

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÁ DI BOLOGNA  
CAMPUS DI CESENA  
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA  
CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

# **Stima delle forze di reazione piede-suolo durante la corsa tramite sensori inerziali**

Tesi in:

**Biomeccanica**

**Relatore:**

Ing. Silvia Fantozzi

**Correlatore:**

Ing. Rocco di Michele

**Presentata da:**

Martina Fichera

SESSIONE I

Anno accademico 2015-2016

# Indice

---

## **1. Introduzione**

- 1.1 la biomeccanica..... 4
- 1.2 GRFs e shock attenuation .....6

## **2. Strumentazione**

- 2.1 Pedana dinamometrica .....10
- 2.2 Sensori inerziali .....13

## **3. Biomeccanica della corsa**

- 3.1 La corsa.....20
- 3.2 Modello Massa-Molla .....21

## **4. Stima delle GRFs tramite modello massa-molla**

- 4.1 Componente verticale .....27
- 4.2 Componente orizzontale .....28

## **5. Stima delle GRF tramite sensori inerziali**

- 5.1 Utilizzo dei sensori inerziali .....31
- 5.2 Stima delle GRFs tramite accelerazione della pelvi .....31
- 5.3 Stima delle GRFs tramite accelerazione della tibia .....33

## **6. Materiali e Metodi**

- 6.1 Soggetti .....35
- 6.2 Hardware e posizionamento .....35
- 6.3 Acquisizione .....37
- 6.4 Sincronizzazione .....38

6.6	Stima dei tempi di contatto e volo .....	40	
6.7	Stima del picco di impatto.....	41	
<b>7. Risultati</b>			
7.1	Accelerazioni e forze di reazione piede-suolo verticali .....	47	
7.2	Accelerazioni e forze di reazione piede-suolo antero-posteriori .....	49	
7.3	Analisi statistica delle GRFs verticali .....	51	
7.4	Analisi statistica delle GRFs antero-posteriori .....	56	
<b>8. Discussione e conclusioni</b>			
8.1	Discussione.....	59	
8.2	Conclusioni .....	60	
<b>Bibliografia .....</b>			<b>62</b>
<b>Ringraziamenti .....</b>			<b>64</b>

# 1. Introduzione

---

## 1.1 La biomeccanica

Il corpo umano può essere in buona approssimazione descritto come un insieme di segmenti rigidi (ossa) e giunzioni (articolazioni) con diversi gradi di libertà. L'intero sistema è mosso da forze che hanno come punto di applicazione l'inserzione del muscolo nell'osso, e come retta d'azione la linea che congiunge i due capi del muscolo attivo. Il muscolo però può solo contrarsi, ciò significa che le forze muscolari agiscono sempre e solo lungo una direzione parallela all'asse del muscolo, e puntano sempre verso il centro del muscolo stesso. Quando queste semplici forze interagiscono con il complesso sistema di leve generato da ossa e articolazioni possono dare vita alla vastissima gamma di azioni, tutt'altro che semplici, che gli esseri umani (e non solo) possono compiere. Le reazioni vincolari delle articolazioni permettono infatti di convertire gli accorciamenti nei movimenti rotatori su più piani alla base di ogni nostra azione.

Suonare il piano, piroettare, masticare, compiere un salto mortale o semplicemente respirare, tutte le azioni dalle più semplici alle più complesse sono (almeno in linea teorica) descrivibili tramite un sistema di forze e di reazioni vincolari, e quindi tramite le leggi di azione e reazione che lo governano. Da questa volontà di descrivere le azioni motorie tramite le leggi della fisica classica nasce la biomeccanica.

Nello specifico la biomeccanica è l'applicazione dei principi della meccanica agli organismi viventi (sia animali che vegetali). In particolare, la biomeccanica analizza il comportamento delle strutture fisiologiche quando sono sottoposte a sollecitazioni statiche o dinamiche.<sup>1</sup>

La biomeccanica ha un vasto impiego sia in ambito clinico che in ambito sportivo. Lo studio della cinematica articolare premette infatti di prevenire o

diagnosticare patologie motorie, ma anche di migliorare l'atto motorio al fine di ottenere performance migliori per esempio in ambito sportivo. Questo tipo di studi hanno una origine tutt'altro che recente.

La prima testimonianza storica di maggior rilievo in questo campo viene da Leonardo da Vinci (1452-1519), considerato il padre della biomeccanica moderna. I suoi studi non indagano solo l'anatomia ma si spingono oltre, dallo studio del moto degli arti (fig. 1) fino alla natura dei dolori e dei traumi.

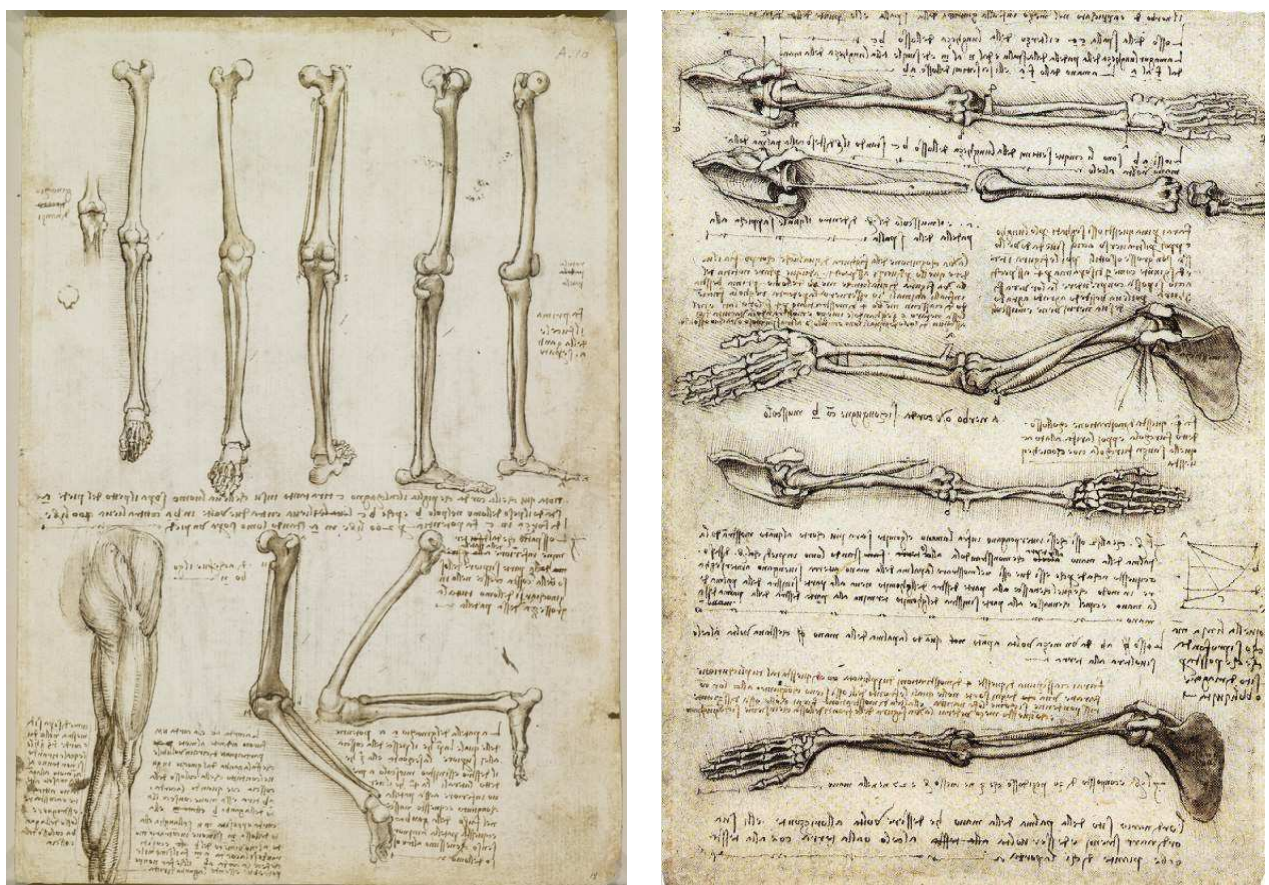


Figura 1) Studi sulla meccanica del braccio e della gamba.

Royal Collection Trust/© Her Majesty Queen Elizabeth II

Nei suoi appunti di anatomia sono presenti riferimenti ai traumi, specialmente quelli causati da ciò che lui denominò come “*percussione*” (i traumi da impatto). Nel suo profondo interesse per l'anatomia umana, Da Vinci già alla fine del 1400 si chiedeva se le articolazioni del corpo fossero deputate all'assorbimento degli impatti. Notando che il dolore causato

nell'atterraggio sui talloni dopo un salto è notevole ma diventa esiguo se l'atterraggio è effettuato sulle punte, dedusse inoltre che *“ciò che offre più resistenza ad un colpo subisce il maggior danno”*.<sup>2</sup>

Ciò introduce il concetto moderno di shock attenuation (come il corpo assorbe l'energia), e più in generale anticipa gli studi contemporanei sulle forze di reazione piede-suolo e su come il corpo assorbe gli impatti, e quali danni questi impatti possono causare nel tempo. La stima degli impatti e delle forze di reazione subite sarà oggetto di questo elaborato.

## **1.2 GRFs e shock attenuation**

Lo scopo di questa tesi sarà stimare le forze di reazione piede-suolo durante la corsa, basandosi su dati ottenuti tramite sensori inerziali, e utilizzando pedane di forza come Gold Standard per il confronto con le stime teoriche. Si cercherà non solo di stimare la forza massima applicata durante l'appoggio e l'andamento generale a “campana” delle forze di reazione, ma anche di stimare eventuali picchi d'impatto tipici della corsa.

Le forze di reazione piede-suolo, note in inglese come Ground Reaction Forces (GRFs) sono generate dalla reazione del terreno all'appoggio del peso, sia quando compiamo azioni complesse come correre, camminare, o saltare, sia quando semplicemente stiamo fermi in piedi. In ambito sportivo le GRFs sono studiate per migliorare le prestazioni e diminuire gli infortuni. Il modo più accurato per misurarle è usare le pedane di forza (il cui funzionamento sarà approfondito in seguito). Le pedane di forza sono strumenti molto precisi che necessitano però di un laboratorio dedicato per l'installazione e di opportuni accorgimenti per le misure. Condizioni così forzate e così lontane dalla nostra vita quotidiana (imposte sia dall'ambiente del laboratorio che dall'area limitata di misura) possono alterare i comportamenti naturali dei

soggetti rendendo i dati ottenuti poco rappresentativi dei carichi realmente sopportati dal corpo.

Un sistema che possa misurare le forze di reazione piede-suolo in un luogo più naturale e con meno costrizioni può fornire dati molto più affidabili sulla locomozione. A questo proposito i Micro-electrical-mechanical-sensor (MEMS) come gli accelerometri e i giroscopi promettono una buona alternativa all'uso delle pedane di forza. Assicurando questi sensori alle parti del corpo di interesse è possibile ricavarne le accelerazioni e le velocità angolari e risalire così alle GRFs generate nell'impatto. Questo sistema potrebbe essere utilizzato al di fuori dei laboratori, su terreni accidentati, con qualsiasi tipo di scarpa e soprattutto in condizioni molto vicine alla realtà in cui ci muoviamo.<sup>3</sup> Si pensi per esempio ad un corridore che partecipa ad una skyrun. I sensori inerziali potrebbero consentire di raccogliere dati persino su sentieri di montagna, in condizioni estreme sia per le articolazioni che per la muscolatura e in un ambiente dove non sarebbe possibile installare pedane di forza o altri sistemi per misure. Senza considerare che i sensori inerziali permettono di raccogliere facilmente dati su un numero potenzialmente infinito di passi (a patto che si abbia abbastanza spazio di archiviazione) per ogni misura, mentre le pedane permettono la misura di uno solo passo per volta.

Avere profili di forza relativi alla vita quotidiana può essere utile inoltre per correlare i periodi pre- e post- operatori con la densità ossea, con il carico sostenuto in popolazioni osteoporotiche a rischio, e perciò fornire dati critici per sviluppare interventi a scopo di prevenzione degli infortuni.<sup>4</sup>

Nello specifico, in questo esperimento, si è cercato di ricostruire l'andamento delle forze di reazione piede-suolo durante la corsa considerando anche i picchi di impatto (impact peak) di cui si parlerà più avanti. Poter stimare l'entità di questi picchi tramite sensori inerziali sarebbe utile sia per valutare l'efficienza degli atleti durante la corsa che per indagare i carichi

assorbiti al livello articolare. Picchi d'impatto alti sono collegati ad un maggiore stress subito dalle articolazioni, poterli controllare può essere quindi utile per evitare infortuni in ambito sportivo, sia professionale che amatoriale. La ripartizione dei carichi avviene principalmente fra ginocchio, anca e il complesso formato da piede, caviglia e tendine d'Achille. Per stimarle in modo preciso non occorre in realtà conoscere solo le forze di reazione ma anche la disposizione dei segmenti ossei nello spazio. La stima degli impatti rappresenta però un buon inizio.

Prima di addentrarsi nella parte sperimentale della tesi verranno introdotti i concetti di base utilizzati nello sviluppo dell'elaborato, al fine di comprendere sia il funzionamento della strumentazione utilizzata sia il significato dei dati raccolti e di quelli elaborati.



## 2. Strumentazione

---

### 2.1 Pedana dinamometrica

La pedana dinamometrica (o pedana di forza), è uno strumento basato sul principio di azione e reazione. Per un utilizzo ottimale necessita di un ancoraggio al terreno poiché eventuali spostamenti dello strumento generano errori nelle misure. L'ancoraggio in alcuni casi non viene effettuato con tutte le accortezze possibili, per esempio per poter spostare la pedana agevolmente ed effettuare misure in più ambienti.

Le pedane di forza misurano le forze di reazione piede-suolo grazie a celle di carico costituite da estensimetri resistivi o cristalli piezoelettrici

Le pedane di forze ad estensimetri hanno 4 celle di carico. Gli estensimetri sono in grado di variare la propria resistenza in funzione della deformazione a cui sono sottoposti, secondo la legge:

$$R = \rho * (L/A)$$

*Dove: R è la resistenza;  $\rho$  la resistività del materiale; L è lunghezza dell'estensimetro; A è la sezione (costante) dell'estensimetro.*

Se alimentato con una corrente di intensità I è quindi in grado di produrre una tensione  $V = R * I$ , ovvero un segnale elettrico che può essere digitalizzato e convertito nel valore di forza applicata corrispondente. Finché permane la deformazione permane anche il segnale in uscita. Gli estensimetri non necessitano perciò di una elettronica dedicata per le misure, ma solo di una amplificazione del segnale e di una alimentazione elettrica.

