco negativo per poi aumentare nuovamente. I valori assunti dai momenti articolari nelle fasi di spinta non sono i medesimi nelle tre simulazioni, ma crescono all'aumentare del valore

di picco del carico esterno. A parità di forza esterna applicata i valori del momento di flessione del gomito sono minori di quelli del momento di elevazione della spalla, pertanto si può concludere che l'articolazione di spalla è maggiormente sollecitata rispetto a quella di gomito durante la propulsione in sprint.

1. Introduzione

1.1. Para Ice Hockey

Il Para Ice Hockey è la versione paraolimpica dell'hockey su ghiaccio. Questo sport di squadra è stato ideato da disabili svedesi all'inizio degli anni Sessanta del secolo scorso in un centro di riabilitazione di Stoccolma [1]. Essi hanno modificato delle slitte aggiungendo due lame per pattini da hockey su ghiaccio di dimensioni regolamentate e si sfidavano in partite senza portiere su un lago ghiacciato a sud di Stoccolma. Ben presto, già nel 1969, nella capitale svedese si ebbe la creazione di un campionato con cinque squadre formate da atleti sia disabili sia normodotati. Proprio in quell'anno a Stoccolma si è disputato il primo incontro internazionale di Para Ice Hockey tra una squadra svedese e una di Oslo.

Con il passare degli anni, anche altri Stati hanno seguito l'esempio svedese e hanno formato le proprie squadre di Para Ice Hockey: la prima è stata la Gran Bretagna nel 1981, seguita dal Canada nel 1982, dagli Stati Uniti nel 1990, dall'Estonia e dal Giappone nel 1993.

La diffusione del Para Ice Hockey in Italia è stata tardiva ma rapida: l'idea della creazione di una squadra nazionale maschile di Para Ice Hockey è stata concepita nel 2002 in seguito all'assegnazione dei Giochi Paraolimpici Invernali di Torino del 2006. Nel 2005 è stato fondato il Campionato Italiano di Para Ice Hockey e la nazionale italiana di Para Ice Hockey ha partecipato a quattro Giochi Paraolimpici Invernali (Torino 2006, Vancouver 2010, Sochi 2014, PyeongChang 2018).

Come tutti gli altri sport paraolimpici, anche il Para Ice Hockey non è stato immediatamente riconosciuto come sport alle Paraolimpiadi. Un incontro dimostrativo tra due rappresentative svedesi è stato disputato ai Giochi Paraolimpici Invernali di Ornskòldsvik (Svezia) del 1976. Solo nel 1994 il Para Ice Hockey è stato riconosciuto ufficialmente come sport ai Giochi Paraolimpici Invernali di Lillehammer (Svezia).

1.1.1. Descrizione dello sport

Il Para Ice Hockey è una versione modificata del classico hockey su ghiaccio. In particolare, le differenze rispetto allo sport per atleti normodotati sono esclusivamente tre [2]: l'utilizzo di una slitta dotata di lame al posto dei pattini, l'utilizzo di due bastoni più corti rispetto a quelli classici che permettono sia di spingersi sia di colpire il disco e la durata dei tre tempi di gioco (15 minuti effettivi al posto dei 20 minuti effettivi tradizionali).

Il Para Ice Hockey è uno sport di squadra dal ritmo molto veloce e le partite si svolgono solitamente su una pista di ghiaccio di dimensioni 60x30 m [3]. Secondo il regolamento mondiale del Para Ice Hockey [4], la pista da gioco può avere dimensioni minime pari a 56x26 m e dimensioni massime pari a 61x30 m.

Durante una partita di Para Ice Hockey ciascuna delle due squadre può essere composta da un massimo di 13 giocatori e di 2 portieri, con un totale di 15 giocatori che possono indossare la divisa ufficiale della squadra. Nel caso in cui nella squadra di Para Ice Hockey ci siano una o più atlete donna, la squadra può essere composta da un massimo di 14 giocatori e di 2 portieri. In ogni squadra vengono scelti un capitano e un capitano alternativo, i quali indossano sulla loro maglia una "C" e una "A" rispettivamente. Durante la partita, solo questi due giocatori possono parlare con l'arbitro e nel caso in cui entrambi fossero presenti sulla pista da ghiaccio solo il capitano avrebbe questa facoltà [4].

Durante lo svolgimento di una partita di Para Ice Hockey possono essere presenti sulla pista di ghiaccio solo 6 giocatori per ciascuna squadra. In porta si ha il portiere, davanti a lui si hanno il giocatore difensivo destro e il giocatore difensivo sinistro, i quali a loro volta hanno davanti altri tre giocatori, l'ala destra, il centrale e l'ala sinistra [4]. I giocatori che compongono ciascuna delle due squadre si muovono sulla pista da gioco, mentre il portiere ha il ruolo di difendere la porta della squadra. L'obiettivo di ciascuna squadra è quello di spingere il disco sul ghiaccio e nella porta della squadra avversaria impedendo contemporaneamente agli avversari di segnare. La squadra vincitrice sarà la squadra che avrà segnato più goal in tutta la partita.

I giocatori di Para Ice Hockey utilizzano una particolare attrezzatura: essa è costituita da una slitta, dai bastoni e dai picchetti. La slitta è composta da un telaio, un supporto per tallone/gambe, un pattino anteriore, una protezione per i piedi, un sedile, un supporto per lame e dalle lame come riportato in figura 1.1.

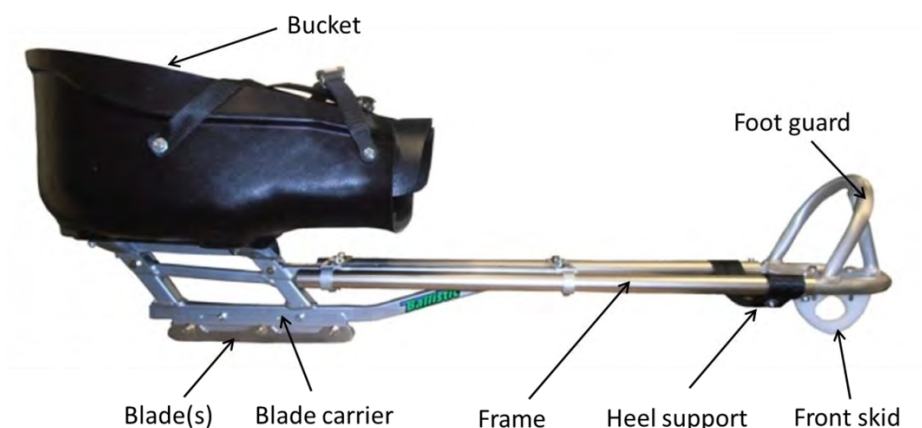


Figura 1.1: La slitta e i suoi componenti.

I materiali approvati per la realizzazione del telaio della slitta sono l'acciaio, l'alluminio, il titanio e il magnesio e il telaio deve avere una lunghezza di almeno 80 cm [4].

Indipendentemente dal tipo di limitazione fisica, tutti i giocatori, compreso il portiere, devono utilizzare una slitta dotata di una protezione per i piedi e per proteggere i piedi e l'area della caviglia devono indossare degli scarponi da hockey su ghiaccio [4].

Ogni slitta deve essere dotata di massimo due lame, le quali devono avere una lunghezza minima di 16 cm e una lunghezza massima di 32 cm. Le lame non devono essere realizzate in plastica, ad eccezione di quelle presenti nelle slitte dei portieri [4].

Gli atleti di Para Ice Hockey utilizzano dei bastoni in legno, in fibra di carbonio o in fibra di vetro aventi i bordi smussati e una lunghezza massima di 100 cm. Inoltre, essi sono dotati di una lama che può essere curva e che deve avere una lunghezza e una larghezza massime di 32 e 7.5 cm [4].

All'estremità inferiore dei bastoni si hanno dei picchetti realizzati in materiale resistente, ad esempio in acciaio. Devono esserci almeno 6 denti di uguale lunghezza per ciascun bastone, almeno 3 per ciascun lato affinché la superficie del ghiaccio non si danneggi.

Il disco che viene fatto scivolare sul ghiaccio tra i vari giocatori e che deve essere lanciato nella porta della squadra avversaria è realizzato in gomma vulcanizzata e deve essere di colore prevalentemente nero. Esso deve avere un diametro di 7.62 cm, uno spessore di 2.54 cm e un peso compreso tra 160 e 170 g. Le dimensioni del disco sono riportate in figura 1.2.

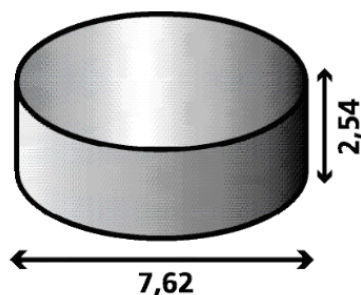


Figura 1.2: Dimensioni del disco in cm.

Durante il riscaldamento prepartita e la partita i giocatori devono indossare una particolare attrezzatura di protezione. Essa è costituita da un casco, una maschera facciale completa, dei guanti, una protezione per la gola, un paradenti, dei parastinchi, delle gomitiere e delle protezioni per le spalle [4].

Il Para Ice Hockey è uno sport di squadra paraolimpico praticato da atleti aventi disabilità agli arti inferiori. In particolare, le limitazioni funzionali di questi atleti sono una potenza muscolare alterata, una possibilità di movimento passivo alterata, la mancanza di un arto o parte di esso (amputazione), una differente lunghezza delle gambe di almeno 7 cm, l'atetosi, l'ipertonìa, l'atassia [2]. In questo sport non si ha alcuna classificazione dipendente dalla disabilità degli atleti, pertanto la classe sportiva relativa a questa disciplina è unica. Al contrario di altri sport come lo sci di fondo seduto in cui gli atleti vengono suddivisi sulla base della loro limitazione fisica in 5 classi differenti dalla LW12 alla LW10 e il tempo finale di gara viene calcolato moltiplicando il tempo effettivo per un valore percentuale tipico della classe di appartenenza dell'atleta [5].

1.1.2. Principali infortuni negli sport seduti

Negli ultimi anni si è sviluppato un interesse sempre maggiore per gli sport paraolimpici. In letteratura, infatti, si trovano numerosi studi scientifici nei quali sono state analizzate e studiate le diverse discipline sportive appartenenti ai giochi paraolimpici. In particolare, nell'ambito di una accurata ricerca bibliografica sono stati individuati articoli che trattano principalmente sport paraolimpici su sedia a rotelle e sport paraolimpici invernali quali hockey su slitta, sci di fondo seduto e sci alpino paraolimpico.

Un'attenzione particolare è stata rivolta all'insorgenza di infortuni negli sport seduti. Tra gli autori che hanno affrontato questo aspetto si trovano Webborn et al. [6], i quali hanno

analizzato le percentuali e i tipi di infortunio che si sono verificati durante i giochi paraolimpici invernali disputati a Salt Lake nel 2002. In particolare, l'hockey su slitta è risultato lo sport maggiormente colpito da infortunio con una percentuale pari al 14% sul totale degli atleti che gareggiavano in questa disciplina. Gli altri due sport paralimpici invernali presenti a Salt Lake nel 2002 sono stati lo sci alpino e lo sci nordico, i quali sono stati caratterizzati da una percentuale minore di infortuni: il 12% degli atleti che hanno gareggiato nello sci alpino si è infortunato e solo il 2% dei partecipanti alla disciplina dello sci nordico ha riportato infortuni. Gli infortuni che si sono manifestati in questi atleti paraolimpici sono insorti in due particolari settori anatomici, gli arti inferiori e gli arti superiori. Considerando il settore anatomico, lo studio di Webborn et al. [6] mostra come gli infortuni nello sci nordico riguardavano principalmente gli arti superiori, mentre nello sci alpino il 33% degli atleti ha manifestato infortuni agli arti superiori e il 38% a quelli inferiori. Anche nell'hockey su slitta è stata osservata una percentuale maggiore di infortunio agli arti superiori (pari al 50%) rispetto a quella per gli arti inferiori (pari al 33%). È stato sottolineato come nel 18% dei casi è stato proprio l'equipaggiamento degli atleti a giocare un ruolo importante nell'infortunio [6]. Questo si è verificato nello sci alpino e nell'hockey su slitta: nel primo caso, in seguito alla rottura completa del legamento crociato anteriore è stata l'atleta coinvolta nell'incidente a ritenere che l'infortunio fosse dovuto al mancato rilascio dell'attacco dello sci; nel secondo caso, alcuni atleti di hockey su slitta sono rimasti coinvolti in collisioni che hanno provocato gravi lesioni agli arti inferiori e fratture costali.

Riferendosi agli sport seduti invernali ed estivi è stato visto come negli arti superiori il sito maggiormente colpito da infortunio negli atleti che gareggiano su sedia a rotelle è rappresentato dalla spalla [7]. Il tasso di infortunio alla spalla varia a seconda dello sport seduto considerato con la percentuale più elevata osservata per l'atletica leggera su sedia a rotelle, dove questo tipo di infortunio corrisponde al 15.8% degli infortuni totali. Di seguito si riportano i tassi di infortunio alla spalla degli sport seduti analizzati: il 13.6% per la scherma su sedia a rotelle, il 3.5% per la corsa su sedia a rotelle e lo 0.11% per il curling su sedia a rotelle [7].

Sempre nell'ambito degli sport su sedia a rotelle sono state osservate percentuali di infortunio alla spalla molto differenti per la medesima disciplina a seconda dei materiali e dei metodi utilizzati nei vari studi scientifici. Sono state osservate percentuali di dolore alla spalla per gli atleti di atletica su sedia a rotelle che vanno dal 16% al 76% [8]. Nel caso del basket su sedia a

rotelle, si hanno percentuali di manifestazione del dolore a partire dal primo utilizzo della sedia a rotelle che variano dal 52% per giocatori con buon controllo del tronco al 72% per giocatrici di livello internazionale [8]. Infine, è stata rivolta l'attenzione anche ai diversi tipi di dolore alla spalla. Nel caso di atleti di tennis su sedia a rotelle, le diverse patologie che insorgono nella spalla sono la patologia acromio-clavicolare, le lacrime a tutto spessore della cuffia dei rotatori, la patologia del tendine del bicipite e il versamento subacromiale e subdeltoidale e queste colpiscono maggiormente la spalla dominante. Tra tutte le patologie quella acromio-clavicolare è risultata la più frequente nel tennis su sedia a rotelle con un tasso pari al 64% [8]. Si è visto come negli sport su sedia a rotelle le cause di problemi alla spalla siano maggiormente legate al sovraccarico, alla diminuzione del controllo del tronco, alla cattiva postura nel controllo della carrozzina, ai carichi aggiuntivi dovuti alle attività quotidiane [8]. Nel rugby su sedia a rotelle, si sono osservate evidenti asimmetrie nell'orientamento scapolare durante la propulsione, movimento che potrebbe rappresentare un fattore di rischio specifico per l'insorgenza di dolore alla spalla in questi atleti, ma sono necessari ulteriori approfondimenti e indagini per verificare questo aspetto [9]. Per migliorare queste condizioni sono state quindi proposte alcune misure preventive tra cui l'attività fisica e lo stretching. Gli atleti devono cercare di godere degli effetti positivi dell'attività fisica senza sovraccaricare il complesso della spalla [8].

L'hockey su ghiaccio, essendo uno sport seduto, richiede un grande contributo del tronco e degli arti superiori degli atleti durante la propulsione. Tuttavia, un'analisi riguardo i carichi articolari e quindi eventuali sviluppi di patologie o dolore alla spalla non sembra essere stata condotta. Data la difficoltà nel fare valutazioni di biomeccanica articolare non invasive durante la pratica dello sport, si è fatta un'analisi relativa ai modelli e alle simulazioni che sono stati sviluppati fino ad oggi per questo scopo.

1.2. Analisi basate su simulazione

La modellazione biomeccanica e lo studio degli sport paralimpici seduti possono essere effettuati mediante l'ausilio di particolari software, tra i quali OpenSim e AnyBody Modeling System.

OpenSim è un software open source per la visualizzazione, l'analisi e lo sviluppo di modelli del sistema muscoloscheletrico e per la generazione di simulazioni dinamiche di movimento.

AnyBody Modeling System è un sistema di modellazione che permette di creare modelli muscolo-scheletrici dettagliati e di eseguire simulazioni al computer che consentono di integrare il corpo umano nella progettazione di un prodotto. Tra le simulazioni permesse da questo sistema di modellazione si hanno l'analisi muscolo-scheletrica delle attività quotidiane, la dinamica inversa e la cinematica dipendente dalla forza.

1.2.1. Modelli di OpenSim

Nell'ambito di una accurata ricerca bibliografica sono stati individuati degli studi scientifici nei quali è stata studiata la biomeccanica di diversi sport paralimpici, tra i quali la corsa su sedia a rotelle, l'hockey su slitta e lo sci di fondo seduto. Lo studio della biomeccanica è stato possibile grazie all'utilizzo di vari modelli biomeccanici.

Per l'analisi della corsa su sedia a rotelle è stata testata l'ipotesi di equivalenza tra 4 modelli caratterizzati da diverse catene cinematiche della spalla, i quali sono stati ideati da Puchaud et al. [10] sulla base dei modelli precedenti di Holzbaur e Vasavada trovati in letteratura e successivamente implementati su OpenSim. I due modelli di partenza utilizzati da Puchaud et al. sono "Upper Extremity Kinematic Model" [11] e "Vasavada Male Neck Model" [12]. Il primo è stato implementato da Holzbaur et al. nel 2005 e si tratta di un modello monolaterale, infatti esso modella l'arto superiore destro attraverso numerosi corpi rigidi che rappresentano la spalla, il gomito, l'avambraccio, il polso, il dito indice e il pollice, 50 muscoli e 15 gradi di libertà. In figura 1.3 è riportato il modello di Holzbaur et al. appena descritto.

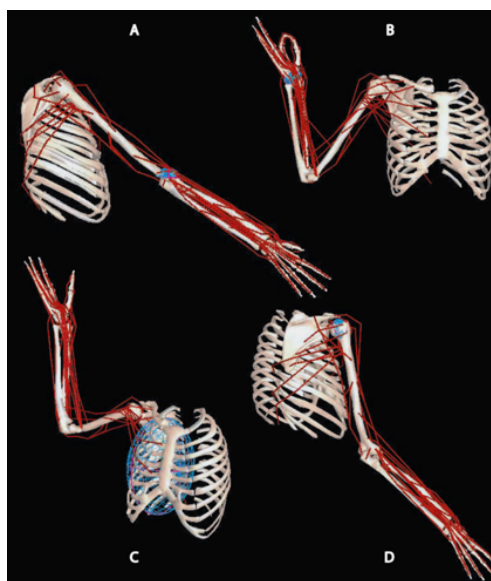


Figura 1.3: Modello dell'arto superiore destro di Holzbaur et al. del 2005.

Il secondo, invece, è stato implementato da Vasavada et al. nel 1998 e modella il collo e parte della colonna vertebrale attraverso 6 corpi rigidi, 19 muscoli suddivisi in 25 sottovolumi e 3 gradi di libertà. In figura 1.4 è riportato il modello di Vasavada del 1998 et al. appena descritto.

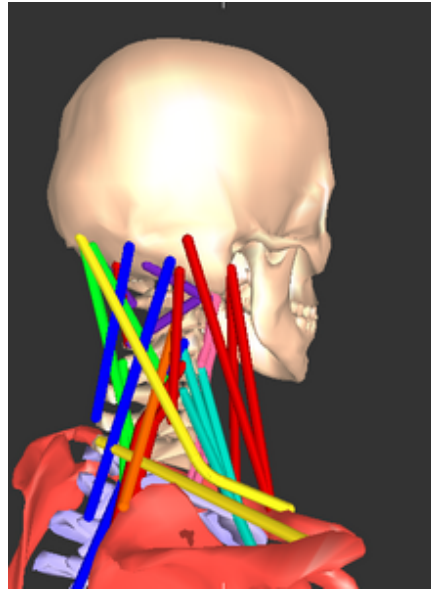


Figura 1.4: Modello di Vasavada et al. del 1998.

A partire dai due modelli sopra riportati, Puchaud et al. [10] hanno implementato 4 modelli biomeccanici dell'arto superiore con differenti catene cinematiche per l'articolazione della spalla. In particolare, il modello 1 è stato progettato sulla base del modello di Holzbaur et al. del 2005, il quale è stato simmetrizzato ed è stato esteso con il modello testa-collo di Vasavada et al. del 1998. I modelli 2, 3 e 4 sono stati ottenuti a partire dal modello 1, modificando solo la catena cinematica della spalla come descritto in seguito. Si riportano ora le principali caratteristiche di questi 4 modelli. Ognuno di essi è un modello bilaterale costituito da 28 muscoli e da 12 corpi rigidi: il cranio, la mandibola, la colonna vertebrale, la gabbia toracica, lo sterno, la clavicola, la scapola, l'omero, il radio, l'ulna, il polso, la mano. Il modello 1 è caratterizzato da una catena cinematica della spalla open-loop costituita da tre giunti aventi 8 gradi di libertà complessivi. Il modello 2, invece, presenta una catena cinematica della spalla closed-loop e tre giunti aventi 9 gradi di libertà complessivi. I modelli 3 e 4 sono costituiti da una catena cinematica della spalla open-loop come il modello 1, ma entrambi hanno un solo giunto caratterizzato da 3 gradi di libertà. In figura 1.5 è riportato il modello 1 implementato da Puchaud et al. su OpenSim nel 2019.

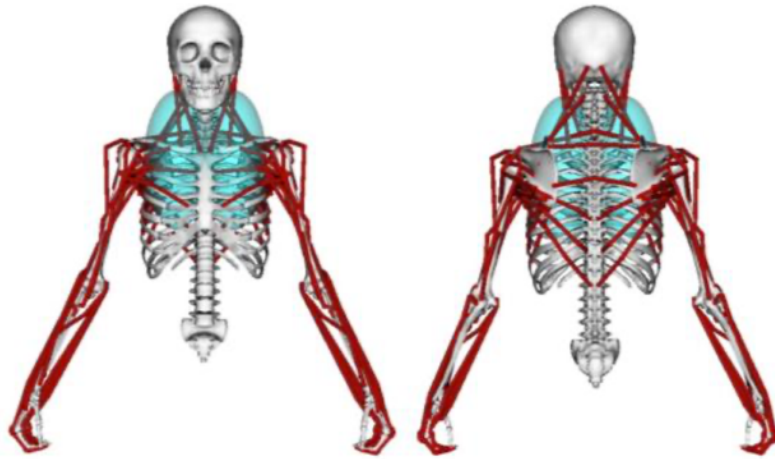


Figura 1.5: modello muscoloscheletrico 1 implementato da Puchaud et al. in OpenSim.

Gli autori hanno osservato come il modello 3 che utilizzava coordinate accoppiate per la scapola e la clavicola e il modello 4 che impediva il movimento della scapola rispetto al torace risultassero i modelli meno adatti alla descrizione della cinematica della spalla utilizzata per spingere una sedia a rotelle manuale [10].

Sempre nel caso della corsa su sedia a rotelle è stato implementato su OpenSim da Lewis et al. un altro modello, il modello muscoloscheletrico della spalla di Wu [13]. Si tratta di un modello monolaterale dell'arto superiore destro costituito da 7 diversi corpi rigidi: il torace, la clavicola, la scapola, l'omero, il radio, l'ulna, la mano. Nelle simulazioni effettuate da Lewis et al. è stato utilizzato un modello di Wu semplificato [14], infatti sono stati considerati solo 5 corpi rigidi: il torace, la clavicola, la scapola, l'omero e l'avambraccio formato dall'unione di ulna e radio. Inoltre, il modello di Wu è costituito da 26 muscoli e da 4 giunti aventi 10 gradi di libertà totali. In figura 1.6 sono riportate due viste differenti del modello muscoloscheletrico della spalla destra di Wu utilizzato da Lewis et al. nel 2018.

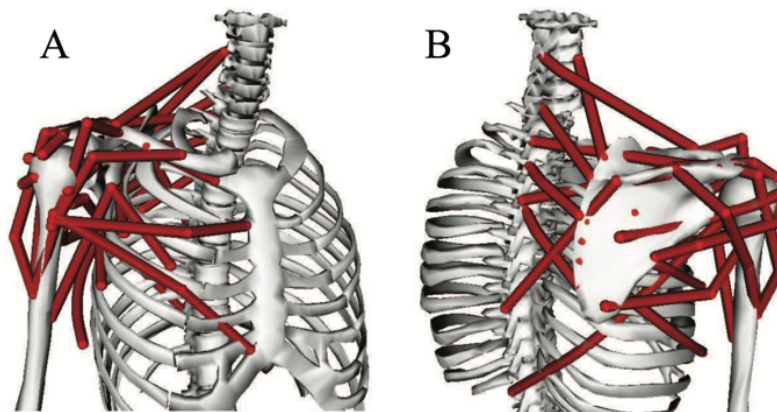


Figura 1.6: vista anteriore (A) e vista posteriore (B) del modello muscoloscheletrico della spalla di Wu disponibile in OpenSim.

Attraverso lo studio scientifico effettuato da Lewis et al. nel 2018 è stato dimostrato come l'accoppiamento tra la cinematica e l'approccio modellistico permetta di sottolineare in modo migliore la relazione tra la tecnica cinematica e l'infortunio [14]. In questo studio sono stati creati due diversi modelli muscolo-scheletrici soggetto-specifici per due atlete di corsa su sedia a rotelle e sono state effettuate delle simulazioni utilizzando dati cinetici e cinematici ottenuti mediante l'acquisizione del movimento. L'obiettivo dello studio era quello di utilizzare un modello computazionale per valutare le relazioni tra i momenti di reazione alla spalla e le caratteristiche di propulsione quali gli angoli di contatto e di rilascio, la velocità della mano al contatto e gli angoli delle articolazioni al contatto. È stato dedotto che il rischio di lesione si avesse nel caso di momenti articolari alla spalla maggiore, i quali erano fortemente dipendenti dalla velocità della mano al contatto e al rilascio, dal tempo di spinta e dagli angoli delle articolazioni al contatto [14].

È bene ricordare che le simulazioni computazionali sono sensibili alla distribuzione della massa corporea, infatti sono stati osservati degli incrementi nelle coppie articolari fino al 31.5% quando il ridimensionamento delle masse dei segmenti differiva fino al 2.3% della massa corporea totale [15]. Nel caso di simulazioni negli sport paraolimpici è quindi necessario ricordare che gli atleti con disabilità presentano una massa maggiore nelle estremità superiori del corpo e una massa minore nelle estremità inferiori del corpo rispetto agli atleti normodotati.

1.2.2. Altri modelli

Come anticipato in precedenza, uno dei software utilizzati per la modellazione biomeccanica è AnyBody Modeling System. Esso è stato utilizzato nell'ambito dello sci di fondo: in particolare, è stato implementato sul software Anybody Modeling System un modello muscoloscheletrico total-body che è stato utilizzato per effettuare delle simulazioni che hanno permesso di testare l'efficienza e la performance dello sciatore in tre diversi stili di sciata [16] mostrando come le differenze nell'utilizzo delle gambe hanno un effetto sull'efficienza della sciata e sulla performance. In particolare, il sollevamento del tallone durante la sciata è vantaggioso, infatti le prestazioni sono maggiori per lo stile di sciata MOD2 (moderno stile di sciata con ampio range di movimento del ginocchio e tallone libero). Inoltre, un'eccessiva flessione del ginocchio non è risultata vantaggiosa, infatti lo stile TRAD (stile tradizionale di

sciata con piccolo range di movimento del ginocchio e talloni fissi) è quello che presentava la massima efficienza. Altre simulazioni biomeccaniche sono state effettuate andando a sottolineare l'influenza del lavoro muscolare sulla performance tra un atleta normodotato e un atleta con disabilità [17]: è stato utilizzato un modello senza muscoli nella parte inferiore della gamba e del piede ed è stato osservato che l'atleta con disabilità fisica utilizza più lavoro muscolare in totale per produrre lo stesso lavoro esterno e il suo movimento di sciata è meno efficace ($3,7\% < 4,5\%$).

Sempre nell'ambito dello sci di fondo seduto, sono state effettuate simulazioni utilizzando il software AnyBody Modeling System sopra citato. Queste sono state fatte con un particolare obiettivo, quello di analizzare e studiare i carichi articolari agenti sulle spalle e sulla colonna vertebrale degli atleti paraolimpici che gareggiando nella disciplina dello sci di fondo seduto. Tra gli studi più significativi è bene ricordare quello condotto da Lund Ohlsson et al., nel quale sono stati calcolati i carichi articolari agenti sulle spalle e sui giunti vertebrali della parte bassa della schiena per due diverse posizioni di seduta [18]. Da questo studio è emerso che la posizione di seduta caratterizzata dalle ginocchia posizionate più in alto rispetto alle anche risulta vantaggiosa per quanto riguarda i carichi articolari che si generano nel giunto della spalla, dato che essi presentano un valore sempre minore rispetto al caso in cui ci si siede con le ginocchia più basse rispetto alle anche. Al contrario, per quanto riguarda i carichi articolari che si sviluppano in corrispondenza delle vertebre L4-L5 risulta migliore la posizione di seduta con le ginocchia più basse rispetto alle anche, poiché l'altra posizione è caratterizzata da carichi articolari maggiori.

Per quanto riguarda gli sport paraolimpici, sono state effettuate delle simulazioni numeriche nell'ambito dello sci di fondo seduto utilizzando il software Matlab. In particolare, esse hanno permesso di valutare come alcuni fattori quali la massa dello sciatore, il coefficiente di attrito e la velocità del vento influenzino la performance dell'atleta [19].

1.2.3. Modelli per il Para Ice Hockey

Nel campo dell'hockey su slitta, sembra che non siano stati effettuati studi della biomeccanica articolare e muscolare utilizzando simulazioni numeriche. Si trovano esclusivamente studi nei quali sono state valutate la cinematica [20], la prestazione e le risposte fisiologiche e biomeccaniche associate durante il lavoro di sprint ripetuto della parte superiore del corpo

[3], la relazione tra la massima forza generata dalla parte superiore del corpo, la potenza e la performance [21], di atleti di hockey su ghiaccio paraolimpico.

Osservando i movimenti effettuati dagli atleti di Para Ice Hockey per potersi spingere sul ghiaccio durante una partita, sembra interessante andare ad analizzare le forze che si generano tra il bastone e il ghiaccio durante la spinta per andare a valutare il carico nell'articolazione di spalla. Sfortunatamente in letteratura non sono stati trovati studi scientifici che hanno affrontato questo aspetto. I bastoni utilizzati per la propulsione sono stati maggiormente analizzati in un altro sport invernale, lo sci di fondo. Diversi autori, prima Nilsson [22] e poi Onasch [23], hanno cercato di individuare la lunghezza ottimale dei bastoni per la propulsione e hanno studiato l'influenza della loro lunghezza sulla cinematica e sulle caratteristiche del ciclo di sciata. Sempre nell'ambito dello sci di fondo sono stati valutati anche l'angolo di inclinazione del bastoncino al variare dell'angolo di inclinazione del terreno e la correlazione tra la forza di spinta e l'angolo di inclinazione del terreno [24]. Le forze di propulsione che si sviluppano nello sci di fondo sono state valutate anche al variare della velocità di sciata [25]. Queste analisi risulterebbero molto interessanti nel caso in cui si volesse approfondire ulteriormente lo sci di fondo, ma in questo lavoro di tesi si vuole focalizzare l'attenzione sul Para Ice Hockey, pertanto esse sono riportate esclusivamente per sottolineare che si tratta di aspetti importanti che attualmente sembrerebbero essere stati trattati solo nello sci di fondo. Potrebbe essere interessante condurre delle analisi di questo tipo anche nel caso del Para Ice Hockey, sport nel quale si utilizzano bastoni per la propulsione e nel quale si sviluppano forze di propulsione che possono variare al variare dell'inclinazione del bastone e della velocità di spinta.

Sono però disponibili in letteratura delle analisi riguardanti i bastoni da hockey utilizzati dagli atleti normodotati. In particolare, sono state analizzate le proprietà di flessione e di torsione di questi bastoni. È stato trovato che mazze da hockey aventi simile rigidezza e medesima lunghezza presentano una correlazione indiretta tra le proprietà di flessione e di torsione, infatti la prima mazza possiede la maggiore rigidezza alla flessione e la minore rigidezza alla torsione, mentre la seconda mazza è caratterizzata da proprietà opposte [26].

Nell'ambito dell'hockey su slitta si è trovato uno studio che analizza i carichi agenti sulla spalla mediante la realizzazione di un prototipo in legno è stato osservato come la componente orizzontale della forza sia quella che produce la massima quantità di forza sull'articolazione della spalla [27].

Sempre per l'hockey su slitta sono state analizzate le distribuzioni di pressione statica in posizione seduta ed esse sono state correlate al rischio di ulcerazioni da pressione cutanea. L'obiettivo principale era quello di comprendere se gli atleti con disabilità avessero valori medi di pressione in posizione seduta maggiori di quelli tipici di atleti normodotati. Come ipotizzato, gli atleti con disabilità possono essere esposti a un rischio maggiore di ulcerazioni cutanee a causa di valori di pressione statica in posizione seduta di gran lunga superiori a quelli clinicamente accettati e, inaspettatamente, il gruppo di controllo ha mostrato dei valori maggiori rispetto a quelli del gruppo con disabilità [28].

1.3. Scopo della tesi

Sembrano non essere presenti in letteratura studi della biomeccanica articolare e muscolare effettuati mediante l'utilizzo di simulazioni numeriche specifici per l'analisi dei carichi articolari di spalla nei giocatori di hockey seduto. Si trovano esclusivamente analisi sulla cinematica [20], sulla prestazione e sulle risposte fisiologiche e biomeccaniche associate durante il lavoro di sprint ripetuto [3], sulla forza massima generata dalla parte superiore del corpo [21], sulla realizzazione di un prototipo per l'analisi dei carichi agenti sull'articolazione della spalla [27], sul rischio di ulcerazioni dovute alla distribuzione di pressione statica in posizione seduta [28]. Si ricorda anche la presenza in letteratura di uno studio sulle proprietà di flessione e di torsione dei bastoni utilizzati da atleti di hockey normodotati [26], bastoni che risultano essere differenti da quelli utilizzati nel Para Ice Hockey.

Alla luce di questa accurata ricerca bibliografica si è deciso di lavorare con OpenSim in quanto software open source e con una comunità molto attiva. L'obiettivo principale di questo lavoro di tesi è quello di analizzare i carichi articolari di spalla e gomito di atleti di Para Ice Hockey durante la propulsione in sprint. Si è partiti da dati di cinematica acquisiti sperimentalmente e di dinamica derivanti da considerazioni basate sulla letteratura esistente. Questo tipo di analisi verrà affrontata mediante simulazioni dinamiche di movimento in OpenSim, utilizzando il modello muscoloscheletrico della spalla destra di Wu implementato da Lewis et al. [14].

2. OpenSim

OpenSim è un software open source per la visualizzazione, l'analisi e lo sviluppo di modelli del sistema muscoloscheletrico e per la generazione di simulazioni dinamiche di movimento. Gli utilizzatori possono condividere informazioni e procedere nella modifica dei modelli muscoloscheletrici e nella riscrittura dei codici, in modo tale da creare dei modelli di arti superiori e inferiori adatti alle proprie esigenze.

In OpenSim un modello muscoloscheletrico è costituito dai seguenti elementi:

- corpi: si tratta di segmenti rigidi che corrispondono ai segmenti ossei e sono rappresentati in colore grigio;
- giunti: sono le articolazioni che collegano i vari corpi fra loro;
- forze: i muscoli che fanno parte del modello rientrano nelle forze e vengono rappresentati graficamente con dei segmenti di colore rosso;
- vincoli: hanno il compito di bloccare i gradi di libertà del modello.

Nella libreria di OpenSim sono presenti diversi modelli muscoloscheletrici sia dell'arto superiore sia di quello inferiore. Dal momento che le analisi che verranno condotte nell'ambito di questo progetto di tesi riguarderanno l'arto superiore degli atleti di Para Ice Hockey durante la spinta sul ghiaccio, verranno ora riportati esclusivamente i modelli muscoloscheletrici di arto superiore presenti nella libreria di OpenSim.

2.1. Modelli di arto superiore

I modelli di arto superiore presenti nella libreria di OpenSim sono solo tre. Verranno ora descritte le caratteristiche principali di ciascuno di essi. In seguito, si individueranno i due modelli che sono stati scelti per effettuare le prove preliminari di cinematica e dinamica inverse.

2.1.1. Modello Arm26

Il modello di arto superiore più semplice presente nella libreria di OpenSim è il modello Arm26, il quale viene utilizzato principalmente a scopi didattici in riferimento ai tutorial che possono essere seguiti per comprendere le funzionalità del software. Si tratta di un modello monolaterale dell'arto superiore destro ed è costituito da tre corpi rigidi: il busto (senza l'anca),

l'omero e il complesso radio-ulna-mano. In figura 2.1 sono riportate diverse viste del modello Arm26 di OpenSim.

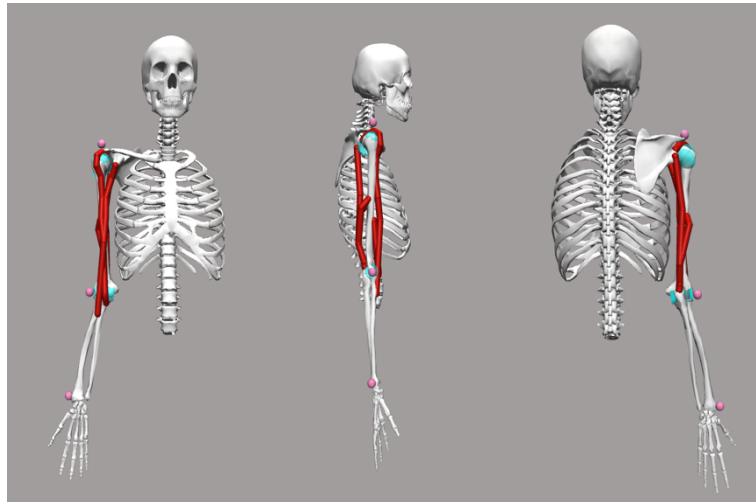


Figura 2.1: Viste frontale, laterale e posteriore del modello Arm26.

