

POLITECNICO DI TORINO

Collegio di Ingegneria Meccanica

**Corso di Laurea Magistrale
in Ingegneria Meccanica**

Tesi di Laurea Magistrale

**Studio di un modello multi-body
antropomorfo per la caratterizzazione
dell'attività del Nordic Walking**



Relatore

Prof. Aurelio Somà

Candidato

Caterina Russo

Aprile 2019

Indice

1. INTRODUZIONE	3
1.1 NORDIC WALKING	3
1.2 ATTREZZATURA	5
1.3 TECNICA	9
2. ASPETTI SCEINTIFICI DEL NORDIC WALKING.....	13
2.1 NORDIC WALKING E FITNESS	13
2.2 NORDIC WALKING E PROCESSI RIABILITATIVI.....	15
2.3 ASPETTI BIOMECCANICI DEL NORDIC WALKING	17
3. MONITORAGGIO DEI PARAMETRI SPORTIVI.....	19
3.1 GAIT ANALYSIS E CICLO DELLA CAMMINATA	19
3.2 ANALISI BIOMECCANICA DEL NORDIC WALKING	22
3.3 ANALISI DEL SISTEMA DI MONITORAGGIO INTEGRATO NEI BASTONCINI	27
3.3 POST PROCESSING DEI DATI	31
4. DESCRIZIONE E COSTRUZIONE DEL MODELLO MULTI-BODY	39
4.1 SISTEMI MULTI-BODY	39
4.2 COSTRUZIONE DEL MODELLO	43
5. INVERSE DYNAMIC E MOTI IMPOSTI	52
5.1 EQUAZIONI DEL MOTO	52
6. FORZE DI CONTATTO.....	57
6.1 INTRODUZIONE	57
6.2 SENSITIVITY ANALISYS E OTTIMIZZAZIONE DEL MODELLO.....	62
7. VALIDAZIONE DEL MODELLO E CONFRONTO MODELLO WALKING VS NORDIC WALKING.....	68
7.1 FORZA APPLICATA SUL BASTONCINO	68
7.2 GROUND REACTION FORCE	69
7.3 COSTRUZIONE DEL MODELLO MTB WALKING.....	71
7.4 ANALISI CONFRONTO TRA LA CAMMINATA E IL NORDIC WALKING IN LETTERATURA	72
7.5 ANALISI CONFRONTO TRA LA CAMMINATA E IL NORDIC WALKING NEL MODELLO MTB	74
8. CONCLUSIONI	93
9. RINGRAZIAMENTI	95
10. BIBLIOGRAFIA.....	96

1. Introduzione

1.1 Nordic Walking

Il Nordic Walking o camminata nordica è una disciplina sportiva che si differenzia dalla camminata tradizionale per l'utilizzo di specifici bastoncini. Questi strumenti sono necessari per coinvolgere, dal punto di vista atletico, la parte superiore del corpo. Le origini di questa disciplina sono da ricercare in Finlandia, agli inizi degli anni trenta, dove gli atleti di sci di fondo (Cross Country Ski) iniziano a usare i bastoncini da sci anche durante le loro sessioni di allenamento estive [1].

A metà degli anni ottanta, l'ex runner americano Tom Rutlin a seguito di un infortunio, inizia a sviluppare una tipologia speciale di allenamento che coinvolgeva l'utilizzo dei bastoncini. Questo metodo venne chiamato Exer Striding (esercizio con passo lungo) che può essere considerato padre della disciplina del Nordic.

Nello stesso periodo in Finlandia viene documentata la prima camminata in stile Nordic in un evento pubblico, ma fu il dott. Tuomo Jantunen il vero fautore dello sviluppo di questa disciplina. Era a capo di un'associazione che aveva lo scopo di promuovere l'attività fisica all'aria aperta in tutte le sue forme. Egli organizzò la prima camminata con i bastoni nel centro di Helsinki il 5 gennaio 1988 come mostrato in Fig.1.1.



Figura 1.1- Prima camminata con i bastoncini [1]

La marcia si sarebbe dovuta fare sciando ma a causa della mancanza di neve, Tuomo Jantunen decise di equipaggiare i partecipanti con bastoni da sci e di svolgere il percorso camminando. L'evento venne ripreso da alcuni fotografi e dalla rete televisiva nazionale, che presentò questa "curiosità" al pubblico finlandese nel principale programma sportivo televisivo. Per molti finlandesi quel giorno, il 5 gennaio 1988, è il giorno della nascita del Nordic Walking.

Negli anni successivi in Finlandia la camminata con i bastoncini subisce un notevole sviluppo. Il lancio ufficiale di questa disciplina avvenne però solo verso la fine degli anni novanta, con lo sviluppo di un progetto che aveva il fine di presentare un articolo sulla camminata nordica in una rivista sportiva. Nell'ambito di questo progetto la ditta Exel produsse i primi prototipi di bastoncini che vennero chiamati "Walker". A seguito di questo progetto, concluso nel 1997 con la pubblicazione della tesi di laurea di Marko Kantaneva, [2] questa attività venne promossa in tutta la Finlandia. Solo dopo un anno nell'autunno del 1998, i primi risultati di questa attività promozionale iniziano a dare i loro frutti: 160.000 finlandesi praticavano il Nordic già settimanalmente e 520.000 persone lo avevano già provato.



Figura 1.2- Marko Kantaneva-Pioniere del Nordic Walking



Figura 1.3- I primi bastoncini da Nordic della ditta Exel

Nel 2000 viene fondata l'INWA - International Nordic Walking Association per promuovere e sviluppare il Nordic Walking a livello internazionale e il Nordic Walking comincia la vera e propria conquista del mondo.

In Italia, il concetto moderno di Nordic Walking arriva alla fine del 2003 quando l'attività inizia a svilupparsi in Alto Adige per poi continuare ad espandersi in tutte le altre regioni italiane.

Nel 2007 viene scritto e pubblicato in Italia il primo libro sulla tecnica "Nordic Walking – Camminare con i bastoncini" scritto dall'istruttore nazionale Pino Dellasega.

Questa disciplina sportiva ha sin da subito attirato l'attenzione della comunità sportiva, medica e scientifica per alcune peculiarità che la caratterizzano. Dal punto di vista sportivo si presenta come un'attività che coinvolge gran parte della muscolatura senza essere un esercizio intenso e difficile, proprio per questi motivi si presta ad essere uno sport praticabile da tutti. Data la sua facilità di apprendimento, la stabilità che forniscono i bastoncini e la possibilità svolgere questo sport all'aria aperta e in gruppo lo rendono uno sport adatto anche alla riabilitazione o per pazienti anziani. Il coinvolgimento della parte superiore del corpo e lo studio delle forze applicate durante questa disciplina e come si differenzia dalla camminata semplice o rendono uno studio interessante dal punto di vista biomedico e biomeccanico.

In conclusione, è chiaro come siano state una sommatori di fattori a favorire lo sviluppo e la crescita di questa disciplina ormai diffusasi in tutto il mondo.

1.2 Attrezzatura

La scelta di un'attrezzatura adeguata è un passaggio fondamentale per praticare il Nordic Walking. I bastoncini sono infatti l'attrezzo caratterizzante di questa disciplina e vanno quindi scelti dall'atleta con attenzione. Anche le aziende produttrici di bastoncini si sono evolute notevolmente dal 1997 dopo la nascita dei primi prototipi di bastoncini.

Come scritto nel paragrafo precedente, i primi prototipi di bastoncini per Nordic Walking, chiamati "Walker", furono prodotti da Exel, una compagnia fondata inizialmente per la produzione di detonatori elettronici (EXplosive ELectronics) nel 1960. La società iniziò a sviluppare bastoni da passeggio nel 1996 ma il momento più decisivo risale alla primavera dell'anno successivo quando i rappresentanti di Exel e Suomen Latu (Associazione centrale finlandese per lo sport ricreativo e le attività all'aperto) si incontrarono presso l'Istituto sportivo Vierumäki (un centro per atleti d'élite). Nel corso di questo incontro la cui tematica principale fu l'utilità della camminata con i bastoncini per la salute e il benessere, il direttore di Exel ebbe l'intuizione di produrre il primo prototipo di bastoncini da Nordic, più corti di 15 cm rispetto a quelli da fondo, per renderli più ergonomici. [3]

In Fig. 1.4 è riportato un bastoncino da Nordic Walking evidenziando le varie parti che lo compongono:



Figura 1.4-Bastoncino da Nordic Walking

1. Impugnatura:

Deve essere ergonomica per potersi adattare alla mano e fornire una buona presa, deve essere costituita da un materiale che non provochi irritazioni alla mano e deve essere di facile estrazione in caso di usura [4]. Può essere composta da diversi materiali, tra i quali plastica, materiale polimerico (gomma), sughero o una combinazione di questi. Quelle in plastica o in gomma sono più durabili rispetto a quelle in sughero, tuttavia quest'ultime forniscono una maggior presa. Inoltre, il rivestimento in sughero è più adatto in caso di temperature rigide, in quanto riesce a diminuire la sensazione di freddo alla mano [2].

2. Lacciolo:

Deve essere confortevole e di facile regolazione al fine di adattarsi a ogni tipo di mano. Questi requisiti possono essere soddisfatti grazie a l'utilizzo di un materiale morbido ma allo stesso tempo resistente e non troppo elastico. Può essere dotato di sistema "click and go", che permette l'aggancio e lo sgancio del lacciolo dal bastoncino in tempi brevi e senza dover levare la mano dal lacciolo [2]. Come visibile in Fig.1.5 questo sistema viene integrato anche nei guanti, per avere lo stesso confort anche durante i periodi più freddi.



Figura 1.5-Guanto da NW Gabel con sistema integrato "click and go"

3. Canna o Asta:

È la parte principale del bastoncino e, in quanto tale, il materiale di cui è costituita ne determina le proprietà meccaniche. I materiali più utilizzati sono la fibra di carbonio e l'alluminio, ma è possibile utilizzare una loro combinazione oppure la fibra di vetro. Le canne in fibra di carbonio sono più resistenti ai carichi assiali rispetto a quelli laterali e, rispetto a quelle in alluminio, assorbono più vibrazioni (effetto positivo per diminuire i rischi di lesione alle articolazioni e ai tendini). Tuttavia, quelle in alluminio sono meno rigide e quindi più flessibili di quelle in fibra di carbonio, potendo quindi sopportare tensioni tangenziali più elevate. La canna deve inoltre essere bilanciata adeguatamente, spostando il suo centro di gravità quanto più possibile nelle vicinanze dell'impugnatura. Questo è possibile grazie alla forma conica del bastoncino, che restringendosi verso il basso, rende possibile l'alleggerimento della sua parte inferiore. Le canne possono essere regolabili in altezza (telescopiche) oppure ad altezza fissa. Quelle telescopiche permettono di regolare l'altezza in base alle necessità dell'utente, mentre quelle ad altezza fissa vengono vendute in standard [2].

4. Puntale:

Esso è costituito principalmente in plastica, alla cui base è inserita una punta inclinata di metallo, che garantisce una presa stabile soprattutto su terreni duri o ghiacciati. Se si devono percorrere terreni più

morbidi si inserisce un basket, ovvero il componente di forma piana, utilizzato anche nelle racchette per lo sci di fondo, che permette di non far sprofondare il bastoncino [2].

5. Gommino da asfalto:

Viene utilizzato per ricoprire la punta in acciaio, nel caso in cui si debbano percorrere sentieri asfaltati. È costruito in gomma e ha il ruolo di attutire l'impatto del bastone, in modo tale da smorzare gli shock che potrebbero portare a lesioni di articolazioni o tendini [2].

La lunghezza del bastoncino è un parametro fondamentale che incide sulla performance sportiva. Come riportato in letteratura [3], [5], sono due i modi più utilizzati per determinare la lunghezza dell'asta: utilizzare la formula:

$$h_{bastoncino} = 0.68 \cdot h_{atleta}$$

dove h_{atleta} è l'altezza dell'utente espressa in cm oppure, impugnando il bastoncino, scegliere la lunghezza che permetta di avere un angolo tra braccio e avambraccio pari a 90° come mostrato in figura X. Entrambi i metodi sono però sempre da valutare sul singolo soggetto, infatti molto spesso un principiante prediligerà un bastoncino dalla lunghezza più ridotta rispetto a quello che verrà scelto da un atleta professionista.

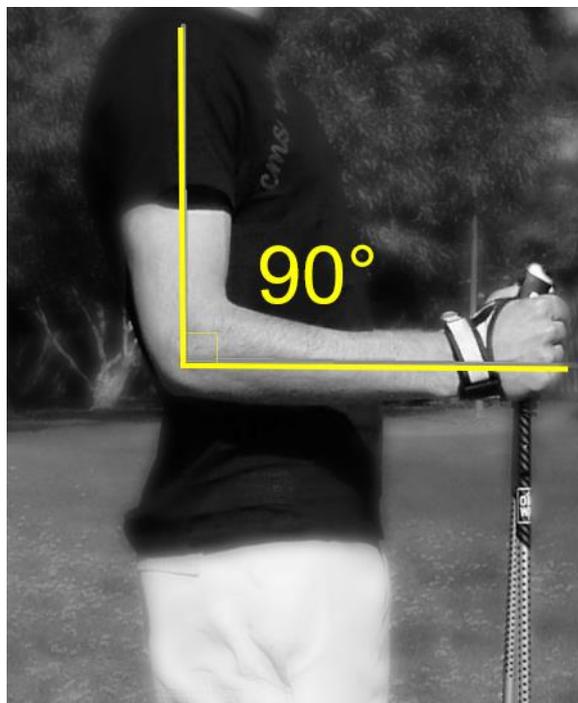


Figura 1.5-Tecnica di tipo pratico per regolare la lunghezza del bastoncino [6]

La scelta dell'abbigliamento da Nordic Walking non deve essere secondaria al bastoncino. Per i principianti il normale abbigliamento da jogging può essere utilizzato, adottando le giuste misure per proteggersi dalle

fredde temperature se necessario, prediligendo tessuti tecnici impermeabili e antivento, ma allo stesso tempo traspiranti. L'utilizzo di guanti è importante per prevenire eventuali vesciche sulla mano e proteggersi dal freddo. Ma la parte più importante dell'abbigliamento da Nordic Walking sono le scarpe. Esse devono fornire un adeguato supporto al piede e, se necessario, correggere la camminata con piccole deviazioni, presentare un'adeguata flessibilità per consentire la rullata del piede [2]. Le scarpe vanno inoltre scelte in base al sentiero da percorrere, ad esempio, per una camminata in montagna si prediligono delle scarpe da Nordic Walking con una suola più strutturata e solida (Fig. 1.6), spesso rivestita in Goretex, per proteggere il piede da umidità, fango e pioggia.



Figura 1.6-Scarpa da Nordic Walking per percorsi outdoor sterrati

1.3 Tecnica

Una qualità caratteristica del Nordic Walking è la versatilità. La sessione di allenamento può, infatti, variare in base alle esigenze del singolo utente e ed essere composta da una grande varietà di esercizi. Perciò, questo sport apre le porte anche a pazienti in riabilitazione, con problemi di salute o semplicemente anziani, i quali potranno partecipare a sessioni di allenamento di gruppo godendo dei benefici di questa attività ed uscendo dall'isolamento sociale al quale sono spesso soggetti. È dunque riduttivo definire il Nordic Walking una semplice camminata con i bastoni: postura, allineamento del corpo e corretta tecnica del camminare sono i pilastri indispensabili su cui si basa questa disciplina.

Esistono diverse tecniche per la pratica del NW, la più comune e semplice da apprendere è il Passo a Spinta Alternata. Questa tecnica consiste in una camminata tradizionale accompagnata dalla spinta degli arti superiori. I movimenti attivi delle braccia migliorano il ritmo della camminata, effettuando la rotazione del busto contrariamente alla gamba di appoggio, mentre il tronco rimane in posizione eretta leggermente proiettato in avanti. Le braccia oscillano attivamente in avanti e in dietro spingendo sul lacciolo del bastoncino, cominciando ad aprire la mano non appena appoggiato il bastoncino a terra come da figura. In avanti l'arto superiore non va teso ed il gomito va tenuto morbido, mentre all'indietro lo spingeremo oltre il bacino fino a quando il braccio sarà completamente steso, avvertendo la sensazione che il bastoncino sia un'estensione della mano. Nel qual caso, si avvertirà la sensazione come di effetto boomerang: dopo la spinta all'indietro il bastone viene sollevato da terra per ritornare alla sua posizione iniziale ed essere nuovamente appoggiato.

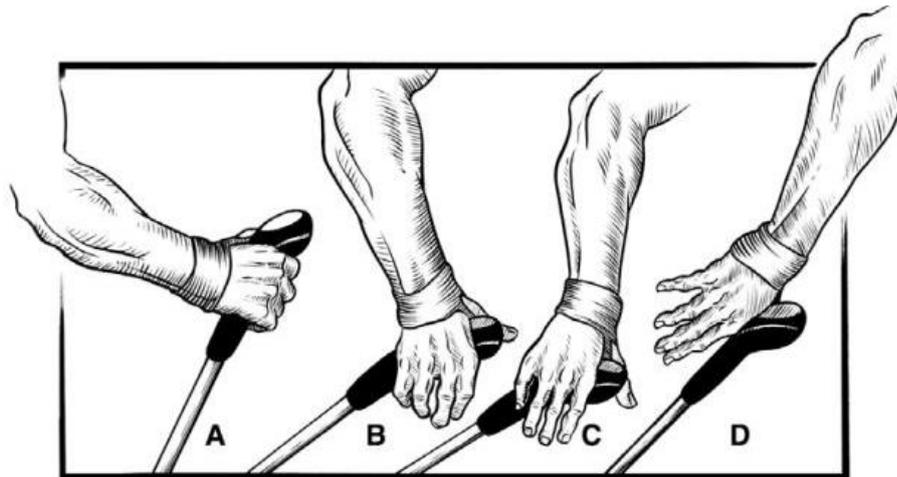


Figura 1.8-Gesto di apertura e chiusura della mano tipico del NW [7]

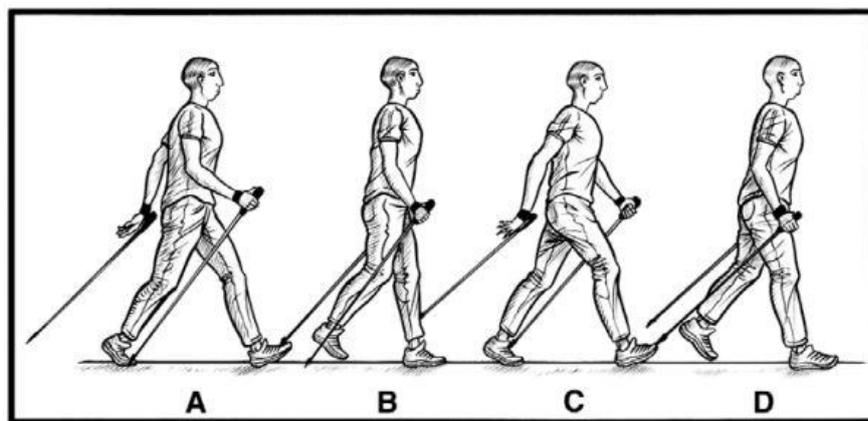


Figura 1.9-Camminata a Spinta Alternata [7]

In generale i movimenti che caratterizzano una buona camminata sono:

- la torsione del busto nella direzione opposta al piede d'appoggio (gamba sinistra in appoggio, lato destro del busto in avanti rispetto al sinistro);
- l'oscillazione delle braccia segue la torsione del busto

L'aumento di velocità della camminata influenza l'intensità dei movimenti, più veloce sarà l'andatura della camminata, più elevata risulterà l'intensità degli altri movimenti. Oltre alla postura della camminata, esiste, durante la fase di appoggio, anche un modello di rullata del piede sul quale è necessario soffermarci. Il modello ideale, e più comune, come potrete notare dalla figura 1.10 è il seguente:

- il piede prevalente prende contatto con il terreno mediante il tallone;
- all'esterno, l'appoggio si trasferisce sull'arco plantare che ne assorbe il carico, progressivamente, mediante la così detta rullata che si sviluppa dal tallone alla pianta concludendo alla fine sulle dita del piede;
- infine, l'intero piede perde il contatto con la superficie, dove l'alluce è l'ultima parte del piede a lasciare il terreno. [7]

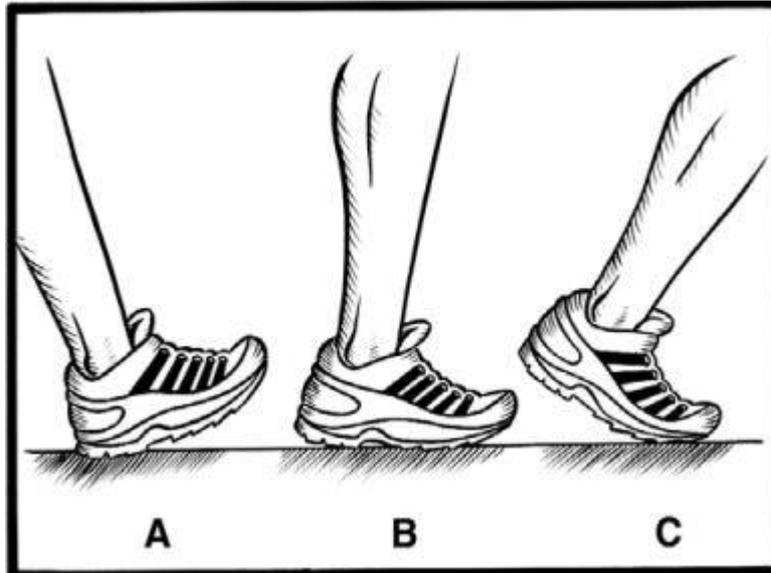


Figura 1.10-Rullata del piede [7]

Un'altra tecnica usata nel NW soprattutto nel caso di allenamenti avanzati è la tecnica a spinta doppia, che consiste in una camminata semplice in cui la spinta dei bastoncini è data in maniera sincrona. È richiesta una certa capacità di allenamento e coordinazione.

Le differenti tipologie di Nordic Walking possono essere classificate in base alla forma di camminata e gli esercizi svolti durante le sessioni di allenamento, come spiegato in [5]

1. Health Nordic Walking:

Comprende una tecnica abbastanza minimale della Nordic Walking, ovvero la spinta è eseguita solo al livello dell'articolazione d'anca, non è presente alcuna estensione dell'articolazione di gomito né l'apertura della mano alla fine della fase di spinta. Questa tecnica porta effetti benefici sulla salute, derivanti dall'attività motoria degli arti superiori e inferiori.

2. Fitness Nordic Walking:

La camminata è simile a quella classica ma comprende l'estensione data dall'articolazione di gomito e l'apertura della mano in fase di recupero. Essa è integrata a diversi esercizi eseguiti attraverso l'ausilio dei bastoncini, soprattutto di tipo respiratorio e una serie di esercizi dinamici caratteristici per lo sforzo aerobico. Di conseguenza, questa forma di Nordic Walking è consigliata a chi è intenzionato a perdere peso e migliorare la propria resistenza aerobica.

3. Sport Nordic Walking:

Questo livello di Nordic Walking è adatto a un utente più esperto e richiede, ad esempio, la capacità di camminare con i bastoncini superando alcuni ostacoli, tra i quali salite e discese. Sono di solito pianificate sessioni che includono differenti tipi di allenamenti come, ad esempio, allenamenti a circuito intervallati da esercizi di corsa, di ginnastica e di salto. A questo livello la Nordic Walking può essere utilizzata per aumentare forza, tono muscolare, e resistenza sia aerobica che anaerobica, per questo motivo può essere utilizzata anche come allenamento per altri sport.

Sempre nello studio [5] si osserva che la Health Nordic Walking può essere svolta dai pazienti, colpiti da infarto miocardico, già nelle prime fasi riabilitative. Durante le fasi finali di riabilitazione, si potrà invece passare alla Fitness Nordic Walking in maniera graduale, tuttavia lo Sport Nordic Walking è invece sconsigliato in questo caso poiché comporta esercizi troppo intensi.

2. Aspetti scientifici del Nordic Walking

Dalla nascita de Nordic Walking fino ad oggi sono stati svolti numerosi studi riguardanti diversi aspetti di questa disciplina. Si tratta di un'attività sportiva che può essere vista come un'evoluzione della camminata convenzionale ma che apporta il beneficio di coinvolgere anche la parte superiore del copro che non sempre viene coinvolta durante alcune delle attività sportive più praticate come la corsa o la bici. Nei diversi studi analizzati vengono messi in luce i vari aspetti benefici di questa disciplina sportiva. In particolare, la letteratura scientifica qui analizzata è stata divisa in:

- Benefici che il NW apporta al corpo umano e come variano i parametri fisiologici dei soggetti in esame (*Fitness*)
- Benefici del NW in termini riabilitativi (*Rehabilitation*)
- Analisi biomeccanica della disciplina (*Biomechanical aspect*) [8]

2.1 Nordic Walking e Fitness

Nella società moderna il mantenimento di un equilibrio energetico e calorico è una sfida continua. Il nostro organismo, programmato per doversi procurare il cibo giornalmente ed eseguire un certo tipo di attività fisica necessaria per sopravvivere, si trova al giorno d'oggi ad aver superato ampiamente questa l'esigenza. Ricadendo nella problematica opposta, legata a una vita sedentaria e uno stile di vita poco salutare caratterizzato da un apporto calorico eccessivo rispetto al dispendio giornaliero di energia. È dunque in quest'ottica che lo sviluppo del NW si va ad inserire. Questa disciplina infatti risulta essere la soluzione a diverse problematiche legate al praticare attività fisica e può essere definito a tutti gli effetti uno sport adatto a tutti e a tutte le età. [9]

Il NW infatti è un'attività sportiva di facile apprendimento poiché consiste in un'evoluzione della camminata semplice che sfrutta però l'ausilio dei bastoncini. Inoltre, l'utilizzo di questi permette di avere un maggiore senso di stabilità, il che lo rende uno sport adatto anche alle persone più anziane o con problemi deambulatori che altrimenti non si sentirebbero sicuri a praticare attività fisiche. I bastoncini favoriscono anche una simmetria e completezza nel gesto atletico non comune a tutti gli sport. Un'altra importante caratteristica del NW è che, praticandosi soprattutto all'aria aperta, favorisce le uscite di gruppo e migliora il benessere del soggetto. In questo tipo di studi vengono valutati alcuni indici fisiologici durante il NW e come questi variano rispetto ad altre attività sportive e/o eseguite in condizioni differenti.

Uno dei primi studi che è stato effettuato in questo ambito risale al 1992 presso l'università del Wisconsin Le Crosse negli Stati Uniti. Viene mostrato come dopo 12 settimane di allenamento con i bastoncini i livelli di V_{O_2} (parametro che valuta la potenza aerobica) dei soggetti analizzati siano aumentati in media dell'8% rispetto ai soggetti che praticavano la camminata semplice. Allo stesso modo anche l'allenamento muscolare risultava aumentato del 37% [10] [11] [12].

Anche negli studi svolti da *Hendrickson* [13] su 16 uomini e donne atletici che venivano fatti allenare su tapis roulant, risulta che la potenza aerobica, la frequenza cardiaca e la spesa energetica aumentano del 20% facendo Nordica rispetto alla camminata semplice.

Rodgers et al. [14] notarono che camminando per trenta minuti con i bastoncini, i soggetti dei loro studi, esibivano un consumo di V_{O_2} maggiore rispetto a quelli che camminavano semplicemente. Allo stesso modo il battito cardiaco risultava aumentato e venivano bruciate più calorie nei trenta minuti di sessione.

Church et al. [15] hanno valutato la camminata semplice e quella con i bastoncini con test outdoor, valutando il variare delle condizioni fisiologiche (consumo di ossigeno e energia spesa). Per tutti i partecipanti al test (11 uomini e 11 donne) è stato evidenziato come vi sia un significativo aumento del dispendio calorico quando si effettua la camminata con bastoncini rispetto alla camminata semplice. Lo stesso viene riscontrato per i valori del massimo consumo di ossigeno, e frequenza cardiaca. Anche *Sugiyama et al.* [16] hanno analizzato la portata di ossigeno consumato, la frequenza cardiaca e lo sforzo percepito, per la camminata e per il Nordic Walking su tapis-roulant. Allo studio hanno partecipato quattro donne e sei uomini sani, già aventi dimestichezza con la disciplina e quello che viene riscontrato si allinea perfettamente con gli studi esposti precedentemente. D'altra parte, *Knobloch* [17] non ha osservato differenze nei parametri emodinamici (frequenza cardiaca, gittata cardiaca, gittata sistolica) tra NW e camminata convenzionale a ritmo sostenuto. *Porcari et al.* [18] ha registrato un aumento del consumo di ossigeno del 23% confrontando il NW con la camminata semplice in uno studio indoor (esercizio su tapis-roulant).

Alcuni studi hanno indagato l'influenza delle caratteristiche del terreno e dell'intensità del NW sui parametri fisiologici. Nello studio eseguito sull'impatto dell'inclinazione del terreno sul consumo massimo di ossigeno durante NW, *Perrey et al.* [19] hanno ottenuto un aumento significativo del massimo consumo di ossigeno (19%) quando si cammina in discesa (inclinazione angolo del 15%, cioè circa 8,5°) con i bastoncini rispetto a una discesa senza bastoncini. *Schiffer et al.* [20] ha studiato gli effetti di tre diverse superfici sul costo energetico durante il NW e ne risulta un maggiore assorbimento di ossigeno e dispendio energetico con il NW eseguito sull'erba rispetto al cemento.

Tutti gli studi, fin ora esposti, hanno dimostrato come il Nordic Walking sia tendenzialmente accompagnato da un maggior consumo d'ossigeno, un maggior dispendio energetico e una più alta frequenza cardiaca rispetto alla camminata semplice. Tuttavia, lo studio di *Kukkonen-Harjula et al.* [21] non ha notato alcune sostanziali differenze nei valori massimi del consumo di ossigeno, tra donne che hanno camminato per tredici settimane con e senza bastoncini. Infatti, entrambi i programmi di allenamento adottati hanno registrato gli stessi valori massimi di consumo d'ossigeno.

Un esempio più recente riguarda *Pellegrini et al.* [22] che ribadisce il concetto per cui, a causa dell'azione dei bastoncini e dell'attivarsi della parte superiore del corpo, il Nordic Walking offre ulteriori benefici per la salute rispetto alla camminata convenzionale. Lo scopo di questo studio era di valutare le differenze nell'attivazione muscolare e le risposte metaboliche tra NW, eseguite con la tecnica suggerita dagli istruttori NW e rispetto a tecniche differenti rispetto a quella proposta da INWA. Dieci istruttori NW si sono offerti volontari per camminare su un tapis roulant in cinque condizioni differenti: camminata semplice (W), Nordic Walking (NW), NW con una debole azione dei bastoncini (NW), con gli arti superiori lasciati dritti permettendo solo il moto delle spalle (NWshoulder) e con estensione-flessione del gomito e spalla congelata (NWelbow). Sono state misurate le forze dei bastoncini, il movimento delle parti del corpo e dei bastoncini, l'attivazione dei muscoli superiori e inferiori, nonché i parametri metabolici. Tutte le tecniche NW modificate hanno suscitato una minore attivazione muscolare e risposte metaboliche rispetto alla tecnica NW suggerita. Tutte le tecniche NW hanno provocato una maggiore attivazione muscolare e risposte metaboliche rispetto alla camminata (W). Tutti i parametri osservati con NWweak erano inferiori a NW. Una ridotta attivazione dei muscoli estensori della spalla e una maggiore attivazione del muscolo deltoide anteriore sono state le caratteristiche principali di NWshoulder. La riduzione dell'azione di spinta propulsiva rispetto a NW è stata osservata per NWelbow, con conseguente anche in passi più brevi. Gli istruttori di Nordic Walking, tecnici sportivi e professionisti dovrebbero essere consapevoli che qualsiasi deviazione dalla tecnica solitamente suggerita potrebbe portare a minori benefici. Tuttavia, vale la pena notare che qualsiasi tecnica di deambulazione con i bastoncini suscita risposte metaboliche più elevate e attivazione muscolare rispetto al camminare.

Anche in uno studio precedente di *Pellegrini et al.* [23] viene sottolineato che il Nordic Walking deve gran parte della sua popolarità ai benefici del dispendio energetico e del coinvolgimento della parte superiore del corpo rispetto a quanto avviene nel camminare convenzionale. Lo scopo dello studio era di valutare la differenza di attivazione muscolare e le risposte fisiologiche tra NW e W in condizioni di salita e di discesa. Nove esperti di Nordic hanno eseguito prove di 5 minuti di W e NW a 4 km / h con pendenze dello 0% e del 15%. L'attività elettromiografica di sette muscoli della parte superiore del corpo e della gamba e il

consumo di ossigeno (V_{O_2}) sono stati registrati così come la forza dei bastoncini. Il V_{O_2} durante NW era maggiore rispetto a W mentre l'attivazione della parte inferiore del muscolo risulta aumentata in modo simile durante NW e W in condizioni di salita. Sembra che il NW possa ridurre la contrazione dei muscoli lombari in condizioni di salita, quindi camminare con i bastoncini può ridurre lo sforzo per controllare le oscillazioni del tronco. Sebbene la differenza nel dispendio di energia supplementare tra NW e W fosse minore nella condizione di camminata in salita, l'aumento del coinvolgimento del muscolo superiore durante l'esercizio con NW può conferire ulteriore beneficio rispetto alla camminata convenzionale anche su terreni in salita. Inoltre, le persone con lombalgia possono trarre beneficio dall'uso dei bastoncini quando si cammina in salita.

2.2 Nordic Walking e i processi riabilitativi

Il Nordic Walking è considerata una disciplina avente notevoli potenzialità per la riabilitazione e per questo motivo la sua utilità e la sua efficacia sono state oggetto di discussione scientifica in questi ultimi anni. La maggior parte degli studi condotti al riguardo, discutono l'efficacia della Nordic Walking per quanto riguarda pazienti in riabilitazione cardiaca (disfunzione dell'arteria coronarica, sindrome coronarica acuta, infarto miocardico, etc.) oppure pazienti affetti da disturbi del movimento, come la Claudicatio Intermittens, le malattie ipocinetiche come il Parkinson o le eventuali paresi post-ictus.

Walter et al. [24] hanno valutato l'influenza del NW nella riabilitazione di pazienti affetti da angioplastica, bypass o attacchi di cuore. Valutando come sicuro il NW come riabilitazione per questi pazienti. Lo stesso viene ottenuto da *Collins et al.* [25] su pazienti con malattia vascolare periferica, mostrando come l'attività del Nordic apporta benefici alla qualità della vita dei pazienti. Attraverso lo studio condotto su soggetti di età compresa tra i 48 e i 71 anni, colpiti da patologie coronariche, hanno concluso che il Nordic Walking può essere un utile esercizio per migliorare la performance cardiopolmonare.

Kocur et al. [26] hanno analizzato la capacità di esercizio e l'idoneità fisica in tre gruppi di pazienti nella prima fase riabilitativa, a seguito di una sindrome coronarica acuta durante un programma di tre settimane. Un gruppo di controllo di 20 persone ha preso parte ad un programma di riabilitazione standard, basato su un allenamento di resistenza su cicloergometro e sessioni di ginnastica; un secondo gruppo di 40 persone ha partecipato ad un programma di riabilitazione standard e ad un allenamento di Nordic Walking, mentre un terzo gruppo, oltre ad aver partecipato al programma di riabilitazione standard, ha preso parte ad un tradizionale allenamento supervisionato di camminata semplice. A seguito di tre settimane di programma, il gruppo che praticava anche Nordic Walking ha mostrato una più alta capacità di esercizio rispetto agli altri gruppi. Anche la forma fisica è migliorata nei gruppi che praticavano Nordic e camminata semplice. Gli autori hanno dunque concluso che il Nordic Walking può essere usato come supplemento per la riabilitazione a corto termine di soggetti colpiti da sindrome coronarica acuta, in quanto essa è in grado di intensificare la loro coordinazione e la loro capacità di esercizio.

In un ulteriore studio, condotto dagli stessi autori [27] sono stati comparati differenti tre differenti metodi di misura dell'energia consumata, durante tre forme di allenamento usate in riabilitazione cardiaca: allenamento su cicloergometro e normali esercizi di fitness e il Nordic. Quest'ultimo è risultato la forma di allenamento avente il più alto valore di energia spesa, tra quelle prese in considerazione nello studio. Per questo motivo, gli autori hanno sottolineato che applicando il Nordic Walking come attività suppletiva al programma di riabilitazione standard, potrebbe aiutare a soddisfare il minimo carico calorico di allenamento richieste al fine di prevenire patologie cardiovascolari secondarie.

Oakley et al. [28] hanno concluso nel loro articolo che uomini di età compresa tra i 57 e i 59 anni, affetti da Claudicatio Intermittens, possono coprire una distanza significativamente più lunga utilizzando i bastoncini rispetto alla camminata in assenza di bastoncini. Per di più i pazienti hanno avvertito significativamente meno dolore usando i bastoncini. Dall'osservazione dei dati rilevati, si conclude che il Nordic Walking permette ai pazienti affetti da Claudicatio Intermittens di incrementare la distanza che essi possono percorrere, grazie a una sensazione di sollievo dal dolore percepito agli arti inferiori.

Dagli studi svolti da *Allet et al.* [29] il NW non sembra essere adatto per pazienti soggetti a emiparesi post-ictus: hanno analizzato gli effetti di tre differenti ausili della camminata (un semplice bastone con impugnatura ergonomica, un bastone a 4 punti e un bastoncino da Nordic Walking) sulla capacità di deambulazione e la soddisfazione dei pazienti colpiti da emiparesi post-ictus. L'indagine ha mostrato che la distanza coperta in 6 minuti di camminata era significativamente più lunga durante la camminata con semplice bastone comparata con la camminata con bastoncino da Nordic Walking. Non sono state osservate differenze significative tra i tre differenti ausili nei seguenti parametri tempo-spaziali del passo: velocità, cadenza, differenza del tempo di passo e differenza della lunghezza di passo. I pazienti hanno trovato che la camminata con i bastoncini da Nordic Walking apportasse loro meno benefici (soddisfazione soggettiva) rispetto a quella con il bastone a 4 punti e con il semplice bastone. In conclusione, secondo i dati raccolti dallo studio, non è raccomandato l'uso dei bastoncini da Nordic Walking durante la riabilitazione di pazienti colpiti da emiparesi post-ictus.

Van Eijkeren et al. [30] hanno dimostrato che, a seguito di un programma di allenamento di Nordic Walking di sei settimane, i soggetti affetti da morbo di Parkinson potrebbero presentare una migliore forma fisica e una migliore qualità di vita. Tuttavia, il dato davvero importante emerso da questo studio è che i benefici hanno persistito anche dopo cinque mesi. I pazienti affetti da Parkinson sono stati oggetto di studio anche da parte di *Herfurth et al.* [31] che propongono il Nordic come attività positiva per questo tipo di problematica.

Uno studio simile viene svolto da *Takeshima et al.* [32] su un gruppo di anziani con lo scopo di confrontare gli effetti del Nordic Walking con la camminata convenzionale. I volontari sono stati divisi in quattro gruppi: Nordic Walking (NW), camminata convenzionale (CW), resistenza (RES) e controllo. La resistenza della parte superiore del corpo migliorata nei gruppi RES (22,3%) e NW (11,6%) rispetto ai gruppi CW e di controllo. L'idoneità cardio-respiratoria è migliorata maggiormente nei gruppi NW (10,9%) e CW (10,6%) rispetto ai gruppi RES e di controllo. Anche la flessibilità della parte superiore e inferiore è migliorata in tutti i gruppi di esercizio rispetto al gruppo di controllo. Non ci sono stati miglioramenti nelle misure di equilibrio in nessun gruppo. Mentre tutte le modalità di esercizio miglioravano i vari componenti del fitness, il Nordic Walking forniva i migliori benefici a tutto tondo migliorando la forza della parte superiore del corpo, la resistenza cardiovascolare e la flessibilità. Pertanto, il Nordic Walking è raccomandato come una modalità efficace ed efficiente di esercizio per migliorare l'idoneità funzionale generale negli anziani.