Le pedane di forza piezoelettriche invece hanno tre celle di carico contenenti un cristallo piezoelettrico. L'effetto piezoelettrico è presente in quasi tutti i materiali cristallini che sono privi di centro di simmetria. La struttura di tali cristalli è costituita da microscopici dipoli elettrici. In condizioni di quiete, questi dipoli elettrici sono disposti in maniera tale che le facce del cristallo abbiano tutte lo stesso potenziale elettrico. Quando viene applicata una forza dall'esterno, comprimendo il cristallo, la struttura del cristallo viene deformata e si perde la condizione di neutralità elettrica del materiale, per cui una faccia del cristallo risulta carica negativamente e la faccia opposta risulta carica positivamente. Nel caso in cui il cristallo venga sottoposto a trazione, il segno della carica elettrica delle facce si inverte determinando uno squilibrio di carica opposto al precedente.

Il cristallo si comporta dunque come un condensatore al quale è stata applicata una differenza di potenziale. Quindi se le due facce vengono collegate tramite un circuito esterno viene generata una corrente elettrica, detta corrente piezoelettrica.<sup>5</sup>

La corrente (come la tensione) è un segnale elettrico che può essere digitalizzato. Se la forza applicata non varia i cristalli non producono corrente, quindi al contrario degli estensimetri hanno un'uscita nulla anche se sottoposti ad un carico (purché rimanga costante nel tempo). La misura di forze statiche necessita quindi di una elettronica di integrazione che diventa meno affidabile nel tempo e commette più errori su misure di tipo statico. Queste piattaforme sono tuttavia ottime per misurazioni dinamiche come la corsa o, più in generale, per gli impatti ad alta velocità.



Figura 2) Pedana utilizzata per le misurazioni oggetto di questa tesi, e relativi assi

Ogni cella, qualsiasi tecnologia sfrutti, misura la forza applicata lungo i 3 assi di una terna predefinita e restituisce una risultante in 3 dimensioni. Tramite le equazioni della statica è possibile ricavare così punto di applicazione e modulo della forza risultante finale nelle tre direzioni spaziali (fig.2). Nella corsa ciò permette di evidenziare l'andamento delle forze d'impatto verticali (asse y, verticale), delle forze di frenata (asse z, antero-posteriore), e delle meno rilevanti forze trasversali (asse x, trasversale).\*

Qualsiasi movimento si stia analizzando, la forza esercitata sulla pedana non è mai concentrata (applicata in un solo punto) ma distribuita su una superficie (per esempio la pianta del piede). La posizione che la pedana restituisce come dato non è altro che il centro di pressione della forza distribuita esercitata. Questa approssimazione introdotta in realtà non risulta un problema ma un vantaggio poiché i modelli matematici utilizzati trattano le forze di reazione piede-suolo come una forza unica con un solo punto di applicazione.

\* *Asse longitudinale: asse che va dalla testa ai piedi, normale al terreno*

*Asse antero-posteriore o sagittale: asse che attraversa l'individuo da dietro a davanti, parallelo al suolo.*

*Asse trasversale: asse che attraversa l'individuo da destra a sinistra, parallelo al suolo.*

Tutte le pedane sono soggette ad un disturbo chiamato *cross-talking*, dovuto al fatto che i canali non sono sensibili solo ad una specifica componente di carico (x, y, o z, come dovrebbe essere) ma anche alle altre componenti. Questo problema è risolvibile tramite la matrice di calibrazione. Moltiplicando le uscite della pedana di forza per i coefficienti della matrice di calibrazione fornita dal produttore è possibile ottenere valori delle componenti della forza desiderate.

Dal software di elaborazione a cui sono connesse le pedane si ottengono tabelle di dati contenenti le seguenti informazioni:

- numero del campione (corrisponde al tempo di campionamento)
- forza misurata (FX, FY, FZ)
- posizione del punto di applicazione (PX, PY, PZ)

Le acquisizioni possono avvenire in modo sincrono per più pedane. Il campionamento avviene alla frequenza impostata tramite software (in questo caso 1000 volte al secondo).

## 2.2 Sensori inerziali

I sensori utilizzati per le misurazioni relative a questa tesi sono gli EXLs 3, dispositivi elettronici miniaturizzati che funzionano come unità di misura inerziali real-time (Inertial Measurement Unit o IMU). Sono dotati di un set completo di sensori MEMS:

- accelerometro triassiale
- giroscopio triassiale
- magnetometro triassiale

Sono inoltre dotati di un processore integrato a 32-bit (Cortex) per l'elaborazione dei dati e di un dispositivo Bluetooth per comunicare con l'apposito software su PC. La CPU integrata fornisce gli algoritmi necessari per stimare l'orientamento dell'unità nello spazio, usando il filtro Kalman (fig. 3).

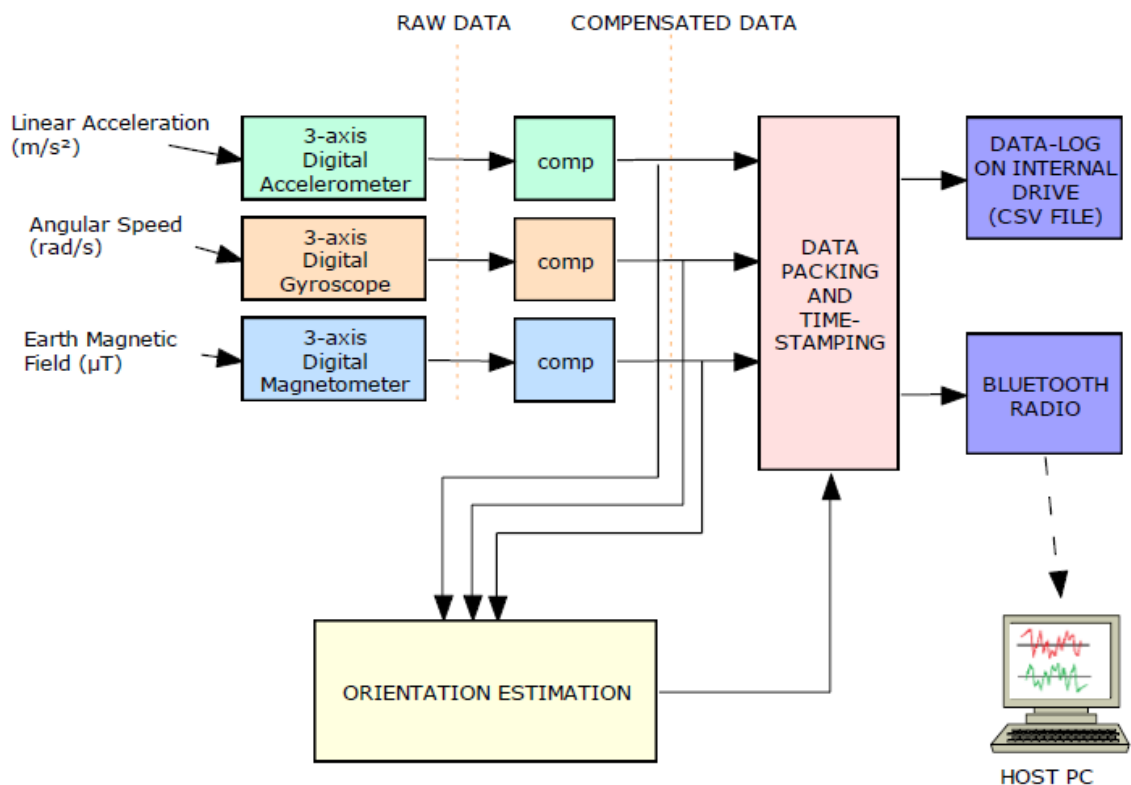


Figura 3) Logica interna dell'EXLs .

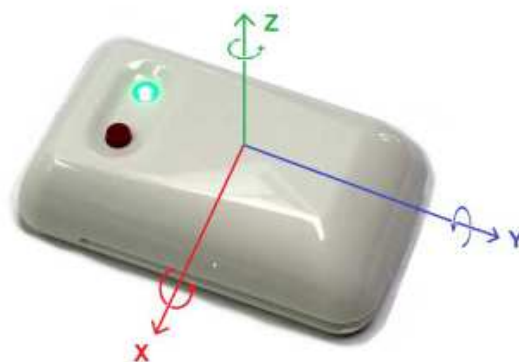
EXLs 3 User Guide.

Il filtro Kalman serve ad eliminare gli errori presenti nel calcolo dell'orientamento (dovuti alla presenza di rumore nei segnali acquisiti dai 3 sensori). Il problema dei sensori inerziali è che non sono propriamente adatti alla determinazione di posizione e orientamento assoluti. Il processo di integrazione dei dati provenienti da accelerometri, giroscopi e magnetometri necessita infatti la conoscenza accurata delle condizioni iniziali. Nella realtà non è possibile determinare tutti i parametri necessari con precisione. <sup>7</sup>

Il software restituisce un file di testo contenente le seguenti informazioni:

- Dati riguardo all'ora dell'acquisizione
- Numero del campione
- Accelerazione (accX, AccY, AccZ)
- Velocità angolare (GyrX, GyrY, GyrZ)
- Campo magnetico (MagX, MagY, MagZ)
- Orientamento nello spazio (Q0, Q1, Q2, Q3)

Gli assi X, Y e Z sono mostrati nella seguente immagine e sono solidali al sensore.



Quando l'asse X punta a nord e l'asse Y punta a ovest, la quaterna relativa all'orientamento è (1,0,0,0).

Nell'esperimento riportato in seguito l'asse Y del sensore riporta le accelerazioni lungo l'asse della tibia, mentre l'asse Z riporta le accelerazioni antero-posteriori.

I dati prodotti dal sensore non sono in unità di misura standard, devono essere perciò convertiti usando i seguenti parametri

ACCELERATION	SELECTED FULL-SCALE RANGE	Ka
$a [m/sec^2] = K_a \frac{Acc}{32768}$	±2 g	2 x g (19.613 m/sec <sup>2</sup> )
	±4 g	4 x g (39.227 m/sec <sup>2</sup> )
	±8 g	8 x g (78.45 m/sec <sup>2</sup> )
	±16 g	16 x g (156.91 m/sec <sup>2</sup> )

This formula must be applied to each component (*AccX*, *AccY* and *AccZ*) of the acceleration.

ANGULAR VELOCITY	SELECTED FULL-SCALE RANGE	Kg
$\omega [degree/sec] = K_g \frac{Gyr}{32768}$	±250 dps	250 dps
	±500 dps	500 dps
	±1000 dps	1000 dps
	±2000 dps	2000 dps

This formula must be applied to each component (*GyrX*, *GyrY* and *GyrZ*) of the angular velocity.

*Figura 5) EXLs 3 User Guide*

Verrà ora analizzato il funzionamento dei sensori MEMS utilizzati.

### **Accelerometri**

Gli accelerometri sono basati su tecnologie diverse ma il principio di funzionamento è il medesimo: si basa sulla rilevazione dell'inerzia di una massa sottoposta ad una accelerazione. La massa è collegata ad un elemento elastico e la sua posizione nel tempo viene acquisita da un sensore. In presenza di un'accelerazione, la massa (che è dotata di una propria inerzia) si

sposta dalla propria posizione di riposo in modo proporzionale all'accelerazione subita. Il sensore trasforma questo spostamento in un segnale elettrico digitalizzabile.

Si possono classificare gli accelerometri in base al principio di funzionamento del sensore di posizione:

- Accelerometro a ponte estensimetrico: sfrutta come principio di rilevazione lo stesso delle pedane dinamometriche, cioè la variazione di resistenza di un estensimetro. In questi dispositivi una massa viene sospesa su dei sottili lamierini. In presenza di un'accelerazione la massa si sposta, flettendo i lamierini e deformando gli estensimetri. La tensione prodotta è proporzionale all'accelerazione
- Accelerometro a ponte piezoresistivo: è una variante dell'accelerometro a ponte estensimetrico, dove al posto degli estensimetri sono utilizzati sensori piezoresistivi.
- Accelerometro LVDT: sfrutta un sensore LVDT (Linear Variable Differential Transformer). In questi dispositivi, la massa è composta di un materiale ferromagnetico e scorre (sospesa su molle o altri elementi elastici) all'interno di una bobina generando una corrente indotta nelle spire. Un apposito circuito rileva la posizione del nucleo rispetto alle bobine e genera un segnale elettrico proporzionale allo spostamento.
- Accelerometro capacitivo: sfrutta la variazione della capacità elettrica di un condensatore al variare della distanza tra le sue armature. La massa (realizzata con materiale conduttivo) costituisce un'armatura, mentre l'altra è realizzata sulla struttura fissa del dispositivo. Quando la massa si sposta varia la capacità del condensatore (che dipende dalla distanza fra le armature) e un apposito circuito ne rileva il cambiamento in funzione della posizione.



- Accelerometro piezoelettrico: sfrutta il segnale elettrico generato da un cristallo piezoelettrico. La massa viene sospesa sul cristallo piezoelettrico, che, in questo caso, costituisce sia il sensore, che l'elemento elastico. In presenza di un'accelerazione la massa (che presenta una certa inerzia) comprime il cristallo.
- Accelerometro laser: In questo dispositivo un interferometro laser misura istante per istante lo spostamento dell'oggetto in moto, un computer ad esso collegato effettua la derivata seconda rispetto al tempo, ottenendo così direttamente il valore d'accelerazione.<sup>8</sup>

Gli accelerometri generalmente sono monoassiali, per averne uno triassiale basta disporre 3 monoassiali in modo da formare una terna cartesiana.