I giunti presenti nel modello sono due: (i) il giunto del gomito che articola l'omero e il complesso radio-ulna-mano, (ii) il giunto della spalla che articola l'omero e il busto. Ciascuno dei due giunti possiede il solo grado di libertà di flesso-estensione, pertanto i gradi di libertà permessi dal modello Arm26 sono la flesso-estensione del gomito e l'elevazione della spalla. In tabella 2.1 sono riportate le caratteristiche inerziali del modello Arm26 (massa, tensore d'inerzia e coordinate del centro di massa dei due segmenti ossei).

Tabella 2.1: Caratteristiche inerziali del modello Arm26.

	Massa (kg)	Inerzia ($kg \cdot m^2$)			Coordinate COM (m)
		xx	yy	zz	
Omero	1.864	0.015	0.005	0.013	(0; -0.180; 0)
Radio-ulna-mano	1.534	0.019	0.002	0.020	(0; -0.181; 0)

La posizione di default è caratterizzata dall'arto superiore destro disteso lungo il fianco. In questa posizione la flesso-estensione dei giunti di gomito e di spalla equivale a 0° . A partire da questa posizione, il range di flesso-estensione del gomito va da 0° a 130° (figura 2.2 sinistra), mentre l'elevazione della spalla può variare da -90° a 180° (figura 2.2 destra).

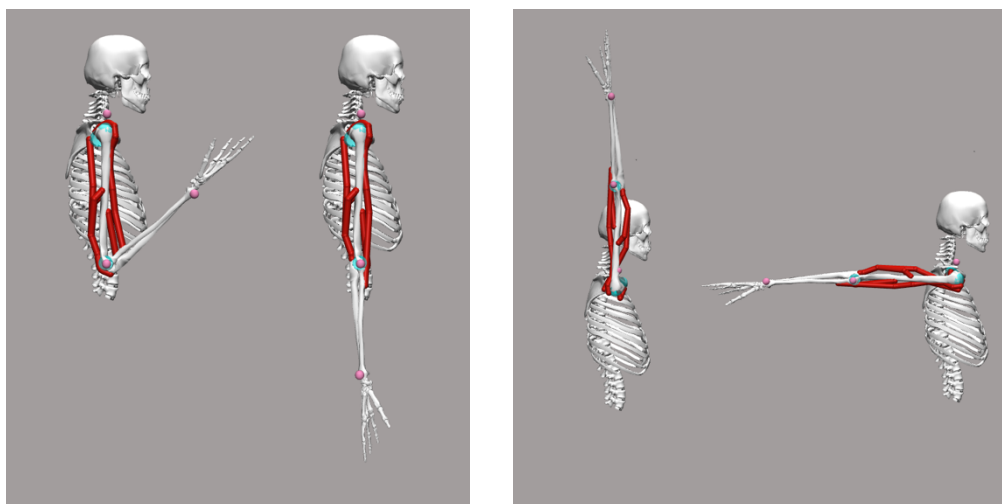


Figura 2.2: Gradi di libertà del modello Arm26. A sinistra la flessione-estensione del gomito, a destra l'elevazione della spalla.

Fanno parte del modello Arm26 solo 6 muscoli del braccio: il tricipite lungo, il tricipite laterale, il tricipite mediale, il bicipite lungo, il bicipite breve e il brachiale. In tabella 2.2 si riportano i parametri caratteristici dei muscoli appartenenti al modello.

Tabella 2.2: Parametri caratteristici dei muscoli del modello Arm26.

	Forza isometrica massima (N)	Lunghezza ottimale delle fibre (m)	Lunghezza a riposo del tendine (m)	Angolo di pennatura (°)
Tricipite lungo	798.52	0.13	0.14	12
Tricipite laterale	624.30	0.11	0.10	9
Tricipite mediale	624.30	0.11	0.09	9
Bicipite lungo	624.30	0.11	0.27	0
Bicipite breve	435.56	0.13	0.19	0
Brachiale	987.26	0.09	0.05	0

Il modello Arm26 presenta dei limiti: è presente solo l'arto superiore destro, fanno parte del modello solo i muscoli del braccio e non quelli dell'avambraccio e il modello consente movimenti solo nel piano sagittale.

2.1.2. Upper Extremity Kinematic Model

Il modello “Upper Extremity Kinematic Model” è già stato in parte descritto nel paragrafo 1.2.1, nel quale sono stati presentati i modelli di arto superiore implementati in OpenSim trovati in letteratura mediante un’accurata ricerca bibliografica. Ora si riportano nuovamente le caratteristiche principali di questo modello e si descrivono in modo più approfondito alcuni aspetti. Come già detto in precedenza, il modello “Upper Extremity Kinematic Model” è stato ideato da Holzbaur et al. nel 2005. Si tratta di un modello monolaterale di arto superiore destro costituito da numerosi segmenti rigidi che rappresentano la spalla, il gomito, l’avambraccio, il polso, il dito indice e il pollice. In figura 2.3 si hanno diverse viste del modello “Upper Extremity Kinematic Model”.

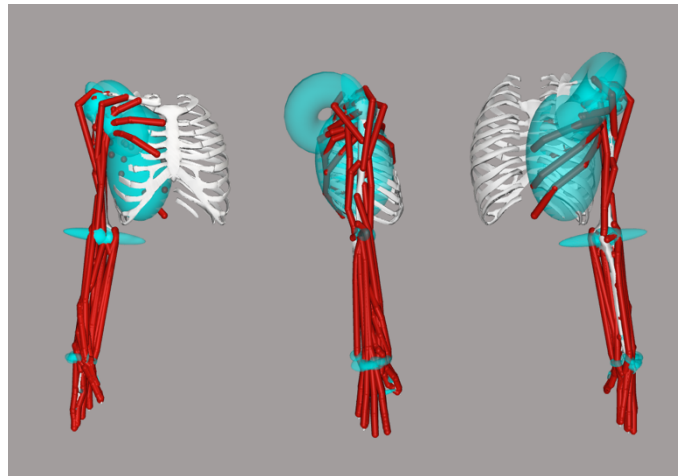


Figura 2.3: Viste frontale, laterale e posteriore del modello Upper Extremity Kinematic Model.

I corpi rigidi che costituiscono il modello sono 33: il torace, la clavicola, la scapola, l’omero, l’ulna, il radio, l’osso semilunare, lo scafoide, l’osso pisiforme, il triquetro, il capitato, il trapezio, il trapezoide, l’osso uncinato, il primo metacarpo, il secondo metacarpo, il terzo metacarpo, il quarto metacarpo, il quinto metacarpo, le falangi prossimale e distale del pollice, le falangi prossimale, mediale e distale del dito indice, le falangi prossimale, mediale e distale del dito medio, le falangi prossimale, mediale e distale del dito anulare, le falangi prossimale, mediale e distale del dito mignolo. Nel modello “Upper Extremity Kinematic Model” non sono indicati i parametri inerziali caratteristici dei segmenti rigidi appena elencati.

I muscoli presenti nel modello sono 50 e i corpi rigidi si articolano tra di loro in 5 giunti, i quali consentono 15 gradi di libertà complessivi. In particolare, i giunti del modello sono:

- Spalla: articolazione che consente 3 gradi di libertà relativi alla flessione-estensione sul piano sagittale, all'abduzione-adduzione sul piano frontale e alla rotazione sul piano trasversale;
- Gomito: giunto che permette 2 gradi di libertà per la flessione-estensione sul piano sagittale e la prono-supinazione sul piano trasversale;
- Polso: articolazione che consente 2 gradi di libertà relativi alla flessione-estensione sul piano sagittale e alla deviazione radio-ulnare sul piano frontale;
- Dito indice: giunto che permette 4 gradi di libertà per rappresentare la flessione-estensione sul piano sagittale e l'abduzione-adduzione sul piano frontale delle falangi distale e prossimale;
- Pollice: articolazione che consente 4 gradi di libertà per rappresentare la flessione-estensione sul piano sagittale e l'abduzione-adduzione sul piano frontale delle falangi distale e prossimale.

Tabella 2.3: Gradi di libertà del modello e rispettivi range di movimento.

Grado di libertà		Limite inferiore (°)	Limite superiore (°)
Spalla	Angolo di elevazione	-90	130
	Elevazione	0	180
	Rotazione	-90	20
Gomito	Flessione	0	130
	Prono-supinazione	-90	90
Polso	Deviazione	-10	25
	Flessione	-70	70
Pollice	Flessione	-15	45
	Abduzione	-25	25
Pollice 2° falange	Flessione	-45	40

Pollice 3° falange	Flessione	-75	25
Indice	Flessione	-50	90
	Abduzione	-15	15
Indice 2° falange	Flessione	0	120
Indice 3° falange	Flessione	0	90

2.1.3. Modello Wrist

Un altro modello di arto superiore presente nella libreria di OpenSim è il modello Wrist. Esso non modella l'intero arto superiore destro, ma solo l'avambraccio e la mano. Si tratta infatti di un modello muscoloscheletrico che è stato ideato per studiare nel dettaglio l'articolazione di polso. In figura 2.4 è raffigurato il modello Wrist di OpenSim.

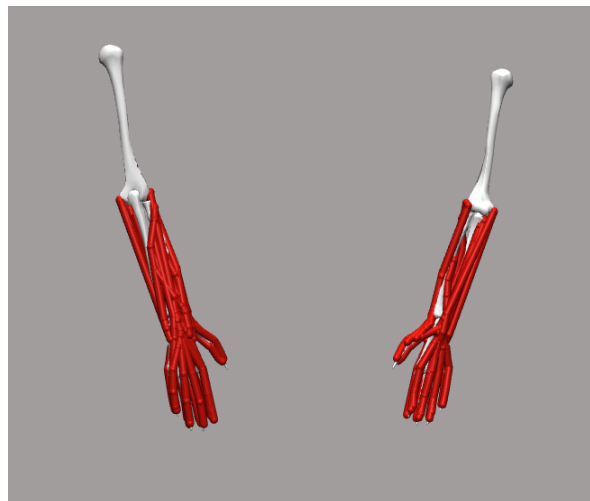


Figura 2.4: Vista anteriore (a sinistra) e vista posteriore (a destra) del modello Wrist.

Questo modello è caratterizzato da 21 corpi rigidi, 23 muscoli e da 10 gradi di libertà. I segmenti ossei che compongono il modello sono l'ulna, il radio, lo scafoide, l'osso semilunare, il trapezio, il trapezoide, il capitato, l'osso pisiforme, il triquetro, l'osso uncinato, il metacarpo del dito indice, le falangi prossimale, mediale e distale del dito indice, il metacarpo del dito medio, le falangi del dito medio, il metacarpo del dito anulare, le falangi del dito anulare, il metacarpo del dito mignolo, le falangi del dito mignolo, il dito pollice. Come per il modello "Upper Extremity Kinematic Model", anche per il modello Wrist non sono indicati i parametri inerziali caratteristici dei segmenti rigidi appena elencati.

In tabella 2.4 si riportano i gradi di libertà del modello Wrist con i rispettivi range di movimento.

Tabella 2.4: Gradi di libertà del modello e rispettivi range di movimento.

Grado di libertà		Limite inferiore (°)	Limite superiore (°)
Gomito	Flessione	0	130
	Prono-supinazione	-90	90
Polso	Deviazione	-25	35
	Flessione	-70	70
Pollice	Flessione	-45	90
	Abduzione	-45	15
Indice	Flessione	-10	90
	Abduzione	-20	20
Indice 2^a falange	Flessione	-5	90
Indice 3^a falange	Flessione	-5	90

2.1.4. Wu Shoulder Musculoskeletal Model

Come anticipato nel paragrafo 1.2.1, il modello muscoloscheletrico della spalla di Wu è stato individuato durante un'attenta ricerca bibliografica. Questo modello non è presente nella libreria di OpenSim, ma il file in formato .osim del modello è disponibile e facilmente scaricabile dal sito di OpenSim [29]. Anche in questo caso si ha un modello monolaterale dell'arto superiore destro. In figura 2.5 si riportano diverse viste del modello della spalla di Wu.

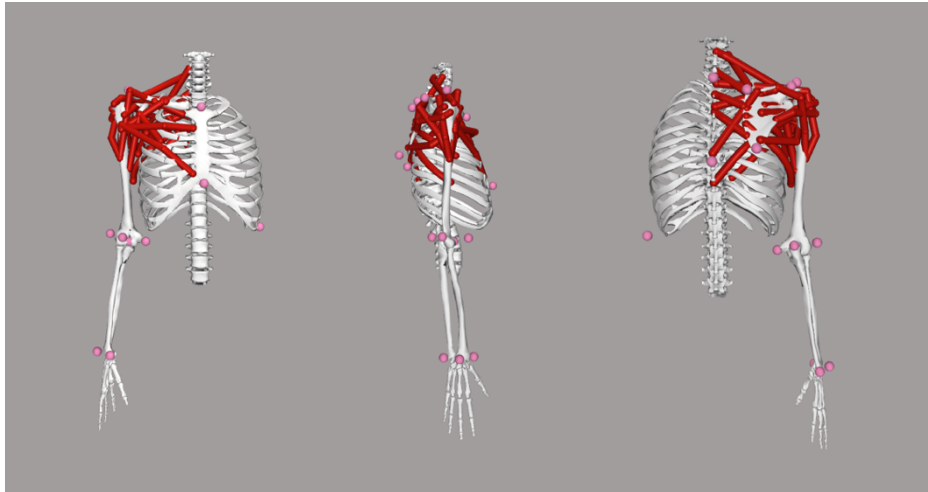


Figura 2.5: Viste frontale, laterale e posteriore del modello della spalla di Wu.

Il modello della spalla di Wu è costituito da 7 corpi rigidi: il torace, la clavicola, la scapola, l'omero, il radio, l'ulna e la mano. In tabella 2.4 si riportano i parametri inerziali dei segmenti ossei appena elencati.

Tabella 2.5: Caratteristiche inerziali del modello della spalla di Wu.

	Massa (kg)	Inerzia ($kg \cdot m^2$)			Coordinate COM (m)
		xx	yy	zz	
Torace	20.000	1.475	0.756	1.431	(-0.03; 0.32; 0)
Clavicola	0.200	0.000	0.000	0.000	(-0.013; 0.008; 0.066)
Scapola	0.500	0.000	0.000	0.000	(-0.072; -0.039; -0.065)
Omero	2.033	0.012	0.004	0.013	(0; -0.165; 0)
Radio	0.608	0.003	0.001	0.003	(0; -0.121; 0)
Ulna	0.608	0.003	0.001	0.003	(0; -0.121; 0)
Mano	0.458	0.001	0.001	0.001	(0; -0.068; 0)

I 7 corpi rigidi sopra elencati e descritti si articolano tra di loro dando origine a 5 diversi giunti, i quali consentono complessivamente 13 gradi di libertà al modello. I giunti del modello sono:

- torace: consente 3 gradi di libertà relativi all'inclinazione sul piano sagittale, all'abduzione-adduzione sul piano frontale e alla rotazione sul piano trasversale;
- giunto sterno-clavicolare (SCJ): articolazione che permette 2 gradi di libertà relativi alla protrazione-retrazione della clavicola sul piano frontale e all'elevazione-depressione sul piano frontale;

- giunto acromio-clavicolare (ACJ): giunto che consente 3 gradi di libertà relativi alla protrazione-retrazione sul piano frontale, all'inclinazione posteriore-anteriore sul piano sagittale e alla rotazione mediale-laterale sul piano trasversale;
- giunto gleno-omeroale (GHJ): articolazione che permette 3 gradi di libertà relativi alla flessione-estensione sul piano sagittale, all'adduzione-abduzione sul piano frontale e alla rotazione interna-esterna sul piano trasversale;
- gomito: giunto che consente 2 gradi di libertà relativi alla flesso-estensione sul piano sagittale e alla pronazione-supinazione sul piano trasversale.

In tabella 2.6 si riportano i 13 gradi di libertà del modello della spalla di Wu con i rispettivi range di movimento permessi.

Tabella 2.6: Gradi di libertà del modello e rispettivi range di movimento.

Grado di libertà		Limite inferiore (°)	Limite superiore (°)
Torace	Inclinazione	-90	90
	Abduzione-adduzione	-90	90
	Rotazione	-90	90
Giunto sterno-clavicolare	Protrazione-retrazione	-90	90
	Elevazione-depressione	-90	90
Giunto acromio-clavicolare	Protrazione-retrazione	-90	90
	Inclinazione	-90	90
	Rotazione	-90	90
Giunto gleno-omeroale	Abduzione-adduzione	-108.86	20.05
	Flesso-estensione	-17.19	171.89
	Rotazione	0	171.89
Gomito	Flessione	0	130
	Prono-supinazione	-90	90

Nelle simulazioni di dinamica inversa che verranno svolte successivamente solo alcuni dei 13 gradi di libertà appena elencati avranno una variazione in funzione del tempo. I gradi di libertà che verranno utilizzati sono l'inclinazione del torace, la flessione-estensione della spalla e la flessione-estensione del gomito. La figura 2.6 riporta alcuni angoli esemplificativi per l'inclinazione del torace.

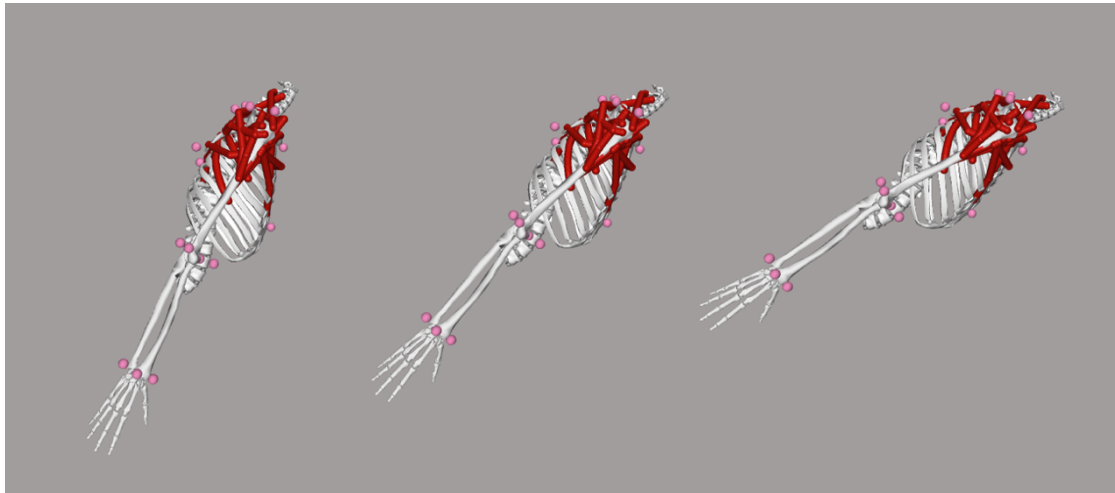


Figura 2.6: Inclinazione del torace di -30° (a sinistra), di -45° (al centro) e di -60° (a destra).

La figura 2.7 raffigura alcuni angoli esemplificativi per la flessione-estensione della spalla.

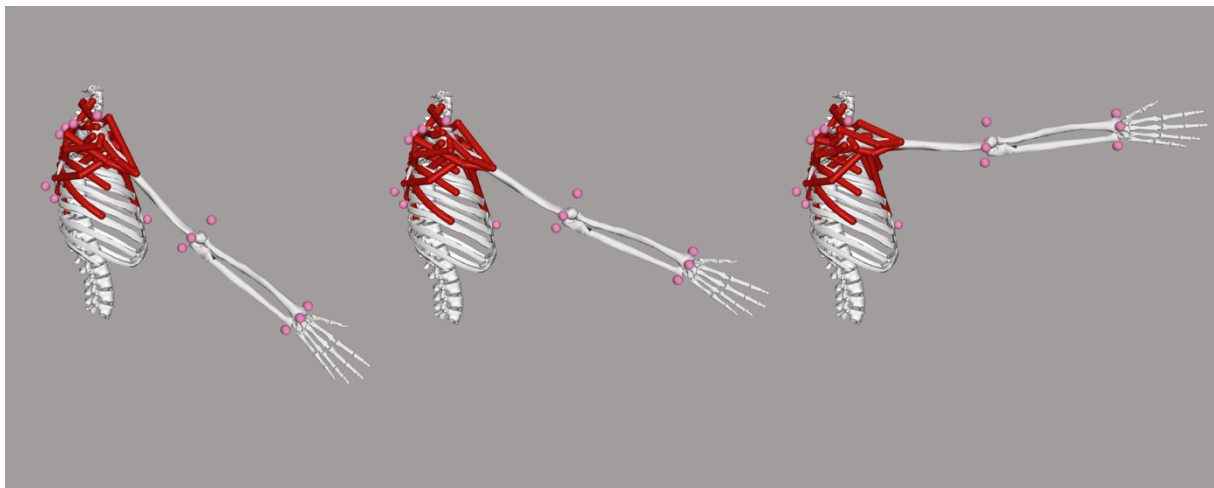


Figura 2.7: Flessione-estensione della spalla di 30° (a sinistra), di 45° (al centro) e di 90° (a destra).

Nella figura 2.8 sono riportati alcuni angoli esemplificativi per la flessione-estensione del gomito.

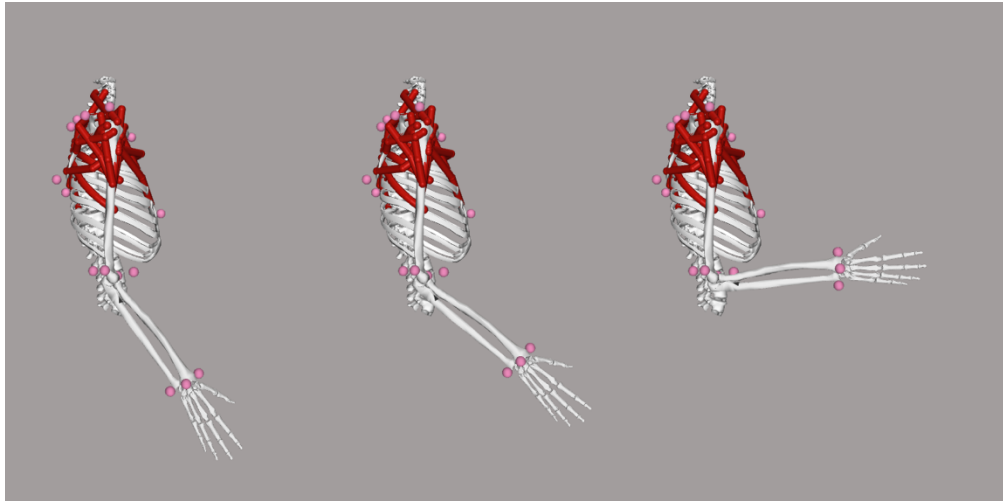


Figura 2.8: Flesso-estensione del gomito di 30° (a sinistra), di 45° (al centro) e di 90° (a destra).

Il modello della spalla di Wu è costituito da 26 muscoli, i cui parametri caratteristici sono riportati nella tabella 2.7.

Tabella 2.7: Parametri caratteristici dei muscoli del modello della spalla di Wu.

	Forza isometrica massima (N)	Lunghezza ottimale delle fibre (m)	Lunghezza a riposo del tendine (m)	Angolo di pennatura (°)
Elevatore della spalla (LVS)	169.96	0.15	0.01	0
Trapezio superiore (TRP1)	280.57	0.10	0.02	0
Trapezio medio superiore (TRP2)	162.45	0.09	0.04	0
Trapezio medio inferiore (TRP3)	155.28	0.08	0.02	0
Trapezio inferiore (TRP4)	557.24	0.13	0.01	0
Piccolo romboide (RMN)	301.62	0.11	0.023	0
Grande romboide superiore (RMJ1)	185.94	0.09	0.02	0
Grande romboide inferiore (RMJ2)	111.57	0.09	0.05	0
Dentato anteriore superiore (SRA1)	365.12	0.09	0.07	0
Dentato anteriore medio (SRA2)	179.96	0.13	0.04	0
Dentato anteriore inferiore (SRA3)	377.92	0.13	0.01	0
Succlavio (SBCL)	195.81	0.02	0.04	0
Piccolo pettorale (PMN)	218.72	0.12	0.01	0
Deltoide anteriore (DEL1)	556.80	0.18	0.03	22

Deltoide laterale (DELT2)	1098.40	0.13	0.05	15
Deltoide posteriore (DELT3)	944.70	0.12	0.10	18
Soprascapolo (SUPSP)	410.70	0.12	0.02	7
Infrascapolo (INFSP)	864.6	0.13	0.03	18
Sottoscapolo (SUBSC)	944.30	0.16	0.01	20
Piccolo rotondo (TMIN)	605.40	0.05	0.10	24
Grande rotondo (TMAJ)	234.90	0.14	0.05	16
Grande pettorale clavicolare (PECM1)	983.40	0.10	0.05	17
Grande pettorale mediale (PECM2)	699.70	0.14	0.10	25
Grande pettorale inferiore (PECM3)	446.70	0.18	0.10	25
Grande dorsale (LAT)	1129.70	0.23	0.08	19
Coracobrachiale (CORB)	306.90	0.08	0.06	0

L'obiettivo principale di questo lavoro di tesi è quello di analizzare i carichi articolari di spalla e gomito di atleti di Para Ice Hockey durante la propulsione in sprint. Quindi sono previste analisi di un gesto tecnico (propulsione da seduto) nel quale il movimento del tronco ricopre un ruolo fondamentale. Pertanto, il modello Wrist essendo stato ideato esclusivamente per lo studio dell'articolazione del gomito non è utilizzabile per questo scopo. Sulla base del tipo di analisi che si vogliono condurre nell'ambito di questo progetto di tesi anche il modello "Upper Extremity Kinematic Model" non è utilizzabile poiché non è possibile effettuare studi dinamici. Infatti, il modello non possiede i parametri inerziali dei vari segmenti e la presenza di un grande numero di muscoli aumenta considerevolmente i tempi computazionali. Sono state quindi eseguite delle prove preliminari con il modello Arm26 in quanto è un modello molto semplice e poi prove preliminari con il modello di Wu.

2.2. Prove preliminari

Inizialmente sono state effettuate diverse simulazioni di cinematica e di dinamica inversa con OpenSim utilizzando il modello Arm26 e il modello di Wu. Si riportano ora nel dettaglio le prove effettuate e i risultati che sono stati ottenuti.

2.2.1. Prove preliminari con il modello Arm26

Per queste prove preliminari sono stati creati con Matlab dei file contenenti la cinematica e la dinamica in formato supportato da OpenSim. In particolare, sono state eseguite le seguenti prove:

- Prova 1: braccio disteso lungo il corpo, flessione del gomito da 0° a 130°
- Prova 2: braccio disteso lungo il corpo, flessione del gomito da 0° a 130°, carico esterno nel centro di massa del corpo `r_ulna_radius_hand`
- Prova 3: braccio disteso lungo il corpo, flessione del gomito da 0° a 130°, carico esterno nel centro di massa della mano
- Prova 4: braccio disteso in avanti, flessione del gomito da 0° a 130°
- Prova 5: braccio disteso lungo il corpo, elevazione della spalla da 0° a 90°
- Prova 6: braccio disteso lungo il corpo, elevazione della spalla da 0° a 90°, carico esterno nel centro di massa del corpo `r_ulna_radius_hand`

Prova 1: La prima prova di dinamica inversa è stata effettuata utilizzando in input una funzione cinematica lineare per la flessione del gomito. In particolare, si è eseguita una flessione del gomito da un angolo iniziale di 0° ad un angolo finale di 130°. La funzione cinematica lineare utilizzata è riportata in figura 2.9.

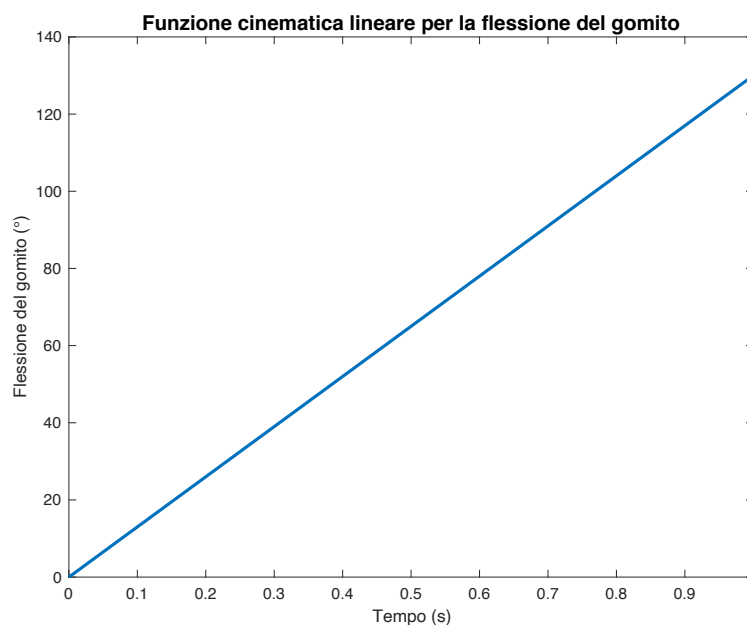


Figura 2.9: Funzione cinematica lineare per la flessione del gomito in funzione del tempo.

Dalla simulazione di dinamica inversa in OpenSim sono stati ottenuti i valori dei momenti articolari di gomito e spalla. Mediante l'utilizzo di un apposito script Matlab sono stati ottenuti analiticamente i valori del momento di flessione del gomito e questi sono stati confrontati con i valori ottenuti sperimentalmente. Gli andamenti del momento di flessione del gomito calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.10. Il momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.11.

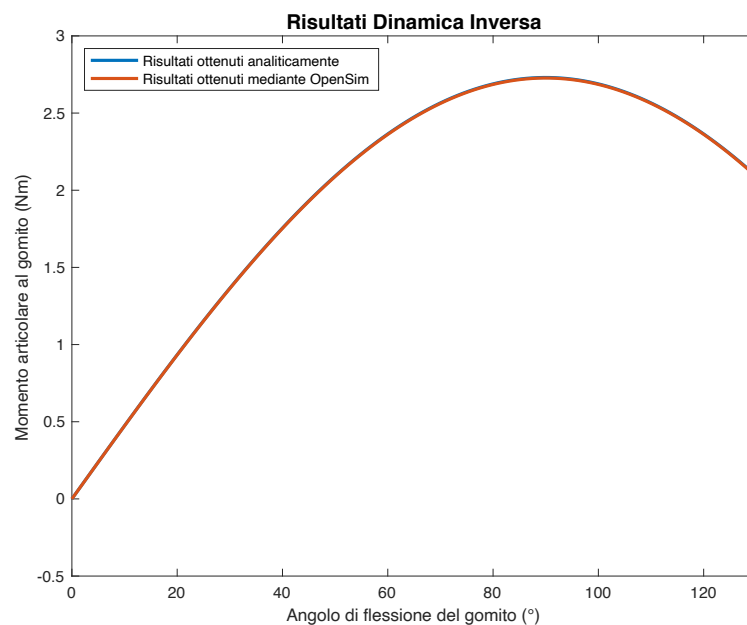


Figura 2.10: Momento di flessione del gomito in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

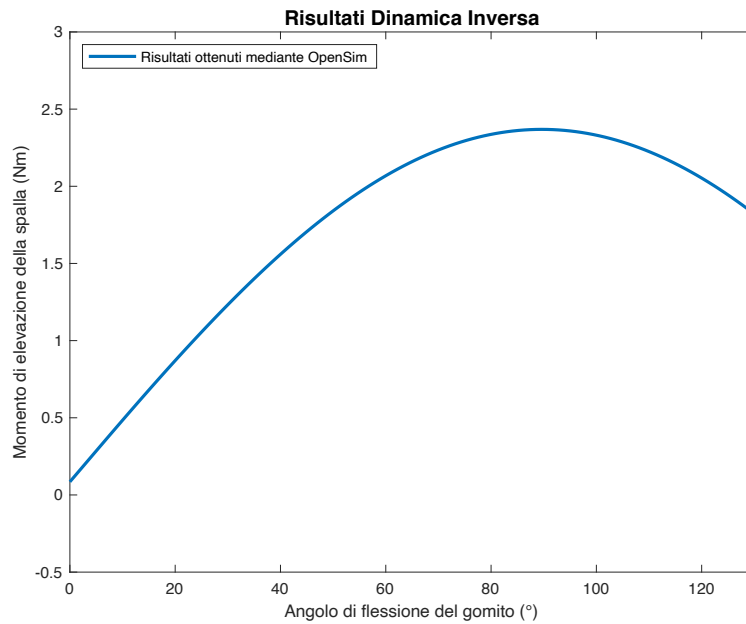


Figura 2.11: Momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

Prova 2: La seconda prova di dinamica inversa è stata effettuata utilizzando in input una funzione cinematica lineare per la flessione del gomito. In particolare, si è eseguita una flessione del gomito da un angolo iniziale di 0° ad un angolo finale di 130°. Sono state date in input al modello anche le componenti di una forza esterna verticale pari a -50 N applicata al corpo `r_ulna_radius_hand` nel suo centro di massa di coordinate (0; -0.181; 0). La funzione cinematica lineare utilizzata è riportata in figura 2.12.

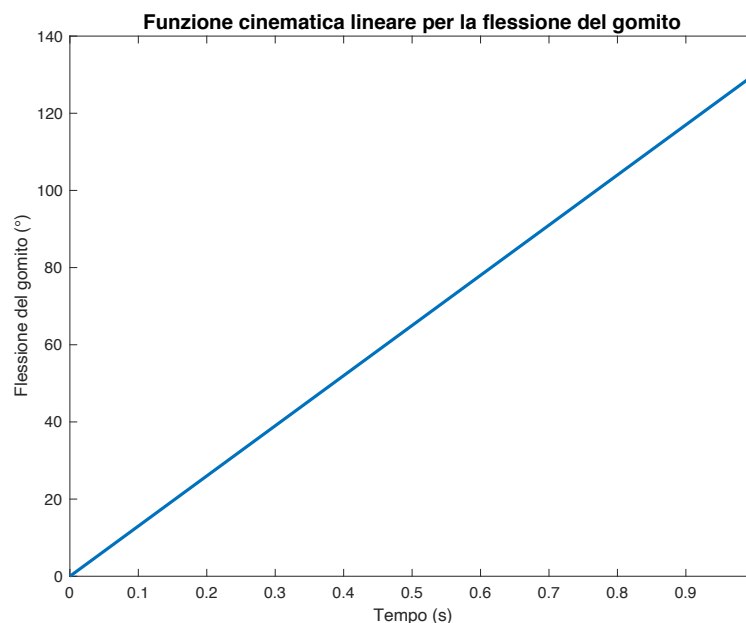


Figura 2.12: Funzione cinematica lineare per la flessione del gomito in funzione del tempo.

Dalla simulazione di dinamica inversa in OpenSim sono stati ottenuti i momenti articolari di gomito e spalla. È stata effettuata la verifica dei risultati confrontando i valori sperimentali del momento di flessione del gomito con i valori calcolati analiticamente mediante un apposito script Matlab. Gli andamenti del momento di flessione del gomito calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.13. Il momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.14.

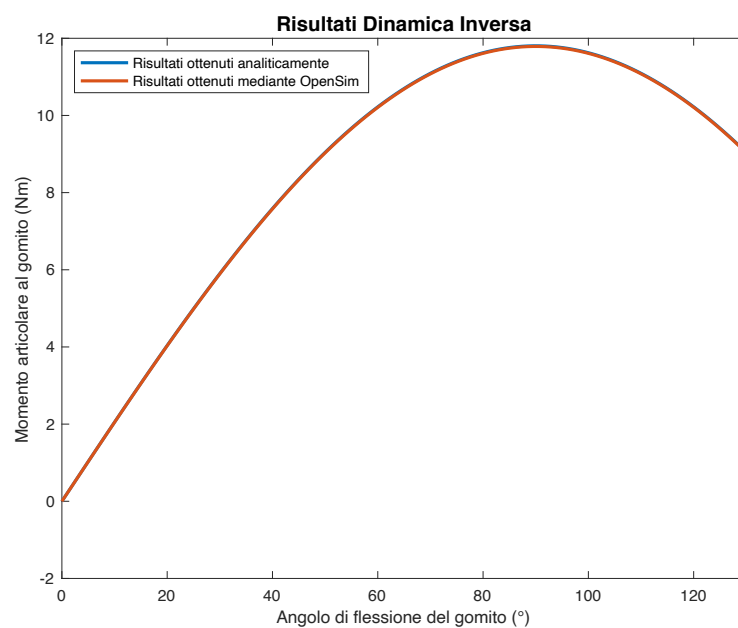


Figura 2.13: Momento di flessione del gomito in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

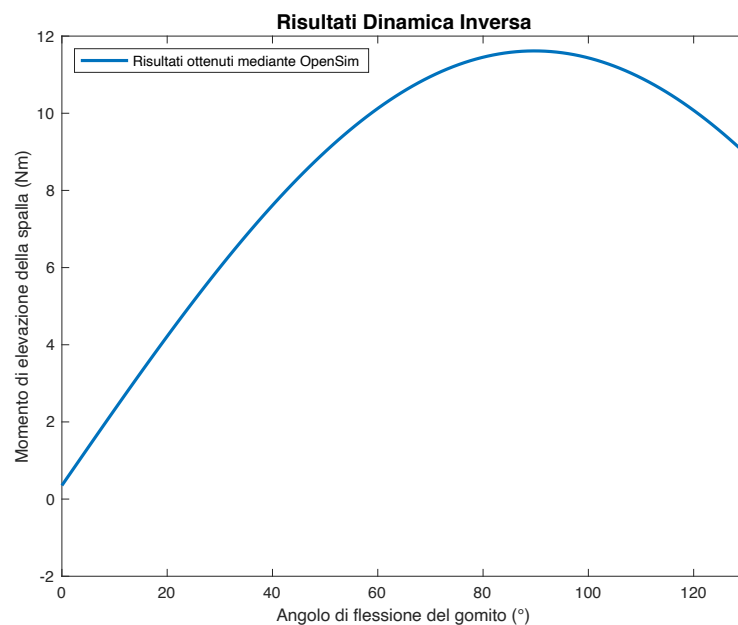


Figura 2.14: Momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

Prova 3: La terza prova di dinamica inversa è stata eseguita utilizzando in input una funzione cinematica lineare per la flessione del gomito. In particolare, si è eseguita una flessione del gomito da un angolo iniziale di 0° ad un angolo finale di 130° . Sono state date in input al modello anche le componenti di una forza esterna verticale pari a -50 N applicata al corpo `r_ulna_radius_hand` nel punto di coordinate $(0; -0.03; 0.07)$ corrispondente al centro di massa della mano. La funzione cinematica lineare utilizzata è riportata in figura 2.15.