Infine, in uno studio condotto da *Wendlova J* [33] su pazienti con vertebra fratturata da osteoporosi è stato osservato che l'esercizio del Nordic apportava diversi benefici:

- rafforzamento dei muscoli di spalle, braccia e tronco.
- allungamento dei muscoli del collo delle spalle e del tronco
- allargamento dell'area di supporto e aumento della stabilità durante la camminata
- parziale sollievo del carico dalla vertebra dalla forza gravitazionale su collo e tronco
- miglioramento della coordinazione
- miglioramento della performance muscolare

2.3 Aspetti biomeccanici del Nordic Walking

Si riportano di seguito alcuni degli studi relativi agli aspetti biomeccanici della Nordic Walking: l'attività muscolare, gli effetti sui parametri spazio-temporali del passo e i carichi trasmessi alle articolazioni.

Negli studi svolti da *Shim et al.* [34] viene analizzato l'effetto del NW sull'attività elettromiografica della parte superiore e inferiore del corpo, effettuando delle prove di 30 minuti di camminata su tapis roulant. Dai risultati ottenuti è risultato che, sebbene durante la Nordic Walking venga registrato un aumento dell'attività muscolare agli arti superiori rispetto alla semplice camminata, non si sono rilevate significative differenze tra i rispettivi segnali EMG misurati agli arti inferiori.

Nel già citato studio di *K. Sugiyama et al.* [35] viene comparata la risposta muscolare degli arti inferiori e della parte superiore del corpo durante il Nordic Walking e la camminata semplice, attraverso i risultati ottenuti da un'analisi elettromiografica. Il segnale in questione è stato acquisito da diversi muscoli appartenenti all'apparato muscolare superiore e inferiore. Durante il Nordic Walking sono stati osservati gli EMG relativi alla parte inferiore del corpo (quadricipiti e polpacci) più bassi rispetto a quelli rilevati per la camminata, per tutte le velocità analizzate. Al contrario, il segnale relativo ai muscoli della parte superiore aumenta durante la Nordic Walking rispetto a quello misurato durante la camminata. Questi dati suggeriscono che l'uso dei bastoncini da Nordic Walking permette di attenuare l'attività muscolare agli arti inferiori durante la fase di appoggio e quella di spinta ed aumentare quella agli arti superiori. Tali risultati sono in contrasto con quanto ottenuto da *Shim* [34].

Nello studio di *Pellegrini et al.* [22], già discusso precedentemente, è stata registrata l'attività elettromiografica relativa a sette muscoli della parte superiore del corpo e cinque delle gambe. Per entrambe le pendenze del terreno (0% e 15%), si è osservato che l'attivazione muscolare della parte superiore del corpo risulta fino a quindici volte più elevata durante il Nordic Walking rispetto alla camminata semplice. Secondo i dati raccolti, la Nordic Walking sembrerebbe essere caratterizzata da una riduzione della contrazione dei muscoli della zona lombare quando è svolta in salita. Perciò, l'uso dei bastoncini da Nordic Walking per percorsi in salita, potrebbe rappresentare un beneficio per chi è affetto da dolori lombari.

Diversi studi hanno tentato di dimostrare o di sfatare il "mito" della riduzione dei carichi trasmessi agli arti inferiori, durante la Nordic Walking rispetto alla semplice camminata. *Willson et al.* [36] hanno analizzato le variabili cinetiche della camminata con e senza bastoncini. Hanno dimostrato che alcuni parametri quali la velocità di avanzamento, la lunghezza del passo e la durata temporale della fase di appoggio, sono risultati significativamente più alti nel Nordic Walking rispetto a quelli misurati nella camminata semplice. Un'altra differenza significativa è stata la diminuzione della componente verticale della reazione vincolare al suolo durante la Nordic Walking rispetto a quella rilevata durante la camminata. Inoltre, anche la componente verticale della reazione vincolare del ginocchio (forza di compressione) ha presentato valori significativamente più bassi. Tuttavia, un grande numero di studi è in disaccordo con le conclusioni di *Willson* come negli studi riportati da *Jöllenbeck et al.* [37] che hanno analizzato e comparato i carichi trasmessi agli arti inferiori durante il Nordic Walking e la camminata. A questo scopo, quattordici esperti di Nordic di mezza età e sei istruttori di Nordic Walking hanno camminato per 1575 m una volta con e una volta senza i bastoncini. Il valore medio della reazione vincolare verticale al terreno relativo alla camminata semplice non differisce da quello relativo alla Nordic Walking. I risultati di questo studio mostrano dunque che la comune opinione della riduzione dei carichi agli arti inferiori del 30%–50%, durante la Nordic Walking, deve essere rigettata. Anche *Hansen et al.* [38] hanno condotto uno studio per investigare sulla riduzione dei carichi al ginocchio nella Nordic Walking rispetto alla camminata. Allo studio hanno partecipato sette istruttrici di Nordic Walking, ed è stata eseguita un'analisi 3D del passo, i momenti flessori ed estensori interni all'articolazione sono stati calcolati utilizzando un approccio dinamico inverso e sono state calcolate le forze di compressione al ginocchio. Nessuna differenza è stata rilevata nei valori di forza di compressione tra il Nordic Walking e la camminata. Sono stati rilevati dei valori massimi dell'angolo di flessione del ginocchio più elevati nella Nordic rispetto a quelli relativi alla camminata. Anche il range di movimento relativo all'articolazione d'anca è risultato essere più ampio durante la Nordic Walking rispetto a quello della camminata. Anche questo studio, quindi, non supporta l'ipotesi per la quale la Nordic Walking riduce i carichi trasmessi al ginocchio. *Hagen et al.* [39] hanno comparato il Nordic Walking (NW), la camminata (W) e la corsa (R) dal punto di vista dei rischi di infortunio agli arti superiori ed inferiori. Ventiquattro istruttori di Nordic Walking hanno eseguito delle prove di W, NW e R, su di una pista ricoperta di erba artificiale a velocità controllate. Sono state misurate la rotazione del piede e la forza di reazione al suolo, così come la trasmissione dell'onda d'urto al polso destro. Il confronto tra NW e W ha mostrato risultati simili per tutte le velocità scelte, fatta eccezione per il secondo picco della forza verticale di reazione dove il NW ha mostrato più alti tassi di carico e forze rispetto alla W. Tuttavia, valori di accelerazione 7.6 volte più grandi di quella di gravità sono stati misurati al polso destro durante la NW. Paragonata con la R alle stesse velocità, il NW può essere raccomandato come uno sport a basso impatto di infortunio. Purtroppo, le elevate accelerazioni, registrate al polso durante la NW, mettono in evidenza che gli arti superiori sono esposti a shock ripetitivi, i quali potrebbero causare

lesioni nel lungo periodo. Per evitare tali lesioni agli arti superiori sono raccomandati esercizi preventivi per i muscoli interessati e bastoncini capaci di assorbire l'urto (dotati di sistema smorzante).

2.4 Conclusioni

Dall'analisi degli studi effettuata, si nota che non tutti i benefici promossi della camminata nordica risultano avere fondamento scientifico solido e anzi, a volte, gli studi condotti sull'argomento non riescono a dare spiegazioni chiare ed univoche. Per quanto riguarda il consumo di ossigeno e il tasso di energia spesa, quasi tutti gli autori sembrano concordare che ci sia un incremento di questi durante il Nordic Walking rispetto alla semplice camminata. Questo può essere spiegato dal fatto che, utilizzando anche gli arti superiori, vengono coinvolti un maggior numero di muscoli e dunque il dispendio di energia/ossigeno risulta maggiore. Sembra che ci sia anche una buona concordanza dei risultati riguardo l'efficienza ed efficacia dell'utilizzo di questa disciplina nella riabilitazione cardiaca. Tuttavia, si è osservato che non ci sono opinioni contrastanti riguardo la riduzione del carico sul ginocchio, dunque non si può generalizzare questa teoria.

In conclusione, viste le discrepanze e la mancanza di risposte certe da parte degli studi analizzati, al fine di rispondere agli interrogativi circa i benefici che la Nordic Walking potrebbe apportare, si dovrebbero condurre degli studi cercando di ricreare le reali condizioni in cui il Nordic Walking è normalmente svolto, dato che queste contraddizioni potrebbero derivare dal fatto che gli studi sono stati condotti seguendo protocolli troppo diversi tra loro, per poter fornire dei risultati concilianti.

3. Monitoraggio dei parametri sportivi

Durante l'attività sportiva ci sono alcuni parametri che sarebbe importante monitorare poiché forniscono informazioni utili riguardo la correttezza e l'efficacia del gesto sportivo. Avere queste informazioni permette al singolo atleta di tenere sotto controllo la sua attività e lavorare per migliorarsi, oltre a tenere sotto controllo eventuali problematiche.

Negli studi riportati nei capitoli precedenti sono stati presi in considerazione diversi parametri sia di tipo fisiologico, come il consumo di ossigeno, la spesa energetica e la frequenza cardiaca, sia di tipo cinematico e dinamico, come forze accelerazioni, velocità e variazioni angolari del corpo del soggetto o degli strumenti utilizzati come nel caso dei bastoncini per il NW. Dall'analisi di questi parametri è possibile trarre diverse conclusioni sui benefici o meno che l'attività sportiva studiata apporta al soggetto in esame. Come si è visto nel paragrafo precedente non tutti gli studi che hanno preso in esame il NW forniscono gli stessi risultati. Questo è dovuto principalmente alla diversità di approccio nell'eseguire lo studio. In altre parole, è necessario differenziare gli studi che si svolgono in ambiente indoor da quelli outdoor, quelli che utilizzano come tester persone esperte/istruttori da quelli che invece usano novizi o addirittura persone con problematiche deambulatorie. Anche la diversa tipologia di sensori, i parametri che si vogliono valutare nelle prove e il tipo di analisi e filtraggio possono portare a una non uniformità dei dati presenti in letteratura.

Per questo motivo, si riportano di seguito alcune strategie presenti in letteratura, relative alla misurazione ed all'analisi di alcuni parametri, sia di tipo fisiologico che di tipo cinematico e dinamico, utili ad indagare scientificamente alcuni degli aspetti della camminata nordica e a monitorare l'atleta durante le sessioni d'allenamento di tale disciplina sportiva.

3.1 Gait Analysis e ciclo della camminata

La Gait Analysis o analisi del passo è lo studio sistematico del moto del corpo umano per misurarne i movimenti e l'attività muscolare. È un tipo di analisi molto usata in ambito biomeccanico, per mostrare agli atleti eventuali errori posturali, o in ambito riabilitativo per valutare l'entità della problematica del paziente [40]. Gli output forniti da questo tipo di analisi sono molteplici, i più significativi per questo lavoro di tesi sono i grafici che mostrano la variazione angolare delle diverse articolazioni.

I moderni sistemi di analisi del movimento sono spesso costituiti da più strumenti interfacciati, ognuno con lo scopo di indagare un diverso aspetto del movimento stesso. La dotazione di alcuni laboratori comprende ad esempio speciali sistemi di videocamere, riprese video tradizionali, pedane di forza per la registrazione delle forze di reazione scambiate al terreno, elettromiografi per la registrazione dell'attività elettrica associata alla contrazione muscolare. La descrizione del movimento comporta la conoscenza degli spostamenti lineari e delle rotazioni dei giunti che partecipano a quel determinato gesto. Per studiare il movimento non è quindi sufficiente l'analisi visiva diretta ma è necessario un laboratorio che abbia tutta l'attrezzatura necessaria. In generale i sistemi necessari per l'analisi del movimento possono essere divisi in ottici e non-ottici. Si riportano di seguito quelli non-ottici:

- *Elettro goniometri*: misurano lo spostamento angolare tra due segmenti. Hanno la caratteristica di modificare la loro resistenza in funzione dell'angolo tra i due sensori e di convertire tale variazione in segnale elettrico in modo che possa essere visualizzato su PC. La problematica principale legata a questi strumenti è l'ingombro, infatti dovendosi posizionare sull'articolazione o tra due segmenti corporei possono intralciare i movimenti. Inoltre, permettono solo misure angolari.

- *Trasduttori di spostamento e velocità*: sono strumenti che permettono di misurare lo spostamento o la velocità lungo una determinata direzione. Convertono uno spostamento meccanico in segnale elettrico letto dal PC.
- *Sistemi inerziali (IMU)*: sono costituiti da un accelerometro, un giroscopio e un magnetometro. Permettono di misurare le accelerazioni lungo tre direzioni, le velocità angolari e orientazione del punto su cui è posizionata la IMU. Sono solitamente sistemi dalle dimensioni ridotte e quindi poco ingombranti durante la misurazione.

I sistemi ottici sono invece costituiti da:

- telecamere semplici o a infrarossi: queste riprendono la scena dove il soggetto si muove e sono solitamente fisse.

Il movimento del soggetto viene calcolato elaborando le immagini acquisite dalle telecamere. Alcuni di questi sistemi sono predisposti per studiare il soggetto senza dover posizionare i marker, riconoscendo alcuni segmenti del corpo umano in maniera automatica. Per quanto riguarda invece i sistemi che necessitano dei marker questi sono basati su apposite telecamere a infrarossi che “vedono” i marker riflettenti. I marker, di forma sferica o emi-sferica, vengono disposti sul corpo del soggetto in esame nei punti che si vogliono studiare. Esistono diversi protocolli per il collocamento dei marker ma in generale vengono posizionati in corrispondenza delle articolazioni e nelle parti terminali dei segmenti. Dopo aver posizionato i marker è necessario fare una calibrazione delle telecamere per avere la misura esatta del punto di inizio. Per ottenere una buona accuratezza e ottime prestazioni è necessario che questi strumenti abbiano una sufficiente frequenza di acquisizione che può variare da 100 alle 1000 immagini al secondo, in base alla dinamica del sistema da studiare. Tali sistemi sono quindi in grado di restituire le coordinate x, y, z, per ogni marker presente sulla scena per tutta la durata dell’acquisizione con una precisione che può variare da qualche centimetro per grandi campi visivi a 1mm per campi ristretti. Da questi sistemi quindi si possono ottenere tutte le informazioni sulla variazione delle posizioni dei marker da cui, tramite un’analisi successiva, è possibile ricavare tutte le misure derivate come velocità e accelerazione, ma anche angoli e spostamenti reciproci dei vari segmenti. [41]

La descrizione delle grandezze in gioco per l’analisi del movimento necessita di un sistema di riferimento. Tradizionalmente vengono proiettate le traiettorie, gli angoli su tre sistemi di riferimento passanti per il corpo:

- il piano sagittale
- il piano frontale
- il piano trasversale

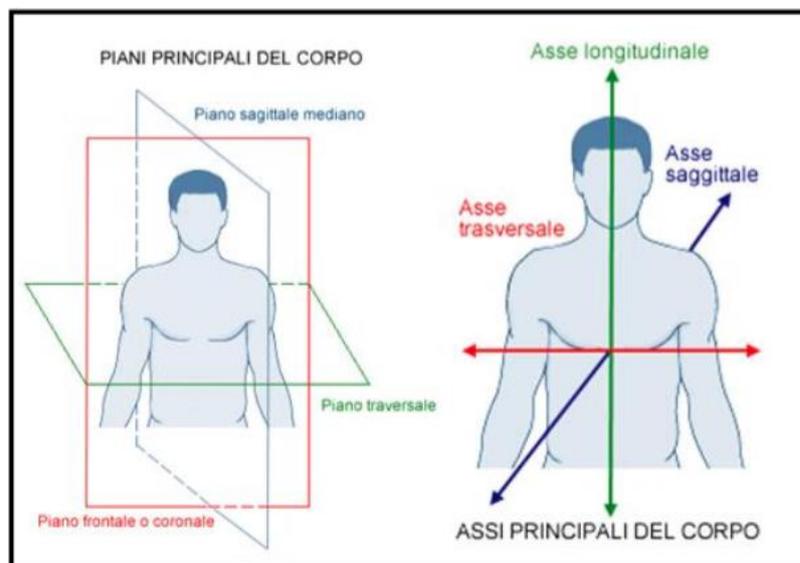


Figura 3.1-Sistema di piani principali del corpo

Nell'analisi del cammino le grandezze analizzate principalmente sono quelle relative agli arti inferiori. Nei tre piani sopra descritti si vedranno quindi i movimenti di rotazione interno-esterno sul piano trasversale, quelli di adduzione e abduzione sul piano frontale e quelli di flessione estensione sul piano sagittale.

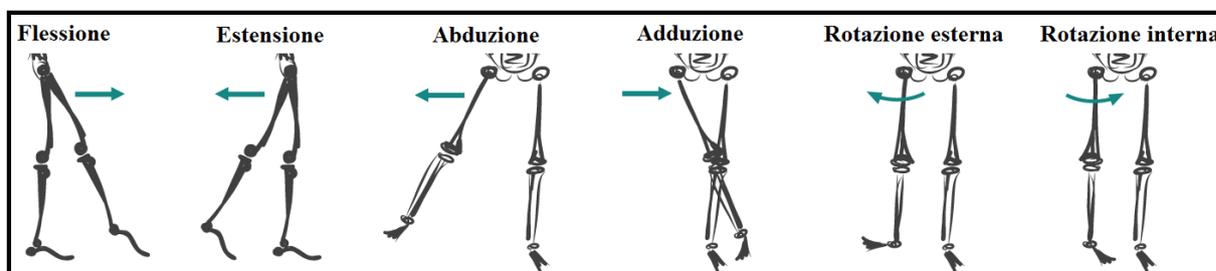


Figura 3.2-Possibili movimento del giunto anca

Servendosi dei sistemi di analisi del movimento precedentemente descritti è relativamente semplice eseguire delle misure degli angoli di flessione estensione. I Marker devono essere posizionati su punti anatomici ben definiti, in modo tale che la linea che idealmente li congiunge e che poi sarà ricostruita matematicamente sia parallela al segmento corporeo di interesse. Attraverso dei calcoli trigonometrici si arriva quindi a ricavare l'angolo compreso tra le due rette e a stimare così l'angolo all'articolazione.

La maggior parte delle misure di cinematica e biomeccanica del cammino e della corsa, vengono riportate su un grafico che ne mostra l'andamento in funzione del ciclo del passo. Solitamente inoltre anziché mostrare i valori ricavati per ogni passo si preferisce ricavare una media dei valori di vari passi e rappresentare e studiare l'andamento della curva di ciclo medio. [42]

Un'altra importante misura che viene fatta durante un'analisi del Gait Cycle è la misura delle forze che vengono scaricate al suolo durante una determinata attività sportiva. Questa misura viene fatta attraverso delle pedane barometriche o pedane di forza che hanno proprio lo scopo di misurare la forza scaricata a terra (la Ground Reaction Force). Queste pedane permettono di misurare la forza e i momenti applicati sulla pedana tramite un sistema piezoelettrico. Quando una forza viene applicata su tali pedane i sensori al loro interno si deformano e causano delle variazioni di tensione misurabili in modo da poterne derivare l'entità della forza. In genere, nei sistemi piezoelettrici, ad una certa deformazione corrisponde un certo voltaggio e quindi una data forza. In molte tipologie di piastre i sensori sono disposti secondo le tre direzioni modo da avere tutte le informazioni di direzione e entità per definire la forza. [43] [44] Tramite queste pedane è possibile definire:

- forza nelle tre direzioni x, y, z
- centro di pressione
- centro di forza
- i momenti attorno agli assi

Per completare la Gait Analysis è necessaria anche un'analisi elettromiografica per comprendere l'attivazione muscolare durante l'attività sportiva. Questa analisi ha l'obiettivo di misurare i segnali elettrici generati dai muscoli che si attivano facendo una certa attività. Da questa misura è possibile trarre alcune informazioni utili per capire lo stato di salute dei muscoli. [45]

3.2 Analisi biomeccanica del Nordic Walking

Nello studio del Nordic Walking oltre a definire il Gait Cycle è importante determinare le forze a livello dei bastoncini per fare ciò si possono usare due approcci: uno indoor e uno outdoor.

Alcuni studi si sono occupati di studiare la forza trasmessa dai bastoncini con metodi alternativi alle pedane di forza in modo da poter monitorare anche delle sessioni di NW outdoor. Tra questi citiamo *Bortolan et al.* [46] che hanno sviluppato un sistema di misura della forza da inserire nel bastoncino da sci di fondo o da Nordic. Questo articolo nasce dal crescente interesse per l'attività propulsiva degli arti superiori nel caso dello sci di fondo o nel NW. La misura di forza sui bastoncini viene fatta montando dei trasduttori di forza sul bastoncino o usando le apposite pedane. La limitazione di quest'ultime è che possono registrare pochi Poling Cycle (cicli di appoggio del bastoncino) consecutivi permettono poche condizioni operative. Da qui nasce la necessità di sviluppare un sistema che permetta di misurare tale forza in un altro modo. Una cella di carico customizzata mono assiale è stata montata tra la parte superiore della canna e l'impugnatura.

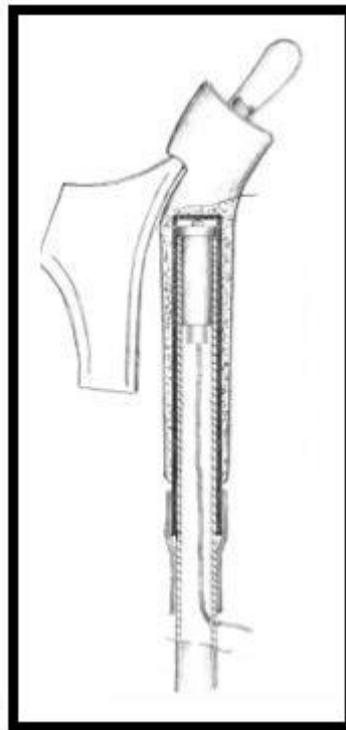


Figura 3.3-Cella di carico integrata nel bastoncino [46]

Viene lasciato libero solo il movimento longitudinale così da trasmettere solo la forza assiale, inserendo un tubo in alluminio nell'impugnatura attraverso cui si scaricano le componenti di forza nelle altre direzioni. Il movimento dell'impugnatura e del tubo di alluminio è limitato da una fascia elastica che aggiunge alla cella un precarico. Per essere tenuta in posizione la cella viene inserita in un tubo contenente anche l'amplificatore del segnale. Il peso della cella è di 30 g e complessivamente (tutto l'apparato di misura) aumenta di 50 g il peso originale del bastoncino. Inoltre, non viene variato il centro di massa del bastoncino stesso, parametro importante per l'utente, poiché tutto il sistema rimane all'interno dell'impugnatura. Per validare il sistema sono stati fatti diversi test sia statici sia dinamici e sono stati posizionati marker su ciascun bastoncino a 20 cm di distanza l'uno dall'altro per poterne misurare l'inclinazione e la posizione con le telecamere. Il test statico ha mostrato che il trasduttore inserito sul bastoncino è sensibile solo alla forza assialmente applicata. Questo risultato è stato confermato nella situazione dinamica. Infatti, il test ha mostrato che quasi tutta la forza applicata lungo il bastoncino era

rappresentata dalle componenti di forza longitudinale e verticale, dimostrando inoltre che, con un sistema in grado di misurare l'inclinazione del bastoncino, è possibile ottenere una misura affidabile delle componenti verticale, longitudinale. Questa scomposizione è particolarmente importante perché consente di identificare le componenti di forza che contribuiscono efficacemente alla propulsione durante la camminata nordica. Il basso consumo di energia e l'intervallo del segnale di uscita di questa cella di carico sono adatti per un sistema di misurazione portatile dei bastoncini poiché è solo necessario aggiungere piccole batterie e un data-logger portatile.

Uno strumento simile è stato progettato da *Krejčí J. et al.* [47]. Il sistema consiste di:

- trasduttori di forza
- un'unità di condizionamento del segnale
- sistema di acquisizione del segnale (AD converter)
- pc con un software specifico

Permette di valutare la forza su entrambi i bastoncini nello stesso momento.



Figura 3.3-Trasduttore di forza integrato nel bastoncino [47]

Il sistema viene montato sotto l'impugnatura tramite un sistema a vite che permette cambiare la parte inferiore del bastoncino in base all'altezza richiesta. Il trasduttore estensimetrico uniassiale utilizzato è stato fatto su misura (Unicovske strojirny, Unicov, Repubblica Ceca), presenta un range di misura di ± 1000 N e aggiunge al bastoncino una massa di 140 g. Il suo asse di misura è stato fatto coincidere con l'asse longitudinale del bastoncino.



Figura 3.4-Sistema di misura completo [47]

I test eseguiti simulano almeno trenta cicli di spinta con i bastoncini su di una piattaforma dinamometrica (9286AA, Kistler Instrument, Winterthur, Svizzera). In questo caso, la spinta degli arti superiori si discosta da quella reale in quanto il soggetto non si è mosso in avanti durante il test, ma ha solamente emulato il movimento del braccio. Sono state condotte due prove differenti per la validazione: nella prima la spinta avviene tenendo il bastoncino in continuo contatto pedana (non c'è l'impatto del bastone al suolo, Fig.3.5 Caso A) mentre, nella seconda, viene simulata fase di appoggio che quella di spinta (impatto + spinta, Fig.3.5 Caso B).

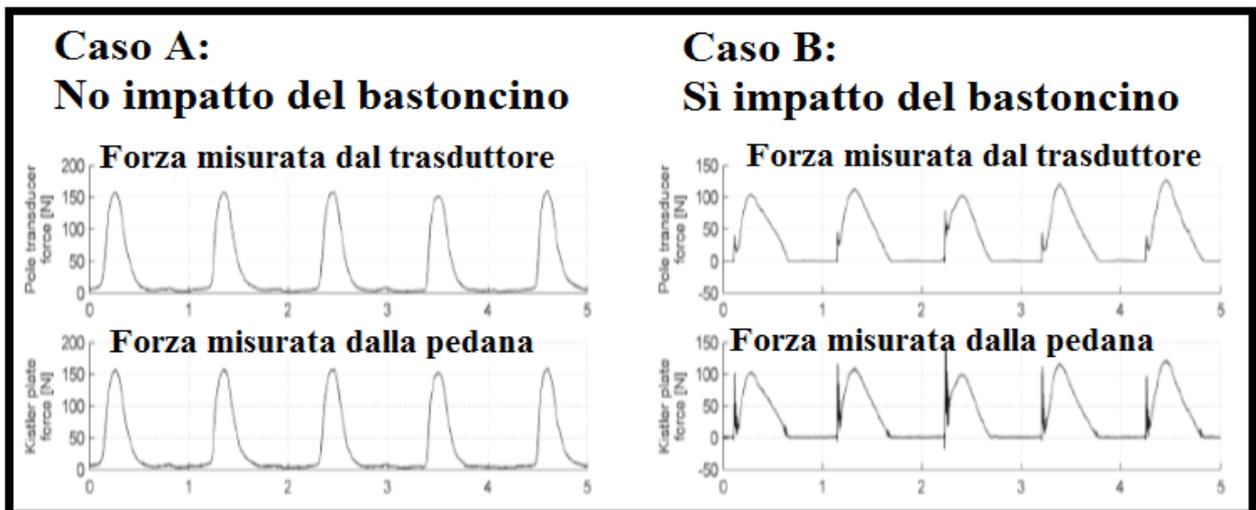


Figura 3.5-Output delle due prove, a sinistra viene registrata la Forza del bastoncino senza mai staccarlo da terra, a destra viene effettuata anche la fase di appoggio e spinta [47]

Si osserva che in fase d'impatto la pedana registra un picco che risulta essere il massimo globale del ciclo mentre il trasduttore registra un picco molto più basso. Questo può essere dovuto al fatto che il trasduttore acquisisce il segnale nella parte alta del bastoncino, sotto l'impugnatura, mentre la pedana lo acquisisce direttamente al livello della punta dove avviene l'impatto.

In letteratura è stato identificato solamente uno studio [48] riportante il tracciato accelerometrico del bastoncino. Nonostante in questo studio si correli il tracciato registrato alle fasi del passo, gli autori non indagano aspetti clinici e sportivi della Nordic Walking ma si servono di questo tracciato per progettare un sistema harvesting, installato sul bastoncino. Questo sistema, capace di trasformare l'energia cinetica derivante dal movimento in energia elettrica, è necessario per l'alimentazione di sistema di illuminazione LED installato anch'esso sul bastoncino. Il profilo d'accelerazione è stato registrato con un accelerometro triassiale (ADXL335, Analog Devices Inc.) attaccato sotto l'impugnatura (posizione dove l'harvesting sarà installato). L'accelerometro è stato montato con il suo asse Y coincidente con l'asse del bastoncino ed il suo asse Z che punta verso l'esterno (Fig. 3.6).

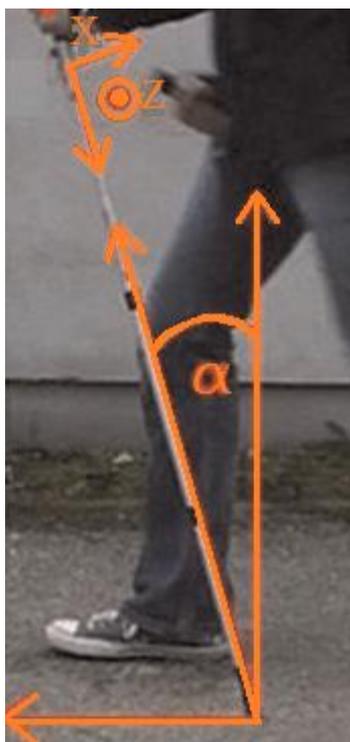


Figura 3.6-Sistema di riferimento dell'accelerometro posizionato sul bastoncino [48]

All'inizio del ciclo il movimento del braccio applica una forza verso l'alto sul bastoncino e questo spiega i valori negativi presenti nella prima fase pari a -1.2 g. Dopo 0,25 s il bastoncino raggiunge la massima velocità e il soggetto induce una forza decelerante verso il terreno che corrisponde a un'accelerazione massima di 3 g. Fino a colpire il terreno nella fase 3. Dove viene registrato l'urto a terra del bastoncino. Nella fase 4, la fase di spinta l'accelerazione decresce fino a 0.89 g.

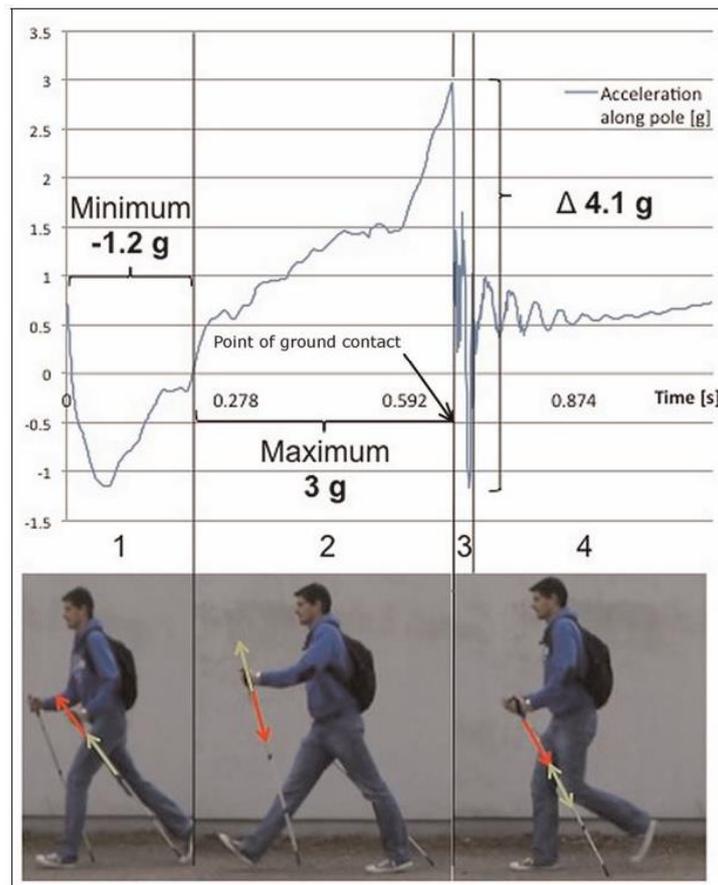


Figura 3.7- Andamento dell'accelerazione nel ciclo. La freccia rossa indica la direzione della forza esercitata sul bastoncino, la freccia verde indica la direzione del moto. (la doppia freccia rappresenta la fase successiva all'impatto) [48]

L'andamento sinusoidale presente nella quarta fase potrebbe essere causato dall'urto tra bastoncino e terreno. Negli ultimi 0.2 s si osserva un decremento dell'accelerazione forse dovuta alla variazione dell'angolo d'inclinazione tra la fase 4 e la fase 1. L'analisi video del moto ha permesso di definire il range degli angoli α , esteso tra i 40° e gli 80° , traducibili in variazioni di accelerazione dell'ordine degli 0.35 g. I dati ottenuti sono relativi ad una velocità di avanzamento di $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Analizzando i casi riportati, si osserva che le misurazioni condotte sui bastoncini introducono importanti vantaggi. Primo tra tutti è lo sviluppo di un sistema di misura di dimensioni ridotte e quindi portatile, che non va ad incidere in modo significativo sul peso del bastoncino. Tramite un sistema di misura del genere si è in grado di condurre misure anche in outdoor e, quindi, registrare i dati utili durante le normali condizioni di allenamento. Inoltre, le soluzioni di questo genere sono molto meno costose, più user-friendly e, in alcuni casi, riportano pressoché lo stesso grado di precisione e di sensibilità rispetto alle attrezzature utilizzate per le analisi da laboratorio.

In questo contesto si va ad inserire il lavoro, di seguito presentato, svolto dal Politecnico di Torino in collaborazione con Gabel S.r.l. (Rosà (VI), Italia), azienda produttrice di attrezzature sportive tra cui bastoncini da Nordic Walking, ed è riportato negli articoli stilati da Mocera F., Somà A. e Fraccarollo F. [49] [50]. Il sistema è stato progettato e realizzato considerando precise specifiche tecniche e funzionali: leggerezza, rigidità, bilanciamento e ingombro. Questo prototipo non è stato concepito solo per fini di ricerca, bensì anche per la sua utilizzazione da parte dell'utente medio.

3.3 Analisi del sistema di monitoraggio integrato nei bastoncini

I principali parametri per descrivere la prestazione tecnica del Nordic Walking sono:

- l'angolo tra il bastoncino e il suolo durante la fase di spinta
- il tempo ciclo
- la spinta quando il bastoncino è a contatto con il suolo

Oltre a questi parametri la frequenza cardiaca fornisce un'informazione utile per capire l'intensità dell'attività sportiva svolta, mentre il GPS permette un facile tracciamento del percorso eseguito durante la sessione di allenamento.

Il sistema di acquisizione è stato progettato seguendo due fasi distinte: prima sono stati identificati i parametri fondamentali da valutare che sono proprio quelli visti in precedenza, poi sono stati identificati gli strumenti migliori per misurarli. I componenti fondamentali di questo sistema di acquisizione sono riassunti di seguito:

- *Accelerometro triassiale* (Triple Axis Accelerometer Breakout ADXL345, SparkFun Electronics, Niwot, Colorado, USA – Fig. 4.2) dalle misure di un accelerometro opportunamente orientato secondo la direzione longitudinale del bastoncino è possibile trarre alcune fondamentali informazioni come: la lunghezza del ciclo, l'angolo di inclinazione del bastoncino e dare una stima della forza.

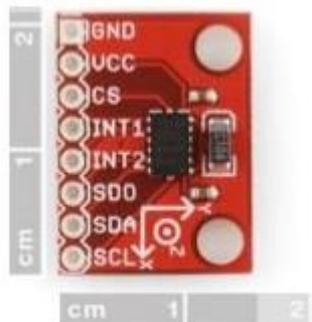


Figura 3.8- Accelerometro

- *GPS* (Adafruit Ultimate GPS Breakout v3, Adafruit Industries, New York City, NY, USA – Fig. 4.3) permette, attraverso le coordinate registrate, di tracciare il percorso effettuato durante l'allenamento e di visualizzarlo su mappa, attraverso l'ausilio di servizi gratuiti online che consentono la ricerca e la consultazione di carte geografiche. Esso permette anche la registrazione dei dislivelli altimetrici incontrati durante il percorso e una stima della velocità media. Inoltre, fornendo il GPS anche la data e l'ora durante la quale l'attività è stata svolta, rende possibile la sincronizzazione dei dati ottenuti dai bastoncini destro e sinistro nella fase di analisi per monitorare le grandezze su entrambi gli arti superiori.

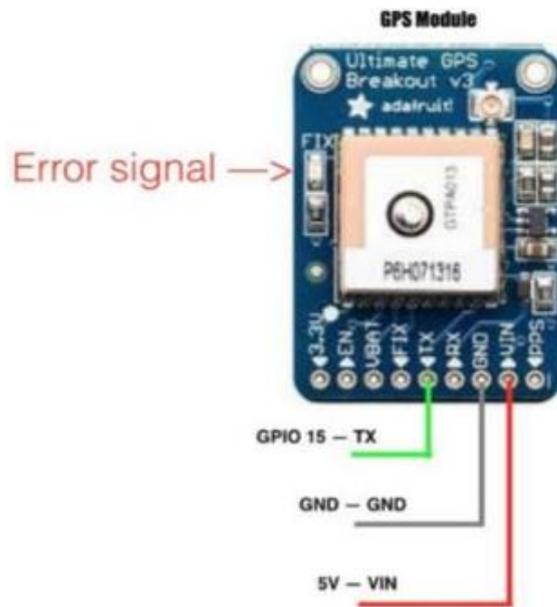


Figura 3.9-Modulo GPS

- *Cardiofrequenzimetro* (Pulse Sensore – 711574, SparkFun Elettronics, Niwot, Colorado, USA – Fig. 4.4), posizionato al di sotto del passamano ed integrato unicamente al sistema di acquisizione del bastoncino sinistro. Esso rileva le pulsazioni derivanti dal picco sistolico direttamente sul dorso della mano sfruttando la riflessione della luce infrarossa al passaggio del flusso sanguigno nei capillari.



Figura 3.10-Cardiofrequenzimetro

- *Cella di carico*: dalla misura di forza assiale è possibile capire come l'utente usa i bastoncini per darsi la spinta propulsiva. Un valore elevato di forza implica un elevato coinvolgimento dinamico della parte superiore del corpo, a cui però non corrisponde necessariamente un gesto atletico corretto.



Figura 3.11-Cella di carico

La cella di carico usata ha le seguenti caratteristiche:

- tipo: cella di carico a trazione e compressione;
- forza nominale: 500 N;
- precisione: 1 %;
- dimensioni: Ø 25,4mm x 49mm;
- trasmissione della forza: 2 x 16mm filettatura maschio M6x1;
- connessione: 3 m di cavo STC-31V-4;
- materiale: acciaio inossidabile;
- peso: 81 g
- alimentazione: 5V

La cella di carico è stata montata sul bastoncino destro tra l'impugnatura e la parte superiore della canna con un sistema di serraggio a vite in modo tale da permettere solo la trasmissione assiale e impedire le sollecitazioni a flessione.



Figura 3.12-Sistema di assemblaggio a vite della cella di carico

- *Memoria microSD*: un sistema di memoria necessario per salvare i dati acquisiti durante la sessione di prova.

- *Microcontrollore*: il cervello di tutto il dispositivo che gestisce i vari sensori e salva tutti i dati secondo un certo format per semplificare la fase di post processing.