## **Giroscopio**

Il giroscopio è un dispositivo fisico rotante che, per effetto della legge di conservazione del momento angolare, tende a mantenere il suo asse di rotazione orientato in una direzione fissa. Essenzialmente è costituito da un rotore a forma di toroide che ruota intorno al suo asse, quando il rotore è in rotazione il suo asse tende a mantenersi parallelo a sé stesso e ad opporsi ad ogni tentativo di cambiare il suo orientamento. Questo meccanismo fu inventato nel 1852 dal fisico Jean Bernard Léon Foucault nell'ambito dei suoi studi sulla rotazione terrestre. Se un giroscopio è installato su una sospensione cardanica che permette alla ruota di orientarsi liberamente nelle tre direzioni dello spazio, il suo asse si manterrà orientato nella stessa direzione anche se il supporto cambia orientamento, fornendo informazioni sull'orientamento relativo del dispositivo che lo contiene.

Esistono giroscopi meccanici, ottici e microelettronici a massa vibrante. I giroscopi meccanici convenzionali e quelli ottici trovano largo impiego nel

campo della navigazione, ma non sono adatti nell'analisi del movimento umano poiché sono costosi e ingombranti. I giroscopi MEMS a masse vibranti invece, sono piccoli, economici e consumano poco. Sono quindi ideali per l'utilizzo nell'analisi del movimento umano.<sup>9</sup>

In ambito biomeccanico i giroscopi possono essere applicati a qualsiasi parte del corpo, e grazie alla loro portabilità sono spesso usati per la registrazione del cammino per lunghi periodi. Infatti dalla misura della velocità angolare possono essere ricavati dati utili per fini clinici e sportivi come: la lunghezza del ciclo di cammino, la lunghezza del passo, il tempo di stance e swing, utili sia per fini clinici che sportivi.

Il problema principale dei giroscopi è la presenza di piccoli offset che provocano derive del segnale ed errori inaccettabili durante il processo di integrazione necessario per valutare le variazioni di orientamento.

Come per gli accelerometri, un giroscopio triassiale può essere ottenuto come combinazione di tre giroscopi monoassiali. L'output di un giroscopio 3D calibrato è la velocità angolare espressa nel sistema di riferimento del sensore, ovvero la velocità angolare misurata rispetto agli assi X, Y, e Z.

### **Magnetometro**

Il magnetometro è uno strumento che misura il campo magnetico locale lungo tre assi prestabiliti. Il campo magnetico terrestre ha una componente parallela alla superficie terrestre che punta sempre verso il nord magnetico, di conseguenza la sua proiezione sul piano orizzontale può essere usata per determinare l'orientamento di un magnetometro nello spazio.

Il progetto di molti magnetometri integra tre sensori magnetici, i cui assi formano una terna cartesiana. Dalle proiezioni lungo gli assi è possibile risalire alla componente orizzontale del campo magnetico terrestre, purché l'inclinazione dell'involucro del sensore sia stimato mediante un sensore di gravità<sup>6</sup>. Nell'analisi del movimento, la misura del campo magnetico terrestre

è necessaria per consentire il monitoraggio nelle tre dimensioni dell'orientamento dei sensori. Senza non sarebbe possibile identificare il sistema di riferimento locale dei sensori nel sistema di riferimento globale della terra in cui vengono analizzate le misure. In altre parole non si potrebbero determinare le accelerazioni lungo gli assi anatomici citati in precedenza e l'informazione dei sensori risulterebbe quasi inutilizzabile.

I magnetometri risentono dei campi magnetici creati da apparecchiature elettroniche e da materiale ferromagnetico. Perché la misura sia affidabile è quindi necessario eseguire le misure sufficientemente lontano (almeno 2 metri) dalle apparecchiature di acquisizione e da elementi strutturali che possono disturbare le misure (per esempio pareti in cemento armato o travi metalliche).

# 3. Biomeccanica della corsa

## 3.1 La corsa

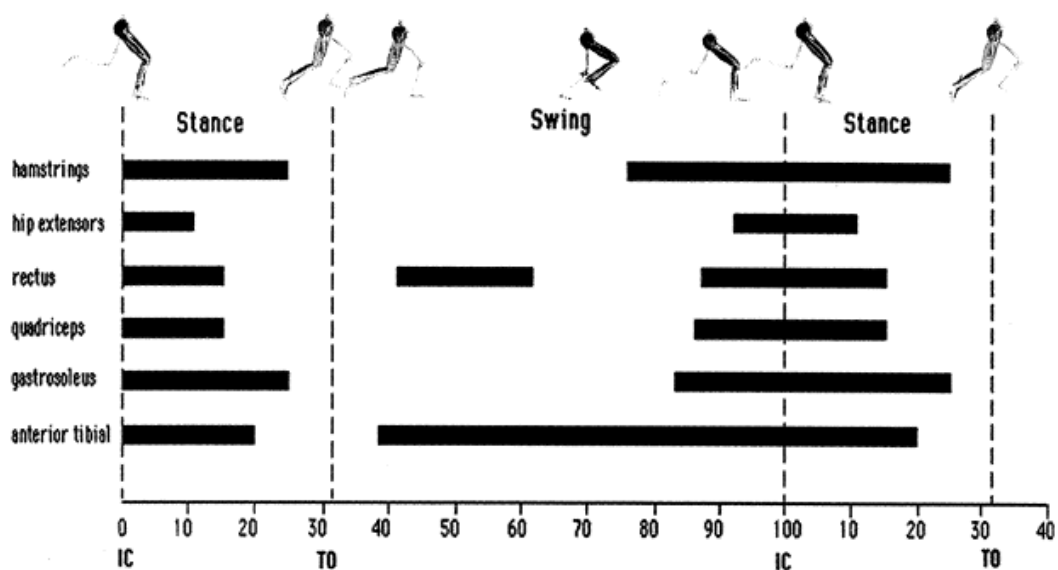
Per cominciare occorre stabilire *cosa* è la corsa e come si distingue dalla camminata.

Si parla di corsa quando scompare il doppio appoggio contemporaneo dei piedi e compare la fase di volo, ovvero un lasso di tempo in cui nessuno dei piedi è in contatto con il suolo.

La corsa viene distinta in:

- Distance Running: corsa adatta a lunghe distanze
- Sprinting: corsa veloce su distanze brevi

Lo sprinting è caratterizzato da velocità più alte rispetto al running, e da una fase di volo che può arrivare fino all'80% del tempo totale del passo. Con tempo del passo si intende il lasso di tempo che va dall'appoggio di un piede fino all'appoggio del piede opposto. Viene solitamente diviso in due fasi: una di appoggio (stance) che va dal momento del contatto iniziale (Initial contact, IC) fino al distacco della punta del piede (Toe Off, TO), e una di swing che va dal distacco fino al contatto iniziale del passo successivo.



L'immagine precedente mostra l'attività muscolare in funzione delle fasi del passo.<sup>10</sup>

### 3.2 Modello Massa-Molla

Al contrario di quanto si possa pensare tutta la forza necessaria alla locomozione durante la corsa non è generata attivamente dai muscoli. Se così fosse, ad ogni contatto corrisponderebbe una forza pari a quella che bisogna esercitare per compiere uno squat sollevando un bilanciere pari alla nostra massa corporea. Naturalmente molti non ne sarebbero capaci, e sicuramente nessuno potrebbe farlo tante volte quanti sono i passi compiuti (per esempio) durante una maratona. Eppure tutti riusciamo a correre. Questo avviene perché l'energia potenziale derivata dalla fase di caduta viene immagazzinata dai sistemi tendine-muscolo sotto forma di deformazione elastica (fase di assorbimento) e restituita subito dopo (fase di generazione).

L'immagine sotto riportata rappresenta l'andamento delle forze verticali di reazione piede-suolo durante la fase di appoggio, distinguendo fra assorbimento e generazione.

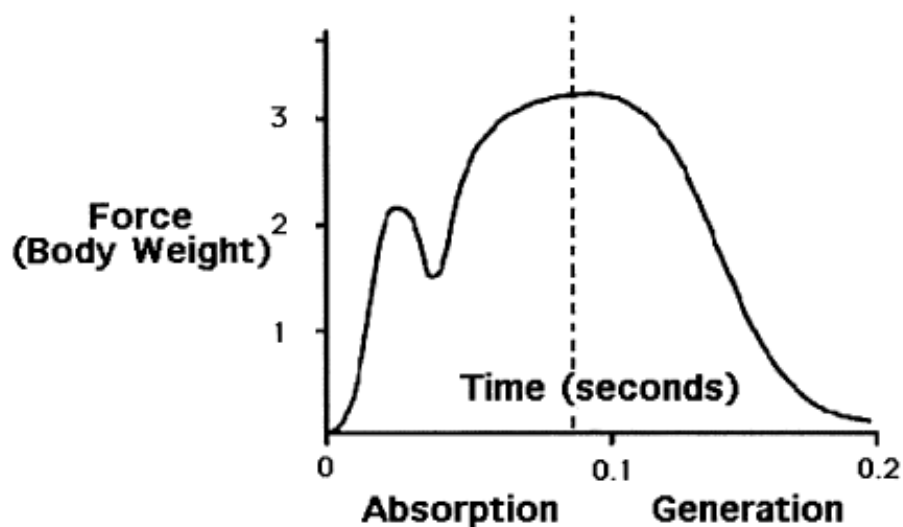


Figura 7

Il picco iniziale (figura 7) rappresenta la dissipazione di energia causata dall'impatto col suolo, e prende il nome di Impact Peak (IP). A tutti gli effetti rappresenta una dispersione dell'energia potenziale (l'equivalente di una frenata) che deve essere reintegrata con un lavoro attivo da parte del muscolo poiché non può più essere convertita in energia elastica.

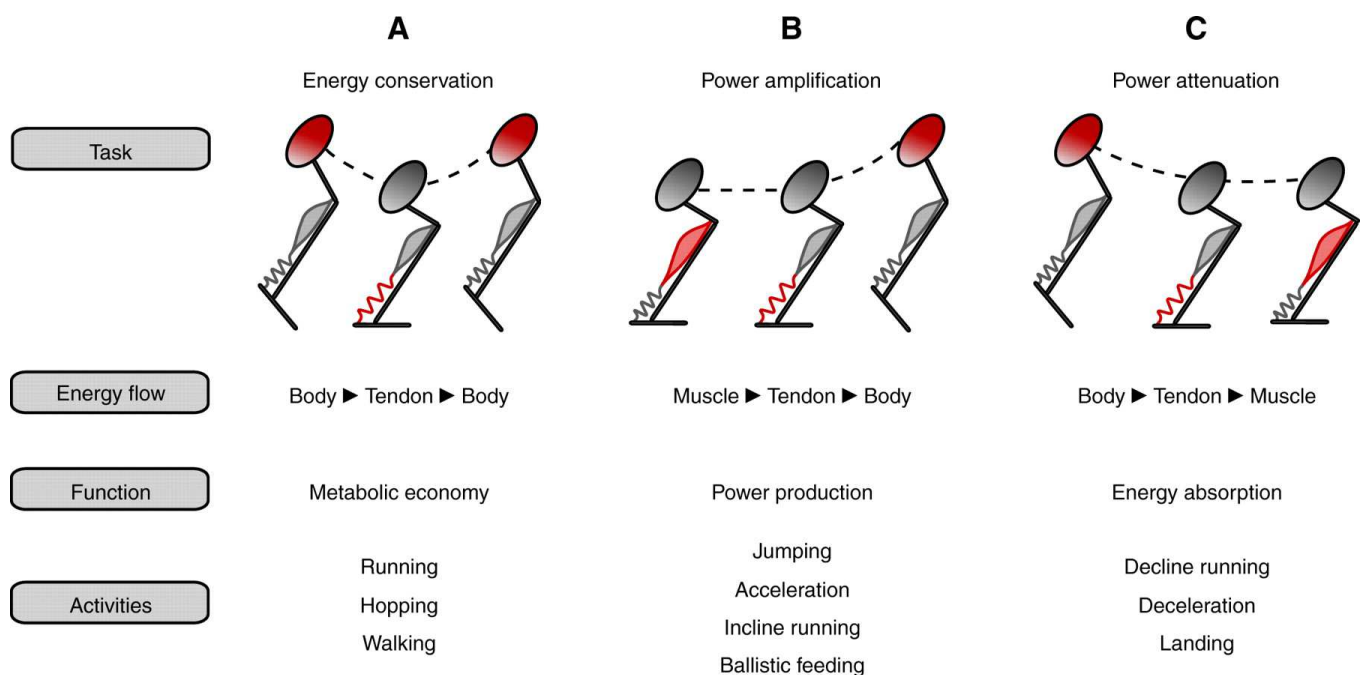
Un picco iniziale più basso indica un risparmio energetico da parte del muscolo (in altre parole si fa meno fatica) ma è anche relazionato all'impatto che viene dissipato direttamente dalle articolazioni (in particolare dal ginocchio), e non assorbito tramite muscolatura.

Il picco è solitamente presente nei rearfoot runners (corridori che appoggiano prima il tallone), e scompare quasi del tutto nei barefoot runners (appoggio sulla pianta), mentre è assente nei forefoot runners (appoggio sulla punta del piede). (fig. 8)



Figura 8

Ciò deriva dal fatto che, usando la punta come appoggio, l'intera lunghezza del piede viene sfruttata come leva per allungare la "molla" composta da polpaccio e tendine d'Achille, permettendo una conversione ottimale dell'energia cinetica. Quando viene appoggiata la pianta, la leva diventa più corta l'assorbimento di energia meno efficiente. L'appoggio sul tallone riduce al massimo la conversione dell'energia potenziale in deformazione elastica e dissipa buona parte dell'energia durante l'impatto col suolo. Naturalmente il sistema formato da polpaccio e tendine d'Achille non è l'unico che immagazzina energia elastica. Tutta la gamba flettendosi contribuisce alla conversione dell'energia potenziale, in maniera più o meno efficiente.