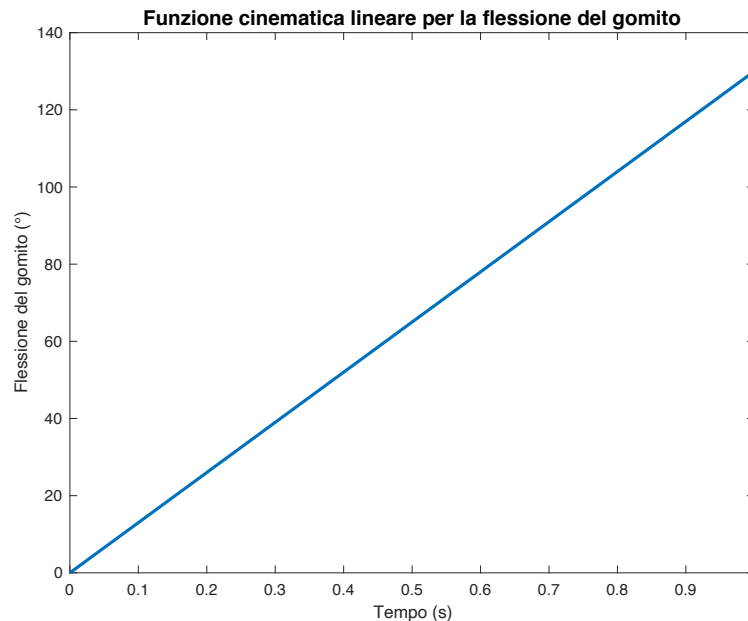


Figura 2.15: Funzione cinematica lineare per la flessione del gomito in funzione del tempo.

Dalla simulazione di dinamica inversa in OpenSim sono stati ottenuti i momenti articolari di gomito e spalla. Mediante l'utilizzo di un apposito script Matlab sono stati ottenuti analiticamente i valori del momento di flessione del gomito e questi sono stati confrontati con i valori ottenuti sperimentalmente. Gli andamenti del momento di flessione del gomito calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.16. Il momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.17.

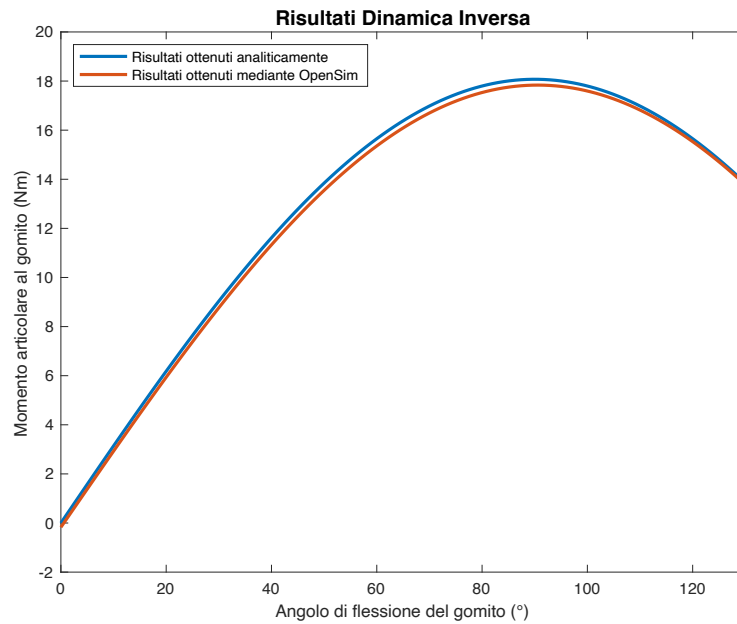


Figura 2.16: Momento di flessione del gomito in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

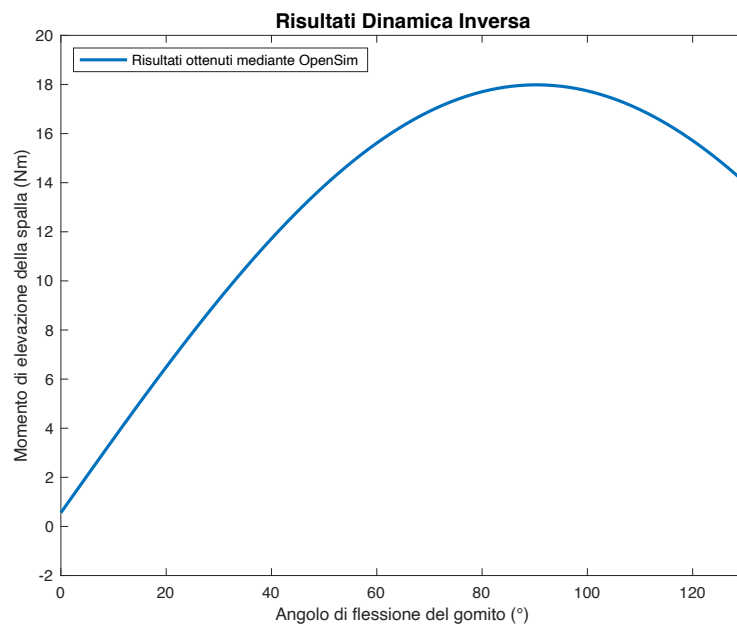


Figura 2.17: Momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

Prova 4: La quarta prova di dinamica inversa è stata effettuata utilizzando in input una funzione cinematica lineare per la flessione del gomito. In particolare, si è eseguita una flessione del gomito da un angolo iniziale di 0° ad un angolo finale di 130° . In questo caso, la posizione iniziale del modello prevedeva un angolo di elevazione della spalla pari a 90° . Le

posizioni iniziale e finale del modello sono raffigurate in figura 2.18. La funzione cinematica lineare utilizzata è riportata in figura 2.19.

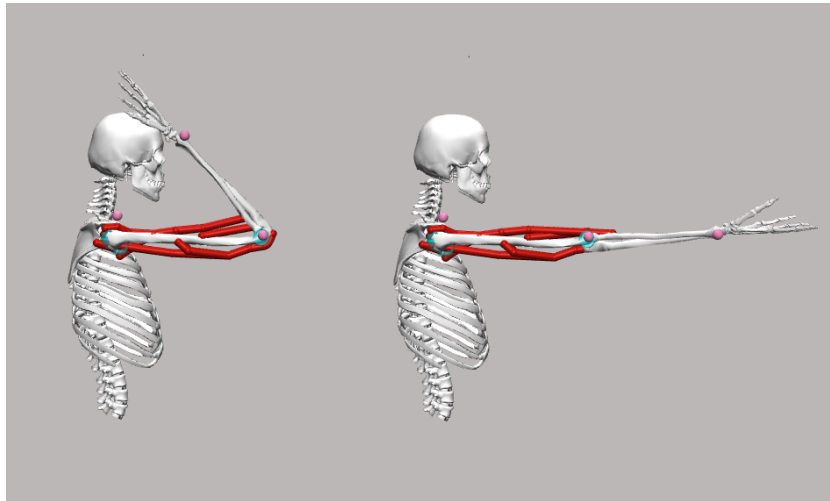


Figura 2.18: Posizioni iniziale (a sinistra) e finale (a destra) del modello.

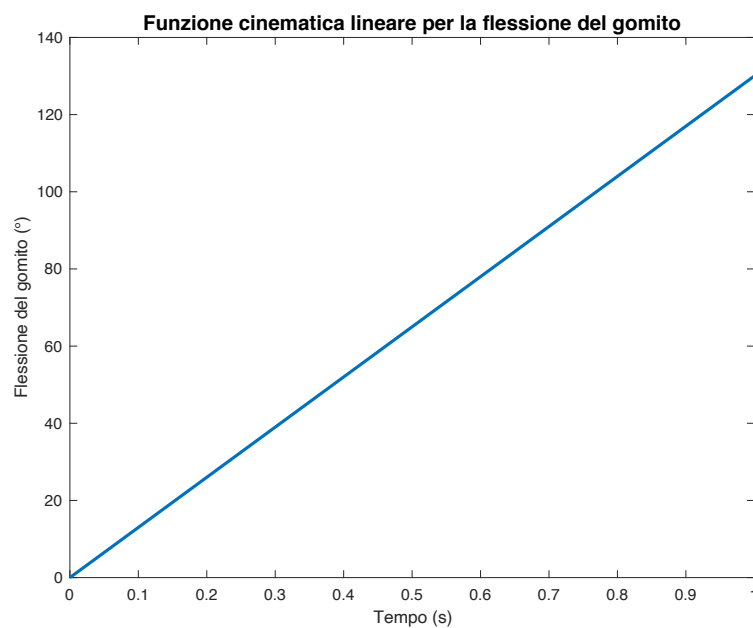


Figura 2.19: Funzione cinematica lineare per la flessione del gomito in funzione del tempo.

Dalla simulazione di dinamica inversa in OpenSim sono stati ottenuti i momenti articolari di gomito e spalla. I valori sperimentali del momento di flessione del gomito sono stati confrontati con i valori calcolati analiticamente mediante un apposito script Matlab. Gli andamenti del momento di flessione del gomito calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.20. Il

momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.21.

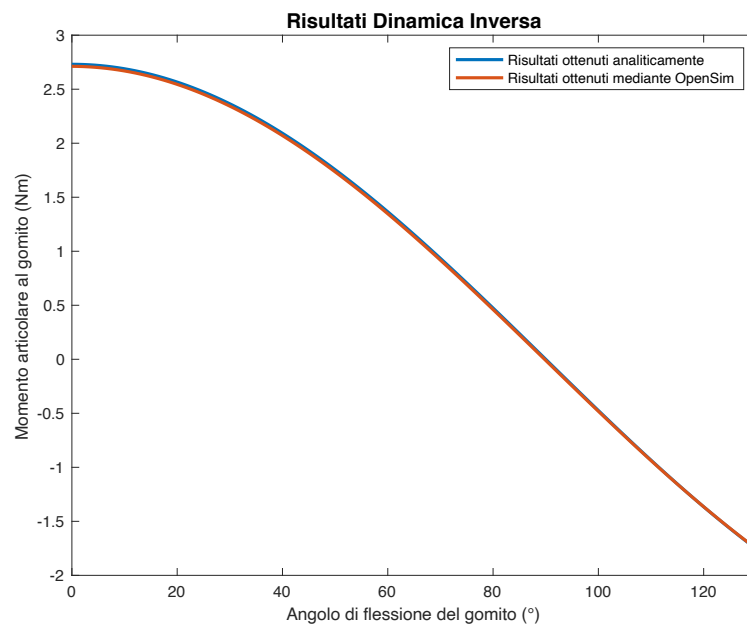


Figura 2.20: Momento di flessione del gomito in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

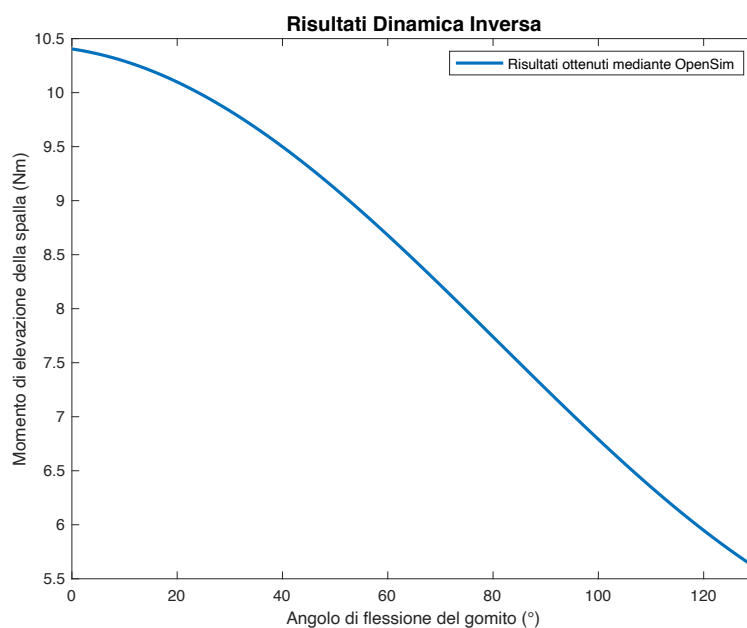


Figura 2.21: Momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

Prova 5: La quinta prova di dinamica inversa è stata effettuata utilizzando in input una funzione cinematica lineare per l'elevazione della spalla. In particolare, si è eseguita

un'elevazione della spalla da 0° a 90° . Le posizioni iniziale e finale del modello sono raffigurate in figura 2.22. La funzione cinematica lineare utilizzata è riportata in figura 2.23.

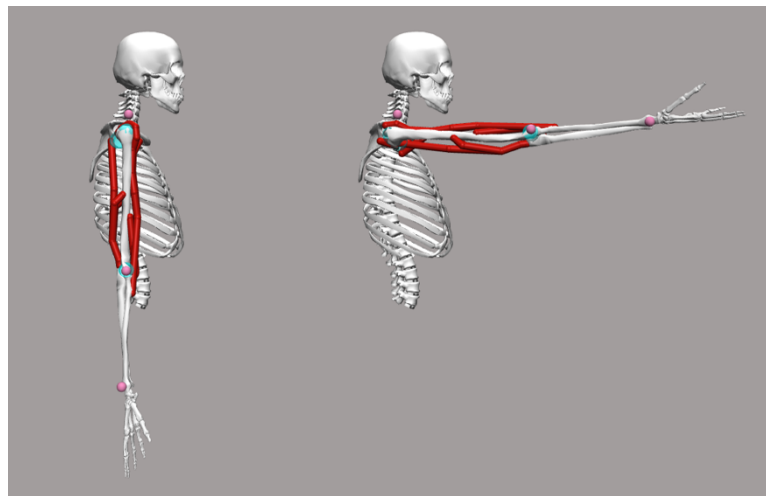


Figura 2.22: Posizioni iniziale (a sinistra) e finale (a destra) del modello.

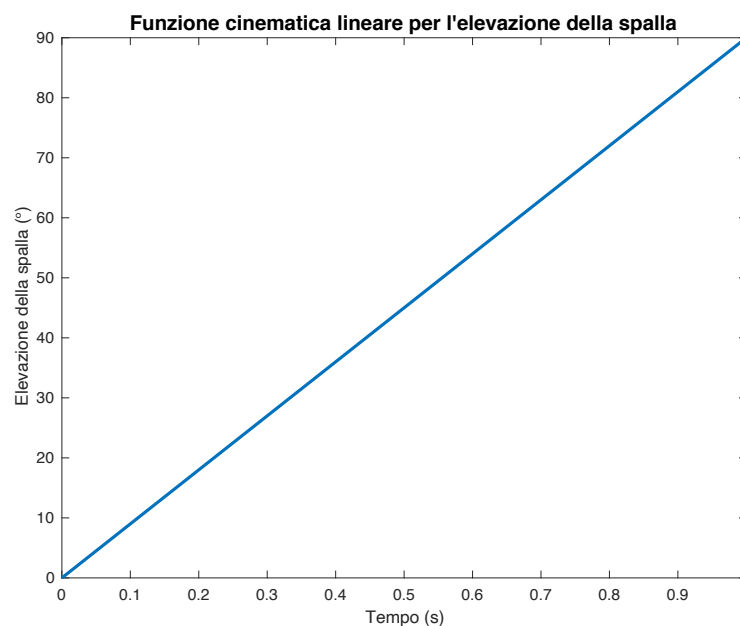


Figura 2.23: Funzione cinematica lineare per l'elevazione della spalla in funzione del tempo.

Dalla simulazione di dinamica inversa in OpenSim è stato ottenuto il momento articolare di spalla. Mediante l'utilizzo di un apposito script Matlab sono stati ottenuti analiticamente i valori del momento di elevazione della spalla e questi sono stati confrontati con i valori ottenuti sperimentalmente. Gli andamenti del momento di elevazione della spalla calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in funzione dell'angolo di elevazione della spalla in figura 2.24.

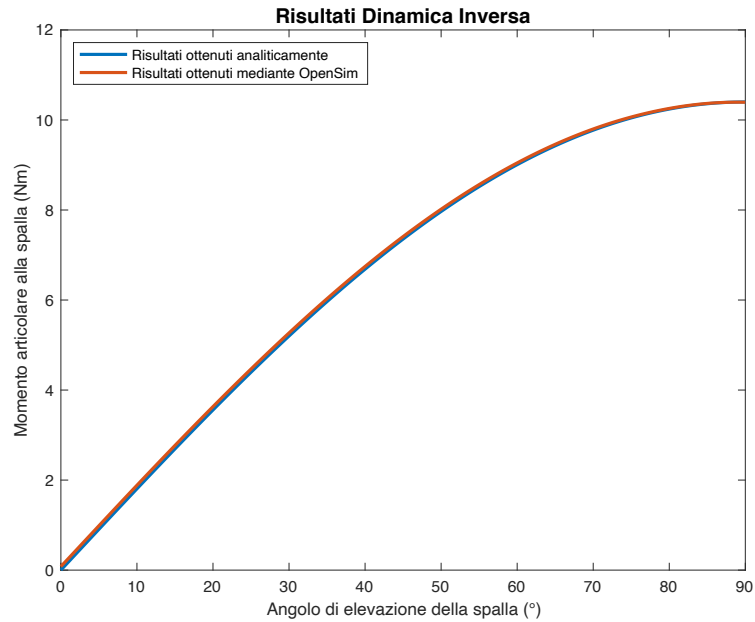


Figura 2.24: Momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di elevazione della spalla.

Prova 6: La sesta prova di dinamica inversa è stata effettuata utilizzando in input una funzione cinematica lineare per l'elevazione della spalla. In particolare, si è eseguita un'elevazione della spalla da 0° a 90°. Sono state date in input al modello anche le componenti di una forza esterna verticale pari a -50 N applicata al corpo `r_ulna_radius_hand` nel suo centro di massa di coordinate (0; -0.181; 0). La funzione cinematica lineare utilizzata è riportata in figura 2.25.

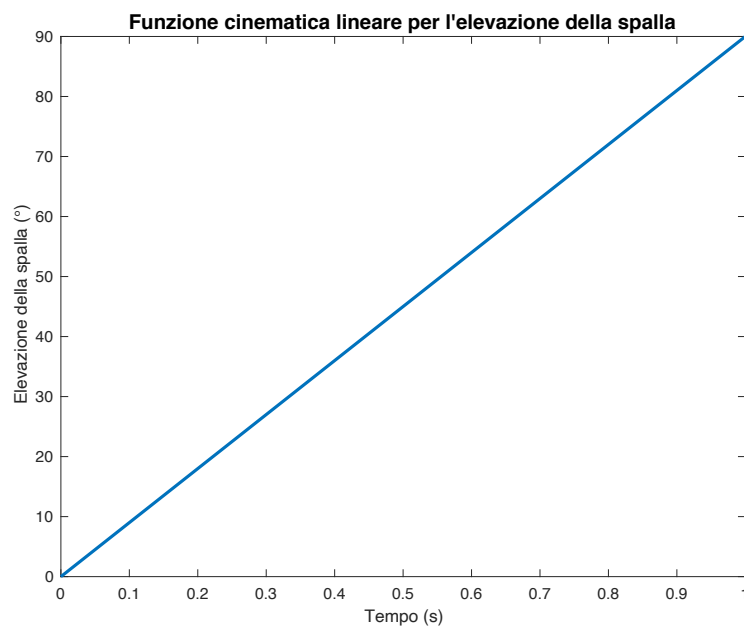


Figura 2.25: Funzione cinematica lineare per l'elevazione della spalla in funzione del tempo.

Dalla simulazione di dinamica inversa in OpenSim è stato ottenuto il momento articolare di spalla. I valori sperimentali del momento di elevazione della spalla sono stati confrontati con i valori calcolati analiticamente mediante l'utilizzo di un apposito script Matlab. Gli andamenti del momento di elevazione della spalla calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in funzione dell'angolo di elevazione della spalla in figura 2.26.

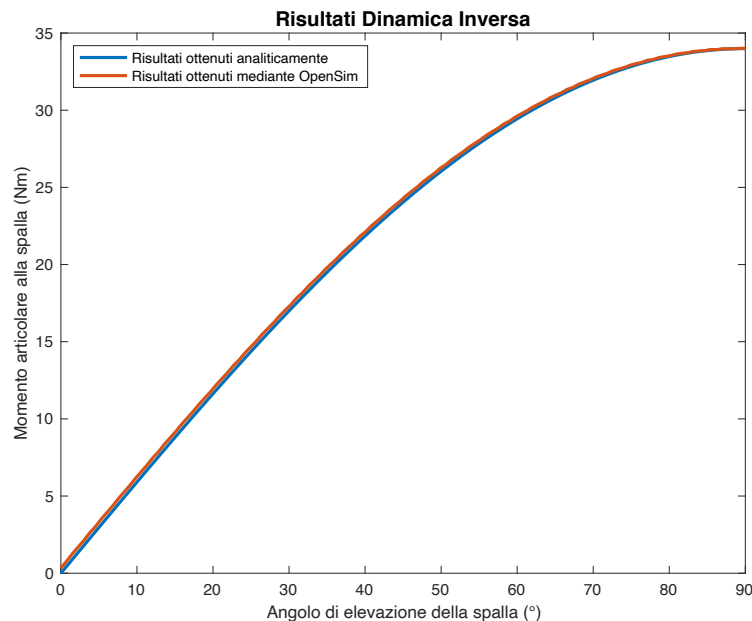


Figura 2.26: Momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di elevazione della spalla.

2.2.2. Prove preliminari con il modello della spalla di Wu

Dopo aver effettuato le prove elencate in precedenza con il modello Arm26 si è deciso di effettuare alcune prove preliminari utilizzando il modello muscoloscheletrico "Wu Shoulder Musculoskeletal Model". Infatti, questo modello muscoloscheletrico è più dettagliato e completo rispetto al modello Arm26. Proprio per la sua completezza questo modello muscoloscheletrico è stato scelto per analizzare i carichi articolari di spalla e gomito a cui sono soggetti gli atleti di Para Ice Hockey durante la propulsione in sprint.

Sono state quindi effettuate le seguenti prove preliminari:

- Prova 1: braccio disteso lungo il corpo, flessione del gomito da 0° a 130°
- Prova 2: braccio disteso lungo il corpo, flessione del gomito da 0° a 130°, carico esterno nel centro di massa del corpo r_hand
- Prova 3: braccio disteso lungo il corpo, elevazione della spalla da 0° a 90°

- Prova 4: braccio disteso lungo il corpo, elevazione della spalla da 0° a 90°, carico esterno nel centro di massa del corpo r_hand

Prova 1: La prima prova di dinamica inversa è stata effettuata utilizzando una funzione cinematica lineare per la flessione del gomito. In particolare, si è eseguita una flessione del gomito da 0° a 130°. La funzione cinematica lineare utilizzata è riportata in figura 2.27.

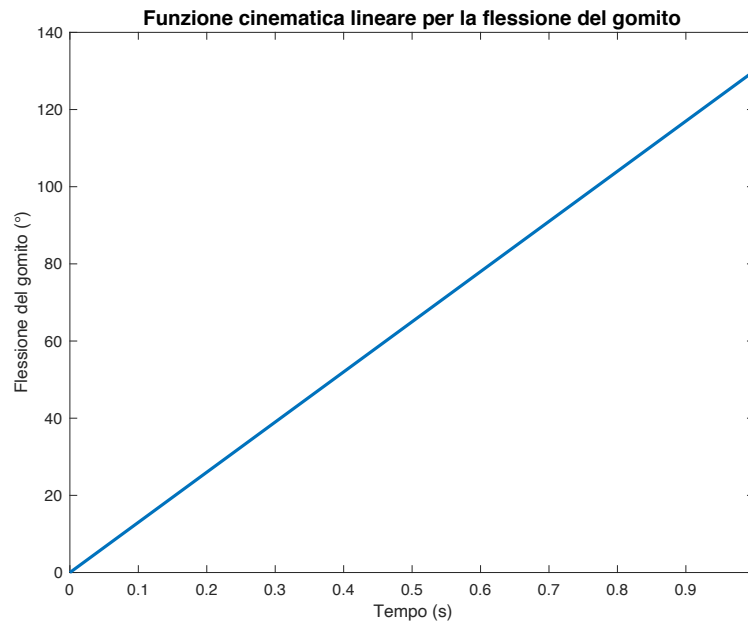


Figura 2.27: Funzione cinematica lineare per la flessione del gomito in funzione del tempo.

Dalla simulazione di dinamica inversa in OpenSim sono stati ottenuti i momenti articolari di gomito e spalla. Mediante l'utilizzo di un apposito script Matlab sono stati ottenuti analiticamente i valori del momento di flessione del gomito e questi sono stati confrontati con i valori ottenuti sperimentalmente. Gli andamenti del momento di flessione del gomito calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.28. I momenti della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.29.

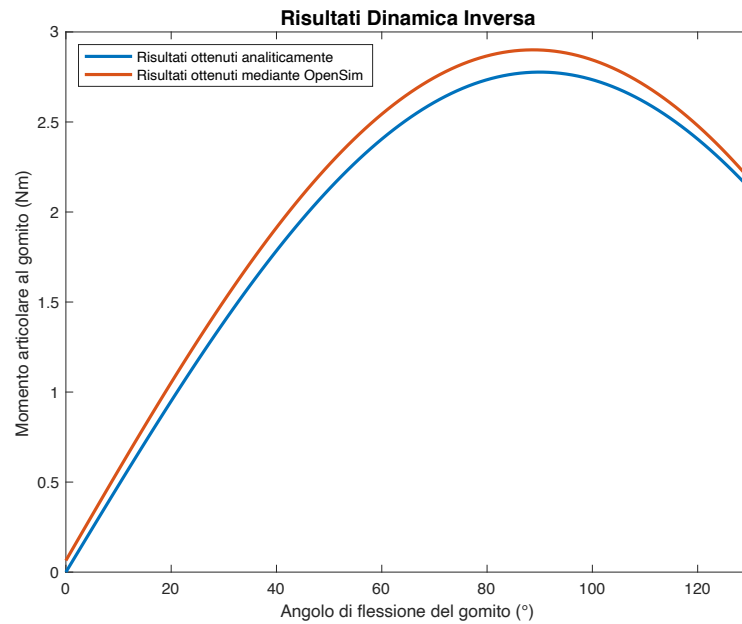


Figura 2.28: Momento di flessione del gomito in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

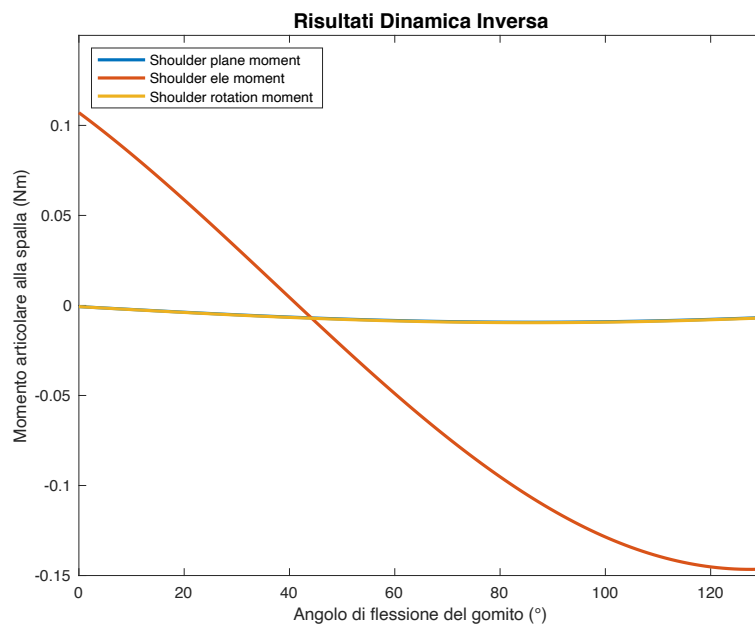


Figura 2.29: Momenti articolari della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

Prova 2: La seconda prova di dinamica inversa è stata effettuata utilizzando in input una funzione cinematica lineare per la flessione del gomito. In particolare, si è eseguita una flessione del gomito da 0° a 130°. Sono state date in input al modello anche le componenti di una forza esterna verticale pari a -50 N applicata al corpo hand_r nel suo centro di massa di coordinate (0; -0.068; 0). La funzione cinematica lineare utilizzata è riportata in figura 2.30.

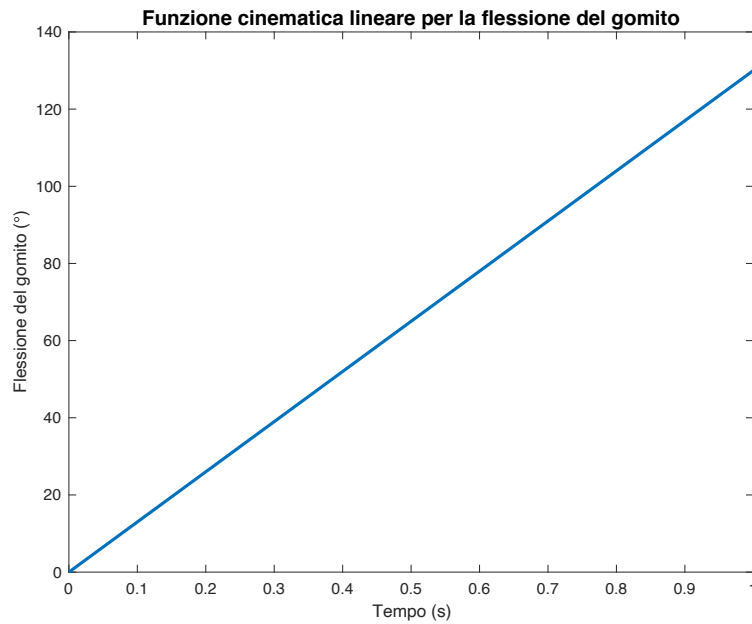


Figura 2.30: Funzione cinematica lineare per la flessione del gomito in funzione del tempo.

Dalla simulazione di dinamica inversa in OpenSim sono stati ottenuti i momenti articolari di gomito e spalla. I valori sperimentali del momento di flessione del gomito sono stati confrontati con i valori ottenuti analiticamente mediante l'utilizzo di un apposito script Matlab. Gli andamenti del momento di flessione del gomito calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.31. I momenti della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito in figura 2.32.

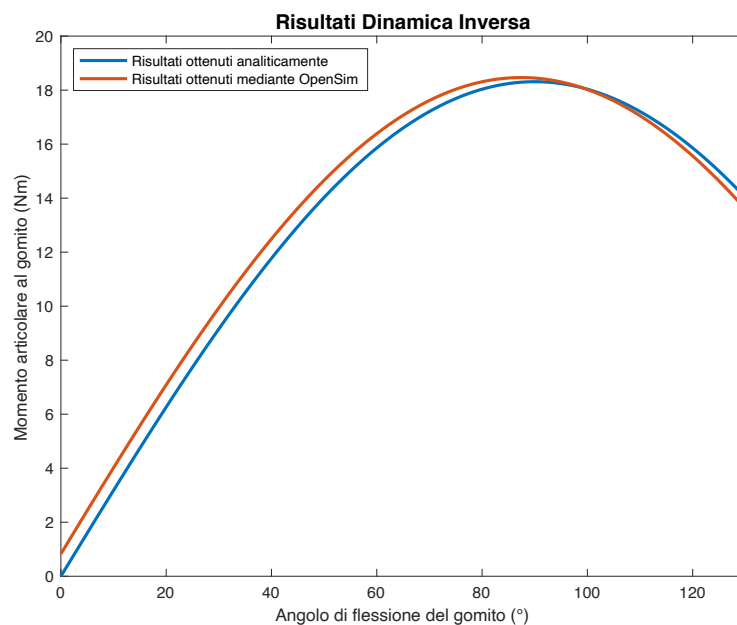


Figura 2.31: Momento di flessione del gomito in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

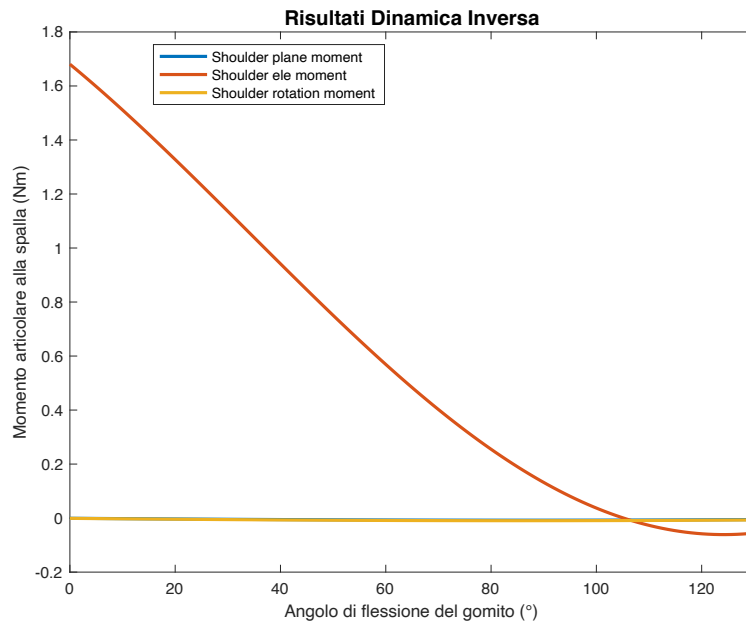


Figura 2.32: Momenti articolari della spalla in funzione dell'angolo di flessione del gomito.

Prova 3: La terza prova di dinamica inversa è stata effettuata utilizzando una funzione cinematica lineare per l'elevazione della spalla. In particolare, si è eseguita una elevazione della spalla da 0° a 90°. Nella figura 2.33 sono raffigurate le posizioni iniziale e finale del modello. La funzione cinematica lineare utilizzata è riportata in figura 2.34.

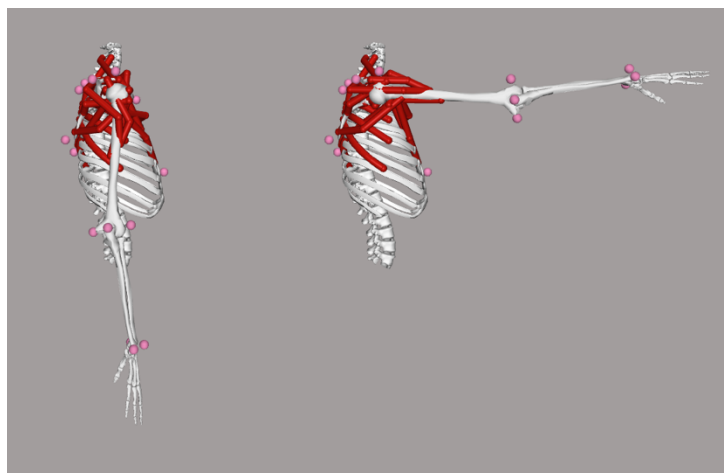


Figura 2.33: Posizioni iniziale (a sinistra) e finale (a destra) del modello.

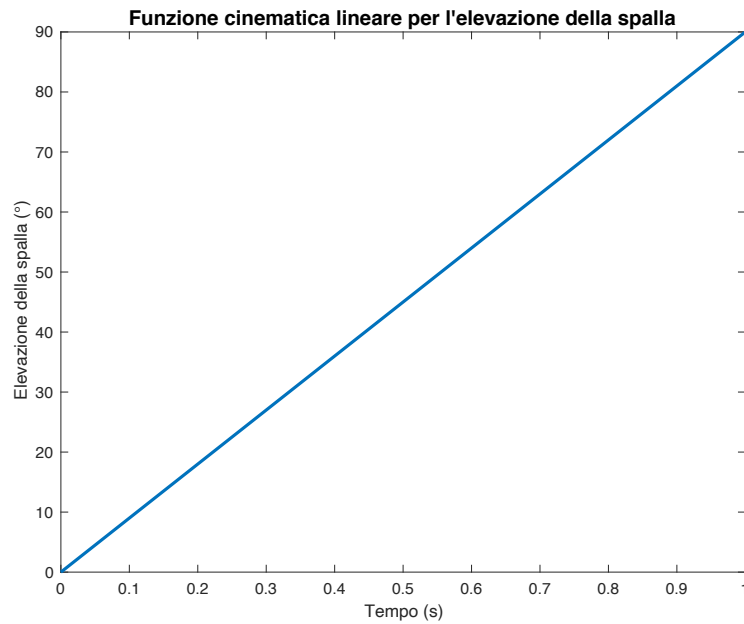


Figura 2.34: Funzione cinematica lineare per l'elevazione della spalla in funzione del tempo.