In Figura 3.13 viene mostrato la scheda hardware completa:

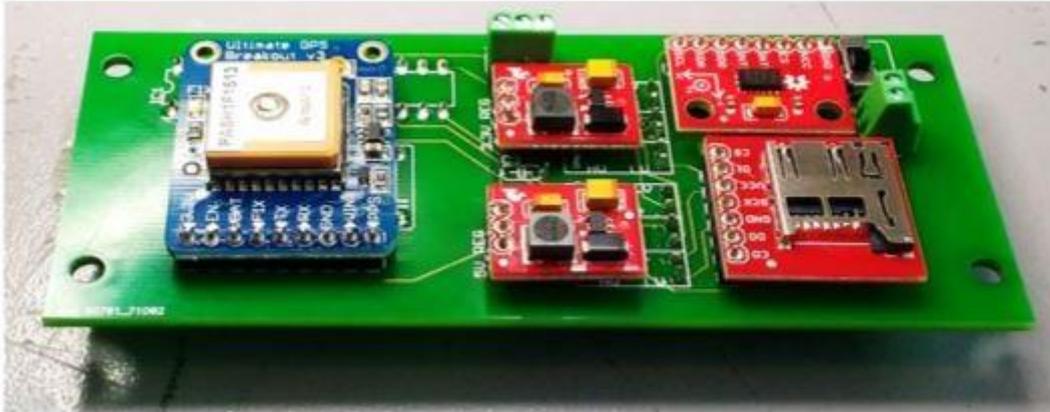


Figura 3.13-Scheda hardware completa

In tabella vengono riassunti tutti i componenti del sistema di monitoraggio:

COMPONENTE	SIGLA DEL COMPONENTE	DESCRIZIONE
ACCELEROMETRO	ADXL345	Accelerazioni x,y,z
GPS	MTK3339	Posizione, data, ora
CELLA DI CARICO	KM26z-500N	Forza lungo x
CARDIOFREQUENZIMETRO	Pulse sensor Amped	Battiti al minuto (BPM)
MEMORIA	μSD Card	Salvataggio dati
MICROCONTROLORE	ATMEGA 328P	Gestione del sistema

Tabella 3.1-Riassunto componenti del sistema

Il prototipo sviluppato è provvisto di un sistema di acquisizione dati, caratterizzato da un'elettronica open-source a basso consumo, montato sul bastoncino (GABEL, Rosà, Italia) attraverso un supporto realizzato in ABS, materiale polimerico leggero a basso costo e resistente agli urti. Tutto l'insieme, per ridurre al minimo l'impatto sul gesto atletico, deve pesare al massimo 250 g e deve essere posizionato entro i 40 cm dall'impugnatura.



Figura 3.14-Scheda hardware inserita nell'alloggiamento e montata sul bastoncino

Tutto il sistema è stato progettato in un'ottica di risparmio energetico, come espresso negli articoli di [49] [48].

3.4 Post processing dei dati

Il sistema di acquisizione per come è stato progettato permette anche a un utente non esperto di avere una prima valutazione dei dati raccolti. I dati registrati vengono salvati sulla scheda μ SD secondo un certo format stabilito per facilitare l'operazione di post processing.

I dati che vengono raccolti sono:

- latitudine e longitudine
- data e ora
- le accelerazioni lungo i tre assi
- la frequenza cardiaca data dal bastoncino sinistro
- la forza assiale del bastoncino destro
- l'ora del microcontrollore interno per avere la sincronizzazione dei dati

Questi dati grezzi vengono poi processati per ottenere i parametri di interesse:

1) Accelerazione

I valori di accelerazione registrati dal sistema di misura del bastoncino sono importanti in quanto permettono l'identificazione di diversi parametri come:

- fasi del passo
- la valutazione della performance atletica, sia in termini di sfasamento temporale tra il bastoncino destro e sinistro sia analizzando le durate relative alle varie fasi del passo,
- la quantificazione del rischio di shock agli arti superiori
- una stima della forza assiale senza l'uso della cella di carico

L'accelerometro è montato in modo che il suo asse X sia parallelo all'asse del bastoncino e rivolto verso il basso. Il dispositivo MEMS utilizzato è un accelerometro triassiale, che comunica con la MCU tramite protocollo SPI (Serial Peripheral Interface), montato in modo tale che il suo asse X sia parallelo all'asse del bastoncino e rivolto verso il basso (Figura 3.15).



Figura 3.15-Sistema di riferimento accelerometro

Il grafico dell'accelerazione mostra che il comportamento dinamico è concorde con quanto è stato trovato in letteratura [48]. L'accelerometro utilizzato fornisce misure di accelerazione espresse in funzione dell'accelerazione gravitazionale (g), ovvero, tutte le grandezze misurate saranno multipli e sottomultipli di g . L'accelerazione misurata sarà quindi composta da una parte statica e da una dinamica. La componente statica, misurata quando il bastoncino è a contatto con il terreno ovvero durante la fase di spinta, permette di calcolare l'angolo di inclinazione del bastoncino rispetto al terreno.

Tale angolo può essere definito con la seguente formula:

$$\cos(\alpha) = \frac{a_x}{\mathbf{a} \cdot \cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta\right)}$$

Dove:

- \mathbf{a} è il vettore accelerazione
- a_x è la componente di \mathbf{a} lungo la direzione x
- θ è l'angolo formato da \mathbf{a} rispetto al piano x - y
- α angolo di inclinazione del bastoncino

Quando invece, il bastoncino è inclinato in avanti di un certo angolo α rispetto al terreno, si misurerà un'accelerazione pari a $g \cdot \cos(\alpha)$ (figura 3.15), pari alla componente dell'accelerazione gravitazionale relativa alla direzione dell'asse del bastoncino. Ma per questo tipo di applicazione, siccome $\theta = \frac{\pi}{2}$, allora la formula si riduce a:

$$\alpha = \arccos(a_x)$$

Questa formulazione è valida nel caso in cui i test si svolgano lungo un percorso pianeggiante. Nel caso in cui si percorra un tracciato in salita allora è necessario inserire nella formula anche l'angolo di inclinazione del pendio. Al momento questa formulazione non è implementata nella fase di post-processing, ma verrà sicuramente sviluppata in futuro con l'utilizzo di un sistema IMU a 9 assi in modo da avere tutte le informazioni necessarie per la valutazione dell'inclinazione del pendio.

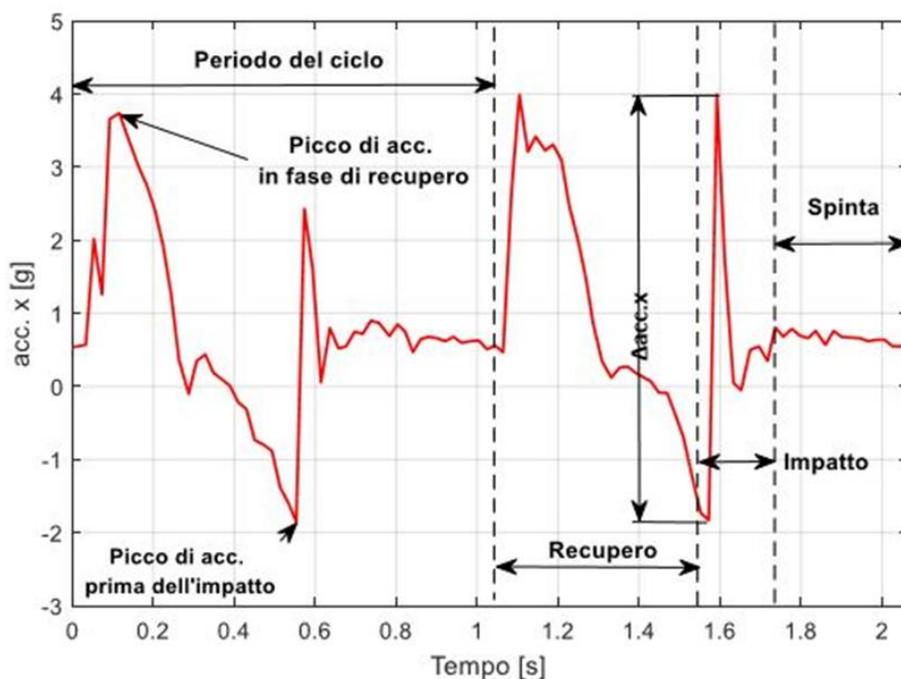


Figura 3.16- Andamento dell'accelerazione durante una sessione di NW

Il periodo del tracciato accelerometrico registrato, inteso come la durata temporale che va da un punto identificativo del tracciato preso sull'*i*-esimo ciclo fino alla ricomparsa dello stesso punto nel ciclo *i*+1, può essere suddiviso in tre fasi:

- Fase di Recupero:** in questa fase il bastoncino è sollevato da terra e viene portato avanti per essere pronto a impattare nuovamente. Quando il bastoncino perde il contatto col suolo e viene portato in avanti si genera un'accelerazione dinamica positiva che si aggiunge all'accelerazione gravitazionale statica. Nell'ultima parte di questa fase il braccio rallenta la corsa del bastoncino preparandolo al contatto, in questa fase il bastoncino subisce una decelerazione e si registrano infatti dei valori di accelerazione negativi. Si è notato che, in questo tratto del profilo accelerometrico, è comune il raggiungimento di valori più elevati di 2 g e che la durata stimata di questa fase è circa pari al 50% della durata totale del ciclo.
- Fase d'impatto:** avviene quando il bastoncino tocca il terreno, è caratterizzata da una dinamica molto più veloce rispetto alle altre due fasi, si genera infatti un impulso caratterizzato da valori molto alti di accelerazione in un tempo molto breve. L'ampiezza di tale picco dipende anche dal tipo di camminata e dal tipo di terreno su cui si sta svolgendo l'attività. I picchi di accelerazione andrebbero monitorati poiché potrebbero essere i responsabili di eventuali shock all'articolazione del polso dovuti ai ripetuti impatti del bastoncino. Inoltre, dal Δa_x all'impatto, si potrebbe ricavare una stima della forza raggiunta dovuta all'urto senza l'uso della cella di carico. Rappresenta circa il 15% del ciclo totale.
- Fase statica (di spinta):** quando l'utente utilizza effettivamente il bastoncino per darsi la spinta. La misura di accelerazione non dovrebbe superare il valore di 1 g poiché in questa fase non è presente una parte dinamica rilevante. Si osserva solo una lieve decrescita nei valori di accelerazione dovuta alla progressiva inclinazione del bastoncino nella fase di spinta. Infatti, inclinando in avanti l'angolo che esso forma con il terreno diminuirà in modulo e così anche la componente g diretta assialmente al bastoncino. Di conseguenza, il valore di accelerazione registrato in questa fase non supera mai 1 g la durata di questa fase, rispetto al ciclo totale, è stata stimata circa pari al 35% del ciclo totale.

Un'analisi aggiuntiva può essere effettuata sovrapponendo il tracciato del bastoncino destro al tracciato del bastoncino sinistro: questo è utile per valutare se la tecnica è eseguita correttamente. Ad esempio, nel caso della camminata a bracciate alternate, le fasi dei bastoncini destro e sinistro devono essere anche esse alternate, cioè nel momento in cui un bastoncino è in fase di risalita, l'altro bastoncino sarà in fase di spinta (Fig. 3.17).

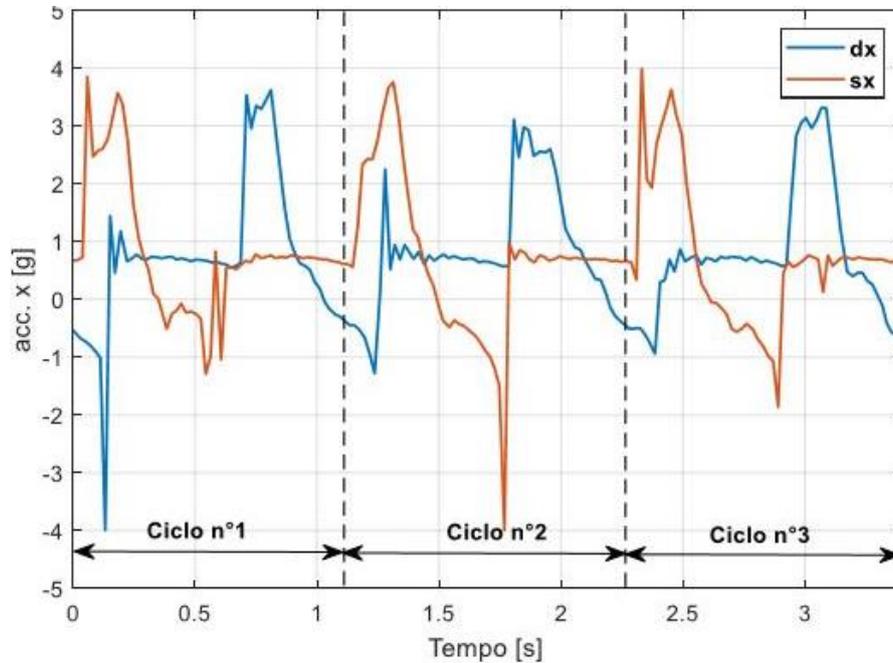


Figura 3.17- Tracciato di accelerazione lungo la componente x dell'accelerometro ottenuto in una sessione di Nordic Walking con spinta alternata a velocità moderata (durata media del ciclo pari a 1 s circa). Si può notare come, con questa tecnica, la fase di spinta sia quasi sempre presente formando una linea orizzontale immaginaria quasi continua (le discontinuità sono dovute per l'impatto).

Nel caso di una camminata a spinta parallela, durante la quale i bastoncini seguono lo stesso movimento in modo sincrono, i due tracciati, destro e sinistro, non dovrebbero presentare alcun sfasamento (figura 4.22). A differenza della figura 4.21 la spinta non è continua e il periodo del ciclo si è allungato di circa 0.35 s.

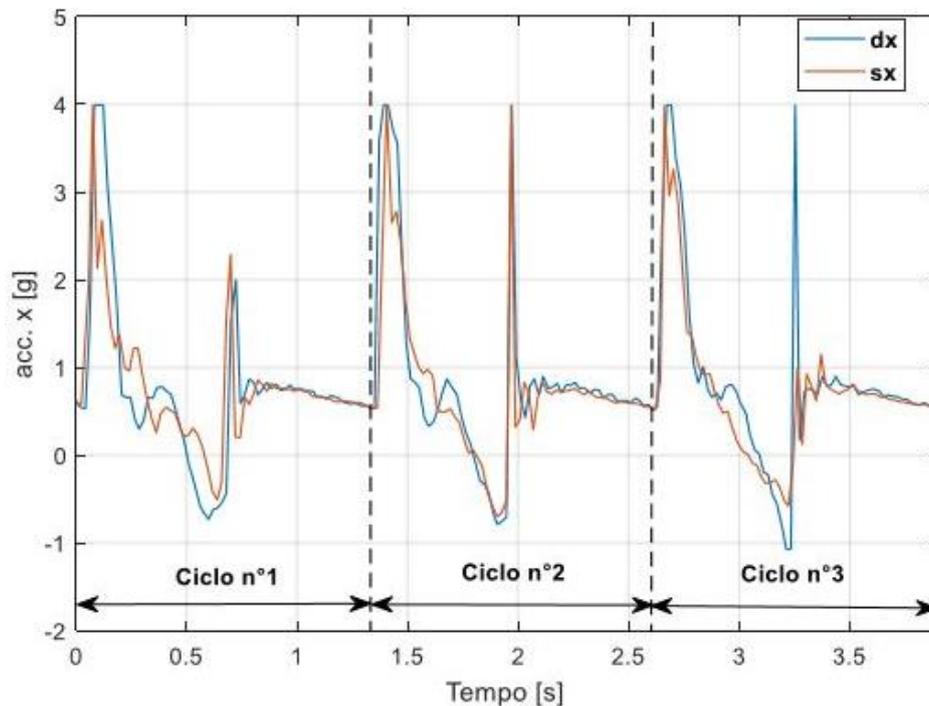


Figura 3.18: Tracciato di accelerazione lungo la componente x dell'accelerometro ottenuto in una sessione di Nordic Walking con spinta parallela ad ogni due passi a velocità moderata (durata media del ciclo pari a 1.35 s circa). A differenza della figura 4.21 la spinta non è continua e il periodo del ciclo si è allungato di circa 0.35 s.

La sovrapposizione dei grafici di accelerazione, ottenuti dai bastoncini sensorizzati, sembra essere un mezzo ausiliario promettente per l'insegnamento della disciplina, nonché per la valutazione della correttezza del gesto atletico.

In conclusione, le informazioni importanti contenute nel tracciato di accelerazione permettono sia di valutare la correttezza del gesto sportivo che di quantificare e prevenire il rischio di shock agli arti superiori dovuti ai ripetuti impatti del bastoncino al terreno. Inoltre, c'è da capire se è possibile dalle sole accelerazioni stimare il valore di forza trasmessa al bastoncino senza l'ausilio della cella di carico.

2) Forza

Dalla cella di carico integrata nel bastoncino destro viene misurata la forza lungo la direzione longitudinale. Dal grafico mostrato in figura si può osservare come sia in linea con le forze misurate in letteratura da [46], [47] soprattutto per quanto riguarda la distribuzione temporale della forza nel ciclo temporale.

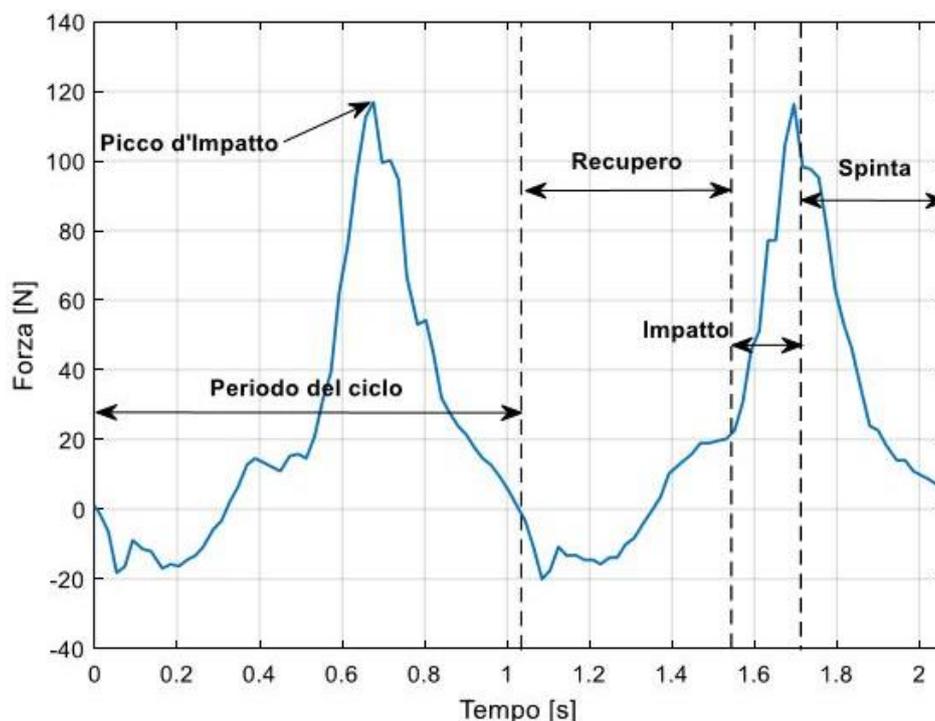


Figura 3.19: Grafico che mostra l'andamento della forza evidenziando le varie fasi del ciclo del passo

Anche dal diagramma di forza è possibile riconoscere tre principali fasi del ciclo. Da questo diagramma si possono riconoscere le tre fasi del passo:

- la fase di recupero: quando la forza è negativa, ovvero si trova in uno stato di tensione e si trova sotto un certo valore di soglia.
- il momento di impatto: caratterizzato dall'incremento della forza
- la fase di spinta: quando la forza lentamente decresce fino al momento in cui il bastoncino perde il contatto col terreno e inizia un nuovo ciclo.

3) Relazione Forza – Accelerazione all'impatto

La misura della forza data dalla cella di carico permette di avere una visione completa di come si sta svolgendo la performance dell'atleta. Siccome però è necessario trovare una soluzione più conveniente economicamente è necessario trovare un modo per calcolare la forza a partire dalle accelerazioni. Questo è possibile grazie alla seconda legge di Newton ma non è immediato calcolare la massa coinvolta. Infatti, deve essere conteggiata non solo la massa del bastoncino, ma anche la massa del braccio e della mano. Ovviamente non è possibile calcolare questi parametri per tutti gli utenti ma è necessario fare una stima relazionando i principali parametri del corpo umano (altezza, peso e altezza) con il livello di allenamento del soggetto quindi facendo una stima di massa grassa, magra e livello muscolare.

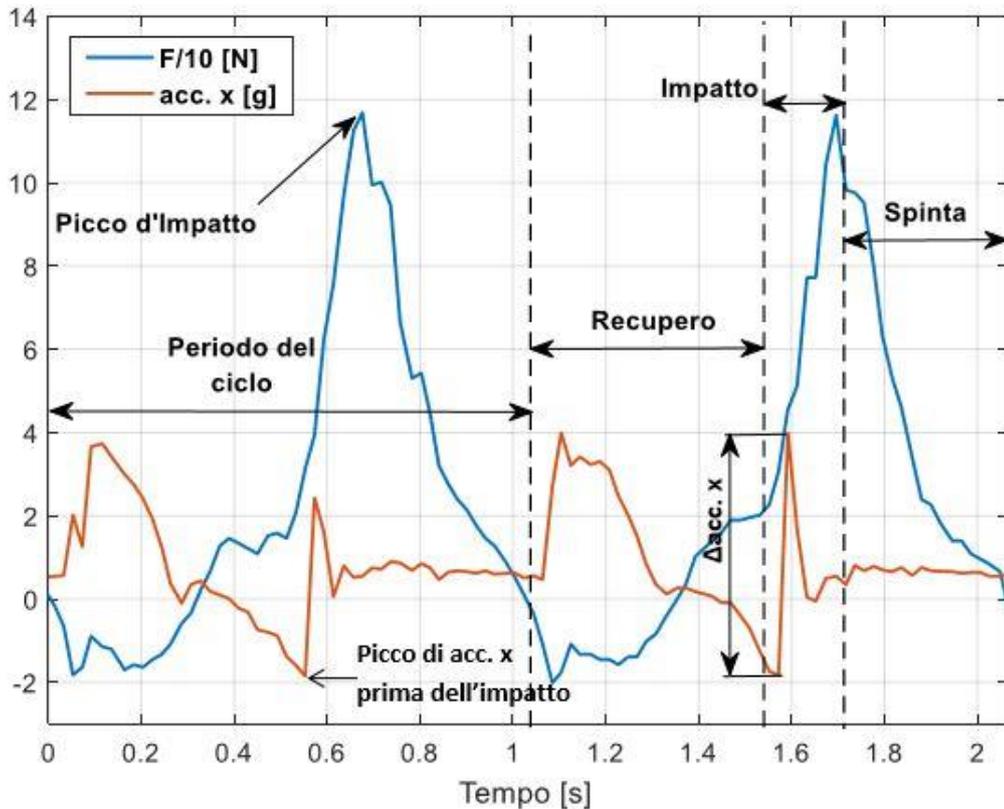


Figura 3.20: Grafico che mostra l'andamento della forza e dell'accelerazione sovrapposti per un ciclo

In figura 3.20 viene mostrata la sovrapposizione tra il grafico della forza e quella dell'accelerazione lungo la direzione x. Analizzando i dati si è notato che, al momento dell'impatto del bastoncino con il terreno, c'è una relazione tra il picco negativo dell'accelerazione un istante prima dell'urto con il picco positivo di forza raggiunto nell'impatto. È possibile notare che l'accelerazione misurata è in realtà la combinazione di due componenti:

$$a_x = a_s + a_d$$

Dove:

- a_x è l'accelerazione misurata lungo l'asse x
- a_s è la componente statica dell'accelerazione di gravità
- a_d è la componente dinamica legata al movimento del bastoncino/impatto

Per la stima del picco di forza si deve considerare solo la componente dinamica. Questa può essere valutata nella fase di post-processing considerando che il bastoncino non subisce grandi variazioni angolari durante la fase di spinta, usando la seguente formula:

$$a_d = 9,81 \cdot (a_x - \cos(\bar{\alpha}))$$

Con:

- a_x è il picco di accelerazione dovuto all'impatto ($a_x > 0$)
- $\bar{\alpha}$ è il valore medio dell'angolo di inclinazione del bastoncino durante la fase di spinta

A seguito di un'analisi statistica sulle diverse tipologie di utente per valutare le inerzie in gioco legate alla parte superiore del corpo è dunque possibile fare una stima dei picchi di forza a partire dalle accelerazioni.

4) GPS e monitoraggio del percorso

Attraverso le coordinate registrate con il GPS si può tracciare il percorso effettuato durante l'allenamento e di visualizzarlo su una mappa, attraverso l'ausilio di servizi gratuiti online che consentono la ricerca e la consultazione di carte geografiche. Esso permette anche la registrazione dei dislivelli altimetrici incontrati durante il percorso e una stima della velocità media

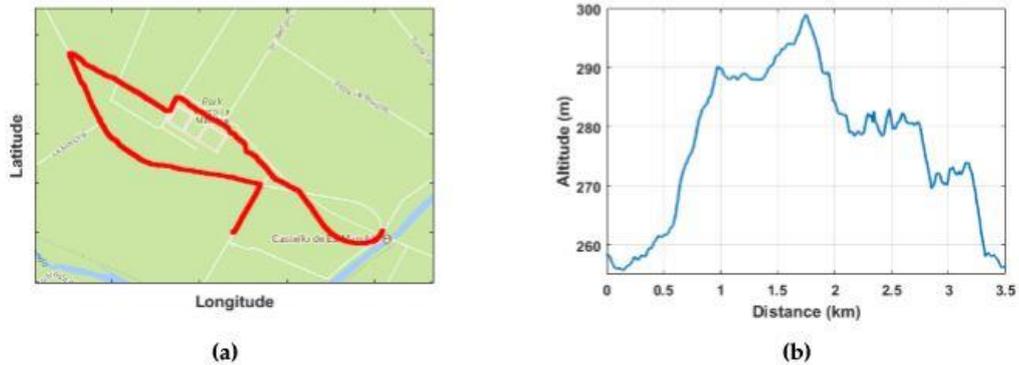


Figura 3.21-Esempi di tracciati GPS per una sessione outdoor (a) e altimetria del percorso (b)

5) Frequenza Cardiaca e stima del consumo calorico

In fig.3.22 è possibile osservare uno scorcio del segnale registrato dal cardiofrequenzimetro. I valori presenti in ordinata sono proporzionali al segnale di tensione letto dal microcontrollore. Il numero di battiti al minuto (BPM) può essere facilmente calcolato dal conteggio dei picchi del segnale che superano una certa soglia.

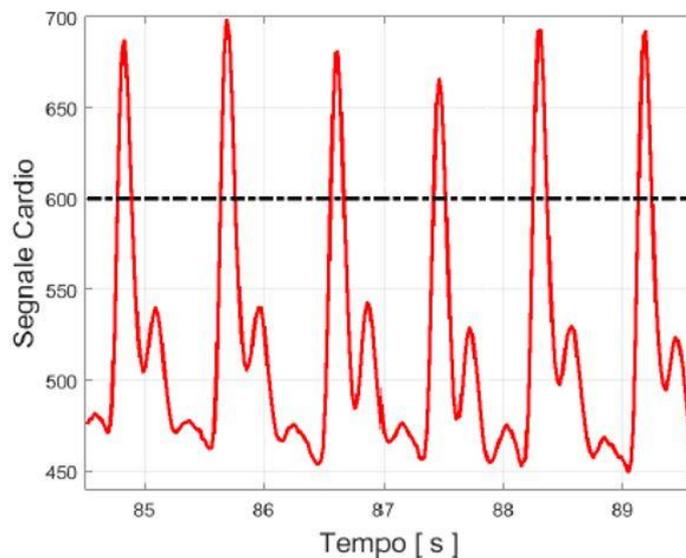


Figura 3.22-Andamento del segnale cardiao, evidenziando i picchi necessari al calcolo dei BPM

A causa della struttura intrinseca del sensore questo è molto sensibile alla componente di rumore causata dai movimenti. Le misure dovrebbero essere prese durante una pausa che segue immediatamente la fase di allenamento per evitare che i movimenti della mano durante l'allenamento modifichino eccessivamente il segnale. Nelle versioni successive questo strumento verrà sostituito con altri dispositivi di misura della frequenza cardiaca, come una fascia cardio o un orologio sportivo.

4. Descrizione e costruzione del modello Multi-Body

La simulazione numerica sta acquistando un ruolo sempre più importante all'interno di un progetto. Grazie al rapido sviluppo degli strumenti di calcolo oggi a disposizione, la modellizzazione numerica riveste un ruolo di crescente importanza nello studio dei fenomeni concernenti le più svariate discipline. Infatti, in gran parte dei progetti, meccanici e non, la modellazione numerica è diventato uno step quasi fondamentale. Ovviamente, la simulazione numerica non può sostituire quella sperimentale, tuttavia, l'allestimento di un apparato sperimentale comporta dei costi non indifferenti, sia per la strumentazione utilizzata che per le eventuali materie prime consumate durante ciascuna prova effettuata. Per questi motivi, si preferisce integrare e confrontare i risultati computazionali con quelli ottenuti durante le prove sperimentali, in modo tale da limitare il numero delle prove sperimentali e da ottenere delle analisi più solide.

In questo capitolo viene descritta la costruzione del modello multi-body antropomorfo che simula l'attività del Nordic Walking in ambiente Adams/View (MSC ADAMS, MSC Software Corp. (MSC), Newport Beach, California), software concepito per lo sviluppo ed analisi cinematiche e dinamiche su sistemi meccanici. Esso permette di determinare spostamenti, rotazioni, velocità, accelerazioni, forze e coppie di qualsiasi componente del modello.

4.1 Sistemi Multi-Body

La Modellazione

In questo paragrafo si illustrano i principi base dello studio della dinamica tramite simulazione Multi-body e come questi sono stati applicati al modello antropomorfo prestando attenzione a descrivere il principio di funzionamento del Solver di *Adams MSC*.

Partendo da una descrizione generale dei sistemi multi-body questi sono usati principalmente per risolvere problemi cinematici e dinamici. Sono particolarmente indicati nello studio di sistemi meccanici quando entrano in gioco grandi spostamenti e il sistema cambia la sua morfologia nel tempo, infatti sono usati in maniera preferenziale nell'analisi di veicoli automobilistici e ferroviari. Per definizione un sistema MTB è una rappresentazione di un sistema meccanico basato su corpi rigidi (o flessibili) tra loro eventualmente connessi da vincoli cinematici e soggetti a una serie di forze esterne. A differenza dell'analisi FEM i sistemi Multi-body permettono una scrittura delle equazioni del moto a parametri concentrati e permettono di gestire più agevolmente casi di non-linearità. I vincoli cinematici sono connessioni rigide che limitano i gradi di libertà del sistema (cerniere, incastri, carrelli, moti imposti, etc.). Per effettuare una simulazione corretta è necessario avere una buona conoscenza della struttura da simulare, in modo da poterne creare un modello semplificato a parametri concentrati. È molto importante ricordare e tenere conto di tutte le semplificazioni eseguite nella costruzione del modello per valutare che queste non vadano ad influire sulla correttezza della simulazione stessa.

Il sistema di riferimento inerziale assoluto viene definito come *Ground*, mentre su ogni corpo rigido viene definito un sistema di riferimento locale (Marker) relativo ad un altro sistema di riferimento esistente sul corpo rigido (LPRF) definito rispetto al sistema di riferimento assoluto.

Durante la modellazione è necessario definire:

- I corpi rigidi
- I vincoli
- Le forze applicate

Ogni corpo rigido introdotto è definito da:

- Le sue proprietà inerziali (massa e momenti di inerzia)

- Sistema di riferimento locale

Quando viene definito un nuovo corpo automaticamente si introduce un nuovo set di dati all'interno del vettore di posizione \mathbf{q} . Per definire la posizione nello spazio di un corpo rigido bisogna definire due terne fondamentali: una traslazionale e una rotazionale.

Queste vengono raccolte in un vettore nel vettore di posizione \mathbf{q} :

$$\mathbf{q} = [x \ y \ z \ \alpha_\lambda \ \alpha_\mu \ \alpha_\nu]^T \quad (4.1)$$

$$\dot{\mathbf{q}} = [\dot{x} \ \dot{y} \ \dot{z} \ \omega_\lambda \ \omega_\mu \ \omega_\nu]^T = \mathbf{u} \quad (4.2)$$

$$\boldsymbol{\Theta} = [\theta \ \varphi \ \psi]^T \quad (4.3)$$

Quindi il vettore di stato per un corpo rigido può essere scritto come:

$$\mathbf{y} = [\dot{\mathbf{q}}^T \ \dot{\boldsymbol{\Theta}}^T \ \mathbf{q}^T \ \boldsymbol{\Theta}^T]^T \quad (4.4)$$

I vincoli cinematici creano un legame algebrico tra gli elementi del vettore di stato appartenenti a corpi rigidi diversi, in questo modo si riducono i gradi di libertà del sistema. Esistono due approcci per definire matematicamente tali vincoli:

- 1) I moltiplicatori di Lagrange
- 2) Il partizionamento delle coordinate

In base alla metodologia usata le equazioni del moto avranno strutture differenti. Usando il metodo 1) viene generato un sistema algebrico differenziale di equazioni (DAE). Le equazioni di vincolo sono rappresentate dal sistema algebrico, mentre le equazioni di moto sono espresse in forma differenziale. Con il metodo 2) le variabili del sistema sono divise in dipendenti e indipendenti, da questa suddivisione si ottiene un sistema di equazioni differenziali ordinarie (ODE).

Analizzando un singolo corpo rigido avente:

- massa m
- momenti di inerzia relativi agli principali J_λ, J_μ e J_ν

A cui sono applicate le forze:

- F_x, F_y e F_z

E le coppie:

- T_λ, T_μ e T_ν

Le equazioni del moto possono essere scritte secondo la formulazione di Newton-Eulero come:

- Traslazione:

$$\bullet \quad m\ddot{x} - F_x = 0 \quad (4.5)$$

$$\bullet \quad m\ddot{y} - F_y = 0 \quad (4.6)$$

- $m\ddot{z} - F_z = 0$ (4.7)

- Rotazione:

- $J_\lambda \dot{\omega}_\lambda - J_\mu \omega_\mu^2 - J_\nu \omega_\nu^2 - T_\lambda = 0$ (4.8)

- $J_\lambda \dot{\omega}_\lambda - J_\mu \omega_\mu^2 - J_\nu \omega_\nu^2 - T_\lambda = 0$ (4.9)

- $J_\nu \dot{\omega}_\nu - J_\mu \omega_\mu^2 - J_\lambda \omega_\lambda^2 - T_\nu = 0$ (4.10)

- $J_\mu \dot{\omega}_\mu - J_\lambda \omega_\lambda^2 - J_\nu \omega_\nu^2 - T_\mu = 0$ (4.11)

Queste equazioni possono essere riscritte in forma matriciale più compatta:

$$[M] \cdot \{\ddot{x}\} = \{F\} \quad (4.12)$$

$$[J] \cdot \{\dot{\omega}\} - \tilde{\Omega} \cdot [J] \cdot \{\omega\} = \{T\} \quad (4.13)$$

Dove $\tilde{\Omega}$ consente di calcolare l'effetto giroscopico:

$$\tilde{\Omega} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_\nu & \omega_\mu \\ \omega_\nu & 0 & -\omega_\lambda \\ \omega_\mu & \omega_\lambda & 0 \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

Prima di concludere la trattazione sulle equazioni del moto è importante sottolineare che in generale le Forze e le Coppie dipendono dagli stati del sistema $\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}$. Se questa dipendenza è lineare allora è possibile scrivere che:

$$\{F\} = [K] \cdot \{x\} + [C] \cdot \{\dot{x}\} \quad (4.15)$$

La Simulazione

Dopo aver definito le equazioni del moto per i sistemi multi-body è possibile spiegare come avviene la simulazione. La definizione del modello MTB avviene costruendo il sistema unendo i diversi corpi rigidi con i giunti e applicando le forze. Le equazioni del moto sono scritte nella formulazione di Eulero-Lagrange e possono poi essere riformulate utilizzando la tecnica dei moltiplicatori di Lagrange o della partizione delle coordinate come visto nel paragrafo precedente. Come risultato dell'equazione del moto si ottiene il valore di accelerazione, che può essere integrato per trovare lo spostamento e la velocità. Esistono diversi tipi di integrazioni numerica che possono essere usati. Infine, le forze esterne vengono calcolate sulla base della velocità e dello spostamento calcolati. La sommatoria delle forze esterne diventa l'input per la soluzione dell'equazione del moto allo step successivo. [51]

Le analisi di maggiore interesse in questa Tesi sono l'analisi cinematica e quella dinamica. La prima analisi viene effettuata imponendo su ciascun grado di libertà un moto imposto e permette la risoluzione del sistema tramite dinamica inversa. Attraverso la seconda analisi è invece possibile valutare l'evoluzione del sistema nel tempo sotto l'azione delle forze esterne.

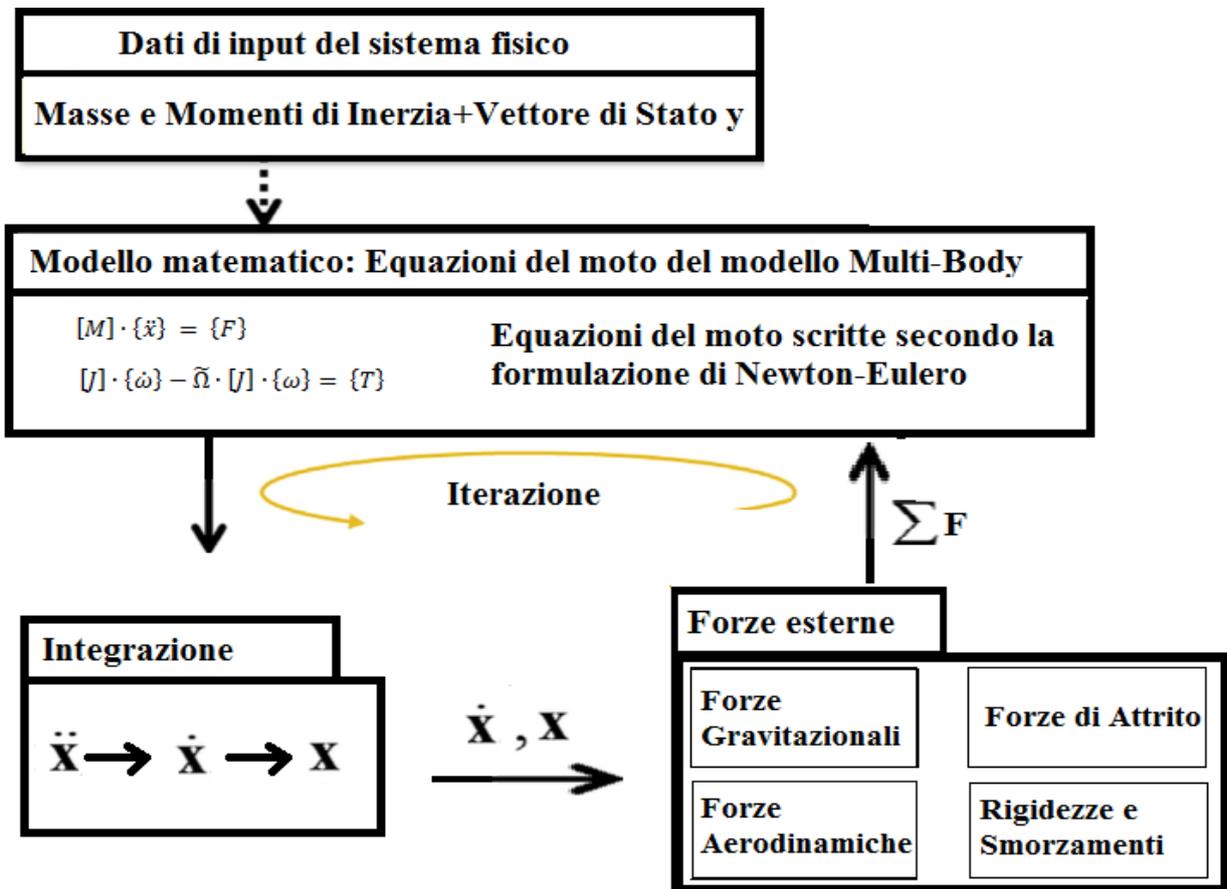


Figura 4.1-Schema di processo della simulazione Multi-Body

Metodi di integrazione numerica e solutore di Adams MSC

Il solutore di un software multi-body ha il compito di integrare le equazioni del moto del sistema. Queste possono essere nel caso più semplice delle equazioni differenziali ordinarie, altrimenti potrebbe essere un sistema algebrico differenziale. In base a come sono scritte le equazioni del moto l'integrazione avviene usando metodi differenti per ottenere dei risultati accurati. I sistemi di tipo DAE, in particolare quelli con elevato indice, comportano notevoli problemi di soluzione. Il fatto è aggravato che si parla di sistemi non lineari, che spesso sono caratterizzati da rigidità molto elevate o da equazioni algebriche che possono divenire singolari per alcuni valori dei parametri. Per questa ragione la loro soluzione è affidata a metodi di integrazione con particolari caratteristiche di stabilità e convergenza.