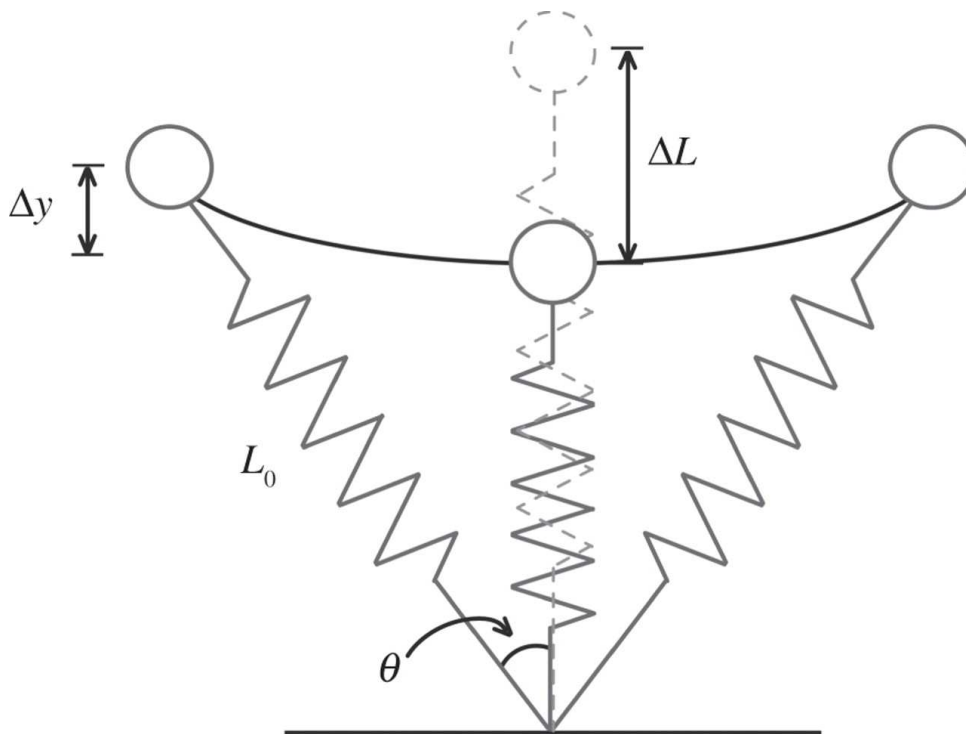
*Meccanismi di conversione, amplificazione e attenuazione dell'energia*  
 “Flexible mechanisms: the diverse roles of biological springs in vertebrate movement”

La figura evidenzia in rosso la localizzazione dell'energia nelle varie fasi di movimento. Nei movimenti che generano energia (caso B), il muscolo produce tutto il lavoro necessario a caricare la molla (energia elastica) che a

sua volta converte la deformazioni in energia cinetica. Nei movimenti volti ad attenuare l'energia cinetica succede l'esatto opposto

Durante la corsa invece (caso A) l'energia viene continuamente convertita da energia potenziale a energia elastica con un consistente risparmio metabolico.<sup>11</sup>

La corsa può essere fondamentalemente descritta attraverso un Sistema massa-molla che rimbalza, dove la gamba funge da molla (considerata senza massa). Nonostante la complessità delle dinamiche neuromuscolari, questo sistema è in grado di approssimare molto bene il moto del centro di massa del corpo durante la corsa e le reazioni vincolari prodotte al suolo.<sup>12</sup>



La fase di appoggio può essere semplificata come in figura attraverso il modello massa-molla. L'abbassamento del centro di massa nella prima fase dell'appoggio determina una perdita di energia potenziale (che viene immagazzinata nella molla (fase centrale). Nell'ultima fase dell'appoggio invece la molla a sua volta restituisce l'energia precedentemente immagazzinata riportando la massa all'altezza iniziale. Dopo di che, nella



fase di volo, il centro di massa del corpo segue il normale moto balistico determinato dalla velocità di stacco iniziale.

L'uso della molla implica l'esistenza di una relazione lineare fra l'accorciamento della gamba (dovuto al piegamento del ginocchio) e la forza di reazione piede-suolo. Verrà supposto per semplicità che il passo sia simmetrico, e cioè che la fase di appoggio e di stacco siano simmetriche come in figura. Nella prima fase dell'appoggio la gamba è distesa e ha lunghezza  $l_0$  (lunghezza della gamba del soggetto). Inoltre è inclinata di un angolo  $\vartheta_0$  rispetto alla verticale, importante per il modello matematico di stima delle GRFs che verrà illustrato più avanti. L'istante centrale corrisponde alla fase intermedia dell'appoggio, a metà del tempo di contatto, in cui la gamba raggiunge il massimo accorciamento (nella realtà la gamba si piega, l'accorciamento è relativo all'abbassamento dell'altezza del centro di massa rispetto al suolo), in questo istante  $\vartheta$  vale 0. L'ultima fase corrisponde al momento di stacco (Toe off), il passo è supposto simmetrico quindi la lunghezza è di nuovo  $l_0$  e l'angolo rispetto alla verticale  $\vartheta_0$  (uguale in modulo ma opposto in segno all'angolo di contatto iniziale). Questo modello è stato utilizzato in numerosi studi riguardanti la corsa, in particolare per il calcolo della stiffness verticale della gamba, definita come rapporto tra il valore massimo della componente verticale delle GRFs ( $F_{y_{max}}$ ) e l'accorciamento della gamba ( $\Delta L$  in figura). [12]

$$\text{Stiffness} = F_{y_{max}} / \Delta L$$

In questa tesi il modello è stato però utilizzato per ottenere una stima delle forze di reazione piede-suolo.

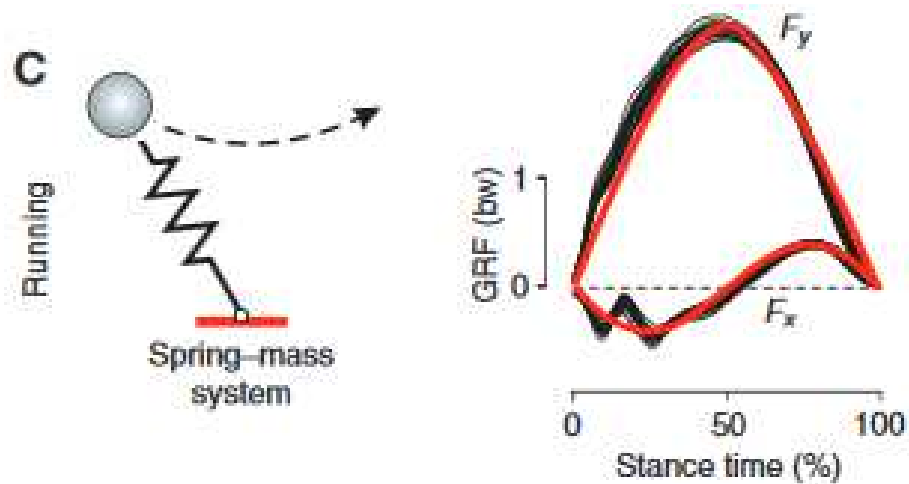


Figura 11

Sopra (fig. 11) sono riportate le forze di reazione piede-suolo verticali e orizzontali misurate da pedana (in nero), a confronto con le forze teoriche stimate tramite il modello massa molla (in rosso).<sup>11</sup> Come è ben visibile il modello massa-molla consente di stimare in maniera sufficientemente accurata le GRFs tramite un modello ad andamento sinusoidale dipendente dal tempo di contatto (stance time) e di volo.<sup>13</sup>

Verrà ora illustrato tale metodo.

# 4. Stima delle GRFs tramite modello massa-molla

---

## 4.1 Componente verticale

La forma d'onda sinusoidale che viene utilizzata per rappresentare la componente verticale della forza di reazione piede – suolo deve avere un massimo corrispondente a  $F_{max}$  (forza massima esercitata durante il contatto) e un periodo pari al doppio del tempo di contatto. Ciò si traduce nella formula:

$$(1) \quad F_y(t) = F_{max} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{t_c} \cdot t\right)$$

L'area sotto tale curva (vedi fig. 11) rappresenta l'impulso verticale  $I_{vert}$  assorbito dalla gamba durante il contatto. Applicando il teorema dell'impulso si ha:

$$(2) \quad \int_{t_0}^{t_c} [F_y(t) - mg] \cdot dt = m\Delta u = mgt_f$$

Dove  $m$  è la massa del soggetto,  $u$  la velocità verticale,  $g$  l'accelerazione di gravità e  $t_f$  il tempo di volo (la fase di swing già citata). Sostituendo  $F_y(t)$  nella seconda equazione si ottiene:

$$(3) \quad \int_{t_0}^{t_c} [F_{max} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{t_c} \cdot t\right) - mg] \cdot dt = m\Delta u = mgt_f$$

$$(4) \quad \left[-F_{max} \frac{t_c}{\pi} \cos\left(\frac{\pi}{t_c} \cdot t\right)\right]_{t_0}^{t_c} - mgt_c = mgt_f$$

$$(5) \quad 2F_{max} \frac{t_c}{\pi} = mg(t_c + t_f)$$

Da cui è possibile ricavare il picco massimo delle forze verticali  $F_{max}$  indispensabile per determinare l'equazione della sinusoide iniziale. Sostituendo nella formula (1):

$$(7) \quad F_y(t) = mg \frac{\pi}{2} \left( \frac{t}{t_c} + 1 \right) \cdot \sin\left(\frac{\pi}{t_c} \cdot t\right)$$

Conoscendo i tempi di contatto e di volo è quindi possibile risalire all'andamento delle forze verticali nel tempo. <sup>12</sup>

#### 4.2 Componente orizzontale

L'assunzione fatta per il calcolo della componente orizzontale prevede che le componenti verticali e orizzontali della forza di reazione, sommate, diano origine ad un vettore risultante che passa per il centro di massa durante l'appoggio, come in figura 12.

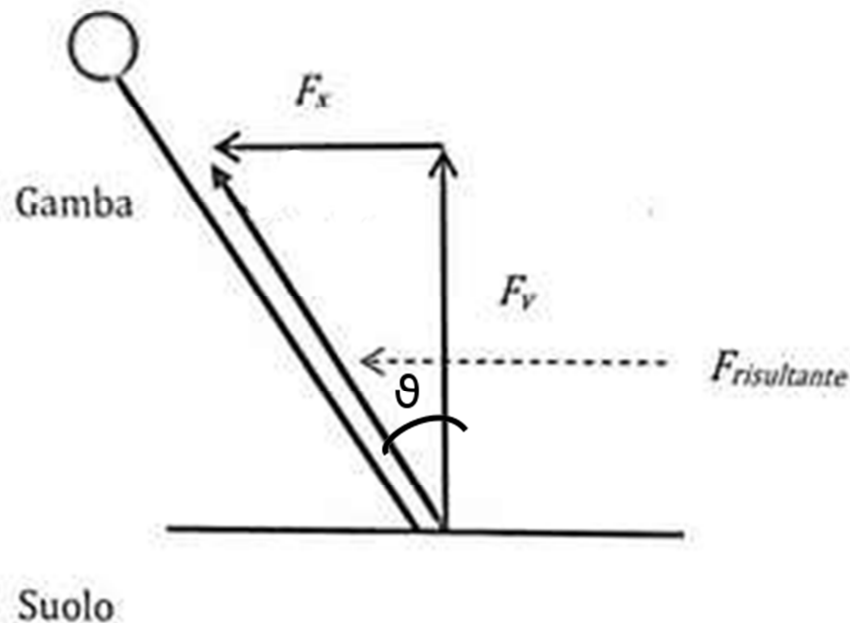


Figura 12

Si può calcolare il valore di  $F_x$   $i$ -esima istante per istante in funzione delle forze verticali e dell'angolo  $\theta$

$$(8) \quad F_{x_i}(t) = F_{y_i} \cdot \tan \theta_i$$

Dove  $F_{y_i}$  è il valore della componente all'istante  $i$ -esimo,  $\vartheta_i$  è l'angolo tra la verticale e la congiungette punto d'appoggio – centro di massa all'istante  $i$ -esimo. La componente verticale è già stata calcolata, rimane da stimare l'angolo.

Supponendo, come in precedenza, che il punto di appoggio sia fisso e che il movimento sia simmetrico, l'angolo corrispondente al momento di appoggio ( $t = 0$ ) coincide con l'angolo al momento di stacco ( $t = t_c$ ).

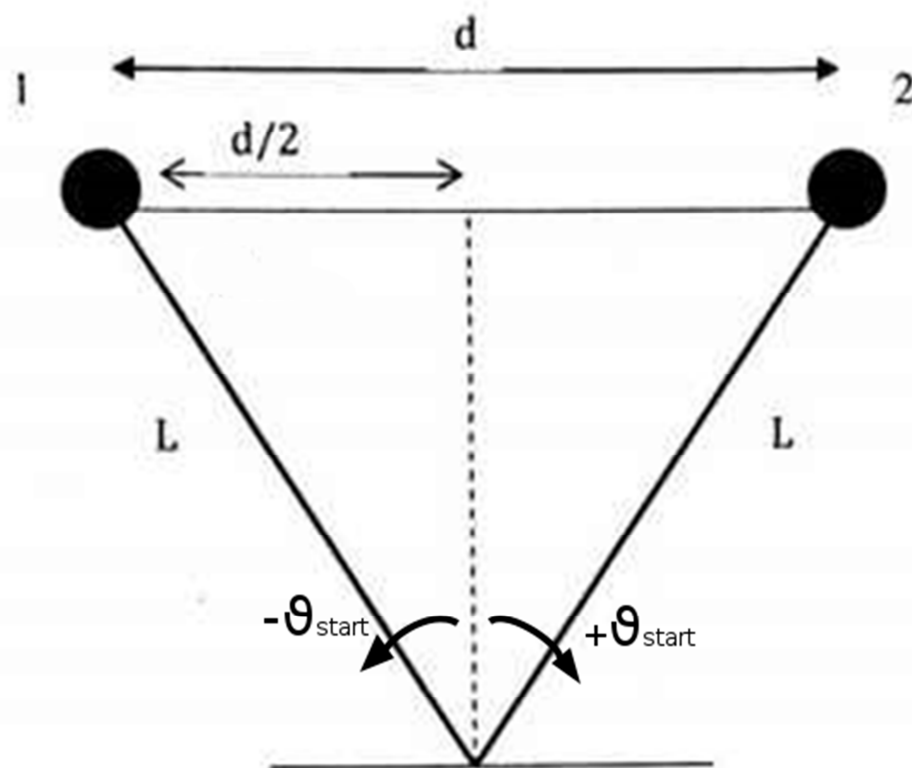


Figura 12

Per stimare l'angolo è necessario inoltre assumere che questo aumenti linearmente con il tempo da  $-\vartheta_{start}$  fino 0 in corrispondenza della parte centrale del contatto ( $t = t_c/2$ ), e poi a  $\vartheta_{start}$  (per  $t = t_c$ ). La relazione fra  $\vartheta_i$  e  $t$  è la seguente:

$$(9) \ \vartheta_i(t) = -\vartheta_{start} + \omega_{cost} t$$

Dove  $\omega_{cost}$  è la velocità angolare, assunta come costante per semplicità.

