

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Caratterizzazione sperimentale di parametri spazio-temporali nella corsa su treadmill

Relatore
Prof. Ing. Rita Stagni

Laureando
Mattia Lucconi

III Sessione
A.A. 2012/2013

Indice

Introduzione	1
---------------------------	---

Capitolo 1

Stato dell'arte	5
1.1. I piani principali del corpo umano	5
1.2. Il ciclo del passo ('gait cycle')	7
1.3. Analisi del passo ('gait 'analysis')	10
1.4. Biomeccanica del movimento	13
1.4.1. Controllo motorio.....	14
1.4.2. Parametri spazio-temporali	15
1.5. Modello a pendolo inverso	16
1.6. Consumo energetico	18
1.7. Velocità preferita	19

Capitolo 2

Materiali e Metodi	
2.1 Popolazione	21
2.2 Protocollo	21
2.3 Acquisizione dei dati	23

2.4 Elaborazione e analisi dei dati.....	24
Capitolo 3	
Risultati	
3.1 Risultati test 1	33
3.2 Risultati test 2.....	38
Capitolo 4	
Discussione	49
TEST 1:	
4.1 Discussioni risultati	50
4.2 Limitazioni	51
4.3 Conclusioni e Sviluppi futuri.....	51
TEST 2:	
4.4 Discussione risultati.....	52
4.5 Limitazioni	55
4.6 Conclusioni e Sviluppi futuri.....	55
Conclusioni	57
Appendice A	59
Bibliografia	75
Ringraziamenti	79

Sommario

Scopo dello studio

Lo scopo della tesi è verificare se esiste nell'uomo una correlazione tra le velocità preferite di corsa\cammino e i parametri antropometrici, e inoltre dare un significato ai segnali acquisiti dall'analisi del passo tramite uno strumento in fase di sviluppo.

Materiali e metodi

Sono stati reclutati 20 soggetti mediamente allenati e suddivisi equamente per sesso. I soggetti sono stati sottoposti ad un protocollo di test motori su treadmill diviso in due parti. I dati del primo test sono stati acquisiti manualmente mentre i dati del secondo test sono stati acquisiti da uno strumento e inviati a remoto. L'elaborazione dei risultati di entrambi i test è stata effettuata utilizzando i software Microsoft Excell e Matlab R2010a.

Risultati e conclusioni

Dai dati è emerso un trend significativo per le velocità di corsa in funzione delle altezze, ma non per quelle di cammino. Per le seconde è stata invece riscontrata una netta differenza tra soggetti maschili e femminili che ha portato a classificare i due sessi separatamente. I parametri riguardanti l'analisi del passo del secondo test sono risultati qualitativamente accettabili e confrontabili con la letteratura, ma sarà necessaria una futura validazione sperimentale per la conferma scientifica.

Introduzione

La deambulazione deriva da un processo evolutivo durato migliaia di anni che ha portato l'uomo da una postura quadrupede ad una bipede, migliorando col tempo l'efficienza del gesto. Allo stesso modo, durante la crescita dall'infanzia all'età adulta, ciascun individuo ha sviluppato una tecnica di cammino e corsa ideale per la propria struttura corporea. Negli ultimi tempi questa correlazione tra parametri antropometrici ed andatura ottimale è stato oggetto di molti studi, talvolta discordanti. Uno degli obiettivi di questo elaborato è quello di verificare l'esistenza o meno di questo trend e fornire dati aggiuntivi a quanto già presente in letteratura.

Un altro aspetto importante, inerente alla deambulazione, è l'analisi del passo (in inglese 'gait analysis'). Quando si parla di gait analysis, si intende il rilevamento di alcuni parametri caratteristici del ciclo del passo, a scopo generalmente diagnostico. Infatti negli ultimi decenni questa tecnica ha rivestito un ruolo sempre più importante nella valutazione di soggetti affetti da disabilità nell'apparato locomotore dovute a cause morbose, ortopediche o traumatiche. Ma esiste un'accezione più ampia del termine: infatti l'analisi può essere condotta anche su uno sportivo con l'intento di schematizzare il gesto atletico, studiarlo e perfezionarlo. In particolare nei 'runners', la gait analysis può rappresentare un vero e proprio strumento di miglioramento, stimolando gli atleti al raggiungimento della migliore efficienza di corsa. Tuttavia i costi della strumentazione consentono questo tipo di esame solo a sportivi d'élite (oltre che ai pazienti che ne necessitano).

In questo lavoro di tesi verranno dunque analizzati dei dati ricavati con un nuovo strumento pratico ed economico che potrebbe consentire un'analisi del passo 'fai da te'. Scopo ultimo sarà dunque esaminare i dati estratti con il dispositivo e garantirne una validità pratica, confrontandoli con la letteratura, per consentire successivamente una validazione scientifica che potrebbe rendere la gait analysis, in un futuro non troppo lontano, uno strumento alla portata di tutti.

Capitolo 1

Stato dell'arte

1.1 I piani principali del corpo umano

Per la descrizione delle parti anatomiche e soprattutto dei movimenti eseguiti dai diversi segmenti corporei è opportuno che si utilizzino dei sistemi di riferimento idonei. Infatti la fisiologia associa a ciascun segmento corporeo un opportuno sistema di riferimento definito rispetto al sistema di riferimento principale del corpo umano. Per la definizione di tale sistema di riferimento si considera la “posizione anatomica”, ovvero quella posizione in cui il corpo è in postura eretta, con gli arti inferiori uniti e quelli superiori posti parallelamente ai fianchi. E' importante, inoltre, considerare anche il centro di massa corporeo, il quale, in stazione eretta, è ubicato nella regione lombare a livello della quinta vertebra (L5).

Gli assi anatomici o principali schematizzati in Figura 1.1 costituiscono una terna ortogonale di assi, che origina dal centro di massa del corpo e sono:

- l'asse *y* (*asse prossimo-distale*): è l'asse in direzione verticale e parallelo alla forza di gravità *g*, ma con verso opposto;
- l'asse *z* (*asse medio-laterale*): è l'asse perpendicolare ad *y* e rivolto verso destra;

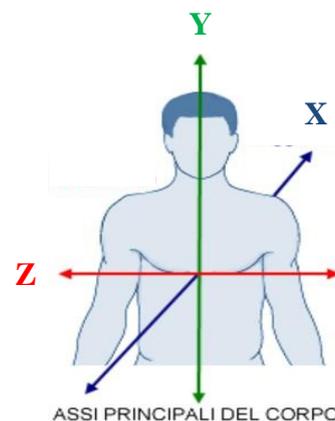


Fig. 1.1 - Assi anatomici[26]

- l'asse x (asse *antero-posteriore*): è l'asse perpendicolare sia ad y sia a z e rivolto con verso anteriore.

Tali assi sono identificati come intersezione dei piani principali di figura 1.2:

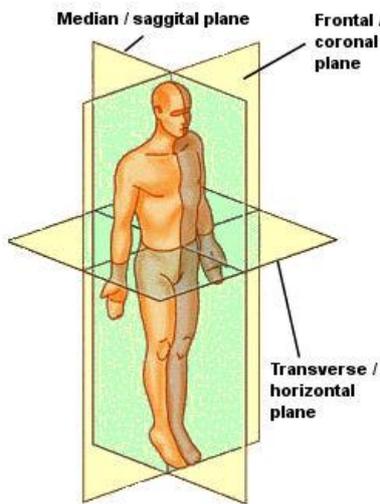


Fig. 1.2 - Piani anatomici[26]

- il piano *sagittale*, definito come il piano di simmetria del corpo, è il piano verticale ed antero-posteriore, passante attraverso il centro di massa corporeo e perpendicolare all'asse z;
- il piano *frontale* (o coronale) è definito come il piano verticale ortogonale al piano sagittale passante per il centro di massa del corpo e perpendicolare all'asse x;
- il piano *orizzontale* (o trasverso), definito come il piano ortogonale ai precedenti due piani e passante anch'esso per il centro di massa del corpo, è perpendicolare all'asse y.

Anteriore e posteriore sono utilizzati per indicare le relazioni fra le parti davanti e dietro il piano frontale (lungo l'asse antero-posteriore, A/P). Le strutture corporee vicine e lontane al piano sagittale sono indicate rispettivamente come mediali e laterali (lungo l'asse medio-laterale, M/L). Per gli arti, i termini prossimale e distale sono relativi alla distanza fra gli estremi di un arto; quello più vicino al piano trasverso è definito prossimale e quindi l'altro viene chiamato distale (il relativo asse è l' asse prossimo-distale, P/D). Per caratterizzare i movimenti articolari, considerando che si tratta principalmente di rotazioni, si definisce il piano anatomico all'interno del quale è sviluppato il movimento e l'asse attorno al quale è stata realizzata la rotazione di tale movimento. E' importante notare come questa descrizione venga effettuata in modo oggettivo, essendo legata all'identificazione del centro di massa che non è un punto anatomico ed è interno al corpo.

1.2 Il ciclo del passo (Gait Cycle)

Il ciclo del passo (gait cycle) è alla base dell'analisi della locomozione (“gait analysis”) [1]. Questo ciclo inizia quando un piede entra in contatto con il terreno e termina quando lo stesso piede tocca nuovamente terra. Ci si riferisce a ognuno di questi momenti come “contatto iniziale” (IC). La fase di ‘Stance’ (Appoggio) termina quando il piede non è più in contatto con il terreno. Il ‘Toe off’ (TO) (distacco delle dita) segna l'inizio della fase di volo o di oscillazione del ciclo del passo. Ognuna di queste fasi sia per la camminata che per la corsa si suddivide ulteriormente come si vede in Fig. 1.3.

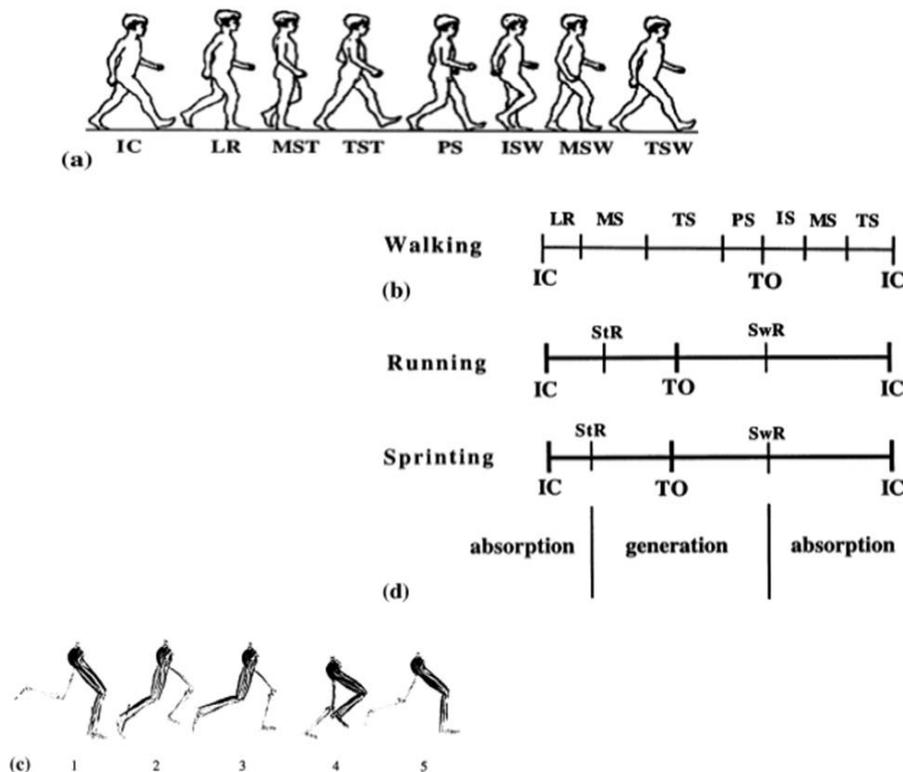


Fig. 1.3a: Figura in movimento. 1.3b: Ciclo del passo: IC, contatto iniziale, TO: toe off (distacco delle dita); LR, loading response (risposta al carico); MS, midstance (fase intermedia dell'appoggio); TS, terminal stance (fase conclusiva dell'appoggio); PS, preswing (preoscillazione); IS, initial swing (oscillazione iniziale); MS, midswing (fase intermedia dell'oscillazione); TS, terminal swing (fase finale dell'oscillazione). 1.3c. Figura in corsa: 1.Stance phase absorption (assorbimento della fase di appoggio), 2.Stance phase generation (generazione della fase di appoggio), 3.Swing phase generation (generazione della fase dell'oscillazione), 4.Swing phase reversal (inversione della fase dell'oscillazione), 5.Swing phase absorption (assorbimento della fase di oscillazione). 1.3d: Ciclo del passo durante la corsa (running gait cycle): *durante la corsa e lo sprint: IC, contatto iniziale; TO, toe off; StR, stance phase reversal (inversione della fase di appoggio); SwR, swing phase reversal (inversione della fase di oscillazione); assorbimento, da SwR passando per IC e terminando con StR; generazione, da StR a TO terminando con SwR.[3]

Poiché la fase di Stance o appoggio relativa alla camminata è più lunga del 50% rispetto all'intero ciclo del passo ci sono due periodi di doppio supporto quando entrambi i piedi sono a terra (Fig.1.4), uno all'inizio e una alla fine della fase di appoggio.

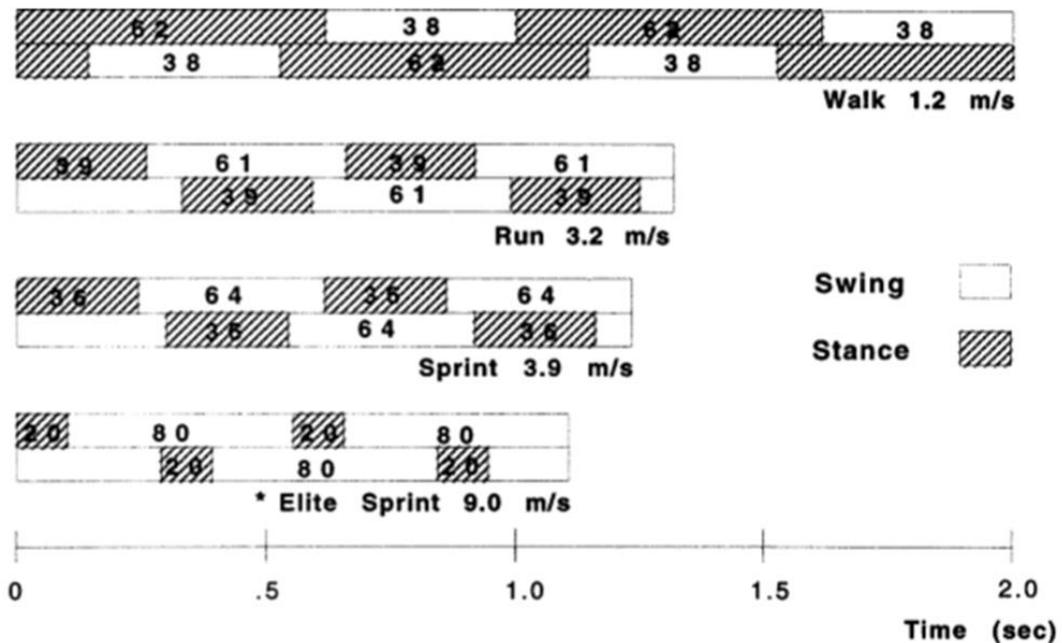


Fig.1.4 Variazioni nei parametri del ciclo del passo al variare della velocità di movimento. Per ogni condizione le barre del grafico iniziano a sinistra nel momento del contatto iniziale e rappresentano due cicli del passo completi o "stride". Si noti che, man mano che la velocità aumenta, il tempo speso in volo (o nell'oscillazione, indicato in chiaro) aumenta, il tempo di appoggio (stance time, indicato dalle barre tratteggiate) diminuisce, la doppia fluttuazione aumenta, e il tempo impiegato per l'intero ciclo si riduce.[19]

Il cambiamento di andatura tra camminata e corsa si verifica quando i periodi di doppio supporto durante la fase di stance del ciclo del passo (entrambi i piedi sono contemporaneamente in contatto col terreno) cedono il passo a due periodi di doppia fluttuazione all'inizio e alla fine della fase di swing ("di volo") del ciclo del passo (nessun piede tocca il terreno). Generalmente il contatto iniziale del piede cambia con la velocità: mentre a velocità più basse si appoggia inizialmente la parte posteriore del piede (il retropiede) questo punto si sposta progressivamente verso la parte anteriore (l'avampiede) all'aumentare della velocità. Questo segna in genere la distinzione tra la corsa (running) e la corsa veloce o scatto (sprinting). Per "running" si intende la corsa che viene effettuata su lunghe distanze, la corsa di resistenza, in cui si incrementa principalmente il metabolismo aerobico (per esempio jogging, corsa campestre e maratone). Nella corsa, il toe off si

verifica prima che il 50% del ciclo del passo sia completato. Non ci sono periodi in cui entrambi i piedi sono in contatto con il terreno. Al contrario, entrambi i piedi sono sollevati da terra per due volte durante la deambulazione, una all'inizio e una alla fine dell'oscillazione [2], fase che è denominata di “double float”. I tempi di toe off dipendono dalla velocità. Più l'atleta si muove velocemente minore è il tempo impiegato nella fase di stance. Nell'esperienza di Novacheck e collaboratori [3,4] il toe off è avvenuto al 39% del ciclo per la corsa (running) e al 36% del ciclo per lo scatto (sprinting). I corridori e i velocisti spendono molto meno tempo nella fase di stance. Per i velocisti di classe mondiale il toe off avviene già al 22% del ciclo del passo [5]. Indipendentemente dalla velocità, i periodi alternati di accelerazione e decelerazione che avvengono durante la corsa sono denominati assorbimento e generazione. Come si vede, queste fasi non coincidono con i tempi di contatto iniziale e di stacco (toe off). Essi sono fuori fase. Durante il periodo di assorbimento, il centro di massa del corpo (COM) si abbassa dall'altezza massima che raggiunge durante la fase denominata “double float”. Questo periodo è diviso dal contatto iniziale (IC) in assorbimento della fase di swing e assorbimento della fase di stance. La velocità del centro di massa diminuisce orizzontalmente durante questo periodo. Dopo l'inversione della fase di stance, il centro di massa viene spinto verso l'alto e in avanti durante il periodo di generazione della fase di stance. L'energia cinetica e l'energia potenziale aumentano. L'arto è poi spinto in fase di swing dopo il toe off. All'inversione della fase di stance inizia il successivo periodo di assorbimento.

1.3 Analisi del passo ('Gait analysis')

L'analisi del passo (o più in generale del movimento) è un sistema semplice e non invasivo di analisi della postura e del movimento durante la deambulazione. Le sue applicazioni vanno dall'ambito medico all'ambito sportivo e riabilitativo.

Nell'ultimo decennio è divenuto un esame clinico a tutti gli effetti poiché in grado di tenere sotto monitoraggio l'evoluzione di malattie neurologiche (emiplegia, paralisi cerebrale infantile, parkinsonismi, ecc.), ortopediche (coxartrosi, gonoartrosi, artroplastiche, ecc.) e disabilità dovute a cause di tipo traumatico (lesioni spinali). Infatti l'esame permette di :

- definire il livello di limitazione funzionale e di disabilità conseguente alla patologia e il suo evolversi con la crescita e /o l'invecchiamento dell'individuo;
- valutare e quantificare gli effetti dei diversi trattamenti e monitorare tali effetti nel tempo;
- contribuire alla pianificazione del trattamento permettendo la stesura di un programma riabilitativo personalizzato che consente di verificare oggettivamente, con indici di misurabilità certi, lo stato clinico del paziente prima, durante e alla fine del trattamento.