Dopo aver introdotto in generale come avviene la risoluzione delle equazioni del moto nei modelli multi-body è possibile descrivere più nel dettaglio quello che viene fatto su *Adams*.

Il sistema di equazioni che *Adams/Solver* deve risolvere è una combinazione di equazioni algebriche e differenziali (DAE), come visto nei paragrafi precedenti. In particolare, quello che viene usato da *Adams/Solver* è un metodo del tipo Predictor-Corrector (PECE). Tale schema prevede:

- *Fase di previsione*: attraverso un metodo multi-step si ottiene il valore previsto al tempo t_n partendo dai valori al tempo t_{n-1}, \dots, t_{n-k} (k è l'ordine del metodo)
- *Fase di correzione*: tramite il metodo Newton-Raphson si itera fino a convergenza, ovvero finché l'errore risulta minore di quello richiesto dall'utente). Infine, viene valutato l'errore sul passo, se entro n iterazioni del correttore non si arriva a convergenza, si riduce il passo e si ripete l'intero schema.

Il metodo di Predictor-Corrector illustrato rappresenta un metodo robusto e efficace per svolgere le simulazioni usate da *Adams/Solver*.

4.2 Costruzione del modello

Scelta dei corpi rigidi

Dopo aver introdotto la modalità di operare dei modelli multi-body è possibile descrivere come è stato costruito il modello ripercorrendo tutte le fasi necessarie alla sua realizzazione partendo da un modello preliminare.

La definizione del modello inizia con la realizzazione delle varie parti che costituiscono la struttura del corpo umano. Ogni parte del corpo è stata modellata usando i diversi corpi rigidi che *Adams/View* propone. Ogni corpo rigido è caratterizzato da un Marker ovvero una terna di coordinate spaziali che ne definisce la posizione nello spazio.

In particolare, si riporta in figura il modello completo di tutte le sue parti e una tabella riassuntiva con tutte le componenti e i vari corpi rigidi usati.

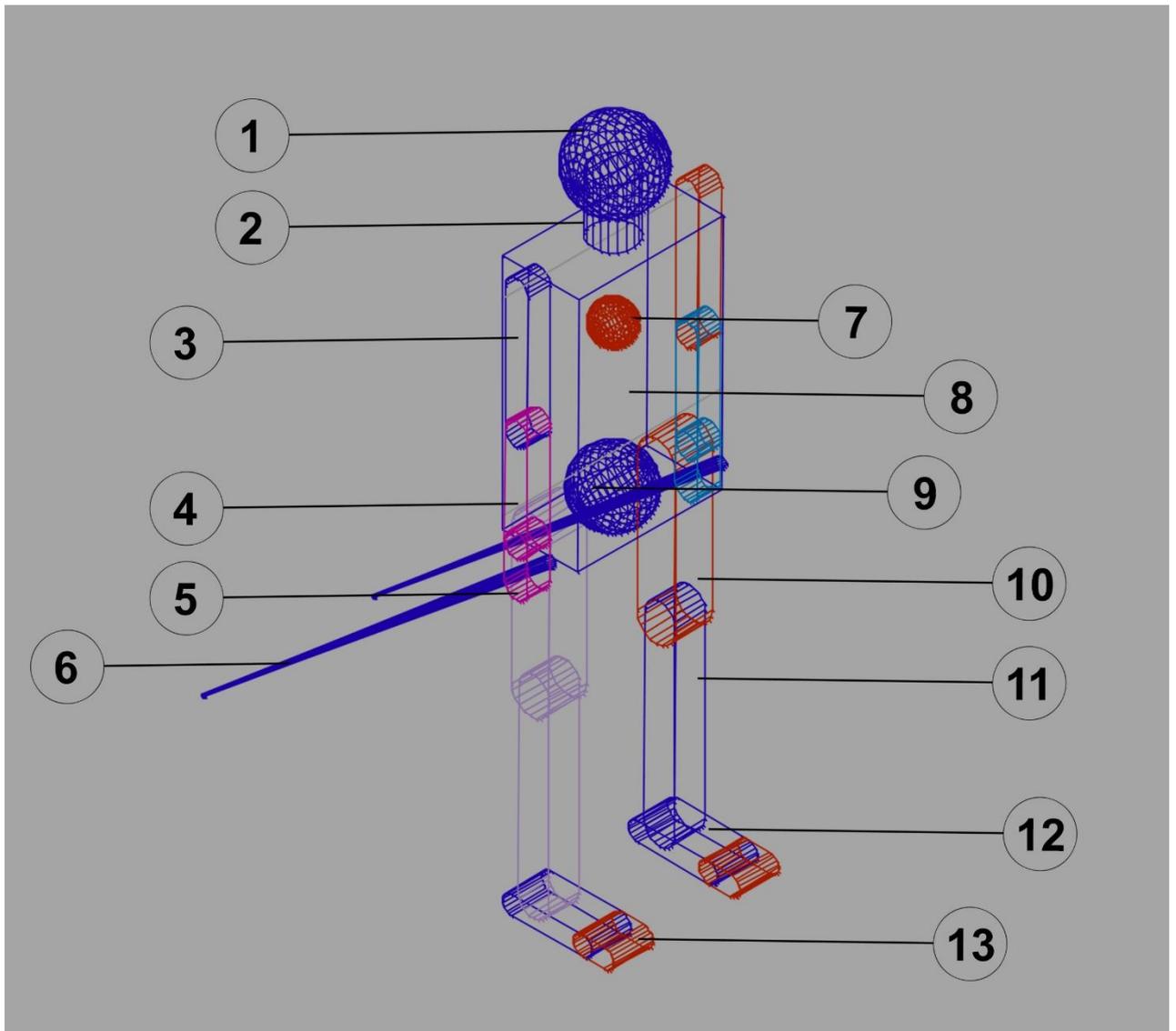


Figura 4.2-Modello multi-body Nordic Walking

Numero	Parte del corpo	Corpo rigido usato
1	Capo	Ellissoide
2	Collo	Cilindro
3	Braccio (destro e sinistro)	Link
4	Avambraccio (destro e sinistro)	Link
5	Mano	Link
6	Bastoncini	Frustum+Ellissoide
7	Core	Ellissoide
8	Busto	Box

9	Bacino	Ellissoide
10	Coscia (destra e sinistra)	Link
11	Gamba (destra e sinistra)	Link
12	Retropiede (destro e sinistro)	Link
13	Avampiede (destro e sinistro)	Link

Tabella 4.1-Tabella riassuntiva dei corpi rigidi usati

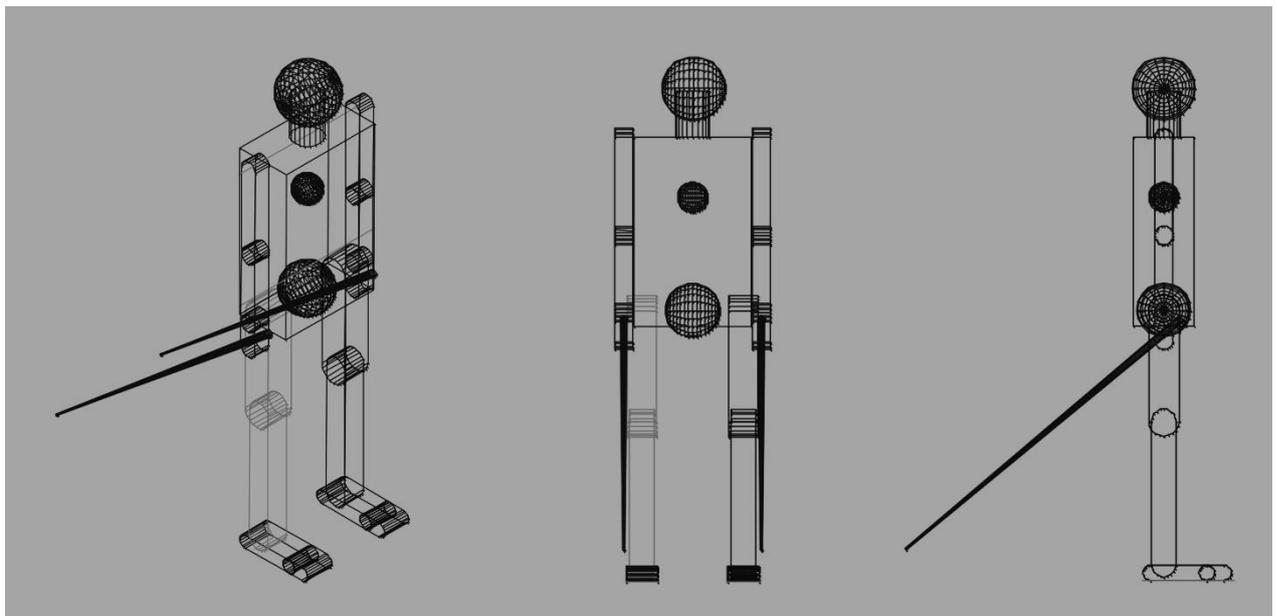


Figura 4.3-Viste del Modello multi-body Nordic Walking

Per completare il modello e permettere la simulazione della camminata tipo Nordic è necessario inserire altre due componenti:

-*Il Ground*: è stato definito come un Box di dimensioni 30 x 0,5 x 10m

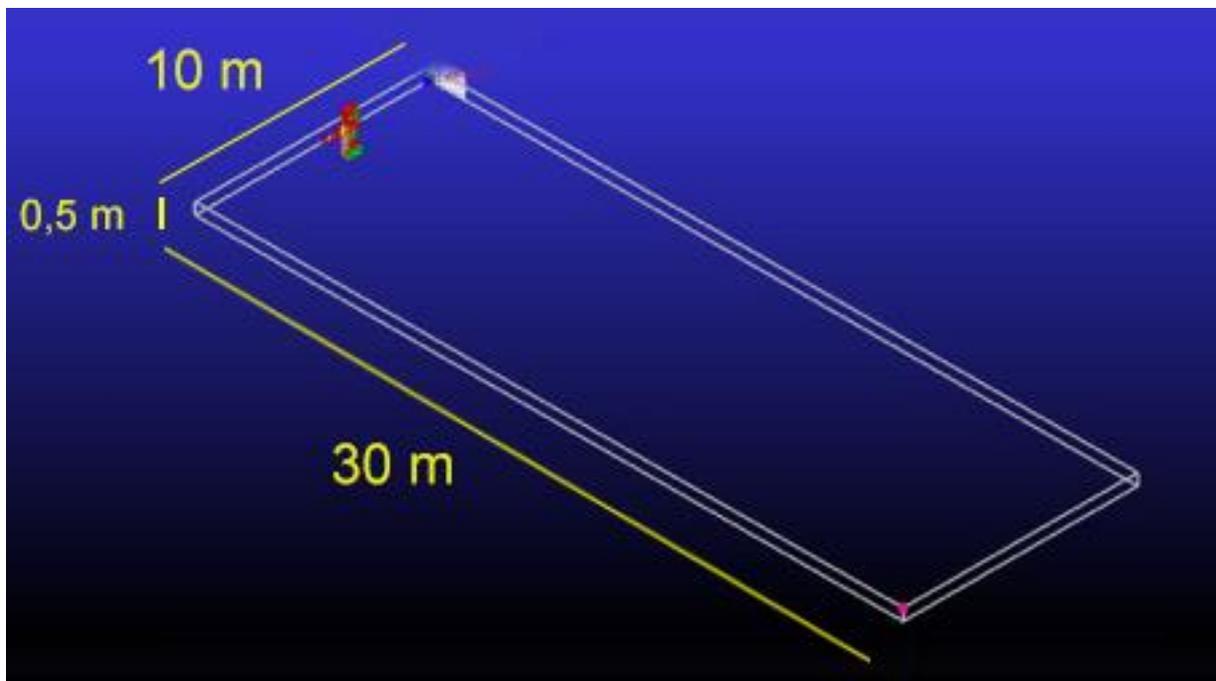


Figura 4.4-Dimensioni del Ground

-*I bastoncini*: sono invece approssimati tramite un *Frustum* (cono) raccordati con una sfera (ellissoide) all'estremità.



Figura 4.5-Modellazione dei bastoncini

Riduzione dei gradi di libertà e vincoli

Nella seconda fase dell'assemblaggio del modello vengono introdotti i *Connectors*, ovvero i vincoli che collegano i diversi corpi rigidi usati. In questo modello i vincoli usati simulano le diverse giunzioni che uniscono tra loro le parti del corpo umano.

Non tutti i gradi di libertà delle articolazioni vengono simulati perché la camminata nordica avviene principalmente lungo il piano sagittale e quindi i movimenti negli altri piani possono essere trascurati senza compromettere la correttezza della simulazione stessa.

Si riportano di seguito i giunti utilizzati nel modello e i gradi di libertà lasciati liberi:

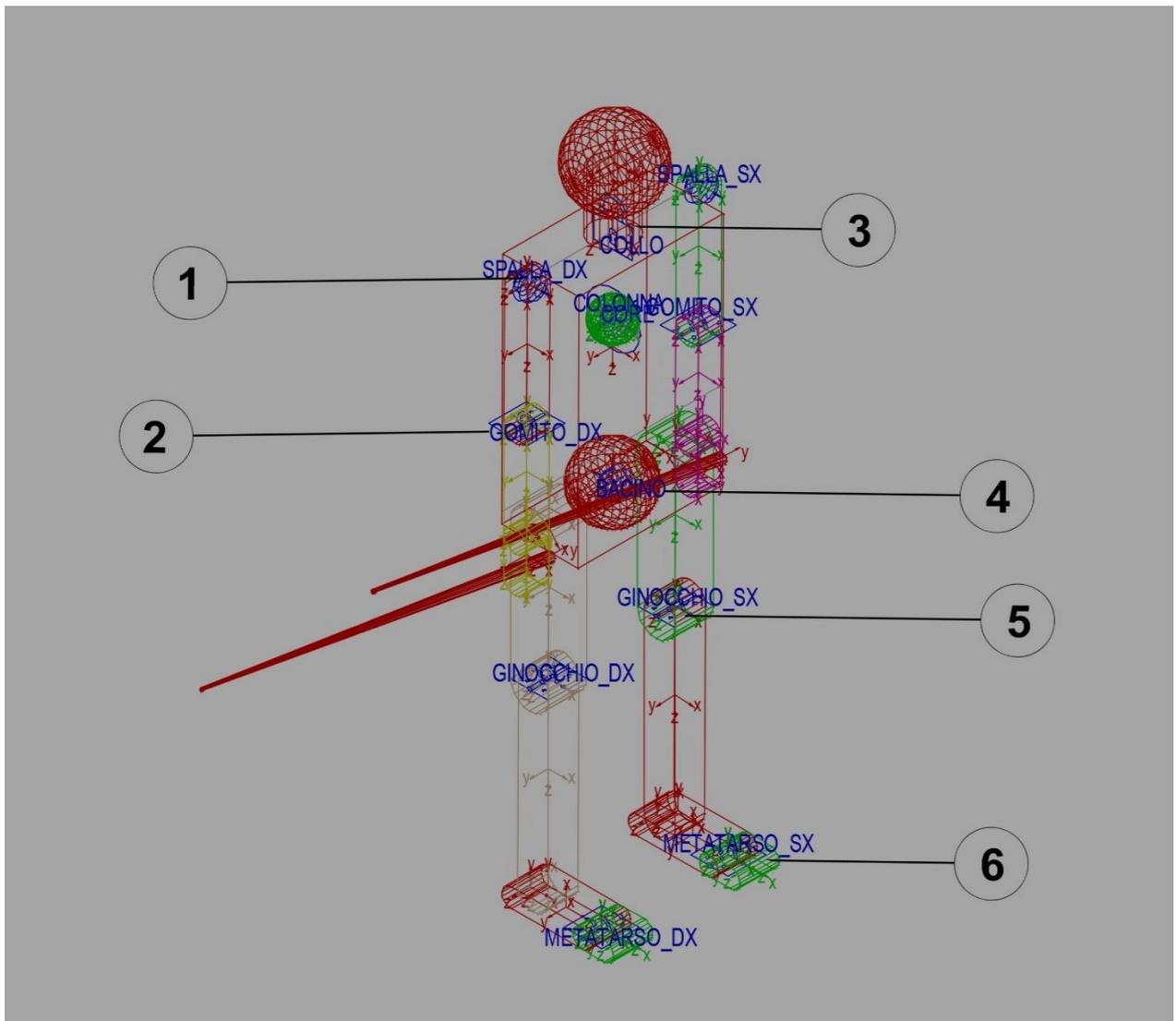


Figura 4.6-Modello multi-body Nordic Walking con Joints evidenziati

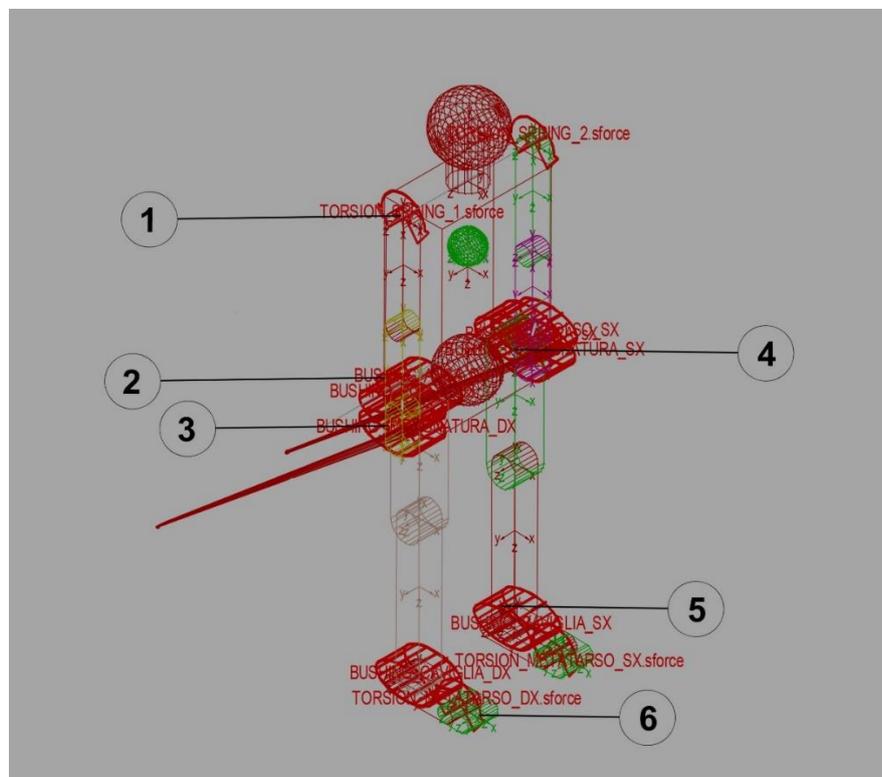
Numero	Articolazioni e giunti del corpo	Joint usato	Gradi di libertà
1	Spalla	Revolute	1 g.d.l. (rotazione attorno a Z)
2	Gomito	Revolute	1 g.d.l. (rotazione attorno a Z)
3	Collo	Fixed	0 g.d.l.
4	Bacino	Spherical	3 g.d.l. (rotazioni attorno a X, Y e Z)
5	Ginocchio	Revolute	1 g.d.l. (rotazione attorno a Z)
6	Metatarso	Revolute	1 g.d.l. (rotazione attorno a Z)

Tabella 4.2-Tabella riassuntiva dei Joint usati

Su *Adams* è possibile ridurre i gradi di libertà di uno o più corpi rigidi in diversi modi. Uno di questi, come è appena stato descritto, è l'introduzione dei *Connectors* tra due corpi.

Un altro metodo è quello di inserire un *Motion* tra due corpi, andando a impedire il moto lungo una direzione, il corpo sarà libero di muoversi solo nelle altre. Questo tipo di vincolo è stato usato per vincolare ad esempio il busto al *Ground*, impedendo le rotazioni su due piani ed evitando così che il busto cada.

L'ultimo metodo è quello di introdurre dei *Bushing*. Questi elementi collegano due corpi rigidi tramite forze e momenti. Nella definizione di *Bushing* vanno inserite tre rigidezze e tre smorzamenti lungo le tre direzioni x, y e z. Più la rigidezza sarà alta più il vincolo sarà rigido, viceversa il vincolo sarà lasso. Questo metodo permette di non iper-vincolare il modello, permettendo al solutore di risolvere le equazioni del moto più agevolmente. Secondo questa logica sono stati creati i giunti di anca, caviglia, polso e impugnatura (tra mano e bastoncino).



Numero	Articolazioni e giunti del corpo	Tipo di giunto
1	Spalla	Molla Torsionale (attorno all'asse Z)
2	Polso	Bushing
3	Impugnatura	Bushing
4	Anca	Bushing
5	Caviglia	Bushing
6	Metatarso	Molla Torsionale (attorno all'asse Z)

Tabella 4.3-Tabella riassuntiva dei Bushing usati

Per collegare avampiede e retro-piede è stata usata una molla torsionale, che si comporta come un *Bushing*, ma agisce lungo una sola direzione, in questo caso attorno all'asse z.

Forze applicate

Per simulare la camminata è stata inserita nel modello la forza di contatto tra piede e terreno e tra bastoncino e terreno. Questo tipo di forza, che viene fornita dal programma, richiede particolare attenzione nell'essere definita. La forza, scomposta in una componente normale e una tangenziale, viene definita tra i due corpi.

La forza normale permette due definizioni:

- *Impact function model*
- *Coefficient of restitution or the Poisson model*

Per questa applicazione viene usata l'*Impact Force*, definita da rigidità e smorzamento, da un coefficiente di forza e dalla profondità di penetrazione tra i due corpi.

Per quanto riguarda i valori di rigidità e smorzamento assegnati questi verranno trattati in maniera esaustiva nei prossimi capitoli.

Parametrizzazione del modello

Prima di effettuare le analisi sul modello, è stato necessario renderlo parametrico. Infatti, inizialmente il modello era stato costruito con un'altezza standard di 1,77 m e un peso di 77 kg. Questa assunzione limitava molto la possibilità di confrontare i dati sperimentali di diversi utenti, con altezze e pesi diversi, e limitava la possibilità di ottenere dati ad ampio spettro. La parametrizzazione di massa e altezza diventa quindi fondamentale per rendere il modello versatile e generale, caratteristiche necessarie per una simulazione numerica completa. Per rendere parametrico il modello sono stati presi in considerazione articoli presenti in letteratura sull'antropometria umana. Sono state usate le proporzioni fornite da diversi articoli [52], [53].

Per parametrizzare la massa, ad ogni corpo rigido è stata assegnata una percentuale della massa totale, seguendo le indicazioni della letteratura. Prendendo come esempio la tabella sotto riportata si vedono tutte le percentuali di massa associate a ogni parte del corpo. In questo modo variando la massa totale varieranno di conseguenza tutte le masse delle singole parti.

PARTI DEL CORPO	UOMINI [%]	DONNE [%]
MANI	1,3	1,0
AVAMBRACCI	3,8	3,1
BRACCIA	6,6	6,0
PIEDI	2,9	2,4
COSCE	9,0	10,5
GAMBE	21,0	23,0
TRONCO (CAPO E COLLO)	55,4	54,0

Tabella 4.3-Tabella che raccoglie le percentuali della massa totale caratteristiche di ogni parte del corpo

Lo stesso procedimento è stato seguito per la parametrizzazione dell'altezza. Si è scelto come punto 0 il marker del retro-piede destro e da questo sono state fatte partire tutte le misure di lunghezza dei diversi segmenti, sempre espressi come una percentuale dell'altezza totale. Aumentando l'altezza, introdotta come input dall'utente, tutto il modello si adatta. Anche la posizione del centro di massa di ciascun elemento è stata posizionata secondo una percentuale dell'altezza. In questo modo i centri di massa rimangono sempre nella giusta proporzione tra i due marker vicini che definiscono l'elemento.

Segment Centers-of-Gravity shown as percentage of segment lengths [Dempster, 1955].

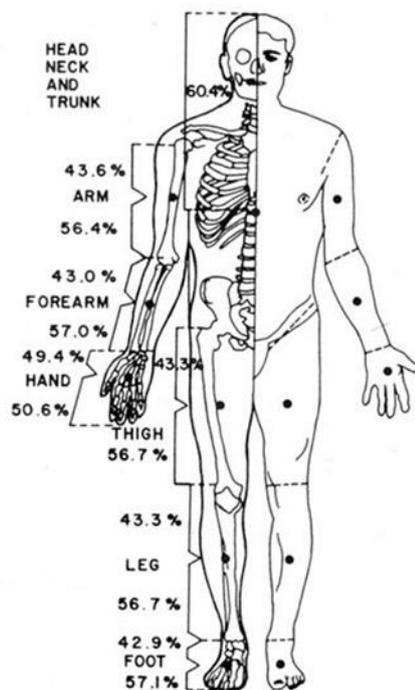


Figura 4.7- Immagine che mostra le percentuali dell'altezza totale caratteristiche di ogni parte del corpo

Lo stesso procedimento è stato usato per i momenti di inerzia, prendendo come riferimento quelli mostrati da [54]

I bastoncini sono stati modellati come dei *Frustum* e raccordati all'estremità con una sfera di 6 mm di diametro. La loro massa è stata attribuita secondo quanto visto sperimentalmente per i pesi tipici dei bastoncini da Nordic Walking ed è stata introdotta pari a:

$$m_{bastoncino} = 0,2 \text{ kg}$$

Mentre per quanto riguarda i momenti di inerzia questi sono stati attribuiti ipotizzando che il bastoncino sia approssimabile con un'asta e dunque i momenti di inerzia sono:

- rispetto ad un asse perpendicolare all'asta e passante per il baricentro: $\frac{1}{12} ml^2$
- rispetto ad un asse perpendicolare all'asta e passante per un estremo: $\frac{1}{3} ml^2$

Anche i bastoncini sono stati resi parametrici in funzione dell'altezza del soggetto, con la seguente formula:

$$h_{bastoncino} = 0,68 \cdot h_{soggetto}$$

In questo modo si ottiene un'altezza del bastoncino che sia coerente con quello che viene fatto in realtà seguendo le indicazioni presenti in letteratura negli articoli [5] [3].

5. Inverse Dynamic e moti imposti

5.1 Equazioni del moto

Una volta costruito il modello completo di tutte le sue parti e opportunamente vincolato è necessario imporre il moto ed effettuare uno studio dinamico. Per studiare la dinamica del modello è possibile usare due metodi:

- *Problema dinamico diretto*: Note le forze e le coppie agenti sul sistema si ricava il moto che esso assume. Per usare questo metodo è necessario conoscere le forze e le coppie in gioco, cosa che non accade nel modello studiato.
- *Problema dinamico inverso*: Quando non sono note a priori le forze che agiscono sul sistema è possibile operare in maniera opposta, ovvero imponendo la cinematica al modello e ricavare così le forze e le coppie.

La simulazione di questo modello è effettuata utilizzando una logica a dinamica inversa, siccome non si conoscono le forze che entrano in gioco durante l'attività del Nordic Walking. Secondo questa logica i moti cinematici "noti" (ottenuti da dati sperimentali e/o da letteratura) vengono imposti e si studia la dinamica del sistema risalendo alle forze/coppie agenti sui giunti. In particolare, sono stati presi in considerazione articoli riguardanti l'analisi del moto e sono stati analizzati i grafici di variazione angolare delle diverse articolazioni in funzione del Gait Cycle (ciclo del passo). I dati relativi alle articolazioni inferiori (anca, ginocchio e caviglia) sono stati presi dall'articolo scientifico [55]. Qui di seguito si riportano i grafici utilizzati per gli arti inferiori:

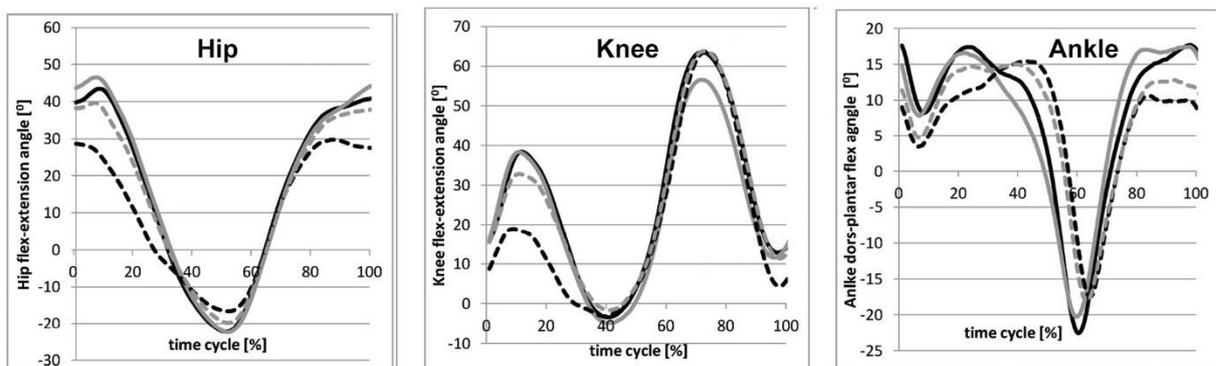


Figura 5.1-Andamento della variazione angolare dei giunti Anca, Ginocchio e Caviglia

Dal momento che queste funzioni non hanno una morfologia particolarmente complessa è possibile approssimarle tramite Serie di Fourier, ovvero rappresentandole mediante una combinazione lineare di funzioni sinusoidali.

Inizialmente le curve fornite sono state importate per punti su *Matlab*, tramite una funzione (*GrabIt*), che crea due vettori, che contengono uno l'ascissa e l'altro l'ordinata dei punti acquisiti. In questo caso i due vettori sono lo spostamento angolare e il tempo. In questo modo si possono interpolare questi punti tramite il *FitTool* di *Matlab* ottenendo una funzione periodica e continua tipo Serie di Fourier.

La struttura delle equazioni del moto sarà la stessa per tutti i giunti rispettando la definizione di Serie di Fourier espressa nel seguente modo:

$$f(x) = a_0 + \sum_{i=1}^n a_i \cdot \cos(i \cdot \omega \cdot x) + b_i \cdot \text{sen}(i \cdot \omega \cdot x)$$

Dove:

- $i = 0, \dots, n$ rappresenta il numero di armoniche
- a_i e b_i sono i coefficienti reali della Serie di Fourier
- ω è l'armonica fondamentale

Tutte le curve dei giunti sono state approssimate in questo modo, al fine di ottenere delle curve periodiche e continue da inserire nel modello Multi-Body. Ogni curva è stata approssimata con diversi multipli $i = 0, \dots, n$ dell'armonica fondamentale per approssimare al meglio la curva della variazione angolare del giunto. I giunti principali a cui sono state imposte le equazioni del moto sono:

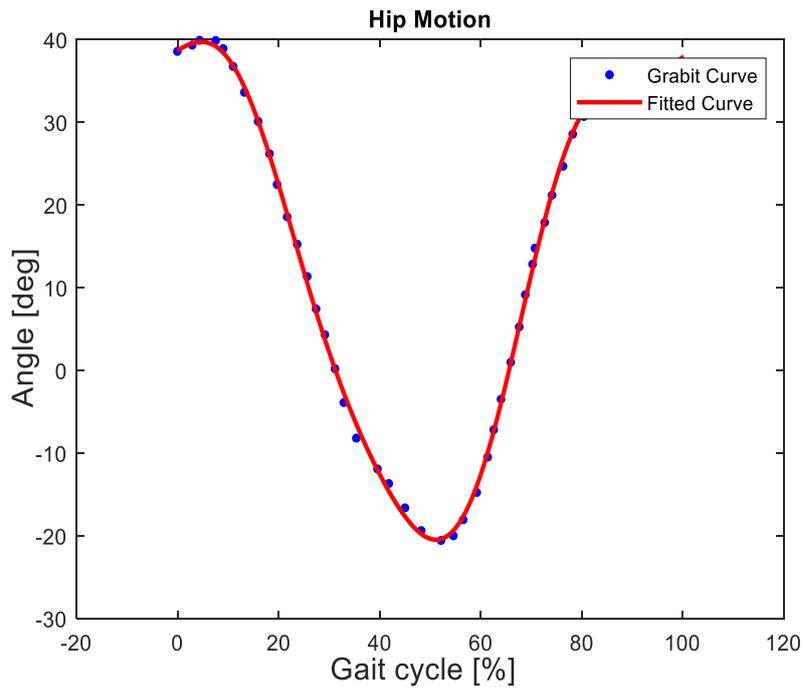
- Anca
- Ginocchio
- Caviglia
- Spalla
- Gomito

Si riportano di seguito le curve della variazione angolare di ogni giunto importata e sovrapposta a quella approssimata con la serie di Fourier. Per ogni grafico inoltre è stato anche calcolato lo scostamento percentuale tra la curva ideale, importata dalla letteratura, e la curva fittata, per capire l'ammontare dell'errore commesso con questa approssimazione. Di questo errore è stato calcolato il valore medio e la deviazione standard per valutare la bontà dell'approssimazione.

Per calcolare l'errore è stata usata la seguente formula per l'errore relativo:

$$\%errore\ relativo = \frac{y_{fit} - y_{grabit}}{y_{fit}} \%$$

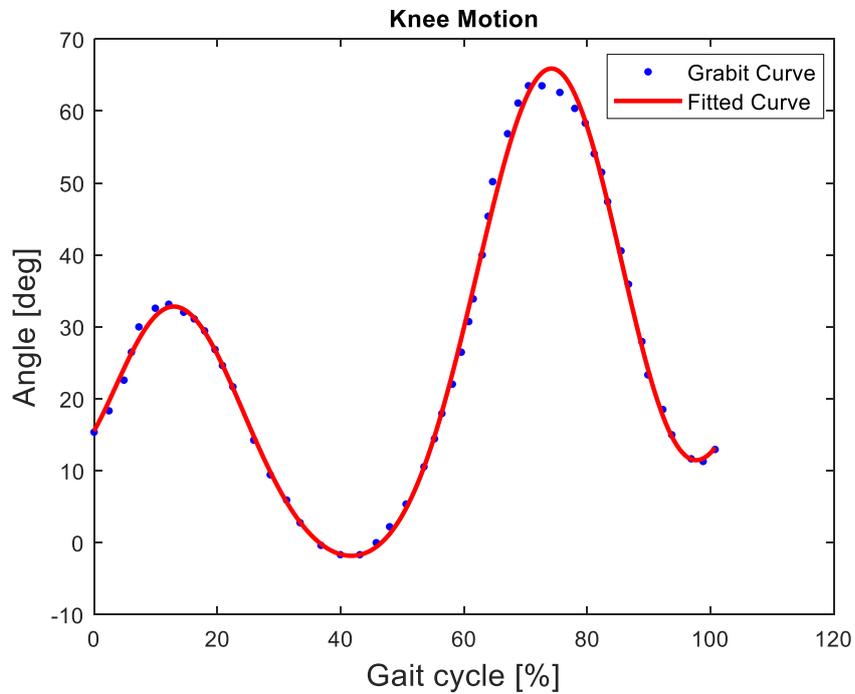
- **Motion dell'Anca:**



Articolazione del corpo Errore Medio Deviazione standard

Anca	0,028	0,089
-------------	-------	-------

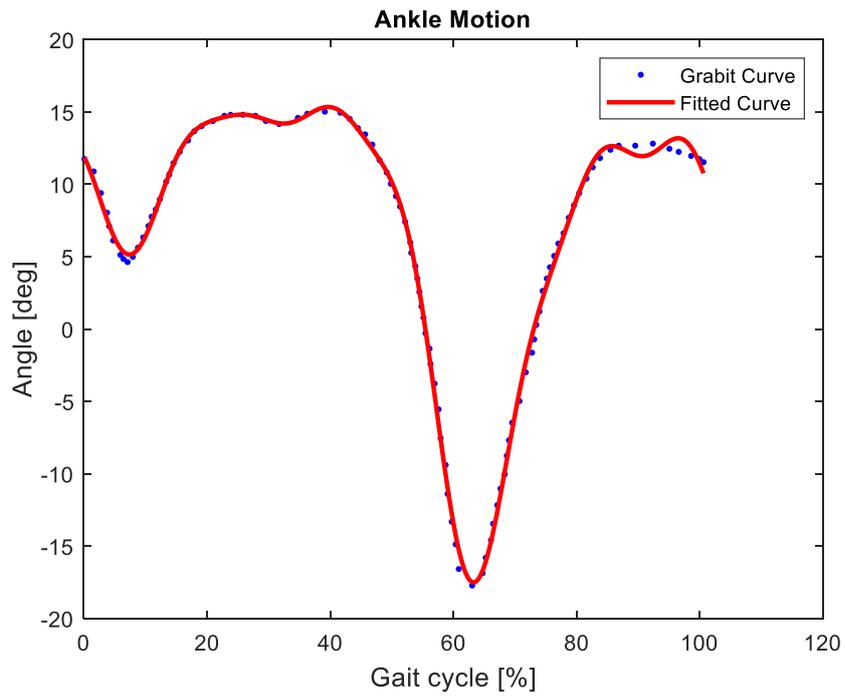
- **Motion del Ginocchio:**



Articolazione del corpo Errore Medio Deviazione standard

Ginocchio	-0,017	0,239
------------------	--------	-------

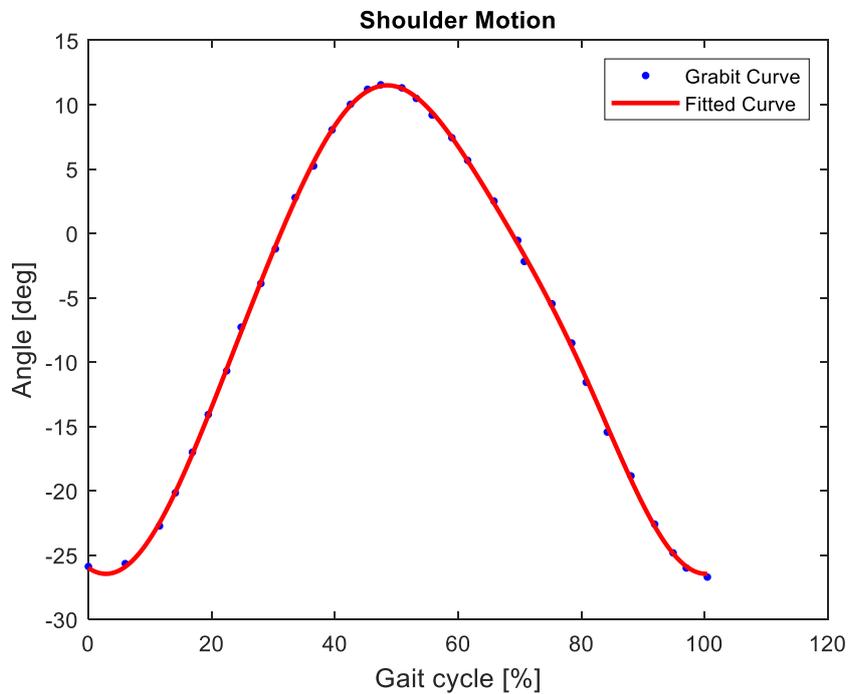
- **Motion della Caviglia**



Articolazione del corpo Errore Medio Deviazione standard

Caviglia	0,0025	0,905
-----------------	--------	-------

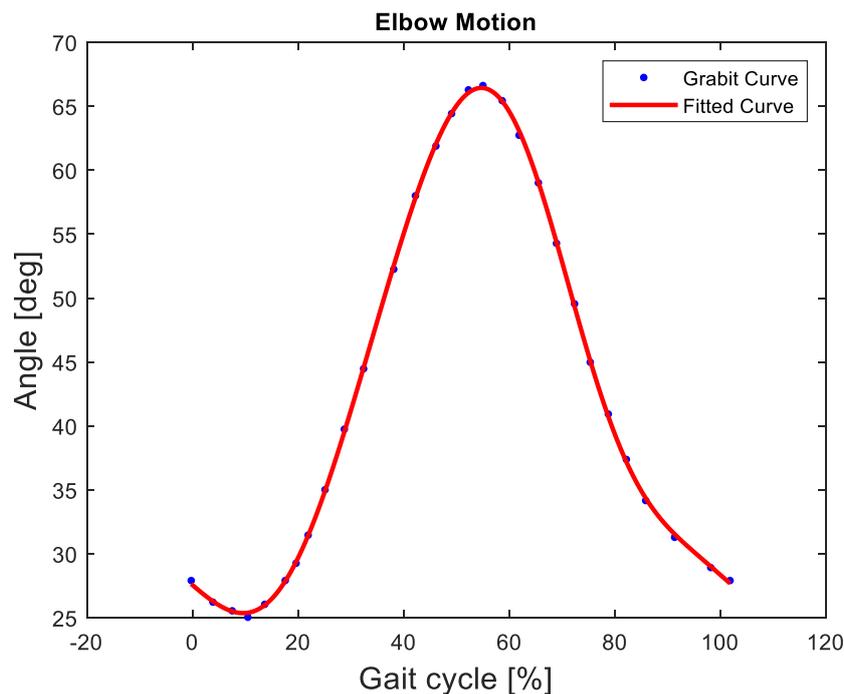
- **Motion della Spalla**



Articolazione del corpo Errore Medio Deviazione standard

Spalla	-0,007	0,088
---------------	--------	-------

- **Motion del Gomito**



Articolazione del corpo	Errore Medio	Deviazione standard
Gomito	2,067e-05	0,005

Tutti i *Motion* sono imposti come una rotazione attorno all'asse uscente dal giunto in considerazione. Si riporta un esempio di tale equazione per poterla analizzare nel dettaglio:

- **Giunto anca**

$$f(\text{time}) = 13,8 + 29,82 \cdot \cos((\text{time} + \text{adx}) \cdot (2\pi/v)) + 5,08 \cdot \sin((\text{time} + \text{adx}) \cdot (2\pi/v)) + 4,72 \cdot \cos(2 \cdot (\text{time} + \text{adx}) \cdot (2\pi/v)) + 1,43 \cdot \sin(2 \cdot (\text{time} + \text{adx}) \cdot (2\pi/v)) +$$

Analizzando le caratteristiche fondamentali di questa equazione:

- $\text{time} + \text{adx}$: rappresentano rispettivamente il vettore tempo e adx un parametro che in questo caso significa (anca destra) che trasla la funzione rispetto all'asse del tempo. Tale parametro è fondamentale perché permette di sfasare temporalmente le equazioni, infatti lato destro e sinistro del corpo avranno le stesse equazioni applicate sui giunti ma saranno opportunamente sfasate di mezzo ciclo.
- $(\frac{2\pi}{v})$: rappresenta il periodo della funzione. Il periodo viene parametrizzato rispetto al parametro v che rappresenta la durata di due passi, assunto come tempo-ciclo di riferimento. Tale parametro è infatti definito come: $v = 2 \cdot \text{ampiezza del passo} / \text{velocità}$.