Dalla figura si ricava tramite la trigonometria il valore di  $\vartheta_{start}$

$$(10) \ \vartheta_{start} = \arccos( d / 2L )$$

Dove L è la lunghezza complessiva della gamba e d la distanza percorsa dal centro di massa durante il tempo di contatto, ottenibile moltiplicando la velocità del centro di massa per  $t_c$

$$(11) \ d = V_{COM} * t_c$$

La velocità del centro di massa è nota sperimentalmente, così come il tempo di contatto.

Rimane da esplicitare il modulo della velocità angolare  $\omega_{cost}$  che si può calcolare dividendo l'angolo totale spazzato dal vettore ( $2 \vartheta_{start}$ ) per il tempo impiegato ( $t_c$ )

$$(12) \ \omega_{cost} = 2\vartheta_{start} / t_c$$

Inserendo le formule 10, 11, e 12 dentro la 9, e sostituendo nella 8 è possibile determinare le forze di reazione orizzontali per ogni istante.

Da notare è che il periodo della sinusoide che approssima le GRFs orizzontali è metà di quello relativo alle GRFs verticali.

In questo calcolo si è supposto che il punto di applicazione della forza al suolo non variasse nel tempo di contatto. Nella realtà invece il centro di pressione si sposta sotto la pianta del piede.

# 5. Stima delle GRF tramite sensori inerziali

---

## 5.1 Utilizzo dei sensori inerziali nella corsa

I sensori inerziali sono già stati utilizzati in numerosi studi di biomeccanica riguardanti la locomozione e non solo. Per esempio esistono studi volti all'analisi delle fasi del passo tramite la stima dell'istante di appoggio e stacco del piede<sup>16</sup>, alla stima dell'assorbimento di energia da parte delle articolazioni<sup>18</sup> e alla stima delle GRFs<sup>3 4 17</sup> durante molteplici attività (corsa, camminata etc.) .

Tramite i sensori inerziali è quindi possibile ottenere dati sulle forze di reazione con il terreno e su come gli impatti vengono attenuati dal corpo. La parte sperimentale di questa tesi è volta all'ottenimento di una stima valida delle forze di reazione piede suolo tramite il solo uso dei sensori inerziali. Il modello sopra citato (basato sulla stima dei tempi) non tiene però conto della presenza dell'impact peak e non è affidabile per valutare l'efficienza degli atleti durante la corsa o il livello di stress subito dalle articolazioni. Si è cercato quindi, oltre ad applicare il modello esistente, di trovare una relazione fra i picchi di accelerazione misurati tramite sensori inerziali e gli eventuali Impact peak misurati tramite pedana di forza. Gli studi più interessanti nell'ambito di questa tesi sono perciò quelli riguardanti i metodi di stima delle GRFs. In particolari sono stati evidenziati due approcci diversi per la stima, usando come riferimento le accelerazioni tibiali<sup>3</sup> o quelle della pelvi<sup>4</sup>.

## 5.2 Stima delle GRFs tramite accelerazione della pelvi

Lo studio di Neugebauer, Collins e Hawkins (del 2014) ha presentato un metodo per la stima delle forze di reazione verticali e antero-posteriori attraverso l'uso di un accelerometro posto sull'anca. Dai dati sperimentali è stata sviluppata una equazione generalizzata per predire le GRFs conoscendo

fattori significativi quali: massa, tipo di locomozione e accelerazione dell'anca (sia verticale che antero-posteriore).

Per le GRFs verticali è stata trovata la seguente equazione:

$$Z_{ij} = \alpha_0 + \alpha_1 X_{ijz1} + \alpha_2 X_{i2} + \alpha_3 X_{ij3} + \alpha_4 X_{ijz1} X_{ij3} + e_{ijz}$$

dove  $Z_{ij}$  è la GRF massima verticale riportata come logaritmo ( $\ln(N)$ ),  $X_{ijz1}$  è l'accelerazione verticale,  $X_{i2}$  la massa del soggetto  $i$ -esimo,  $X_{ij3}$  è un coefficiente associato al tipo di locomozione (camminata = 0 e corsa = 1),  $\alpha$  è un coefficiente alla rispettiva variabile (vedi tabella),  $e_{ijz}$  è l'errore per la corsa  $j$ -esima del soggetto  $i$ -esimo nella direzione  $z$  (verticale).

Per le GRFs antero-posteriori è stata evidenziata invece la seguente equazione, simile alla prima fatta eccezione per i coefficienti  $\omega$ .

$$Y_{ij} = \omega_0 + \omega_1 X_{ijy1} + \omega_2 X_{i2} + \omega_3 X_{ij3} + \omega_4 X_{ijy1} X_{ij3} + e_{ijy}$$

Dove  $Y_{ij}$  è la GRF massima antero-posteriore riportata come logaritmo ( $\ln(N)$ ),  $X_{ijy1}$  è l'accelerazione antero-posteriore,  $X_{i2}$  la massa del soggetto  $i$ -esimo,  $X_{ij3}$  è un coefficiente associato al tipo di locomozione (camminata = 0 e corsa = 1),  $\omega$  un coefficiente associato alla rispettiva variabile (vedi tabella),  $e_{ijy}$  l'errore nella corsa  $j$ -esima per il soggetto  $i$ -esimo nella direzione  $y$  (antero-posteriore).

Di seguito è riportata la tabella con i coefficienti  $\alpha$  e  $\omega$ .

	$\alpha$	$\omega$
<b>0</b>	5.247	3.773
<b>1</b>	0.271	0.665
<b>2</b>	0.014	0.411
<b>3</b>	0.934	0.505
<b>4</b>	-0.216	0.491



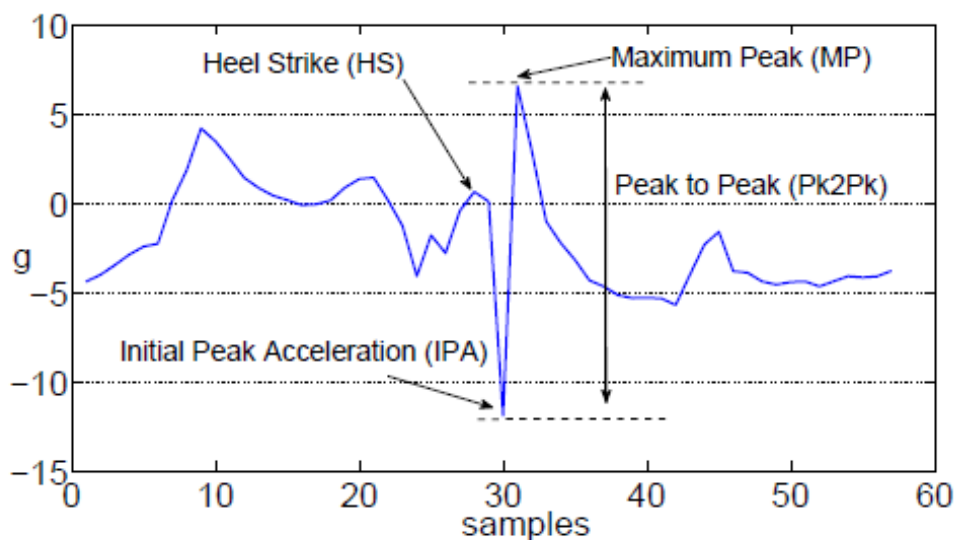
### 5.3 Stima delle GRFs tramite accelerazione della tibia

Studi passati hanno ipotizzato una relazione lineare fra accelerazione della tibia e le GRFs. Le tecnologie sviluppate di recente hanno però consentito misure più accurate rivelando una natura logaritmica della relazione fra velocità della corsa e le GRFs verticali e di frenata misurate<sup>19</sup>. Lo studio di Charry, Hu, Umer, Ronchi, e Taylor sulle accelerazioni tibiali ha quindi utilizzato un approccio logaritmico anche per la stima delle GRFs tramite sensori inerziali.

Dalle misurazioni effettuate è emersa la seguente relazione, in cui le GRFs sono funzione sia della accelerazione che della massa:

$$\mathbf{GRF(m)} = (4.66\mathbf{m} - 76.6) \log_2(\mathbf{acc}_{\mathbf{vert}} + 1) + 24.98\mathbf{m} - 566.83$$

La relazione è stata valutata per il picco di accelerazione iniziale (IPA) e per il picco massimo (MP), evidenziati nel grafico sotto riportato.



Da questa relazione è possibile ricavare solo le GRFs relative a IPA e MP, le altre accelerazione non sono state indagate nello studio in letteratura.

## 6. Materiali e Metodi

---

### 6.1 Soggetti

Due soggetti sani (entrambi maschi) hanno partecipato allo studio. Per ognuno di essi è stata misurata massa e lunghezza degli arti inferiori

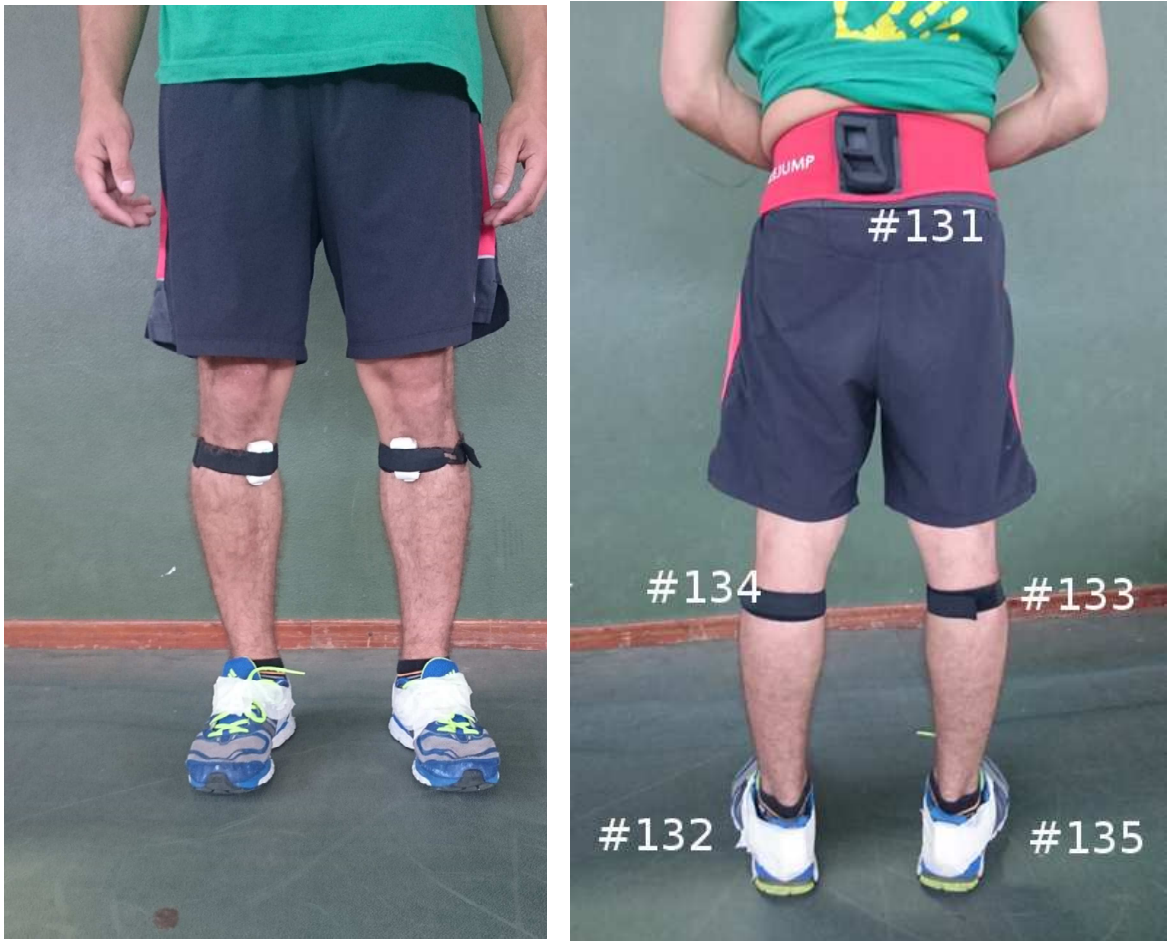
	Massa (Kg)	Lunghezza gamba (m)
Soggetto 1	65	0.85
Soggetto 2	71	0.89

### 6.2 Hardware e posizionamento

Ogni soggetto ha indossato 5 Sensori inerziali EXLs3, muniti di un accelerometro triassiale, un giroscopio triassiale e un magnetometro triassiale. I sensori sono stati montati su piede destro, piede sinistro, tibia destra, tibia sinistra, e pelvi (fig. 15). I sensori su pelvi e tibia sono stati assicurati agli arti mediante fasce elastiche, quelli posizionati sui talloni sono invece stati fissati con nastro adesivo per limitare il più possibile i movimenti rispetto al piede. I numeri in figura indicano il numero del sensore e il relativo posizionamento.

I dati da sensori sono stati campionati ad una frequenza di 100Hz, con scala 16G per l'accelerometro e 2000dps per il giroscopio. I dati sincronizzati da tutti gli accelerometri sono stati acquisiti via Bluetooth da computer tramite apposito software ed esportati come file di testo.

I clock dei sensori inerziali non sono sincroni.



*Figura 15*

Le forze di reazione piede-suolo sono state acquisite attraverso due pedane Kistler (9286AA e 9286BA) con frequenza di campionamento 1000Hz . I dati sulle forze di reazione in 3 dimensioni sono stati acquisiti dalle due pedane in modo sincrono e riportate in un file di testo tramite apposito programma.

I dati ricavati dalle pedane sono stati inoltre sincronizzati con una telecamera in modo da identificare l'appoggio (destro o sinistro) sulle rispettive pedane.

### 6.3 Acquisizione

Ognuno dei due soggetti ha effettuato due prove a velocità costante per quattro velocità diverse, per un totale di otto prove.