Da questa analisi possono essere rilevati i seguenti parametri [7]:

- *cinematici*: angoli di inclinazione anteroposteriore, rotazione ed obliquità pelvica; angoli di flessione-estensione, abduzione-adduzione, rotazione interna-esterna alle articolazioni di caviglia, ginocchio e anca; centro di pressione;
- *dinamici*: momenti e potenze alle articolazioni di caviglia, ginocchio e anca; forze di reazione al terreno, verticale e trasversale;
- *spazio-temporali*: velocità media di cammino, tempo di singolo supporto, di oscillazione, di doppio supporto, cadenza, lunghezza e larghezza del passo.

La metodica più accurata e maggiormente utilizzata è la stereofotogrammetria (fig 1.5)[8], ovvero un sistema di visori optoelettronici costituito da 6-8 telecamere a raggi infrarossi che rilevano e registrano la posizioni di marker foto-riflettenti. In tal modo vengono

misurate le coordinate tridimensionali di questi marcatori passivi applicati in corrispondenza di specifici punti del corpo, in condizioni statiche e dinamiche, elaborando quindi una rappresentazione tridimensionale del corpo, ricostruito virtualmente nella sua interezza o nei segmenti di interesse, per riprodurne visivamente la postura o il movimento. L'obiettivo è valutare la capacità di muoversi nello spazio, le anomalie e l'eventuale necessità di correzioni o ausili.

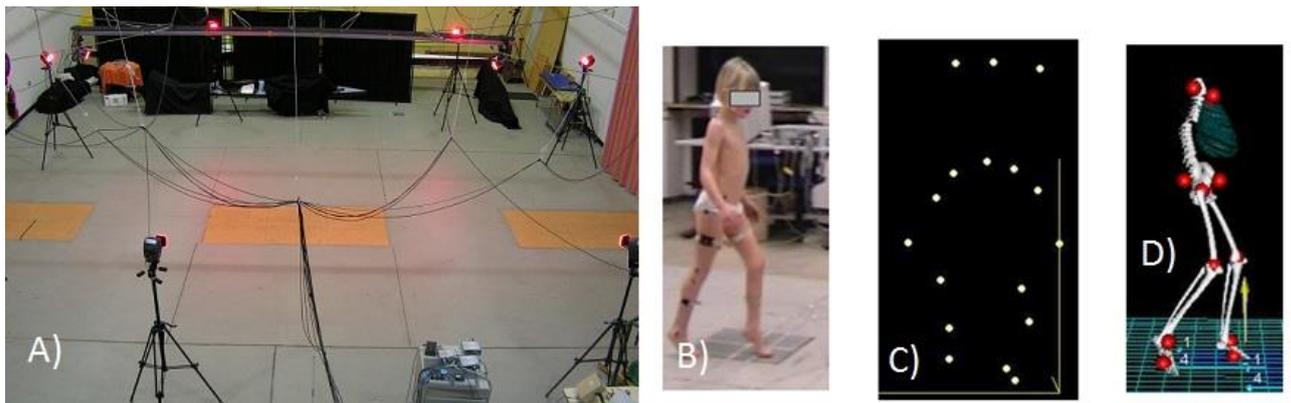


Fig. 1.5a: sistema optoelettronico a 6 fotocamere. 1.5b: calibrazione. 1.5c: registrazione 3D delle posizioni dei marker. 1.5d: ricostruzione grafica segmenti ossei[20]

Spesso la stereofotogrammetria è associata ad altre metodiche per la rilevazione più dettagliata dei parametri:

- *Baropodometria*: permette di analizzare le pressioni che si registrano sulla pianta del piede al contatto con il suolo sia in stazione eretta che durante la camminata, individuando eventuali anomalie dell'appoggio ed aree di sovraccarico.
- *Pedane di forza*: consentono di misurare le forze di reazione al suolo durante la camminata, la corsa e specifici esercizi fisici
- *Stabilometria*: consente di ottenere informazioni sulla postura e sull'equilibrio del paziente attraverso informazioni sul suo centro di pressione (COP).
- *Elettromiografia di superficie*: consente di misurare l'attivazione elettrica di determinati distretti muscolari durante la camminata o specifici gesti motori, in modo non invasivo, attraverso l'applicazione di appositi elettrodi.

Fin ora l'analisi del movimento è stata descritta come strumento esclusivamente diagnostico; in realtà può assumere una diversa connotazione. Per esempio nello sportivo l'analisi del movimento rappresenta un ottimo strumento di monitoraggio e ottimizzazione del gesto atletico. Tuttavia gli alti costi della strumentazione pongono un grosso limite alle effettive potenzialità di utilizzo, quindi per il momento la 'gait analysis' rimane un mezzo alla portata solo di cliniche private o sportivi di altissimo livello.

1.4 Biomeccanica del movimento

Dal punto di vista biomeccanico, la deambulazione può essere definita come la capacità di spostare il centro di pressione (CPS o COM : proiezione a terra del baricentro) da un piede all'altro alternativamente e dinamicamente , per mantenere l'equilibrio dinamico [6]. Il poligono di appoggio primario è dato dall'area totale in appoggio , a seconda della fase del passo considerata .

I presupposti neuromeccanici per la locomozione in posizione eretta bipede sono :

1. supporto antigravitazionale del corpo , dovuto alla integrazione di impulsi vestibolari , propriocettivi , tattili e visivi , a livello del midollo spinale , tronco , gangli della base ;
2. effettuazione dei passi , che è un movimento di base presente già alla nascita , integrato a livello del midollo , mesencefalo , diencefalo ;
3. mantenimento dell'equilibrio ;
4. un mezzo di propulsione .

Il centro di massa (o di gravità) deve spostarsi da un lato all'altro (piede destro piede sinistro e viceversa) in una situazione di equilibrio instabile entro limiti ristretti (poligoni

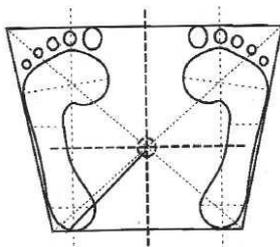


Fig. 1.6 – Poligono di appoggio[25]

di appoggio, vedi fig.1.6) , ed è ottenuto attivando i riflessi posturali e di raddrizzamento periferici e centrali (vestibolo-cerebellari) , evocandoli ogni 100 msec da ogni spostamento della superficie di appoggio richiedendo informazioni afferenti precise: visive , vestibolari , propriocettive . Sono inoltre necessari movimenti alternati in avanti e di lato .

La deambulazione normale avviene per lo più con la testa eretta , il tronco eretto , le braccia che pendono in modo sciolto e armonioso lungo i fianchi , muovendosi aritmicamente in avanti e insieme alla gamba del lato opposto. I piedi sono leggermente divaricati e i passi di lunghezza moderata con i malleoli interni che quasi si toccano quando un piede sopravanza l'altro. Il modo di camminare differisce da un individuo all'altro , tra uomo e donna (cadenza , pesantezza e leggerezza nel passo) . Generalmente

i passi nella donna sono rapidi e brevi, nell'anziano rigidi e lenti . Il semipasso (step) o passo semplice è dato dalla distanza fra l'appoggio di un tallone e quello controlaterale . Nel soggetto normale il semipasso è circa uguale , nel patologico è frequentemente alterato. La lunghezza del passo (LP) secondo taluni autori (studio in fase di pubblicazione del Prof. Boccardi dell'ospedale Niguarda di Milano) sarebbe pari in condizioni di normale velocità a circa l'80-90% dell'altezza corporea del soggetto . Più nello specifico la lunghezza del passo (LP) sarebbe legata a questi fattori:

- lunghezza arto inferiore al momento del doppio appoggio
- grado di estensione del ginocchio
- grado di estensione e inclinazione delle metatarso-falangee dell'arto posteriore
- grado di flessione della coscia dell'arto anteriore

1.4.1 Controllo motorio

Nella deambulazione si considera l'intervento di vari livelli nervosi per meglio comprendere la locomozione in toto . I comandi volontari originano dalla corteccia motrice e raggiungono il centro locomotorio mesencefalico [11] (il quale può essere attivato anche da segnali afferenti) attraverso il fascio cortico-bulbare . Da qui i comandi passano alla formazione reticolare ponto-bulbare dove attraverso i fasci reticolo-spinali giungono al midollo spinale dove tramite il circuito nervoso

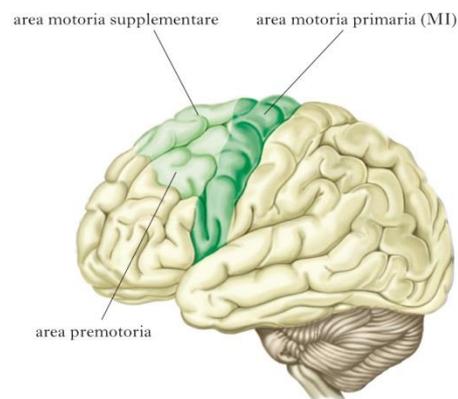


Fig. 1.7 – Corteccia motoria[21]

definito generatore spinale della locomozione, la deambulazione automatica si estrinseca nella fase flessoria. Questa fase avviene attraverso un riflesso flessorio che prevede l'attivazione di interneuroni eccitatori che attivano motoneuroni alfa dei flessori dell'arto ipsilaterali , e l'eccitazione di interneuroni inibitori che impediscono l'attivazione degli alfa motoneuroni che innervano i muscoli estensori antagonisti . Inoltre attraverso neuroni

commissurali si ha l'effetto opposto nel lato controlaterale e quindi l'estensione delle articolazioni corrispondenti tramite il riflesso di estensione crociata .

1.4.2 Parametri spazio-temporali

Per la deambulazione, i dati messi a disposizione dalla Gait Analysis ci fanno considerare che in condizioni normali la cadenza del passo (n° passi/ min) è uguale a $2/durata$ del passo . La velocità del cammino (V_c) sarebbe uguale alla lunghezza del passo x la cadenza /2 . Del resto si è osservato che la V_c aumenta se diminuisce la fase del doppio appoggio , mentre al contrario la V_c diminuisce se il doppio appoggio aumenta così se diminuiscono i movimenti (automatici) oscillatori degli arti superiori e la rotazione di anca e ginocchio .

Il CG (centro di gravità o CPS) oscilla verticalmente con frequenza uguale alla cadenza e con oscillazione orizzontale con frequenza uguale alla metà della cadenza , in condizioni normali.

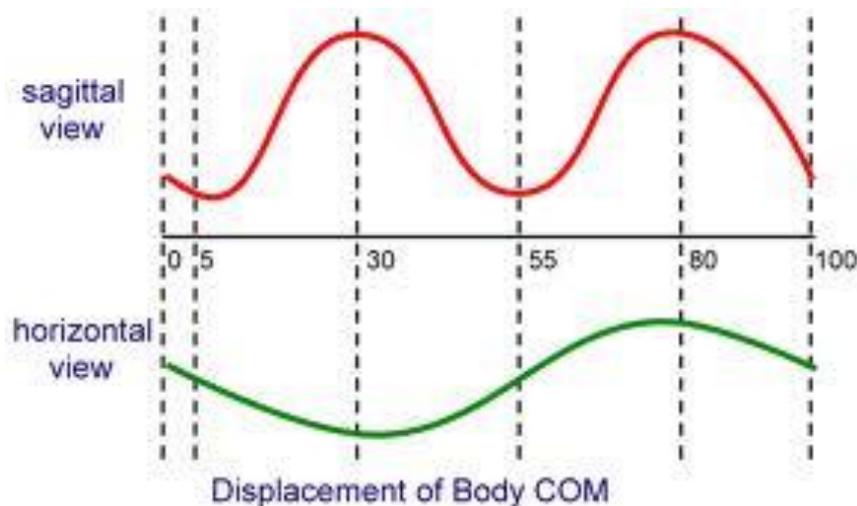


Fig. 1.8 – Oscillazione del centro di massa (COM) sul piano sagittale (curva rossa) e sul piano trasversale (curva verde). Si noti che la frequenza delle sinusoidi è l'una doppia dell'altra.[22]

La fase di massima oscillazione verticale si ha nel singolo appoggio centrale dei due arti , mentre la fase di massima oscillazione orizzontale destra e sinistra , si ha nella fase centrale del singolo appoggio di destra e sinistra . La rotazione della pelvi avviene normalmente e generalmente su un asse verticale di circa 8° , mentre l'inclinazione avviene su di un asse coronale di 5° circa con flessione del ginocchio . Questi due fattori associati

possono incrementare la lunghezza del passo secondo alcuni autori [9] anche del 200%. La larghezza del passo normalmente è inferiore ai 10 cm .

La velocità del passo inoltre ha due picchi : aumenta allo stacco e diminuisce alla sospensione .La traiettoria della cresta iliaca presenta due picchi e due valli che sono invertiti rispetto alla velocità : altezza massima quando l'arto è in appoggio con diminuzione della velocità , viceversa , altezza minima quando l'arto è in sospensione con aumento della velocità .

1.5 Modello a pendolo inverso

Numerosi studi effettuati sul dispendio energetico durante la deambulazione hanno portato alla scelta ed elaborazione di modelli 'ad hoc'. Durante la camminata si è osservato che, nella fase sagittale, l'energia cinetica e quella potenziale sono approssimativamente sfasate di 180 gradi; infatti, quando l'energia potenziale gravitazionale è al suo valore massimo, l'energia cinetica è al suo valore minimo. Durante la seconda metà della fase di appoggio, il centro di massa (COM) perde energia potenziale gravitazionale ma guadagna energia cinetica: la meccanica di risparmio energetico si avvicina allo zero a velocità molto bassa. Superato un certo valore di velocità la persona inizia a correre. Il COM descrive un arco di cerchio con velocità v intorno alla caviglia con un raggio che è la lunghezza della gamba L . Di conseguenza, il meccanismo di trasferimento dell'energia utilizzata nella camminata è spesso definito come meccanismo a pendolo inverso (fig 1.9).

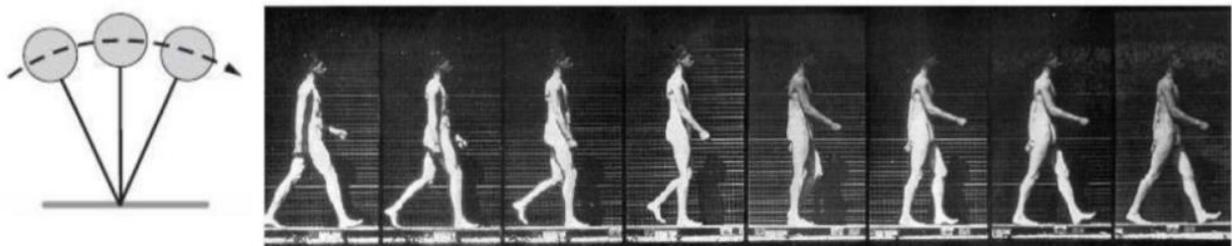


Fig 1.9: modello a pendolo inverso e le 8 fasi della camminata.[23]

Nella corsa invece il COM sale e scende per l'articolazione dell'anca e questo movimento comporta dunque che il modello a pendolo inverso non sia più valido. Il moto si divide in: fase di salto (o fase di contatto), fase di volo (o aerea) e fase di atterraggio. Diversamente dalla camminata, nella corsa l'arto in appoggio ammortizza i movimenti delle articolazioni che subiscono una flessione consistente durante la prima metà della posizione ed una estensione durante la seconda metà del moto. Di conseguenza l'energia cinetica e l'energia potenziale gravitazionale sono quasi in fase ed il meccanismo di risparmio energetico sulla base del modello a pendolo inverso non è più valido. Dunque per la corsa si adotta un metodo differente per immagazzinare l'energia nei tessuti elastici. Poiché i movimenti del centro di massa durante il funzionamento sono simili ad una palla che rimbalza, questo movimento è spesso definito come "andatura a rimbalzo". Quindi come modello della corsa si utilizza un sistema massa-molla a pendolo inverso (Spring Load Inverted Pendulum)[12,13] che descrive meglio le condizioni del problema.



Fig. 1.10: modello a pendolo inverso con molla (Spring Load Inverted Pendulum) e le 6 fasi della corsa [23]

1.6 Consumo energetico

È pratica comune in fisiologia della locomozione utilizzare il concetto di costo energetico quando sia necessario valutare l'economia della progressione. Analogamente a quanto avviene per i veicoli a motore, la cui economia è misurata, per es., in litri di benzina consumati per 100 km percorsi, il costo della locomozione è espresso in ml O₂ per metro percorso (e spesso anche per kg di massa). Le due unità di misura sono perfettamente sovrapponibili, con la differenza che la prima riguarda il combustibile (benzina), mentre la seconda il comburente (l'ossigeno è necessario per bruciare gli alimenti e ottenerne energia). Una delle prime osservazioni sperimentali sulla marcia ha dimostrato che esiste una velocità ottimale [10,14], al di sopra e al di sotto della quale il costo energetico è più elevato. Tuttavia, è possibile osservare che esiste un ampio intervallo di velocità attorno a quella ottimale entro il quale il costo energetico varia molto poco (è interessante notare che ciò avviene anche nei veicoli a motore a scoppio).

Alle alte velocità il costo si eleva a tal punto che oltre 7,5 km/h, continuare a camminare, non è più conveniente rispetto al cambiamento di andatura (v. corsa). Non sembra esistere differenza nel costo della marcia per età che variano da 20 a 80 anni, anche se la velocità spontaneamente scelta comincia a scendere dopo i 60 anni (v. oltre). Il costo per unità di massa è più elevato nell'adolescenza e ancor più nell'infanzia. I dati in letteratura sulle differenze tra maschi e femmine sono discordi, e anche per le variazioni di massa (all'interno dello stesso sesso e per soggetti non obesi) si può affermare che il costo della marcia, se espresso per kg di massa totale, è costante. Inoltre, è stato dimostrato che la frequenza dei passi scelta a ogni velocità di marcia è quella che rende minimo il costo energetico, e che camminare in piano all'indietro (marcia retrograda), alla velocità ottimale, costa il 100% in più rispetto alla locomozione in avanti. Considerazioni analoghe vanno fatte per la corsa. Ogni individuo ha un'andatura 'preferita' di corsa che corrisponde alla velocità con il minor consumo energetico. Questo dato è stato confermato da alcuni studi effettuati con l'utilizzo di un metabografo (fig. 1.6), strumento che calcola indirettamente la spesa energetica attraverso le misurazioni percentuali di O₂ durante l'inspirazione e l'espiazione.



Fig. 1.11 Analisi del consumo energetico con metabografo[24]

1.7 Velocità ‘preferita’

A parità di forma fisica ogni persona ha il suo optimum di velocità nella corsa che dipende in larga misura dalle caratteristiche corporee. L'efficienza della corsa varia in base alla velocità, ma non è sempre vero che il soggetto più allenato corre più veloce e in modo più efficace; infatti, ogni persona ha un'andatura ottimale che consente di coprire la distanza più lunga con il minor dispendio di energie: il massimo risultato con il minimo sforzo.

E' quanto afferma uno studio pubblicato sul Journal of Human Evolution [15]. Il risultato mette in discussione la visione attuale in base alla quale la corsa ha lo stesso costo metabolico per unità di tempo indipendentemente dalla velocità, in altre parole l'energia richiesta per percorrere una certa distanza è la stessa se si corre veloce o se si va piano. Seguendo questo principio la corsa veloce, che sembra più dispendiosa ma si concentra in tempi stretti, ha un costo metabolico pari ad una corsa continua e protratta nel tempo ad un'andatura più lenta.