Dalla simulazione di dinamica inversa in OpenSim è stato ottenuto il momento articolare di spalla. Mediante l'utilizzo di un apposito script Matlab sono stati calcolati analiticamente i valori del momento di elevazione della spalla e questi sono stati confrontati con i valori ottenuti sperimentalmente. Gli andamenti del momento di elevazione della spalla calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in funzione dell'angolo di elevazione della spalla in figura 2.35.

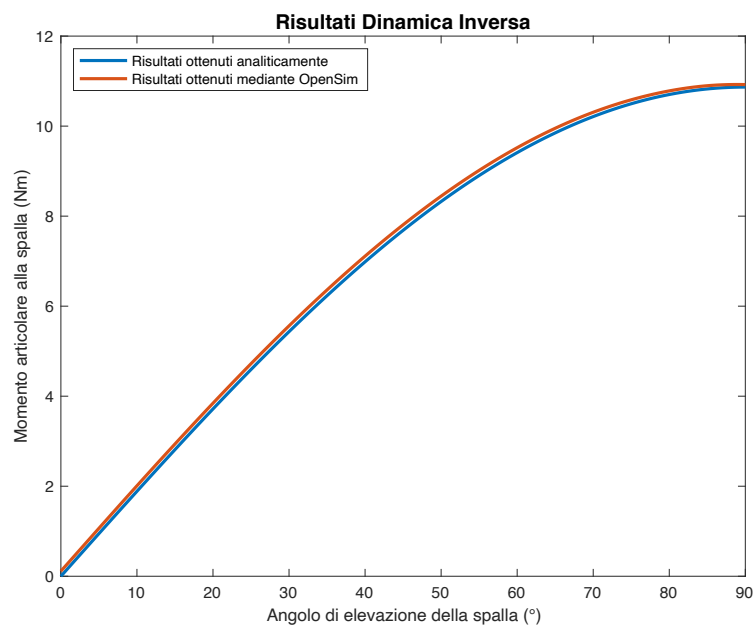


Figura 2.35: Momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di elevazione della spalla.

Prova 4: La quarta prova di dinamica inversa è stata effettuata utilizzando una funzione cinematica lineare per l'elevazione della spalla. In particolare, si è eseguita una elevazione della spalla da 0° a 90° . Sono state date in input al modello anche le componenti di una forza esterna verticale pari a -50 N applicata al corpo hand_r nel suo centro di massa di coordinate $(0; -0.600; 0)$ rispetto al sistema di riferimento della spalla. La funzione cinematica lineare utilizzata è riportata in figura 2.36.

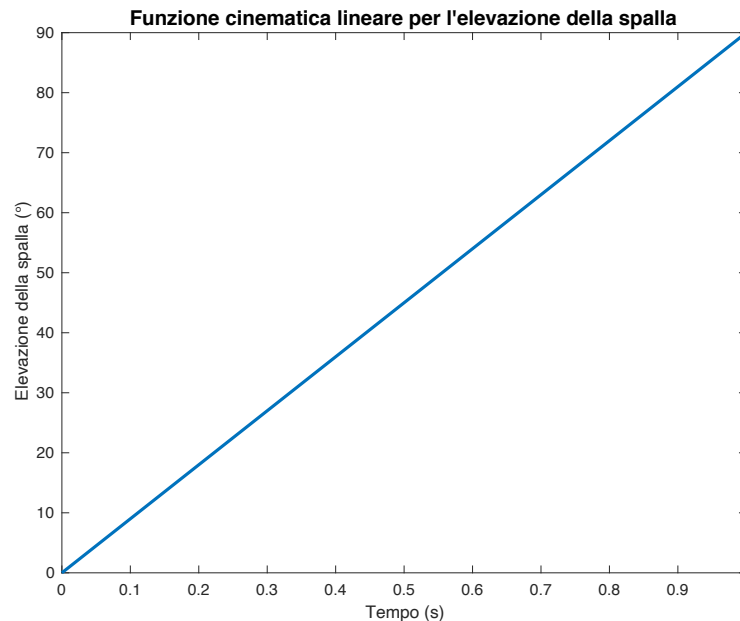


Figura 2.36: Funzione cinematica lineare per l'elevazione della spalla in funzione del tempo.

Dalla simulazione di dinamica inversa in OpenSim è stato ottenuto il momento articolare di spalla. I valori sperimentali del momento di elevazione della spalla sono stati confrontati con i valori calcolati analiticamente mediante l'utilizzo di un apposito script Matlab. Gli andamenti del momento di elevazione della spalla calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in funzione dell'angolo di elevazione della spalla in figura 2.37.

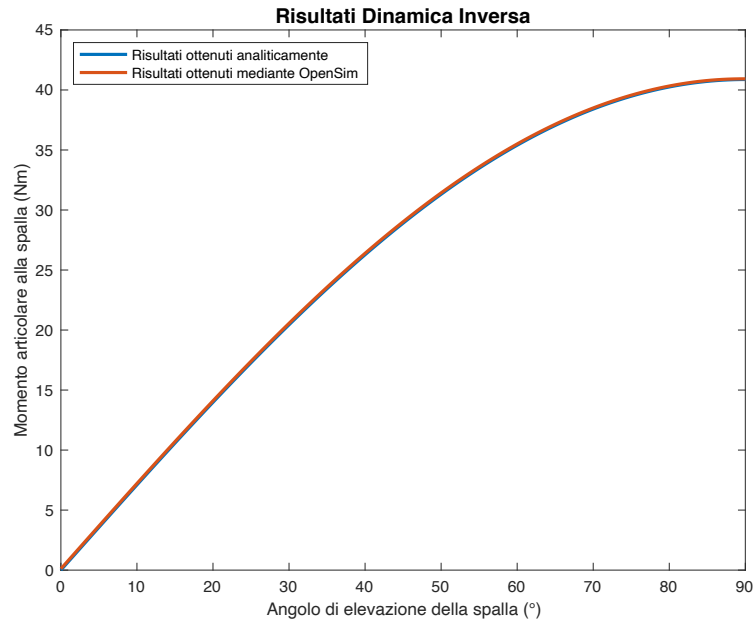


Figura 2.37: Momento di elevazione della spalla in funzione dell'angolo di elevazione della spalla.

2.2.3. Riassunto delle prove preliminari

Si riportano ora in modo schematico tutte le prove preliminari effettuate, sia con il modello Arm26 sia con il modello della spalla di Wu. Nelle tabelle 2.7 e 2.8 sono riportati gli input dati ai due modelli in ciascuna prova effettuata e gli output ottenuti da ciascuna simulazione di dinamica inversa.

Tabella 2.7: Input e output delle prove preliminari effettuate con il modello Arm26.

Arm26	Input	Output
Prova 1	Flessione lineare del gomito da 0° a 130°	Momento di flessione del gomito
		Momento di elevazione della spalla
Prova 2	Flessione lineare del gomito da 0° a 130° Forza esterna verticale pari a -50 N nel centro di massa della mano	Momento di flessione del gomito
		Momento di elevazione della spalla
Prova 3	Flessione lineare del gomito da 0° a 130° Forza esterna verticale pari a -50 N nel punto di coordinate (0; -0,3; 0,07)	Momento di flessione del gomito
		Momento di elevazione della spalla

Prova 4	Elevazione della spalla pari a 90° Flessione lineare del gomito da 0° a 130°	Momento di flessione del gomito Momento di elevazione della spalla
Prova 5	Elevazione lineare della spalla da 0° a 90°	Momento di elevazione della spalla
Prova 6	Elevazione lineare della spalla da 0° a 90° Forza esterna verticale pari a -50 N nel centro di massa della mano	Momento di elevazione della spalla

Tabella 2.8: Input e output delle prove preliminari effettuate con il modello della spalla di Wu.

Wu Shoulder		Input	Output
Prova 1	Flessione lineare del gomito da 0° a 130°		Momento di flessione del gomito Momenti articolari della spalla
Prova 2	Flessione lineare del gomito da 0° a 130° Forza esterna verticale pari a -50 N applicata nel centro di massa della mano		Momento di flessione del gomito Momenti articolari della spalla
Prova 3	Elevazione lineare della spalla da 0° a 90°		Momento di elevazione della spalla
Prova 4	Elevazione lineare della spalla da 0° a 90° Forza esterna verticale pari a -50 N applicata nel centro di massa della mano		Momento di elevazione della spalla

3. Cinematica del modello

Con lo scopo di valutare i carichi articolari nelle articolazioni di spalla e gomito, è stato necessario fornire al modello in OpenSim la cinematica del movimento durante lo sprint. Tre atleti sono stati considerati per queste analisi. Il primo e il secondo atleta presentavano disabilità all'arto inferiore sinistro, mentre il terzo aveva una lesione al midollo spinale. La cinematica dei tre atleti è stata ottenuta partendo da video acquisiti sperimentalmente durante l'esecuzione di uno sprint. I video sono stati acquisiti con una videocamera (GoPro) con una frequenza di campionamento pari a 120 Hz. Lo stesso procedimento di analisi cinematica è stato ripetuto per tutti e tre gli atleti in analisi. Il tracking è stato effettuato in Kinovea solo su un lato di ciascun atleta poiché il movimento di spinta è stato supposto simmetrico. Durante la spiegazione del procedimento si riportano i risultati dell'atleta 1, quindi si riportano i risultati per gli atleti 2 e 3.

3.1. Cinematica dell'atleta 1

3.1.1. Analisi video

Ogni atleta di Para Ice Hockey ha eseguito 20 m di sprint sulla pista di ghiaccio partendo da fermo. I 20 m sono stati segnati ogni 2.5 m con dei conetti a terra. Ogni atleta è stato filmato con una videocamera (GoPro) posta ortogonalmente al suo movimento. Il video ottenuto è caratterizzato da una frequenza di campionamento di 120 Hz e ha una durata di circa 5 secondi. Le analisi video sono state eseguite in Kinovea. Si è impostato un sistema di riferimento globale e si è fatta una calibrazione impostando la lunghezza di uno dei tratti di sprint definita da due coni successivi.

Sono stati posizionati 5 markers in corrispondenza della spalla, del gomito, della mano e del tronco (parte bassa della schiena) dell'atleta considerato e uno all'estremità del bastoncino. La figura 3.1 mostra i 5 markers posizionati sull'atleta 1 all'istante iniziale del video.

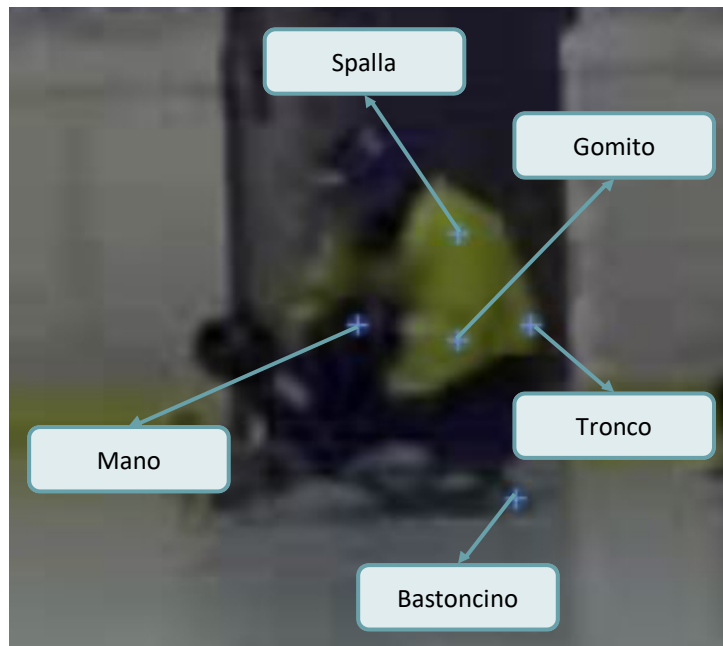


Figura 3.1: Markers posizionati sull'atleta 1.

Sono state tracciate le traiettorie di questi markers fotogramma per fotogramma per tutta la durata del video. I valori delle coordinate dei markers sono stati esportati in Excel e sono state salvate le Immagini Chiave e i loro Dati. L'atleta 1 ha eseguito 9 cicli di spinta completi in 20 m di sprint. L'inizio e la fine di ciascuna fase di spinta sono stati individuati sul video rispettivamente come l'istante in cui l'atleta punta il bastoncino sul ghiaccio e l'istante in cui la mano dell'atleta inizia ad essere portata in avanti per poter raggiungere la posizione di inizio della fase di spinta successiva. In figura 3.2 si riportano a titolo di esempio le posizioni dell'atleta 1 all'inizio (figura 3.2 a sinistra) e alla fine (figura 3.2 a destra) di una fase di spinta.



Figura 3.2: Atleta 1 all'inizio della fase di spinta (a sinistra) e all'inizio della fase di recupero (a destra).

In tabella 3.1 sono riportati gli istanti temporali individuati per tutte le fasi di spinta dell'atleta 1.

Tabella 3.1: Istanti temporali di inizio e di fine della fase di spinta per ciascun ciclo di spinta.

CICLO DI SPINTA	ISTANTE INIZIALE	ISTANTE FINALE
Ciclo di spinta 1	$t_{1,i} = 0.000 \text{ s}$	$t_{1,f} = 0.400 \text{ s}$
Ciclo di spinta 2	$t_{2,i} = 0.566 \text{ s}$	$t_{2,f} = 0.908 \text{ s}$
Ciclo di spinta 3	$t_{3,i} = 1.091 \text{ s}$	$t_{3,f} = 1.358 \text{ s}$
Ciclo di spinta 4	$t_{4,i} = 1.575 \text{ s}$	$t_{4,f} = 1.841 \text{ s}$
Ciclo di spinta 5	$t_{5,i} = 2.066 \text{ s}$	$t_{5,f} = 2.316 \text{ s}$
Ciclo di spinta 6	$t_{6,i} = 2.550 \text{ s}$	$t_{6,f} = 2.766 \text{ s}$
Ciclo di spinta 7	$t_{7,i} = 3.008 \text{ s}$	$t_{7,f} = 3.250 \text{ s}$
Ciclo di spinta 8	$t_{8,i} = 3.475 \text{ s}$	$t_{8,f} = 3.700 \text{ s}$
Ciclo di spinta 9	$t_{9,i} = 3.966 \text{ s}$	$t_{9,f} = 4.200 \text{ s}$
Ciclo di spinta 10	$t_{10,i} = 4.441 \text{ s}$	$t_{10,f} = 4.666 \text{ s}$

Conoscendo gli istanti iniziali e finali di ciascuna fase di spinta, sono stati calcolate: la durata di ciascun ciclo di spinta, la durata della fase di spinta e la durata della fase di recupero. I risultati ottenuti sono riportati in tabella 3.2.

Tabella 3.2: Durata in secondi di ogni ciclo di spinta per l'atleta 1.

ATLETA 1									
Ciclo di spinta	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Durata ciclo di spinta (s)	0.57	0.53	0.48	0.49	0.48	0.46	0.47	0.49	0.48
Durata fase di spinta (s)	0.40	0.34	0.27	0.27	0.25	0.22	0.24	0.23	0.23
Durata fase di recupero (s)	0.17	0.18	0.22	0.23	0.23	0.24	0.23	0.27	0.24

In seguito, è stato scritto un apposito script Matlab per poter rappresentare graficamente le traiettorie dei markers esportate da Kinovea. In figura 3.3 si riporta l'andamento delle traiettorie dei markers esportate per l'atleta 1.

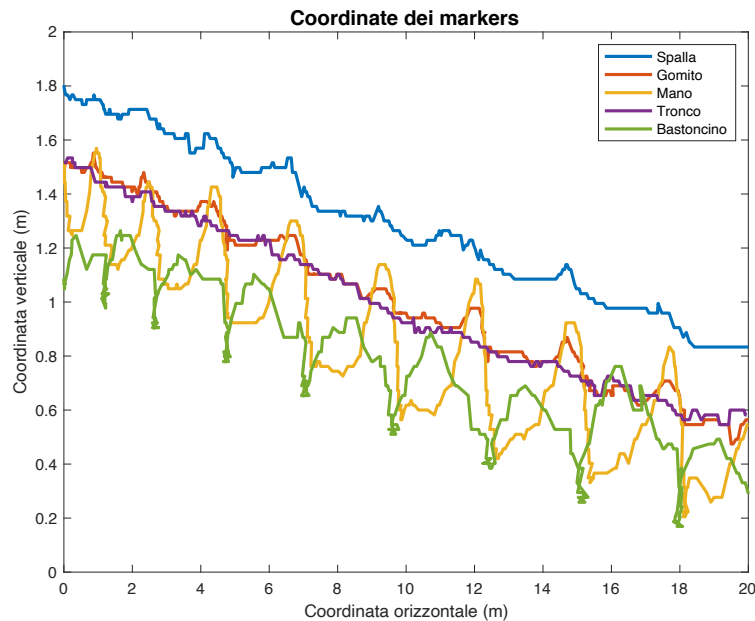


Figura 3.3: Traiettorie dei markers dell'atleta 1.

Nella figura 3.3 si osserva un andamento decrescente delle coordinate dei 5 markers considerati. Questo potrebbe essere dovuto ad un errato posizionamento della GoPro rispetto all'atleta. Anche guardando il video è possibile notare che la telecamera non è stata posizionata esattamente ortogonalmente al movimento dell'atleta e risulta anche lievemente inclinata rispetto alla pista di ghiaccio sulla quale si spingono l'atleta. Questo andamento decrescente delle traiettorie dei markers potrebbe rappresentare un problema nelle analisi in OpenSim. Inoltre, i markers posizionati arbitrariamente in Kinovea non corrispondono ai markers presenti nel modello muscoloscheletrico della spalla destra di Wu, pertanto non si dispone delle informazioni necessarie da dare in input alle analisi di cinematica inversa in OpenSim. Alla luce di queste osservazioni si è deciso di utilizzare i valori degli angoli articolari, i quali verranno dati in input alle analisi di dinamica inversa in OpenSim.

3.1.2. Filtraggio dei dati cinematici

Come si può osservare nella figura 3.3, i dati cinematici rappresentati sono rumorosi, è stato pertanto necessario effettuare un filtraggio degli stessi prima del calcolo della cinematica angolare. In vari studi scientifici trovati in letteratura i dati cinematici sono stati filtrati mediante l'utilizzo di un filtro di Butterworth passa-basso caratterizzato da diverse frequenze di taglio. Per il filtraggio dei dati cinematici relativi al tiro libero nel basket è stata utilizzata

una frequenza di taglio pari a 9 Hz [30], mentre per la ginnastica la frequenza di taglio tipica era 5 Hz [31]. Inoltre, sono state utilizzate una frequenza di taglio pari a 12 Hz nel caso del golf [32] e una frequenza di 6 Hz per il filtraggio di dati cinematici nel badminton [33]. Siccome la frequenza di taglio varia a seconda dello sport e del gesto eseguito, per poter effettuare un filtraggio adeguato, si è deciso di calcolare la densità spettrale di potenza dei dati cinematici esportati da Kinovea. La figura 3.4 riporta la densità spettrale di potenza dei dati cinematici dell'atleta 1 calcolata attraverso il metodo del periodogramma classico.

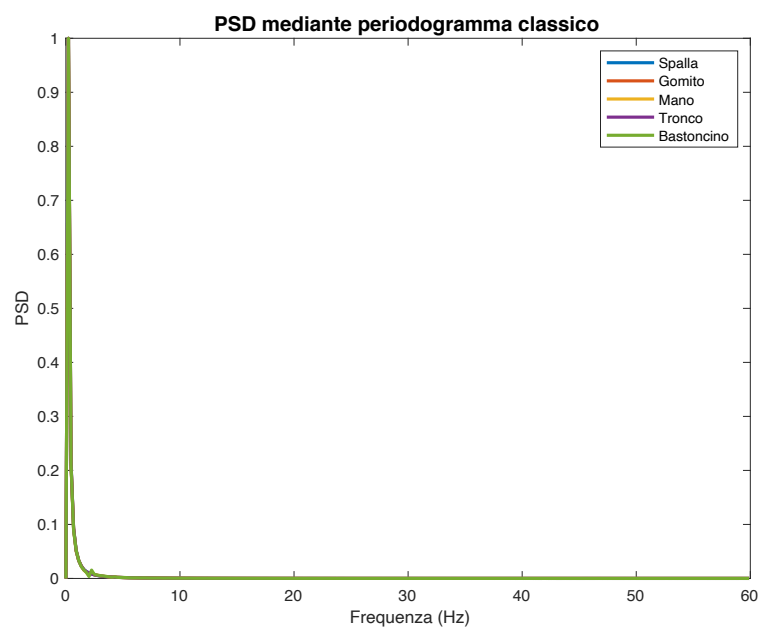


Figura 3.4: Densità spettrale di potenza dei dati cinematici dell'atleta 1.

In figura 3.5 si riporta un dettaglio della densità spettrale di potenza dei dati cinematici dell'atleta 1.

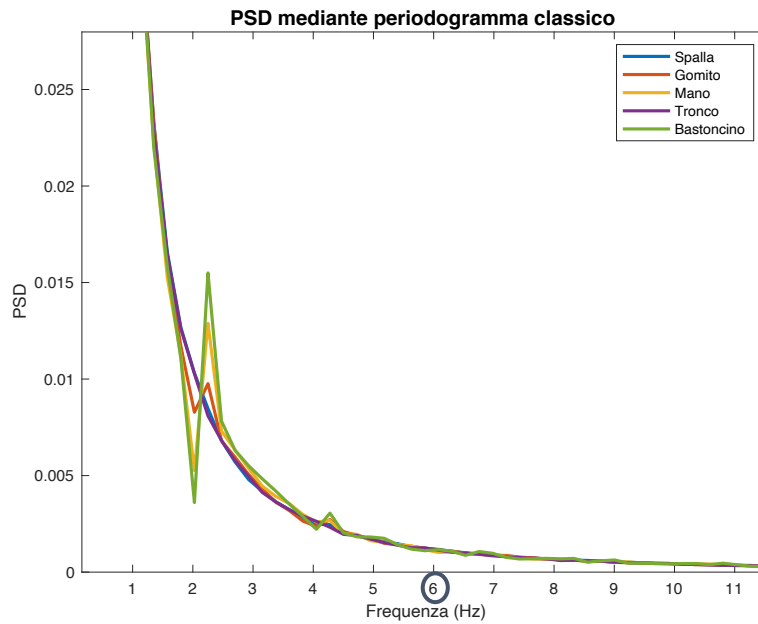


Figura 3.5: Dettaglio della densità spettrale di potenza dei dati cinematici dell'atleta 1.

Nella figura 3.5 non si osservano componenti significative di frequenza superiori a 6 Hz. Per questo motivo si sceglie come frequenza di taglio del filtro passa-basso di Butterworth una frequenza di valore pari a 6 Hz. Dopo diversi tentativi di ordine del filtraggio, si è deciso di filtrare i dati cinematici mediante l'utilizzo di un filtro passa-basso di Butterworth di ordine 4. In figura 3.6 si riportano le traiettorie dei markers dell'atleta 1 in seguito al filtraggio.

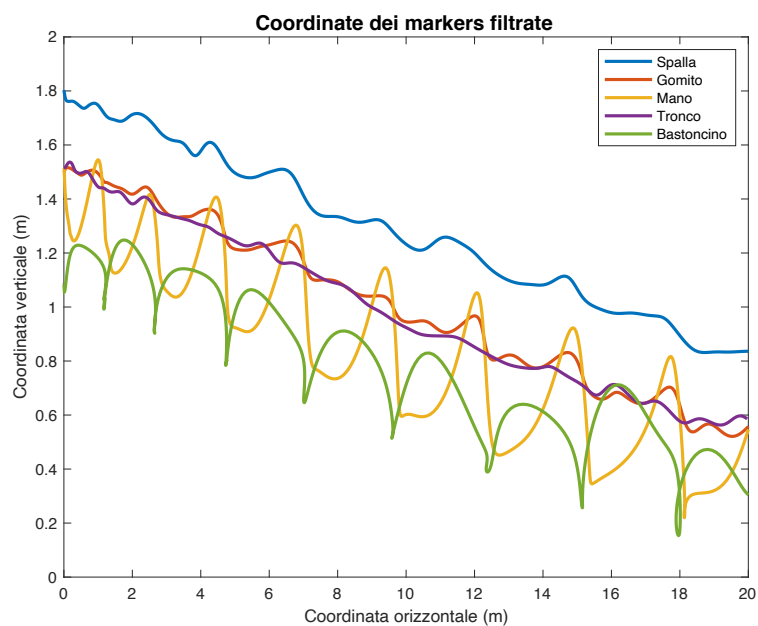


Figura 3.6: Traiettorie dei markers dell'atleta 1 in seguito al filtraggio.

3.1.3. Calcolo degli angoli articolari

I dati cinematici ottenuti in seguito al filtraggio sono stati utilizzati per calcolare gli angoli articolari di spalla, gomito e tronco come descritto successivamente. Mediante la scrittura di un apposito script Matlab sono stati calcolati l'angolo interno di gomito, l'angolo di spalla rispetto alla verticale e l'angolo di inclinazione del tronco rispetto all'orizzontale. In particolare, l'angolo di gomito è stato calcolato come l'angolo formato dalla retta passante per i markers della mano e del gomito e dalla retta che passa per i markers del gomito e della spalla. L'angolo di spalla è stato calcolato come l'angolo formato dalla retta passante per i markers del gomito e della spalla e dalla retta verticale passante per il marker della spalla. Infine, l'angolo di tronco è stato calcolato come l'angolo formato dalla retta passante per i markers della spalla e del tronco e dalla retta orizzontale passante per il marker del tronco. In figura 3.7 sono rappresentati gli angoli di spalla, di gomito e di tronco appena descritti.

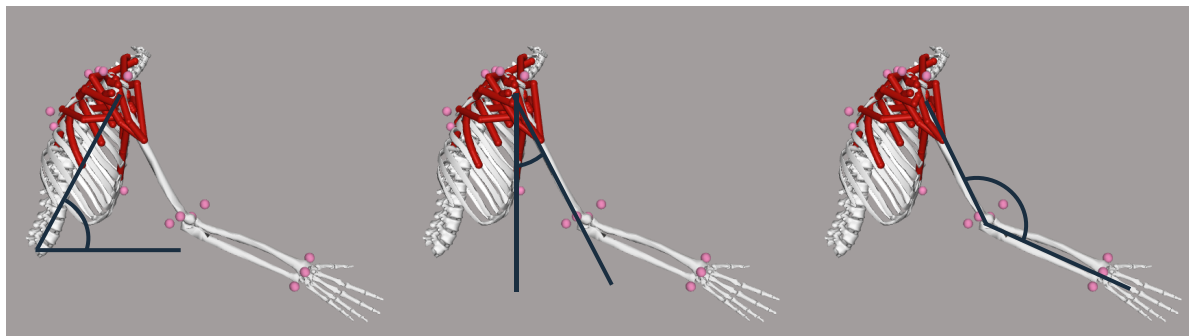


Figura 3.7: Angolo di tronco (a sinistra), angolo di spalla (in centro) e angolo di gomito (a destra) in Matlab.

In figura 3.8 sono riportati gli andamenti in funzione del tempo degli angoli articolari calcolati per l'atleta 1.

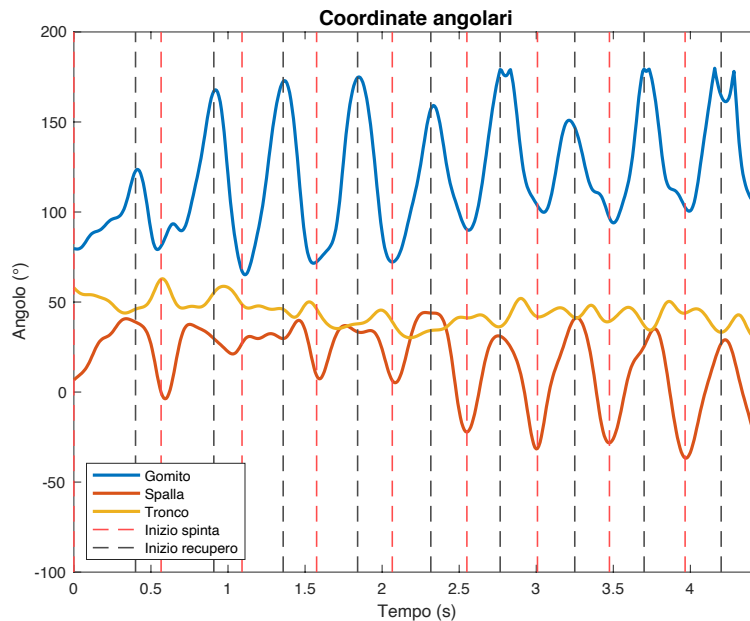


Figura 3.8: Andamento degli angoli articolari in funzione del tempo per l'atleta 1.

Dalla figura 3.8 è possibile osservare un andamento in funzione del tempo dell'angolo di inclinazione del tronco quasi costante, mentre gli angoli di spalla e di gomito presentano dei pattern particolari che si ripetono per ciascun ciclo di spinta. In particolare, durante ciascuna fase di spinta questi due angoli aumentano fino a raggiungere un valore di picco e decrescono nella successiva fase di recupero. Si hanno quindi una estensione della spalla e del gomito durante tutte le fasi di spinta e una flessione di queste articolazioni durante ciascuna fase di recupero.

3.1.4. Preparazione dei file di cinematica per OpenSim

I vettori contenenti i valori delle coordinate angolari dei giunti sono stati salvati in formato .mat e sono stati utilizzati per creare il file contenente le informazioni sulla cinematica da dare in input alle simulazioni di dinamica inversa in OpenSim.

Si ricorda che il modello di Wu presenta 13 gradi di libertà complessivi, ma per poter riprodurre la cinematica dell'atleta 1 è stato necessario assegnare valori diversi da quelli di default solo per le coordinate angolari della spalla, del gomito e del tronco. In particolare, sono stati considerati i 3 gradi di libertà dell'articolazione della spalla, un solo grado di libertà per il giunto di gomito e un solo grado di libertà per il tronco. Ai gradi di libertà `shoulder_plane` e `shoulder_rotation` dell'articolazione di spalla sono stati assegnati valori nulli e costanti per

tutta la durata della simulazione, mentre ai gradi di libertà `shoulder_ele`, `elbow_flexion` e `thorax_tilt` sono stati assegnati i valori calcolati come segue. In OpenSim viene utilizzata una convenzione differente da quella seguita in Matlab. In particolare, l'angolo di elevazione della spalla corrisponde all'angolo di spalla rispetto al tronco, quindi facendo riferimento ai markers di Kinovea, viene calcolato come l'angolo formato dalla retta passante per i markers del gomito e della spalla e dalla retta passante per i markers della spalla e del tronco. L'angolo di gomito, in questo caso, è l'angolo supplementare dell'angolo interno di gomito calcolato in precedenza. Infine, l'angolo di tronco corrisponde all'inclinazione del tronco rispetto alla retta verticale e per convenzione assume valori negativi. La figura 3.9 mostra l'angolo di tronco (a sinistra), l'angolo di spalla (in centro) e l'angolo di gomito (a destra) nella convenzione di OpenSim.

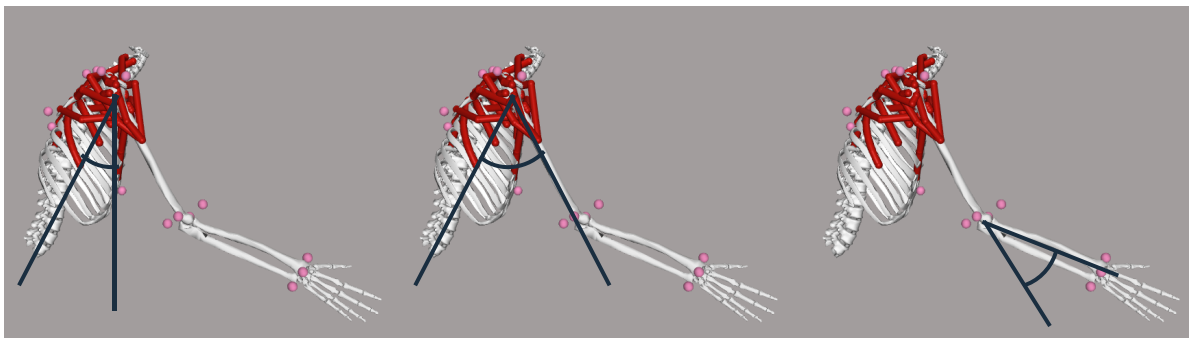


Figura 3.9: Angolo di tronco (a sinistra), angolo di spalla (in centro) e angolo di gomito (a destra) in OpenSim.

Gli andamenti in funzione del tempo dei gradi di libertà del modello sono riportati in figura 3.10.

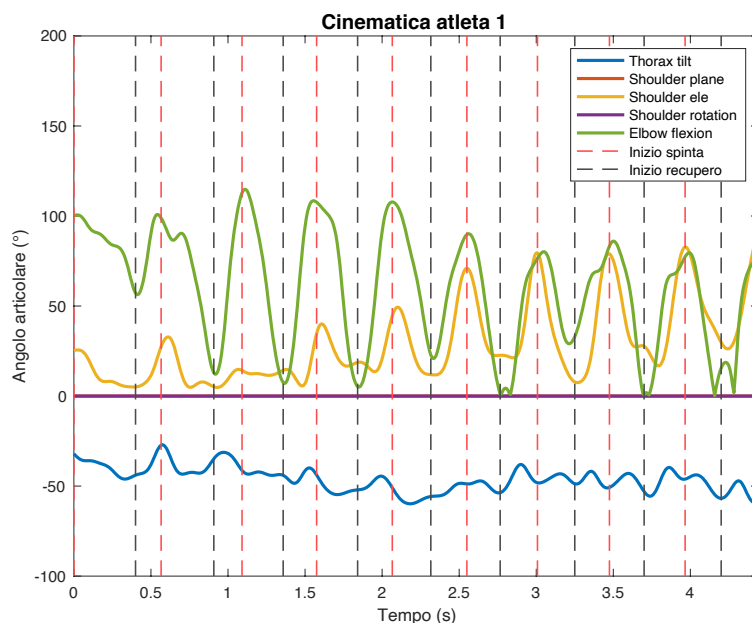


Figura 3.10: Andamento dei gradi di libertà del modello in funzione del tempo.

È stato ottenuto il file coordinate.mot contenente le coordinate angolari dei giunti in funzione del tempo, le quali descrivono il movimento del modello riproducendo lo sprint eseguito dall'atleta 1 durante la propulsione sul ghiaccio. In figura 3.11 si riportano alcune righe di esempio del file sopra citato.

```
Coordinates
versione=1
nRows=572
nColumns=6
inDegrees=yes

Units are S.I. units (second, meters, Newtons, ...)
Angles are in degrees.

endheader
time          thorax_tilt          shoulder_plane          shoulder_ele          shoulder_rotation          elbow_flexion
0.000000      -32.048204          0.000000          25.324619          0.000000          100.299565
0.008000      -32.786103          0.000000          25.444917          0.000000          100.451202
0.016000      -33.493549          0.000000          25.546219          0.000000          100.564988
0.025000      -34.138934          0.000000          25.596127          0.000000          100.580907
0.033000      -34.696760          0.000000          25.561649          0.000000          100.446177
0.041000      -35.149836          0.000000          25.410518          0.000000          100.121118
0.050000      -35.490671          0.000000          25.112735          0.000000          99.584421
0.058000      -35.721956          0.000000          24.642585          0.000000          98.837339
0.066000      -35.856091          0.000000          23.981234          0.000000          97.906010
0.075000      -35.913699          0.000000          23.119697          0.000000          96.840839
0.083000      -35.921204          0.000000          22.061625          0.000000          95.711748
0.091000      -35.907677          0.000000          20.825166          0.000000          94.598758
0.100000      -35.901251          0.000000          19.443180          0.000000          93.578841
0.108000      -35.925598          0.000000          17.961455          0.000000          92.711895
0.116000      -35.996986          0.000000          16.434978          0.000000          92.029741
0.125000      -36.122486          0.000000          14.922813          0.000000          91.531313
0.133000      -36.299749          0.000000          13.482442          0.000000          91.185074
0.141000      -36.518501          0.000000          12.164551          0.000000          90.937271
0.150000      -36.763566          0.000000          11.009038          0.000000          90.723386
0.158000      -37.018869          0.000000          10.042679          0.000000          89.519993
0.166000      -37.271603          0.000000          9.278353          0.000000          89.844994
0.175000      -37.515661          0.000000          8.715413          0.000000          89.714798
0.183000      -37.753555          0.000000          8.340671          0.000000          89.148167
0.191000      -37.996439          0.000000          8.129708          0.000000          88.466652
0.200000      -38.262249          0.000000          8.048567          0.000000          87.701780
0.208000      -38.572355          0.000000          8.056175          0.000000          86.899527
```

Figura 3.11: Prime righe del file coordinate.mot creato per le simulazioni in OpenSim.

Affinché venga correttamente letto da Opensim, il file deve presentare la particolare struttura riportata in figura 3.11. Esso deve essere caratterizzato dalla presenza di una header (intestazione), contenente il nome del file, il numero di righe, il numero di colonne e le unità di misura dei dati, e da una parte contenente i dati numerici relativi alle coordinate angolari del modello. In questo caso, il file coordinate.mot contiene le coordinate angolari dei 5 gradi di libertà sopra descritti.

Il file coordinate.mot è stato caricato in OpenSim per attribuire il movimento al modello muscoloscheletrico.