La velocità voluta è stata ottenuta fissando la lunghezza del passo tramite appositi segnali (coni colorati) posti ad intervalli regolari di 1,6 metri, e tramite l'uso di una lepre acustica. La lepre acustica è un metronomo che scandisce il tempo del passo in modo da imporre una determinata frequenza di passo. Fissate frequenza e lunghezza del passo sono stati misurati i dati relativi alle seguenti velocità:

- 2 prove a 13,4 km/h (140 passi/min )
- 2 prove a 15.4 km/h (160 passi/min
- 2 prove a 17.3 km/h (180 passi/min)
- 2 prove a 19.2 km/h (200 passi/min)

Sono inoltre state eseguite due prove extra a 160 passi/min con due sensori sulla stessa tibia in posizione distale e prossimale, per il confronto dei dati ottenuti dalle due posizioni diverse.

Le velocità ottenute sono soggette ad errori (dovuti a frequenze di passo non perfettamente uguali a quella desiderata).

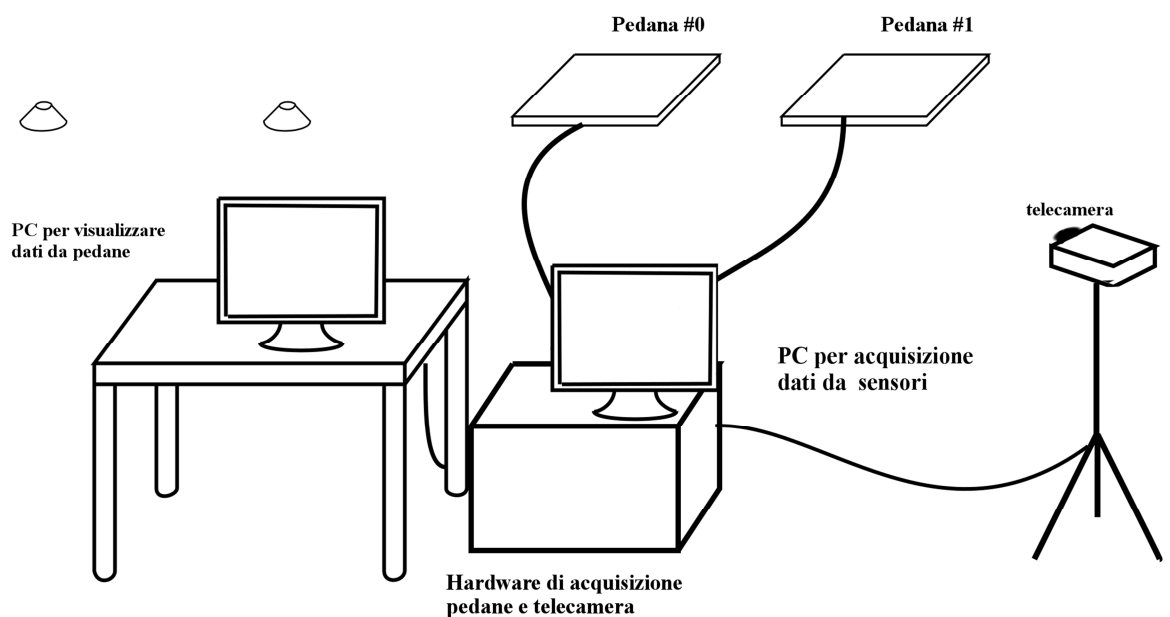


Figura 16) Disposizione delle strumentazioni

Per sincronizzare le acquisizioni all'inizio di ogni prova i soggetti hanno compiuto un salto sulla pedana, anticipato e seguito da una pausa, in modo da identificare inequivocabilmente il momento di inizio della prova per i sensori e per le pedane. Tramite l'evento è stato possibile sincronizzare temporalmente le accelerazioni misurate tramite sensori inerziali alle GRFs corrispondenti misurate da pedana. Le pedane dinamometriche sono state utilizzate come Gold Standard (strumento di riferimento) per valutare le forze di reazione piede-suolo stimate tramite modelli.

Le pedane sono state poste ad una distanza pari ad un passo l'una dall'altra in modo da misurare due appoggi consecutivi. Sono inoltre state poste ad una distanza sufficiente dal punto di partenza della corsa in modo da registrare i passi in una situazione di corsa lanciata, non in fase di accelerazione o decelerazione.

Le prove sono state ritenute valide solo se gli appoggi sulle pedane sono stati considerati ottimali.

#### **6.4 Sincronizzazione**

Per poter individuare il passo misurato dalla pedana fra tutti i passi registrati dai sensori inerziali è stato necessario, prima di tutto, sincronizzare le acquisizioni usando il salto iniziale come evento di riferimento.

In figura 17 sono riportati grafici relativi al salto misurato dalla pedana 0 (a), dal sensore sul piede destro (b), e dal sensore sul piede sinistro (c).

Nel grafico da pedana è visibile un primo picco di forze corrispondente alla fase di spinta, una zona piatta in cui le forze sono nulle in corrispondenza del volo, e un secondo picco positivo corrispondente all'atterraggio.

Nel sensore invece si evidenzia una fase di accelerazione costante corrispondente al volo (in cui l'accelerazione misurata è pari a  $g$ ) seguita da due picchi (negativo e positivo) tipici degli impatti.

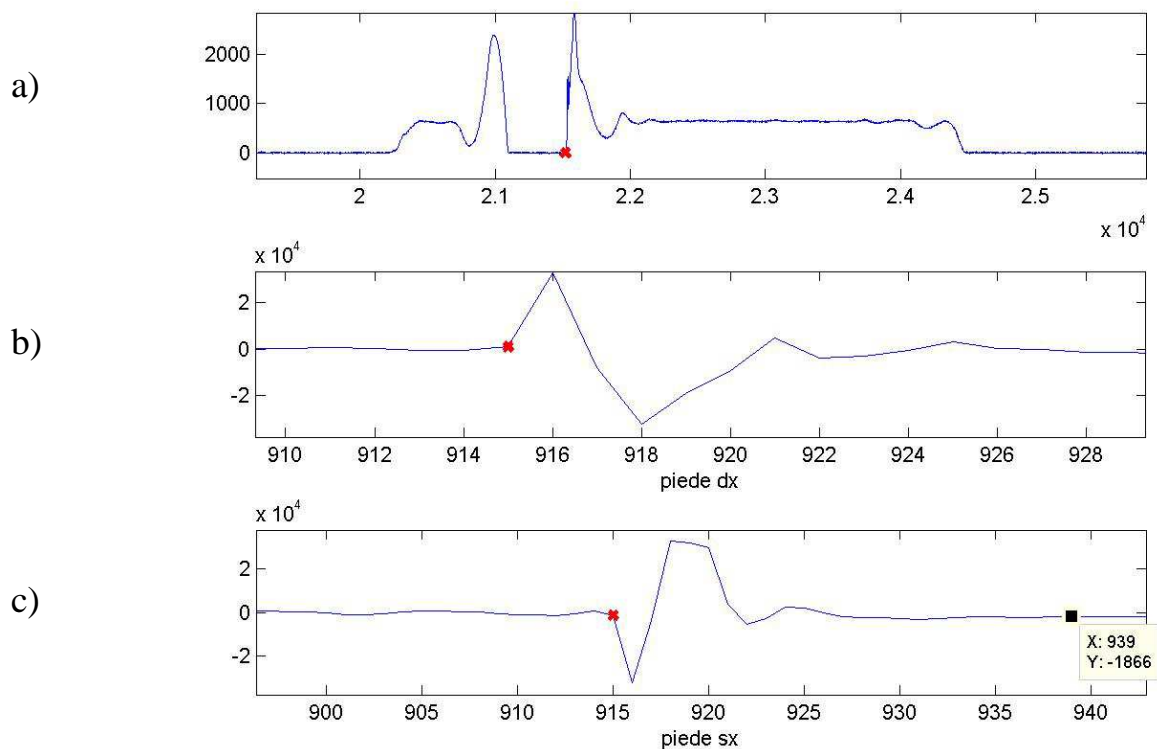


Figura 17) sincronizzazione delle acquisizioni

L'istante di tempo necessario per la sincronizzazione è stato individuato prendendo il primo istante in cui le forze di reazione e le accelerazioni variano a causa dell'impatto. Il sensore sul piede destro evidenzia una accelerazione invece di una decelerazione poiché è ruotato, l'asse y punta quindi in direzione opposta rispetto all'asse y del sensore sul piede sinistro. L'evento "atterraggio" sui sensori è stato individuato confrontando le accelerazioni di entrambi i piedi per motivi di accuratezza. Nei casi in cui le decelerazioni misurate ai piedi non sono risultate sincrone (ma sfasate di un decimo di secondo) è stato preso come riferimento il tempo inferiore fra i due. Se l'atterraggio non è avvenuto su due piedi contemporaneamente, infatti, le forze di reazione sono da sincronizzare con il piede che ha appoggiato per primo sulla pedana.

Per ogni passo destro e sinistro, di ogni prova, è poi stato calcolato il tempo trascorso fra il salto iniziale e l'appoggio del piede sulla pedana

corrispondente. Gli intervalli temporali così ottenuti sono stati sommati ai tempi iniziali di misura dei sensori. In questo modo è stato possibile selezionare i passi utili fra tutti quelli acquisiti tramite sensori e confrontare le accelerazioni di tibia, pelvi, e piede con le forze di reazione prodotte.

## **6.6 Stima dei tempi di contatto e volo**

Si sono ricavati i tempi di appoggio e di contatto tramite il segnale ricevuto dall'accelerometro sulla tibia, analizzando le accelerazioni assiali tibiali.

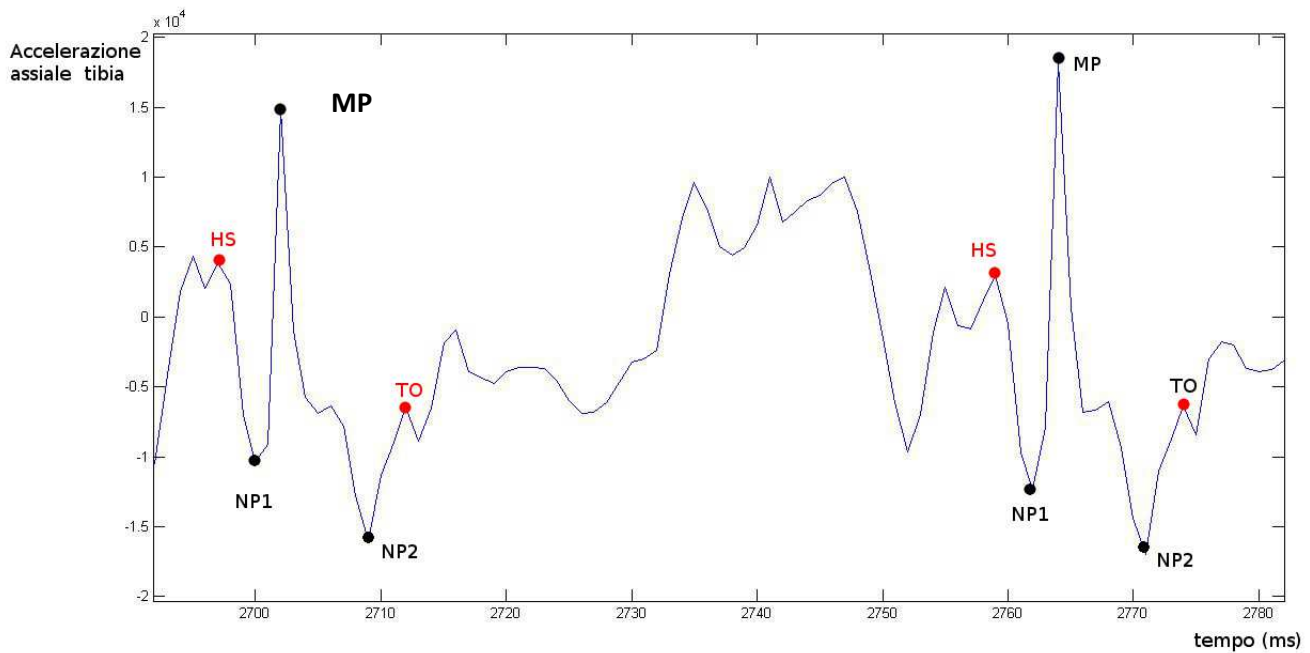
Il contatto iniziale (HS) è facilmente individuabile poiché è preceduto da un plateau (una zona in cui il segnale varia di poco rispetto al range complessivo) e seguito da una rapida decelerazione fino ad un picco negativo (NP1), seguito a sua volta da un picco massimo positivo (MP).

Il distacco del tallone (TO) invece avviene subito dopo la massima flessione del piede ed è individuabile partendo dal secondo picco negativo (NP2) come punto in cui la pendenza si inverte. In alcuni casi è visibile come un picco, in altri compare in forma più attenuata. <sup>16</sup>

Il confronto visivo con i dati temporali acquisiti dalle pedane ha permesso di migliorare l'identificazione del momento del distacco (in alcuni casi non ben definito).

Eventuali correzioni delle stime dei tempi di contatto e volo sono state eseguite con lo scopo di applicare il modello di stima delle forze di reazione su dati temporali affidabili. Il riconoscimento accurato dei tempi di volo e contatto tramite software non è infatti oggetto di questa tesi.





Il grafico sopra mostra l'andamento tipico delle accelerazioni lungo l'asse longitudinale della tibia. Il tempo di appoggio è stato ricavato usando i due punti di appoggio e stacco del tallone (HS e TO). Il tempo di volo invece è stato ricavato utilizzando il punto di stacco (TO) come inizio, e il contatto iniziale preso dal grafico della gamba opposta come fine (non riportato in figura).

### 6.7 Stima del picco di impatto

Per la stima del picco di impatto (IP, impact peak) si è scelto di utilizzare le accelerazioni misurate da tibia piuttosto che quelle acquisite da piede e pelvi perché presentano un picco iniziale negativo quasi contemporaneo all'impact peak e una forma d'onda che si ripete con poche variazioni. Le accelerazioni da pelvi hanno anch'esse una forma riconoscibile, ma mostrano un picco negativo molto più attenuato in modulo e in ritardo rispetto all'IP (dovuto al tempo di propagazione dell'impulso lungo la gamba e all'attenuazione muscolare). Le accelerazioni da piede invece sono visibilmente rumorose, con un numero variabile di picchi e una forma d'onda non immediatamente

riconoscibile. Quanto detto è visibile in figura 21, nella sezione relativa ai risultati.