I ricercatori della Seattle Pacific University hanno dimostrato che la richiesta energetica della corsa cambia in base alle diverse velocità di andatura. Esiste quindi per ogni individuo una velocità ottimale di corsa che permette di compiere un determinato percorso con il minimo dispendio energetico. Lo studio ha preso in considerazione il costo

metabolico sostenuto da un gruppo di corridori dilettanti per percorrere una distanza standard in un determinato range di velocità. L'elaborazione dei dati ottenuti ha permesso di ottenere i picchi di maggior efficienza: la velocità di corsa più efficiente, determinata in base al miglior rapporto tra costo metabolico e velocità, varia da individuo a individuo ma i valori medi ottenuti sono pari a circa 13,4 km/ora per gli uomini e 10,5 km/ora per le donne.

Gran parte delle differenze riscontrate nelle prestazioni maschili e femminili sono dovute alla diversa taglia corporea e lunghezza degli arti, parametri che influiscono sul meccanismo della corsa e quindi anche sulla velocità e sul dispendio energetico. In generale i corridori più alti e di buona corporatura hanno velocità ottimali più elevate. Molto interessante è il dato relativo alle velocità più basse, pari a 7,2 km/ora, che corrispondono alle minori efficienze metaboliche e tecnicamente possono essere rappresentate da un'andatura tra la corsa lenta e la camminata veloce. Questo tipo di andatura è quindi la più sfavorevole in termini di dispendio energetico perché richiede maggiore energia per percorrere una certa distanza.

Per quanto riguarda la camminata è già risaputo che nell'uomo si ha un'efficiente optimum di velocità e che questa efficienza locomotoria ha permesso all'essere umano un significativo vantaggio, soprattutto nella caccia e nella raccolta del cibo, che potrebbe aver consentito un vantaggio evolutivo e forse una spinta evolutiva fino ad arrivare all'uomo anatomicamente moderno sempre più alto e slanciato, con petto largo e vita definita.

Capitolo 2

Materiali e Metodi

2.1 Popolazione

I soggetti sottoposti al protocollo test sono 20, divisi equamente tra donne e uomini, tutti sani e mediamente allenati, di età compresa tra i 23 ed i 46 anni.

	ETA'	ALTEZZA (m)	L _{gamba} (m)	BMI (kg/m ²)
UOMINI	36,60	1,820	0,9625	23,50
DONNE	32,10	1,689	0,8930	19,83
TOTALE	34,35	1,7545	0,9278	21,66

2.2 protocollo

I soggetti sono stati sottoposti al seguente protocollo di test, già precedentemente comprovato e definito nell'articolo pubblicato da J.B. Dingwell e L.C. Marin nel 2006 per la rivista "Journal of Biomechanics"[16].

Il test fa utilizzo esclusivamente di cammino/corsa su treadmill ed è stato suddiviso nelle due seguenti fasi:

1. Test per la valutazione della velocità 'preferita' di corsa e cammino
2. Rampa di velocità crescenti per l'acquisizione dei 'displacement' dei soggetti

La prima parte del test consiste in una serie di 3 rampe incrementali di velocità, alternate a 3 rampe decrementali. Partendo da $V_i = 2$ km/h, ogni 15 sec la velocità è stata gradualmente aumentata di un incremento costante $dV = 0.3$ km/h fino al limite superiore e successivamente decrementata con lo stesso passo dV fino al limite inferiore e così via per 3 volte. I limiti venivano scelti soggettivamente in base alle sensazioni dell'utilizzatore: infatti l'incremento veniva interrotto non appena il soggetto avesse avvertito una sensazione di cammino non adatta al suo 'passo ideale', ovvero un disagio per il quale avrebbe preferito cambiar velocità di passo.

Questa prima parte di protocollo è stata ripetuta due volte: la prima volta impedendo ai soggetti di correre, la seconda volta impedendo ai soggetti di camminare e partendo da una velocità $V_i = 7$ km/h, mantenendo costanti le tempistiche, gli incrementi ed il criterio di stop.

Nella seconda fase i soggetti sono stati sottoposti ad una rampa incrementale di velocità, fino ad esaurimento. Partendo da 2 km/h ogni 2 min è stata aumentata la velocità di 2 km/h e mantenuta così costante fino al gradino successivo. Il limite massimo raggiunto per capacità del tappeto è di 16 km/h.

2.3 Acquisizione dei dati

I dati riguardanti i parametri antropometrici dei soggetti e le velocità preferite ottenute dal primo test sono stati acquisiti manualmente ed inseriti in una tabella excell, per poi esser analizzati con il software Matlab R2011b.

I dati riguardanti la seconda prova sono stati acquisiti per mezzo di uno strumento concesso dall'azienda ospitante ed in fase di prototipazione. Questo strumento fa uso di un accelerometro e di una fotocamera per rilevare un centro di massa virtuale del soggetto in movimento e ricavarne alcuni parametri base del ciclo del passo. E' stato fissato sulla plancia del treadmill, ad una inclinazione di 38,0° rispetto alla verticale, in modo da consentire l'inquadramento di soggetti in un range di altezze molto variabile. I parametri rilevati sono:

- tempo trascorso
- n° passi
- lunghezza del passo (dx e sx)
- cadenza
- coefficiente di variazione degli ultimi 10 e 50 passi
- energia vibrazionale
- spostamento verticale
- spostamento orizzontale

I dati sono stati salvati dal software dello strumento nel formato '.csv'; quindi sono stati riconvertiti in formato 'xls', elaborati ed analizzati anche questi con l'utilizzo di Matlab R2011b.

2.4 Elaborazione ed Analisi dei dati

La tabella excell contenente tutti i dati dei soggetti e le relative 12 velocità acquisite nel primo test è stata inizialmente caricata in Matlab e suddivisa in due sottotabelle differenziate per sesso.

Per ogni soggetto la velocità di cammino ‘preferita’ è stata ottenuta come media aritmetica dei primi 6 valori di velocità acquisiti. Questa è stata inizialmente plottata (dall’inglese ‘plot’ significa grafico, disegno) in funzione dell’altezza e della lunghezza della gamba di ciascun soggetto. La distinzione tra sessi è stata resa visivamente con una codifica colorata. E’ stato dunque calcolato l’indice di correlazione di Pearson di questi dati utilizzando la funzione ‘Corr’ di Matlab.

Successivamente è stato elaborato un algoritmo di clustering tipo ‘K-means’ che raggruppasse tutti gli elementi in due gruppi, partendo da punti scelti arbitrariamente (sono stati scelti come centri di partenza le medie aritmetiche delle velocità di uomini e donne in funzione delle altezze medie).

Infine sono stati esclusi dall’analisi gli outliers, ovvero quei valori che risultavano essere maggiori o minori di $\pm 2*\sigma$ (σ =dev. standard) dalla media di tutti i campioni. E’ stata poi ripetuta l’analisi dei dati dopo l’esclusione degli outliers.

Il dato riguardante la velocità preferita di corsa è stato elaborato in maniera analoga a quello del cammino. Come prima cosa è stata fatta la media aritmetica tra le seconde 6 velocità acquisite ed è stato eseguito il plotting che mostrasse l’andamento delle velocità in funzione dell’altezza e della lunghezza di gamba di ciascun soggetto.

A questo punto è stato fatto un fitting lineare dei dati, utilizzando i comandi ‘polyval’ e ‘polyfit’ di Matlab, facendo distinzione tra campione maschile, femminile e totale. Anche in questo caso sono stati calcolati gli indici di correlazione di Pearson. Successivamente sono stati eliminati dall’analisi i dati che avessero un valore di distanza ‘d’ dalla retta fittante maggiore o minore di $2*\sigma$ rispetto alla media di tutte le distanze (come mostrato in figura). Il fitting è poi stato ripetuto dopo l’esclusione degli outliers.

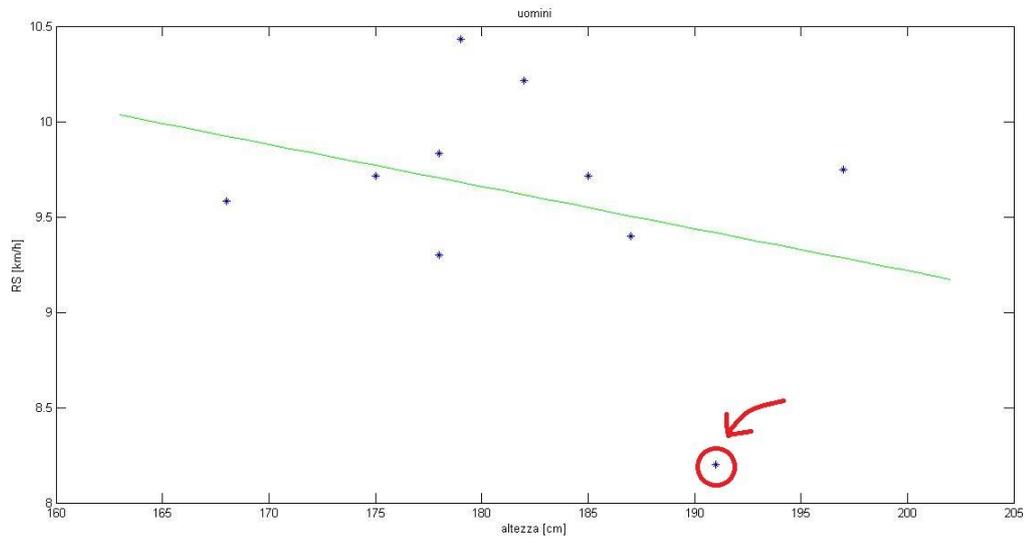


Fig. 2.1: retta di fitting del campione maschile delle velocità preferite (RS) in funzione delle altezze. In evidenza il valore di un soggetto con distanza $d > 2\sigma$ dalla media delle distanze di tutti i soggetti (outlier)

Il segnale acquisito durante il secondo test ha subito un processo di elaborazione distinguibile in 5 fasi:



Nella prima fase di elaborazione, per ogni velocità di ogni soggetto, sono stati eliminati i primi 30 secondi e gli ultimi 30 secondi di registrazione. Al nuovo vettore dei tempi è stato sottratto il valore iniziale in modo da ottenere per tutti i tracciati $v_0=0$ sec. Dalla matrice dei parametri sono stati poi estratti i due dati riguardanti lo spostamento del soggetto verticale e medio-laterale.



Nota: il vettore spostamento verticale è stato centrato in zero sottraendogli la media di tutti i valori e moltiplicato per un fattore correttivo che tenesse conto del piano inclinato del rilevatore rispetto al piano verticale (fig. 2.2): $\text{corr}=\cos(38^\circ)$.



Fig. 2.2: angolo di inclinazione del rilevatore rispetto alla normale

A seguire è stato effettuato un processo di ri-campionamento a 24 Hz (frequenza di campionamento della fotocamera) del vettore tempo 't' e della matrice 'E' contenente gli spostamenti. Inizialmente è stato creato un vettore temporaneo 't2' con valori da 0 al valore massimo temporale acquisito, equispaziati di un fattore $T_c=1/F_c$ dove F_c è la frequenza di campionamento. Con un ciclo 'for' è stato controllato tutto il vettore t e confrontato con t2; laddove i valori coincidevano, t2(j) rimaneva invariato, mentre se non vi erano valori coincidenti, t2(j) veniva calcolato come media pesata tra i valori di t(i) e t(i+1) e le relative distanze dal valore t2(j) in questo modo:

$$t2(j)=t(i)*(t2(j)-t(i))+t(i+1)*(t(i+1)-t2(j)) / t(i+1)-t(i)$$

Parallelamente è stato effettuato lo stesso procedimento per la matrice E servendosi di una matrice temporanea 'E2' ed utilizzando gli stessi indici j.

A fine procedimento t2 è diventato il nuovo vettore dei tempi ed E2 è diventata la nuova matrice degli spostamenti.

Una volta ri-campionati i dati, è stata implementata una funzione che riconoscesse i picchi (positivi e negativi) ovvero i massimi e minimi locali dei due parametri.



Questa funzione utilizza un ciclo 'for' per scorrere tutta la matrice degli spostamenti E confrontando tutti i valori compresi in una finestra temporale, per poi scegliere il massimo locale (o i massimi, se ci sono più di un valore uguali). L'ampiezza della finestra è scelta arbitrariamente; in questo studio è stato scelto un valore inversamente proporzionale alla cadenza media per ogni velocità, ovvero:

$$A=T/4 \quad \text{con} \quad T=1/\text{cad}$$

Dove:

A=ampiezza finestra [s]

T=periodo medio [s]

cad= cadenza media [1/s]

La funzione utilizza anche un controllo che impedisce il rilevamento di due massimi o due minimi consecutivi: con un altro ciclo vengono eliminati tutti i picchi che abbiano un valore compreso e/o uguale ai valori del picco precedente e successivo.



In questo modo il vettore dei picchi 'pks' contiene solo massimi e minimi alternati uno a uno. A questo è stato associato il vettore 'timepeaks' ed il vettore 'ind' che contengono i tempi di ogni picco e l'indice corrispondente nella matrice E.

Utilizzando il vettore timepeaks è stato possibile verificare perdite di segnale o individuare artefatti.

Infatti un'altra funzione verifica le distanze temporali all'interno del vettore e ne fa la media; laddove una distanza supera la media + 2 volte la deviazione standard dei valori o risulta essere inferiore alla media - 2*std vengono scartati i due picchi e il segnale compreso tra essi.

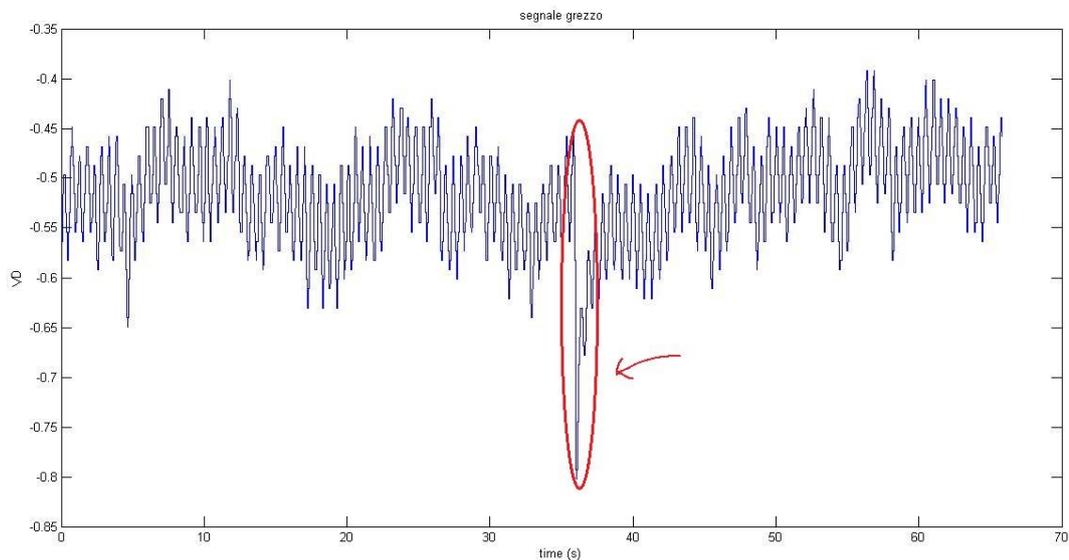


Fig. 2.3: Segnale grezzo di ampiezza verticale dello spostamento (VD) in funzione del tempo. In rosso è stato evidenziato un artefatto del segnale

Terzo step dell'elaborazione del segnale è stato il fitting sinusoidale a coefficienti variabili.



In ogni intorno dei picchi è stata disegnata una curva sinusoidale che seguisse al meglio l'andamento del segnale grezzo. Per far ciò, sono stati modellati i 4 parametri caratteristici

di ogni senoide: ampiezza, pulsazione, baseline e fase. I primi 3 sono stati calcolati su una finestra scorrevole di 6 picchi, come media aritmetica dei valori:

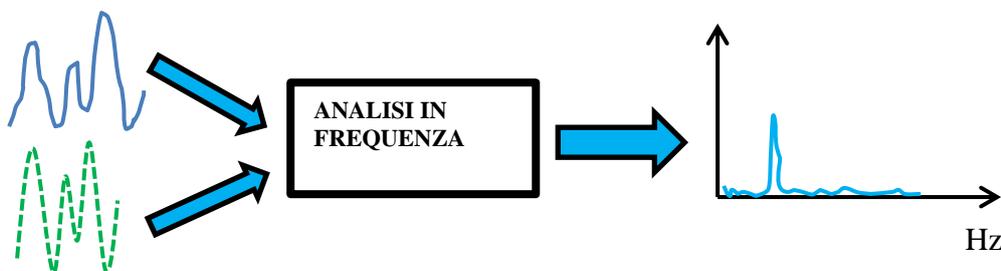
- ampiezza A = media delle differenze in valore assoluto tra i valori di due picchi consecutivi;
- pulsazione $\omega = 2*\pi*$ media dei periodi temporali (distanza tra due timepeak 'tp' consecutivi);
- baseline b = media di tutto il segnale compreso tra i 6 picchi;

La fase è stata calcolata di volta in volta per ogni picco in modo tale che il valore massimo della senoide risultasse in concomitanza con un picco di massimo e viceversa con il minimo:

- fase $\varphi(i) = \pm \pi/2 - \omega * tp$.

Per ottenere una curva finale unica, sono state collegate le varie sinusoidi con un funzione fittante di secondo grado ottenuta utilizzando i comandi Matlab 'polyval' e 'polyfit'.

A questo punto è stata fatta un'analisi in frequenza del segnale grezzo e del segnale sinusoidale utilizzando la funzione matlab FFT ('fast fourier transform').



I due spettri in frequenza sono stati inizialmente messi a confronto visivamente con il comando 'subplot'; poi è stato ricavato lo spettro in frequenza ottenuto dalla differenza dei due segnali. Per ogni spettro è poi stata calcolata la densità di potenza spettrale (PSD) ottenuta come integrale di tutto lo spettro:

$$PSD = \int A(f) df$$

Dal rapporto delle PSD tra segnale sinusoidale e segnale grezzo è stato ricavato il valore percentuale di segnale perso durante il fitting. Per verificare che tipo di segnale fosse andato perso, è stato poi analizzato lo spettro della differenza tra segnale grezzo e segnale sinusoidale.

Una volta verificata la bontà del fitting, sono state ricavate le ampiezze picco a picco delle curve sinusoidali, corrispondenti agli spostamenti ML e V. Queste sono poi state plottate le une in funzione alle altre. In un primo grafico sono stati messi in relazione i valori relativi ad un unico ciclo di passo; nel secondo la totalità dei due segnali.

Di questi valori, per ogni ciclo sono stati ricavati i valori massimi e minimi.



Per ognuno è stata calcolata la mediana, considerando però solo i valori compresi tra i percentili 25 e 75 (non sono stati presi in considerazione gli estremi). Dunque, sono state graficate le mediane delle ampiezze in funzione della velocità normalizzata nella forma adimensionale di Froude:

$$Fr = \frac{v^2}{g * l}$$

Dove:

v=velocità [m/s]

g=accelerazione di gravità [m/s²]

l=lunghezza della gamba [m]

Come ultimo step dell'elaborazione è stato eseguito il fitting quadratico delle ampiezze (ML e V) in funzione delle velocità normalizzate, utilizzando i comandi Matlab 'polyval' e 'polyfit'.

Per far ciò è stato suddiviso l'asse delle ascisse in 8 intervalli di lunghezza variabile, considerando come limiti inferiori le velocità normalizzate in funzione del soggetto più basso, e come limiti superiori le velocità normalizzate in funzione del soggetto più alto. Dei punti presenti all'interno delle fasce è stata fatta la mediana, togliendo i valori estremi; infine è stato eseguito il fitting delle mediane.