6. Forze di contatto

6.1 Introduzione

La misura della forza scaricata a terra durante l'attività fisica, come la camminata, la corsa o il Nordic Walking, è un'attività ormai consolidata nel monitoraggio delle attività sportive di un atleta. Questo tipo di misura infatti fornisce diverse informazioni riguardanti la postura e la distribuzione di forze che il soggetto scambia con il suolo durante l'attività sportiva. Grazie a queste informazioni si possono correggere problematiche posturali o dare indicazioni per migliorare il gesto atletico. Per effettuare questa misura è necessaria la strumentazione adatta, ovvero delle pedane dinamometriche. Queste pedane sono dotate di uno o più sensori di forza, che possono essere: piezoelettrici, con estensimetri o capacitivi [43]. Questi sensori permettono di ottenere l'andamento della forza scaricata al suolo durante l'attività sportiva, definita Ground Reaction Force, e sono noti diversi studi in letteratura, dove questa viene analizzata, soprattutto per quanto riguarda lo studio della camminata. L'andamento della GRF è quello riportato in figura 6.1, che ne rappresenta solo un esempio.

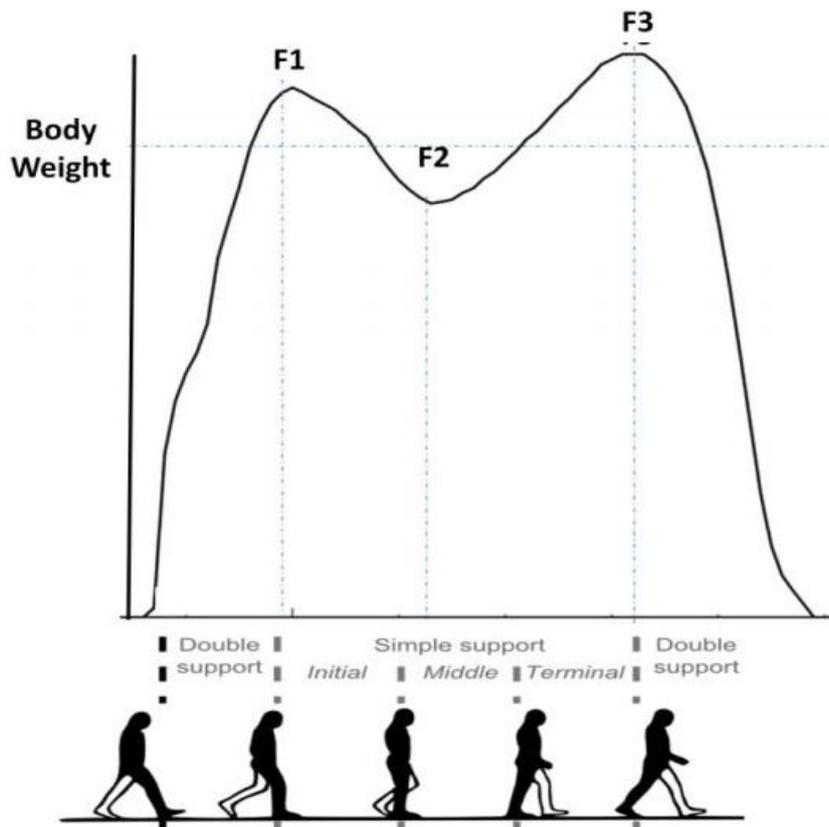


Figura 6.1-Andamento generico della GRF

La GRF mostra due picchi, il primo corrisponde a circa il 140% del peso corporeo e rappresenta il primo impatto del piede col suolo, concentrato principalmente nella zona del retro-piede, ovvero sul tallone. La forza poi decresce con l'aumentare della superficie di contatto tra piede e terreno per poi innalzarsi nuovamente, in corrispondenza della spinta finale prima che il piede si stacchi dal suolo.

Il ciclo del passo viene diviso in due macro-fasi: la fase di *Stance* e la fase di *Swing*. A loro volta queste sono divise in:

- *Initial contact*: fase che va da 0 al 2% del ciclo del passo. Primo contatto tra tallone e suolo.
- *Loading response*: 10% del ciclo del passo. Il piede è completamente appoggiato al suolo.
- *Mid Stance Time*: dal 10% al 30% del ciclo del passo. Il piede inizia a distaccarsi dal suolo e il peso si ridistribuisce sulla parte anteriore del piede (fase di salita verso il secondo picco)
- *Terminal Stance Time*: dal 30% al 50% del ciclo. Rappresenta la fase finale di contatto e sollevamento dal suolo. Termina con l'impatto del piede opposto.
- *Pre-swing*: fase di trasferimento del peso sul piede opposto che ha appena toccato il suolo

Fase di *Swing* (parte del cammino dove il piede è in aria)

- *Initial Swing*: dal 60% al 73% del ciclo del passo. Spostamento dell'arto inferiore di interesse.
- *Mid Swing*: dal 73% al 87% del ciclo del passo, l'arto è passato da una posizione posteriore del corpo a una anteriore.
- *Terminal swing*: ultimo intervallo del ciclo. Completa estensione del ginocchio. La fase termina con il contatto del tallone al suolo.

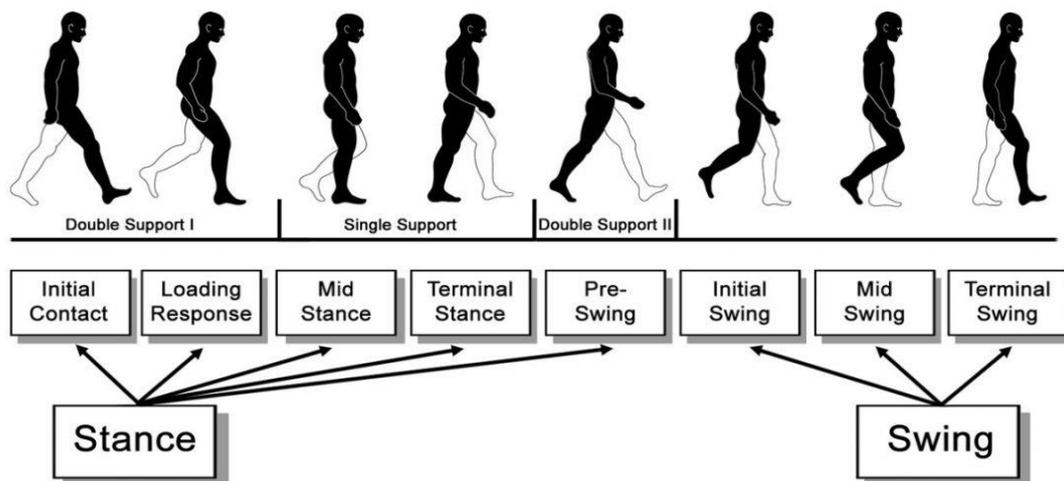


Figura 6.2-Fasi di appoggio del piede durante il Gait Cycle [56]

Ovviamente solo nella fase di *Stance* si ha la misurazione della GRF. Lo studio della GRF tramite pedane barometriche può essere svolto in ambiente indoor in un laboratorio. Per quanto riguarda una misurazione outdoor della GRF può essere fatta tramite dei sensori di pressione inseriti all'interno delle calzature. Questi sensori necessitano però di una calibrazione, da effettuare proprio con pedane barometriche, per avere una misura accurata che possa essere comparata con quella ottenuta dalle pedane. Questo approccio è quello usato da [37] nel suo articolo dove vengono confrontati i dati di GRF di 14 soggetti esperti di NW e 6 istruttori durante un percorso di 1575 m. Tale percorso veniva suddiviso in diversi tratti con caratteristiche differenti: 1) un primo tratto in asfalto con una leggera inclinazione 1,05%, 2) una leggera discesa (sempre con pendenza di 1,05%), 3) un tratto di pista da corsa sempre con inclinazione e discesa di 0.36% , 4) una salita con pendenza 1.05% e 5) una discesa (5.8%). Questo percorso viene svolto due volte, la prima senza e la seconda con i bastoncini. Da questa analisi si è riscontrato che la GRF durante la camminata semplice e quella nordica è praticamente identica. In entrambi i casi la forza scaricata al suolo in un passo vale circa 140% del peso, questo vale per il primo picco di forza.

Un esperimento in ambiente indoor è stato invece svolto da [55] in questo caso infatti i movimenti di 11 istruttori di Nordic sono stati analizzati tramite fotocamere a infrarossi e due pedane di forza. Il percorso, lungo 15 m, doveva essere effettuato per un tratto senza bastoncini e per la restante parte con i bastoncini.

Il tutto ripetuto per circa 10 volte, variando la velocità da valori inferiori a di 2 m/s a più di 2 m/s. Anche in questo caso sono riscontrate differenze minime per quanto riguarda la camminata con i bastoncini e quella semplice, come è visibile da questo grafico:

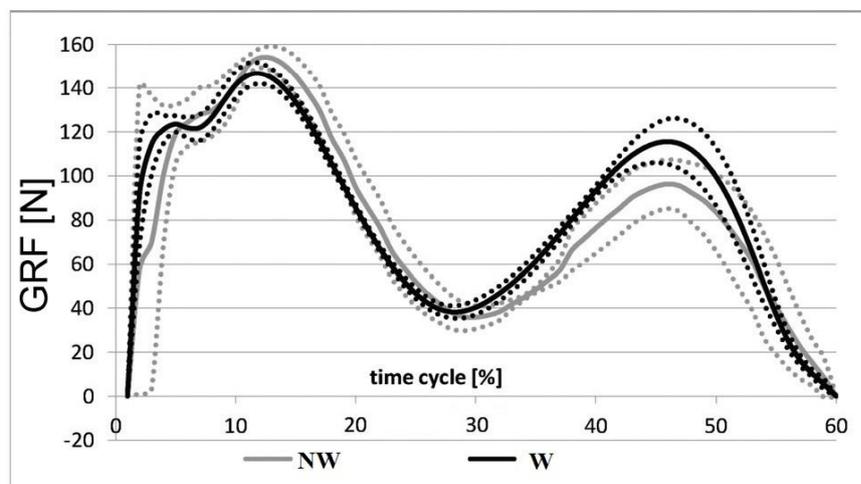


Figura 6.3-Andamento della GRF nel caso Nordic Walking e Walking

Dalle informazioni presentate in letteratura possiamo trarre alcune informazioni importanti per la simulazione Multi-Body. Infatti, nel caso dei bastoncini sensorizzati, questa forza non viene indagata, perciò è necessario fare affidamento alla letteratura per avere un riferimento su cui costruire il modello. Simulare ciò che avviene durante un contatto tra due corpi con un modello numerico è estremamente complesso, quindi è necessario fare alcune semplificazioni. Non sarà infatti possibile ottenere dal modello le stesse curve di GRF presentate in letteratura, ma si otterranno delle approssimazioni tanto più realistiche quanto più il modello sarà accurato. Questo poiché, per quanto il modello realizzato sia preciso, non sarà mai esattamente uguale alla realtà, da un lato poiché i calcoli svolti dal solutore (integrazione delle equazioni del moto) portano con sé un errore numerico e dall'altro poiché vengono effettuate delle semplificazioni del modello che altrimenti sarebbe impossibile da realizzare. In questo caso, ad esempio, il piede viene simulato tramite l'unione di due corpi rigidi (*Link*) con una molla torsionale, così da riuscire a simulare la rullata del piede. La molla torsionale è posta all'altezza del metatarso e i suoi valori di rigidità e smorzamento sono stati valutati in modo da non avere discontinuità nel movimento del passo e quindi nell'andamento della GRF.

Per valutare la GRF all'interno di Adams MSC è necessario introdurre le forze di contatto tra piede e terreno. Dalla sezione, denominata 'Special Forces', è possibile inserire i parametri che andranno a caratterizzare la forza in questione. In particolare, si può scegliere tra tre tipologie di Normal Force:

- Impact Force
- Restitution Force
- User defined

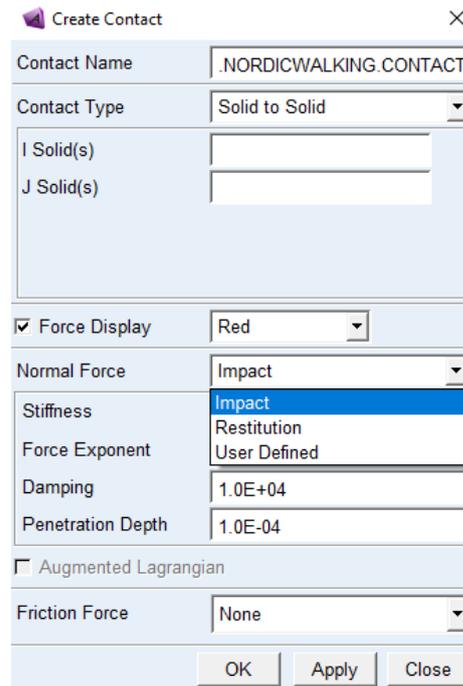


Figura 6.3-Finestra per inserire la forza su Adams

Tra queste quella usata in questo caso è la Impact force, definita come “Non-linear Hertz Contact Model” da Hooke e presenta la seguente formula [57] , [58], [59]:

$$F_N = k \cdot d^e [N]$$

Che *Adams* interpreta nel seguente modo:

$$IMPACT(x, \dot{x}, x_1, k, e, c_{max}, d)$$

Dove:

- x è la variabile distanza;
- \dot{x} è la derivata della x , quindi la velocità;
- x_1 valore reale e positivo che misura la distanza libera. Se $x < x_1$ allora Adams valuta una Forza di contatto positiva. Altrimenti il valore della forza è nullo;

Questi primi tre parametri vengono calcolati dal software a ogni intervallo di integrazione e sono strettamente correlati alla geometria. Mentre le seguenti grandezze sono quelle definite dall’utente:

- k è la rigidezza del contatto, ovvero quanto i due corpi si oppongono alla compenetrazione;
- d è la distanza dopo la quale lo smorzamento inizia ad essere applicato;
- e l’esponente della forza, che qui rappresenta la non linearità della forza stessa;

La forza inizia ad agire solo quando la distanza tra i marker I e J dei due corpi scende sotto un determinato valore x_1 , ovvero quando i due corpi sono a contatto. Finché la distanza è superiore a x_1 allora la forza è nulla. Nell’immagine sottostante viene chiarito questo concetto:

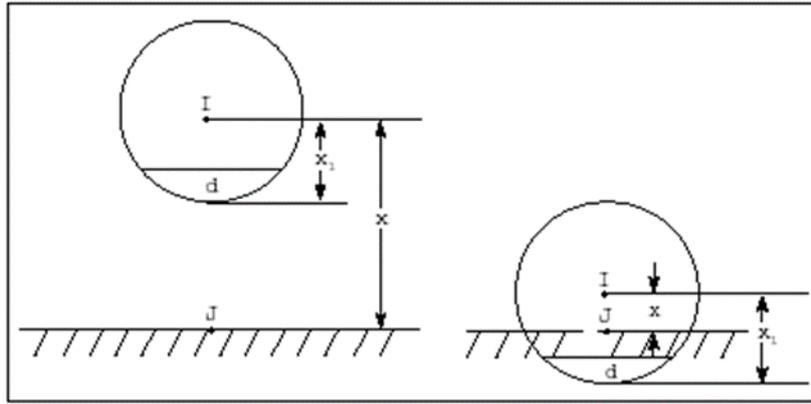


Figura 6.3-Schema dei parametri usati per la definizione di Forza di contatto

La forza ha due componenti, una elastica e una viscosa. La componente elastica è proporzionale alla rigidità ed è funzione della distanza tra i *Marker* dei due corpi. La componente elastica è quella che si oppone alla compenetrazione tra i due corpi. La componente viscosa invece è funzione della distanza tra i due corpi e si attiva quando la distanza tra essi raggiunge il livello definito dall'utente come *d* (*Penetration Depth*).

La definizione di IMPACT su Adams è la seguente:

$$F = \begin{cases} 0, & x > x_1 \\ k(x_1 - x)^e - c_{max} \cdot STEP(x, x_1, -d, 1, x_1, 0), & x \leq x_1 \end{cases}$$

Si osserva che:

- Per $x > x_1$ non si ha compenetrazione e quindi la forza è nulla
- Per $x \leq x_1$ si ha compenetrazione e la forza assume un valore diverso da 0

Nell'immagine 6.4 viene mostrato come varia lo smorzamento al variare del parametro *d*:

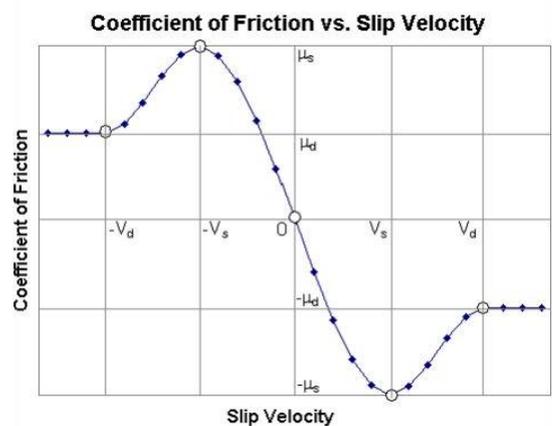
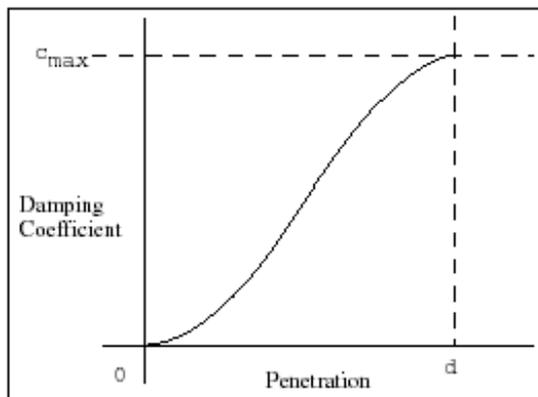


Figura 6.4-A sinistra funzione di applicazione dello smorzamento a destra grafico de coefficiente di smorzamento in funzione della Slip Velocity

Dopo aver definito la forza normale si definisce la forza di attrito tramite il modello di attrito di Coulomb. Si inseriscono i valori del coefficiente di attrito dinamico μ_d e statico μ_s e le velocità di transizione statica v_s e dinamica v_d .

6.2 Sensitivity Analysis e ottimizzazione del modello

Nel paragrafo precedente è stata introdotta e approfondita la problematica legata alla valutazione della forza di contatto tra due corpi. Sono state introdotte le equazioni che *Adams* usa per risolvere tale problema all'interno della simulazione numerica. In questo paragrafo si tratterà la valutazione dei parametri, come rigidità e smorzamento, da inserire nella simulazione per calcolare la forza di contatto. Dal momento che non c'è modo di valutare sperimentalmente questi parametri, si aggira il problema tramite un'analisi di sensibilità o Sensitivity Analysis.

Una possibile definizione di Analisi di Sensibilità è la seguente: *The study of how uncertainty in the output of a model (numerical or otherwise) can be apportioned to different sources of uncertainty in the model input* [60]. Ovvero lo studio di come l'incertezza di un modello (numerico e non) possa essere attribuita ai diversi input del sistema, fonti di incertezza. L'analisi di sensibilità va quindi a valutare il grado con cui il parametro di input di un modello ne influenza l'output. Siccome però nei modelli MTB solitamente ci sono un numero consistente di parametri all'interno del sistema, è difficoltoso e inefficace fare un'analisi in cui questi vengono tutti conteggiati. Si devono dunque analizzare in primis gli input e gli output del modello e tra questi scegliere quelli che maggiormente interessano l'analisi. Si deve dunque individuare inizialmente quale output valutare e successivamente, sulla base di questa scelta, si possono valutare i parametri di input da cui sono maggiormente influenzati. In questo modo si evita di considerare parametri che hanno poca influenza e che rischierebbero di complicare inutilmente l'analisi.

Nel caso del modello multi-body studiato in questa tesi è stata effettuata una Sensitivity Analysis per studiare il problema del contatto. Dall'analisi degli output del sistema, in particolare riguardanti la parte inferiore del modello, sono stati individuati due parametri fondamentali da studiare:

- La GRF teorica
- L'affondamento del piede

La prima grandezza, già introdotta nel paragrafo precedente, rappresenta la forza scaricata a terra durante il contatto tra piede e suolo durante un passo. Questa è quindi la grandezza fondamentale che si vuole studiare per poter ottenere un andamento della forza che rispecchi il più possibile quello reale. Dalla letteratura infatti è noto l'andamento che ha la forza e il valore dei picchi, in particolare del primo, che vale:

$$GRF_{th}[N] = 1,4 \cdot peso \cdot 9,81 \quad (6.1)$$

Si valuta quindi l'output del sistema e si osserva se questo ricade in un valore prossimo o meno a quello teorico. Per capire quanto il valore ottenuto dall'analisi sperimentale si discosta da quello teorico è stato valutato lo scostamento percentuale, ovvero:

$$scostamento\% = \left(\frac{GRF_{th} - GRF}{GRF_{th}} \right) \quad (6.2)$$

Il secondo parametro output usato come target è l'affondamento del piede, in particolare del centro di massa del retro-piede. Dalla traiettoria del centro di massa, nel suo punto di minimo, che si verifica quando il tallone tocca il terreno, si sottrae lo spessore del piede stesso (del *Link*) ovvero 2,5 cm, in questo modo si ha una valutazione corretta dell'affondamento. Questo parametro risulta fondamentale poiché garantisce che la simulazione si avvicini alla realtà. Come parametro ottimale è stato scelto 2 cm come affondamento massimo, considerando che nella realtà si vanno a sommare la deformazione della suola che rappresenta la quota maggiore alla deformazione minima del piede stesso e del terreno.

Una volta individuati gli output è necessario valutare quali sono gli input e in particolare quelli di maggiore interesse.

La forza di contatto, per essere definita, necessita dei seguenti parametri:

- K, rigidezza
- C, smorzamento
- P, *Penetration Depth*, valore di compenetrazione tra i due corpi

Già descritti nel paragrafo precedente. Fra questi, quelli che maggiormente influenzano la forza sono la rigidezza e lo smorzamento. Questi sono dunque i parametri di input da valutare in quanto definiscono al meglio tale forza e siccome non possono essere valutati in altro modo, tipo per via sperimentale.

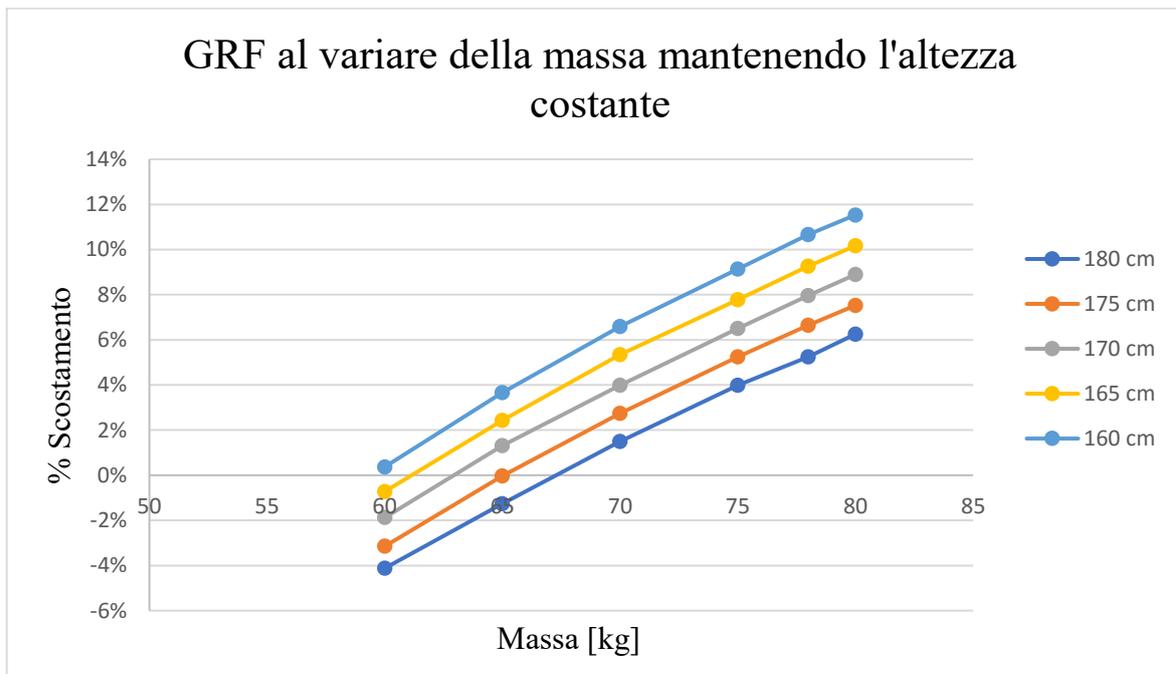
Gli altri parametri che entrano in gioco nel contatto sono:

- la molla torsionale tra avampiede e retro-piede
- il peso
- l'altezza
- il *Bushing* tra retro-piede e gamba e tra anca e coscia

Per evitare di complicare eccessivamente l'analisi non tutti questi parametri sono stati analizzati. In particolare, l'attenzione è stata concentrata sul peso e l'altezza del modello. Questo perché bisogna ricercare dei valori di rigidezza e smorzamento che si possano considerare validi per un ampio range di casistiche, ovvero per la maggior parte di utenti possibili. Dunque, i parametri riguardanti la molla torsionale e i *Bushing* sono stati trascurati e mantenuti costanti in questa prima analisi. Si provvederà successivamente ad effettuare un'analisi anche di questi valori, ma che possono essere considerati secondari in questa prima fase.

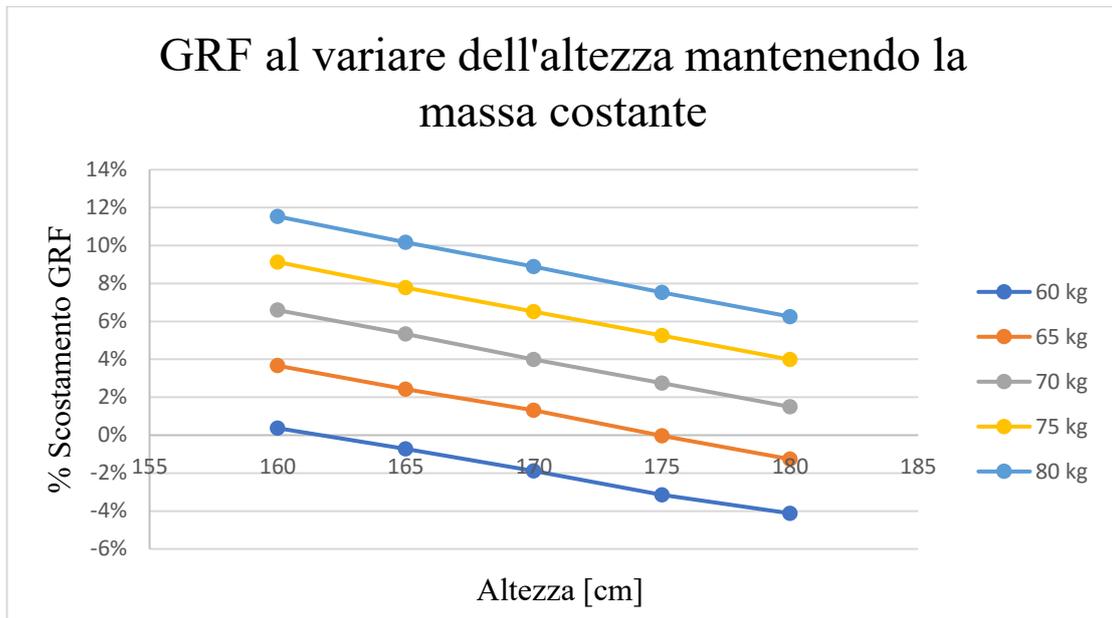
Una considerazione a parte va fatta sui bastoncini e sulla loro influenza nel contatto. I bastoncini infatti vanno a modificare il passo, quindi si è deciso di fare delle prove senza i bastoncini per poi reintrodurli e vedere come si modificano i risultati

Per prima è stata analizzata la dipendenza della GRF al variare del peso e dell'altezza, con i bastoncini, ottenendo i seguenti grafici:



Il primo grafico è stato ottenuto mantenendo costante l'altezza e facendo variare la massa del modello valutando le variazioni della GRF. Si può osservare che l'andamento è praticamente lineare e crescente verso masse e altezze crescenti, questo andamento era prevedibile in quanto se la massa cresce la forza che si scarica terra cresce e si discosta più o meno dal valore teorico.

Nel grafico sottostante vengono mostrati gli stessi dati ma questa volta mostrando l'andamento in funzione dell'altezza.



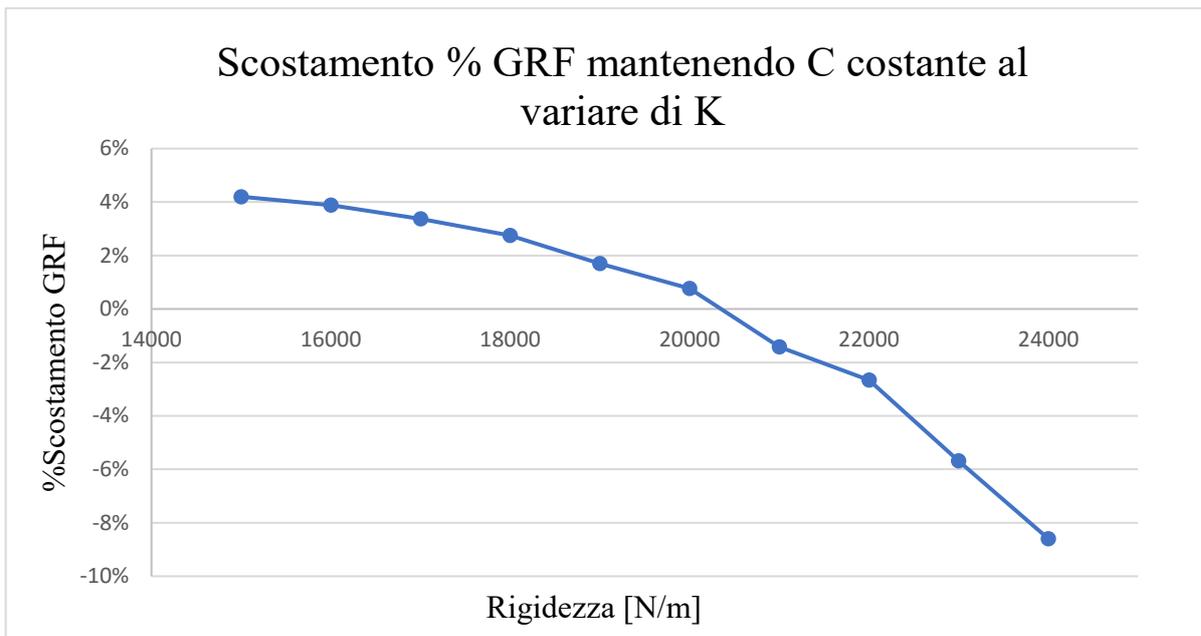
Questi dati sono stati ottenuti scegliendo dei valori di K e C della forza di contatto di primo tentativo e con l'ausilio dei bastoncini.

Da questi grafici si può anche osservare come i valori migliori di scostamento si ottengano per valori di peso e altezza "proporzionali", tipo 160 cm e 60 kg, 180 cm e 80 kg:

Altezza [cm]	Massa [kg]	GRF (numerica) [N]	GRF (teorica) [N]	$\% \left(\frac{GRF_{th} - GRF}{GRF_{th}} \right)$
160	60	821	824	0,4%
165	65	871	893	2,5%
170	70	923	961	4,0%
175	75	976	1030	5,2%
180	80	1030	1099	6,3%

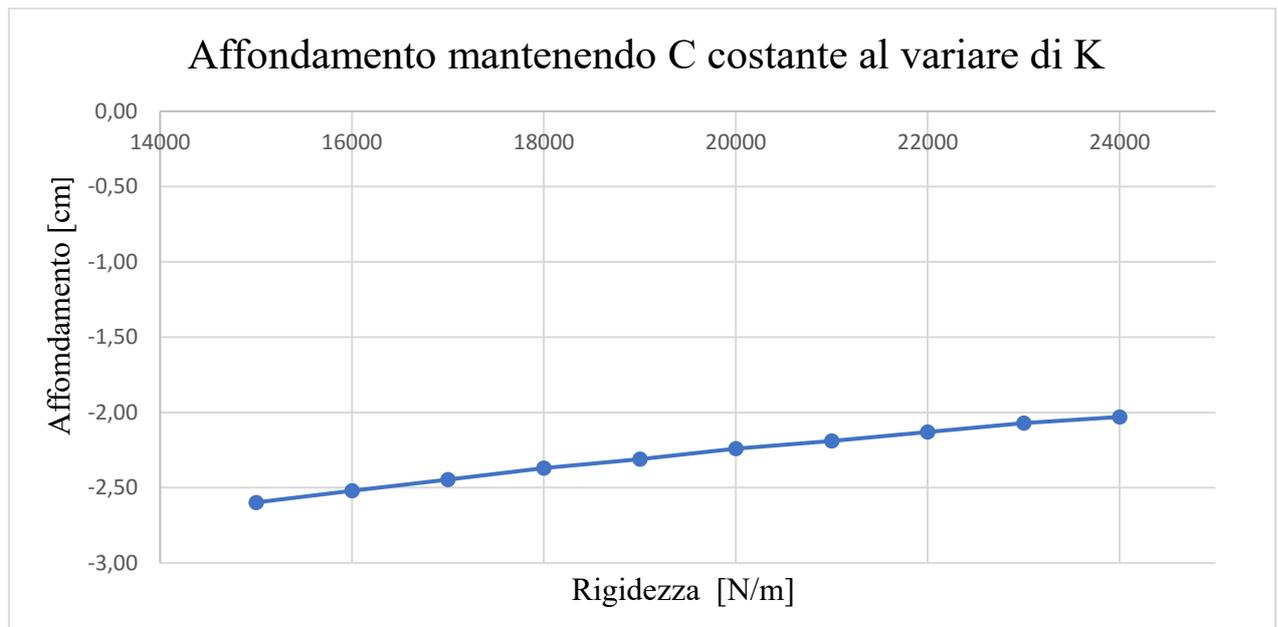
Nelle analisi successive la massa e l'altezza verranno fatte variare in questo modo, cercando di ottenere dei valori di scostamento che siano il più possibile uguali per tutti i casi. In questo modo si riesce anche a valutare una casistica di utenti che sia più realistica, andando ad escludere casi limite, come una altezza di 180 cm per un peso di 60 kg o viceversa, che non sono al momento oggetto di studio.

Mantenendo costante altezza e peso pari a 170 cm e 70 kg e facendo variare la rigidezza, mantenendo costante lo smorzamento e poi viceversa, è stata analizzata la dipendenza della GRF e dell'affondamento da questi parametri.

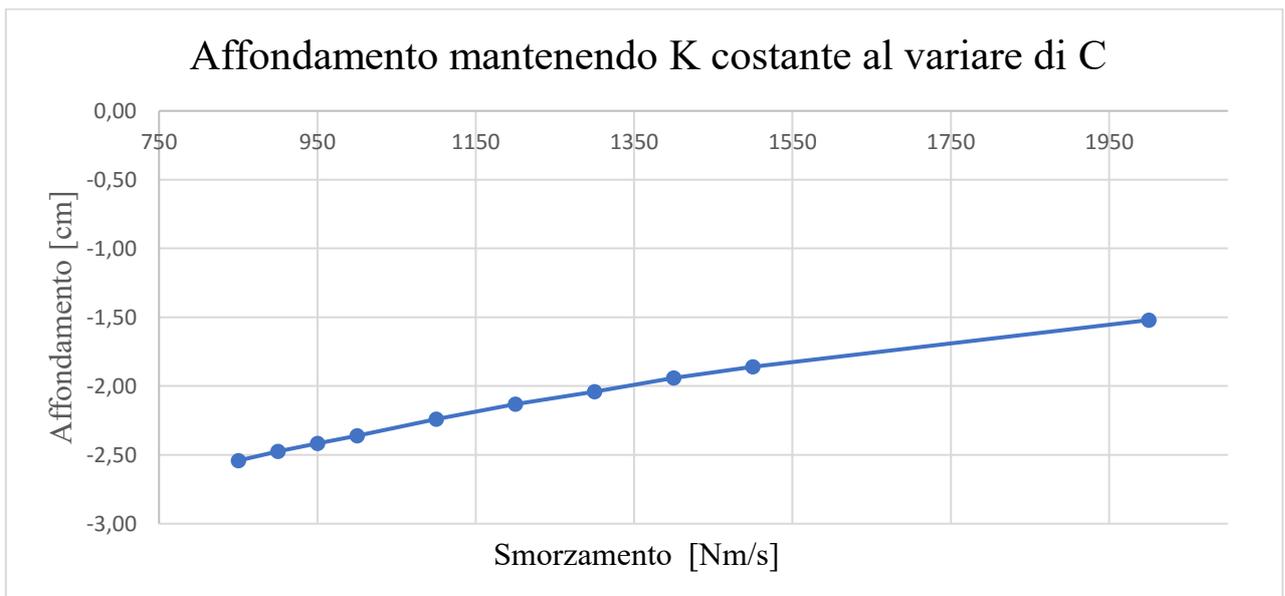
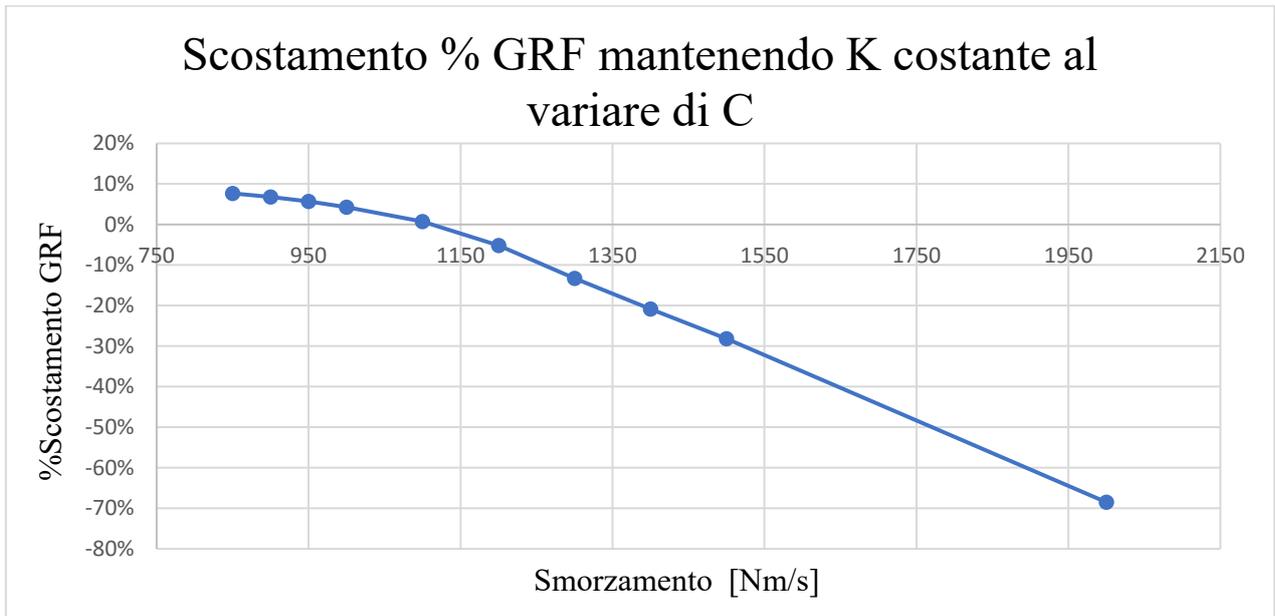


Da questi grafici si può subito osservare che aumentando la rigidezza nella forza di contatto, la GRF andrà ad aumentare e si discosta sempre di più dalla condizione nominale. Dunque, da questa prima analisi sembrerebbe più conveniente non orientarsi verso valori di rigidezza eccessivamente elevati.