Si è cercato perciò di utilizzare il primo picco negativo nelle accelerazioni assiali tibiali per ricostruire l'impact peak presente nelle GRFs, usando il modulo dell'accelerazione per dimensione una campana, e l'istante di massima decelerazione per posizionarla (in riferimento al tempo). (figura 18)

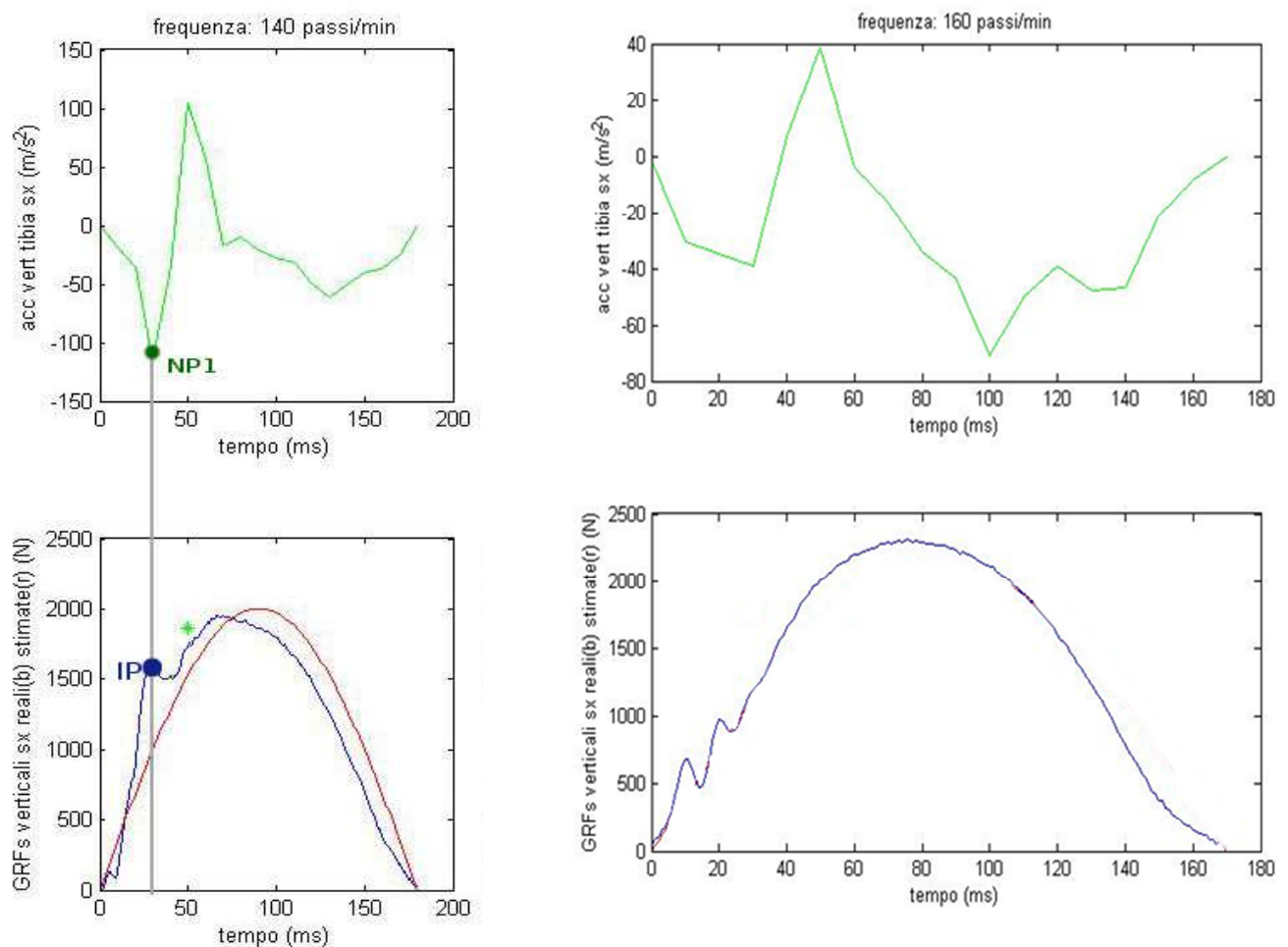


Figura 18) Nei grafici a sinistra il primo picco negativo sembra in relazione con l'impact peak nelle GRFs, nel grafico a destra NP1 è ancora presente ma l'impact peak no.

Dai grafici non si evidenzia però alcuna relazione diretta fra il modulo del primo picco negativo nelle accelerazioni e l'impact peak nelle GRFs. I due

eventi sembrano avvenire in modo sincrono (entro un errore accettabile di 0.01 s che è anche la sensibilità del sensore inerziale), ma il picco negativo rimane anche quando l'impact peak scompare e non è perciò possibile utilizzarlo come unico riferimento. (figura 18)

Per stimare l'impact peak utilizzando il modulo dell'accelerazione corrispondente (NP1) è stato inizialmente utilizzato il modello logaritmico illustrato nel paragrafo 5.3. Di seguito sono riportati due esempi che mostrano la scarsa affidabilità del modello nella predizione dei picchi di impatto (figura 19.1).

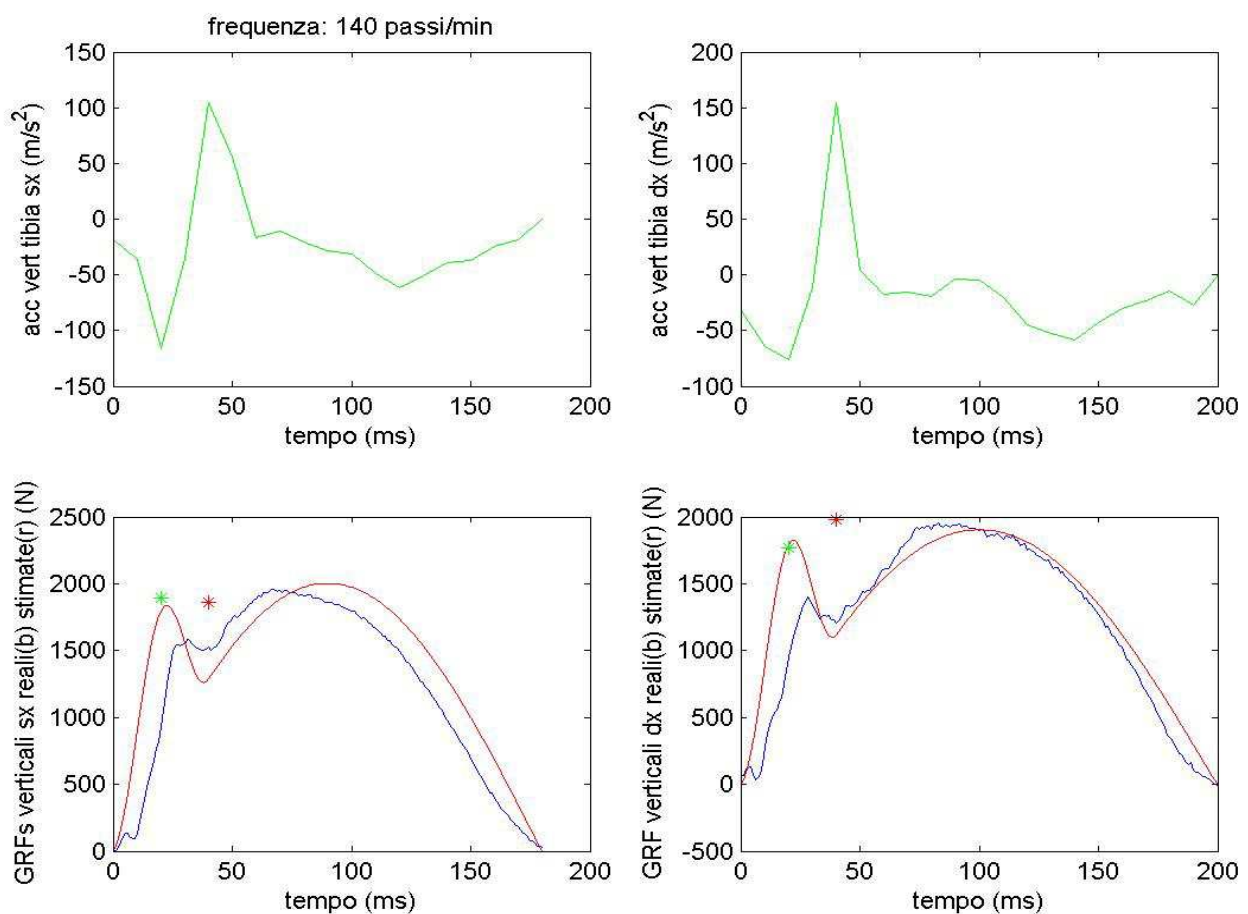


Figura 19.1) Approssimazione dell'impact peak (asterisco verde) e della GRF verticale massima (asterisco rosso) tramite modello logaritmico.

Gli asterischi verdi rappresentano le GRFs calcolate usando l'accelerazione relativa al primo picco negativo. La funzione rossa è una stima costruita sommando le GRFS previste dal modello basato sui tempi di volo/contatto alla campana dimensionata con l'IP previsto dal modello logaritmico.

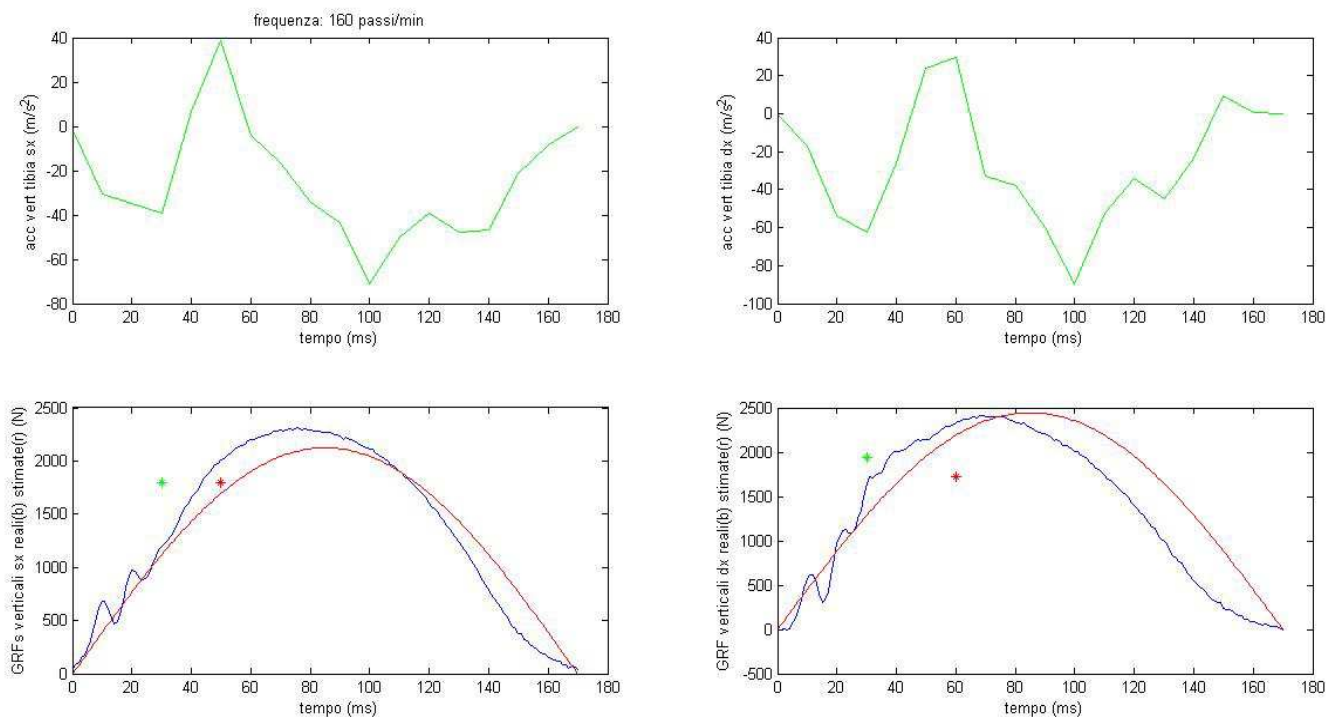


Figura 19.2) Approssimazione dell'impact peak (asterisco verde) e della GRF verticale massima (asterisco rosso) tramite modello logaritmico.

Come si nota nei grafici, l'IP stimato sovrastima di 300N o più l'IP reale, ma soprattutto prevede la presenza di un impact peak anche quando non è presente. Gli asterischi in rosso rappresentano invece le forze relative ai picchi massimi (MP) delle accelerazioni (stimate con lo stesso modello logaritmico) che dovrebbero corrispondere alle forze di reazione massime. Il

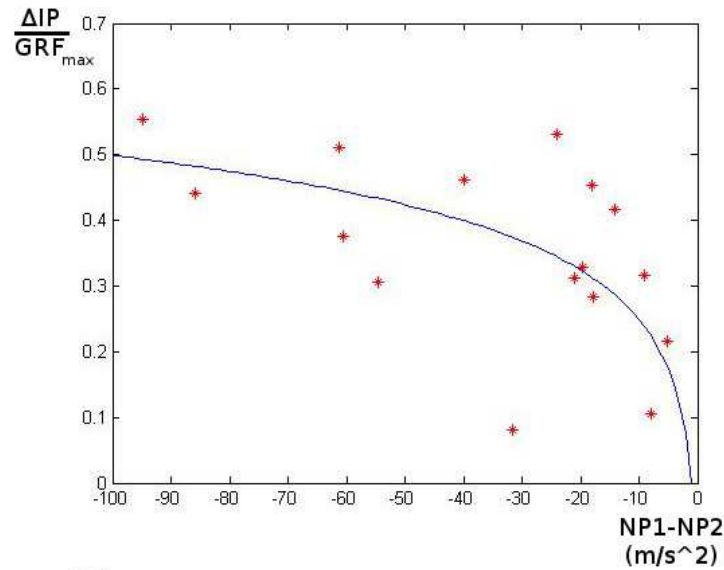
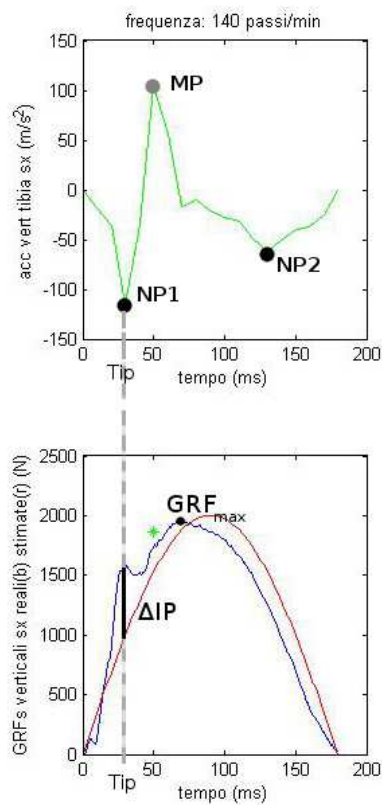
modello prevede in maniera abbastanza accurata il modulo massimo delle GRFs in presenza di un impact peak ma, anche in questo caso, quando l'impact peak scompare il modello fallisce e prevede forze di reazione molto sottostimate. Sembra perciò non esserci una relazione univoca fra i picchi, considerati in modo isolato, e le corrispondenti GRFs. Per questo motivo si è deciso di abbandonare il modello. Successivamente, si è notato che quando il secondo picco negativo (NP2) è maggiore in modulo rispetto al primo (NP1), l'impact peak scompare in 12 casi su 15 totali. La scomparsa dell'IP in queste condizioni è visibile in figura 19.2 e 20 . Si è quindi ipotizzato che l'impact peak potesse essere legato ad una relazione fra i due picchi negativi, e non ad un picco negativo solo.