Capitolo 3

Risultati

3.1 Risultati test 1

La rappresentazione grafica dei dati riguardanti il primo test (fig.) mostra andamenti discordanti per cammino e corsa. Per questo motivo i dati sono stati analizzati separatamente per le diverse andature.

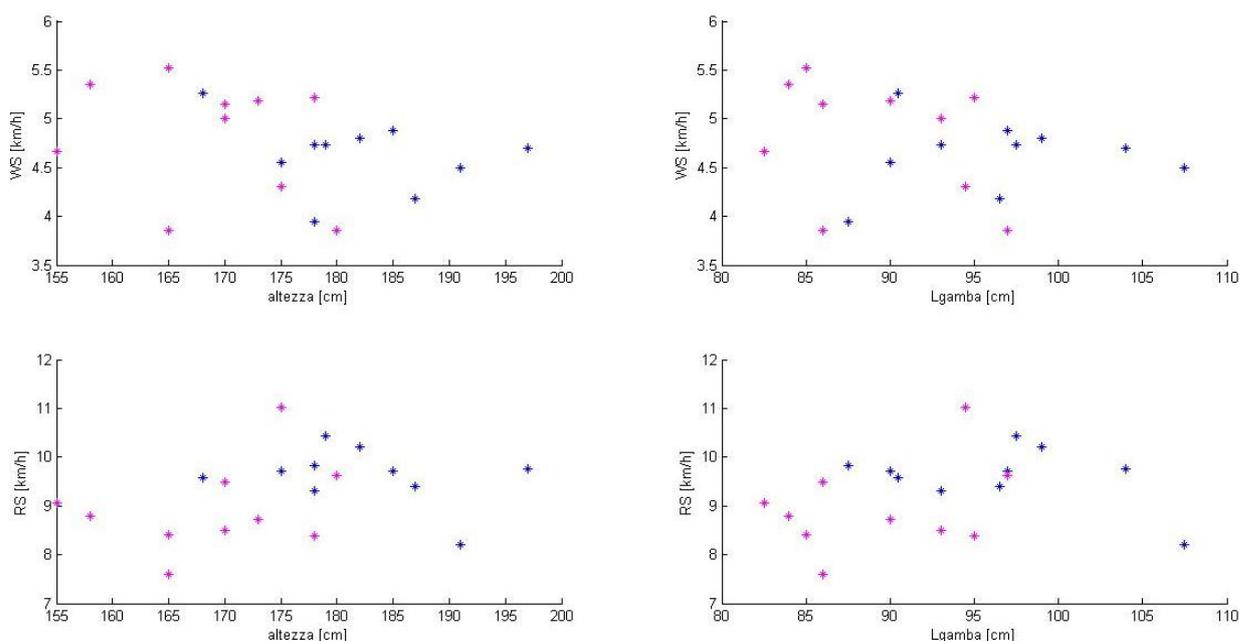


Fig. 3.1: Velocità 'preferite' di cammino (WS = walking speed) e corsa (RS = running speed) in funzione dell'altezza e della lunghezza della gamba dei soggetti divisi per sesso (uomini blu, donne rosa)

Per quanto riguarda il cammino, il grafico delle velocità preferite in funzione delle altezze mostra una correlazione negativa tra le due variabili (indice di Pearson $R = -0,306$).

Tuttavia se si analizzano i dati separatamente per sesso, non si nota più un vero e proprio trend ($|R| < 0,2$), bensì due distribuzioni separate. Quindi, una volta scartati gli outliers,

poiché statisticamente poco rilevanti, è stato elaborato l’algoritmo di clustering per trovare il centro effettivo delle due distribuzioni di punti.

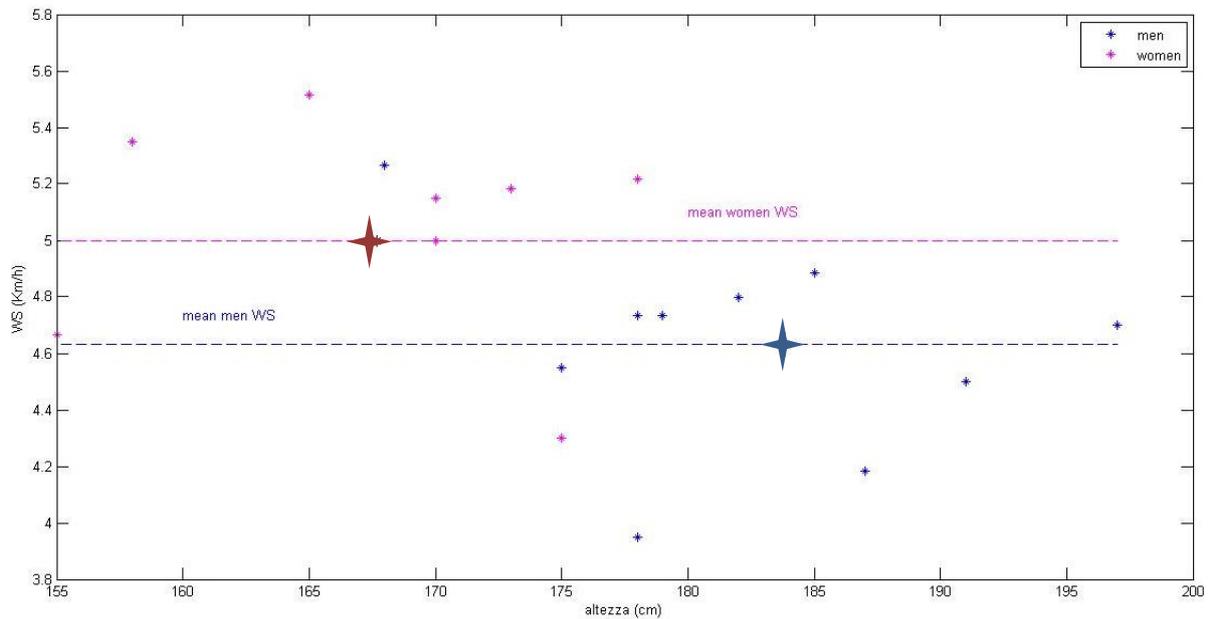


Fig 3.2: Velocità preferita di cammino in funzione delle altezze. I punti evidenziati corrispondono ai centri dei cluster identificati con algoritmo K-means. Le linee tratteggiate identificano i valori di riferimento delle velocità delle due classi. Per le donne $V_R = 5,02$ km/h; per gli uomini $V_R = 4,61$ km/h

La figura mostra i due centri delle distribuzioni calcolati con l’algoritmo K-means partendo da due punti scelti casualmente. Le linee tratteggiate mettono in risalto la differenza tra i valori delle velocità di cammino dei due cluster.

Nota: l’algoritmo, non facendo distinzione per il sesso, ha incluso nella ricerca dei centri due falsi positivi, corrispondenti ad un uomo ed una donna con caratteristiche antropometriche e di cammino più simili al sesso opposto.

Dall’analisi dei dati sulla corsa è stato invece riscontrato un trend tra velocità ed altezza. Dopo il processo di eliminazione degli outliers, è stato fatto un fitting lineare dei dati ed è stato calcolato l’indice di correlazione di Pearson separatamente per uomini, donne e campione totale.

Negli uomini la pendenza della retta di interpolazione è quasi nulla (fig.): $Y=0,0006*X+9,6597$, dove X è l’altezza in cm e Y è la velocità media preferita in km/h.

Ciò indica una debole correlazione tra parametri antropometrici e velocità. Questo fatto è dimostrato analiticamente dall'indice di Pearson $R=0,014$ che conferma tale risultato.

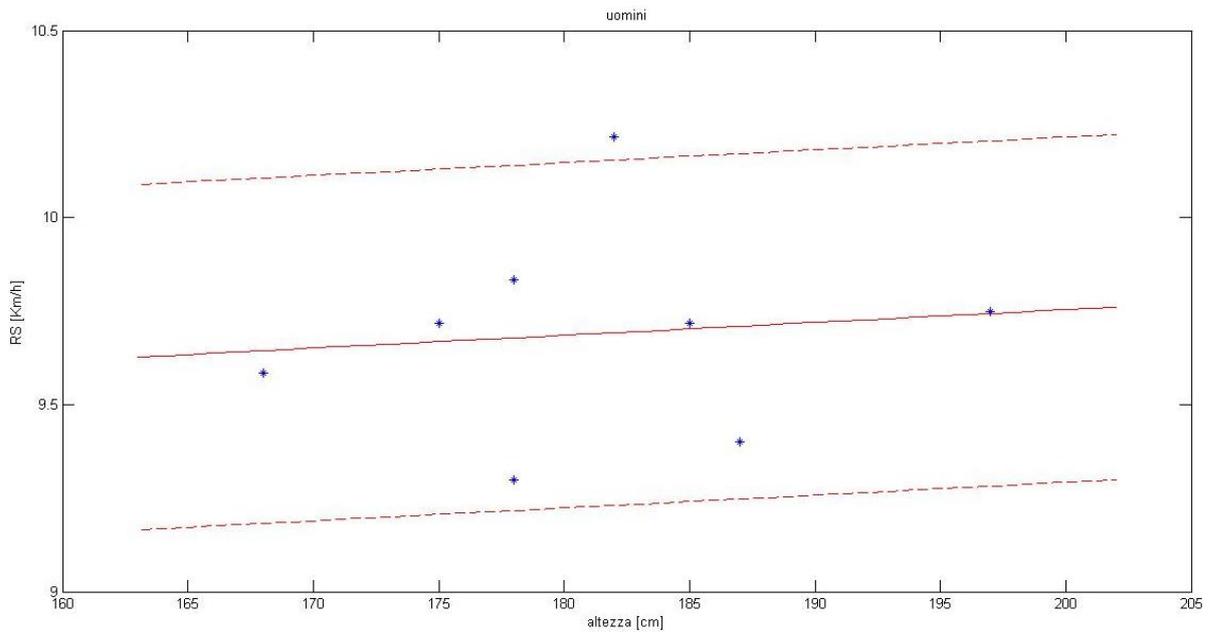


Fig. 3.3: Velocità preferita di corsa (RS) del campione maschile in funzione dell'altezza. La linea continua rappresenta il fitting dei dati; le linee tratteggiate distano una deviazione standard dalla linea centrale (considerando anche i valori degli outliers). L'equazione della retta di fitting vale: $Y=0,0197*X+5,6477$

Nelle donne invece la retta di interpolazione ha una pendenza più marcata (fig.). La retta di fitting calcolata ha questa equazione: $Y=0,0197*X+5,6477$.

Questo sta ad indicare una più forte dipendenza tra altezze e velocità, ed è confermato dall'indice di Pearson $R=0,3175$ che indica una correlazione moderata.

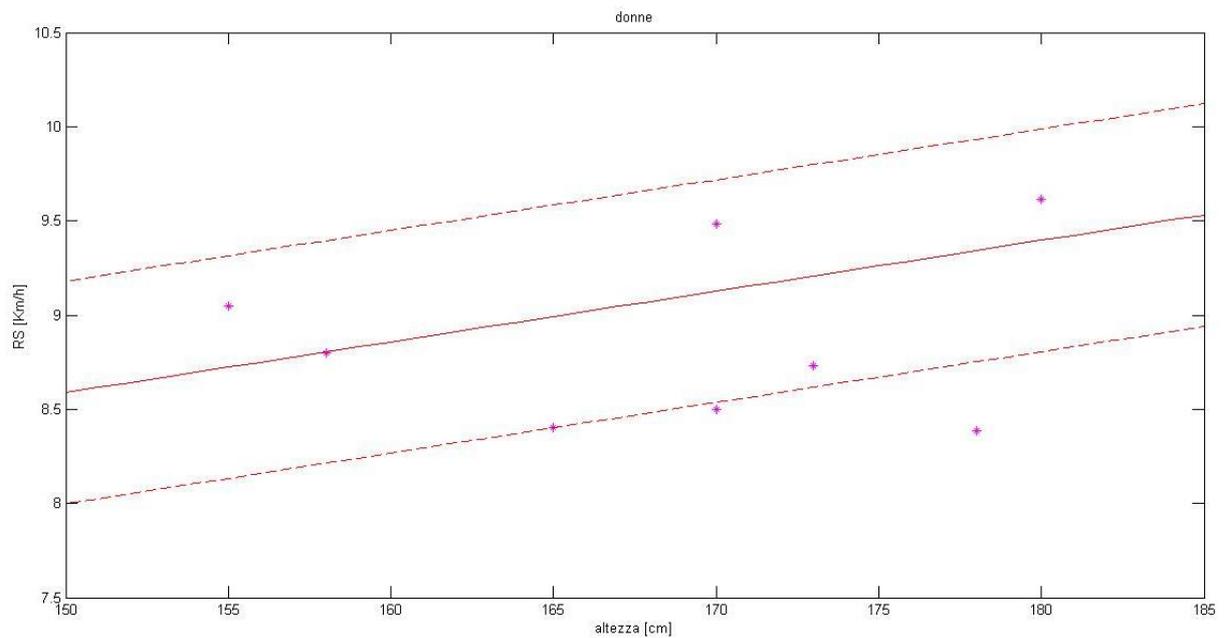


Fig. 3.4: Velocità preferita di corsa (RS) del campione femminile in funzione dell'altezza. La linea continua rappresenta il fitting dei dati; le linee tratteggiate distano una deviazione standard dalla linea centrale (considerando anche i valori degli outliers). L'equazione della retta di fitting vale: $Y=0,0313*X+3,9261$

Questo trend viene reso ancora più esplicito dall'analisi del campione totale; infatti il coefficiente di Pearson vale: $R=0,415$. La correlazione è ancora da considerarsi moderata, ma è sicuramente più accentuata rispetto ai dati separati per sesso. A dimostrazione di ciò, la retta d'interpolazione è data da: $Y=0,0313*X+3,9261$.

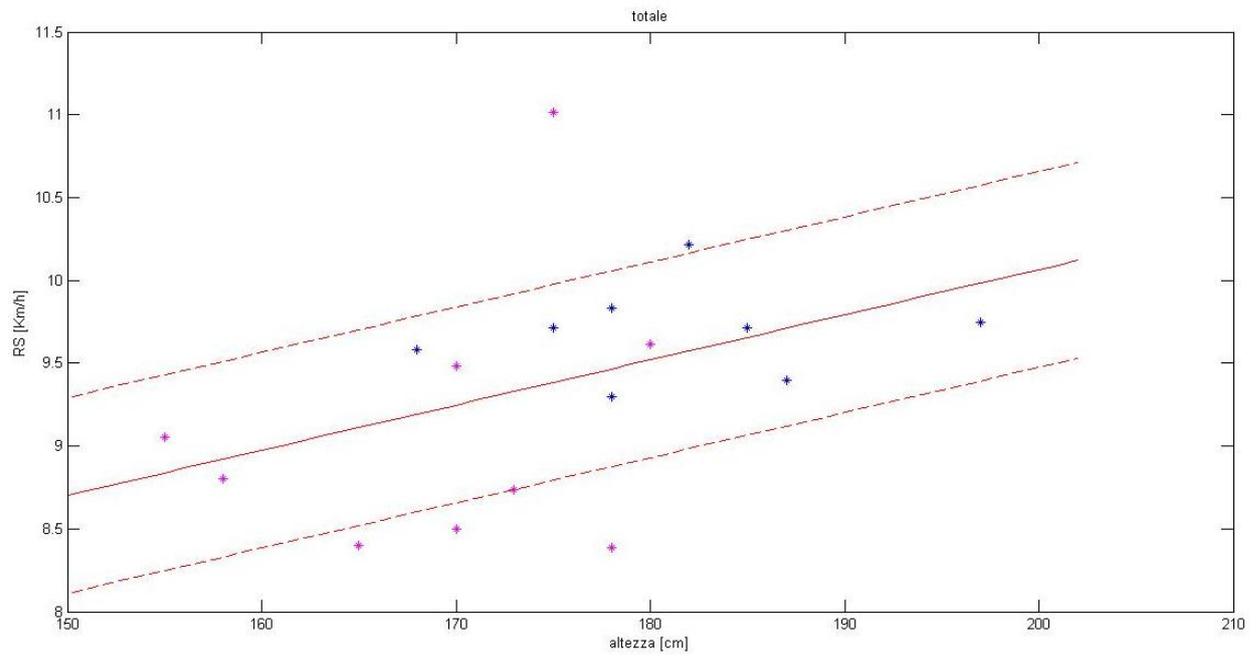


Fig. 3.5: Velocità preferita di corsa (RS) del campione totale in funzione dell'altezza. La linea continua rappresenta il fitting dei dati; le linee tratteggiate distano una deviazione standard dalla linea centrale (considerando anche i valori degli outliers). L'equazione della retta di fitting vale: $Y=0,0313*X+3,9261$

Risultati Test 2

Come già specificato nel capitolo ‘Materiali e Metodi’, i dati riguardanti il secondo test sono stati acquisiti con uno strumento in fase di sviluppo e trattati con un approccio di tipo ‘black-box’.

Dei vari parametri di output, sono stati presi in considerazione solo i due riguardanti le oscillazioni del corpo verticali e medio-laterali.

Considerando i due tracciati singolarmente, in un primo momento sono stati tagliati i 30 secondi iniziali e finali dei 2 minuti di ciascuno step di corsa. Dopodiché è stato eseguito un processo di ri-campionamento a 24 Hz che ha portato uno smoothing (dall’inglese ‘smooth’ = addolcire, levigare) del segnale (fig. 3.6).

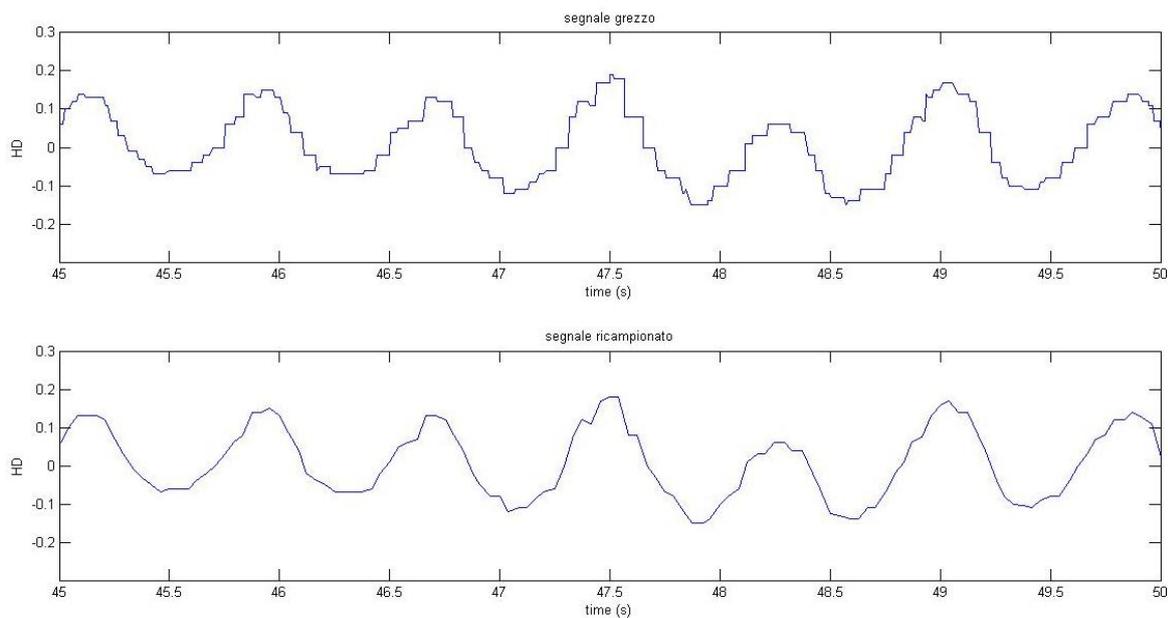


Fig. 3.6: Segnale grezzo dello spostamento verticale del soggetto prima (sopra) e dopo(sotto) il ri-campionamento a 24 Hz.