3.2. Cinematica dell'atleta 2

Dopo aver analizzato il video dell'atleta 1, si è considerato quello relativo allo sprint dell'atleta 2. Per ottenere i dati cinematici da utilizzare per le simulazioni di dinamica inversa in OpenSim sono state seguite le tecniche illustrate per l'atleta 1 nei paragrafi 3.1.1, 3.1.2, 3.1.3 e 3.1.4. L'atleta 2 ha eseguito 8 cicli di spinta completi in 20 m di sprint. Analizzando il video fotogramma per fotogramma sono stati individuati gli istanti temporali di inizio e di fine di ciascuna fase di spinta riportati in tabella 3.3.

Tabella 3.3: Istanti temporali di inizio e di fine della fase di spinta per ciascun ciclo di spinta.

CICLO DI SPINTA	ISTANTE INIZIALE	ISTANTE FINALE
Ciclo di spinta 1	$t_{1,i} = 0.000 \text{ s}$	$t_{1,f} = 0.400 \text{ s}$
Ciclo di spinta 2	$t_{2,i} = 0.600 \text{ s}$	$t_{2,f} = 0.925 \text{ s}$
Ciclo di spinta 3	$t_{3,i} = 1.125 \text{ s}$	$t_{3,f} = 1.416 \text{ s}$
Ciclo di spinta 4	$t_{4,i} = 1.666 \text{ s}$	$t_{4,f} = 1.958 \text{ s}$
Ciclo di spinta 5	$t_{5,i} = 2.250 \text{ s}$	$t_{5,f} = 2.541 \text{ s}$
Ciclo di spinta 6	$t_{6,i} = 2.816 \text{ s}$	$t_{6,f} = 3.108 \text{ s}$
Ciclo di spinta 7	$t_{7,i} = 3.383 \text{ s}$	$t_{7,f} = 3.666 \text{ s}$
Ciclo di spinta 8	$t_{8,i} = 3.950 \text{ s}$	$t_{8,f} = 4.216 \text{ s}$
Ciclo di spinta 9	$t_{9,i} = 4.558 \text{ s}$	$t_{9,f} = 4.816 \text{ s}$

Come nel caso dell'atleta 1, conoscendo gli istanti iniziali di ciascun ciclo di spinta sono state determinate le durate di ogni ciclo di spinta e queste sono riportate in tabella 3.4.

Tabella 3.4: Durata in secondi di ogni ciclo di spinta per l'atleta 2.

ATLETA 2								
Ciclo di spinta	1	2	3	4	5	6	7	8
Durata ciclo di spinta (s)	0.60	0.53	0.54	0.58	0.57	0.57	0.57	0.61
Durata fase di spinta (s)	0.40	0.33	0.29	0.29	0.29	0.29	0.28	0.27
Durata fase di recupero (s)	0.20	0.20	0.25	0.29	0.28	0.28	0.28	0.34

Le coordinate dei markers della spalla, del gomito, della mano, del tronco e del bastoncino esportate da Kinovea sono state rappresentate in Matlab e il loro andamento è riportato in figura 3.12.

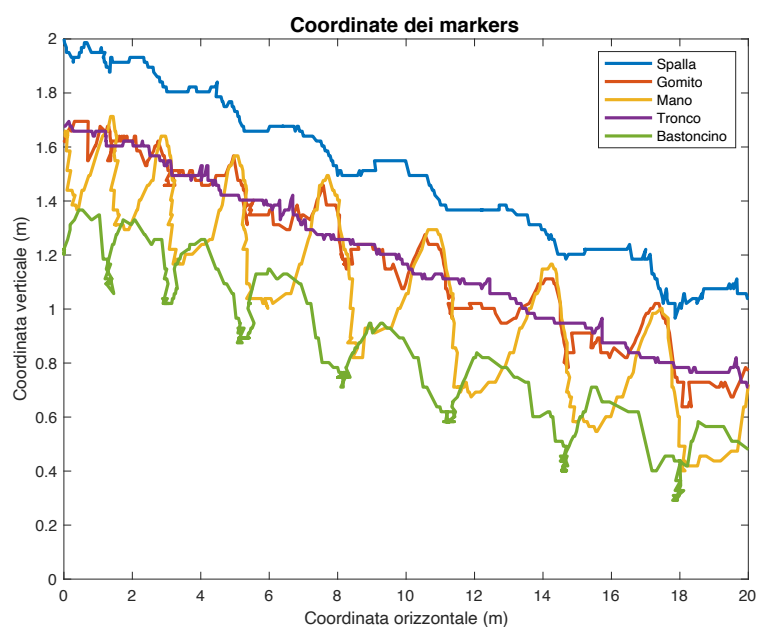


Figura 3.12: Traiettorie dei markers dell'atleta 2.

In seguito al filtraggio, sono stati ottenuti i dati cinematici riportati in figura 3.13.

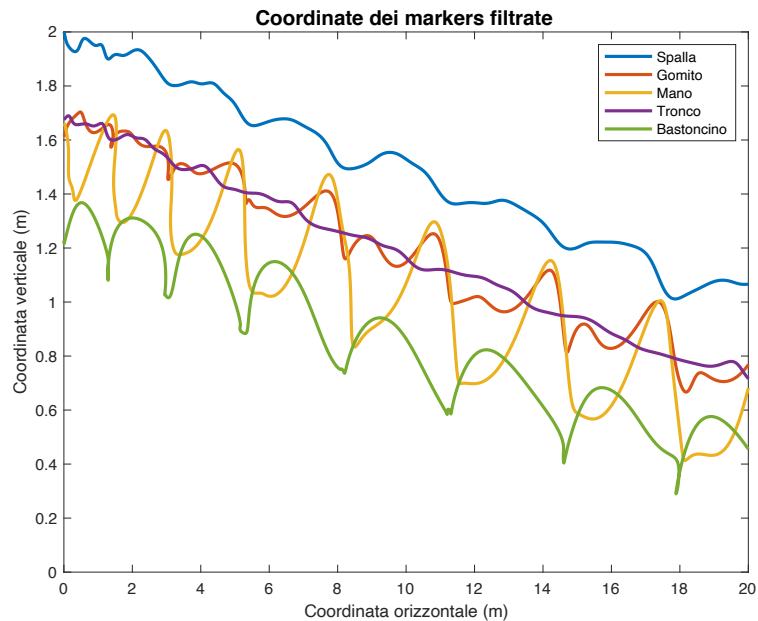


Figura 3.13: Traiettorie dei markers dell'atleta 2 dopo il filtraggio.

A partire dai dati cinematici sopra riportati si sono calcolati l'angolo interno di gomito, l'angolo di spalla rispetto alla verticale e l'angolo di tronco rispetto all'orizzontale in Matlab. In figura 3.14 si riportano gli andamenti in funzione del tempo delle coordinate angolari dei giunti.

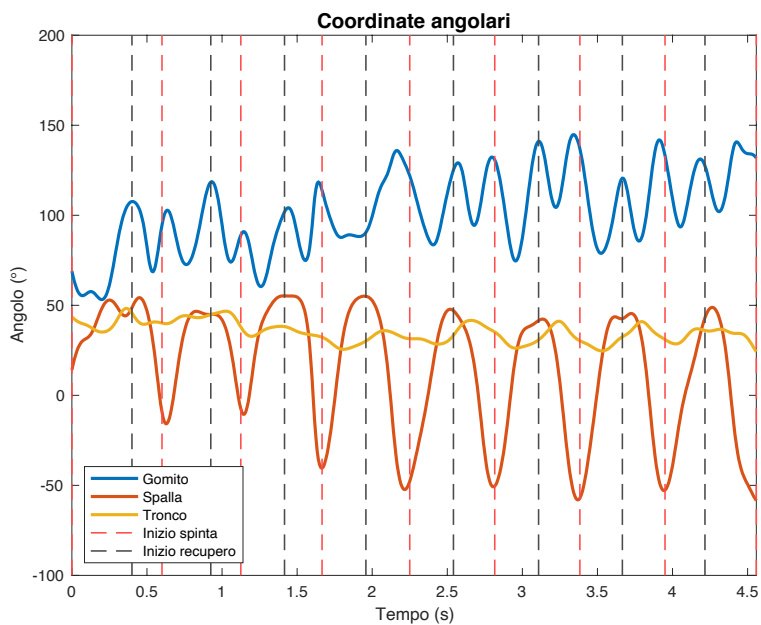


Figura 3.14: Andamento degli angoli articolari dell'atleta 2 in funzione del tempo.

Come per la cinematica dell'atleta 1, dalla figura 3.14 si osserva un andamento circa costante dell'angolo di inclinazione del tronco, mentre si hanno dei pattern specifici per gli angoli di

gomito e di spalla. In particolare, l'andamento dell'angolo di spalla risulta crescente durante ciascuna fase di spinta e decrescente in tutte le fasi di recupero, pertanto si hanno una estensione e una flessione di questa articolazione rispettivamente durante le fasi di spinta e di recupero. Per quanto riguarda l'angolo di gomito, è più complesso riuscire ad individuare un pattern specifico per i vari cicli di spinta poiché il suo andamento in funzione del tempo risulta maggiormente variabile. Si possono però individuare una estensione e una flessione del gomito sia nella fase di spinta sia in quella di recupero.

Come nel caso precedente, in figura 3.13 si osserva un andamento decrescente delle traiettorie dei markers, probabilmente dovuto ad un posizionamento della telecamera non perfettamente ortogonale al movimento del soggetto. Inoltre, i markers posizionati sull'atleta in Kinovea potrebbero non corrispondere perfettamente ai markers del modello muscoloscheletrico di Wu in OpenSim. Per questi motivi, come nel caso precedente, si è deciso di utilizzare le coordinate angolari come input delle simulazioni di dinamica inversa in OpenSim. Esse sono state utilizzate per creare il file `coordinate.mot`, avente una struttura uguale a quella riportata nella figura 3.11. Anche in questo caso i gradi di libertà del modello che variano nel tempo sono `thorax_tilt`, `shoulder_ele` e `elbow_flexion` espressi nella convenzione di OpenSim. Come detto in precedenza, `thorax_tilt` è l'angolo di inclinazione del tronco rispetto alla verticale, `shoulder_ele` è l'angolo di spalla rispetto al tronco e `elbow_flexion` è l'angolo esterno di gomito.

In figura 3.15 si riportano gli andamenti in funzione del tempo dei gradi di libertà del modello nel caso dell'atleta 2.

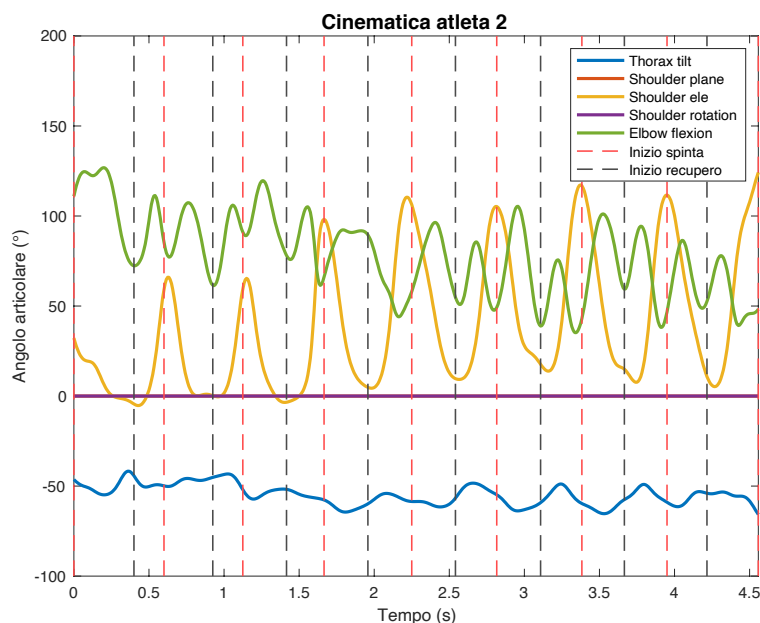


Figura 3.15: Andamento dei gradi di libertà del modello in funzione del tempo.

3.3. Cinematica dell'atleta 3

Le stesse analisi sono state condotte per l'atleta 3. Anche in questo caso per ottenere i dati cinematici sono stati seguiti i passi illustrati per l'atleta 1 nei paragrafi 3.1.1, 3.1.2, 3.1.3 e 3.1.4. L'atleta 3 ha eseguito 8 cicli di spinta completi in 20 m di sprint. Analizzando il video fotogramma per fotogramma sono stati individuati gli istanti temporali di inizio e di fine di ciascuna fase di spinta riportati in tabella 3.5.

Tabella 3.5: Istanti temporali di inizio e di fine della fase di spinta per ciascun ciclo di spinta.

CICLO DI SPINTA	ISTANTE INIZIALE	ISTANTE FINALE
Ciclo di spinta 1	$t_{1,i} = 0.000$ s	$t_{1,f} = 0.600$ s
Ciclo di spinta 2	$t_{2,i} = 0.808$ s	$t_{2,f} = 1.233$ s
Ciclo di spinta 3	$t_{3,i} = 1.451$ s	$t_{3,f} = 1.766$ s
Ciclo di spinta 4	$t_{4,i} = 1.983$ s	$t_{4,f} = 2.325$ s
Ciclo di spinta 5	$t_{5,i} = 2.558$ s	$t_{5,f} = 2.883$ s
Ciclo di spinta 6	$t_{6,i} = 3.150$ s	$t_{6,f} = 3.450$ s
Ciclo di spinta 7	$t_{7,i} = 3.733$ s	$t_{7,f} = 4.025$ s
Ciclo di spinta 8	$t_{8,i} = 4.325$ s	$t_{8,f} = 4.625$ s
Ciclo di spinta 9	$t_{9,i} = 4.916$ s	$t_{9,f} = 5.208$ s

Come nei casi dei due atleti precedenti, dopo aver determinati gli istanti iniziali di ciascun ciclo sono state calcolate anche le durate di ciascun ciclo di spinta e queste sono riportate in tabella 3.6.

Tabella 3.6: Durata in secondi di ogni ciclo di spinta per l'atleta 3.

ATLETA 3								
Ciclo di spinta	1	2	3	4	5	6	7	8
Durata ciclo di spinta (s)	0.81	0.64	0.53	0.58	0.59	0.58	0.59	0.59
Durata fase di spinta (s)	0.60	0.43	0.32	0.34	0.33	0.30	0.29	0.30
Durata fase di recupero (s)	0.21	0.22	0.22	0.23	0.27	0.28	0.30	0.29

Sono state tracciate in Kinovea le traiettorie dei markers posizionati in corrispondenza della spalla, del gomito, della mano, del tronco e del bastoncino e le coordinate dei markers esportate sono state rappresentate graficamente in Matlab, come mostrato in figura 3.16.

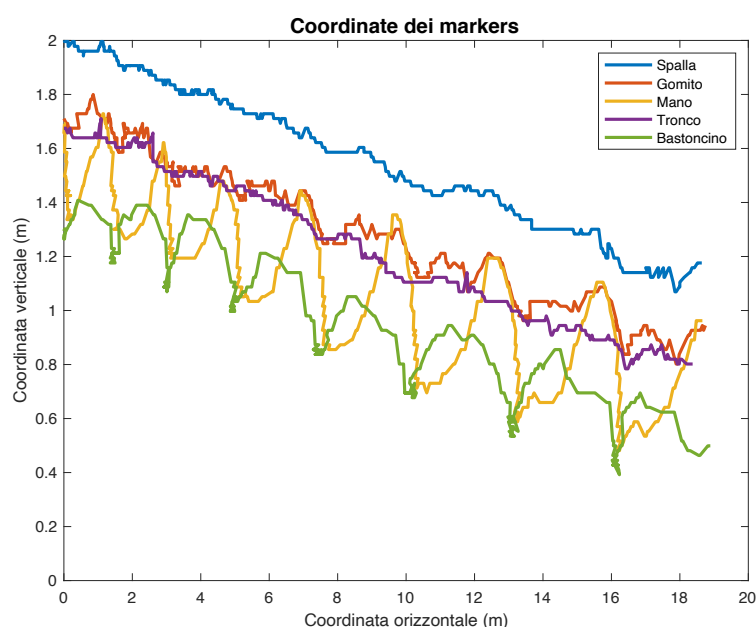


Figura 3.16: Traiettorie dei markers dell'atleta 3.

Come nei casi precedenti, le traiettorie dei markers sono state filtrate utilizzando un filtro passa-basso di Butterworth di ordine 4 e con frequenza di taglio pari a 6 Hz. I dati cinematici filtrati sono rappresentati in figura 3.17.

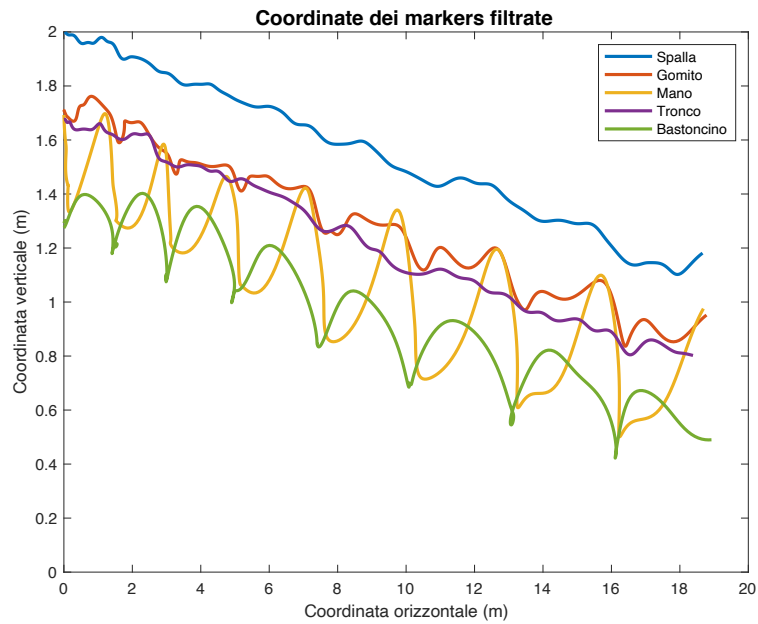


Figura 3.17: Traiettorie dei markers dell'atleta 3 dopo il filtraggio.

Dalle figure 3.16 e 3.17 si osserva che le coordinate orizzontali dei 5 markers non raggiungono il valore pari a 20 m corrispondente alla lunghezza totale percorsa durante lo sprint. Questo è dovuto alla posizione dell'atleta 3 rispetto alla telecamera, infatti nell'ultimo metro di sprint il tracking delle traiettorie dei markers è risultato complicato e non è stato possibile effettuarlo.

I dati cinematici ottenuti sono stati utilizzati per calcolare l'angolo interno di gomito, l'angolo di spalla rispetto alla verticale e l'angolo di tronco rispetto all'orizzontale. In figura 3.18 si riportano gli andamenti in funzione del tempo delle coordinate angolari calcolate per l'atleta 3.

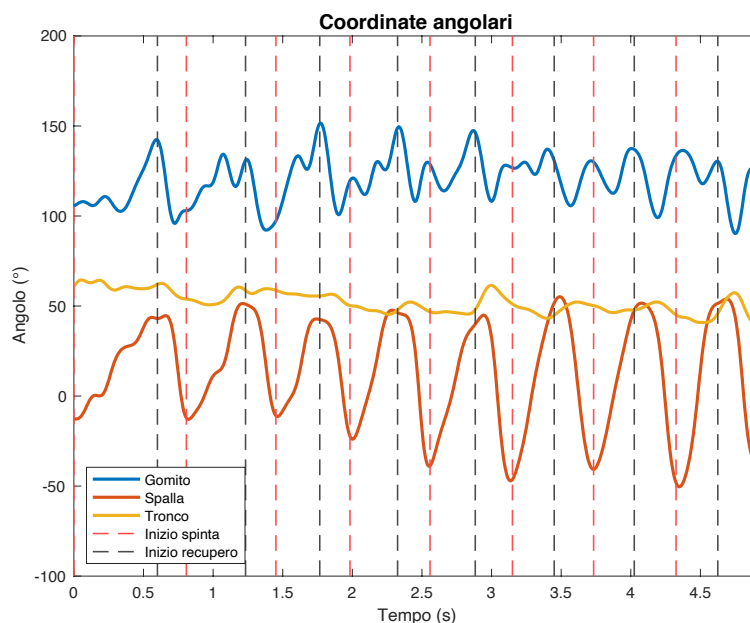


Figura 3.18: Andamento degli angoli articolari dell'atleta 3 in funzione del tempo.

Come per la cinematica degli atleti 1 e 2, dalla figura 3.18 è possibile notare un andamento circa costante dell'angolo di inclinazione del tronco, mentre si hanno dei pattern specifici per quanto riguarda gli angoli di spalla e di gomito. In particolare, l'andamento dell'angolo di spalla risulta crescente durante ciascuna fase di spinta e decrescente per tutte le fasi di recupero, perciò si hanno una estensione e una flessione di questa articolazione rispettivamente durante le fasi di spinta e quelle di recupero. Per quanto riguarda l'angolo di gomito, risulta più complesso individuare un pattern specifico poiché il suo andamento presenta una variabilità maggiore. Con uno sguardo attento si possono osservare una estensione e una flessione del giunto di gomito rispettivamente durante le fasi di spinta e quelle di recupero. Come nei casi degli atleti 1 e 2, anche per le traiettorie dei markers dell'atleta 3 (figura 3.17) si osserva un andamento decrescente, probabilmente dovuto ad un posizionamento della telecamera non perfettamente ortogonale al movimento dell'atleta. Inoltre, i markers posizionati sull'atleta 3 in Kinovea potrebbero non corrispondere a quelli presenti nel modello muscoloscheletrico di Wu in OpenSim. Per questi motivi, si è deciso di non utilizzare le coordinate dei markers per le simulazioni in OpenSim, ma le coordinate angolari con la convenzione di OpenSim. Esse sono state utilizzate per la creazione del file `coordinate.mot` contenente la variazione dei gradi di libertà del modello in funzione del tempo

e avente una struttura come quella riportata in figura 3.11. La figura 3.19 riporta gli andamenti in funzione del tempo dei gradi di libertà del modello.

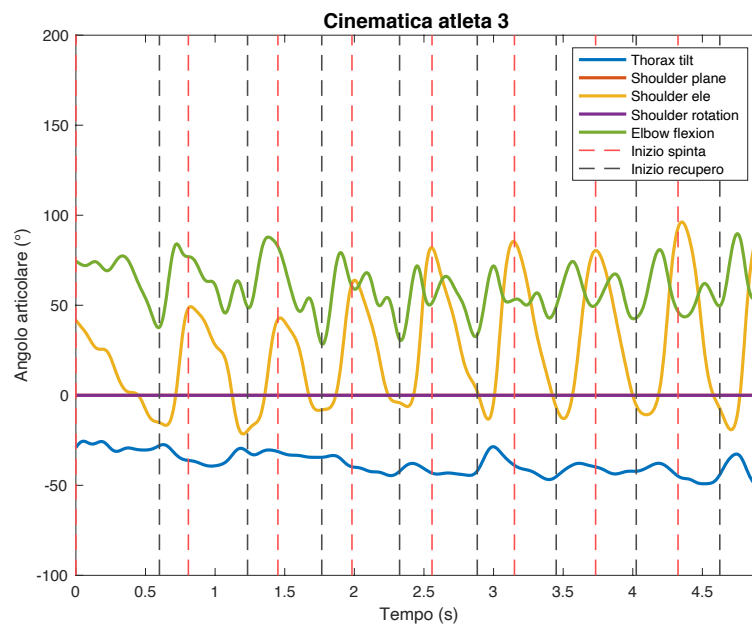


Figura 3.19: Andamento dei gradi di libertà del modello in funzione del tempo.

3.4. Confronto tra gli atleti

3.4.1. Confronto durata cicli di spinta

Le durate in secondi di ciascun ciclo di spinta riportate nelle tabelle 3.2, 3.4 e 3.6 rispettivamente per l'atleta 1, l'atleta 2 e l'atleta 3 sono state rappresentate graficamente in figura 3.20.

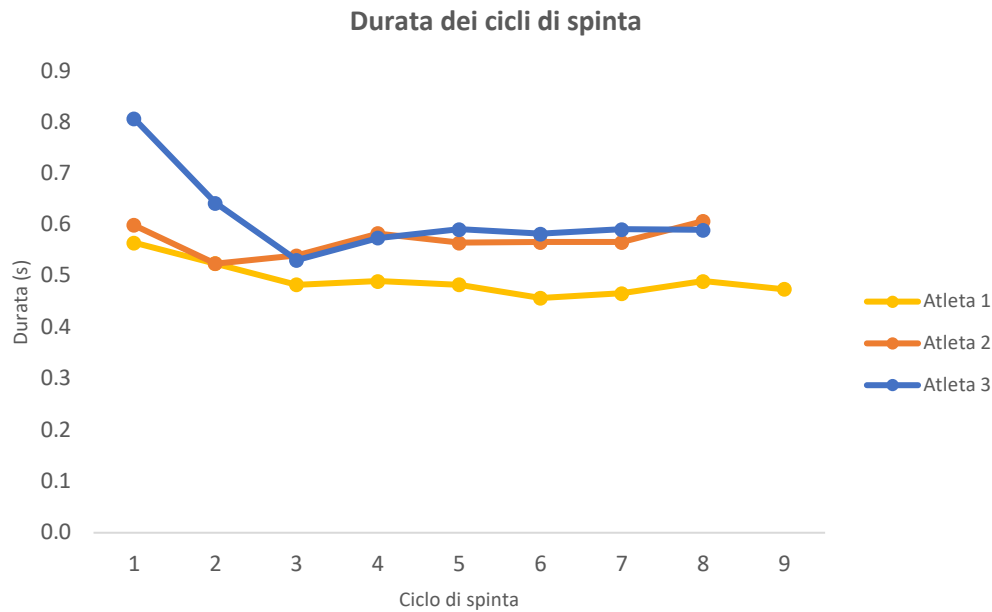


Figura 3.20: Durata in secondi di ogni ciclo di spinta per i tre atleti.

Dalla figura 3.20 si osserva una diminuzione marcata della durata del ciclo di spinta nei primi cicli di spinta e, in seguito, questa durata assume un valore circa costante. L'atleta 1 esegue un maggior numero di cicli di spinta rispetto agli atleti 2 e 3, infatti per sono stati osservati 9 cicli di spinta per l'atleta 1 e solo 8 cicli di spinta per gli atleti 2 e 3. L'atleta 3 ha eseguito i primi due cicli di spinta in un tempo maggiore rispetto agli altri due atleti: le durate del primo ciclo di spinta erano 0.81 s per l'atleta 3 e 0.57 s e 0.60 s rispettivamente per gli atleti 1 e 2, mentre le durate del secondo ciclo di spinta erano 0.64 s per l'atleta 3 e 0.53 s per gli atleti 1 e 2. Come si può osservare dal grafico in figura 3.20, gli atleti 1 e 2 hanno eseguito i cicli di spinta successivi al secondo in tempi circa uguali.

Sono stati calcolati i valori medi della durata dei cicli di spinta per i tre atleti. I valori medi ottenuti sono riportati con le rispettive deviazioni standard in figura 3.21.

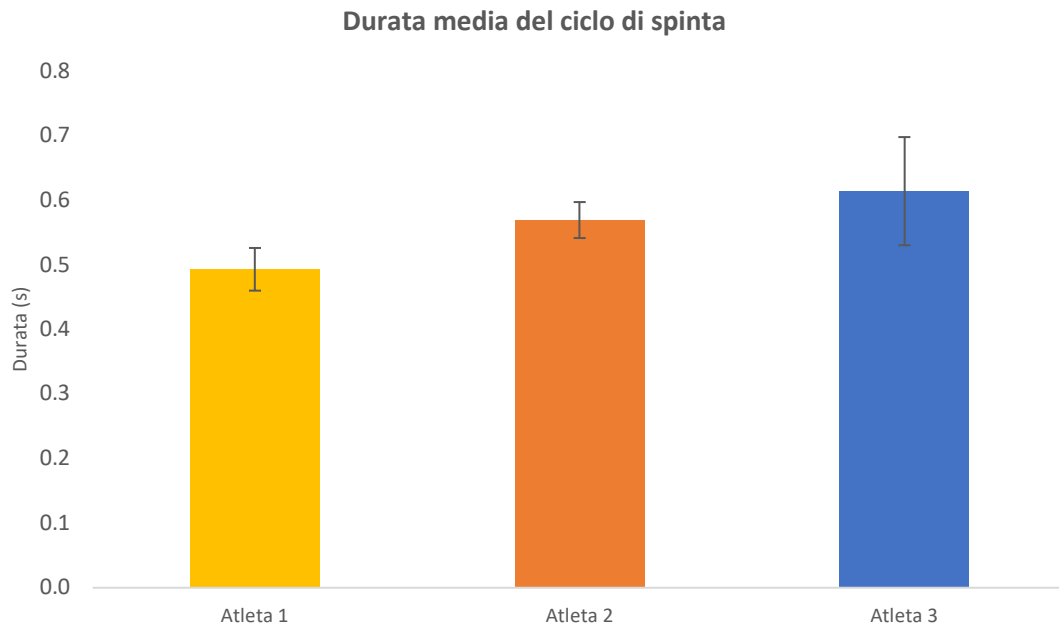


Figura 3.21: Durata media in secondi del ciclo di spinta per i tre atleti.

Dalla figura 3.21, si osserva che i cicli di spinta eseguiti dall'atleta 3 erano caratterizzati da una durata mediamente maggiore, mentre la durata mediamente minore è stata quella relativa ai cicli di spinta eseguiti dall'atleta 1. Sono state infatti ottenute delle durate pari a 0.61 s e 0.49 s per gli atleti 3 e 1 rispettivamente. La deviazione standard maggiore si osserva per l'atleta 3 (0.08 s), mentre quella minore si ha per gli atleti 1 e 2 (0.02 s).

Si considerano ora le durate in secondi delle singole fasi di spinta e di recupero. Esse sono riportate nelle figure 3.22 e 3.23 per i tre atleti.

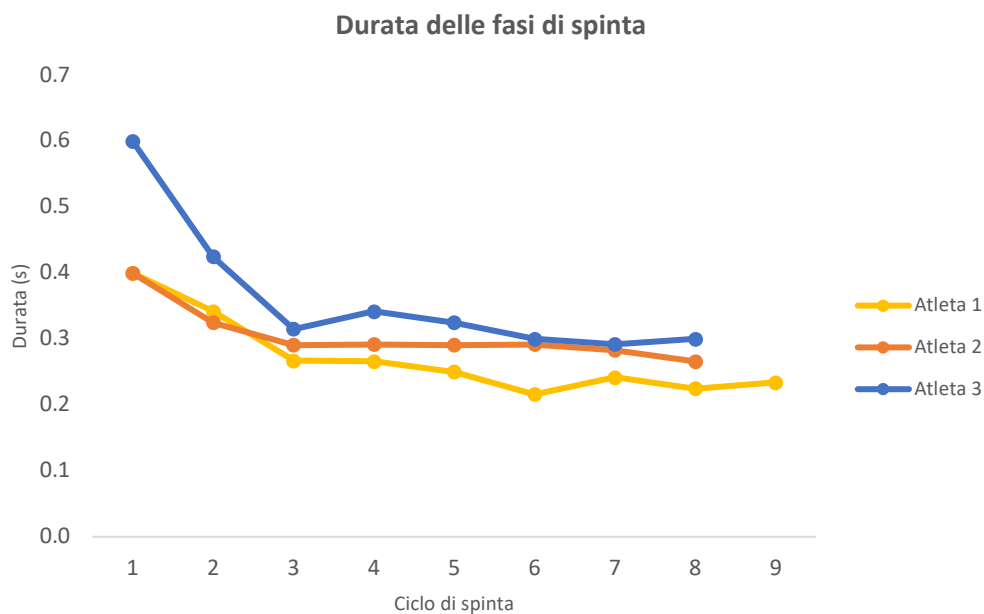


Figura 3.22: Durata in secondi di ogni fase di spinta per i tre atleti.

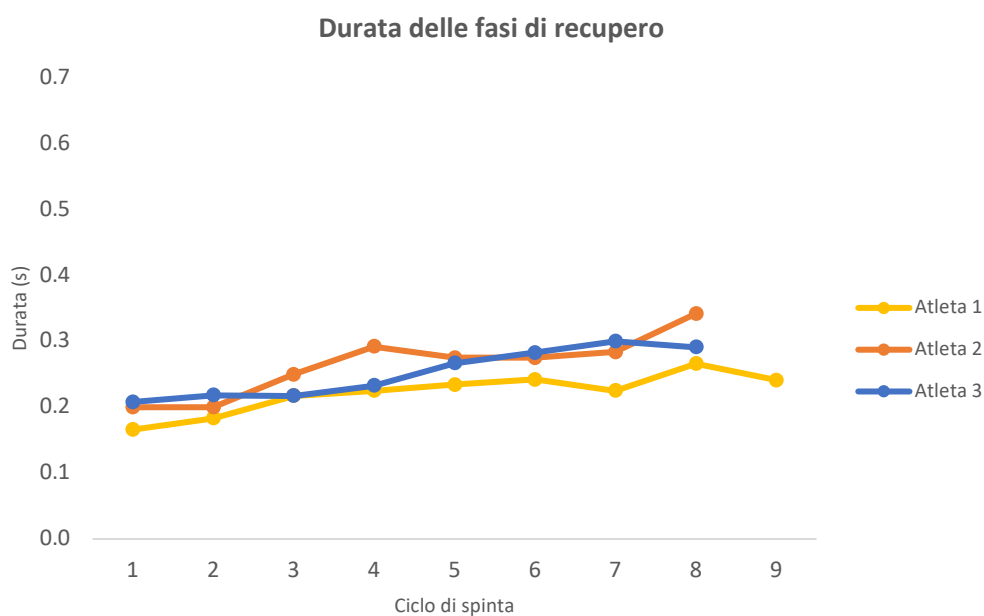


Figura 3.23: Durata in secondi di ogni fase di recupero per i tre atleti.

Dalla figura 3.22 si osserva una diminuzione marcata della durata della fase di spinta nei primi due cicli e, in seguito, questa durata assume un valore circa costante. In particolare, si osservano fasi di spinta più lunghe per l'atleta 3, soprattutto nei primi due cicli di spinta (0.60 s e 0.43 s per l'atleta 3, 0.40 s e 0.34 s per l'atleta 1 e 0.40 s e 0.33 s per l'atleta 2).

Al contrario, dalla figura 3.23 si osserva un aumento della durata della fase di recupero tra il primo ciclo e i cicli successivi per i tre atleti. Infatti, la fase di recupero del primo ciclo di spinta ha una durata pari a 0.17 (atleta 1), 0.20 s (atleta 2) e 0.21 s (atleta 3), mentre la fase di recupero dell'ultimo ciclo di spinta ha durata pari a 0.24 s (atleta 1), 0.34 s (atleta 2) e 0.29 s (atleta 3).

Infine, in figura 3.24 si riportano i valori medi delle durate delle fasi di spinta e di recupero con le rispettive deviazioni standard per i tre atleti considerati.

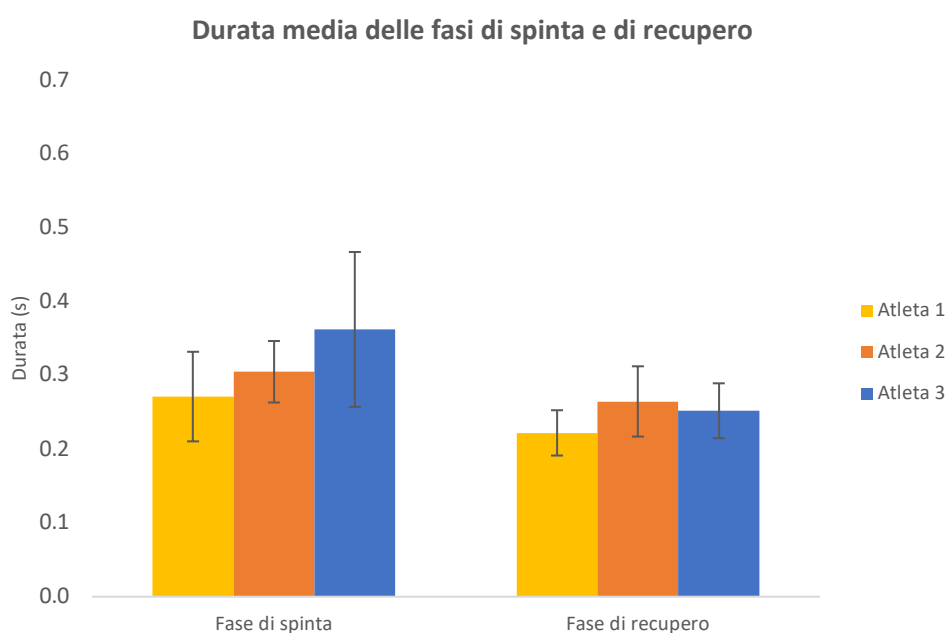


Figura 3.24: Durata media in secondi delle fasi di spinta e di recupero per i tre atleti.

Dalla figura 3.24 è possibile notare che la fase di spinta ha una durata media maggiore rispetto alla fase di recupero per tutti e tre gli atleti, infatti essa è pari a 0.27 s, 0.31 s e 0.36 s rispettivamente per gli atleti 1, 2 e 3, mentre la fase di recupero ha una durata media di 0.22 s, 0.26 s e 0.25 s. La deviazione standard maggiore per la fase di spinta si osserva per l'atleta 3 (0.11 s), mentre la deviazione standard maggiore per la fase di recupero si ha per l'atleta 2 (0.05 s).