Dal grafico seguente, che mostra invece la variazione dell'affondamento del piede, è possibile osservare che aumentando la rigidezza l'affondamento del piede si riduce, fino a rientrare entro i 2 cm di limite prefissato. Si capisce dunque che vanno ricercati dei valori di compromesso per valutare la rigidezza, in modo che l'affondamento ricada entro certi limiti e la forza non sia eccessivamente elevata.



Facendo invece variare lo smorzamento, mantenendo costante il valore della rigidezza si ottiene circa lo stesso andamento:



Anche in questo caso l'affondamento ha sempre un andamento crescente all'aumentare dello smorzamento, ma cresce più lentamente rispetto a quanto avviene per la rigidezza.

Sono quindi state fatte diverse prove, per cercare la combinazione migliore di K e C per mantenere ridotto lo scostamento della GRF e non avere uno sprofondamento del piede eccessivo. Una volta evidenziate alcune combinazioni ottimali queste sono state testate al variare della massa e dell'altezza in maniera proporzionale andando quindi a scegliere la combinazione che più si adatta ai diversi casi di peso e altezza ottenendo quindi i valori:

- C=1100 Ns/m
- K=20000 N/m.

Le medesime analisi sono state poi svolte togliendo i bastoncini ed è stato possibile concludere che gli andamenti di queste grandezze sono molto simili a quelli visti per la precedente analisi.

7. Validazione del modello numerico e Confronto modello Walking vs Nordic Walking

Dopo aver completato la costruzione del modello parametrico e aver definito dei valori coerenti di forza di contatto è necessario validare il modello numerico. Questa validazione è stata effettuata analizzando due parametri fondamentali:

- La Forza applicata sul bastoncino
- La GRF

La forza applicata sul bastoncino viene infatti misurata sperimentalmente grazie alla cella di carico posta sul bastoncino, mentre la GRF è possibile confrontarla con i dati ottenuti dalla letteratura.

7.1 Forza applicata sul bastoncino

Per ottenere la migliore corrispondenza tra la forza misurata con i bastoncini sensorizzati e quella ottenuta dalla simulazione numerica, l'altezza e il peso del modello sono state imposte uguali a quelle dell'atleta che ha svolto la sessione di Nordic Walking studiata. L'altezza del soggetto era di circa 1,75 cm e il peso era di 75 kg. Da questa prima analisi il risultato ottenuto è quello mostrato in Figura:

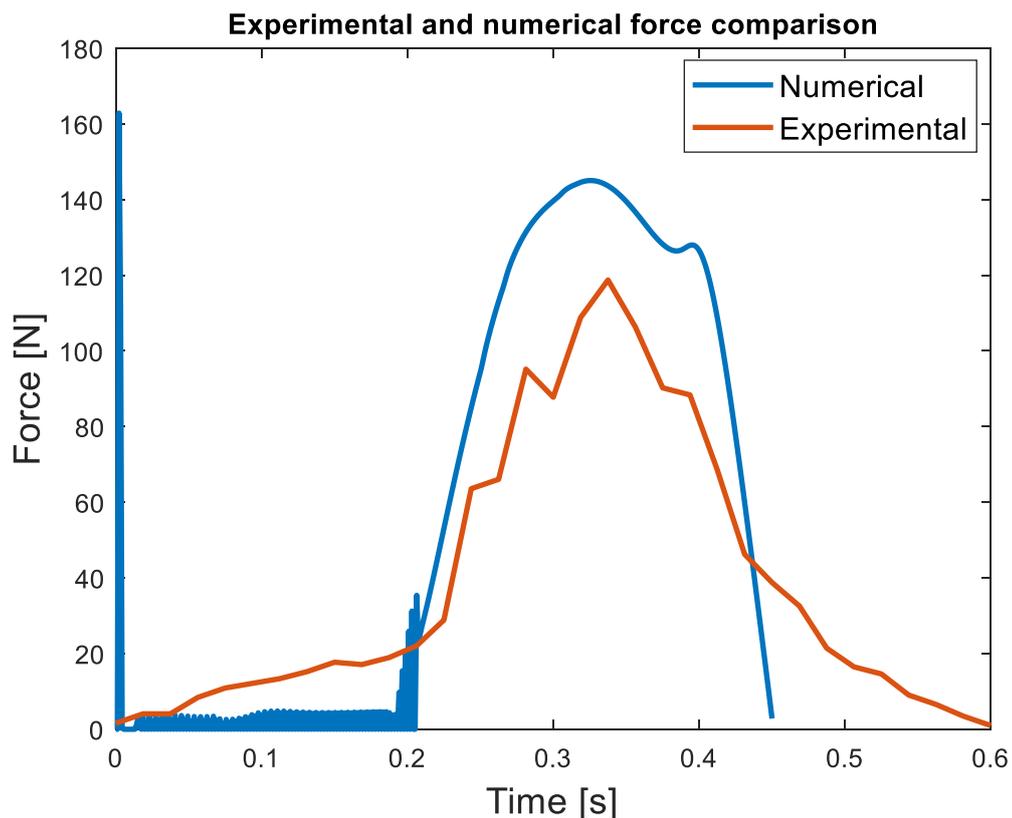


Figura 7.1-Confronto forza sperimentale con la forza ottenuta dal modello numerico

Da questo confronto si trova una non esatta corrispondenza tra i dati ma queste curve hanno lo stesso andamento qualitativo. Anche se le due curve non sono completamente coincidenti è possibile comunque

calcolare l'Impulso della Forza. Calcolando l'integrale della forza, con la regola dei trapezi su *Matlab* si ottengono i seguenti valori:

$$I_{experimental} = \int_{t_0}^{t_1} F(t)dt = 25,8 \text{ [Ns]}$$

$$I_{numerical} = \int_{t_0}^{t_1} F(t)dt = 24,5 \text{ [Ns]}$$

Come si può osservare i due valori sono simili e confrontabili, il modello può essere considerato una buona approssimazione della realtà.

7.2 Ground Reaction Force

Nella figura 7.2 è mostrato l'andamento della GRF per un modello con altezza di 175 cm e un peso di 75 kg. La linea tratteggiata rappresenta la curva teorica della GRF con le stesse caratteristiche antropometriche dell'atleta. La curva ottenuta dal modello in arancione ha lo stesso andamento di quella teorica e il valore dei due picchi è molto simile.

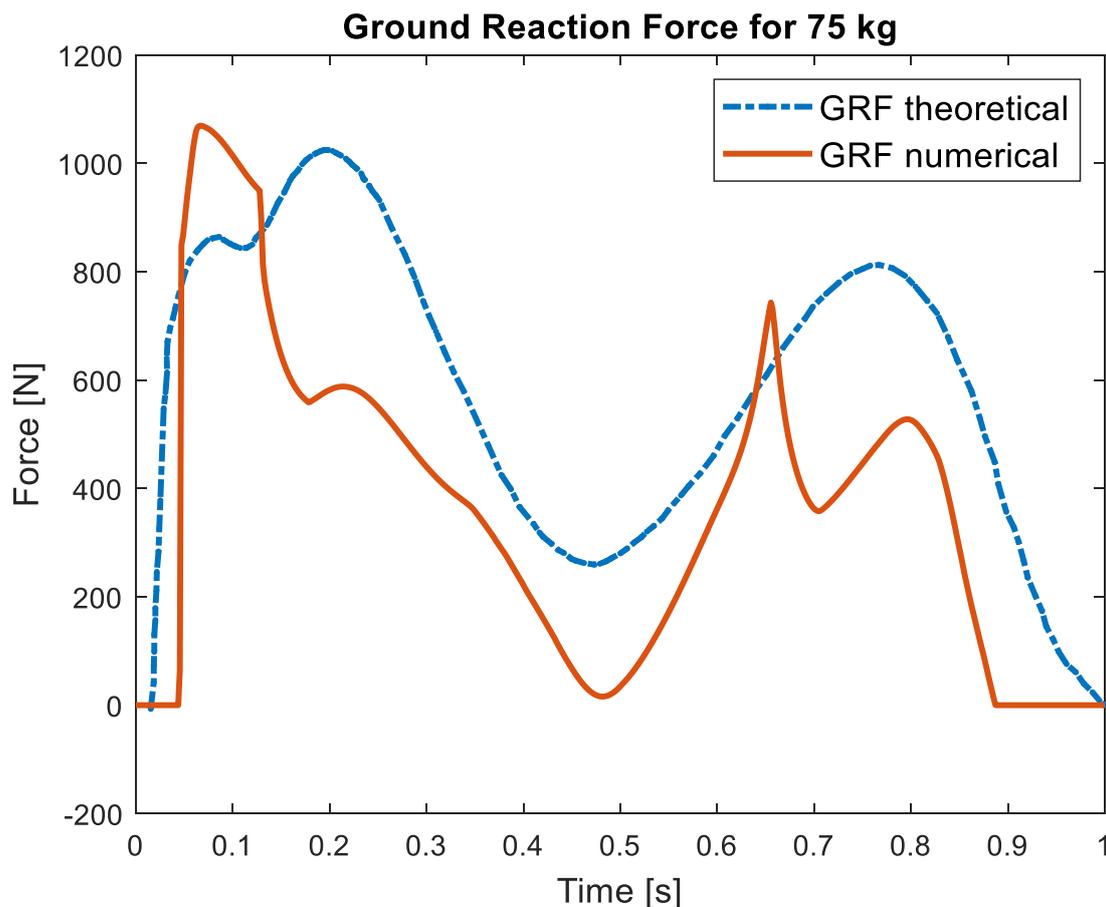


Figura 7.2-Confronto GRF ottenuta dal modello MTB e quella presentata in letteratura per un soggetto di 75 kg

In particolare

$$First\ peak_{theoretical} = 140\% \cdot total\ weight = 1030\ [N]$$

$$First\ peak_{numerical} = 1070\ [N]$$

L'errore percentuale calcolato in corrispondenza del primo picco vale:

$$\% = \left(\frac{First\ peak_{th} - First\ peak_{num}}{First\ peak_{th}} \right) = -3,8\%$$

Si riporta in Figura 7.3 la GRF per un soggetto di 60 kg e 160 cm ottenendo lo stesso risultato. Questo per dimostrare l'accuratezza della parametrizzazione del modello.

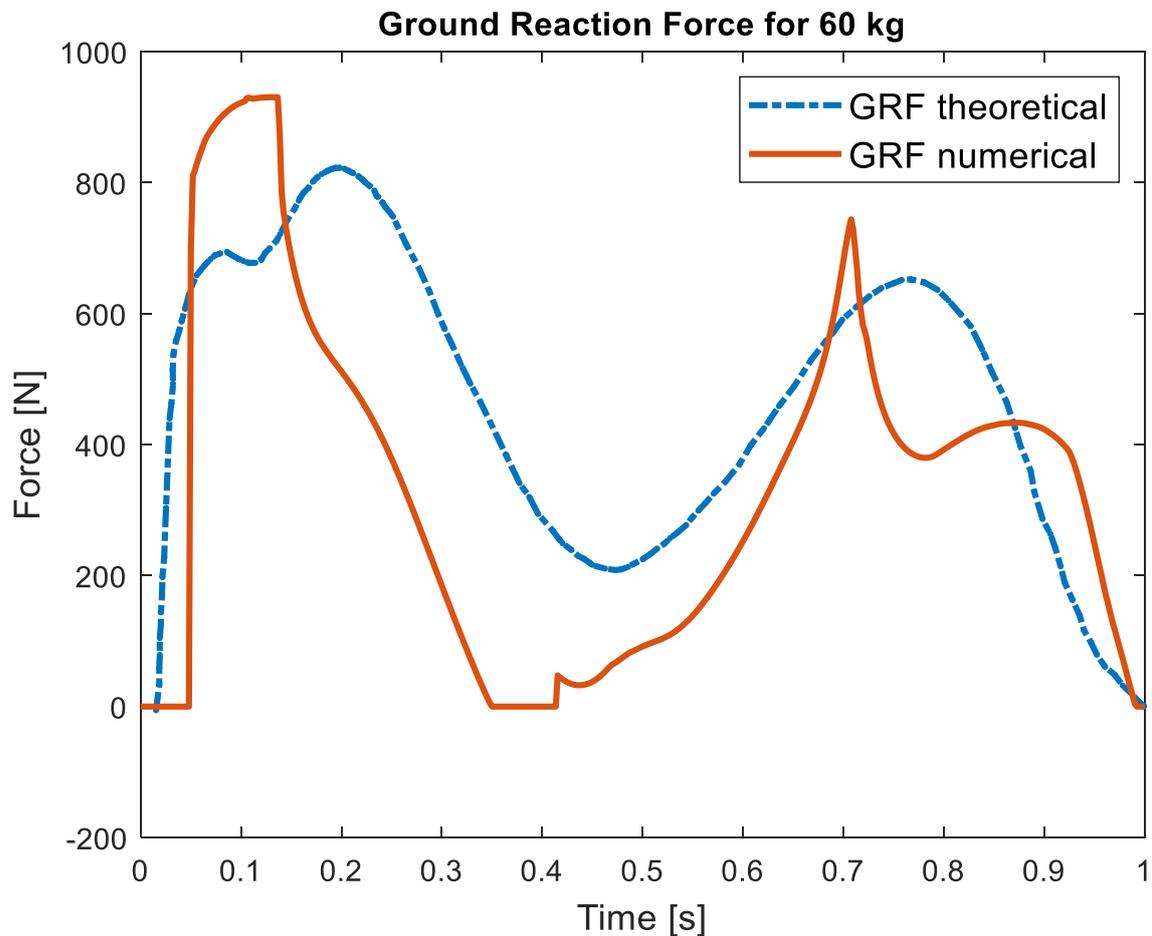


Figura 7.3-Confronto GRF ottenuta dal modello MTB e quella presentata in letteratura per un soggetto di 60 kg

In particolare

$$First\ peak_{theoretical} = 140\% \cdot total\ weight = 824 [N]$$

$$First\ peak_{numerical} = 930 [N]$$

L'errore percentuale calcolato in corrispondenza del primo picco vale:

$$\% = \left(\frac{First\ peak_{th} - First\ peak_{num}}{First\ peak_{th}} \right) = -11,4 \%$$

7.3 Costruzione del modello MTB Walking

In questo ultimo paragrafo viene mostrato il confronto tra il modello che simula l'attività del Nordic Walking e un modello costruito per simulare la camminata semplice, per mettere in evidenza alcune caratteristiche e differenze fondamentali.

Il modello multi-body che simula la camminata semplice è stato costruito servendosi del modello del Nordic e apportando alcune modifiche. L'assemblaggio dei corpi resta lo stesso così come la scelta dei giunti usati per connetterli. La principale modifica apportata è stata la rimozione dei bastoncini e del *Bushing* che ne permetteva l'impugnatura. Inoltre, trattandosi sempre di un modello a cinematica imposta, è stata modificata la legge del moto che governa il giunto spalla rendendola meno ampia nel caso della camminata semplice. Sono anche stati bloccati i giunti di gomito e polso.

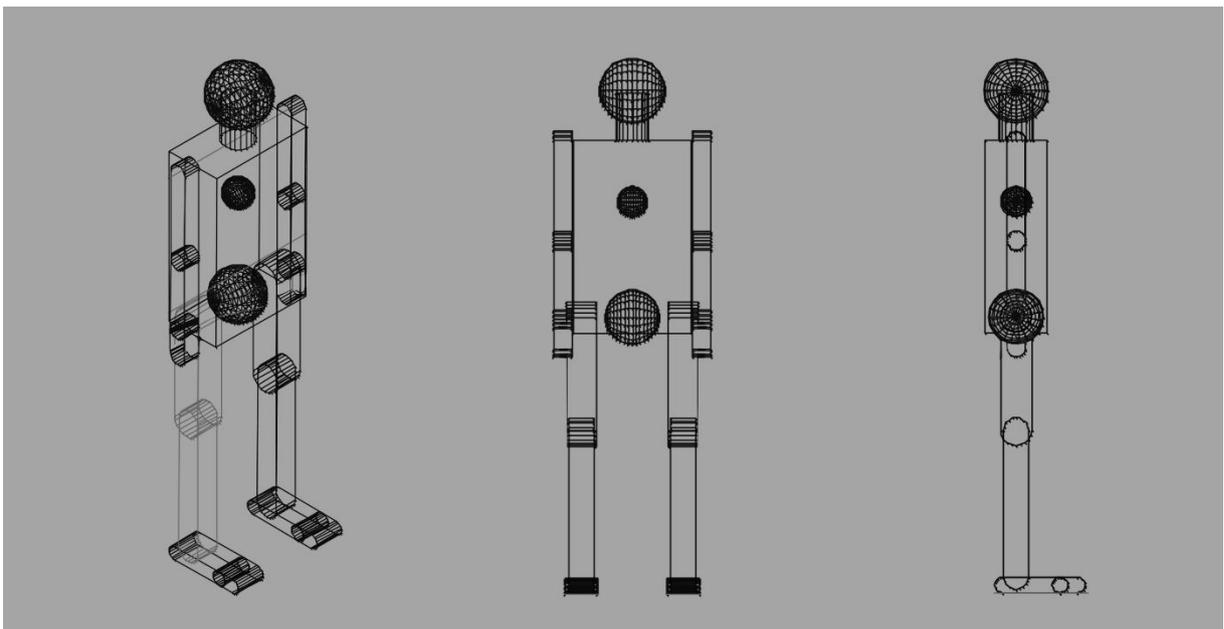


Figura 7.4 – Viste del modello MTB costruito per simulare la camminata semplice

Infine, in entrambi i modelli è stata introdotta una molla torsionale sul giunto spalla, in questo modo è possibile ottenere informazioni riguardanti la coppia agente a livello del giunto. La molla torsionale inserita presenta le stesse proprietà di rigidità e smorzamento per entrambi i modelli in modo da non influire sulla valutazione di essi.

7.4 Analisi del confronto tra la camminata e il Nordic Walking in letteratura

Lo studio della camminata e del suo Gait Cycle è un argomento molto noto in letteratura. Dall'analisi di questi articoli e di quelli che trattano del Nordic Walking è possibile trarre alcune informazioni importanti per il confronto tra i due modelli.

La prima differenza fondamentale tra la camminata semplice e il Nordic che viene evidenziata in letteratura è nell'entità della Ground Reaction Force. Per quanto riguarda il calcolo della forza di reazione al suolo valgono le stesse considerazioni fatte per il Nordic nel capitolo 6. In particolare, viene riscontrato in letteratura da [61] una differenza tra i valori di picco e l'andamento della GRF tra camminata semplice e il Nordic Walking. Questa analisi è stata effettuata su 20 istruttori sani di Nordic Walking a cui è stato chiesto di camminare con e senza bastoncini a due diverse condizioni di velocità, una a scelta liberamente e l'altra a velocità sostenuta. Dai risultati ottenuti da questa analisi sono state riscontrate differenze significative tra il Nordic e la camminata, rispetto alla velocità. In particolare, i valori delle variabili analizzate per il Nordic erano superiori del 10% in media rispetto a quelli della camminata. Nell'immagine sottostante vengono riportate le principali informazioni riguardanti questo articolo:

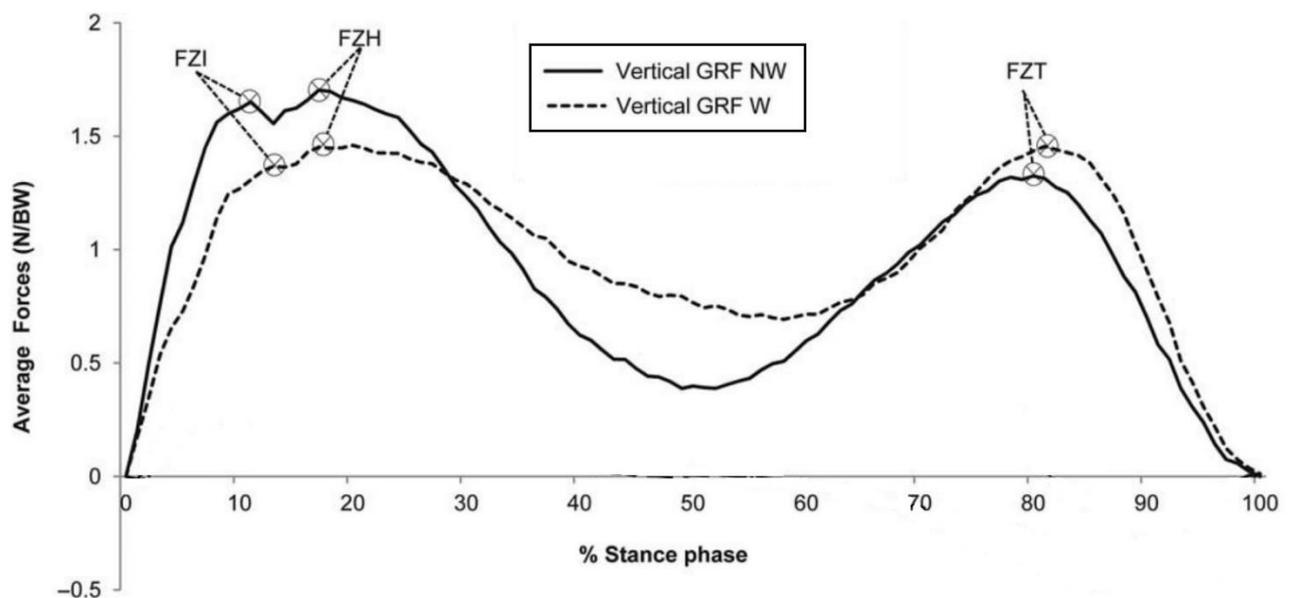


Figura 7.5 - Andamento della GRF nel caso NW e nel caso W

Dove:

- GRF: Ground Reaction Force
- NW: Nordic Walking
- W: Walking
- FZI: Vertical Force Impact
- FZH: Vertical Force at heel strike
- FZT: Vertical Force at take-Off

Quindi la FZI rappresenta il primo picco di forza registrato, corrispondente al primo impatto del piede con il suolo, immediatamente seguito dal FZH che rappresenta il valore più alto di GRF durante la fase di

appoggio completo del tallone (Heel strike). La curva poi decresce per poi risalire poco prima che il piede si stacchi dal suolo in corrispondenza del Take- Off o Toe off.

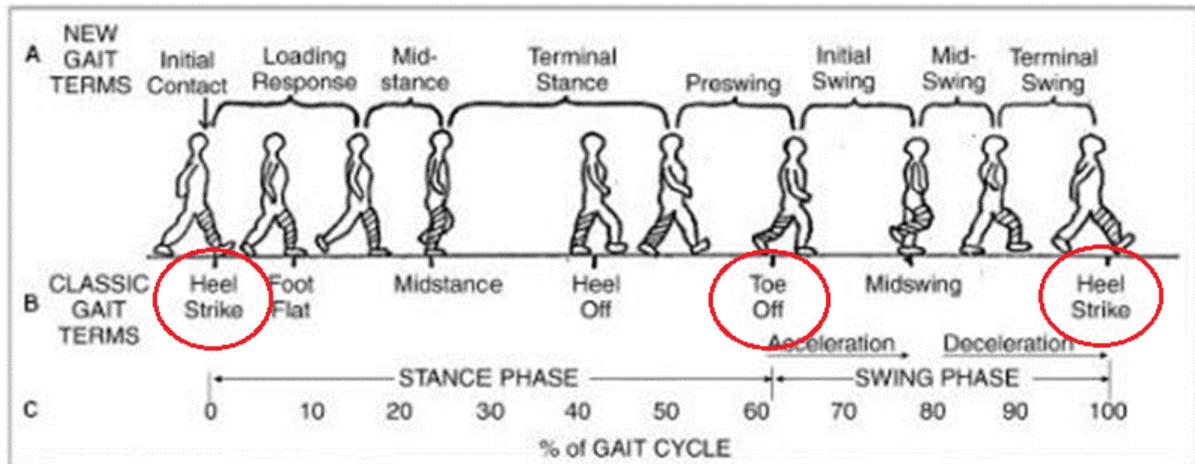


Figura 7.6 – Fasi del ciclo del passo relative al piede, in evidenza si trovano le fasi di maggiore interesse per la GRF

Le due curve sovrapposte sono riportate per il Nordic Walking e per la camminata semplice, come si vede si hanno delle differenze significative a seconda della condizione di deambulazione (NW vs W), del GRF di FZI, di FZH, del 15,6%, 8,9%, 29,9% rispettivamente, che risultano più alti durante NW. Al contrario, FZT mostra una riduzione dell'8,2% durante NW rispetto alla camminata. Ciò che è importante evidenziare da questo articolo è che durante la camminata semplice il primo picco della GRF risulta essere ridotto rispetto al caso del Nordic poiché la camminata nordica risulta più “dinamica” rispetto alla camminata semplice e quando si va a impattare il suolo lo si fa con maggiore impeto. Viceversa, il secondo picco, dovuto al distacco del piede dal terreno risulta più basso nel caso del Nordic poiché intervengono i bastoncini che aiutando il soggetto durante la spinta in avanti scaricano il piede di parte del peso, cosa che non avviene durante la camminata semplice, dove tutto il peso viene sospinto da un solo piede.

La seconda importante considerazione da fare è la diversa attivazione muscolare e metabolica della parte superiore del corpo durante il Nordic rispetto alla camminata semplice. Dall'articolo [22] viene evidenziata l'attivazione muscolare della parte superiore del corpo rispetto alla camminata semplice. Questa attivazione si traduce in un maggiore dispendio di energia durante il Nordic rispetto alla camminata tradizionale. Un altro articolo che tratta sempre del coinvolgimento della parte superiore del corpo durante il Nordic Walking è quello di [62]. In questo articolo viene studiata la variazione del range di moto della spalla in utenti anziani a seguito di un allenamento di Nordic o di sola camminata. Quello che è stato riscontrato è una maggiore capacità di movimento nei pazienti che avevano praticato il Nordic rispetto a quelli che avevano praticato solo la camminata. Questo per concludere che il Nordic tende ad aumentare il lavoro e il movimento degli arti superiori rispetto a quanto avviene per la camminata.

L'ultima considerazione che può essere fatta riguarda la velocità di andatura e come la GRF ne viene influenzata. Questo argomento viene trattato sia da [61] sia da [63]. In base alla velocità degli atleti cambia la GRF, in particolare viene registrato un aumento di FZI e FZH a velocità sostenuta, mentre viene registrata una diminuzione di FZT sempre a velocità sostenuta. Quindi all'aumentare della velocità si ha un aumento della GRF, sia per il Nordic sia per la camminata semplice [63].

È dunque possibile riassumere le principali caratteristiche di confronto tra Nordic Walking e Walking che sono state riscontrate in letteratura:

- Differenze nella GRF
- Diversa attivazione della parte superiore del corpo
- Dipendenza della GRF e dello sforzo dalla velocità

7.5 Analisi del confronto tra la camminata e il Nordic Walking nel modello MTB

Dopo aver evidenziato tra la letteratura le principali caratteristiche di confronto tra queste due discipline è ora possibile vedere se gli stessi risultati sono riscontrabili anche nei modelli Multi-Body.

Le simulazioni vengono effettuate andando a impostare gli stessi parametri antropometrici (massa e altezza) uguali per i due modelli:

- altezza: 1,75 m
- peso: 75 kg

Allo stesso modo vengono impostati uguali anche il tempo della simulazione e lo Step Time:

- Time: 5 s
- Step Time: 0,001 s

Analizzando la GRF, per verificare la differenza tra i due modelli è necessario analizzare i dati relativi alla reazione verticale scaricata al suolo da uno dei due piedi. In particolare, la forza scaricata a terra dall'avampiede e dal retro-piede. Queste due curve sono state unite e ne è stata tracciata la curva di Trend. In questo modo è più semplice evidenziarne l'andamento qualitativo.

Variazione della GRF per il modello Nordic Walking:

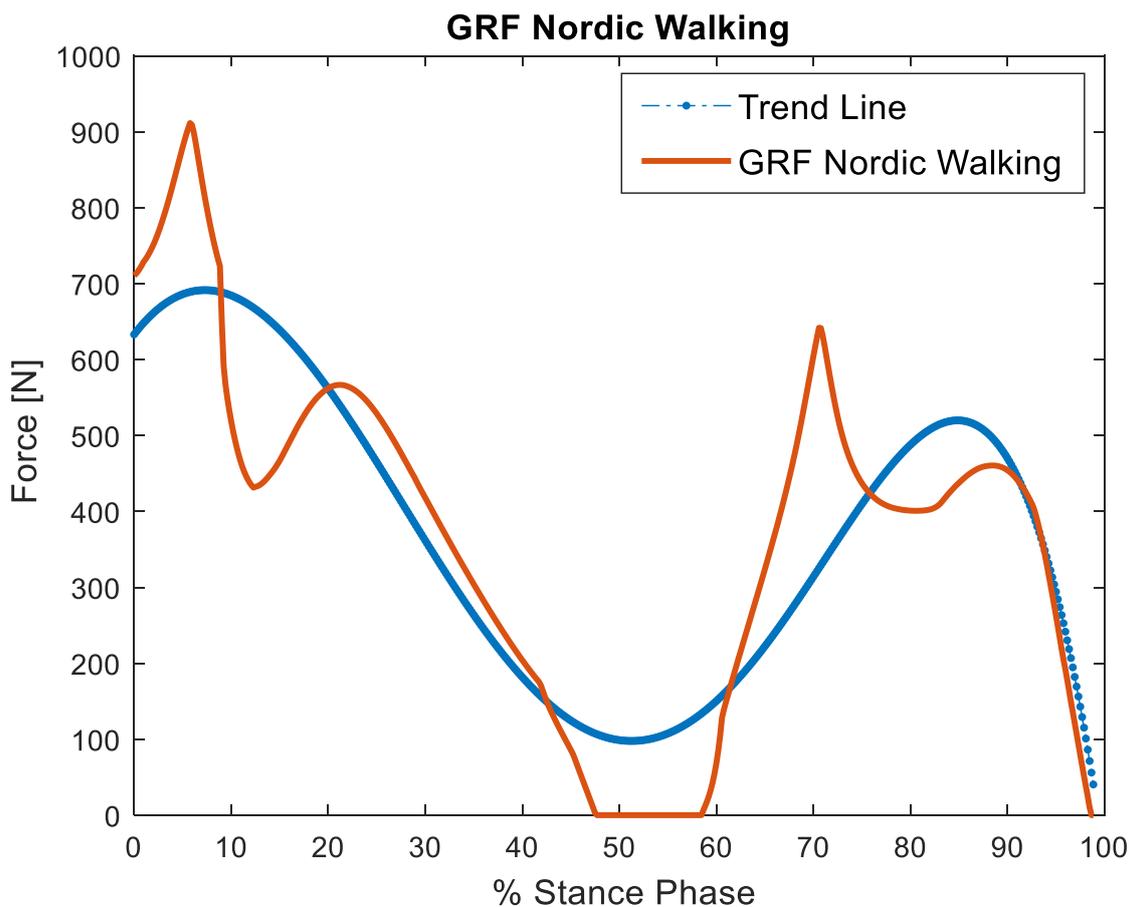


Figura 7.7– Variazione della GRF per il modello NW

Variazione della GRF per il modello Walking:

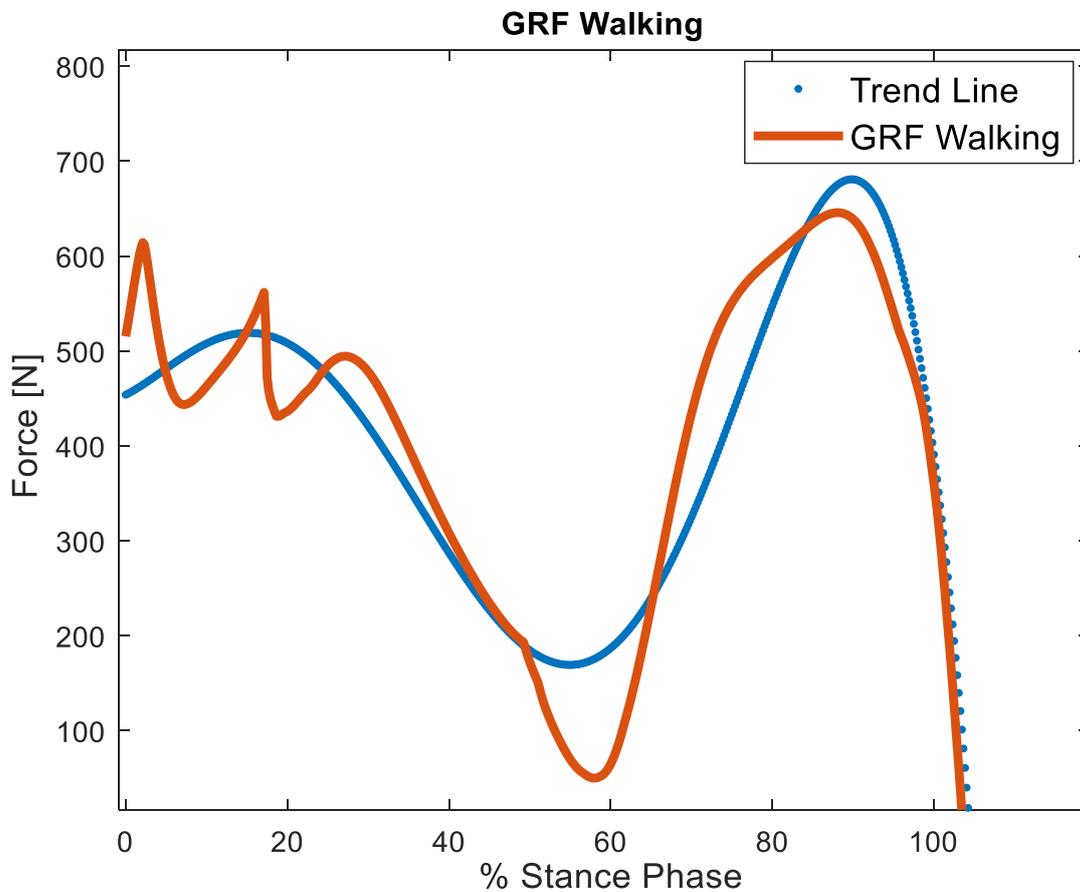


Figura 7.8– Variazione della GRF per il modello W

In tabella vengono riassunti i valori caratteristici delle curve mostrate nei grafici:

	Nordic Walking	Walking
Primo picco	900 N	550-600 N
Secondo picco	500 N	600 N

Tabella 7.1– Valori dei picchi della variazione della GRF nei casi NW e W

Le curve di Trend approssimano meglio le curve di GRF rendendole molto simili a quelle che vengono riscontrate in letteratura. L'andamento è infatti lo stesso che è stato presentato da [61].

Dal grafico che mostra la sovrapposizione di queste due curve è possibile chiarire il concetto:

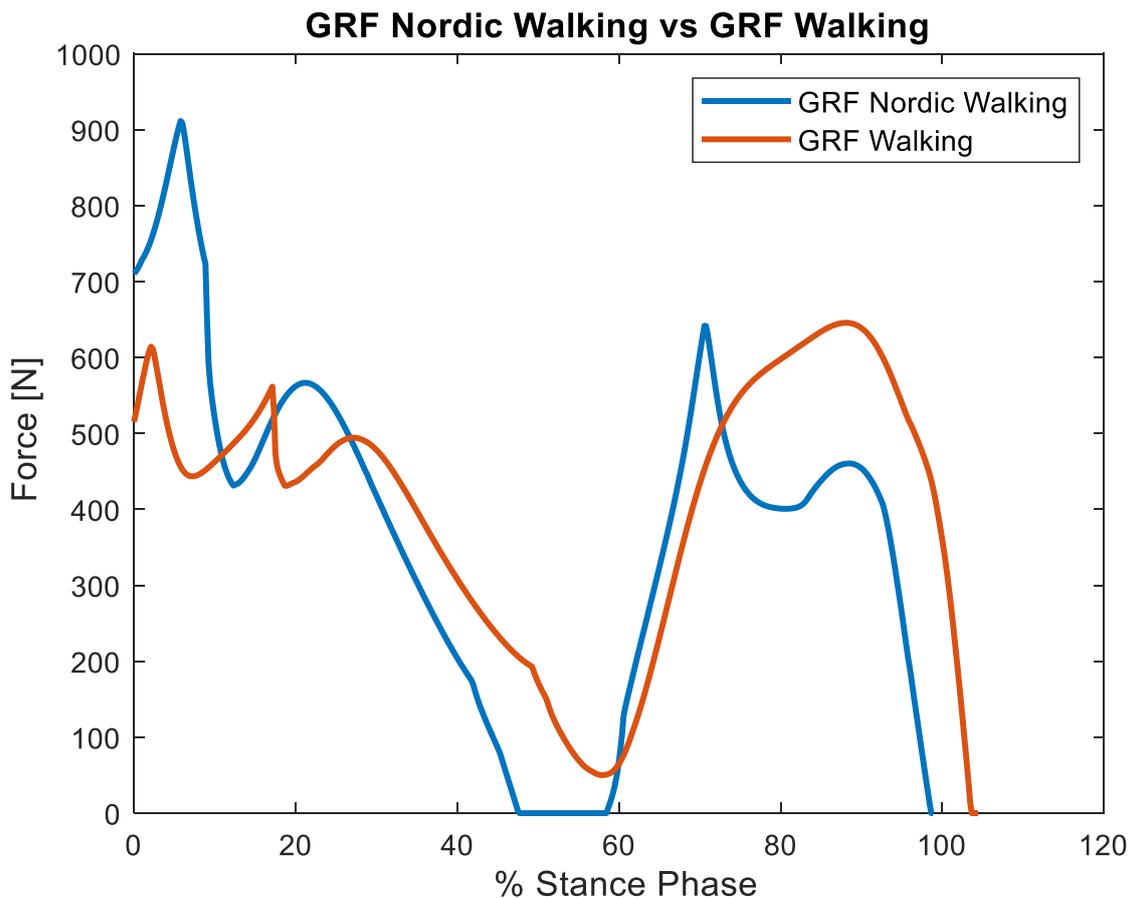


Figura 7.9-Confronto della GRF per il modello NW e W

Dal confronto tra i due modelli MTB non è possibile trarre informazioni riguardanti la spesa calorica o l'attivazione muscolare nelle due attività sportive. Questo è dovuto al tipo di modellazione usata per simulare la camminata nordica e tradizionale, i modelli multi-body infatti non hanno come scopo quello di indagare variabili biomeccaniche. Quello che è possibile valutare grazie a questi modelli è la potenza consumata da ciascun modello. La potenza viene calcolata su quattro punti cardine: i due giunti anca e i due giunti spalla, per dividere il calcolo della potenza complessiva in parte superiore e inferiore del corpo. A seguito di questa divisione si può valutare la differenza di potenza e il lavoro speso dalla parte superiore del corpo e dalla parte inferiore. Da questo confronto ci si aspetta che il modello che simula la camminata semplice consumerà, a livello Upper body, una potenza minore rispetto a quello che simula il Nordic.