A questo punto è stata implementata una funzione che riconoscesse i picchi (minimi e massimi, in alternanza uno a uno). La figura 3.7 mostra un’immagine del segnale grezzo in cui sono stati individuati e marcati i picchi (in rosso).

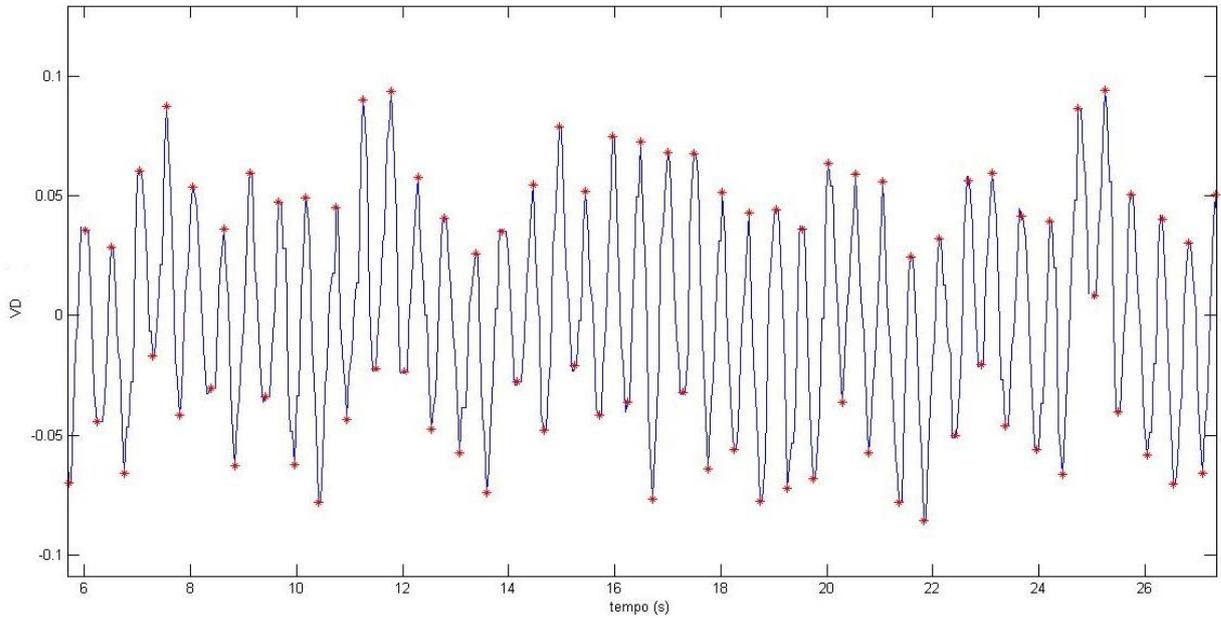


Fig. 3.7: Rilevamento dei picchi nel segnale spostamento verticale (VD)

Dopo il riconoscimento dei minimi e dei massimi locali è stato eseguito un fitting con curva sinusoidale a parametri variabili (Fig. 3.8, curva verde).

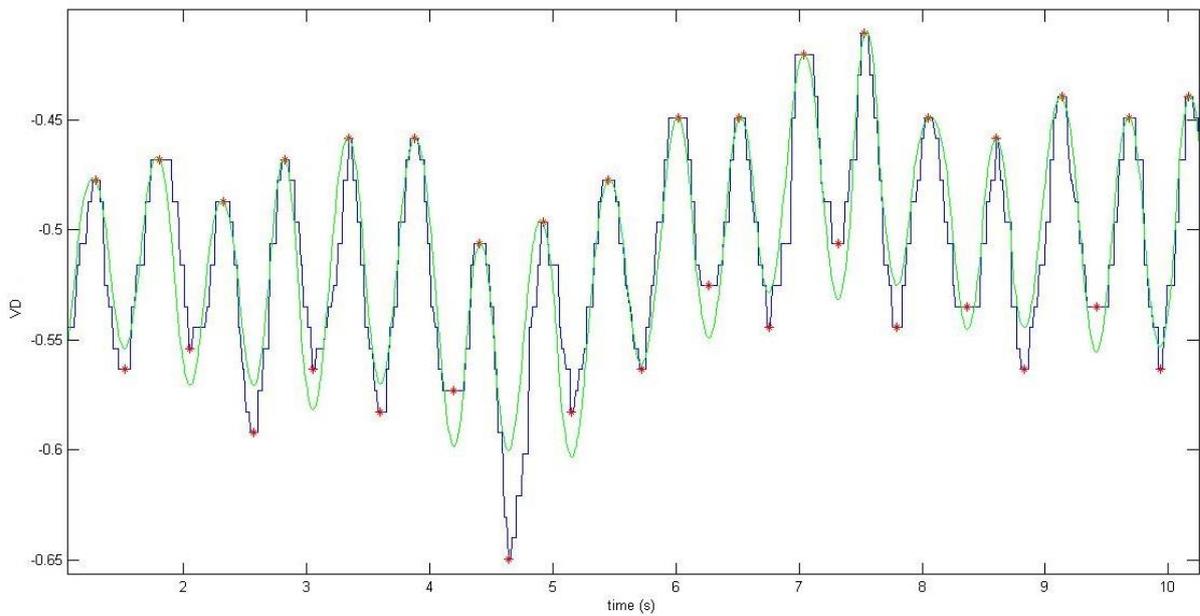


Fig. 3.8: Fitting sinusoidale a parametri variabili

Dall'immagine risulta evidente che la curva segue bene il segnale in presenza di oscillazioni ad ampiezza quasi costante, mentre si ha perdita d'informazione nei tratti in cui l'ampiezza del segnale grezzo varia bruscamente.

Lo step successivo dell'elaborazione è stata l'analisi in frequenza dei segnali. Avendo fatto un campionamento a 24 Hz, gli spettri hanno frequenza massima $F_{\max} = F_c/2$. In figura sono messi a confronto gli spettri dei segnali grezzi di spostamento verticale ed orizzontale e le rispettive curve fittanti.

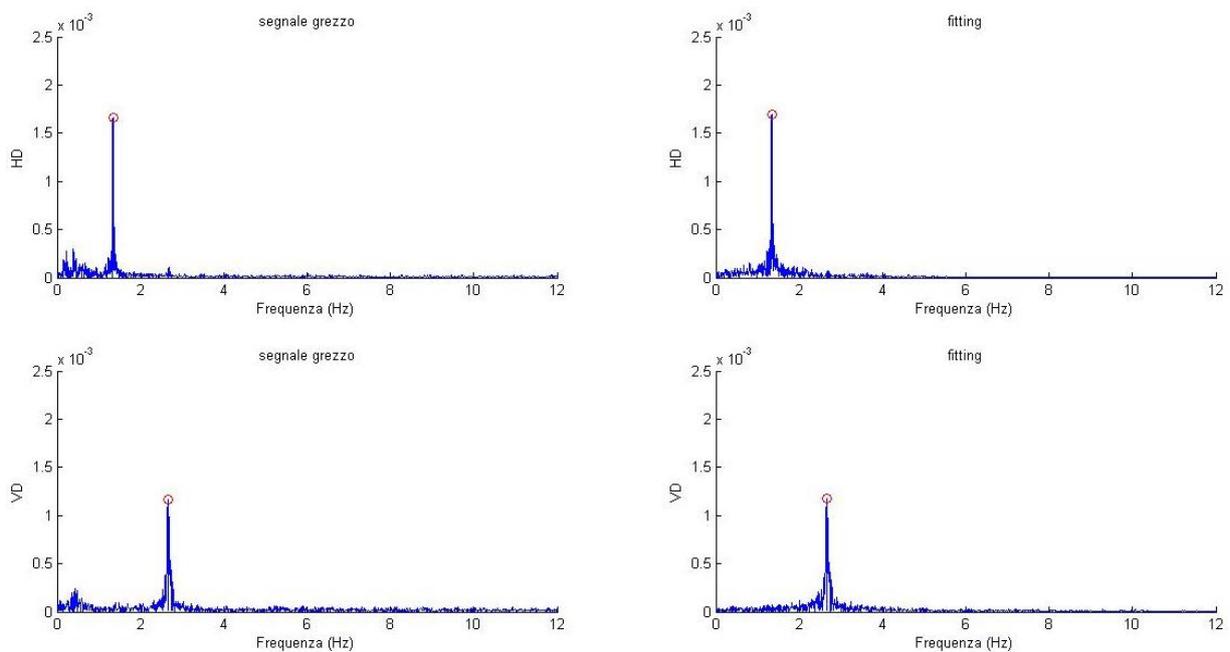


Fig. 3.9: Analisi in frequenza del segnale grezzo (a sinistra) e del fitting sinusoidale (a destra) per spostamento verticale (VD) ed orizzontale (HD). In rosso è stato marcato il picco di frequenza corrispondente alla frequenza di oscillazione.

Come si nota, in tutti i grafici sono stati messi in risalto i picchi corrispondenti alla frequenza delle oscillazioni del soggetto sul piano verticale e su quello medio-laterale. Le due coppie di picchi hanno frequenza l'uno doppia dell'altra. Questo dato trova conferme in letteratura: le 2 bande corrispondono alla 'stride cadence' e alla 'step cadence' ovvero le frequenze di falcata e passo. E' infatti noto che un ciclo di spostamento ML avviene sulla

durata di una falcata (stride) mentre il ciclo di spostamento V avviene per ogni singolo passo dx o sx (step).

Dagli spettri in frequenza è poi stata calcolata la densità spettrale di potenza (PSD). Per ogni soggetto sono stati calcolati i valori medi e deviazione standard di PSD di tutte le velocità ed inseriti nella tabella mostrata qui sotto:

	MEDIO-LATERALE			VERTICALE		
	PSraw	PSfit	%Pr	PSraw	PSfit	%Pr
SOGGETTO 1	2,093±1,503	1,619±1,131	22,67%	2,733±1,321	2,157±1,032	21,08%
SOGGETTO 2	2,659±1,279	2,209±1,110	16,94%	2,528±1,686	1,942±1,221	23,19%
SOGGETTO 3	1,923±0,735	1,575±0,559	18,07%	1,735±0,680	1,263±0,387	27,18%
SOGGETTO 4	1,745±0,833	1,512±0,747	13,35%	1,382±0,643	1,256±0,746	9,07%
SOGGETTO 5	1,663±0,557	1,37±0,471	17,60%	2,809±1,009	2,234±0,730	20,49%
SOGGETTO 6	1,599±0,539	1,344±0,307	15,93%	1,277±0,369	1,077±0,332	15,96%
SOGGETTO 7	0,9285±0,035	0,885±0,071	4,70%	0,719±0,088	0,678±0,101	5,77%
SOGGETTO 8	1,914±0,522	1,713±0,343	10,50%	1,396±0,697	1,189±0,548	14,83%
SOGGETTO 9	2,345±0,538	1,961±0,338	16,37%	1,728±0,796	1,530±0,784	11,46%
SOGGETTO 10	1,123±0,408	1,062±0,396	5,41%	1,225±0,807	0,996±0,623	18,66%
SOGGETTO 11	1,274±0,347	1,132±0,307	11,12%	1,462±0,762	1,111±0,496	23,98%
SOGGETTO 12	1,925±0,854	1,757±0,777	8,65%	2,674±1,949	2,070±1,441	22,57%
SOGGETTO 13	1,577±0,550	1,302±0,513	17,46%	1,658±0,775	1,251±0,548	24,56%
SOGGETTO 14	1,677±0,732	1,465±0,465	12,65%	1,912±1,453	1,417±0,915	25,91%
SOGGETTO 15	1,396±0,442	1,158±0,423	17,05%	1,927±1,260	1,552±0,876	19,41%
SOGGETTO 16	1,335±0,788	1,184±0,683	11,31%	1,428±1,129	1,017±0,772	28,75%
SOGGETTO 17	1,269±0,266	1,186±0,274	6,59%	1,880±0,945	1,380±0,501	26,60%
SOGGETTO 18	0,934±0,249	0,833±0,116	10,83%	0,675±0,354	0,568±0,258	15,74%
SOGGETTO 19	1,568±0,427	1,260±0,384	19,61%	1,865±1,103	1,434±0,805	23,09%
SOGGETTO 20	1,410±0,526	1,193±0,460	15,43%	1,849±0,948	1,529±0,826	17,31%

Tab. 3.1: Valori medi e deviazioni standard della densità spettrale di potenza (PSD) del segnale grezzo (1° e 3° col.), segnale di fitting (2° e 4° col.) per ogni soggetto in funzione di tutte le velocità e la potenza residua in percentuale(%Pr, 3° e 6° col.).

La prima e la quarta colonna si riferiscono ai valori del segnale grezzo (PSraw) per spostamento ML e V. La seconda e la quarta colonna riportano i valori estratti dal segnale elaborato (PSfit). Infine la terza e la sesta colonna di dati indicano la potenza residua (%Pr) ovvero la percentuale di segnale perso durante il fitting, calcolata come:

$$\text{Pr}(\%) = \left(1 - \frac{PSfit}{PSraw}\right)/100$$

Mediamente è andato perso il 13,61% di segnale riguardante lo spostamento medio-laterale e il 19,78% di segnale per lo spostamento verticale.

Un'ulteriore analisi in frequenza è stata fatta sulla differenza tra il segnale grezzo e quello fittante.

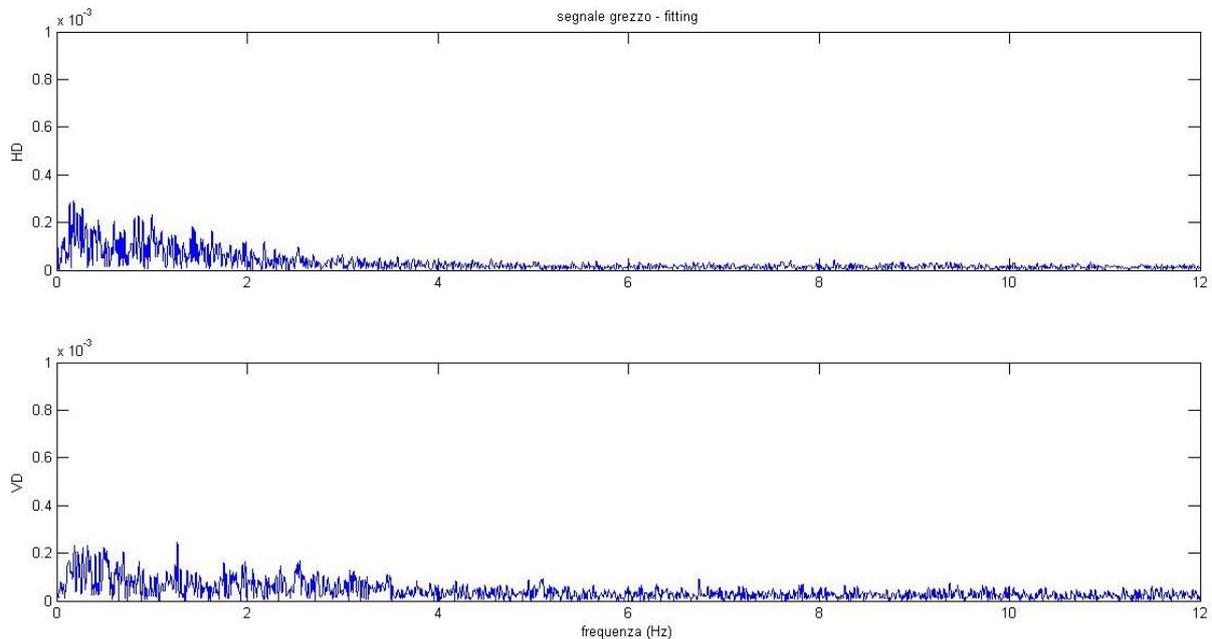


Fig. 3.10: Spettro in frequenza del segnale differenza grezzo – fitting per spostamento orizzontale (HD) e verticale (VD)

Come si può notare, il segnale scartato è quasi equamente distribuito in tutte le frequenze, con una prevalenza nelle basse frequenze. Inoltre l'ampiezza è di un ordine di grandezza

inferiore rispetto allo spettro dei segnali originali: ciò è dunque considerabile come rumore.

Partendo dal dato fittante ricavato dal segnale grezzo, nella parte finale di elaborazione sono stati analizzati gli spostamenti avvenuti sul piano verticale e medio-laterale, ovvero le ampiezze picco-a-picco del segnale sinusoidale. Dal grafico riguardante le due grandezze in relazione tra loro si può notare qualitativamente il tipico andamento ad ‘otto’ descritto dal modello a pendolo inverso (se si considera un solo ciclo) e il ‘gomitolo’ (più cicli considerati).

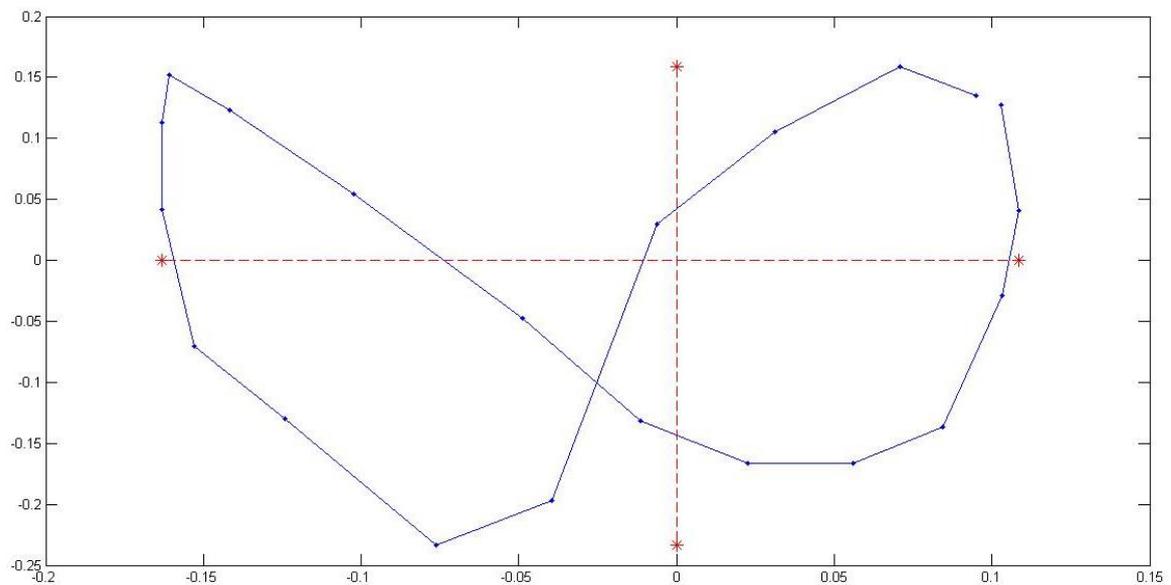


Fig. 3.11: Segnale ad ‘otto’ ottenuto dagli spostamenti verticali e medio-laterali plottati gli uni in funzione degli altri per la durata di un solo ciclo di passo. In rosso evidenziate le ampiezze massime.