3.4.2. Confronto cinematica articolare

La propulsione in sprint eseguita dagli atleti presi in considerazione è caratterizzata da un particolare gesto tecnico. In particolare, questo gesto è eseguito da tre diversi atleti. Essi sono

atleti esperti, pertanto la loro cinematica risulta simile poiché il gesto viene correttamente eseguito da ciascuno di loro. Dalle figure 3.10, 3.15 e 3.19 relative alla cinematica dei tre atleti si osservano infatti andamenti simili dei gradi di libertà in funzione del tempo. In particolare, come già sottolineato in precedenza, per tutti e tre gli atleti l'angolo di inclinazione del tronco risulta circa costante per tutta la durata del video e assume valori medi pari a -46.09° , -54.77° e -37.79° rispettivamente per gli atleti 1, 2 e 3. Al contrario, gli angoli di flessione del gomito e di elevazione della spalla mostrano un range di movimento maggiore durante il ciclo di spinta passando da movimenti di estensione a movimenti di flessione delle due articolazioni rispettivamente durante le fasi di spinta e di recupero.

4. Dinamica del modello

In secondo luogo, per eseguire le simulazioni di dinamica inversa in OpenSim è stato necessario ottenere i dati che descrivono la dinamica del modello. Come nel caso della cinematica, durante la spiegazione del procedimento si riportano i dati di dinamica dell'atleta 1, quindi si riportano i dati per gli atleti 2 e 3.

4.1. Dinamica dell'atleta 1

Per quanto riguarda la dinamica del modello non è stato possibile utilizzare dei dati sperimentali, in quanto non si avevano a disposizione dei dati di forza. Al contrario di quanto fatto per la cinematica, sono stati utilizzati dei dati di dinamica basati su valori della letteratura esistente. Nel seguito verranno illustrati i vari passaggi che sono stati fatti per ottenere i dati di dinamica.

4.1.1. Costruzione del profilo di forza

Dal momento che in letteratura non si sono trovati studi che mostrano il profilo di forza generato per atleti di Para Ice Hockey, si è deciso di considerare altri sport seduti nei quali la propulsione avviene per mezzo di una coppia di bastoncini. In particolare, è stato considerato lo sci di fondo seduto, sport nel quale atleti con disabilità si spingono mediante l'utilizzo di due bastoncini.

A partire dalla letteratura esistente, è stato ricostruito il profilo di forza assiale mostrato nello studio di Lund Ohlsson et al. del 2017 [34]. Esso rappresenta la forza di spinta in funzione del tempo espresso come percentuale del tempo medio del ciclo di spinta. In questo caso i valori della forza di spinta si riferiscono alla spinta effettuata sull'ergometro da atlete normodotate. Sono stati individuati alcuni punti caratteristici del profilo di forza, essi sono stati interpolati ed è stato ottenuto il profilo di forza riportato in figura 4.1.

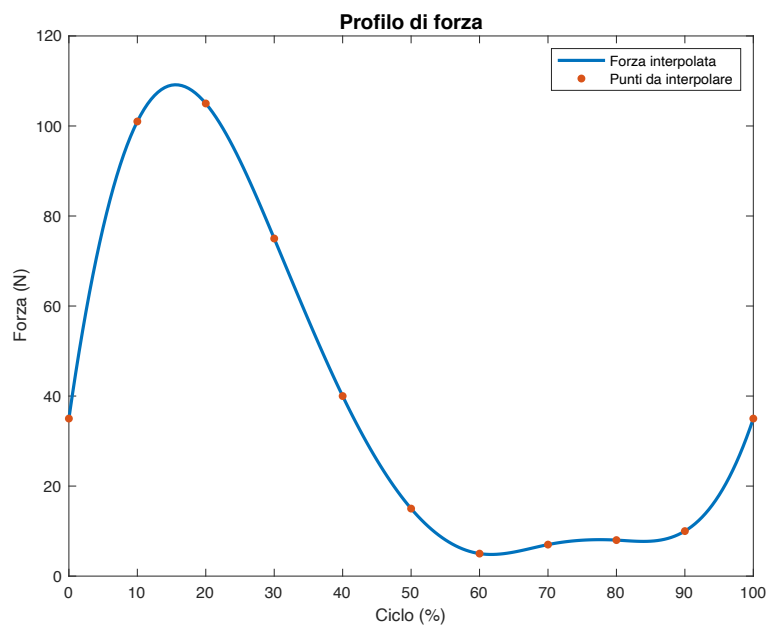


Figura 4.1: Profilo di forza ricostruito dalla letteratura.

Durante la fase di recupero del ciclo di spinta gli atleti di Para Ice Hockey sollevano il bastone, pertanto non si ha alcun contatto con il ghiaccio e la forza esterna risulta nulla. È stato deciso di far assumere alla forza un valore nullo tra il 60% e il 100% di ogni ciclo di spinta, intervallo corrispondente alla fase di recupero. Un esempio di forza generata in un ciclo di spinta è riportato in figura 4.2.

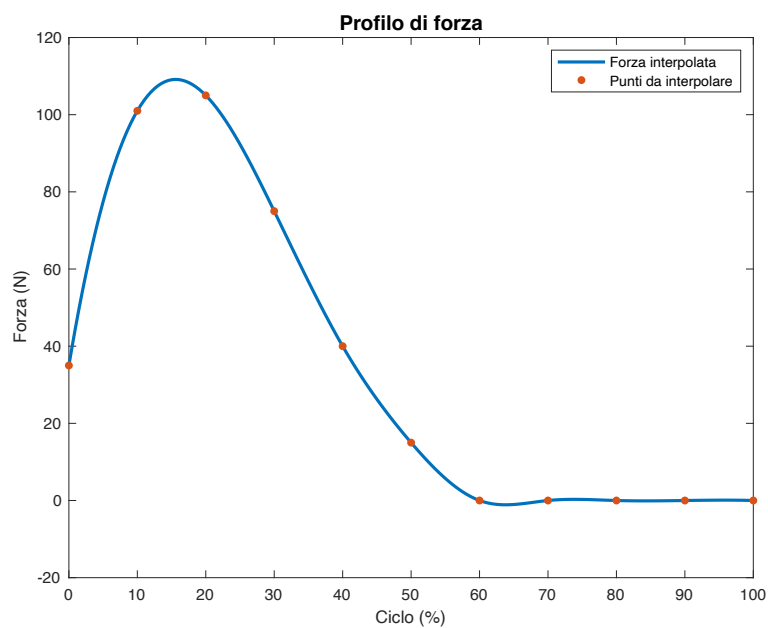


Figura 4.2: Profilo di forza.

Dal momento che gli atleti considerati in questo progetto di tesi sono atleti maschi con disabilità, è stato necessario modificare il profilo di forza generato nella fase di spinta (raffigurato in figura 4.2). Per fare questo si è fatto riferimento ai valori di forza generati da atleti di sci di fondo seduto riportati nello studio del 2012 di Bjerkefors et al. [35]. In questo studio vengono illustrati i valori medi e le rispettive deviazioni standard dei picchi della forza di spinta sia per atleti normodotati sia per atleti con lesioni del midollo spinale (SCI) per diverse intensità di esercizio. In questo caso sia il gruppo con disabilità sia il gruppo di controllo erano formati da 8 atleti maschi e da 5 atlete femmine. Sono stati generati tre nuovi profili di forza in modo tale da simulare una maggiore o minore forza a seconda dell'intensità di esercizio: si hanno valori di picco di 60 N, 120 N e 175 N, rispettivamente per le intensità di esercizio light, hard e max. Quindi per ogni ciclo di spinta si è ricostruito il profilo di forza definito come segue:

- forza generata nella fase di spinta maggiore di zero, con un picco pari a 60 N, 120 N, 175 N a seconda della diversa intensità di esercizio;
- forza generata nella fase di recupero nulla.

È stato ipotizzato un medesimo andamento anche per i cicli di spinta successivi, tenendo conto delle diverse durate del ciclo di spinta e delle singole fasi di spinta e di recupero. I profili di forza così ottenuti sono riportati in figura 4.3.

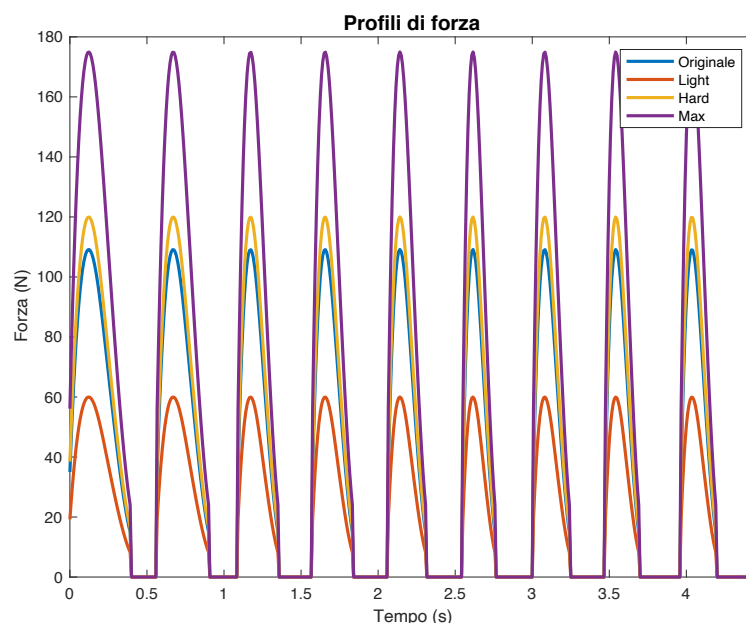


Figura 4.3: Profili di forza in funzione del tempo per diverse intensità di esercizio.

Grazie alle coordinate dei markers della mano e del bastoncino, è stato calcolato l'angolo di inclinazione del bastoncino rispetto all'orizzontale. In particolare, questo angolo è definito come l'angolo formato dalla retta passante tra i markers della mano e del bastoncino e la retta orizzontale passante per il marker del bastoncino. L'andamento in funzione del tempo di questo angolo è riportato in figura 4.4.

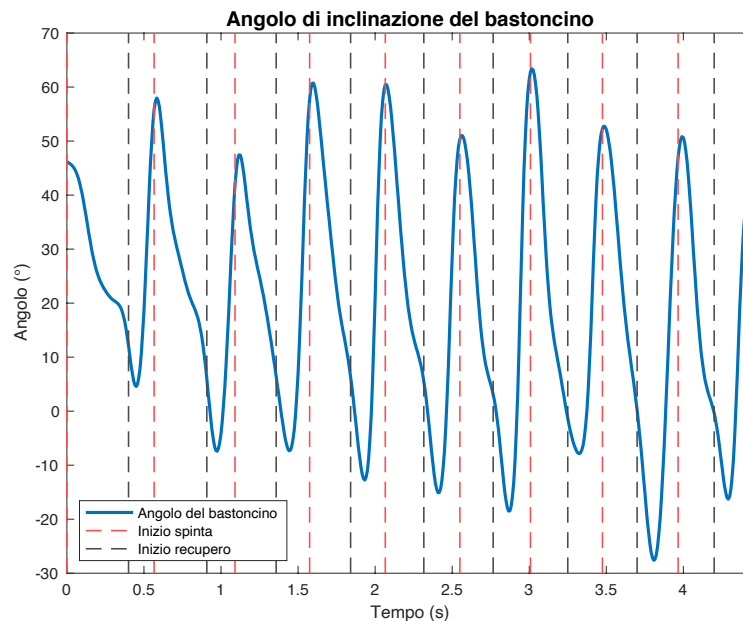


Figura 4.4: Angolo di inclinazione del bastoncino dell'atleta 1 in funzione del tempo.

Dalla figura 4.4 si osservano dei valori negativi dell'angolo di inclinazione del bastoncino durante alcune fasi di recupero dei diversi cicli di spinta. Questi valori negativi si hanno quando il marker del bastoncino si trova più in alto rispetto al marker della mano.

L'angolo di inclinazione del bastoncino è stato utilizzato per determinare le componenti orizzontale e verticale nel piano sagittale di ciascuna forza. Le figure 4.5, 4.6 e 4.7 riportano gli andamenti in funzione del tempo delle componenti orizzontale e verticale della forza risultante per le diverse intensità di esercizio.

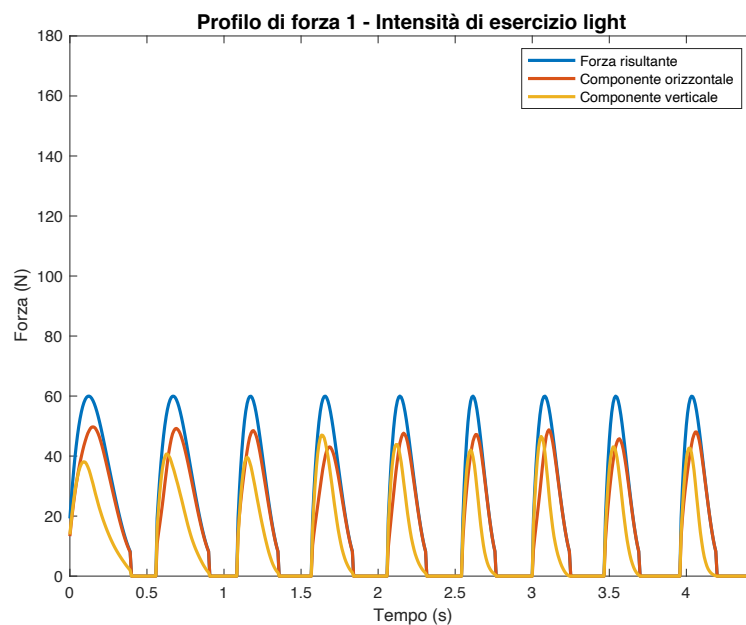


Figura 4.5: Andamento in funzione del tempo delle componenti della forza 1.

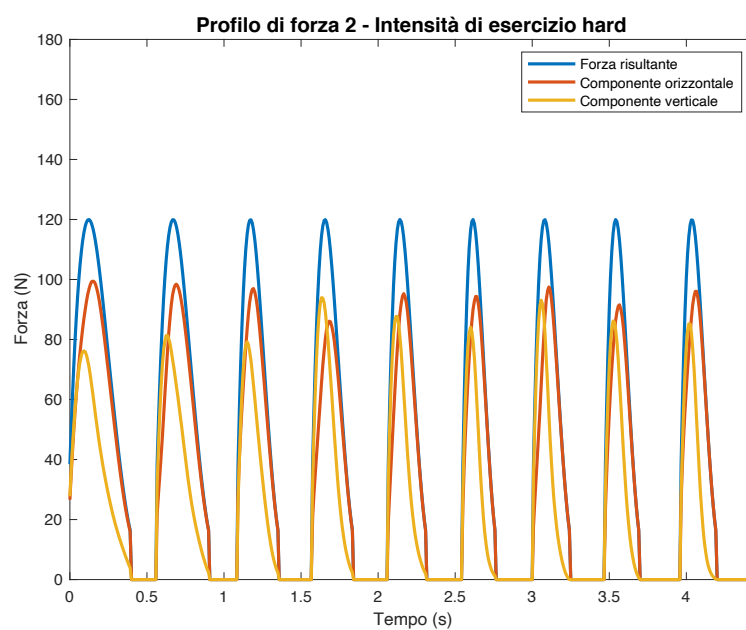


Figura 4.6: Andamento in funzione del tempo delle componenti della forza 2.

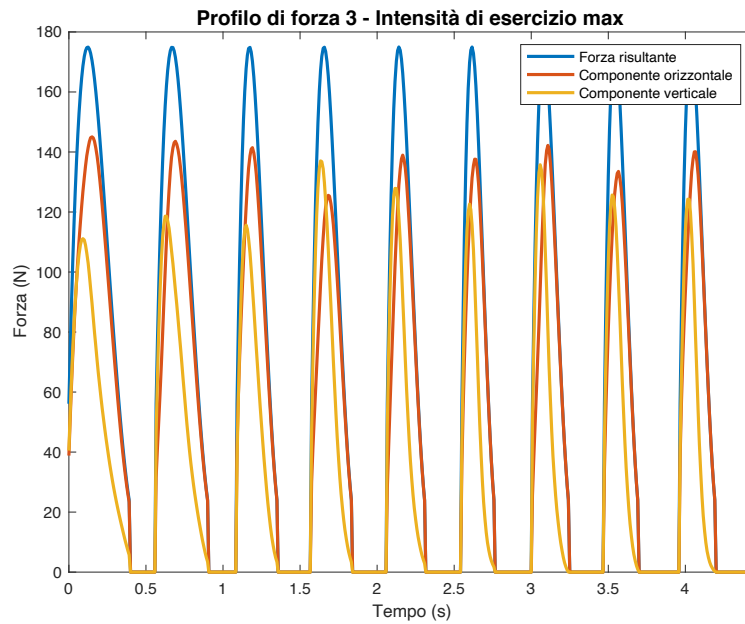


Figura 4.7: Andamento in funzione del tempo delle componenti della forza 3.

4.1.2. Preparazione dei file con i dati di dinamica

Le informazioni sui carichi esterni in funzione del tempo devono essere inserite in un file in formato .mot da dare in input al modello in OpenSim insieme ai dati cinematici nel momento in cui si vuole avviare la simulazione di dinamica inversa. Il file .mot deve presentare una struttura particolare e non richiede l'andamento in funzione del tempo della forza esterna risultante, ma l'andamento in funzione del tempo delle sue componenti. Dopo aver calcolato le componenti nel piano sagittale della forza esterna, è stato possibile creare il file externalforce.mot contenente le informazioni sulle sue componenti e sulle coordinate del suo punto di applicazione. Nella figura 4.8 sono riportate alcune righe del file externalforce.mot.

```

externalforce.mot
versione=1
nRows=572
nColumns=7
inDegrees=yes
endheader
time      ground_force_vx ground_force_vy ground_force_vz ground_force_px ground_force_py ground_force_pz
0.000000  13.313198    13.886825    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.008000  17.083286    17.718646    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.016000  20.569055    21.215672    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.025000  24.158711    24.764389    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.033000  27.091130    27.560412    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.041000  29.798171    30.019896    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.050000  32.575731    32.404605    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.058000  34.876388    34.132780    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.066000  37.024899    35.500964    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.075000  39.218623    36.671010    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.083000  41.083346    37.275966    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.091000  42.830606    37.519117    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.100000  44.551497    37.492915    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.108000  46.016465    37.033627    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.116000  47.327244    36.279262    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.125000  48.475573    35.282862    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.133000  49.378224    34.052313    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.141000  50.052564    32.673287    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.150000  50.421805    31.164561    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.158000  50.568992    29.637905    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.166000  50.456663    28.113672    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.175000  49.966486    26.558881    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.183000  49.344150    25.122105    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.191000  48.506199    23.756875    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.200000  47.301634    22.382507    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.208000  46.094938    21.157225    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.216000  44.751506    19.993559    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.225000  43.088829    18.791023    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.233000  41.540496    17.721736    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000
0.241000  39.928835    16.690730    0.000000    0.000000    -0.068095    0.000000

```

Figura 4.8: Prime righe del file externalforce.mot creato per le simulazioni in OpenSim.

Come nel caso del file coordinate.mot, affinché venga correttamente letto da Opensim, il file externalforce.mot deve presentare la particolare struttura riportata in figura 4.8. Esso deve essere caratterizzato dalla presenza di una header (intestazione), contenente il nome del file, il numero di righe, il numero di colonne e le unità di misura dei dati, e da una parte contenente i dati numerici relativi alle componenti della forza esterna (colonne ground_force_vx, ground_force_vy e ground_force_vz) e le coordinate del punto di applicazione della forza (colonne ground_force_px, ground_force_py e ground_force_pz). Sono stati ottenuti tre diversi file in formato .mot contenenti le informazioni sulla forza, uno per ciascuna intensità di esercizio.

4.2. Dinamica dell'atleta 2

Una volta ottenute le componenti nel piano sagittale delle forze per le tre diverse intensità di esercizio per l'atleta 1, sono stati seguiti i passi illustrati nei paragrafi 4.1.1 e 4.1.2 per ottenere i file externalforce.mot per l'atleta 2. Vengono costruiti i profili di forza per le tre diverse intensità di esercizio tenendo conto delle durate dei cicli di spinta e delle durate di tutte le fasi

di spinta e di recupero seguendo quanto descritto per l'atleta 1. Si ottengono i profili di forza riportati in figura 4.9.

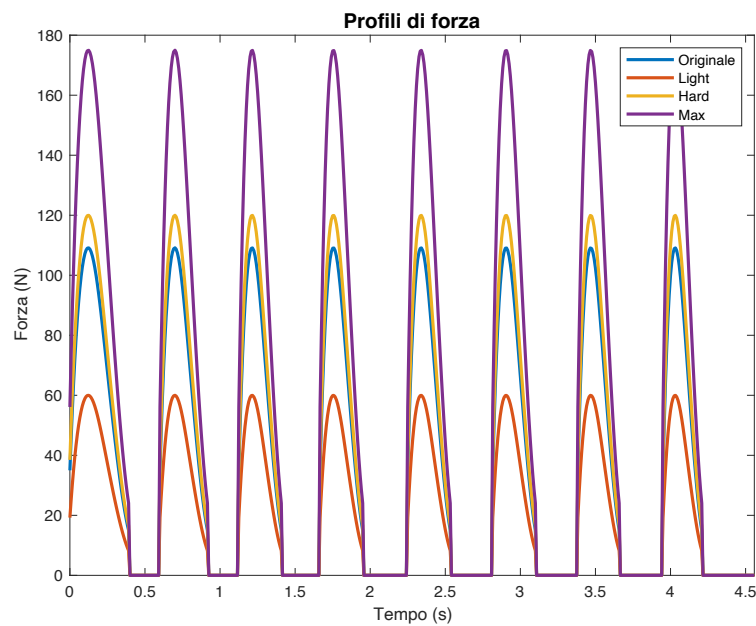


Figura 4.9: Profili di forza in funzione del tempo per diverse intensità di esercizio.

Utilizzando le coordinate dei markers della mano e del bastoncino è stato calcolato l'angolo di inclinazione del bastoncino in funzione del tempo, il cui andamento è riportato in figura 4.10.

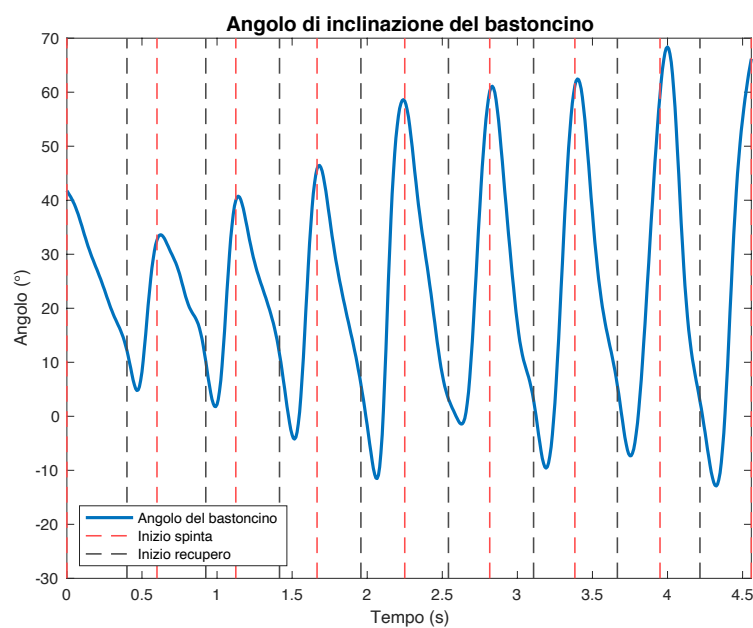


Figura 4.10: Angolo di inclinazione del bastoncino dell'atleta 2 in funzione del tempo.

In figura 4.10 si hanno dei valori negativi dell'angolo di inclinazione del bastoncino in corrispondenza di alcune fasi di recupero dei vari cicli di spinta e questo si verifica quando il marker del bastoncino si trova più in alto rispetto al marker della mano.

Una volta ottenuti i valori dell'angolo di inclinazione in funzione del tempo, sono state calcolate le componenti nel piano sagittale di ciascuna forza ed è stato creato il file externalforce-mot contenente le informazioni sulle componenti delle forze e sul loro punto di applicazione. Gli andamenti delle componenti orizzontale e verticale di ciascuna forza in funzione del tempo sono riportati nelle figure 4.11, 4.12 e 4.13.

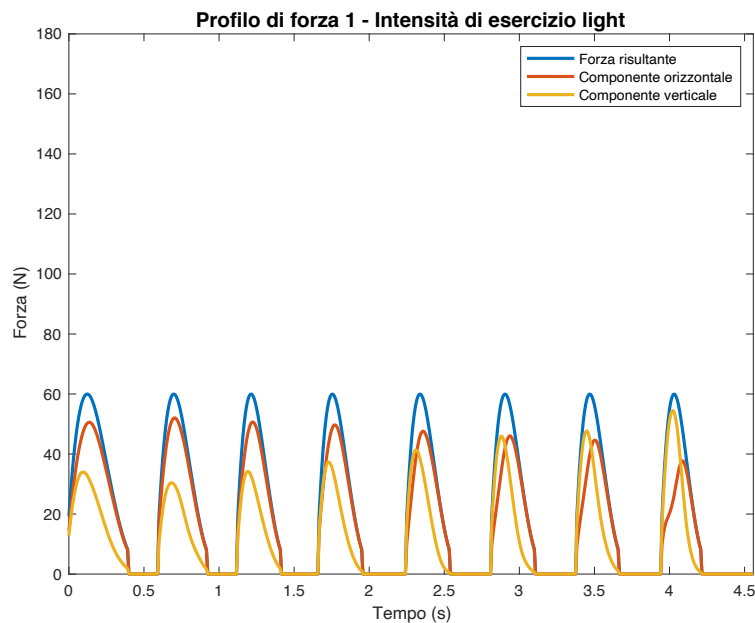


Figura 4.11: Andamento in funzione del tempo delle componenti della forza 1.

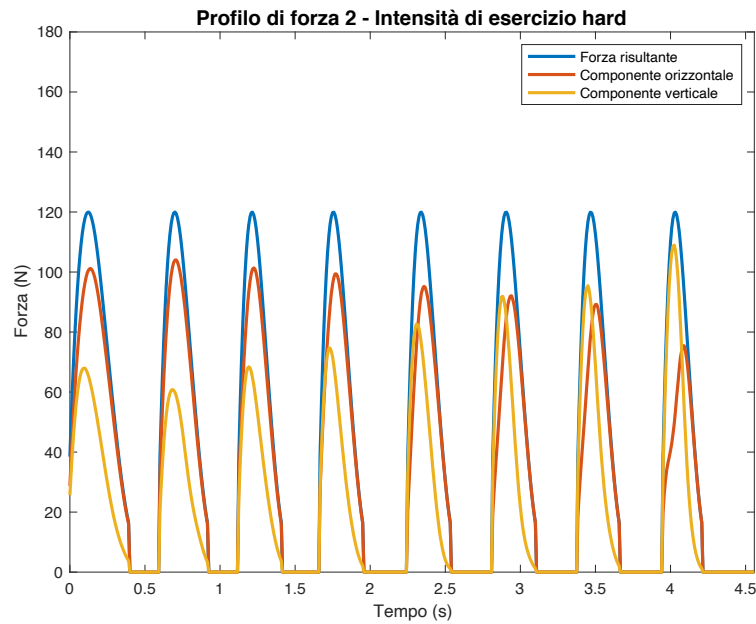


Figura 4.12: Andamento in funzione del tempo delle componenti della forza 2.

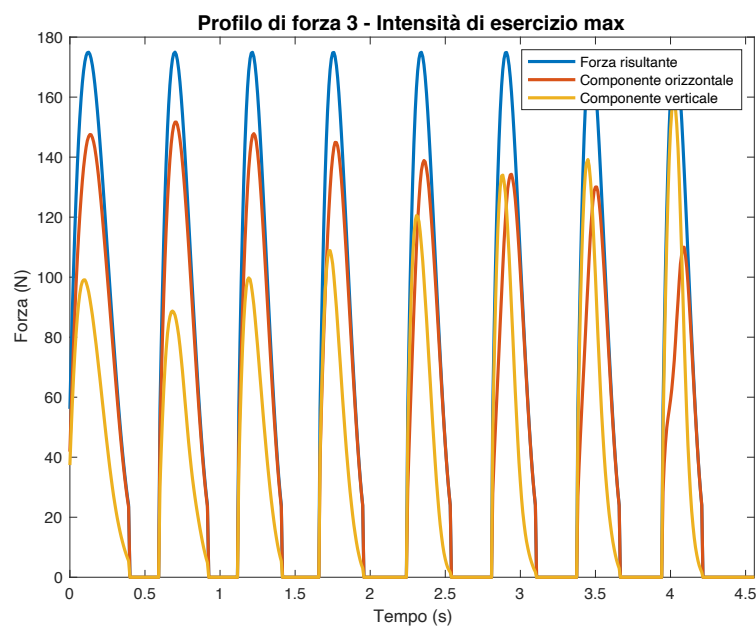


Figura 4.13: Andamento in funzione del tempo delle componenti della forza 3.

4.3. Dinamica dell'atleta 3

Una volta ottenute le componenti nel piano sagittale delle forze per le tre diverse intensità di esercizio per i primi due atleti, sono stati seguiti i passi illustrati nei paragrafi 4.1.1 e 4.1.2 per ottenere i file externalforce.mot per l'atleta 3. Vengono costruiti i profili di forza per tre diverse intensità di esercizio tenendo conto delle durate dei cicli di spinta e delle durate di

ciascuna fase di spinta e fase di recupero seguendo quanto descritto per l'atleta 1. Si ottengono i profili di forza riportati in figura 4.14.

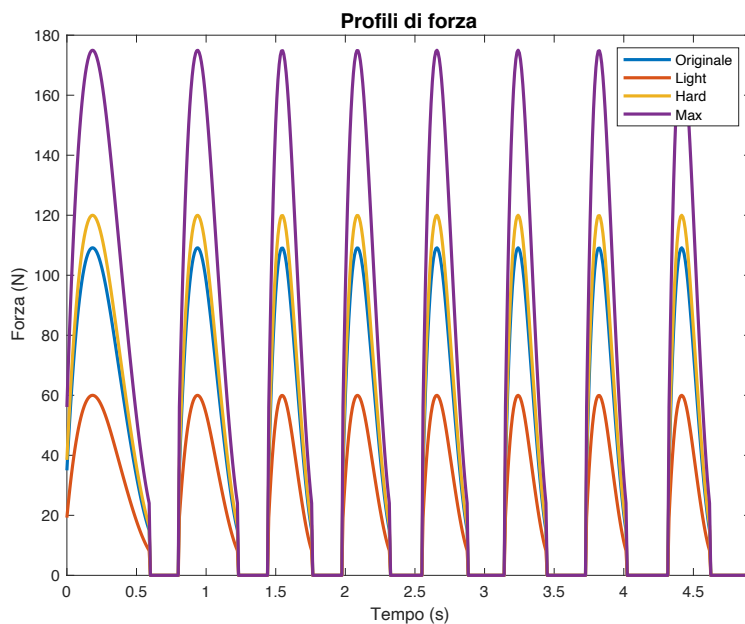


Figura 4.14: Profili di forza in funzione del tempo per diverse intensità di esercizio.

È stato calcolato l'angolo di inclinazione del bastoncino rispetto all'orizzontale, angolo necessario per definire le componenti nel piano sagittale di ciascuna forza. In figura 4.15 è riportato l'andamento in funzione del tempo dell'angolo di inclinazione del bastoncino.

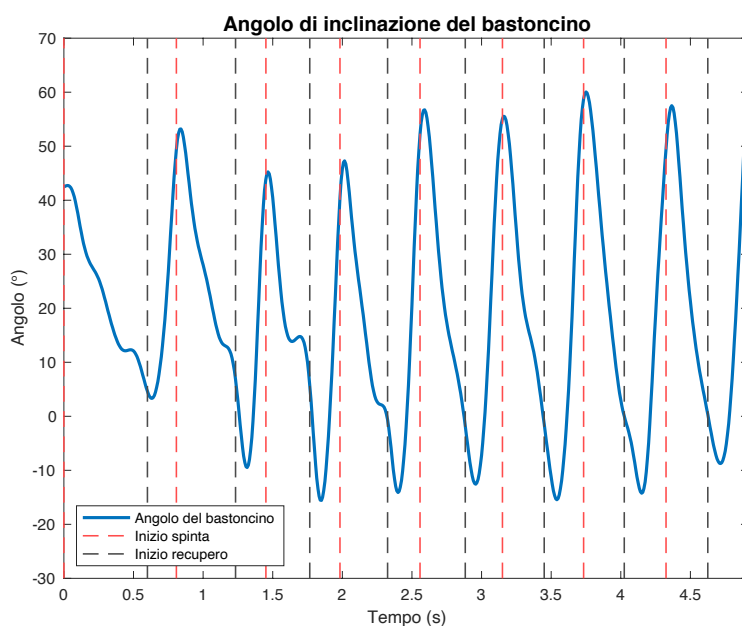


Figura 4.15: Angolo di inclinazione del bastoncino dell'atleta 3 in funzione del tempo.

Come riportato in figura 4.15 l'angolo di inclinazione del bastoncino assume dei valori negativi durante alcune fasi di recupero dei diversi cicli di spinta e questo si verifica quando il marker del bastoncino si trova più in alto rispetto al marker della mano.

Una volta calcolato l'angolo di inclinazione del bastoncino, sono state definite le componenti nel piano sagittale di ciascuna forza e si è creato il file `externalforce.mot` contenente le informazioni sulle componenti delle forze e sul loro punto di applicazione. Le figure 4.16, 4.17 e 4.18 riportano gli andamenti in funzione del tempo delle componenti orizzontale e verticale delle forze per ciascuna intensità di esercizio.

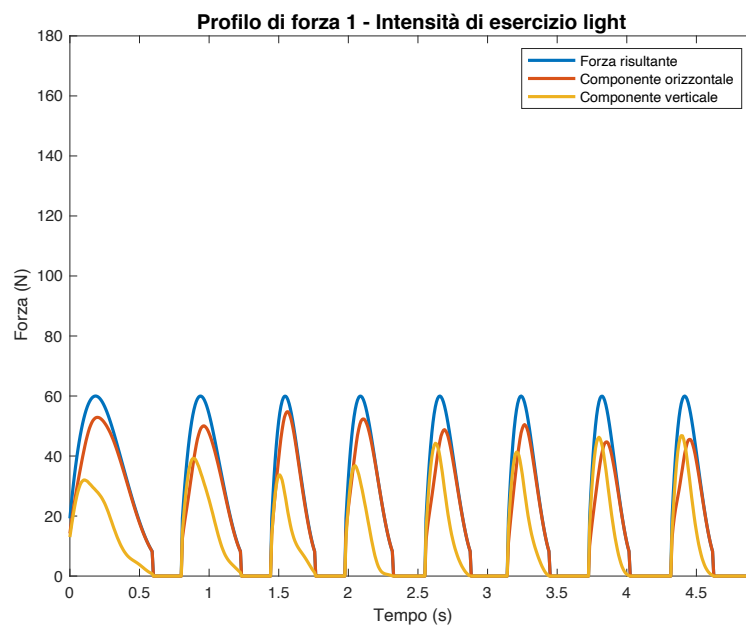


Figura 4.16: Andamento in funzione del tempo delle componenti della forza 1.

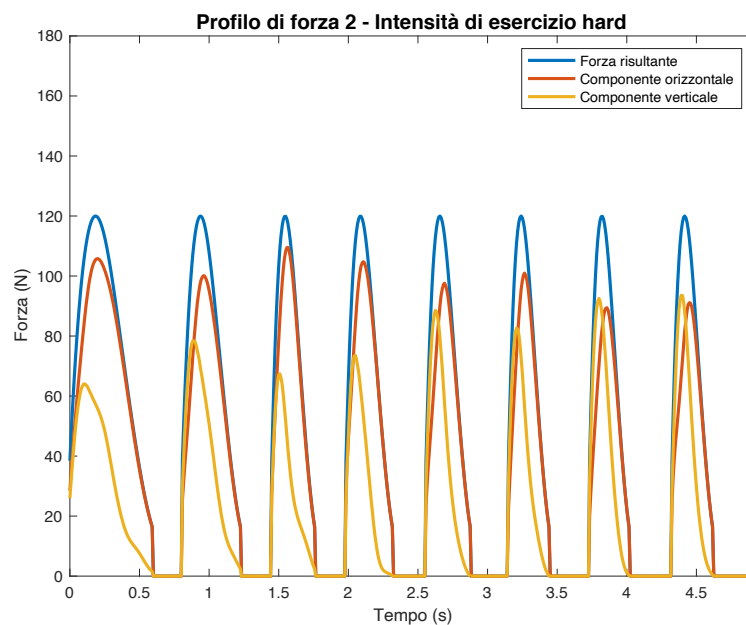


Figura 4.17: Andamento in funzione del tempo delle componenti della forza 2.