La potenza meccanica in presenza di organi rotanti viene valutata con la formula:

$$P = C \cdot \omega [W] \tag{7.1}$$

Dove:

- P : è la potenza espressa in Watt;
- C : è la coppia agente sul giunto considerato in Nm;
- ω : è la velocità angolare del giunto considerato in rad/s;

Gli andamenti della coppia e della velocità angolare del giunto spalla e anca vengono riportati in figura:

Coppia agente sul giunto Spalla nel caso del Nordic Walking e Walking:

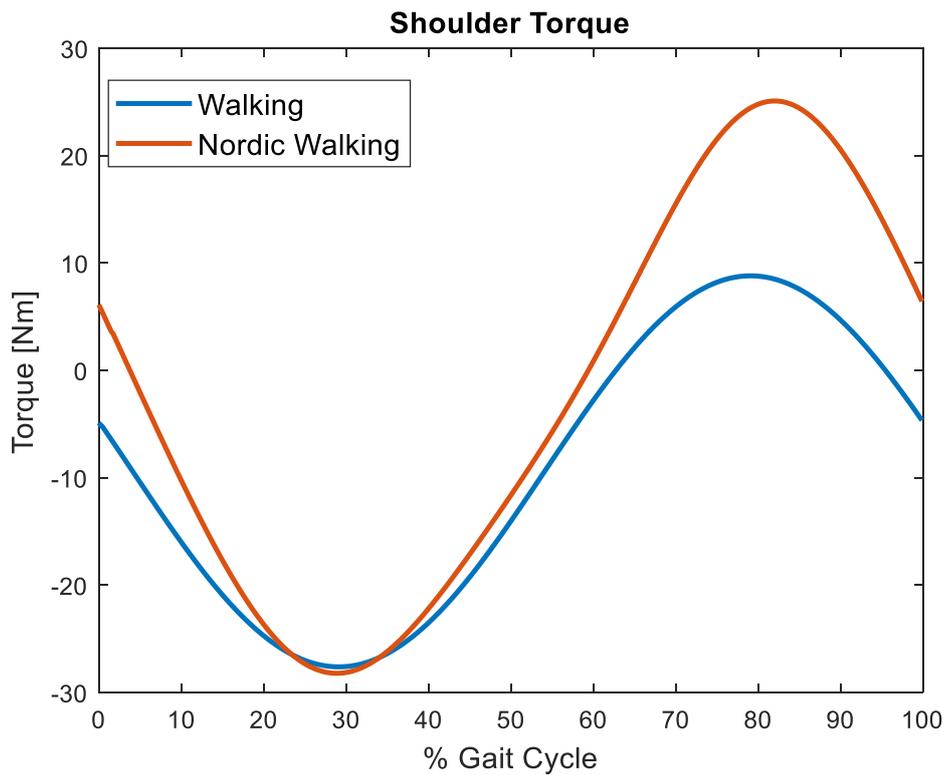


Figura 7.10-Confronto della Coppia agente sul giunto Spalla

Andamento della velocità angolare del giunto Spalla nel caso del Nordic Walking e Walking:

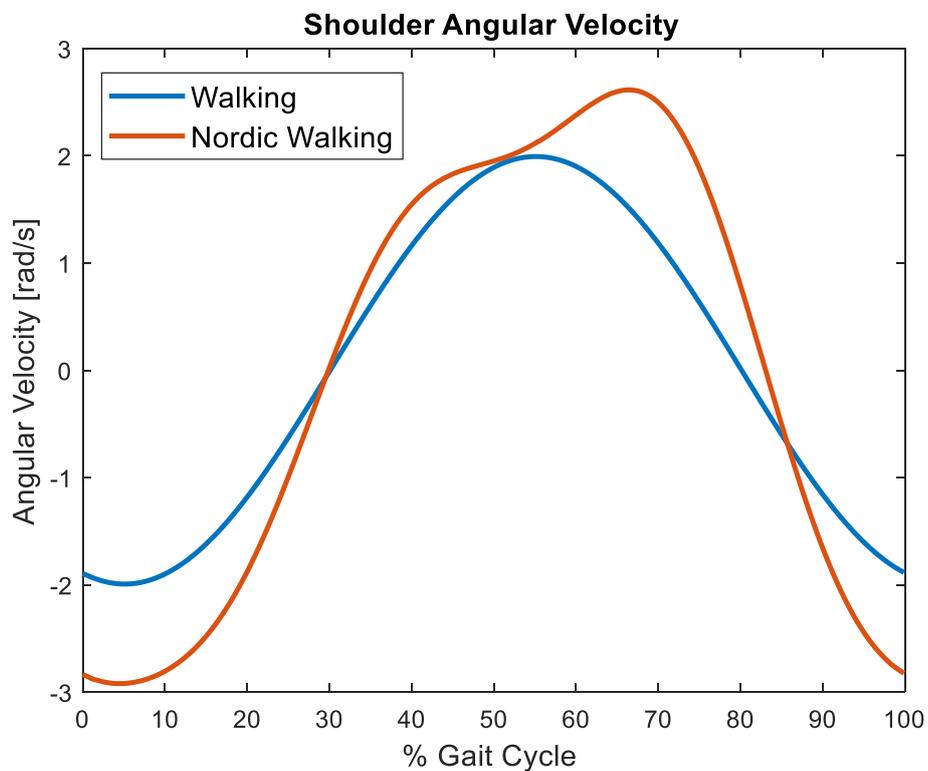


Figura 7.11-Confronto della Velocità angolare agente sul giunto Spalla

SPALLA	Nordic Walking	Walking
Coppia	Valore max. 25 Nm Valore min. -28 Nm	Valore max. 8,8 Nm Valore min. -27,6 Nm
Velocità angolare ω	Valore max. 2,6 rad/s Valore max. -2,9 rad/s	Valore max. 2 rad/s Valore max. -2 rad/s

Tabella 7.2-Tabella con i valori di coppia e velocità massima e minima

Coppia agente sul giunto Anca nel caso del Nordic Walking e Walking:

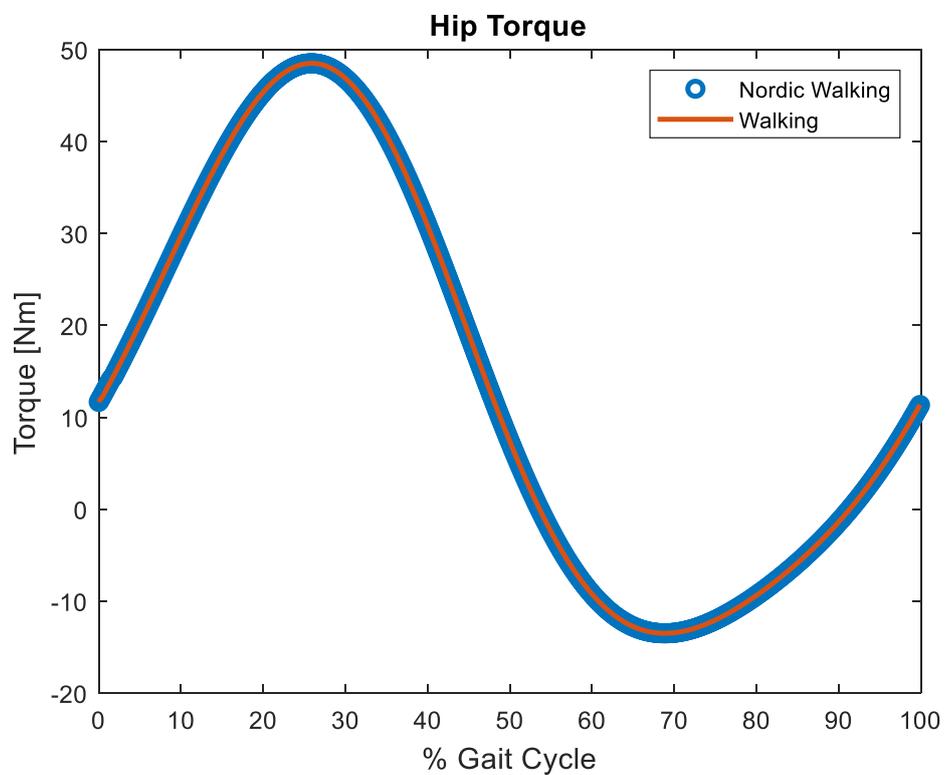


Figura 7.12-Confronto della Coppia agente sul giunto Anca

Andamento della velocità angolare del giunto Anca nel caso del Nordic Walking e Walking:

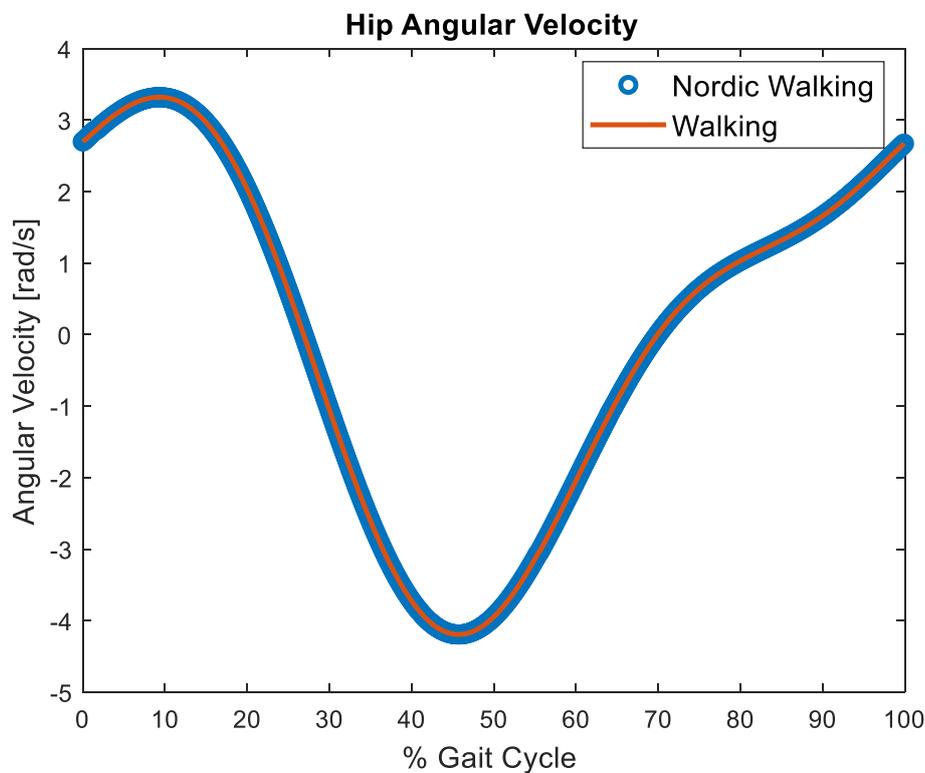


Figura 7.13-Confronto della Coppia agente sul giunto Anca

GIUNTO ANCA	Nordic Walking	Walking
Coppia	Valore max. 48,5 Nm Valore min. -13,5 Nm	Valore max. 48,5 Nm Valore min. -13,5 Nm
Velocità angolare ω	Valore max. 3,3 rad/s Valore min. -4.19 rad/s	Valore max. 3,3 rad/s Valore min. -4.19 rad/s

Tabella 7.3-Tabella con i valori di coppia e velocità massima e minima

È ora possibile calcolare la potenza per i singoli giunti usando la formula (1). Una volta calcolata viene integrata sul ciclo del passo per trovare il lavoro speso per compiere un ciclo completo, in tabella vengono riportati i valori del lavoro relativi alla parte superiore del corpo (Upper Body), alla parte inferiore (Lower Body) e infine il lavoro complessivo (somma di Upper Body e Lower Body):

LAVORO	Nordic Walking	Walking
Upper Body	4,84 J	2,28 J
Lower Body	7 J	7 J
Totale	11,84 J	9,28 J

Tabella 7.4-Tabella con i valori del lavoro speso dalla parte superiore, inferiore del corpo e quella totale

Da questi calcoli è possibile ottenere una stima del lavoro compiuto dal giunto durante un ciclo che in questo contesto è rappresentato da due passi (Gait Cycle).

Normalizzando i valori ottenuti, si ottiene che il lavoro speso nel caso della camminata semplice risulta essere circa il 78% del lavoro compiuto durante il NW.

Lavoro normalizzato Nordic Walking	Lavoro normalizzato Walking
100%	78%

Tabella 7.5-Tabella con i valori del lavoro percentuale normalizzato

Un ulteriore confronto che può essere effettuato riguarda l'energia totale spesa a diverse velocità di avanzamento del modello. Modificando il parametro v all'interno delle funzioni periodiche che definiscono la cinematica del sistema è possibile variarne il periodo. Se $v < 1$ allora il periodo si riduce e l'andatura media del modello sarà più veloce, viceversa se $v > 1$ sarà più lenta.

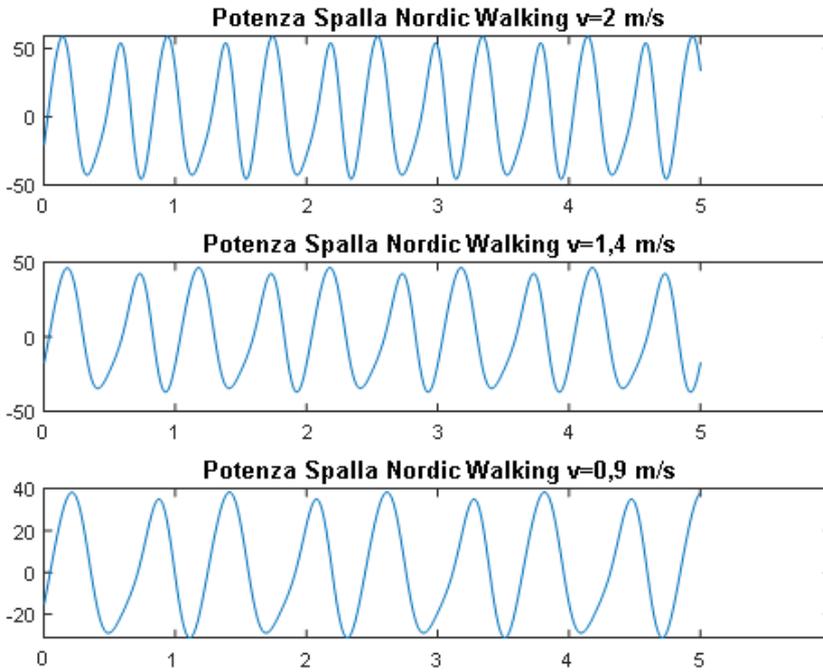
Si riporta in tabella la velocità di andatura media al variare del parametro v . Sono state scelte tre velocità campione a cui effettuare le simulazioni in modo da avere uno spettro ampio del range di variazione della velocità. Per questo motivo sono state scelte:

	Nordic Walking		Walking	
	<i>m/s</i>	<i>km/h</i>	<i>m/s</i>	<i>km/h</i>
$v = 0,8$	2	7,1	2	7
$v = 1,2$	1,4	5	1,4	5
$v = 2$	0,9	3	0,9	3,04

Tabella 7.6-Tabella con i valori della velocità di andatura media al variare del parametro v

Analizzando gli andamenti delle coppie e della velocità angolare come nel caso precedente si ottiene:

Andamento della Potenza al variare della velocità per il giunto SPALLA nel modello NW

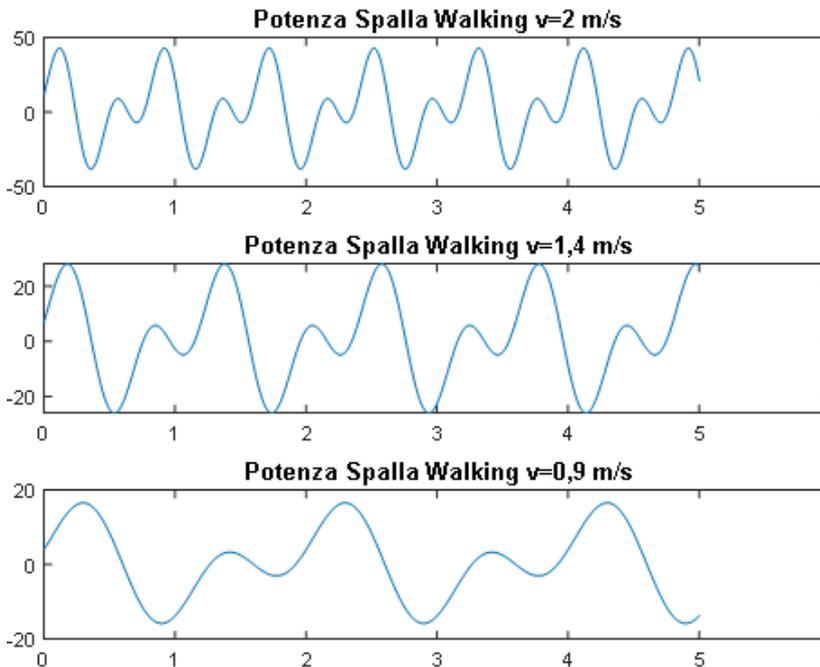


Upper body Nordic Walking		
	Potenza Max	Potenza Min
$v = 2$	59 W	-45 W
$v = 1,4$	46 W	-37 W
$v = 0,9$	38 W	-31 W

Tabella 7.7-Tabella con i valori di Potenza massima e minima relativi alla Fig.7.14

Figura 7.14-Grafici della Potenza del giunto Spalla al variare della velocità caso NW

Andamento della Potenza al variare della velocità per il giunto SPALLA nel modello W

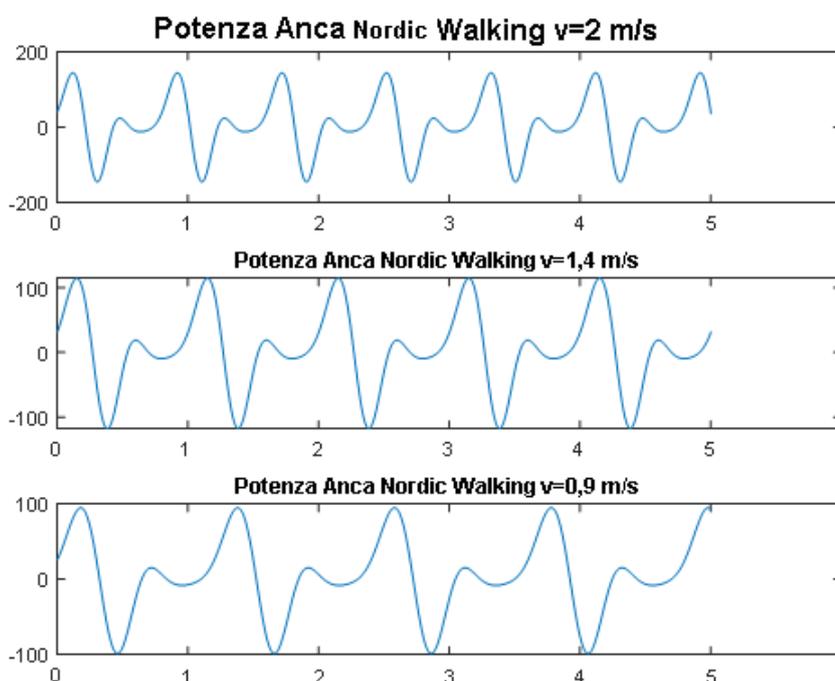


Upper body Walking		
	Potenza Max	Potenza Min
$v = 2$	43 W	-38 W
$v = 1,4$	28 W	-26 W
$v = 0,9$	17 W	-16 W

Tabella 7.8-Tabella con i valori di Potenza massima e minima relativi alla Fig.7.15

Figura 7.15- Grafici della Potenza del giunto Spalla al variare della velocità caso W

Andamento della Potenza al variare della velocità per il giunto ANCA nel modello NW

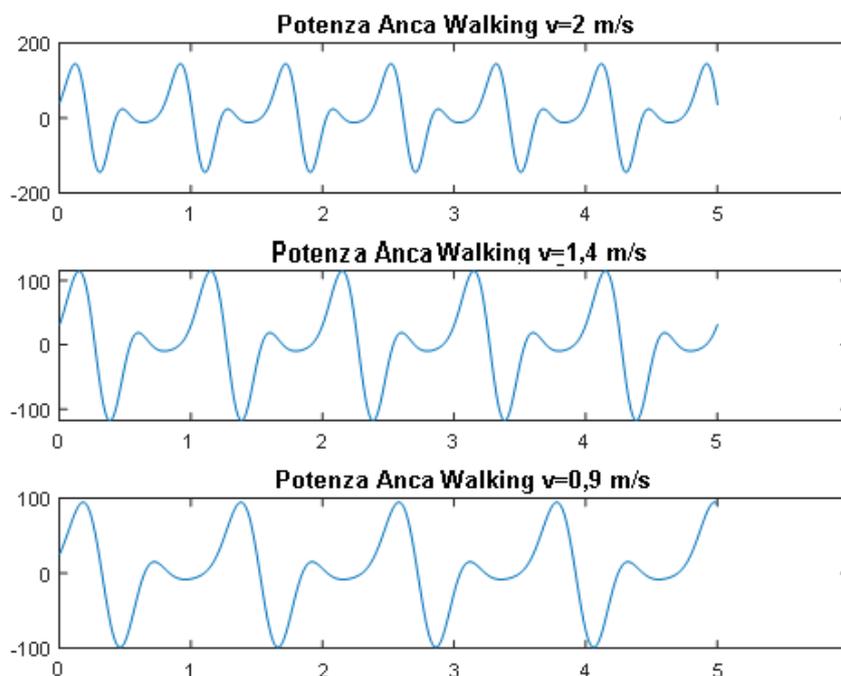


Lower body Nordic Walking		
	Potenza Max	Potenza Min
$v = 2$	145 W	-144W
$v = 1,4$	115 W	-118 W
$v = 0,9$	95 W	-99 W

Tabella 7.9-Tabella con i valori di Potenza massima e minima relativi alla Fig.7.16

Figura 7.16- Grafici della Potenza del giunto Anca al variare della velocità caso NW

Andamento della Potenza al variare della velocità per il giunto ANCA nel modello W



Lower body Walking		
	Potenza Max	Potenza Min
$v = 2$	145 W	-144W
$v = 1,4$	115 W	-118 W
$v = 0,9$	95 W	-99 W

Tabella 7.10-Tabella con i valori di Potenza massima e minima relativi alla Fig.7.17

Figura 7.17- Grafici della Potenza del giunto Anca al variare della velocità caso W

	Nordic Walking			Walking		
	$v = 0,9 \text{ m/s}$	$v = 1,2 \text{ m/s}$	$v = 2 \text{ m/s}$	$v = 0,9 \text{ m/s}$	$v = 1,2 \text{ m/s}$	$v = 2 \text{ m/s}$
Lavoro Upper Body	4 J	11 J	25 J	3 J	8 J	16 J
Lavoro Lower Body	5 J	26 J	48 J	5 J	26 J	48 J

Tabella 7.11-Tabella di confronto tra il lavoro speso dalla parte superiore del corpo e quella inferiore al variare della velocità

In Tabella 7.11 vengono riportati tutti i valori del lavoro speso dal giunto Spalla e da giunto Anca. Come si vede e come viene chiarito dai grafici sottostanti si ha un aumento del lavoro speso nel caso del Nordic Walking rispetto alla camminata semplice. Con questo risultato si vuole metter in luce che l'incremento di energia spesa durante il Nordic Walking a causa del maggiore coinvolgimento della parte superiore del corpo può essere riscontrato anche a seguito di un'analisi energetica prettamente meccanica (in termini di potenza). Se si considera anche l'attivazione muscolare, il dispendio di energia risulterà certamente maggiorato rispetto al caso della camminata semplice.

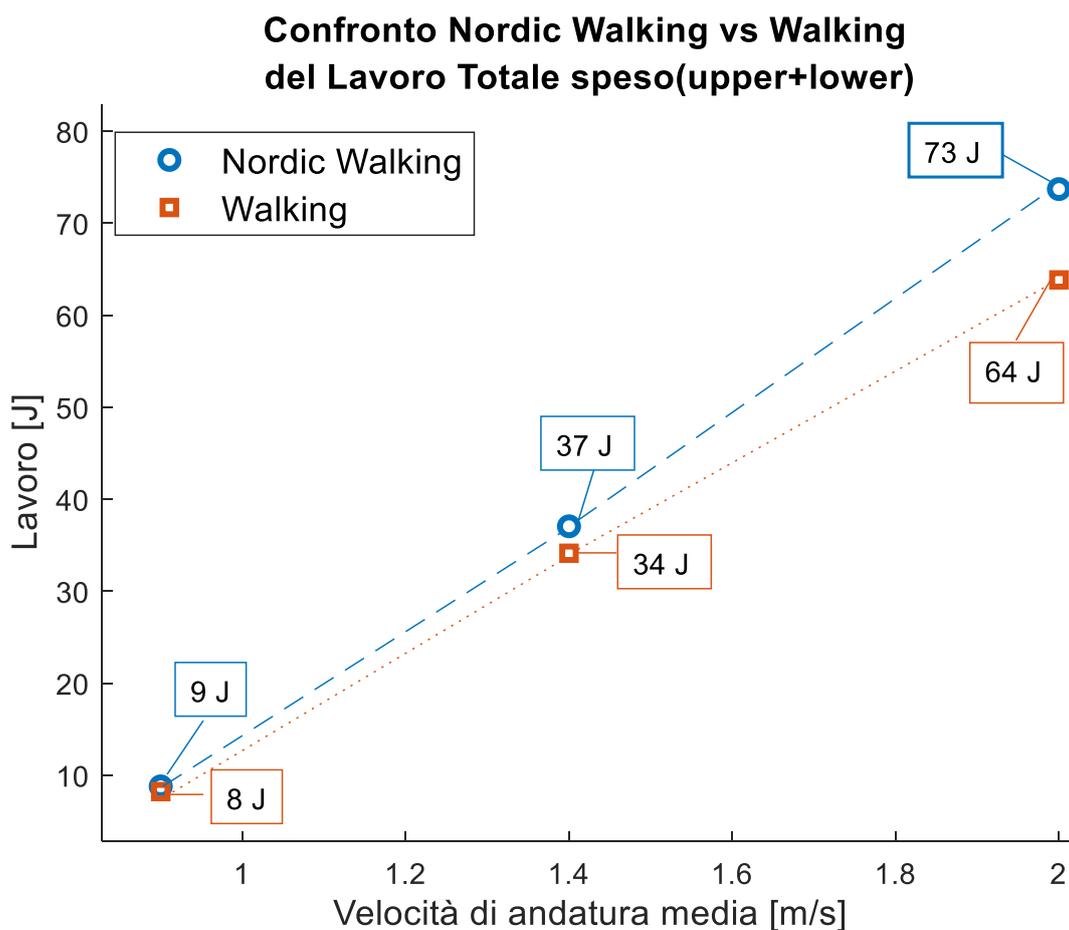


Figura 7.18- Grafico mostra come all'aumentare della velocità il lavoro speso complessivamente aumenti nel caso del NW rispetto al caso della camminata semplice

In questo grafico si riporta l'andamento del lavoro speso dal giunto spalla al variare della velocità (solo Upper Body). Questo per enfatizzare come la maggior differenza tra NW e W risieda proprio nel diverso comportamento di questo giunto. È necessario però specificare che nello svolgere queste analisi è stata fatta l'assunzione che il movimento della parte inferiore del corpo rimanga uguale nelle due discipline. Questo comporta che l'equazione del moto dei giunti della parte inferiore del corpo non è stata modificata nel modello costruito per la camminata. Questo concetto era già visibile attraverso i grafici della coppia e della velocità angolare.

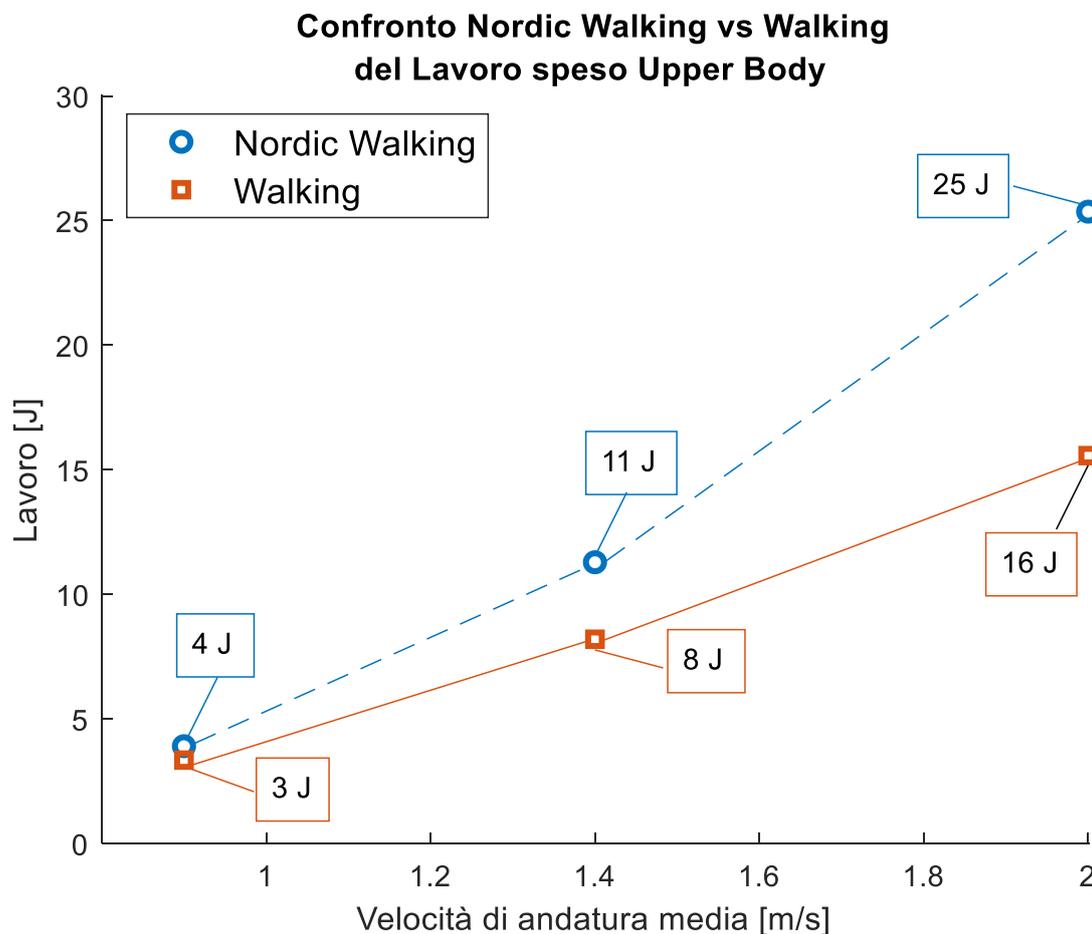


Figura 7.19- Grafico mostra come all'aumentare della velocità il lavoro speso dalla sola parte superiore del corpo aumenta nel caso del NW rispetto al caso della camminata semplice

In tabella infine vengono riportati i valori percentuali del lavoro normalizzato della camminata semplice rispetto al Nordic Walking. In Tabella 1 calcolando il lavoro della parte superiore del corpo, in Tabella 2 considerando invece il lavoro totale.

%LAVORO UPPER BODY	Nordic Walking	Walking
$v = 2 \text{ m/s}$	100%	61%
$v = 1,4 \text{ m/s}$	100%	73%
$v = 0,9 \text{ m/s}$	100%	86%

Tabella 7.12-Tabella riassuntiva di confronto tra il lavoro normalizzato solo della parte superiore del corpo

% LAVORO TOT	Nordic Walking	Walking
$v = 2 \text{ m/s}$	100%	93%
$v = 1,4 \text{ m/s}$	100%	92%
$v = 0,9 \text{ m/s}$	100%	86%

Tabella 7.12-Tabella riassuntiva di confronto tra il lavoro normalizzato totale

L'ultimo confronto svolto con quanto visto in letteratura riguarda l'andamento della forza scaricata al suolo (GRF) con la velocità media di andatura. Quello che è stato riscontrato in letteratura è un aumento della GRF con la velocità, questo risultato viene mostrato da [61] e da [63] sia per il Nordic Walking sia per la camminata semplice. Lo stesso risultato viene ottenuto dal modello multi-body, sia per quanto riguarda il Nordic Walking sia per quanto riguarda la camminata semplice.

Di seguito vengono riportati i risultati ottenuti:

Andamento della GRF per il modello Nordic Walking:

1. Velocità del passo *Veloce*: $v_{media} = 2 \text{ m/s}$

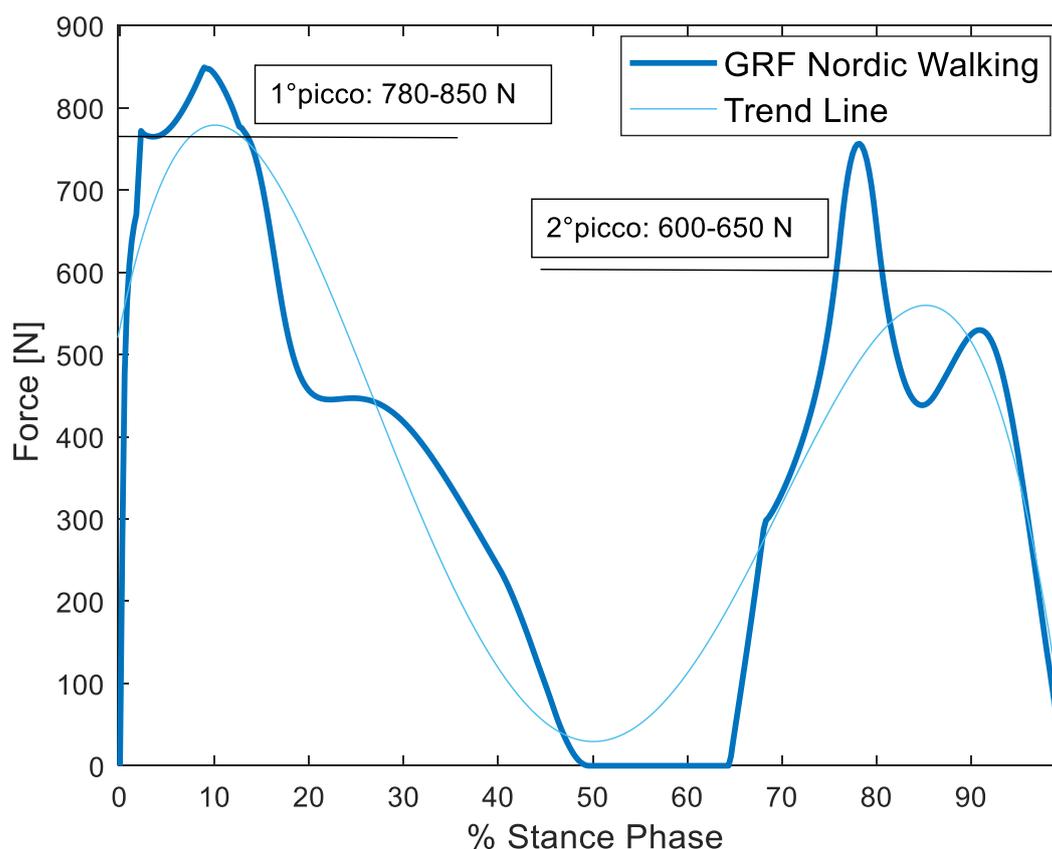


Figura 7.20-Andamento della GRF per il modello NW con $v_{media} = 2 \text{ m/s}$

2. Velocità del passo *Media*: $v_{media} = 1,4 \text{ m/s}$

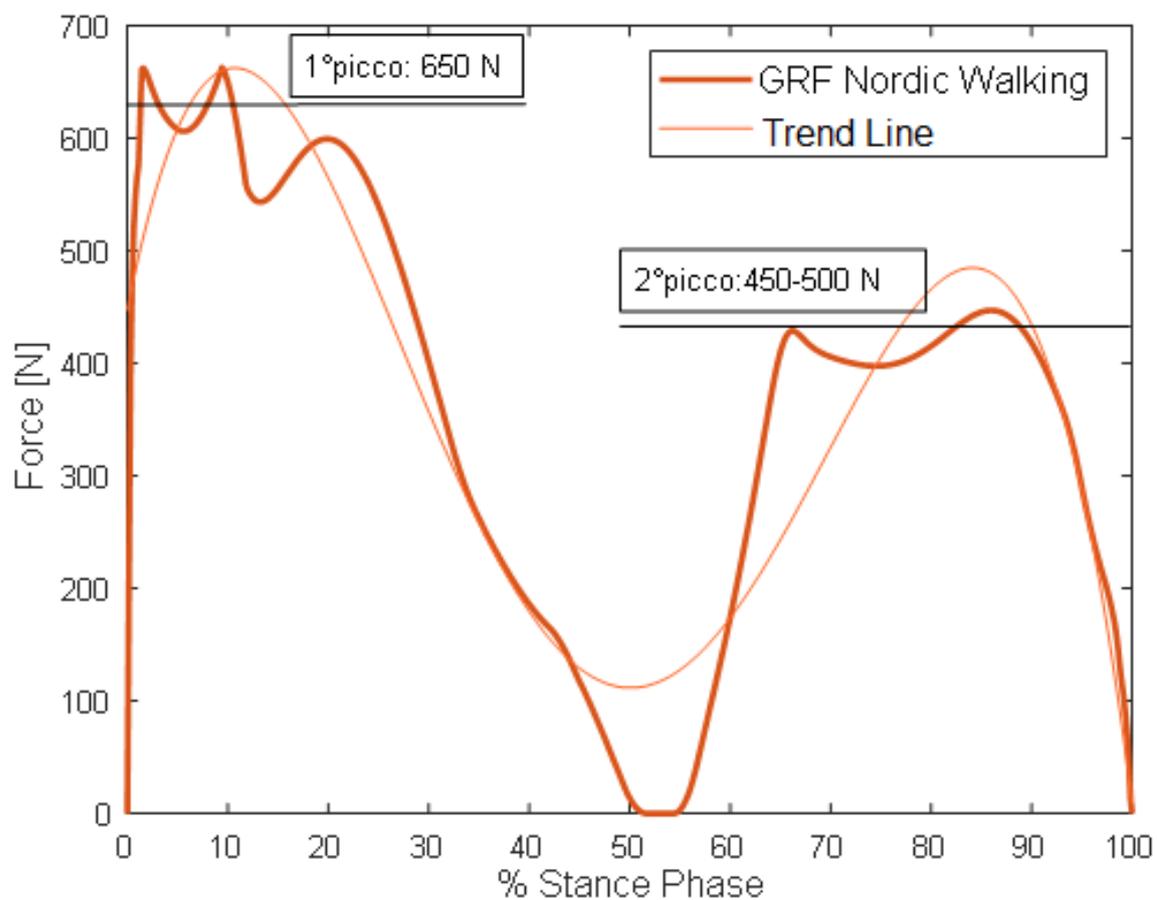


Figura 7.21-Andamento della GRF per il modello NW con $v_{media} = 1,4 \text{ m/s}$