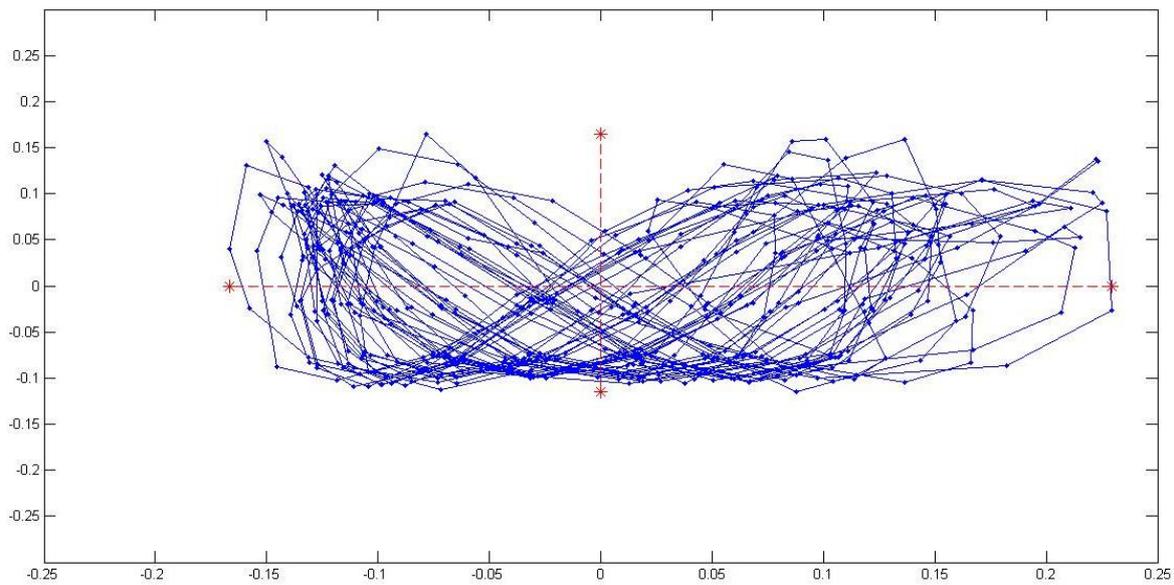


Fig. 3.12: Segnale a ‘gomitolo’ ottenuto dagli spostamenti verticali e medio-laterali plottati gli uni in funzione degli altri per la durata di 10 sec. di cicli di passo. In rosso evidenziate le ampiezze massime.

Nota: le unità di misura sono state omesse poiché essendo stati acquisiti i dati con un approccio di tipo ‘black-box’, non si conoscono le grandezze in gioco.

Per ogni soggetto e per ogni velocità sono state calcolate le ampiezze mediane degli spostamenti con il procedimento descritto nel capitolo ‘Materiali e Metodi’. Di queste ampiezze sono poi state calcolate le medie e le deviazioni standard tra tutti i soggetti in funzione di ogni velocità, come riportato in tabella 3.2:

	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8
ORIZZONTALE	0,277±0,087	0,169±0,061	0,135±0,039	0,1474±0,040	0,1570,038	0,165±0,049	0,165±0,036	0,198±0,030
VERTICALE	0,083±0,030	0,105±0,021	0,14±0,031	0,242±0,055	0,243±0,053	0,232±0,058	0,229±0,055	0,215±0,073

Tab. 3.2: Ampiezze medie e dev. Standard calcolate per ogni velocità in funzione di tutti i soggetti

Come si nota dalla tabella, vi è una dipendenza quadratica diretta tra ampiezze medio-laterali e velocità, con concavità rivolta verso l’alto; al contrario per le ampiezze verticali si ha una relazione quadratica ma con concavità rivolta verso il basso.

A questo risultato si arriva anche osservando i grafici che mettono in relazione le ampiezze mediane dei soggetti in funzione della velocità normalizzata nella forma di Froude.

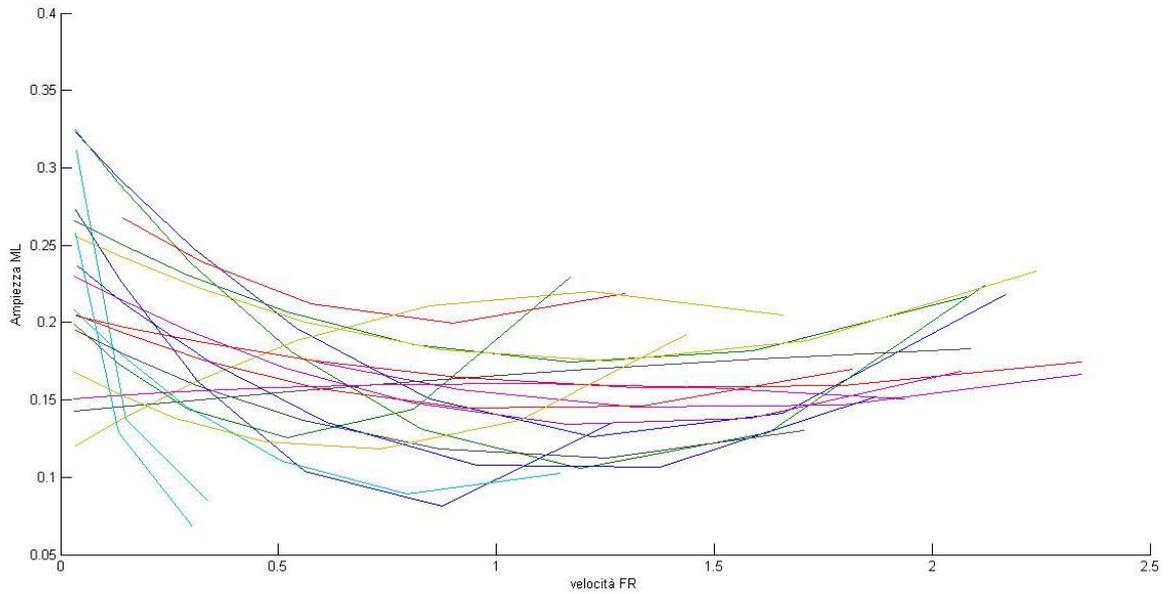


Fig. 3.13: Andamento delle ampiezze mediane di spostamento medio-laterale (ML) di ogni soggetto in funzione della velocità normalizzata in Fr unit.

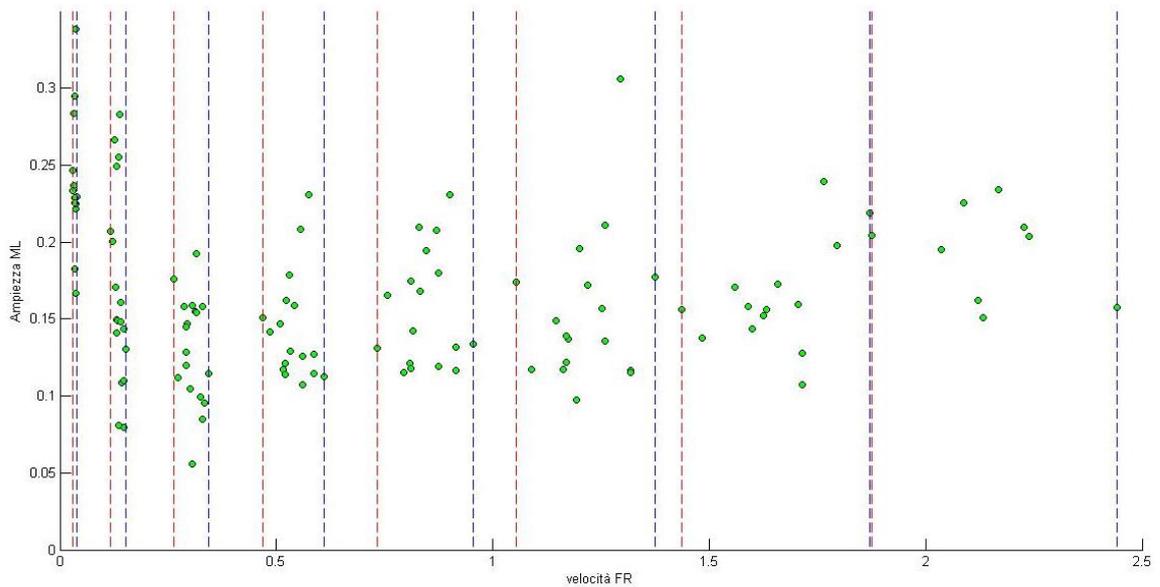


Fig. 3.14: Andamento delle ampiezze mediane di spostamento medio-laterale (ML) in funzione della velocità normalizzata in Fr unit. Le linee tratteggiate indicano i range di velocità in cui ricadono i valori delle ampiezze. Sono identificabili 8 fasce corrispondenti alle 8 velocità prese in considerazione da 2km/h a 16km/h.

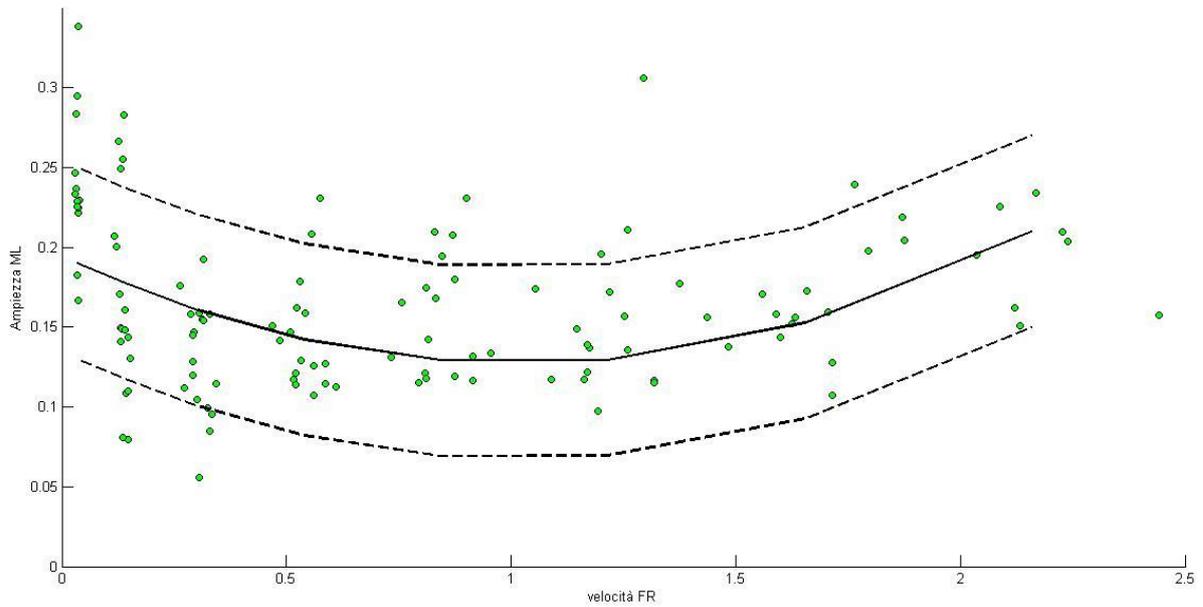


Fig. 3.15: Andamento delle ampiezze medie di spostamento medio-laterale (ML) in funzione della velocità normalizzata in Fr unit. La linea nera continua indica il fitting quadratico delle mediane dei valori selezionati per fasce di velocità. Le linee tratteggiate distano 1 dev. Standard (tra tutti i valori) dalla retta di fitting centrale.

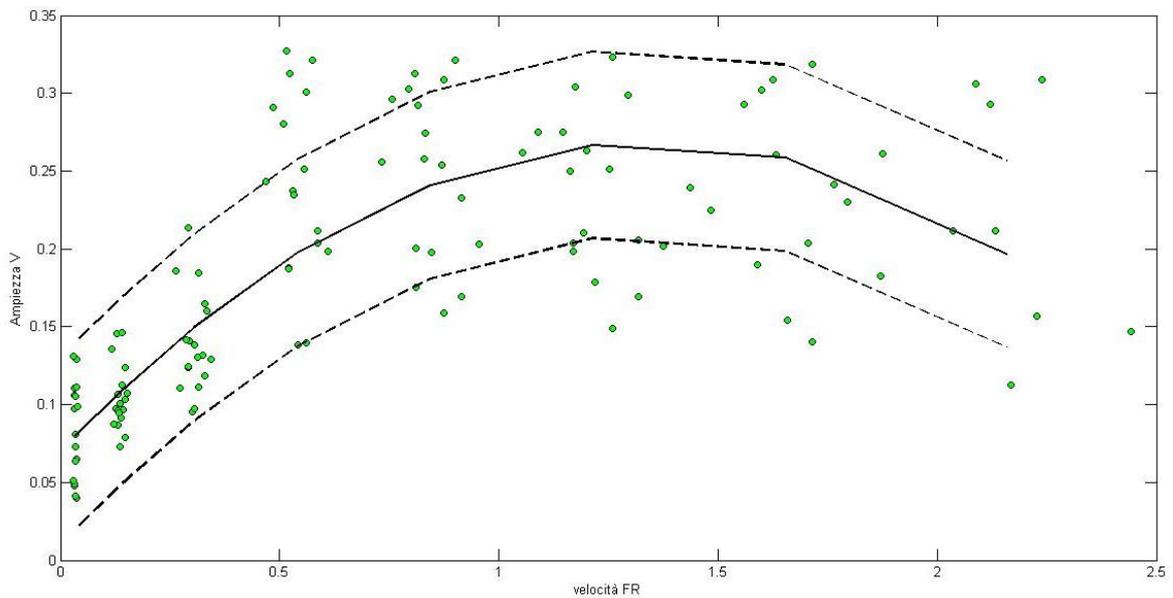


Fig. 3.16: Andamento delle ampiezze medie di spostamento verticale (V) in funzione della velocità normalizzata in Fr unit. La linea nera continua indica il fitting quadratico delle mediane dei valori selezionati per fasce di velocità. Le linee tratteggiate distano 1 dev. Standard (tra tutti i valori) dalla retta di fitting centrale.

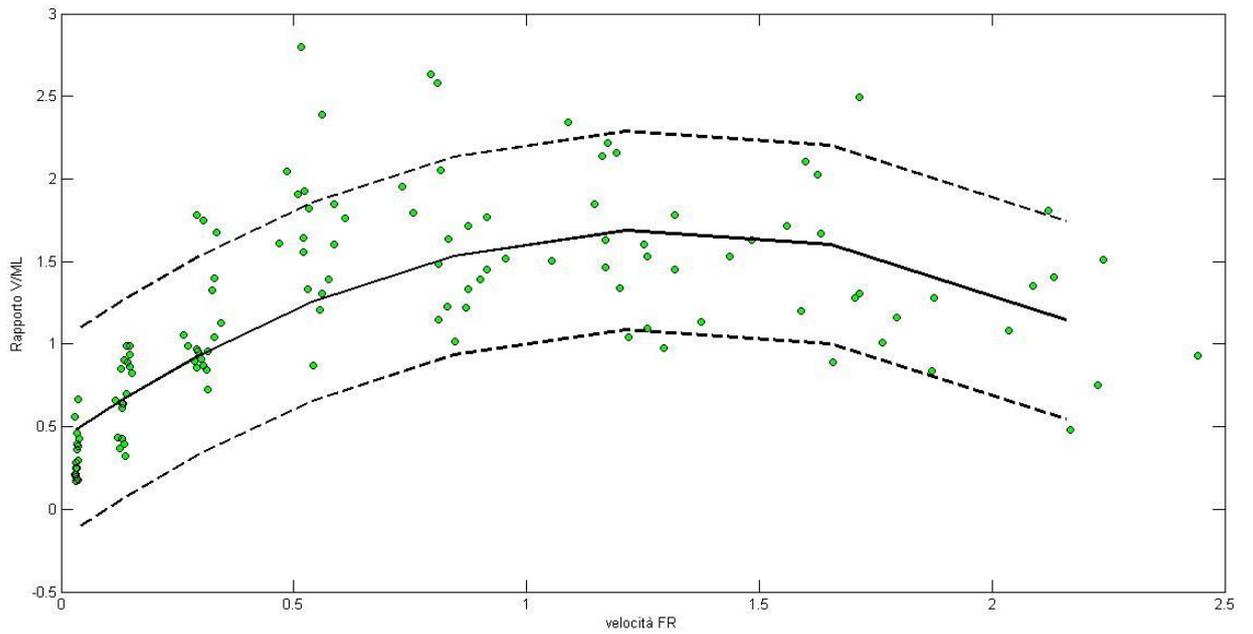


Fig. 3.17: Andamento del rapporto delle ampiezze mediane di spostamento verticale (V) su medio-laterale (ML) in funzione della velocità normalizzata in Fr unit. La linea nera continua indica il fitting quadratico delle mediane dei valori selezionati per fasce di velocità. Le linee tratteggiate distano 1 dev. Standard (tra tutti i valori) dalla retta di fitting centrale

Capitolo 4

Discussione

Si premette che i risultati sono stati tratti da dati che riguardano un numero di soggetti limitato, 20 in tutto: per cui in questo lavoro di tesi non si aspira a trarre conclusioni di validità generale. In aggiunta quasi la totalità della popolazione pratica attività sportiva regolarmente, anche agonistica.

Perciò vengono certamente esclusi dalle conclusioni finali i soggetti sedentari o poco allenati.

Inoltre i test basati sull'utilizzo di treadmill hanno da un lato il vantaggio della praticità ma dall'altro sono influenzati da fattori soggettivi, come l'abitudine all'utilizzo, di cui non sempre si riesce a tener conto. Ad esempio si è notato che nei soggetti che non avevano mai fatto uso di tapis-roulant c'era una tendenza ad allungare la falcata con il ripetersi delle prove. Per questo motivo il protocollo dei test prevedeva tre ripetizioni ed una media su sei valori, per ridurre l'errore dovuto all'apprendimento.

In sintesi, 20 soggetti (10 uomini e 10 donne) sono stati sottoposti ad un protocollo di test motori su treadmill. Il protocollo prevedeva una parte di ricerca delle velocità preferite di camminata e corsa ed una parte di analisi dei movimenti dei soggetti mediante uno strumento in fase di sviluppo. I dati del primo test sono stati messi in relazione ai parametri antropometrici dei soggetti per cercare di capire se ci fossero dei trend; dal secondo test si è cercato di capire gli andamenti dei dati misurati dallo strumento e la loro validità.

TEST 1:

4.1 Discussione risultati

Lo scopo dei test sulle andature preferite era trovare conferma sull'esistenza di una correlazione lineare tra altezza, lunghezza della falcata e velocità. Questo risultato è stato in parte confermato, e in parte smentito. Per non andare in direzione opposta a quanto scritto in letteratura si è deciso di non prendere in considerazione la correlazione inversa riscontrata tra velocità di cammino e altezze (indice di Pearson $< -0,3$), ma di analizzare i dati con un altro algoritmo.