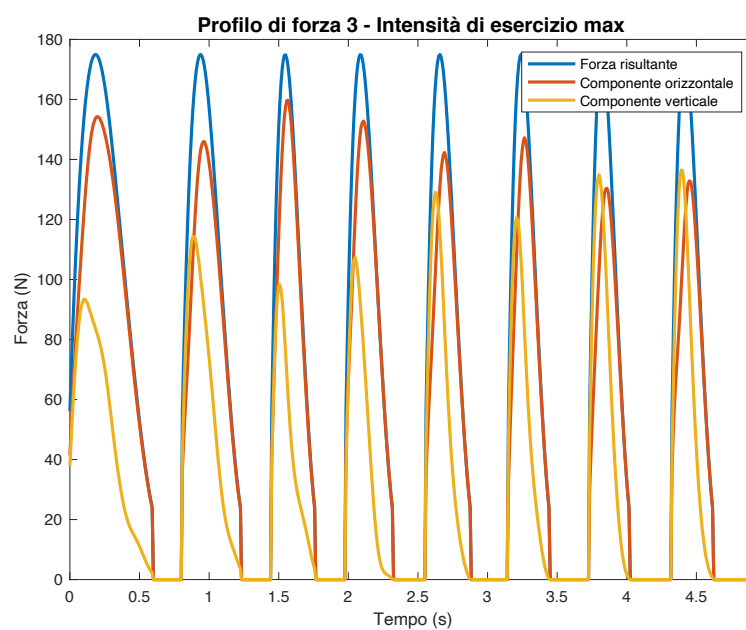


Figura 4.18: Andamento in funzione del tempo delle componenti della forza 3.

5. Calcolo dei momenti articolari mediante simulazioni in OpenSim

Per ciascun atleta sono state avviate tre diverse simulazioni di dinamica inversa in OpenSim dando in input al modello il file `coordinate.mot` contenente i dati di cinematica e il file `externalforce.mot` contenente i dati di dinamica. Dalle 9 simulazioni di dinamica inversa sono stati ottenuti i momenti articolari. Sono stati rappresentati graficamente in funzione del tempo i momenti di elevazione della spalla e di flessione del gomito. Si riportano ora i risultati ottenuti per i tre atleti, per ciascuna intensità di esercizio. In primo luogo, verranno presentati i risultati dell'atleta 1 e, in seguito, verranno illustrati i risultati ottenuti per gli atleti 2 e 3.

5.1. Momenti articolari

5.1.1. Momenti articolari atleta 1

In questo paragrafo si riportano i momenti articolari ottenuti dalle simulazioni di dinamica inversa eseguite per l'atleta 1. Si ricorda che le simulazioni sono state effettuate per tre diverse intensità di esercizio, caratterizzate da una minore o maggiore forza esterna applicata al modello. Si hanno un picco di forza pari a 60 N per l'intensità di esercizio light, un picco di forza di 120 N per l'intensità di esercizio hard e un picco di forza pari a 175 N per l'intensità di esercizio max. La figura 5.1 riporta gli andamenti del momento di flessione del gomito per le tre diverse intensità di esercizio.

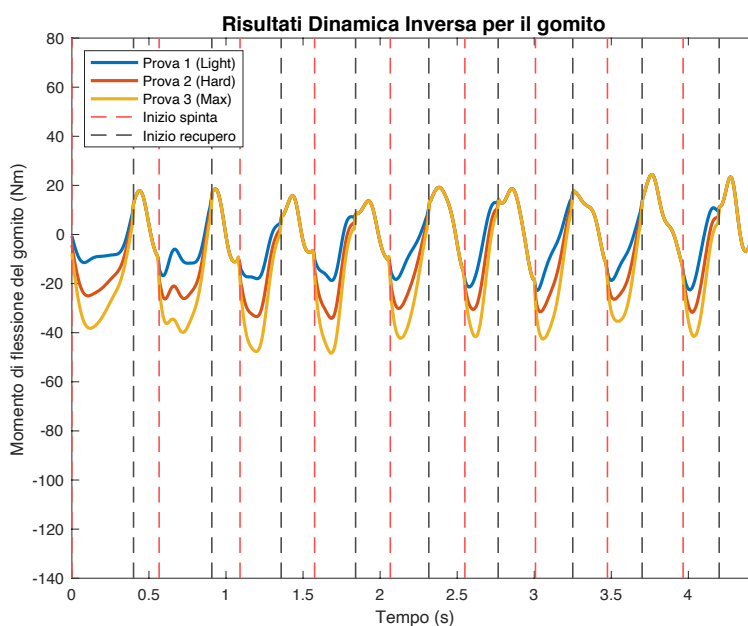


Figura 5.1: Momento di flessione del gomito in funzione del tempo per le tre intensità di esercizio.

La figura 5.2 mostra invece gli andamenti del momento di elevazione della spalla per le tre diverse intensità di esercizio.

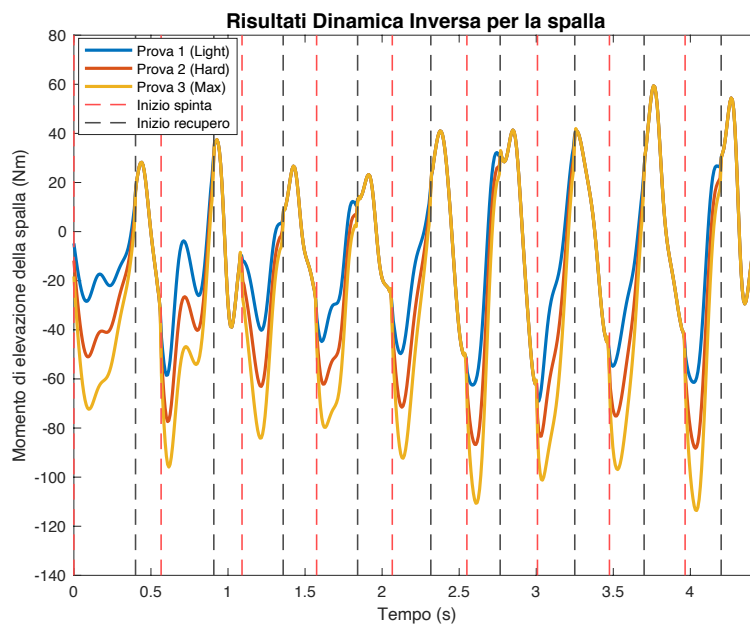


Figura 5.2: Momento di elevazione della spalla in funzione del tempo per le tre intensità di esercizio.

Per tutte le simulazioni effettuate è stata eseguita una verifica dei valori dei momenti articolari ottenuti. Mediante un apposito script Matlab sono stati calcolati analiticamente il momento di flessione del gomito e il momento di elevazione della spalla tenendo in considerazione le forze peso e le forze di inerzia dei segmenti corporei del modello e i carichi esterni agenti sul modello. Anche se la verifica è stata effettuata per tutte le simulazioni, si riporta a titolo di esempio quanto ottenuto solo per la simulazione corrispondente alla massima intensità di esercizio. Gli andamenti del momento di flessione del gomito calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in figura 5.3, mentre gli andamenti del momento di elevazione della spalla calcolati analiticamente e ricavati dalla simulazione sono riportati in figura 5.4.

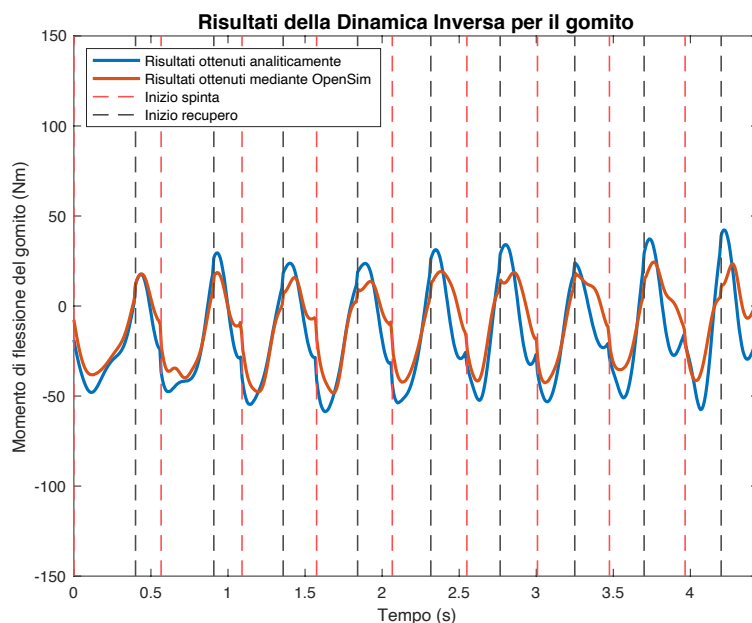


Figura 5.3: Momento di flessione del gomito in funzione del tempo per la massima intensità di esercizio.

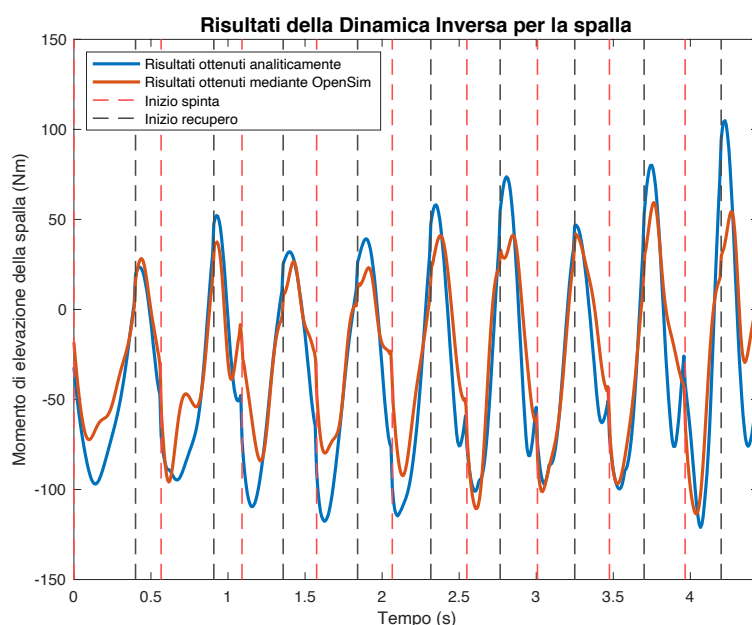


Figura 5.4: Momento di elevazione della spalla in funzione del tempo per la massima intensità di esercizio.

Sia in figura 5.3 sia in figura 5.4 si osservano delle differenze tra gli andamenti del momento ottenuti analiticamente e ricavati dalla simulazione. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che nel calcolo analitico sono state considerate le forze peso e le forze di inerzia dei segmenti corporei del modello e i carichi esterni, mentre nelle analisi di dinamica inversa in OpenSim vengono considerate anche le forze di contatto, dei muscoli e dei legamenti.

Mediante un apposito script Matlab, i momenti articolari di gomito e spalla sono stati suddivisi considerando singolarmente i cicli di spinta. Quindi, il momento articolare per ogni ciclo è stato ricampionato come percentuale del ciclo. I momenti di gomito così ottenuti sono stati rappresentati graficamente per ciascuna intensità di esercizio (figura 5.5).

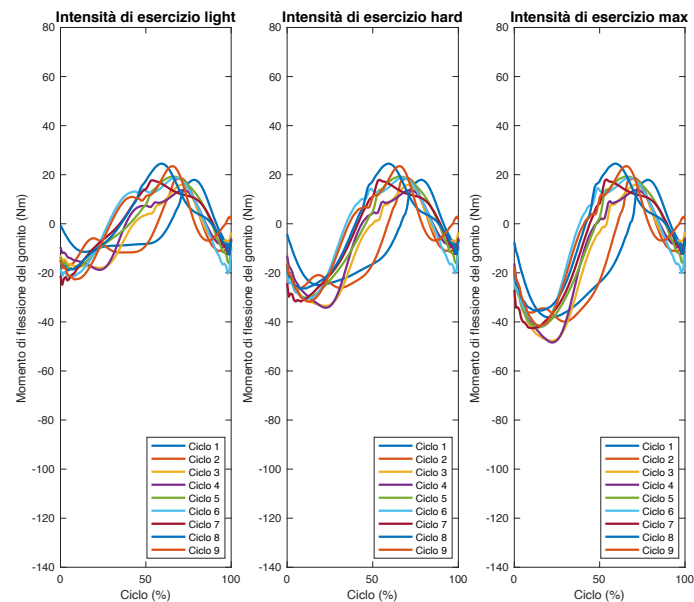


Figura 5.5: Momento di flessione del gomito in funzione del tempo per ciascun ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

Per ciascuno dei momenti articolari dei 9 cicli di spinta sono stati calcolati il valore di picco negativo (picco del momento articolare di spinta) e il valore di picco positivo (picco del momento articolare di recupero). I valori ottenuti per le tre diverse intensità di esercizio sono riportati nella tabella 5.1.

Tabella 5.1: Picchi negativi (spinta) e picchi positivi (recupero) del momento al gomito per l'intensità di esercizio light, hard, max.

CICLO DI SPINTA	Intensità light		Intensità hard		Intensità max	
	PICCO NEGATIVO	PICCO POSITIVO	PICCO NEGATIVO	PICCO POSITIVO	PICCO NEGATIVO	PICCO POSITIVO
	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm)
Ciclo di spinta 1	-11.47	17.91	-25.01	17.93	-38.20	17.95
Ciclo di spinta 2	-17.20	18.66	-26.47	18.69	-39.92	18.73
Ciclo di spinta 3	-18.02	15.91	-33.49	15.91	-47.70	15.91
Ciclo di spinta 4	-18.79	13.73	-34.22	13.73	-48.41	13.73
Ciclo di spinta 5	-18.50	19.25	-30.20	19.25	-42.33	19.26
Ciclo di spinta 6	-21.81	18.68	-30.67	18.69	-41.68	18.69
Ciclo di spinta 7	-24.88	17.77	-31.71	17.94	-42.63	18.11
Ciclo di spinta 8	-18.99	24.51	-26.48	24.53	-35.38	24.55
Ciclo di spinta 9	-22.66	23.48	-31.76	23.49	-41.53	23.50

I momenti articolari di gomito dei 9 cicli di spinta per ciascuna intensità di esercizio sono stati mediati tra loro con lo scopo di ottenere un andamento medio del momento di flessione del gomito. Inoltre, si è calcolata la deviazione standard. La figura 5.6 mostra gli andamenti del momento al gomito medio e della deviazione standard in funzione della percentuale del ciclo.

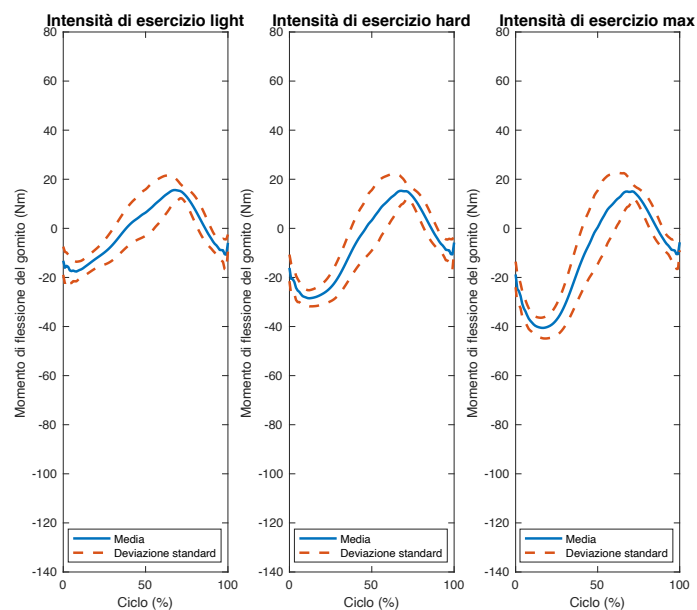


Figura 5.6: Momento medio di flessione del gomito con deviazione standard in funzione del tempo per il ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

Lo stesso procedimento si è eseguito per il momento articolare di spalla. I momenti dei singoli cicli sono stati identificati e rappresentati in figura 5.7.

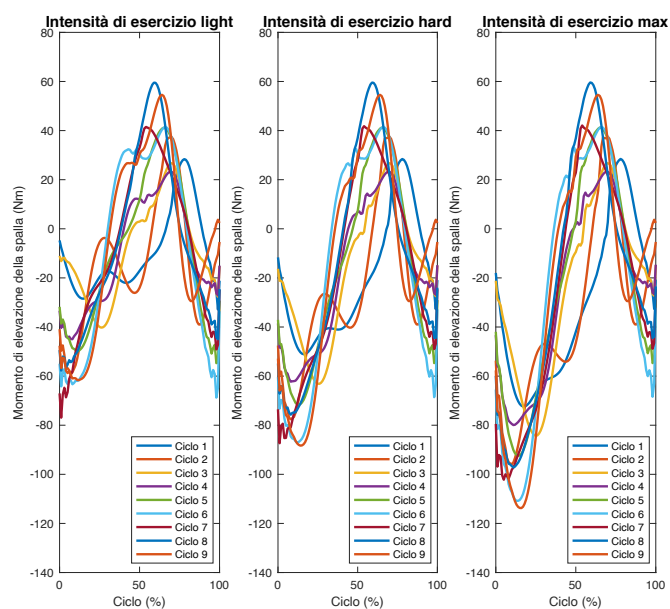


Figura 5.7: Momento di elevazione della spalla in funzione del tempo per ciascun ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

Quindi, per ogni ciclo di spinta sono stati calcolati i valori di picco negativo (picco del momento articolare di spinta) e il valore di picco positivo (picco del momento articolare di recupero). Tali valori sono riportati in tabella 5.2.

Tabella 5.2: Picchi negativi (spinta) e picchi positivi (recupero) del momento alla spalla per l'intensità di esercizio light, hard, max.

CICLO DI SPINTA	Intensità light		Intensità hard		Intensità max	
	PICCO	PICCO	PICCO	PICCO	PICCO	PICCO
	NEGATIVO (Nm)	POSITIVO (Nm)	NEGATIVO (Nm)	POSITIVO (Nm)	NEGATIVO (Nm)	POSITIVO (Nm)
Ciclo di spinta 1	-32.88	28.39	-51.07	28.42	-72.38	28.45
Ciclo di spinta 2	-59.26	37.40	-77.58	37.47	-95.94	37.53
Ciclo di spinta 3	-40.24	26.75	-63.14	26.73	-84.28	26.71
Ciclo di spinta 4	-44.97	23.23	-62.27	23.22	-79.94	23.22
Ciclo di spinta 5	-54.73	41.14	-71.55	41.18	-92.47	41.22
Ciclo di spinta 6	-68.76	41.44	-87.09	41.44	-110.80	41.44
Ciclo di spinta 7	-76.93	41.48	-87.33	41.79	-102.20	42.08
Ciclo di spinta 8	-57.76	59.52	-75.71	59.56	-97.21	59.59
Ciclo di spinta 9	-61.65	54.56	-88.30	54.56	-113.75	54.55

I momenti articolari dei 9 cicli di spinta ottenuti per ciascuna intensità di esercizio sono stati mediati tra loro con lo scopo di ottenere un andamento medio del momento di elevazione della spalla. inoltre, è stata calcolata la deviazione standard. In figura 5.8 si riporta l'andamento medio ottenuto con le rispettive deviazioni standard come percentuale del ciclo.

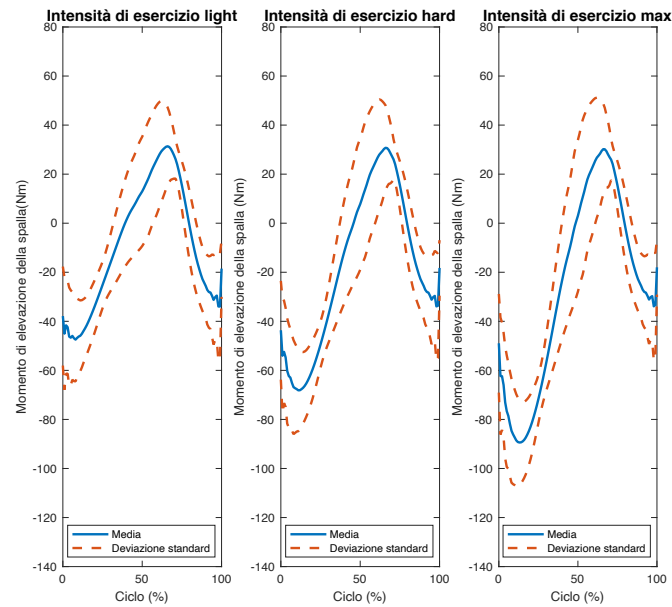


Figura 5.8: Momento medio di elevazione della spalla con deviazione standard in funzione del tempo per il ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

5.1.2. Momenti articolari atleta 2

In questo paragrafo si riportano i momenti articolari ottenuti dalle simulazioni di dinamica inversa eseguite per l'atleta 2. Si ricorda nuovamente che le simulazioni sono state eseguite per tre diverse intensità di esercizio, caratterizzate da carichi esterni aventi picchi pari a 60 N (intensità light), 120 N (intensità hard) e 175 N (intensità max).

La figura 5.9 mostra gli andamenti del momento di flessione del gomito per le tre diverse intensità di esercizio.

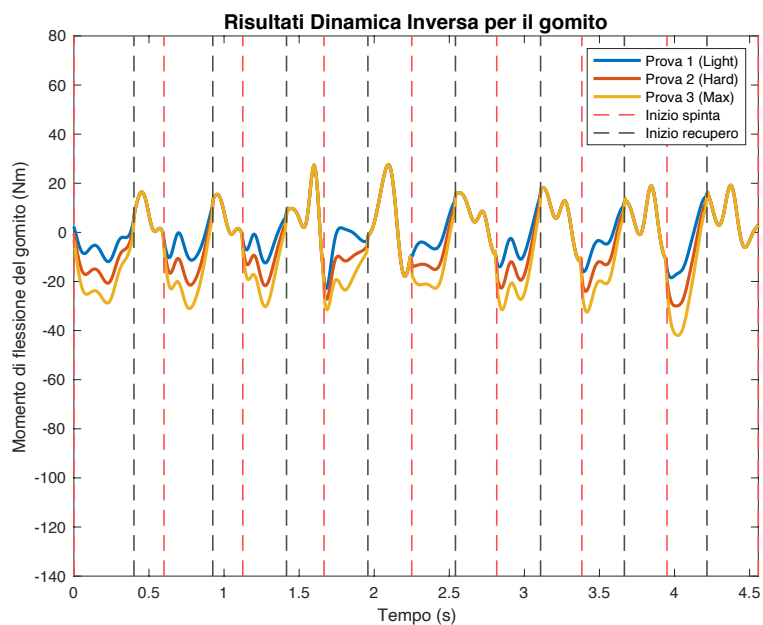


Figura 5.9: Momento di flessione del gomito in funzione del tempo per le tre intensità di esercizio.

In figura 5.10 sono riportati gli andamenti del momento di elevazione della spalla per le tre diverse intensità di esercizio.

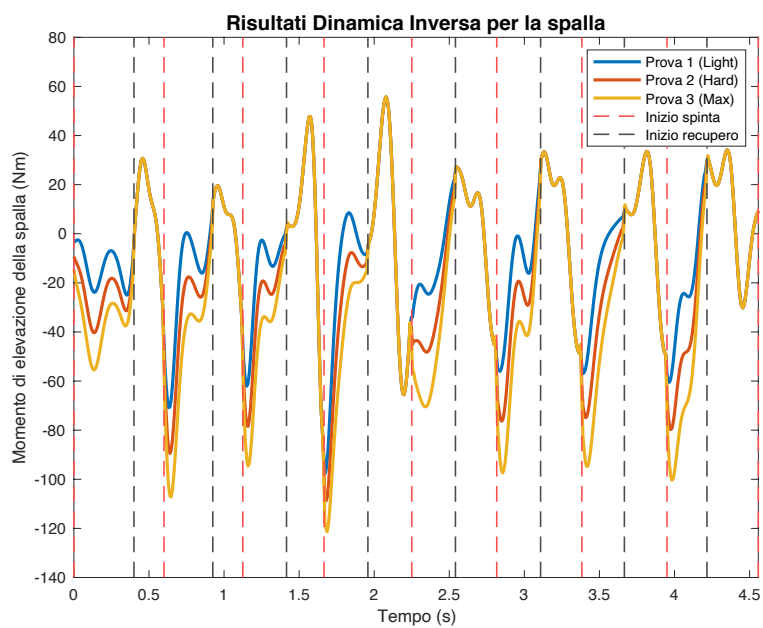


Figura 5.10: Momento di elevazione della spalla in funzione del tempo per le tre intensità di esercizio.

Mediante un apposito script Matlab, i momenti articolari di gomito e spalla sono stati suddivisi considerando singolarmente i cicli di spinta. Quindi, il momento articolare per ogni ciclo è stato ricampionato come percentuale del ciclo. I momenti di gomito così ottenuti sono stati rappresentati graficamente per ciascuna intensità di esercizio (figura 5.11).

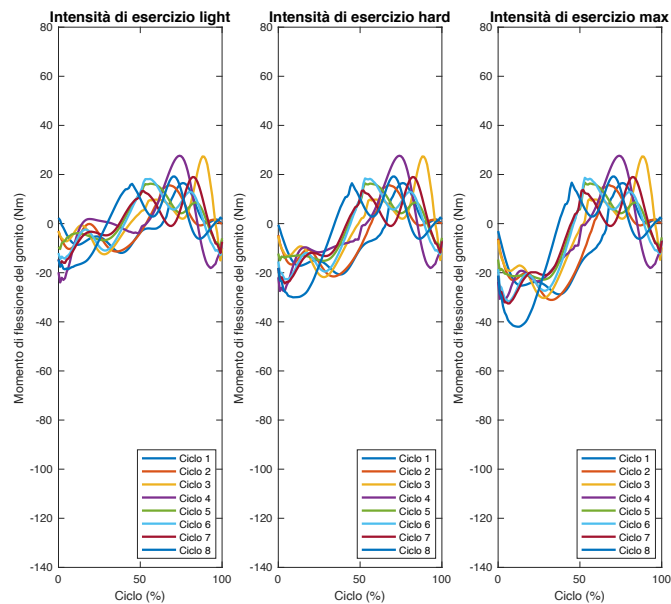


Figura 5.11: Momento di flessione del gomito in funzione del tempo per ciascun ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

Per ciascuno dei momenti articolari dei 9 cicli di spinta sono stati calcolati il valore di picco negativo (picco del momento articolare di spinta) e il valore di picco positivo (picco del momento articolare di recupero). I valori ottenuti per le tre diverse intensità di esercizio sono riportati nella tabella 5.3.

Tabella 5.3: Picchi negativi (spinta) e picchi positivi (recupero) del momento al gomito per l'intensità di esercizio light, hard, max.

CICLO DI SPINTA	Intensità light		Intensità hard		Intensità max	
	PICCO NEGATIVO	PICCO POSITIVO	PICCO NEGATIVO	PICCO POSITIVO	PICCO NEGATIVO	PICCO POSITIVO
	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm)
Ciclo di spinta 1	-11.93	16.52	-20.74	16.51	-28.81	16.51
Ciclo di spinta 2	-11.35	15.59	-21.53	15.63	-31.08	15.67
Ciclo di spinta 3	-14.99	27.35	-21.80	27.35	-30.32	27.36
Ciclo di spinta 4	-23.97	27.65	-27.46	27.65	-31.95	27.65
Ciclo di spinta 5	-10.37	16.25	-15.15	16.42	-22.82	16.72
Ciclo di spinta 6	-14.55	18.20	-22.68	18.41	-31.63	18.69
Ciclo di spinta 7	-17.06	18.98	-24.39	18.98	-32.54	18.98
Ciclo di spinta 8	-18.62	19.20	-30.03	19.20	-41.99	19.20

I momenti articolari di gomito dei 9 cicli di spinta per ciascuna intensità di esercizio sono stati mediati tra loro con lo scopo di ottenere un andamento medio del momento di flessione del gomito. Inoltre, si è calcolata la deviazione standard. La figura 5.12 mostra gli andamenti del momento al gomito medio e della deviazione standard in funzione della percentuale del ciclo.

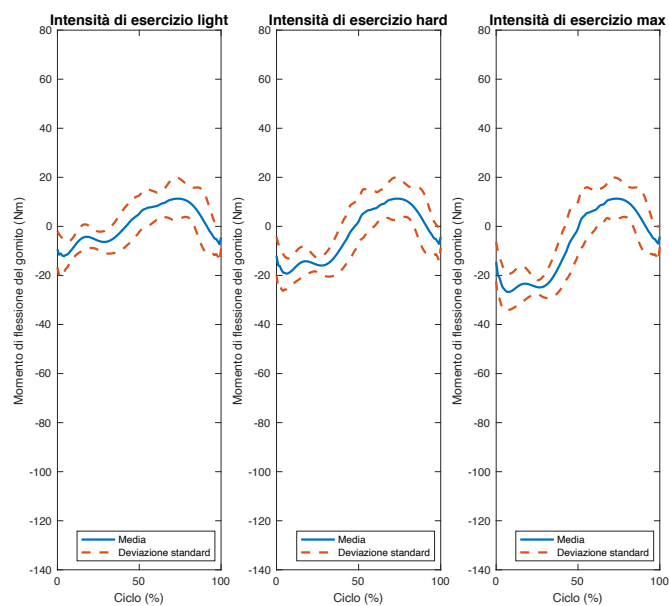


Figura 5.12: Momento medio di flessione del gomito con deviazione standard in funzione del tempo per il ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

Lo stesso procedimento si è eseguito per il momento articolare di spalla. I momenti dei singoli cicli sono stati identificati e rappresentati in figura 5.13.

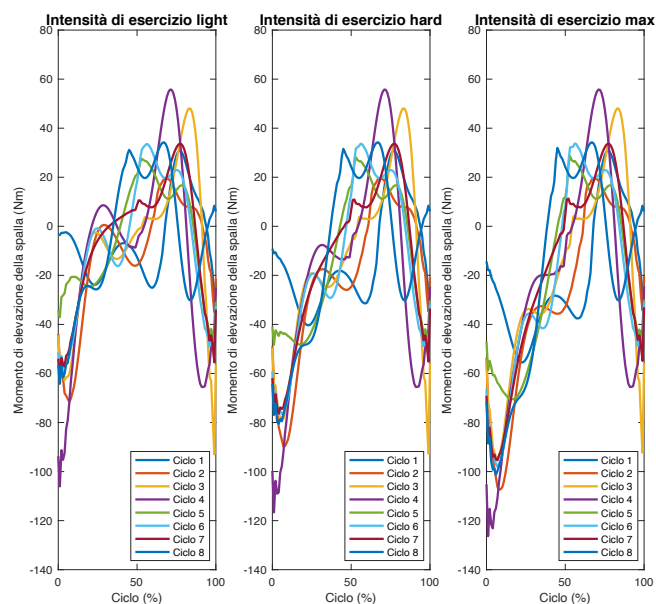


Figura 5.13: Momento di elevazione della spalla in funzione del tempo per ciascun ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

Quindi, per ogni ciclo di spinta sono stati calcolati i valori di picco negativo (picco del momento articolare di spinta) e il valore di picco positivo (picco del momento articolare di recupero). Tali valori sono riportati in tabella 5.4.

Tabella 5.4: Picchi negativi (spinta) e picchi positivi (recupero) del momento alla spalla per l'intensità di esercizio light, hard, max.

CICLO DI SPINTA	Intensità light		Intensità hard		Intensità max	
	PICCO	PICCO	PICCO	PICCO	PICCO	PICCO
	NEGATIVO (Nm)	POSITIVO (Nm)	NEGATIVO (Nm)	POSITIVO (Nm)	NEGATIVO (Nm)	POSITIVO (Nm)
Ciclo di spinta 1	-31.46	30.83	-40.38	30.82	-55.47	30.83
Ciclo di spinta 2	-71.63	19.67	-89.73	19.70	-107.40	19.73
Ciclo di spinta 3	-92.99	48.07	-92.63	47.99	-95.12	48.07
Ciclo di spinta 4	-106.03	55.75	-116.61	55.77	-126.32	55.75
Ciclo di spinta 5	-50.29	28.10	-49.85	27.77	-70.48	28.58
Ciclo di spinta 6	-59.53	33.66	-76.54	33.83	-98.02	33.75
Ciclo di spinta 7	-61.54	33.65	-76.37	33.68	-95.36	33.65
Ciclo di spinta 8	-64.22	34.26	-80.52	34.21	-101.23	34.26

I momenti articolari dei 9 cicli di spinta ottenuti per ciascuna intensità di esercizio sono stati mediati tra loro con lo scopo di ottenere un andamento medio del momento di elevazione della spalla. inoltre, è stata calcolata la deviazione standard. In figura 5.14 si riporta l'andamento medio ottenuto con le rispettive deviazioni standard come percentuale del ciclo.

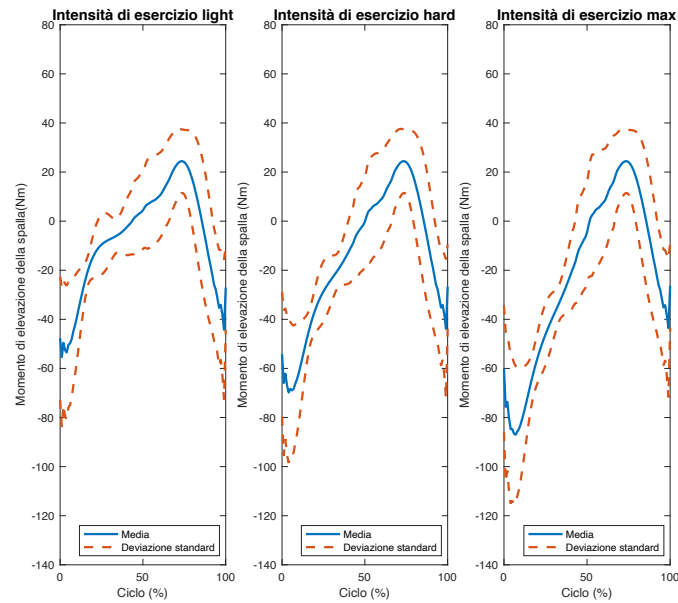


Figura 5.14: Momento medio di elevazione della spalla con deviazione standard in funzione del tempo per il ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

5.1.3. Momenti articolari atleta 3

In questo paragrafo si riportano i momenti articolari ottenuti dalle simulazioni di dinamica inversa eseguite per l'atleta 3. Si ricorda nuovamente che sono state effettuate tre diverse simulazioni, una per ogni intensità di esercizio. Le diverse simulazioni erano caratterizzate da una forza esterna applicata al modello avente picchi pari a 60 N, 120 N e 175 N rispettivamente. La figura 5.15 mostra gli andamenti del momento di flessione del gomito per le tre diverse intensità di esercizio.

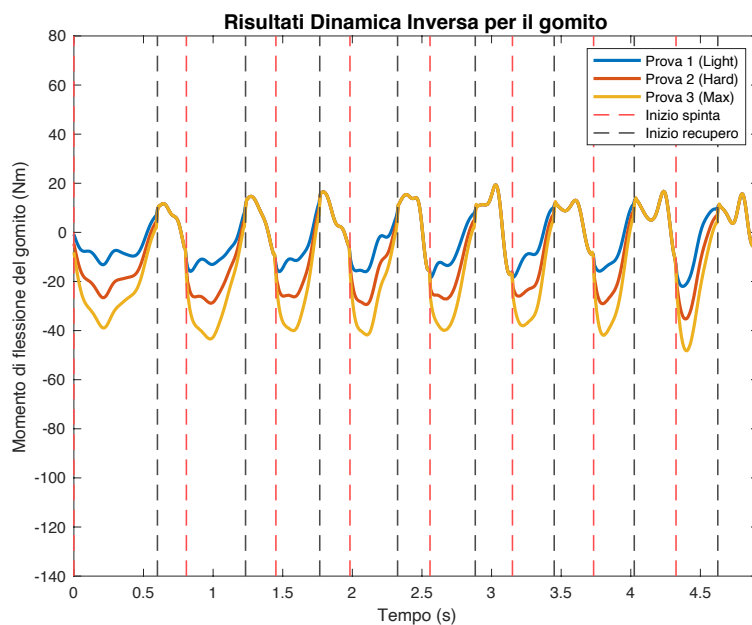


Figura 5.15: Momento di flessione del gomito in funzione del tempo per le tre intensità di esercizio.

In figura 5.16 si hanno gli andamenti del momento di elevazione della spalla per le tre diverse intensità di esercizio.

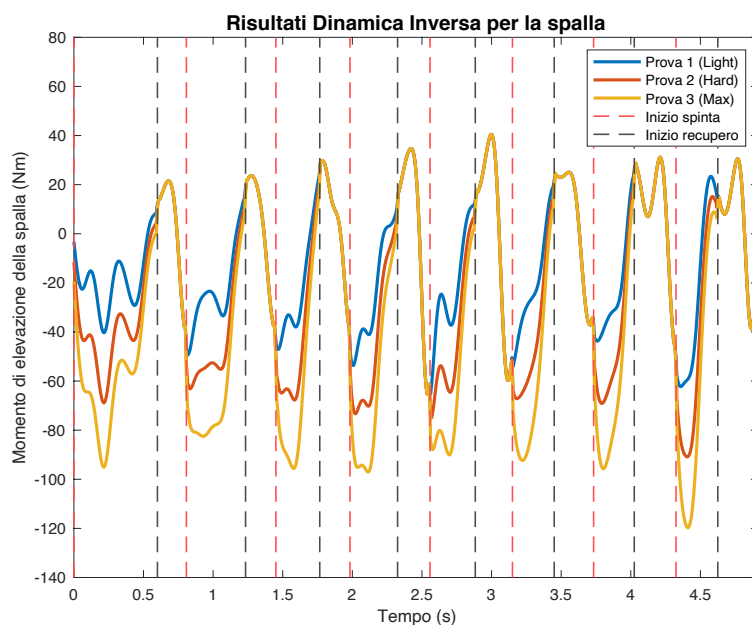


Figura 5.16: Momento di elevazione della spalla in funzione del tempo per le tre intensità di esercizio.

Come nei due casi precedenti, mediante un apposito script Matlab, i momenti articolari di gomito e spalla sono stati suddivisi considerando singolarmente i cicli di spinta. Quindi, il momento articolare per ogni ciclo è stato ricampionato come percentuale del ciclo. I momenti di gomito così ottenuti sono stati rappresentati graficamente per ciascuna intensità di esercizio (figura 5.17).