3. Velocità del passo *Lenta*: $v_{media} = 0,85 \text{ m/s}$

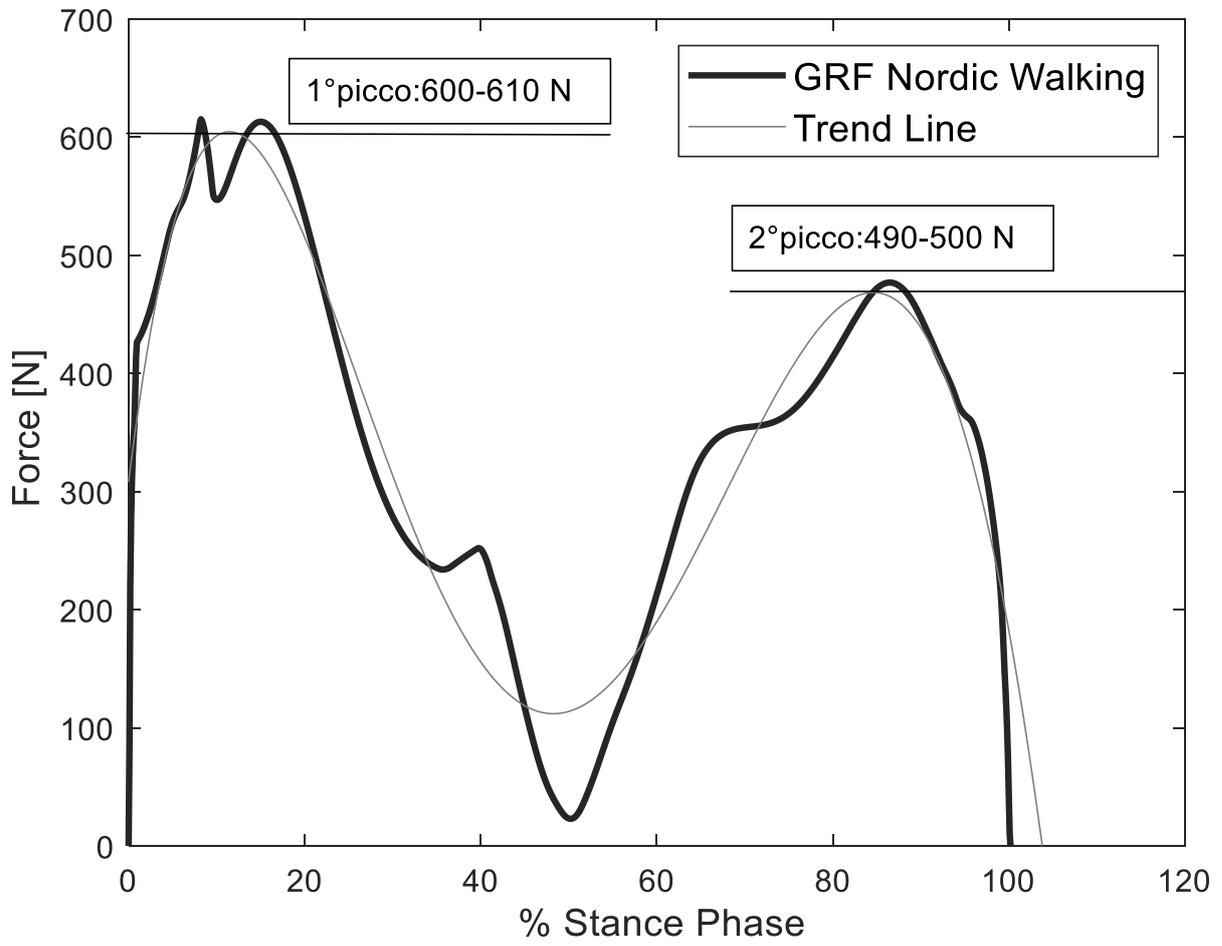


Figura 7.22-Andamento della GRF per il modello NW con $v_{media} = 0,9 \text{ m/s}$

Andamento della GRF per il modello Walking:

1. Velocità del passo *Veloce*: $v_{media} = 2 \text{ m/s}$

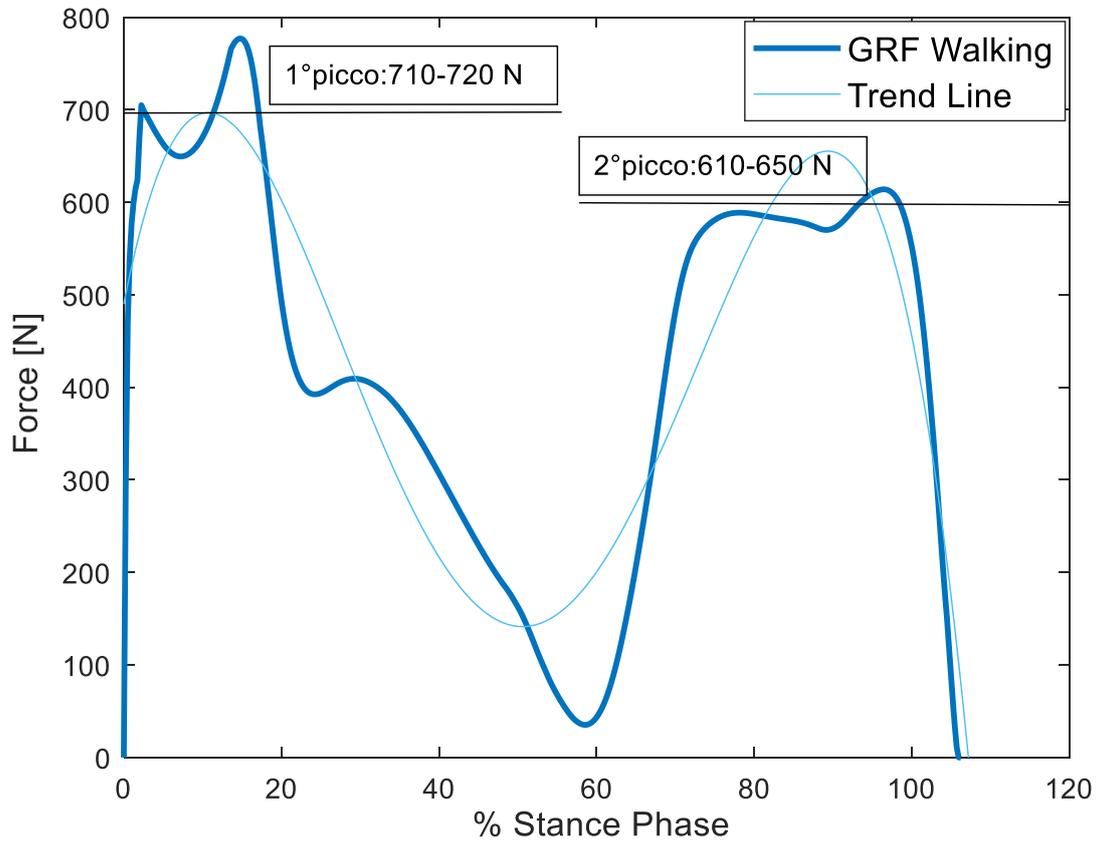


Figura 7.23-Andamento della GRF per il modello *W* con $v_{media} = 2 \frac{m}{s}$

2. Velocità del passo *Media*: $v_{media} = 1,4 \text{ m/s}$

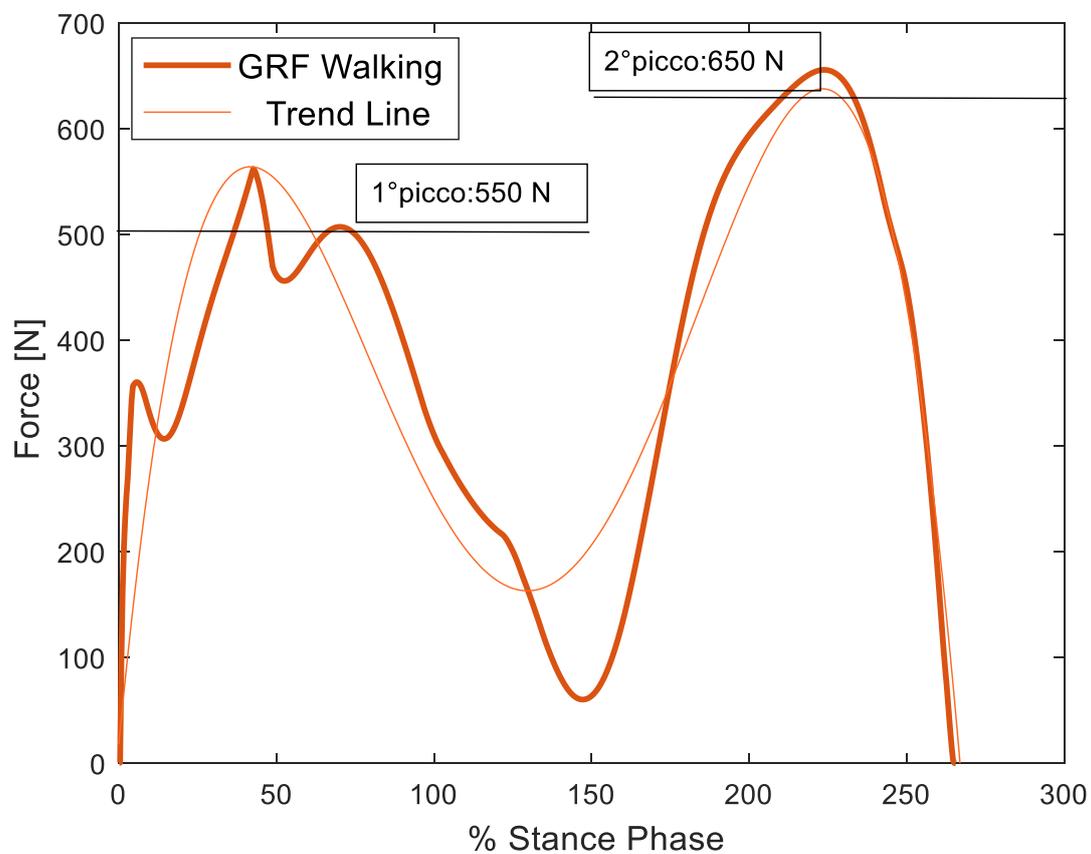


Figura 7.24-Andamento della GRF per il modello NW con $v_{media} = 1,4 \text{ m/s}$

3. Velocità del passo *Lenta*: $v_{media} = 0,9 \text{ m/s}$

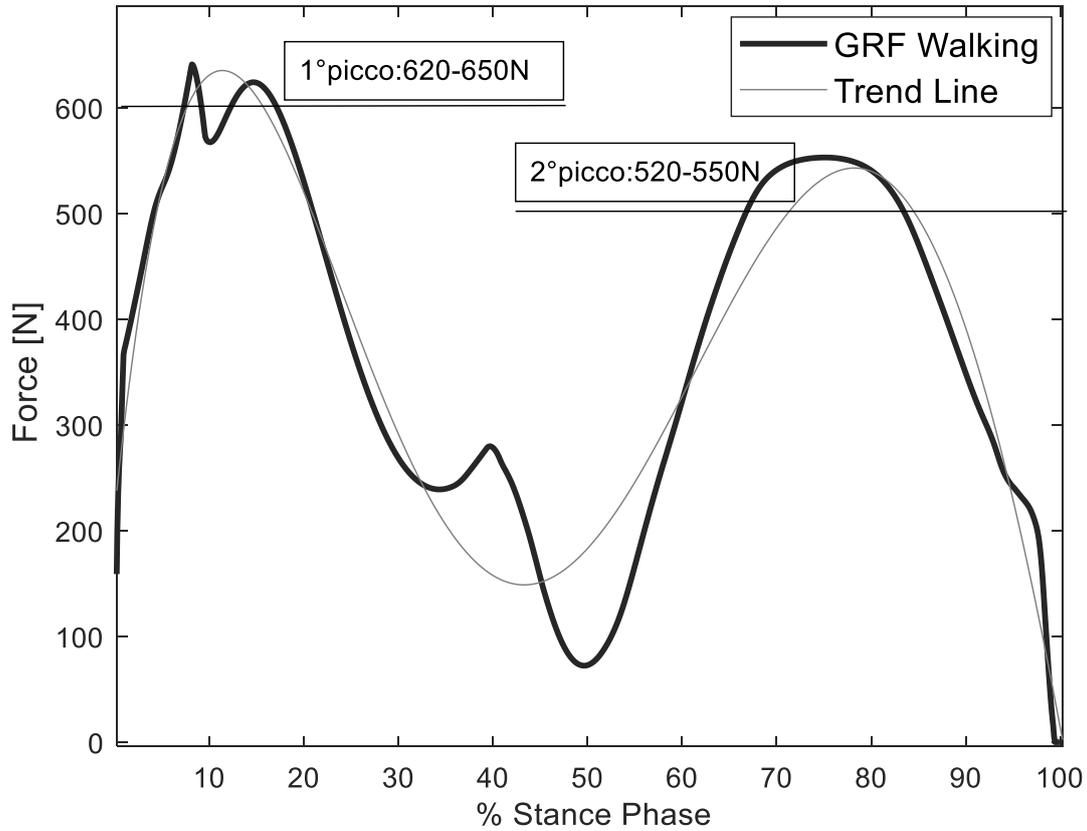


Figura 7.25-Andamento della GRF per il modello NW con $v_{media} = 0,9 \text{ m/s}$

In tabella vengono riassunti i valori dei due picchi presenti nel grafico della GRF nel caso del modello Nordic Walking e Walking.

Nordic Walking	Primo picco	Secondo picco
Andatura <i>Lenta</i> $v_{media} = 0,9 \text{ m/s}$	580-600 N	480-500 N
Andatura <i>Media</i> $v_{media} = 1,4 \text{ m/s}$	600-650 N	450-500 N
Andatura <i>Veloce</i> $v_{media} = 2 \text{ m/s}$	780-850 N	600-650 N

Tabella 7.13-Tabella riassuntiva dei valori di picco della GRF per il modello NW

Walking	Primo picco	Secondo picco
Andatura <i>Lenta</i> $v_{media} = 0,9 \text{ m/s}$	620-650 N	520-550 N
Andatura <i>Media</i> $v_{media} = 1,4 \text{ m/s}$	550 N	650 N
Andatura <i>Veloce</i> $v_{media} = 2 \text{ m/s}$	710-720 N	610-650 N

Tabella 7.14-Tabella riassuntiva dei valori di picco della GRF per il modello W

Quello che si può osservare è un aumento dei picchi di GRF all'aumentare della velocità media del passo.

Nei grafici sottostanti vengono sovrapposti i grafici di GRF nel caso della del Nordic Walking e nel caso del Walking al variare della velocità in modo da chiarire il concetto già esposto nelle Tabelle 7.13 e 7.14.

In questi grafici vengono evidenziate le curve di Trend di ogni curva poiché grazie a queste è più facile evidenziare le differenze sopra esposte.

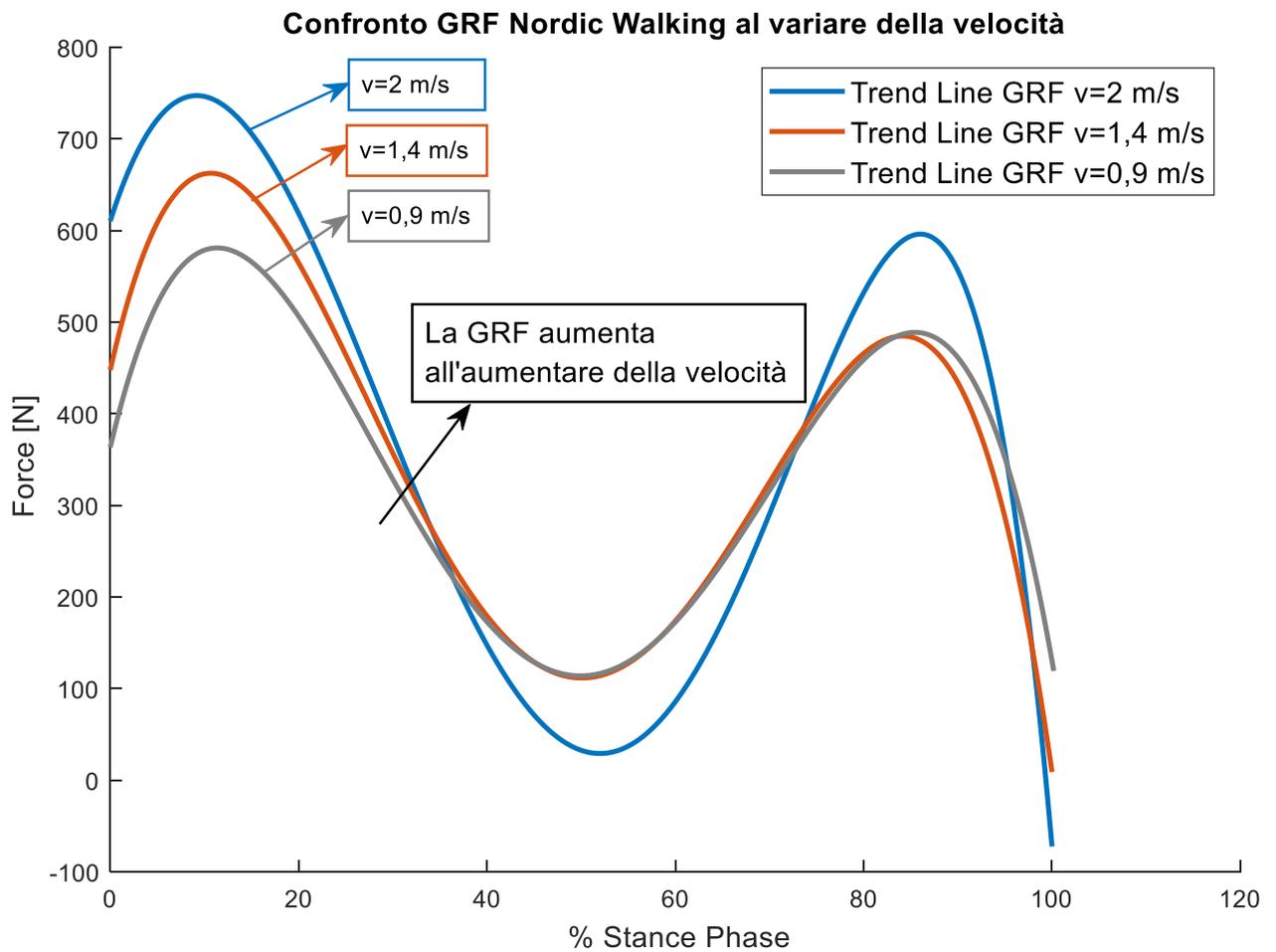


Figura 7.26-Andamento della GRF nel modello NW al variare della velocità

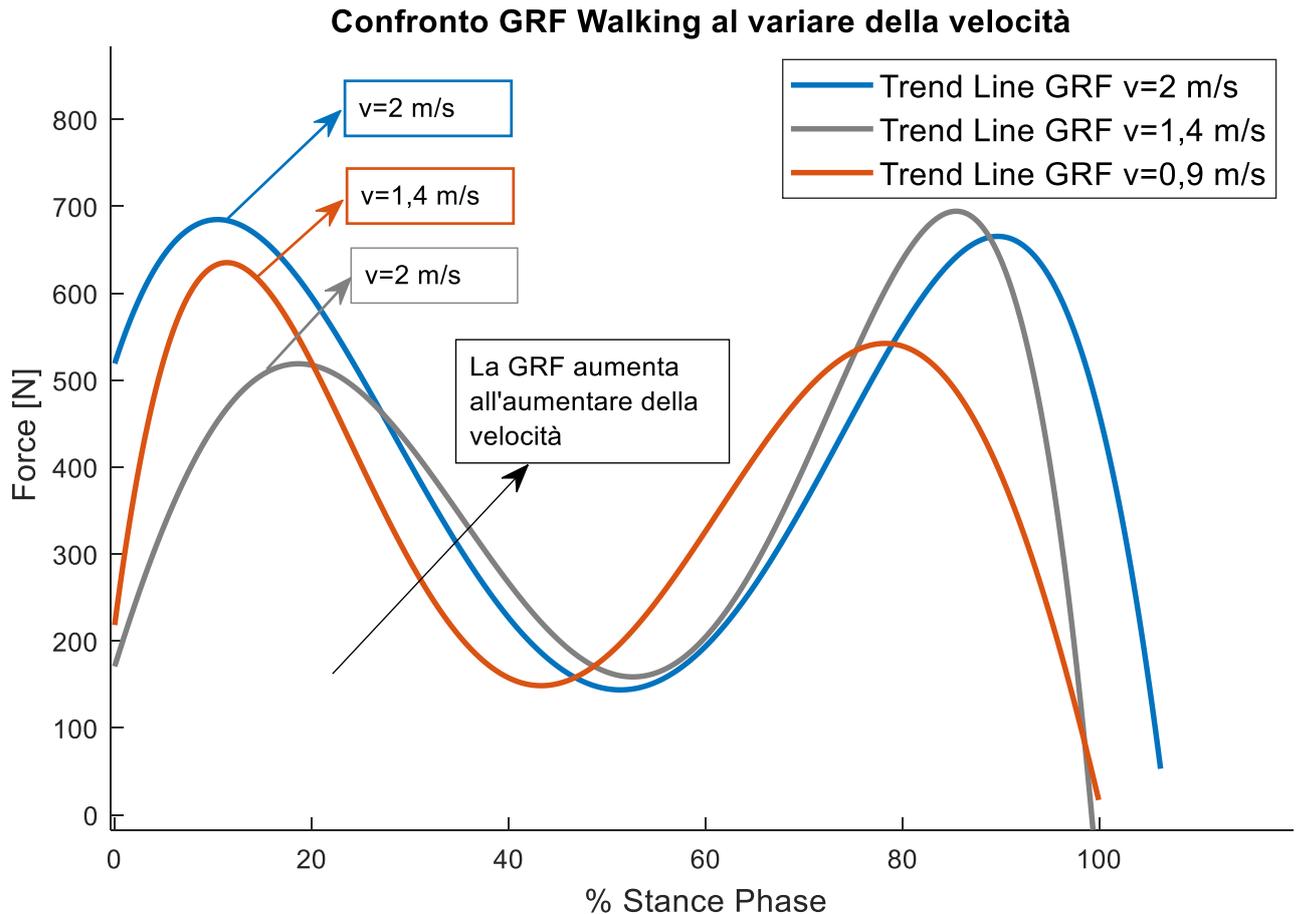


Figura 7.27-Andamento della GRF nel modello W al variare della velocità

In conclusione, i due modelli NW e W sono stati confrontati, il primo sia con dati sperimentali sia con dati acquisiti dalla letteratura, il secondo solo con quelli della letteratura, per poterli validare. In particolare, i confronti che sono stati effettuati sono:

- Confronto tra la forza impressa sul bastoncino
- Confronto GRF al variare dell'antropometria del soggetto
- Confronto GRF nel caso Nordic Walking rispetto al caso Walking
- Confronto lavoro speso dalla parte superiore del corpo nel caso NW rispetto al caso W
- Confronto della variazione della GRF con la velocità media del passo nel caso NW e W.

Da tutti questi confronti è stato possibile riscontrare che le due simulazioni numeriche rispecchiano i dati che vengono mostrati in letteratura. Inoltre, nel caso del modello Nordic è stata riscontrata anche una corrispondenza per quanto riguarda la forza scaricata a terra dal bastoncino, acquisita con bastoncini sensorizzati. Grazie a questi confronti, avvenuti con successo, è possibile ritenere i due modelli validati per questa prima fase di analisi. È chiaro che questi modelli andrebbero ulteriormente migliorati per renderli ancora più validanti e simili ciò che avviene in realtà.

8. Conclusioni

In questo lavoro di Tesi è stata presentata la costruzione e la validazione di un modello Multi-Body che simula l'attività del Nordic Walking. Questo lavoro fa parte di un progetto più ampio che ha come obiettivo il monitoraggio dei parametri sportivi del Nordic Walking tramite una piattaforma elettronica inserita all'interno dei bastoncini stessi. Le specifiche tecniche e la struttura di queste schede sono state descritte nei primi capitoli di questo lavoro, analizzando nel dettaglio ogni componente. Inizialmente è stato creato un prototipo che prevedeva una struttura esterna per contenere i dispositivi elettronici, successivamente questi sono stati miniaturizzati e inseriti all'interno dell'impugnatura del bastoncino ottenendo così un sistema completamente integrato. Grazie allo sviluppo di un Software e poi di un'applicazione per smartphone sarà possibile ottenere un sistema di monitoraggio completo ed efficace. Lo sviluppo del sistema Multi-Body ha seguito quello del sistema elettronico in modo da completare il progetto. Infatti, la simulazione numerica completa affianca la progettazione del sistema sperimentale con l'obiettivo di poter confrontare i dati ottenuti da sperimentalmente con quelli ottenuti dal modello numerico.

La costruzione di questo modello numerico è iniziata assieme alla costruzione delle schede elettroniche, inizialmente si trattava di un modello molto semplice e schematico che è stato continuamente aggiornato fino all'ottenimento del modello attuale. Una delle caratteristiche fondamentali di questo modello è la sua parametrizzazione che non era presente nei modelli precedenti. È infatti questa caratteristica che ha reso possibile il confronto con i dati sperimentali e con quelli ottenuti dalla letteratura, adattando l'antropometria del modello MTB a quella dell'atleta che svolgeva la sessione di prova. Tramite questi confronti è stato possibile validare il modello e ottenere dei risultati che approssimano al meglio quanto avviene nella realtà. Tale validazione ha coinvolto da un lato i dati ottenuti dai bastoncini sensorizzati, in particolare per quanto riguarda la forza applicata al bastoncino, dall'altro i dati forniti dalla letteratura, in particolare per quanto riguarda la GRF.

Questa simulazione, per come è stata impostata, risulta essere anche molto versatile, infatti è stato possibile costruire un modello che simula la camminata semplice partendo dal modello del Nordic. La parametrizzazione dell'antropometria del modello e delle sue equazioni del moto lo rendono facilmente modificabile e adattabile a diverse esigenze di studio. Questa sua caratteristica lo rende adatto a essere usato come base per eventuali analisi di altre attività sportive o studi biomeccanici. L'approccio usato per la costruzione del modello e la logica seguita per l'imposizione dei moti e l'ottenimento delle caratteristiche della forza di contatto hanno fornito dei buoni risultati. La stessa metodologia potrebbe essere infatti usata nello studio di un'altra disciplina sportiva per poter ottenere un modello numerico valido.

Per quanto riguarda gli sviluppi futuri di questo lavoro possono essere riassunti in due tipologie:

- Ottimizzazione del modello esistente del Nordic Walking e della camminata semplice
- Sviluppo di nuovi modelli per altre discipline sportive (Sci di fondo, Sci alpino, ...)

L'ottimizzazione del modello può essere effettuata agendo su diversi aspetti del modello stesso. La modifica principale da effettuare risiede nell'imposizione della cinematica della parte superiore del corpo, le equazioni introdotte infatti sono state solo approssimate. Andrebbero ottenute queste curve di variazione angolare da un'analisi sperimentale in modo da avere un modello formalmente corretto. Come scritto nei precedenti capitoli, l'analisi di sensibilità può essere completata andando a valutare anche gli altri parametri coinvolti nel contatto, come i Bushing e la molla torsionale. Infine, per ottimizzare il modello della camminata semplice questo andrebbe modificato in maniera più completa, ovvero andando a cambiare le equazioni del moto della parte inferiore del corpo ottenendole da dati forniti in letteratura per la camminata semplice.

L'interesse per il monitoraggio dei parametri sportivi non si è limitato al Nordic Walking, ma ha coinvolto anche altre discipline sportive. Durante lo sviluppo e stesura di questa Tesi è iniziato un progetto, simile a quello svolto per il Nordic, ma riguardante lo Sci Alpino. Anche per questa disciplina, molto più complessa del Nordic, è stato costruito un modello multi-body preliminare, sempre partendo da quello ottenuto per il Nordic. Questo per ribadire la versatilità di questa simulazione numerica, che con le dovute attenzioni e modifiche, può essere adatta a tanti studi differenti.

È possibile concludere che l'obiettivo di questo lavoro di Tesi è stato raggiunto. Il modello Multi-Body è stato sviluppato e validato, ottenendo così un modello versatile e completo da affiancare all'apparato sperimentale.

9. Ringraziamenti

Desidero fare alcuni ringraziamenti a conclusione di questo lavoro di Tesi e di questo percorso. Innanzitutto, vorrei ringraziare il Professore Aurelio Somà per avermi dato la possibilità di svolgere questa Tesi e per avermi coinvolto in diversi progetti stimolanti che mi hanno dato la possibilità di accrescere le mie capacità. Allo stesso modo vorrei ringraziare Francesco Mocera per avermi seguito durante tutto gli sviluppo del lavoro di Tesi ed avermi guidato nel mondo dei bastoncini sensorizzati.

Inoltre, vorrei ringraziare l'azienda Gabel s.r.l per l'opportunità di tirocinio che mi ha fornito e in particolare Gianpietro Beltramello e Marco Cestonaro per avermi coinvolta e supportata nel lavoro durante i mesi spesi a Bassano del Grappa.

Un ringraziamento speciale va al gruppo di ricerca di microsistemi meccanici (MEMS) per avermi sempre incoraggiata durante tutti questi mesi, in particolare Angelo, Stefano e Andrea per aver reso questi mesi di lavoro più leggeri.

Un ringraziamento va ai miei amici di Genova per esserci sempre stati e ai miei nuovi amici di Torino per tutte le esperienze fatte in questi anni di università.

Infine, vorrei ringraziare la mia famiglia per aver sempre creduto in me e nelle mie capacità: mi avete permesso di arrivare fin qui.

10. Bibliografia

- [1] ANWI, “La storia del Nordic Walking”, [Online]. Available: <http://www.anwi.it/index.php/anwi/137-la-storia-del-nordic-walking>.
- [2] “scuola italiana nordic walking”, [Online]. Available: <http://www.scuolaitaliananordicwalking.it/il-nordic-walking/la-storia/>.
- [3] M. Pantzar, “Understanding innovation in practice: a discussion of the production and re-production of Nordic Walking”, *Technology Analysis & Strategic Management*, pp. 447-461, 2010.
- [4] R. Oulton, “nordicwalkingfan”, 19 Novembre 2013. [Online]. Available: <http://www.nordicwalkingfan.com/nordic-walking-accessories/>.
- [5] P. Kocur, “Nordic Walking – a new form of exercise in rehabilitation” *Medical Rehabilitation*, pp. 1-8, 2006.
- [6] N. W. Academy, “nordicwalkingacademy” [Online]. Available: <https://nordicwalkingacademy.it/>.
- [7] A. Zanellato, “*Nordic Walking, consigli utili per un primo approccio*”, A.s.d Nuovi Sentieri, 2008.
- [8] N. Morgulec-Adamowicz, “Nordic Walking – A New form of adaptes physical activity (A literature review)”, *Human Movement*, vol. 12, n. 2, pp. 124-132, 2011.
- [9] K. Piech, “Nordic Walking-A versatile physical activity fit for everyone (a literature review)”, *LASE Journal of Sport Science*, vol. 5, pp. 46-56, 2014.
- [10] J. Larkin, “*Aerobic responses to 12 weeks of exerstriding or walking training in sedentary adult women*”, 1992.
- [11] L. Stoughton, “*Psychological profiles before and after 12 weeks of walking or Exerstrider training in adult women*”, 1992.
- [12] A. Karawan, “*The effects of twelve weeks of walking or Exerstriding on upper body muscular strength and endurance*”, 1992.
- [13] T. Hendrickson, “*The physiological responses to walking with and without Power Poles™ on treadmill exercise*”, 1993.
- [14] C.D. Rodgers, J.C. Vanheest, C.L. Schachter, “Energy expenditure during submaximal walking with Exerstriders”, *Journal of Medicine & Science in Sports & Exercise*, pp. 607-611, 2005.
- [15] T.S. Church, C.P. Earnest , G.M. Morss, “Field testing of physiological responses associated with Nordic Walking”, *Research Quarterly for Exercise and Sport* , vol. 73, n. (3), p. 296–300, 2002.

- [16] S. Koji, "Oxygen uptake, heart rate, perceived exertion, and integrated electromyogram responses associated with Nordic Walking", *Journal of physiological anthropology*, n. 32, 2013.
- [17] K. Karsten, "No difference in the hemodynamic response to Nordic pole Walking vs. conventional brisk walking. A randomized exercise field test using the ultrasonic cardiac output monitor (USCOM)", *International Journal of cardiology*, vol. 132.1, pp. 133-135, 2009.
- [18] J.P. Porcari, T.L. Hendrickson, P.R. Walter, L. Terry, G. Walsko, "The physiological responses to walking with and without Power Poles™ on treadmill exercise", *Res Quarterly for Exerc and Sport*, pp. 161-166, 1997.
- [19] S. Perrey, "Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles", *Journal of Sports Science & Medicine*, pp. 32-38, 2008.
- [20] T. Schiffer, "Physiological responses to nordic walking, walking and jogging", *Journal of Applied Physiology*, p. 56-61, 2006.
- [21] K. Kukkonen-Harjula, "Self-guided brisk walking training with or without poles: a randomized-controlled trial in middle-aged women", *Scand J Med Sci Sports*, vol. 17 (4), p. 316-323, 2007.
- [22] B. Pellegrini, "Exploring Muscle Activation during Nordic Walking: A Comparison between Conventional and Uphill Walking", *Plos One*, 2015.
- [23] P. Barbara, "Muscular and metabolic responses to different Nordic walking techniques, when style matters", *Plos One*, 2018.
- [24] P. Walter, "Acute responses to using walking poles in patients with coronary artery disease" *Journal of cardiopulmonary rehabilitation and prevention*, vol. 16, 1996.
- [25] E. Collins, "Pole Striding exercise and vitamin E for management of peripheral vascular disease", *Medicine & Science in Sports & Exercise*, pp. 384-393, 2003.
- [26] P. Kocur, "Effects of Nordic Walking training on exercise capacity and fitness in men participating in early, short-term inpatient cardiac rehabilitation after an acute coronary syndrome-a control trial", *Clinical Rehabilitation*, 2009.
- [27] P. Kocur, "Estimation of energy expenditure during various form of exercise in early cardiac rehabilitation", *Physiotherapy*, pp. 3-11, 2009.
- [28] C. Oakley, "Nordic poles immediately improve walking distance in patients with intermittent claudication", *European journal of vascular and endovascular surgery*, vol. 36.6, pp. 689-694, 2008.
- [29] L. Allet, "Effects of different walking aids on walking capacity of patients with poststroke hemiparesis", *Archives of physical medicine and rehabilitations*, pp. 1408-1413, 2009.
- [30] V. Eijkeren, "Nordic Walking improves mobility in Parkinson's disease", *Movement disorders*, pp. 2239-2243, 2008.
- [31] M. Herfurth, "Gait velocity and step length at baseline predict outcome of Nordic walking training in patients with Parkinson's disease" *Parkinsonism and Related disorder*, pp. 413-416, 2015.
- [32] N. Takeshima, "Effects of Nordic Walking compared to Conventional Walking and Band-Based Resistance Exercise on Fitness in Older Adults", *Journal of Sports Science and Medicine*, vol. 12, pp. 422-430, 2013.

- [33] J. Wendlova, “Nordic Walking-is it suitable for patients with fractured vertebra?”, *Therapy*, pp. 171-176, 2008.
- [34] J.M. Shim, “Comparison of the Effects of Walking with and without Nordic Pole on Upper Extremity and Lower Extremity Muscle Activation”, *The Society of Physical Therapy Science*, vol. 25, n. 12, 2013.
- [35] K. Sugiyama, “Oxygen uptake, heart rate, perceived exertion, and integrated electromyogram of the lower and upper extremities during level and Nordic walking on a treadmill”, *Journal of Physiological Anthropology*, vol. 32, n. 2, 2013.
- [36] J. Willson, “Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 33, n. 1, p. 142–147, 2001.
- [37] T. Jöllenbeck, “Biomechanical Loading of the Lower Extremities during Nordic Walking – A Field Study”, in *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports*, Salzburg, Austria, 2006.
- [38] L. Hansen, “Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint”, *Scandinavian Journal Med Sci Sports*, n. 18, p. 436–441, 2008.
- [39] M. Hagen, “Ground Reaction Forces, Rearfoot Motion and Wrist Acceleration in Nordic Walking”, in *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports*, Salzburg, Austria, 2006.
- [40] M. Whittle, “Whittle's Gait Analysis”, Elsevier Health Sciences, 2012.
- [41] Wikipedia, “Gait Analysis” [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Gait_analysis.
- [42] Università di Verona, “Biomeccanica della Locomozione”, 25 marzo 2002. [Online]. Available: <http://www.dnbm.univr.it/documenti/OccorrenzaIns/matdid/matdid005038.pdf>.
- [43] Università di Verona, “Pedane di Forza” [Online]. Available: <http://www.dnbm.univr.it/documenti/OccorrenzaIns/matdid/matdid309635.pdf>.
- [44] G. Beckham, “Force Plate Use in Performance Monitoring and Sport Science Testing”, *New Studies in Athletics*, 2014.
- [45] K. Millis, “The basics of electromyography”, *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 2005.
- [46] L. Bortolan, “Development and validation of a system for poling force measurement in cross-country skiing and nordic walking”, in *27 International Conference on Biomechanics in Sports*, Limerick, Ireland, 2009.
- [47] J. Krejčí, “Development and validation of system for measuring poling forces during nordic walking”, *Acta Gymnica*, vol. 43.3, pp. 49-56, 2013.
- [48] K. Christopher, “Harvesting kinetic energy to supply autonomous lighting on Nordic Walking poles” in *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 2013.
- [49] A. Somà, F. Fraccarollo, F. Mocera, “Measurement system powered by energy harvester for Nordic Walking performance monitoring”, *Journal of Sports Engineering and Technology*, pp. 167-175, 2017.
- [50] A. Somà, F. Fraccarollo, F. Mocera “Nordic Walking Performance Analysis with an Integrated Monitoring System”, *Sensors*, 2018.

- [51] H. Leea, M. Roh, “Review of the multibody dynamics in the applications of ships and offshore structures”, *Ocean Engineering*, n. 167, pp. 65-76, 2018.
- [52] C. R. Drillis R, “Body Segment Parameters”, *New York, Office of Vocational Rehabilitation;*, Vol. 1, 1966.
- [53] N. Hamilton, W. Weimar, K. Luttgens, “Table 14.2 Body Segment Percentages of Total Body Weight for Living Man and Woman”, *Kinesiology: Scientific Basis of Human Motions*, vol. 12e, 2011.
- [54] T. J. Luliè, O. Mufthic, A. Susic, “Design og the 3D model of human body oriented to biomechanical applications”, *International design conference*, 2004.
- [55] A. K. Dziuba, G. Żurek, I. Garrard, I. Wierzbicka-Damska, “Biomechanical parameters in lower limbs during natural walking and Nordic walking at different speeds”, *Acta of Bioengineering and Biomechanics Original paper*, vol. 17, n. 1, pp. 97-101, 2015.
- [56] ProtoKinetics Team, «ProtoKinetics,» 28 Novembre 2018. [Online]. Available: <https://www.protokinetics.com/2018/11/28/understanding-phases-of-the-gait-cycle/>.
- [57] P. Flores, J. Ambròsio, J.C.P. Claro, H. M. Lankarani, “Influence in the contact-impact force model on th dynamic reponse of multi-body systems”, 2005.
- [58] P. Flores, H. M. Lankarani, “Contact force model fo multi-body dynamics”, Springer, 2016.
- [59] G. Jochem, *Contact mechanics in MSC Adams-A technical evaluation of the contact models in multibody dynamics software MSC Adams*, 2012.
- [60] A. Saltelli, M. Ratto, “Global Sensitivity Analysis”, Italy: Wiley, 2004.
- [61] A. Encarnación-Martínez, P. Pérez-Soriano, L.Salvador, “Differences in Ground Reaction Forces and Shock Impacts Between”, *Research Quarterly for Exercise and Sport*, pp. 94-99, 2014.
- [62] S. Kim, “Comparison of Schouler Ranges of Motion During Nordic Pole Walking and general Walking in the Elderly”, *Journal of Engineering and Applied Sciences* , pp. 7712-7715, 2017.
- [63] T. S. Keller, “Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging and running”, *Clinical Biomechanics*, pp. 235-259, 1996.
- [64] A. A. Shabana, “Dynamics of Multi-Body Systems”, University of Illinois at Chicago: Cambridge University Press, 2005.
- [65] Ahmed A. Shabana, “Computational Dynamics-Third Edition”, Wiley, 2010.