Dai risultati di questo primo test si evince infatti che:

1. non è stata riscontrata una correlazione tra velocità preferita di cammino e parametri antropometrici. L'analisi effettuata in questo studio ha portato a separare il campione nei due sessi e considerare per entrambi una velocità di riferimento. In questo caso il risultato finale è che, Al contrario di quanto si possa pensare, le donne, sebbene abbiano un'altezza media inferiore degli uomini (168,9 cm contro 182,0 cm) hanno mediamente una velocità di cammino preferita maggiore (5,02 km/h contro 4,61 km/h).
2. Esiste un trend tra velocità preferite di corsa ed altezze dei soggetti. Questo risultato conferma le ipotesi secondo cui la lunghezza del passo\ falcata dipende dalla lunghezza della gamba. Alcuni studi hanno dimostrato che esiste una cadenza ottimale alla quale tutti gli individui corrono con il miglior risparmio energetico. Dunque, dato che la velocità è data dal prodotto della cadenza per la lunghezza del passo\ falcata, a parità di cadenza le persone più alte hanno una andatura più veloce. Come risultato sperimentale, è stata ricavata la formula per calcolare la velocità preferita di un soggetto, data la sua altezza:

$$RS \text{ [km/h]} = 0,031 * H \text{ [cm]} + 3,926$$

4.2 Limitazioni

Innanzitutto il limitato numero e l'alto grado di allenamento dei soggetti non permettono di trarre conclusioni di carattere generale. D'altro canto il protocollo test è molto lungo e faticoso, non adatto a soggetti sedentari o per nulla allenati. Inoltre, malgrado sia scientificamente uno dei test più validi per l'analisi delle velocità preferite, è influenzato da troppi aspetti soggettivi quali:

- sensazioni e voglia di fare (voglia di dare il massimo nei soggetti poco allenati; svogliatezza in quelli più allenati)
- grado di utilizzo del treadmill
- tipologia di attività fisica, in termini aerobici (c'è differenza tra portiere ed attaccante, malgrado si allenino egualmente)

4.3 Conclusione e Sviluppi futuri

I risultati del primo test hanno confermato solo in parte l'esistenza di un legame tra parametri antropometrici e velocità preferite. Infatti se per la corsa esiste una correlazione diretta tra altezza e velocità, ciò non vale anche per il cammino. Per questa andatura infatti, l'unica considerazione fattibile è che uomini e donne hanno velocità medie diverse, e, al contrario di quanto ci si possa aspettare, le donne camminano a velocità maggiore rispetto agli uomini, pur avendo altezza media minore. Benché non sia possibile trarre conclusioni di carattere generale a causa del ridotto numero di soggetti, l'ambizione di questo studio è quella di fornire dei valori di riferimento per dei futuri test o applicazioni. Ad esempio quasi la totalità del campione preso in esame, nonostante fosse di giovane età ed in salute, si è lamentato del fatto che il test fosse troppo lungo e debilitante. Partendo dai risultati ottenuti è possibile ora migliorare il protocollo test considerando le rampe di velocità solo in un intorno della velocità media di riferimento per il soggetto di altezza 'x', riducendo così tempo e fatica e riuscendo così ad integrare anche soggetti meno allenati in eventuali studi futuri.

TEST 2:

4.4 Discussione risultati

Prima di passare al confronto con la letteratura è stata necessaria una lunga operazione di pulizia ed elaborazione del segnale.

Partendo dall'estrazione dei segnali spostamento ML e V, il primo step è stato quello di tagliare i segnali e prendere, per ogni velocità, solo il minuto centrale di ciascuna. Questo è stato fatto per scartare tracciati transitori tra due differenti velocità e prendere la parte di segnale tendenzialmente più stabile, onde evitare di sporcare i dati.

Poi, dividendo la lunghezza del vettore tempo per la durata effettiva d'acquisizione, si è notato che la frequenza di campionamento era maggiore di quella nominale della fotocamera; questo comportava una ridondanza del segnale con una marcata gradinatura. Per questo motivo è stato effettuato il ri-campionamento a 24 Hz i cui risultati sono mostrati nel capitolo 3.

A questo punto andavano identificati i punti di minimo e massimo locali per poi effettuare il fitting. Procedimento ottimo è stato quello di utilizzare una finestra temporale fissa che scorresse su tutto il segnale e confrontasse i valori al suo interno per poi scegliere i valori di picco. La presenza di artefatti ha reso quest'operazione più complicata del previsto: spesso alcuni picchi non venivano rilevati oppure la loro ampiezza si discostava di molto dai picchi circostanti.

Per eliminare gli artefatti è stata dunque implementata una funzione che rilevasse ampiezze e quanta distanza ci fosse tra un picco e il successivo e scartasse i picchi a distanza (o ampiezza) maggiore di due volte la deviazione standard delle distanze (o ampiezze). La presenza di numerosi artefatti è dovuta sia a fattori soggettivi (ad esempio un cambio repentino di cadenza per correggere il passo) sia a fattori intrinseci allo strumento.

Una volta pulito e rilevati i picchi è stato fatto un fitting sinusoidale del segnale. Inizialmente era stato fatto un fitting con una singola senoide i cui parametri caratteristici (ampiezza, pulsazione e baseline) erano ricavati come media sull'intero tracciato e la fase era tale che il primo picco corrispondesse con il primo punto di massimo della senoide stessa. Tuttavia questo fitting si dimostrò poco robusto alle variazioni in ampiezza e fase del segnale grezzo. Per questo motivo si è deciso di utilizzare un segnale sinusoidale a parametri variabili, ri-calcolati ogni 6 picchi in modo tale da seguire meglio l'andamento del dato grezzo. Prendendo in esame nell'elaborazione successiva questo segnale

sinusoidale, è stato come se si fosse effettuato un filtraggio passa-basso del segnale grezzo. La bontà del fitting è stata valutata inizialmente graficamente sovrapponendo gli spettri in frequenza del segnale grezzo e del segnale sinusoidale. Poi analiticamente, calcolando il rapporto tra le due densità di potenza spettrale (PSD). Infine qualitativamente, valutando lo spettro in frequenza della differenza fra i due segnali. Complessivamente si può a buon ragione dire che la qualità del fitting è molto buona e non è andato perso segnale utile.

Dal segnale sinusoidale sono state estratte le ampiezze picco-a-picco che rappresentano gli spostamenti medio-laterale e verticale post-processing; da questo punto inizia il confronto con la letteratura.

Da un primo confronto risulta che gli spostamenti verticale e medio-laterale, mostrano un andamento del tutto simile a quanto descritto in letteratura per il centro di massa (COM). In particolare le frequenze delle oscillazioni rispecchiano le cadenze di passo e di falcata mentre per le ampiezze non si può dire nulla, poiché non si conoscono le unità di misura del segnale di output (modello a ‘scatola nera’). La similitudine è meglio rappresentata visivamente dal confronto con il grafico ad ‘otto’ (fig) ripreso dallo studio di Tesio [18] intitolato “the 3D path of body centre of mass during adult human walking on force treadmill”.

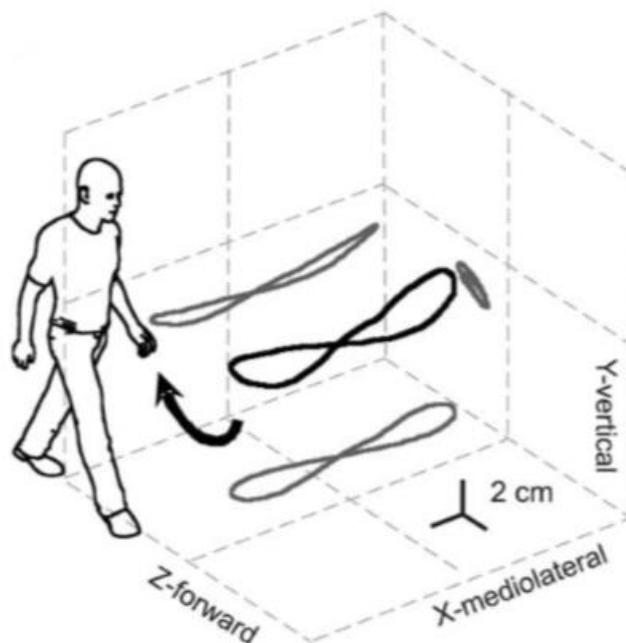


Fig. 4.1: Movimento ad ‘otto’ del centro di massa (COM) 3D durante il cammino.

Benché in questo elaborato non venga considerato lo spostamento antero-posteriore, l'andamento caratteristico ad 'otto' nel piano XY è ben rappresentato dai dati.

Un'ulteriore conferma è data dall'analisi dei grafici delle ampiezze (M-L e V) in funzione della velocità normalizzata di Froude. Nell'elaborato di Tesio, viene mostrato come all'aumentare della velocità si abbia una crescita degli spostamenti verticali ed una decrescita degli spostamenti medio-laterali, entrambe con forma quadratica. Allo stesso risultato si è arrivati in questo studio, come mostrato in figura:

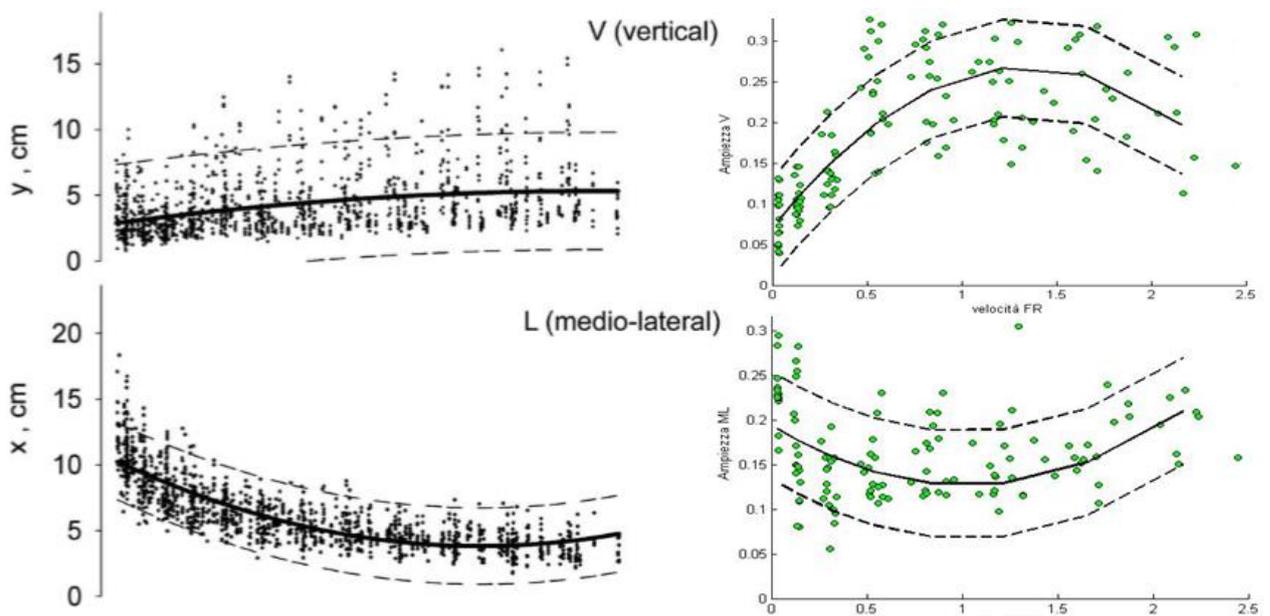


Fig. 4.2: Confronto qualitativo tra i grafici delle ampiezze verticali e medio-laterali con la letteratura.

4.5 Limitazioni

Come già giustificato, il limitato numero e l'alto grado di allenamento dei soggetti non permettono di trarre conclusioni di carattere generale. E' chiaro inoltre che l'approccio 'black-box' con cui si è deciso di affrontare l'analisi dei dati ha in sé delle grosse limitazioni. Infatti, non conoscendo l'origine dei dati né come venissero calcolati, non è stato possibile attribuirgli le unità di misura. Quindi in mancanza di queste, il parallelo con la letteratura è stato effettuato solo a livello qualitativo, e le discussioni si sono limitate a questo tipo di confronto. Inoltre i risultati dello studio fatto da Tesio prendono in esame solo velocità di cammino comprese tra 1 e 5 km/h mentre in questo elaborato si considerano anche le velocità di corsa fino a 16 km/h.

4.6 Conclusione e Sviluppi futuri

Benchè lo strumento gold standard per l'analisi del ciclo del passo sia la piattaforma di forza [18], questo studio dimostra che anche un metodo indiretto come l'acquisizione tramite fotocamera può dare risultati qualitativamente soddisfacenti. Tuttavia, non essendo stata testata l'accuratezza, questi risultati possono essere enunciati solo a livello teorico. A livello sperimentale si può dire che, dato il lungo processo di pulizia del segnale, la misura non risulta essere molto precisa; ma ciò che viene perso in sensibilità ed accuratezza lo si guadagna in praticità ed economicità. Quindi il primo punto di partenza per uno sviluppo futuro è la validazione scientifica dello strumento. In secondo luogo andrebbe fatta l'elaborazione del segnale 'in-time' poiché si tratta di processi matematici non troppo costosi dal punto di vista del processing che garantiscono una migliore interpretabilità del segnale. Se questi due passaggi saranno positivamente effettuati si potrà dare il via alla vendita dello strumento al grande pubblico e questo comporterà una svolta significativa nel mondo dell'analisi del movimento. .

Conclusioni

Questo lavoro di tesi è stato condotto su due linee differenti. Da un lato si è cercato di validare delle ipotesi tratte dalla letteratura riguardanti le relazioni tra andature e parametri antropometrici; dall'altro sono stati analizzati dei dati ricavati da un'analisi sul passo condotta mediante un nuovo prototipo di strumento.

Nel primo caso si è trovato solo in parte un riscontro sperimentale, per quanto riguarda la correlazione tra velocità preferite di corsa ed altezze dei soggetti. L'altra parte dell'analisi non ha infatti confermato questa relazione ma è stato altresì fornito un nuovo standard per quanto concerne alle velocità preferite di cammino in relazione al genere (maschile e femminile).

Nel secondo caso lo studio del segnale estratto ha portato ad una buona interpretazione qualitativa del dato, punto di partenza per una futura validazione dello strumento utilizzato. Il punto cruciale da sottolineare è che malgrado il dispositivo non sia accurato come gli altri adottati in genere per l'analisi del movimento, l'economicità e la praticità di utilizzo lo rendono alla portata di tutti. Questo significa che in un futuro non lontano, la 'gait analysis' potrà assumere una connotazione nuova e più generale: lo strumento da laboratorio, costoso e preciso, verrà affiancato da un nuovo strumento alla portata di tutti che fornirà una analisi preliminare del passo e quindi un primo strumento diagnostico per

la cura e prevenzione di malattie psico-motorie e simili. E non solo: anche gli sportivi di qualsiasi livello, potranno rivedere il proprio gesto atletico e perfezionarsi sempre di più; in particolare i 'runners', poiché l'analisi del movimento al momento è rivolta soprattutto allo studio di parametri inerenti alla corsa (e al cammino).

E' giusto quindi sottolineare l'importanza che arriverà ad avere la 'gait analysis' su larga scala, anche se per un bilancio complessivo più completo e accurato sarà necessario esaminare un numero maggiore di pazienti di cui attualmente non si disponeva, e bisognerà effettuare uno studio di validazione scientifica dello strumento.

Appendice A

Appendice A

Verrà presentata in questa appendice una parte di codice compilato in Matlab per l'analisi del segnale. Il codice è stato diviso in 5 parti riguardanti ognuna una fase dell'elaborazione:

1. Estrazione segnale
2. Pulizia segnale e fitting
3. Analisi in frequenza
4. Estrazione ampiezze
5. Elaborazione finale

1) Estrazione segnale

```
clc
close all
clear all
cd('C:\Users\lukko_tablet\Desktop\TESI\')
nome=input('scegliere il soggetto \n','s');
nome_file=strcat('TEST','/',nome);
cd(nome_file)
```

Appendice A

```
%% %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Loading Cammino %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
Dat=xlsread('v1.xlsx');
cor=cos(38); %fattore di correzione angolo normale

d=1;
while (Dat(d,3)>1 && Dat(d,3)<3.5)
    d=d+1;
end
v1 = Dat(round(0.25*(d-1)):round(0.75*(d-1)),:);

j=find(Dat(:,3) == 4,1);
d=j;
while (Dat(d,3)>3.5 && Dat(d,3)<5.5)
    d=d+1;
end
v2 = Dat(round(j+0.25*(d-j-1)):round(j+0.75*(d-j-1)),:);

j=find(Dat(:,3) == 6,1);
d=j;
while (Dat(d,3)>5.5 && Dat(d,3)<7.5)
    if d==size(Dat,1)
        break
    end
    d=d+1;
end
v3 = Dat(round(j+0.25*(d-j-1)):round(j+0.75*(d-j-1)),:);

V=v1;
V(:,11)=v1(:,11)*cor;
savefile= strcat(nome, '.v1.mat');
save(savefile, 'V')
clear V
V=v2;
V(:,11)=v2(:,11)*cor;
savefile= strcat(nome, '.v2.mat');
save(savefile, 'V')
clear V
V=v3;
V(:,11)=v3(:,11)*cor;
savefile= strcat(nome, '.v3.mat');
save(savefile, 'V')
clear V

%% %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Loading corsa %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
Dat=xlsread('v2.xlsx');
cor=cos(38);
d=1;
while (Dat(d,3)>7.5 && Dat(d,3)<9.5)
    d=d+1;
end
v4 = Dat(round(0.25*(d-1)):round(0.75*(d-1)),:);

j=find(Dat(:,3) == 10,1);
d=j;
while (Dat(d,3)>9.5 && Dat(d,3)<11.5)
    d=d+1;
end
```

```

v5 = Dat(round(j+0.25*(d-j-1)):round(j+0.75*(d-j-1)),:);

j=find(Dat(:,3) == 12,1);
d=j;
while (Dat(d,3)>11.5 && Dat(d,3)<13.5)
    if d==size(Dat,1)
        break
    end
    d=d+1;
end
v6 = Dat(round(j+0.25*(d-j-1)):round(j+0.75*(d-j-1)),:);

V=v4;
V(:,11)=v4(:,11)*cor;
savefile= strcat(nome, '.v4.mat');
save(savefile, 'V')
clear V
V=v5;
V(:,11)=v5(:,11)*cor;
savefile= strcat(nome, '.v5.mat');
save(savefile, 'V')
clear V
V=v6;
V(:,11)=v6(:,11)*cor;
savefile= strcat(nome, '.v6.mat');
save(savefile, 'V')
clear V

%%%%%%%%%%%%%% Loading corsa >12 km/h %%%%%%%%%%%%%%%
Dat=xlsread('v3.xlsx');
cor=cos(38);
j=find(Dat(:,3) == 14,1);
d=j;
while (Dat(d,3)>13.5 && Dat(d,3)<15.5)
    d=d+1;
    if d==size(Dat,1)
        break
    end
end
v7 = Dat(round(0.25*(d-1)):round(0.75*(d-1)),:);

V=v7;
V(:,11)=v7(:,11)*cor;
savefile= strcat(nome, '.v7.mat');
save(savefile, 'V')
clear V
j=find(Dat(:,3) == 16,1);
d=j;
while (Dat(d,3)>15.5 && Dat(d,3)<17.5)
    d=d+1;
    if d==size(Dat,1)
        break
    end
end
v8 = Dat(round(j+0.25*(d-j-1)):round(j+0.75*(d-j-1)),:);

V=v8;
V(:,11)=v8(:,11)*cor;

```

```
savefile= strcat(nome, '.v8.mat');  
save(savefile, 'V')  
clear V
```

2)Pulizia segnale e fitting

```

clc
clear all
close all
cd('C:\Users\lukko_tablet\Desktop\TESI\')
nome=input('scegliere il soggetto \n','s');
nome_file=strcat('TEST','/',nome);
cd(nome_file)
choose=1;

for vel=1:8
    %v1= 2km/h ; v8= 16 km/h
    filename=strcat(nome, '.v', int2str(vel), '.mat');
    load (filename)
    Ex=V;
    t=(Ex(:,2)-Ex(1,2))/1000;
    step=Ex(end,1)-Ex(1,1);
    temp=(Ex(end,2)-Ex(1,2))/1000;
    cad=step/temp;
    T=1/cad;

    for var=0:1
        %0 = ML displacement 1 = V displacement
        clear 'pks' 'tp' 't' 'E' 'HD' 'VD' 'ind'
        t=(Ex(:,2)-Ex(1,2))/1000;
        if var==0
            E=Ex(:,10);
        else
            E=Ex(:,11);
        end

        %%%%%%%%% Ricampionamento a 24 Hz %%%%%%%%%
        Fc=24;
        Tc=1/Fc;
        t2=0:Tc:t(end);
        j=1;
        for i=1:length(t)
            if t(i) > t2(j)
                if t(i-1) == t2(j)
                    E2(j) = E(i-1);
                else
                    t2(j) = mean ([t(i-1) t(i)]);
                    E2(j) = mean ([E(i-1) E(i)]);
                end
                j=j+1;
            end
            if j>length(t2)
                break;
            end
        end
        E=E2';
        t=t2';

        %%%%%%%%% Localizzazione picchi %%%%%%%%%
        j=2;
        passo=T/4;
        imin=find(t>passo,1);
        imax=find(t>(t(end)-passo),1)-2;
    end
end