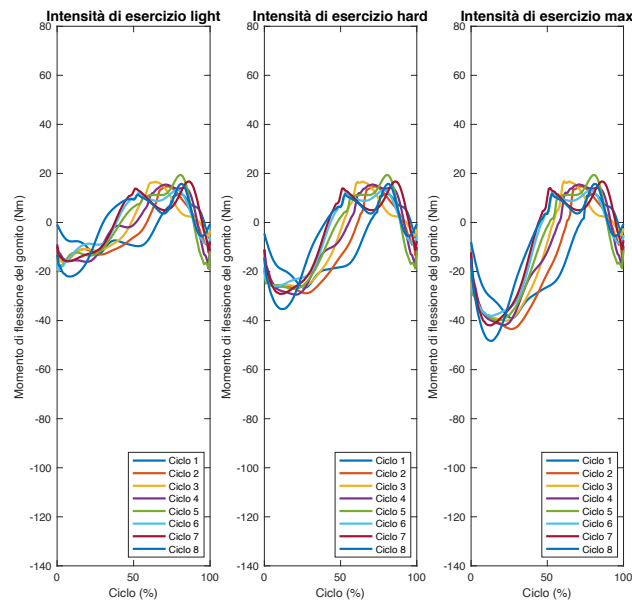


Figura 5.17: Momento di flessione del gomito in funzione del tempo per ciascun ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

Per ciascuno dei momenti articolari dei 9 cicli di spinta sono stati calcolati il valore di picco negativo (picco del momento articolare di spinta) e il valore di picco positivo (picco del momento articolare di recupero). I valori ottenuti per le tre diverse intensità di esercizio sono riportati nella tabella 5.5.

Tabella 5.5: Picchi negativi (spinta) e picchi positivi (recupero) del momento al gomito per l'intensità di esercizio light, hard, max.

CICLO DI SPINTA	Intensità light		Intensità hard		Intensità max	
	PICCO NEGATIVO	PICCO POSITIVO	PICCO NEGATIVO	PICCO POSITIVO	PICCO NEGATIVO	PICCO POSITIVO
	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm)	(Nm)
Ciclo di spinta 1	-13.21	11.71	-26.63	11.72	-38.96	11.73
Ciclo di spinta 2	-15.84	14.69	-28.87	14.69	-43.44	14.69
Ciclo di spinta 3	-17.03	16.60	-26.29	16.66	-40.04	16.72
Ciclo di spinta 4	-17.38	15.46	-29.41	15.49	-41.83	15.51
Ciclo di spinta 5	-20.06	19.39	-27.14	19.39	-39.99	19.39
Ciclo di spinta 6	-19.94	13.11	-26.10	13.11	-38.07	13.11
Ciclo di spinta 7	-15.89	16.74	-29.12	16.74	-41.91	16.74
Ciclo di spinta 8	-22.07	15.77	-35.32	15.77	-48.33	15.77

I momenti articolari di gomito dei 9 cicli di spinta per ciascuna intensità di esercizio sono stati mediati tra loro con lo scopo di ottenere un andamento medio del momento di flessione del gomito. Inoltre, si è calcolata la deviazione standard. La figura 5.18 mostra gli andamenti del momento al gomito medio e della deviazione standard in funzione della percentuale del ciclo.

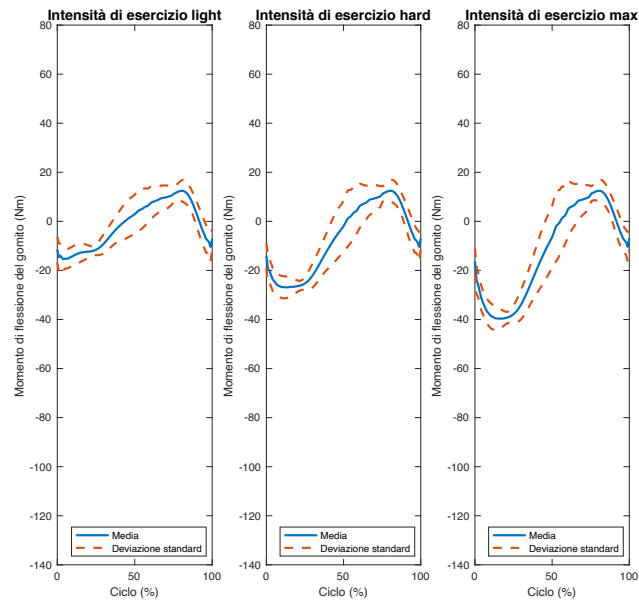


Figura 5.18: Momento medio di flessione del gomito con deviazione standard in funzione del tempo per il ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

Lo stesso procedimento si è eseguito per il momento articolare di spalla. I momenti dei singoli cicli sono stati identificati e rappresentati in figura 5.19.

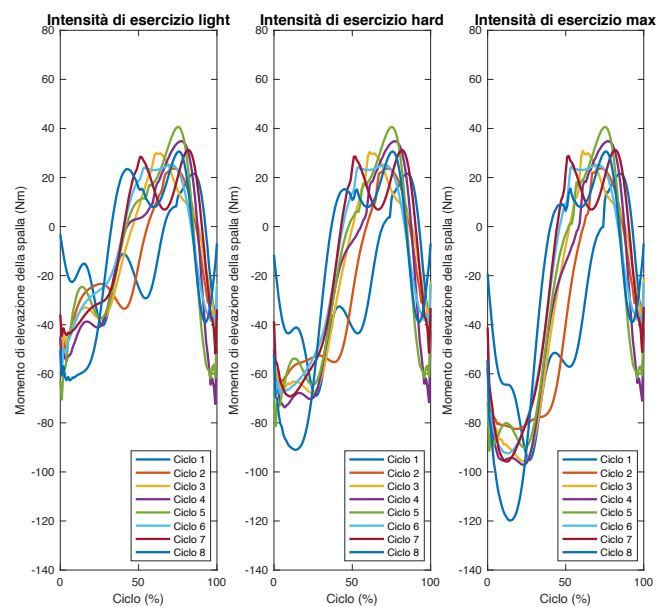


Figura 5.19: Momento di elevazione della spalla in funzione del tempo per ciascun ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

Quindi, per ogni ciclo di spinta sono stati calcolati i valori di picco negativo (picco del momento articolare di spinta) e il valore di picco positivo (picco del momento articolare di recupero). Tali valori sono riportati in tabella 5.6.

Tabella 5.6: Picchi negativi (spinta) e picchi positivi (recupero) del momento alla spalla per l'intensità di esercizio light, hard, max.

CICLO DI SPINTA	Intensità light		Intensità hard		Intensità max	
	PICCO	PICCO	PICCO	PICCO	PICCO	PICCO
	NEGATIVO (Nm)	POSITIVO (Nm)	NEGATIVO (Nm)	POSITIVO (Nm)	NEGATIVO (Nm)	POSITIVO (Nm)
Ciclo di spinta 1	-40.41	21.60	-68.99	21.60	-95.19	21.61
Ciclo di spinta 2	-52.34	23.69	-64.06	23.71	-82.51	23.73
Ciclo di spinta 3	-52.42	29.86	-67.81	30.24	-95.69	30.59
Ciclo di spinta 4	-71.70	34.84	-73.72	34.85	-97.10	34.85
Ciclo di spinta 5	-70.08	40.66	-81.99	40.66	-92.90	40.66
Ciclo di spinta 6	-58.64	25.10	-69.78	25.10	-92.43	25.10
Ciclo di spinta 7	-52.43	31.21	-69.30	31.21	-95.83	31.21
Ciclo di spinta 8	-63.08	30.62	-91.01	30.62	-119.93	30.62

I momenti articolari dei 9 cicli di spinta ottenuti per ciascuna intensità di esercizio sono stati mediati tra loro con lo scopo di ottenere un andamento medio del momento di elevazione della spalla. inoltre, è stata calcolata la deviazione standard. In figura 5.20 si riporta l'andamento medio ottenuto con le rispettive deviazioni standard come percentuale del ciclo.

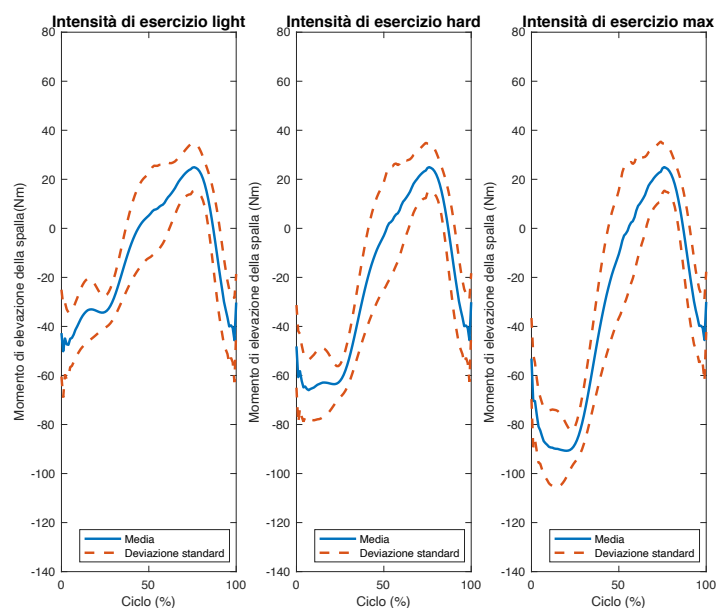


Figura 5.20: Momento medio di elevazione della spalla con deviazione standard in funzione del tempo per il ciclo di spinta per le intensità di esercizio light (a sinistra), hard (al centro) e max (a destra).

5.1.4. Momenti articolari a confronto

Con l'intento di rendere più semplice l'interpretazione dei risultati ottenuti, la quale verrà trattata nel paragrafo 5.2, si è deciso di porre l'attenzione sugli andamenti medi dei momenti articolari di gomito e spalla. In particolare, per ciascuna intensità di esercizio e per ciascun atleta sono stati calcolati i valori medi e le deviazioni standard dei picchi negativi nella fase di spinta e i valori medi e le deviazioni standard dei picchi positivi nella fase di recupero. I valori medi ottenuti per i momenti al gomito sono riportati in tabella 5.7.

Tabella 5.7: Valori medi e deviazioni standard dei picchi negativi e dei picchi positivi del momento al gomito per ciascuna intensità di esercizio e per ciascun atleta.

	ATLETA 1			ATLETA 2			ATLETA 3		
	Light	Hard	Max	Light	Hard	Max	Light	Hard	Max
PICCO MEDIO									
NEGATIVO	-19.15	-30.00	-41.97	-15.36	-22.97	-31.39	-17.68	-28.61	-41.57
(deviazione standard) (Nm)	(3.82)	(3.28)	(4.14)	(4.49)	(4.50)	(5.28)	(2.86)	(3.02)	(3.24)
PICCO MEDIO									
POSITIVO	18.88	18.91	18.94	19.97	20.02	20.10	15.43	15.45	15.46
(deviazione standard) (Nm)	(3.37)	(3.36)	(3.36)	(4.83)	(4.79)	(4.75)	(2.35)	(2.35)	(2.36)

I valori medi ottenuti per i momenti alla spalla sono riportati in tabella 5.8.

Tabella 5.8: Valori medi e deviazioni standard dei picchi negativi e dei picchi positivi del momento alla spalla per ciascuna intensità di esercizio e per ciascun atleta.

	ATLETA 1			ATLETA 2			ATLETA 3		
	Light	Hard	Max	Light	Hard	Max	Light	Hard	Max
PICCO MEDIO									
NEGATIVO	-55.24	-73.78	-94.33	-67.21	-77.83	-93.68	-57.64	-73.33	-96.45
(deviazione standard) (Nm)	(13.91)	(13.02)	(13.76)	(23.47)	(24.09)	(21.82)	(10.44)	(8.88)	(10.54)
PICCO MEDIO									
POSITIVO	39.32	39.37	39.42	35.50	35.47	35.58	29.70	29.75	29.80
(deviazione standard) (Nm)	(12.21)	(12.22)	(12.24)	(11.36)	(11.38)	(11.30)	(6.24)	(6.24)	(6.24)

5.2. Interpretazione dei risultati

Nel seguito verranno discussi e interpretati i risultati ottenuti dalle simulazioni di dinamica inversa effettuate in OpenSim. Verranno riportate diverse tipologie di confronto utili per l'interpretazione dei risultati ottenuti.

5.2.1. Confronto tra diverse intensità di esercizio

Dagli andamenti riportati nelle figure 5.1, 5.2, 5.5, 5.6, 5.7 e 5.8 è possibile notare che durante le fasi di spinta di ciascun ciclo, i momenti articolari di gomito e spalla assumono valori negativi. In particolare, durante le fasi di spinta questi valori negativi decrescono fino ad un valore di picco per poi aumentare e assumere valori positivi. Durante le fasi di recupero i momenti positivi aumentano fino ad un valore di picco e poi decrescono fino ad assumere nuovamente dei valori negativi. Inoltre, durante tutte le fasi di recupero dei vari cicli di spinta i momenti articolari presentano andamenti sovrapposti per le tre intensità di esercizio poiché in queste fasi il carico esterno è nullo e i momenti articolari sono dovuti esclusivamente alle forze peso dei segmenti corporei coinvolti e alle forze di inerzia degli stessi. In particolare, nella tabella 5.7 che mostra i valori medi dei picchi nella fase di recupero, si possono osservare valori simili per le diverse intensità di esercizio. Infatti, il momento di flessione del gomito assume valori medi di picco nella fase di recupero pari a 18.88 Nm, 18.91 Nm e 18.94 Nm per l'atleta 1, pari a 19.97 Nm, 20.02 Nm e 20.10 Nm per l'atleta 2, pari a 15.43 Nm, 15.45 Nm e 15.46 Nm per l'atleta 3, rispettivamente per le intensità di esercizio light, hard e max. Durante tutte le fasi di recupero risultano sovrapposti anche gli andamenti del momento articolare alla spalla, i cui valori medi di picco sono pari a 39.32 Nm, 39.37 Nm e 39.42 Nm per l'atleta 1, pari a 35.50 Nm, 35.47 Nm e 35.58 Nm per l'atleta 2, pari a 29.70 Nm, 29.75 Nm e 29.80 Nm per l'atleta 3, rispettivamente per le intensità di esercizio light, hard e max.

Se si effettua un confronto tra gli andamenti dei momenti articolari ottenuti per le diverse intensità di esercizio, si può osservare, per tutti e tre gli atleti, come all'aumentare della forza esterna applicata aumentano anche i valori dei momenti di flessione del gomito e di elevazione della spalla. Per esempio, il momento articolare al gomito dell'atleta 1 presenta picchi medi negativi nella fase di spinta pari a -19.15 Nm per l'intensità di esercizio light, pari a -30.00 Nm per l'intensità di esercizio hard e pari a -41.97 Nm per l'intensità di esercizio max. Lo stesso accade per gli atleti 2 e 3. Anche i valori medi dei picchi nelle fasi di spinta del

momento articolare alla spalla aumentano all'aumentare della forza esterna applicata. Per esempio, per l'atleta 1 si trovano valori medi pari a -55.24 Nm (intensità light), -73.78 Nm (intensità hard) e -94.33 Nm (intensità max), per l'atleta 2 valori pari a -67.21 Nm (intensità light), -77.83 Nm (intensità hard) e -93.68 Nm (intensità max), per l'atleta 3 valori pari a -57.64 Nm (intensità light), -73.33 Nm (intensità hard) e -96.45 Nm (intensità max). Pertanto, si ottengono i valori maggiori dei momenti articolari al gomito e alla spalla per l'intensità di esercizio max, corrispondente all'applicazione di una forza esterna avente valori di picco pari a 175 N.

5.2.2. Confronto tra il primo ciclo e i cicli successivi

Si vuole ora effettuare un confronto tra i valori dei momenti articolari ottenuti per il primo ciclo di spinta e per i cicli successivi. Per quanto riguarda la cinematica dei tre atleti, come già sottolineato in precedenza, sono state osservate delle differenze tra il primo ciclo e i cicli successivi. Quindi, anche se il profilo di forza applicato al modello è lo stesso per tutti i cicli di spinta, per quanto riguarda i momenti articolari al gomito e alla spalla ci si aspetta di ottenere degli andamenti differenti tra il primo ciclo e quelli successivi. Dalle figure 5.5, 5.11 e 5.17, le quali riportano gli andamenti dei momenti articolari al gomito per ciascun ciclo di spinta e ciascuna intensità di esercizio, si può osservare una qualitativa ripetibilità degli andamenti per i diversi cicli di spinta. Come ipotizzato, una differenza si osserva invece tra il primo ciclo e i successivi. Per esempio, nel caso dell'atleta 1 per l'intensità di esercizio light si ottengono picchi di momento al gomito pari a -11.47 Nm nel primo ciclo e -22.66 Nm nell'ultimo ciclo. Anche per quanto riguarda il momento articolare alla spalla, dalle figure 5.7, 5.13 e 5.19 si osservano andamenti qualitativamente ripetibili tra i diversi cicli di spinta, sebbene i primi due cicli presentino degli andamenti lievemente differenti da quelli dei cicli successivi. Anche in questo caso, nei cicli di spinta successivi si osserva un aumento dei valori dei picchi di momento alla spalla durante la fase di spinta rispetto ai primi due cicli. In alcuni casi, nell'ultimo ciclo si raggiunge un picco di momento articolare di spalla quasi doppio rispetto al picco del primo ciclo (-55.47 Nm e -101.23 Nm per l'atleta 2 per l'intensità di esercizio max).

5.2.3. Confronto tra atleti

È utile effettuare anche un confronto tra i momenti di flessione del gomito e di elevazione della spalla ottenuti per i tre atleti. Come già detto in precedenza, dal momento che i tre atleti

sono esperti, essi eseguono il gesto tecnico in modo corretto. Infatti, si osserva come la loro cinematica sia confrontabile e come tutti mostrino una differenza tra primo ciclo di spinta e successivi.

Comparando gli atleti, si osserva anche come mostrino tutti simili valori medi dei picchi del momento di flessione del gomito nella fase di spinta per l'intensità di esercizio light (-19.15 Nm per l'atleta 1, -15.36 Nm per l'atleta 2 e -17.68 Nm per l'atleta 3). Lo stesso accade per le altre due intensità di esercizio. Per quanto riguarda l'articolazione di spalla, i momenti articolari che si ottengono per i tre atleti per una determinata intensità di esercizio sono confrontabili tra loro, sebbene i valori maggiori si presentino per l'atleta 2.

5.2.4. Confronto tra gomito e spalla

È stato effettuato un confronto tra i risultati ottenuti per il gomito e quelli per la spalla, in modo tale da individuare quale delle due articolazioni risulta maggiormente sollecitata durante la propulsione in sprint. Per tutti e tre gli atleti, a parità di forza esterna applicata, si ottengono momenti articolari maggiori per la spalla rispetto al gomito. Considerando l'intensità di esercizio max, per l'atleta 1 si ha un picco medio negativo del momento di flessione del gomito pari a -41.97 ± 4.14 Nm, mentre il picco medio negativo del momento di elevazione della spalla è -93.33 ± 13.76 Nm. Per la medesima intensità di esercizio, si ottengono picchi medi negativi del momento al gomito pari a -31.39 ± 5.28 Nm e -41.57 ± 3.24 Nm e picchi medi negativi del momento alla spalla pari a -93.68 ± 21.82 Nm e -96.45 ± 10.54 Nm, rispettivamente per gli atleti 2 e 3. Lo stesso accade per i valori medi dei picchi dei momenti articolari durante le fasi di recupero. Per i valori appena riportati, l'articolazione di spalla risulta maggiormente sollecitata rispetto a quella di gomito durante la propulsione in sprint confermando essere l'articolazione maggiormente sollecitata durante la propulsione. Infatti, il momento che si genera nell'articolazione della spalla dipende dal momento al gomito e dal carico esterno. La forza è applicata nel centro di massa della mano, quindi i bracci di questa forza rispetto alle articolazioni della spalla e del gomito risultano diversi: in particolare, il primo è maggiore e contribuisce alla generazione di un momento articolare maggiore alla spalla.

5.2.5. Confronto con la letteratura

Come già detto in precedenza nel paragrafo 1.3, sembrano non essere presenti in letteratura studi della biomeccanica articolare e muscolare effettuati mediante l'utilizzo di simulazioni numeriche specifici per l'analisi dei carichi articolari di gomito e di spalla nei giocatori di hockey seduto. Pertanto, non è possibile effettuare un confronto diretto tra i risultati ottenuti dalle simulazioni di dinamica inversa in OpenSim e i risultati riportati in letteratura. Studi di questo genere sembrano non essere presenti in letteratura anche per quanto riguarda altri sport invernali che utilizzano i bastoncini per la propulsione, come lo sci di fondo seduto. La letteratura esistente riguarda principalmente l'analisi dei carichi articolari di spalla e di gomito in soggetti normodotati e in atleti con disabilità durante la propulsione su sedia a rotelle. I valori dei momenti articolari alla spalla riportati in letteratura variano molto in base allo studio effettuato e questo potrebbe dipendere da diversi fattori, quali la velocità di propulsione, l'inclinazione del terreno, i soggetti analizzati, il coefficiente di attrito, i dispositivi utilizzati e la tecnica di propulsione [36]. Per questi motivi, il confronto tra i valori numerici dei momenti articolari ottenuti dalle simulazioni di dinamica inversa in OpenSim in questo lavoro di tesi e i valori numerici dei momenti articolari riportati in letteratura risulta complesso e di difficile interpretazione. D'altro canto, si può focalizzare l'attenzione sul gesto tecnico eseguito dagli atleti di Para Ice Hockey e dai soggetti che devono spingere una sedia a rotelle. Come sottolineato nel paragrafo 3.4.2, i tre atleti considerati in questo lavoro di tesi sono atleti esperti. Essi eseguono il gesto tecnico in modo corretto e le loro cinematiche sono confrontabili. Per rendere efficace la propulsione, durante ciascuna fase di recupero gli atleti si preparano alla fase di spinta portando in avanti l'arto superiore ed effettuando un'estensione quasi completa dell'articolazione di gomito. In questo modo essi puntano il bastoncino sul ghiaccio e possono iniziare la fase di spinta. La forza nella fase di spinta risulta applicata alla mano, la quale, per poter garantire una spinta migliore, si trova ad una distanza relativamente elevata dall'articolazione della spalla. Al contrario, la cinematica dei soggetti durante la propulsione in sedie a rotelle risulta differente. Si individuano anche in questo caso una fase di spinta e una fase di recupero per ciascun ciclo di spinta, ma la mano può trovarsi più o meno vicina all'articolazione della spalla a seconda dell'inclinazione in avanti del tronco. Nonostante i gesti tecnici di propulsione siano differenti, nello studio di Koontz et al. [37] si osservano andamenti del momento articolare alla spalla nel piano sagittale comparabili a quelli ottenuti in questo lavoro di tesi. Nella fase di spinta si osservano valori negativi di

momento alla spalla che decrescono fino ad un valore di picco per poi aumentare nuovamente. In questo caso, a differenza di quanto trovato dalle simulazioni di dinamica inversa in OpenSim, durante la fase di recupero non si osservano picchi marcati del momento articolare alla spalla e questo è probabilmente dovuto a una differente cinematica dell'arto superiore.

5.3. Punti di forza e limiti

Il modello muscoloscheletrico della spalla destra di Wu utilizzato per eseguire le simulazioni di dinamica inversa in OpenSim è costituito da 26 muscoli. Questo elevato numero di muscoli ha permesso di riprodurre in maniera affidabile il movimento svolto dagli atleti di Para Ice Hockey durante la propulsione in sprint e di calcolare i momenti articolari considerando non solo le forze peso e le forze di inerzia dei segmenti corporei coinvolti, ma anche le azioni dei muscoli.

Tuttavia, il modello muscoloscheletrico della spalla destra di Wu è un modello monolaterale. Il gesto tecnico eseguito dagli atleti è stato considerato simmetrico anche se dal video relativo all'atleta 3 si possono osservare alcune asimmetrie tra i due lati in alcuni cicli di spinta. Pertanto, potrebbe essere interessante utilizzare un modello muscoloscheletrico bilaterale in OpenSim per poter analizzare eventuali differenze nei carichi articolari che interessano le articolazioni degli arti superiori destro e sinistro in caso di movimento asimmetrico degli arti superiori.

In questo lavoro di tesi, il profilo di forza utilizzato è stato ricostruito basandosi sulla letteratura di sport seduti, come lo sci di fondo seduto. Non avendo indicazioni specifiche per il singolo atleta, è stato considerato lo stesso profilo di forza per tutti i cicli di spinta e i valori di picco della forza esterna considerati erano i medesimi per tutti e tre gli atleti. Sarebbe quindi interessante poter estendere questo lavoro considerando direttamente la forza generata dagli atleti durante la spinta, in modo tale da ottenere dei valori dei momenti articolari più specifici.

5.4. Conclusioni

Le analisi biomeccaniche degli sport seduti presenti in letteratura mostrano come gli atleti siano comunemente sottoposti ad infortuni all'arto superiore e in particolare alla spalla. Dal momento che sembrano non essere presenti in letteratura studi specifici sui carichi articolari dell'arto superiore nel Para Ice Hockey, lo scopo di questa tesi era quello di quantificare i

carichi articolari di gomito e di spalla a cui sono sottoposti questi atleti durante la propulsione in sprint. I carichi articolari sono stati valutati in ambiente OpenSim mediante l'utilizzo del modello muscoloscheletrico della spalla destra di Wu. Le simulazioni di dinamica inversa sono state eseguite utilizzando dei dati di cinematica acquisiti sperimentalmente e dei dati di dinamica ricostruiti da considerazioni trovate in letteratura per lo sci di fondo seduto.

In questo lavoro di tesi sono stati considerati tre atleti esperti, i quali hanno eseguito il gesto tecnico di propulsione sul ghiaccio in modo corretto. Per questo motivo, la cinematica dei tre atleti è risultata confrontabile, sebbene per ciascun atleta ci sia una differenza tra il primo ciclo e quelli successivi. Per quanto riguarda i dati dinamici, invece, è stato considerato lo stesso profilo di forza per tutti i cicli di spinta.

Gli andamenti dei momenti articolari al gomito e alla spalla trovati presentano un picco negativo durante la fase di spinta e un picco positivo in quella di recupero. I risultati ottenuti sono stati interpretati attraverso diversi tipi di confronto. In primo luogo, per quanto riguarda le diverse intensità di esercizio, è stato osservato come all'aumentare della forza esterna applicata aumentino anche i valori dei picchi dei momenti di flessione del gomito e di elevazione della spalla. In secondo luogo, dal confronto tra il primo ciclo e i successivi sono stati osservati valori dei picchi dei momenti articolari al gomito e alla spalla nei primi due cicli di spinta minori di quelli dei cicli successivi. In terzo luogo, dal confronto tra i tre atleti non sono emerse differenze evidenti, infatti i valori medi dei picchi dei momenti di flessione del gomito e di elevazione della spalla sono risultati confrontabili per la fase di spinta e per la fase di recupero. Inoltre, dal confronto tra i momenti che si generano nell'articolazione del gomito e in quella di spalla, è stato osservato quanto riportato in letteratura: l'articolazione dell'arto superiore maggiormente sollecitata durante la propulsione in sprint è quella di spalla.

Bibliografia

- [1] "History of Para Ice Hockey." [Online]. Available: <https://www.paralympic.org/ice-hockey/about>. [Accessed: 16-Mar-2021].
- [2] "Para Ice Hockey." [Online]. Available: http://www.comitatoparalimpico.it/pyeongchang2018/discipline/disciplina/16-Para_Ice_Hockey_.html. [Accessed: 16-Mar-2021].
- [3] Ø. Sandbakk, M. Spencer, G. Ettema, S. B. Sandbakk, K. Skovereng, and B. Welde, "The physiology and biomechanics of upper-body repeated sprints in ice Sledge Hockey," *Int. J. Sports Physiol. Perform.*, vol. 9, no. 1, pp. 77–84, 2014.
- [4] World Para Ice Hockey, "World Para Ice Hockey Rulebook 2018-2022," no. October. 2018.
- [5] L. Gastaldi, S. Pastorelli, and S. Frassinelli, "A biomechanical approach to paralympic cross-country sit-ski racing," *Clin. J. Sport Med.*, vol. 22, no. 1, pp. 58–64, 2012.
- [6] N. Webborn, S. Willick, and J. C. Reeser, "Injuries among disabled athletes during the 2002 Winter Paralympic Games," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 38, no. 5, pp. 811–815, 2006.
- [7] J. R. Fairbairn and K. C. Huxel Bliven, "Incidence of Shoulder Injury in Elite Wheelchair Athletes Differ Between Sports: A Critically Appraised Topic," *J. Sport Rehabil.*, 2011.
- [8] O. W. Heyward, R. J. K. Vegter, S. De Groot, and L. H. V. Van Der Woude, "Shoulder complaints in wheelchair athletes: A systematic review," *PLoS One*, vol. 12, no. 11, pp. 1–20, 2017.
- [9] B. S. Mason, R. J. K. Vegter, T. A. W. Paulson, D. Morrissey, J. W. van der Scheer, and V. L. Goosey-Tolfrey, "Bilateral scapular kinematics, asymmetries and shoulder pain in wheelchair athletes," *Gait Posture*, vol. 65, pp. 151–156, 2018.
- [10] P. Puchaud *et al.*, "On the Influence of the Shoulder Kinematic Chain on Joint Kinematics and Musculotendon Lengths During Wheelchair Propulsion Estimated From Multibody Kinematics Optimization," *J. Biomech. Eng.*, vol. 141, no. 10, pp. 1–15, 2019.
- [11] K. R. S. Holzbaur, W. M. Murray, and S. L. Delp, "A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 33, no. 6, pp. 829–840, 2005.

- [12] A. N. Vasavada, S. Li, and S. L. Delp, "Influence of Muscle Morphometry and Moment Arms on the Moment-Generating Capacity of Human Neck Muscles." pp. 412–422, 1998.
- [13] W. Wu, P. V. S. Lee, A. L. Bryant, M. Galea, and D. C. Ackland, "Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function," *J. Biomech.*, vol. 49, no. 15, pp. 3626–3634, 2016.
- [14] A. R. Lewis, E. J. Phillips, W. S. P. Robertson, P. N. Grimshaw, and M. Portus, "Injury Prevention of Elite Wheelchair Racing Athletes Using Simulation Approaches," *Proceedings*, vol. 2, no. 6, p. 255, 2018.
- [15] A. R. Lewis, W. S. P. Robertson, E. J. Phillips, P. N. Grimshaw, and M. Portus, "The Effects of Personalized Versus Generic Scaling of Body Segment Masses on Joint Torques During Stationary Wheelchair Racing," *J. Biomech. Eng.*, vol. 141, no. 10, pp. 1–9, 2019.
- [16] L. J. Holmberg, M. Lund Ohlsson, M. Supej, and H. C. Holmberg, "Skiing efficiency versus performance in double-poling ergometry," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 16, no. 9, pp. 987–992, 2013.
- [17] L. J. Holmberg, M. L. Ohlsson, and J. Danvind, "Musculoskeletal simulations: A complementary tool for classification of athletes with physical impairments," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 36, no. 3, pp. 396–397, 2012.
- [18] M. L. Ohlsson, J. Danvind, and L. Joakim Holmberg, "Shoulder and lower back joint reaction forces in seated double poling," *J. Appl. Biomech.*, vol. 34, no. 5, pp. 369–376, 2018.
- [19] P. Carlsson, M. Tinnsten, and M. Ainegren, "Numerical simulation of cross-country skiing," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 14, no. 8, pp. 741–746, 2011.
- [20] V. Rosso, G. Cinus, and L. Gastaldi, "Laboratory and on ice tests to evaluate kinematics of Para ice hockey players," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sport. Eng. Technol.*, vol. 234, no. 2, pp. 176–187, 2020.
- [21] K. Skovereng, G. Ettema, B. Welde, and Ø. Sandbakk, "On The Relationship Between Upper-Body Strength, Power, and Spritn Performance in Ice Sledge Hockey," vol. 27, no. 27, pp. 3461–3466, 2013.
- [22] J. Nilsson, V. Jakobsen, P. Tveit, O. Eikrehagen, and J. Nilsson, "Skiing: Pole length and ground reaction forces during maximal double poling in skiing," *Sport. Biomech.*, vol. 2, no. 2, pp. 227–236, 2003.

- [23] F. Onasch, A. Killick, and W. Herzog, "Is There an Optimal Pole Length for Double Poling in Cross Country Skiing?," *J. Sport Rehabil.*, vol. 29, pp. 622–627, 2018.
- [24] B. Pellegrini, L. Bortolan, and F. Schena, "Poling force analysis in diagonal stride at different grades in cross country skiers," *Scand. J. Med. Sci. Sport.*, vol. 21, no. 4, pp. 589–597, 2011.
- [25] P. Vähäsöyrinki *et al.*, "Effect of skiing speed on Ski and pole forces in cross-country skiing," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 40, no. 6, pp. 1111–1116, 2008.
- [26] L. Behrmann, S. Litzenberger, F. Mally, and A. Sabo, "Evaluation of bending and torsional properties of different ice hockey sticks," *Procedia Engineering*, vol. 72, Elsevier B.V., pp. 332–337, 2014.
- [27] A. M. Gal, A. D. C. Chan, and D. C. Hay, "Validating a Solid-Static Single-Armed Male Prototype Tasked to Produce Dynamic Movement from the Shoulder Through the Preparation Phase," *IFMBE Proc.*, vol. 51, pp. 1146–1149, 2015.
- [28] S. D. Darrah, B. E. Dicianno, J. Berthold, A. McCoy, M. Haas, and R. A. Cooper, "Measuring static seated pressure distributions and risk for skin pressure ulceration in ice sledge hockey players," *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 11, no. 3, pp. 241–246, 2016.
- [29] "Wu's musculoskeletal model for evaluating shoulder muscle and joint force." [Online]. Available: <https://simtk.org/projects/wu-shoulder>. [Accessed: 16-Mar-2021].
- [30] C. Button, M. Macleod, R. Sanders, and S. Coleman, "Examining movement variability in the basketball free-throw action at different skill levels," *Res. Q. Exerc. Sport*, vol. 74, no. 3, pp. 257–269, 2003.
- [31] A. Busquets, M. Marina, K. Davids, and R. Angulo-Barroso, "Differing roles of functional movement variability as experience increases in gymnastics," *J. Sport. Sci. Med.*, vol. 15, no. 2, pp. 268–276, 2016.
- [32] C. B. Tucker, R. Anderson, and I. C. Kenny, "Is outcome related to movement variability in golf?," *Sport. Biomech.*, vol. 12, no. 4, pp. 343–354, 2013.
- [33] Y.-C. Hsueh, Y.-Y. Chen, K.-M. Pan, and C.-L. Tsai, "Biomechanical Analysis of Badminton Forehand Net Shots," *30th Annu. Conf. Biomech. Sport.*, no. 204, pp. 256–259, 2012.
- [34] M. Lund Ohlsson and M. S. Laaksonen, "Sitting position affects performance in cross-country sit-skiing," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 117, no. 6, pp. 1095–1106, 2017.
- [35] A. Bjerkefors, F. Tinmark, J. Nilsson, and A. Arndt, "Seated double-poling ergometer

- performance of individuals with spinal cord injury - A new ergometer concept for standardized upper body exercise," *Int. J. Sports Med.*, vol. 34, no. 2, pp. 176–182, 2012.
- [36] G. Desroches, R. Aissaoui, and D. Bourbonnais, "Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 43, no. 7, pp. 871–882, 2006.
- [37] A. M. Koontz, R. A. Cooper, M. L. Boninger, A. L. Souza, and B. T. Fay, "Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 39, no. 6, pp. 635–649, 2002.

Ringraziamenti

Arrivata al termine della stesura di questa tesi e del mio percorso di studi, desidero ringraziare tutti coloro che mi sono stati accanto fin dal primo giorno e che mi hanno aiutata a giungere a questo traguardo.

Innanzitutto, ringrazio la professoressa Laura Gastaldi e l'ingegnere Valeria Rosso, perché senza la loro disponibilità questo progetto di tesi non sarebbe stato possibile.

I miei ringraziamenti, il mio amore e la mia ammirazione vanno ai miei genitori che hanno contribuito a fare di me ciò che sono oggi. Grazie a mia mamma e a mio papà perché con i loro sacrifici mi hanno permesso di percorrere questo cammino universitario fino alla fine.

Un grazie speciale va a mio fratello Simone che ha sempre creduto in me e che mi ha sostenuta in ogni istante partecipando attivamente alla preparazione di alcuni esami.

Grazie di cuore ad Andrea, il mio ragazzo, che con i suoi discorsi mi ha spronata a non arrendermi mai e che mi ha supportata e sopportata nei momenti di ansia e preoccupazione.

Un ringraziamento speciale va alla mia migliore amica Martina, con la quale ho condiviso la convivenza universitaria e che mi è sempre stata accanto con parole di incoraggiamento e di supporto.

Un grazie particolare va alle mie amiche di sempre, Alessia e Veronica, che non mi hanno mai fatta sentire sola.

Vorrei ringraziare anche le mie compagne di università, Manuela e Marialucia, con le quali ho vissuto il mio percorso universitario. Insieme ci siamo fatte forza per affrontare le difficoltà e abbiamo condiviso attimi di gioia e felicità.

Infine, ringrazio mio nonno Giuseppe, mia zia Liliana e tutti i miei parenti che con grande affetto mi hanno sostenuta in questo percorso universitario. Un grazie speciale ai miei nonni, che non ci sono più, ma che sarebbero orgogliosi di questo mio traguardo.

Marzo, 2021

Federica