```

```

pks(1)=E(1);
tp(1)=t(1);
for i=imin:imax
    Ind=find(t>(t(i)-passo) & t<(t(i)+passo));
    if var== 0
        if abs(E(i))== max(abs(E(Ind))) && abs(E(i+1))<abs(E(i))
            pks(j)=E(i);
            tp(j)=t(i);
            j=j+1;
        end
    elseif var == 1
        if (E(i)== max(E(Ind)) || E(i)==min(E(Ind)))
            pks(j)=E(i);
            tp(j)=t(i);
            j=j+1;
        end
    end
end
end

%%%%%%%%%%%%% Eliminazione picchi spurii %%%%%%%%%%%%%%
i=3;
while (i< length(pks))
    if (pks(i)<pks(i-1) && pks(i)<pks(i+1)) || (pks(i)>pks(i-1) &&
pks(i)>pks(i+1))
        else
            pks(i)=[];
            tp(i)=[];
            i=i-1;
        end
        end
        i=i+1;
    end
    pks(1)=[];
    tp(1)=[];

%%%%%%%%%%%%% Replacement picchi %%%%%%%%%%%%%%
dp=tp(2:end)-tp(1:end-1);
m=mean(dp);
n=find(dp>m+2*std(dp) | dp<m-2*std(dp));

for i=1:length(n)
    ii=(n(i)-2*i);
    if ii<0
        ii=0;
    end
    a=find(t==tp(ii+1),1);
    b=find(t==tp(ii+3),1);
    c=tp(ii+3)-tp(ii+1);
    t(b:end)=t(b:end)-c;
    tp(ii+3:end)=tp(ii+3:end)-c;
    t(a+1:b-1)=[];
    E(a+1:b-1)=[];
    pks(ii+1:ii+2)=[];
    tp(ii+1:ii+2)=[];
end
clear 'a' 'b'

%%%%%%%%%%%%% Calcolo indici dei picchi %%%%%%%%%%%%%%
for i=1:length(tp)

```

```

        ind(i)=find(t==tp(i),1);
    end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Sottrazione Baseline %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
    I=ind;
    for i=1:1:length(pks)
        if i>3 && i<length(pks)-1
            b(i-3)=mean(E(I(i-3):I(i+2)));
            E(I(i-3):I(i-2)-1)=E(I(i-3):I(i-2)-1)-b(i-3);
            pks(i-3)=pks(i-3)-b(i-3);
        end
    end
    E(1:I(1)-1)=E(1:I(1)-1)-mean(E(1:I(1)-1));
    pks(end-4:end)=pks(end-4:end)-mean(E(I(end-4):end));
    E(I(end-4):end)=E(I(end-4):end)-mean(E(I(end-4):end));

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Fitting Sinusoidale %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
    j=0;
    yy=[];
    tt=[];
    for i=4:2:length(pks)-3
        j=j+1;
        A(j)=mean(abs(pks(i-2:i+3)-pks(i-3:i+2))/2);
        f(j)=3/(tp(i+3)-tp(i-3));
        if pks(i-1)<pks(i)
            phi(j)=pi/2-2*pi*f(j)*tp(i);
        else
            phi(j)=-pi/2-2*pi*f(j)*tp(i);
        end

        imin(j)=find(t>tp(i-1)+(1/f(j))/6,1);
        imax(j)=find(t>tp(i+1)-(1/f(j))/6,1);
        y1=A(j)*sin(2*pi*f(j)*t(imin(j):imax(j))+phi(j));
        if j<2
            yy=[yy; y1];
            tt=[tt; t(imin(j):imax(j))];
        elseif j>1
            if choose==1
                px=[t(imax(j-1)) tp(i-1) t(imin(j))];
                py=[yy(end) pks(i-1) y1(1)];
                p=polyfit(px,py,3);
                fp=polyval(p,t(imax(j-1)+1:imin(j)-1));
            else
                AA=mean([A(j) A(j-1)]);
                ff=mean([f(j) f(j-1)]);
                if pks(i-1)>pks(i)
                    phiphi=+pi/2-2*pi*ff*tp(i-1);
                else
                    phiphi=-pi/2-2*pi*ff*tp(i-1);
                end
                fp=AA*sin(2*pi*ff*t(imax(j-1)+1:imin(j)-1)+phiphi);
            end
            yy=[yy; fp ; y1];
            tt=[tt; t(imax(j-1)+1:imin(j)-1); t(imin(j):imax(j))];
        end
    end
end
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Salvataggio Variabili %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

```

```
if var==0
    rowhd=E(imin(1):imin(1)+length(yy)-1);
    basehd=yy;
    HD=[rowhd basehd tt];
    savefile= strcat('HD',int2str(vel),'.mat');
    save(savefile,'HD')
    ind1=ind;
    e1=find(ind1>imin(1),1);
    ind1(1:e1)=[];
    e2=find(ind1>length(HD),1)-1;
    ind1(e2:end)=[];
    ind1=ind1-imin(1);
elseif var ==1
    rowvd=E(imin(1):imin(1)+length(yy)-1);
    basevd=yy;
    VD=[rowvd basevd tt];
    savefile= strcat('VD',int2str(vel),'.mat');
    save(savefile,'VD')
    ind2=ind;
    e1=find(ind2>imin(1),1);
    ind2(1:e1)=[];
    e2=find(ind2>length(VD),1)-1;
    ind2(e2:end)=[];
    ind2=ind2-imin(1);

end

end
savefile = strcat('indici',int2str(vel),'.mat');
save(savefile,'ind2','ind1')
end
```

3) Analisi in frequenza

```

clear all
clc
close all
cd('C:\Users\lukko_tablet\Desktop\TESI\')
nome=input('scegliere il soggetto \n','s');
nome_file=strcat('TEST','/',nome);
cd(nome_file)
PP=[];
for vel=1:8
    clear 'y'
    filename=strcat(nome, '.v', int2str(vel), '.mat');
    load (filename)
    filename=strcat('HD', int2str(vel), '.mat');
    load (filename)
    filename=strcat('VD', int2str(vel), '.mat');
    load (filename)
Ex=V;
j=0;
for var=1:2
    for i=1:2
        j=j+1;
        if var == 1
            E=HD(:,i);
        elseif var == 2
            E=VD(:,i);
        end
        L=Ex(end,2)-Ex(1,2);
        F= 24;
        T=1/F;
        NFFT = 2^nextpow2(L);
        Y = fft(E,NFFT)/L;
        f = F/2*linspace(0,1,NFFT/2+1);
        y(j,:) = 2*abs(Y(1:NFFT/2+1));
        set(gcf, 'name', 'Spettro in frequenza dei Displacement')
        ind=strcat('22',int2str(j));
        subplot (ind)
        hold on
        plot(f,y(j,:))
        axis([0 12 0 2.5e-3])
        if j==1 || j==3
            title 'segnale grezzo'
        else
            title 'fitting'
        end
        xlabel('Frequenza (Hz)')
        if var==1
            ylabel('HD')
        else
            ylabel ('VD')
        end
        end
        p=find(f>0.5,1);
        m2=max(y(j,p:end));
        eps=1e-6;
        p2(j)=find(y(j,p:end)==m2,1)+p-1;
        plot(f(p2(j)),y(j,p2(j)), 'ro')
    end
end

```

```
end

figure
    set(gcf,'name','Segnale grezzo - fitting')
    subplot 211
    b2hd=HD(:,1)-HD(:,2);
    b2vd=VD(:,1)-VD(:,2);
    Y1 = fft(b2hd,NFFT)/L;
    y1 = 2*abs(Y1(1:NFFT/2+1));
    Y2 = fft(b2vd,NFFT)/L;
    y2 = 2*abs(Y2(1:NFFT/2+1));
    plot(f,y1)
    axis([0 12 0 1e-3])
    title 'segnale grezzo - fitting'
    ylabel 'HD'
    subplot 212
    plot(f,y2)
    axis([0 12 0 1e-3])
    ylabel 'VD'
    xlabel 'frequenza (Hz)'

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Potenza Spettrale %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
P=sum(y');
PP=[PP P'];
end
A=[];
B=[];
for i=1:4
    m=mean(PP(i,:));
    s=std(PP(i,:));
    A=[A m];
    B=[B s];
end
```

4) Estrazione Ampiezza

```

clear all
clc
close all
cd('C:\Users\lukko_tablet\Desktop\TESI\')
nome=input('scegliere il soggetto \n','s');
nome_file=strcat('TEST','/',nome);
cd(nome_file)
for vel=1:8
    filename=strcat(nome, '.v', int2str(vel), '.mat');
    load (filename)
    filename=strcat('indici', int2str(vel), '.mat');
    load (filename)
    filename=strcat('HD', int2str(vel), '.mat');
    load (filename)
    filename=strcat('VD', int2str(vel), '.mat');
    load (filename)

    Ex=V;
    sh=ind1(1)-ind2(1);
    if sh<0
        VD(1:-sh,:)=[];
        ind2(1)=ind2(1)+sh;
    else
        ind1(1)=ind1(1)-sh;
        HD(1:sh,:)=[];
    end
    end
M=min([length(HD) length(VD)]);
m=max([ind1(1) ind2(1)]);
t1=HD(1,3)-VD(1,3);
if t1>0
    HD(:,3)=HD(:,3)-t1;
elseif t1<0
    VD(:,3)=VD(:,3)+t1;
end

for i=1:length(ind1)-1

    if ind1(i+1)>M
        break
    end
    I = ind1(i):ind1(i+1);
    a(i,1)=min(HD(I,2));
    a(i,2)=max(HD(I,2));
    b(i,1)=min(VD(I,2));
    b(i,2)=max(VD(I,2));
end
a=a(:,2)-a(:,1);
b=b(:,2)-b(:,1);
a=sort(a);
b=sort(b);
l=length(a);
i1=round(0.25*l);
i2=round(0.75*l);
a=median(a(i1:i2));
b=median(b(i1:i2));

```

```
Aml(vel)=a;  
Av(vel)=b;  
h(1)=min(HD(I,2));  
h(2)=max(HD(I,2));  
v(1)=min(VD(I,2));  
v(2)=max(VD(I,2));  
end  
savefile = strcat('ampiezze.mat');  
save(savefile, 'Aml', 'Av')
```

5)Elaborazione Finale

```

close all
clear all
clc
load('test.mat')
S=%%% elenco soggetti %%%
N=[8 8 6 3 8 7 8 6 8 7 6 8 8 7 7 6 8 3 8 7];
x=[];
y1=[];
y2=[];
for i=1:size(S,1)
    cd('C:\Users\lukko_tablet\Desktop\TESI\')
    nome=S(i,:);
    nome_file=strcat('TEST','/',nome);
    cd(nome_file)
    load('ampiezze.mat')
    v=[2:2:2*N(i)]/3.6;
    if i==3 % scarto il soggetto basso
        continue
    end

%%% correzioni %%%
    if i==5
        v(1:3)=[];
        Aml(1:3)=[];
        Av(1:3)=[];
    end

    for j=1:length(Aml)
        if Aml(j)>1
            Aml(j)=[];
            Av(j)=[];
            v(j)=[];
            break
        end
    end

    end
    l=A(i,6)/100;
    g=9.8;
    fr=v.^2/(l*g);
    hold all

    x=[x fr];
    y1=[y1 Aml];
    y2=[y2 Av];
end
v=[2:2:16]/3.6;
lM=max(A(:,6)/100);
lm=min(A(:,6)/100);
frM=v.^2/(lM*g);
frm=v.^2/(lm*g);
xm=mean([frm; frM]);

for j=1:length(v)
    a=find((x<frm(j) | x==frm(j)) & (x>frM(j) | x==frM(j)));
    b1=sort(y1(a));
    b2=sort(y2(a));
    l=length(b1);

```

```

        ym1(j)=median(b1);
        ym11(j)=b1(round(0.25*1));
        ym12(j)=b1(round(0.75*1));
        ym13(j)=b1(round(0.10*1));
        ym14(j)=b1(round(0.90*1));
        ym2(j)=median(b2);
        ym21(j)=b2(round(0.25*1));
        ym22(j)=b2(round(0.75*1));
end

%%%% fitting %%%%%%
hold on
p1=polyfit(xm,ym1,2);
fp1=polyval(p1,xm);
p11=polyfit(xm,ym11,2);
fp11=polyval(p11,xm);

p2=polyfit(xm,ym2,2);
fp2=polyval(p2,xm);
p21=polyfit(xm,ym21,2);
fp21=polyval(p21,xm);
p22=polyfit(xm,ym22,2);
fp22=polyval(p22,xm);
figure(1)
axis([0 2.5 0 0.35])
plot(xm,fp1,'k','LineWidth',2)
k1=std(ym1);
k2=std(ym2);
fp11=fp1+k1;
fp12=fp1-k1;
fp21=fp2+k2;
fp22=fp2-k2;
plot(xm,fp11,'--k','LineWidth',2)
plot(xm,fp12,'--k','LineWidth',2)
figure(2)
plot(xm,fp2,'k','LineWidth',2)
plot(xm,fp21,'--k','LineWidth',2)
plot(xm,fp22,'--k','LineWidth',2)

%%
figure(3)
c=y2./y1;
plot(x,c,'o','MarkerEdgeColor','k','MarkerFaceColor','g','MarkerSize',5)
for j=1:length(v)
    a=find((x<frm(j) | x==frm(j)) & (x>frM(j) | x==frM(j)));
    b=sort(c(a));
    l=length(b);
    cm(j)=median(b);
    cm1(j)=b(round(0.25*1));
    cm2(j)=b(round(0.75*1));
end
p=polyfit(xm,cm,2);
fp=polyval(p,xm);
k=std(ym);
fp1=fp+k;
fp2=fp-k;
hold on
xlabel 'velocità FR'

```

```
ylabel 'Rapporto ML/V'  
plot(xm, fp, 'k', 'LineWidth', 2)  
plot(xm, fp1, '--k', 'LineWidth', 2)  
plot(xm, fp2, '--k', 'LineWidth', 2)
```


Bibliografia

1. Gage JR. An overview of normal walking. AAOS Instructional Course Lectures 1990;39:291–303.
2. Ounpuu S. The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. AAOS Instructional Course Lectures 1990;39:305–18.
3. Novacheck TF. The biomechanics of running. Gait Posture. 1998;7(1):77-95.
4. Novacheck TF. Walking, running, and sprinting: a three-dimensional analysis of kinematics and kinetics. AAOS Instructional Course Lectures 1995;44:497–506.
5. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. Am J Sports Med. 1980 Sep-Oct;8(5):345-50.
6. Vaughan CL. Biomechanics of running gait. Crit Rev Eng 1984;12(1):1–48.
7. Perry J. Gait Analysis: normal and Pathological function. Thorofare Slack; 1992
8. Cappozzo, A. della Croce, U. Leardini, A. Chiari L 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical backgrounds. Gait & Posture 21,186-196
9. Buczek, F.L., Cavanagh, P.R. Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running. Medicine and Science in Sports and Exercise 1990;22, 669–677.
10. Saunders PU1, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA, Factors affecting running economy in trained distance runners. Sports Med. 2004;34(7):465-85

11. Winter DA. The biomechanics of motor control and human gait: normal elderly and pathological. University of Waterloo Press; 1990
12. Reinhard Blickhan (1989) The Spring-Mass Model for Running and Hopping, Concord Field Station, Harvard University.
13. Giulia Piovan and Katie Byl, ICRA (2012) Enforced symmetry of the stance phase for the spring-loaded inverted pendulum
14. Cerretelli P. Manuale di fisiologia dello sport e del lavoro muscolare. Meccanica ed energetica della marcia e della corsa: 172 – 83. Roma:Soc Ed Universo, 1985
15. Heglund, N.C., Taylor, C.R., 1988. Speed, stride frequency and energy cost per stride: how do they change with body size and gait? J. Exp. Biol. 138, 301–318.
16. Dingwell, Marin, Journal of Biomechanics, Volume 39, Issue 3, 2006, Pages 444–452
17. Cavagna GA. Muscolo e locomozione. Milano: Raffaello Cortina Editore; 1988
18. L. Tesio et. Al.The 3D path of body centre of mass during adult human walking speed on force treadmill
19. Motion Analysis Lab del Gillette Children’s Speciality Healthcare. Dati per gli sprinter di élite da (Vaughan, 1984)
20. http://en.wikipedia.org/wiki/Gait_analysis
21. [http://www.treccani.it/enciclopedia/corteccia-motoria_\(Dizionario-di-Medicina\)/](http://www.treccani.it/enciclopedia/corteccia-motoria_(Dizionario-di-Medicina)/)

22. <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/Biomechanics/BMclinic/LevelWalking.htm>
23. <http://jeb.biologists.org/content/207/20/3545.figures-only>
24. <http://www.technogym.com/it/prodotti/cardiofitness/cyclette/med/bike-med/160>
25. <http://win.ilguerriero.it/codinopreatle/2008/preatle/biomeccanica1.htm>
26. Tesi M. Pirani ,Valutazione fluoroscopica della cinematica del ginocchio dopo artroplastica totale: inclusione di una nuova tecnica di tracciamento dei movimenti della rotula e confronto con i dati intraoperatori. Università degli studi di Padova 2007

Ringraziamenti

Rivolgo i miei più sentiti ringraziamenti a tutte le persone a me più care:

A babbo e mamma che hanno esultato con me di ogni singolo voto d'esame, dal primo all'ultimo;

Ai miei nonni, 'Bebi' e 'Giorgina' e a zia Laura che mi sono stati sempre vicini durante l'iter universitario;

A mia sorella Marica, ai miei fratellini Manuele e Marianna ('i chiappi') e ai miei cuginetti Matteo e Davide ('i cuccioloni') che stravedono per me e malgrado gli impegni faranno di tutto per venirmi a vedere.

Un ringraziamento speciale va alle persone che hanno consentito la realizzazione di questa tesi:

Alla mia professoressa Rita Stagni che mi ha dato questa opportunità e mi ha seguito pazientemente in ogni fase dell'elaborazione;

Al Prof. Silvano Zanuso e all'Ing. Giuseppe Fedele per avermi coordinato ed aiutato nei test e per avermi messo a mio agio e fatto sentire come un loro collega.

Infine ringrazio tutti coloro che mi son stati vicini in questo periodo:

Ai miei coinquilini (e colleghi) Sanchio e Rondo che assieme a Salvo hanno reso per me Cesena un posto migliore;

A Matteo 'Teo' Pirani per avermi fatto da correlatore e Michela Costa per avermi sempre risolto ogni problema, e a tutti gli altri colleghi di Università;

Ai miei amici storici Charles, Dave, Eddy, Dado, Pibe, Ceck, Marco, Oraz e compagnia, che non verranno a questo evento perché non li ho invitati ma con i quali mi scuserò facendo una bella festa;

A tutti i miei compagni di squadra vecchi e nuovi, in particolare al mio mentore Cero, a Bosco Just e Marcone con i quali ho passato due anni fantastici; a Mole e Enri che mi hanno da subito integrato nella nuova realtà ferrarese.

Per ultimo, ma molto importante, il mio più sentito "Grazie" va alla persona che in assoluto mi è stata più vicino e con la quale voglio condividere gran parte della gioia nell'aver raggiunto questo importante traguardo della vita. A te, Giulia.

Mattia Lucconi, Cesena

27 Marzo 2014