Per ogni passo è stato quindi misurato il modulo del picco d'impatto rispetto al valore corrispondente di forza (IP) prevista nello stesso istante dal modello teorico basato sui tempi di contatto e volo.

L'altezza del picco di impatto da sommare alla sinusoide ottenuta con il vecchio modello è stata messa in relazione con la differenza fra i due picchi negativi (NP1-NP2). Il valore dell'impact peak è stato inoltre impostato a 0 per ogni caso in cui il secondo picco negativo è più negativo del primo (NP1-NP2>0)

I dati riportati nel grafico seguente (figura 20) evidenziano una relazione logaritmica fra il picco d'impatto (normalizzato alla forza verticale massima prevista da modello) e la differenza fra i primo e secondo picco negativo nelle accelerazioni. Il grafico riporta solo i dati relativi alla condizione :

$$NP1-NP2<0.$$



$$\left\{ \begin{array}{ll} \Delta IP = 0 & NP1-NP2 > 0 \\ \Delta IP = a \cdot \ln(|NP1-NP2|) & NP1-NP2 < 0 \end{array} \right.$$

Figura 20) modello sperimentale per la stima dell'impact peak

Per trovare il valore ottimale del coefficiente “a” è stata implementata una funzione che calcola gli scarti quadratici medi fra gli impact peak previsti da modello e gli impact peak reali. Lo scarto quadratico medio minimo è stato trovato con la funzione fminsearch (su matlab), e corrisponde al valore:

$$a = 0.1083$$

Si è quindi costruita, per ogni passo, una sinusoide alta  $\Delta IP$  (ampiezza picco-picco) e larga e 2 volte  $T_{ip}$ , da sommare alla sinusoide precedentemente ottenuta con il modello basato sui tempi.

# 7. Risultati

## 7.1 Accelerazioni e forze di reazione piede-suolo verticali

Viene di seguito riportato un esempio di accelerazioni verticali misurate da pelvi, tibia e piede, sincronizzate temporalmente con i dati da pedana.

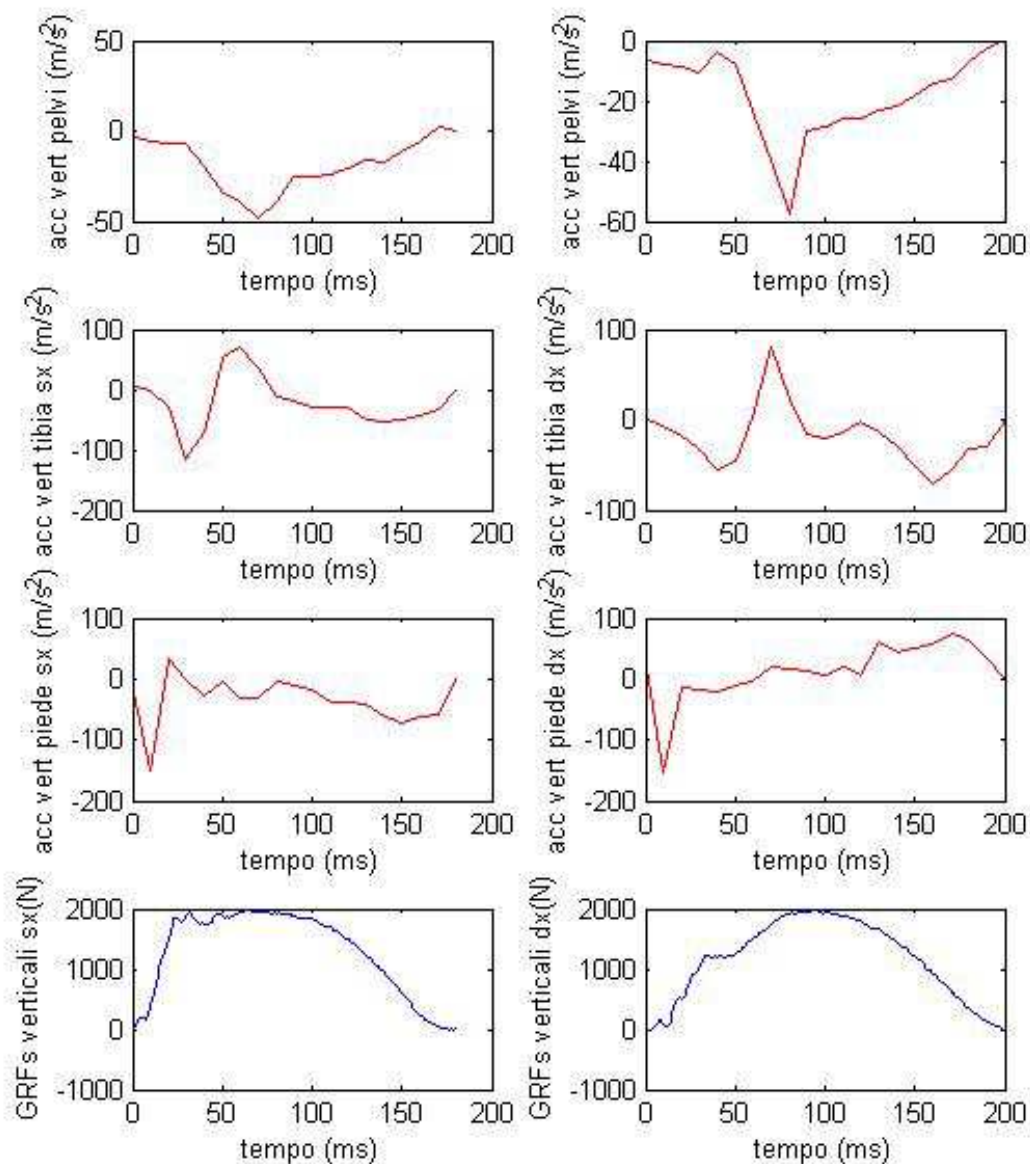
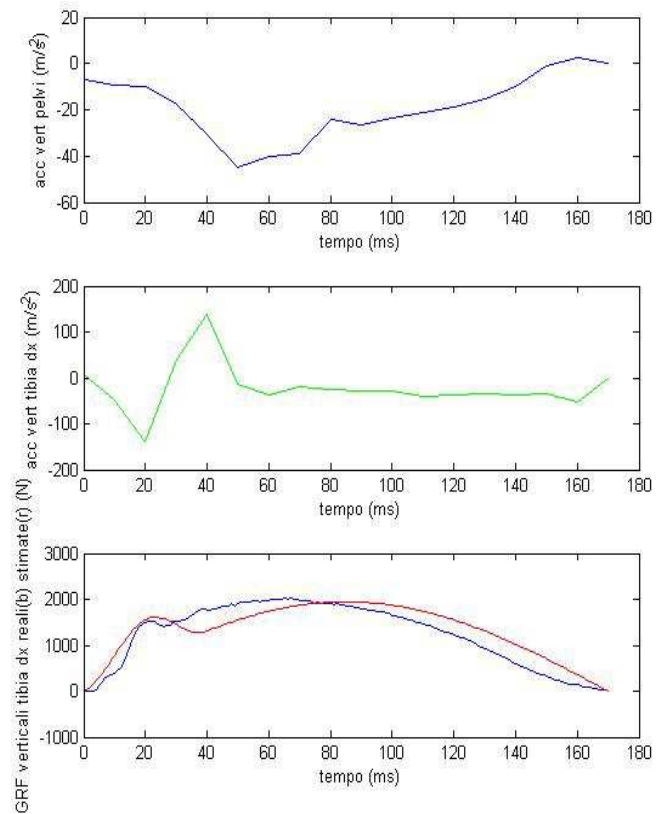
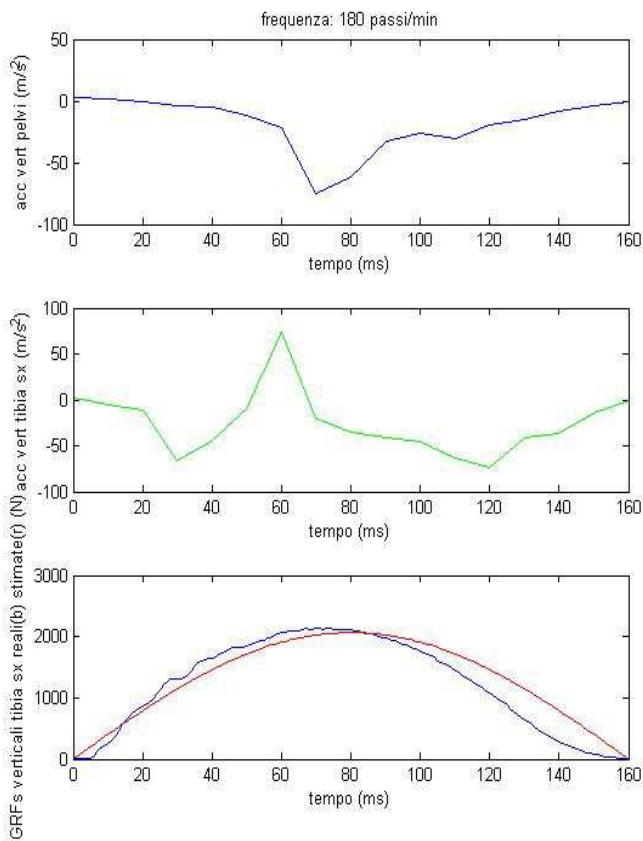
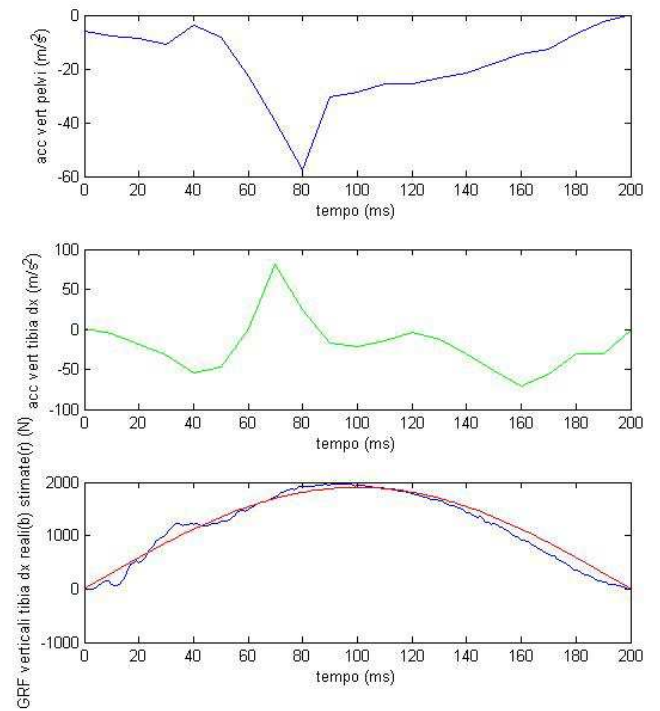
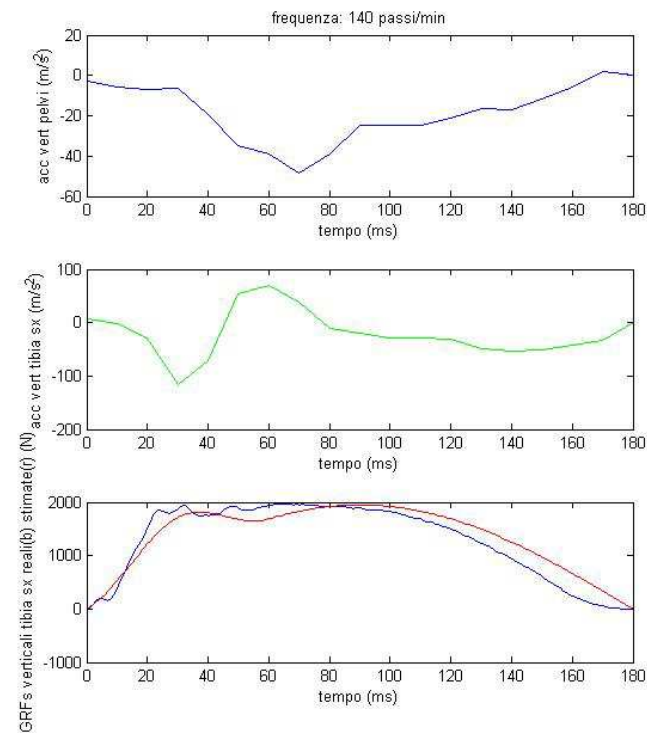


Figura 21) GRFs e relative accelerazioni lungo l'asse verticale generate durante il tempo contatto contato su pedana.

Le accelerazioni assiali tibiali sono state utilizzate per la stima dell'impact peak e per la collocazione temporale della campana dimensionata tramite IP.



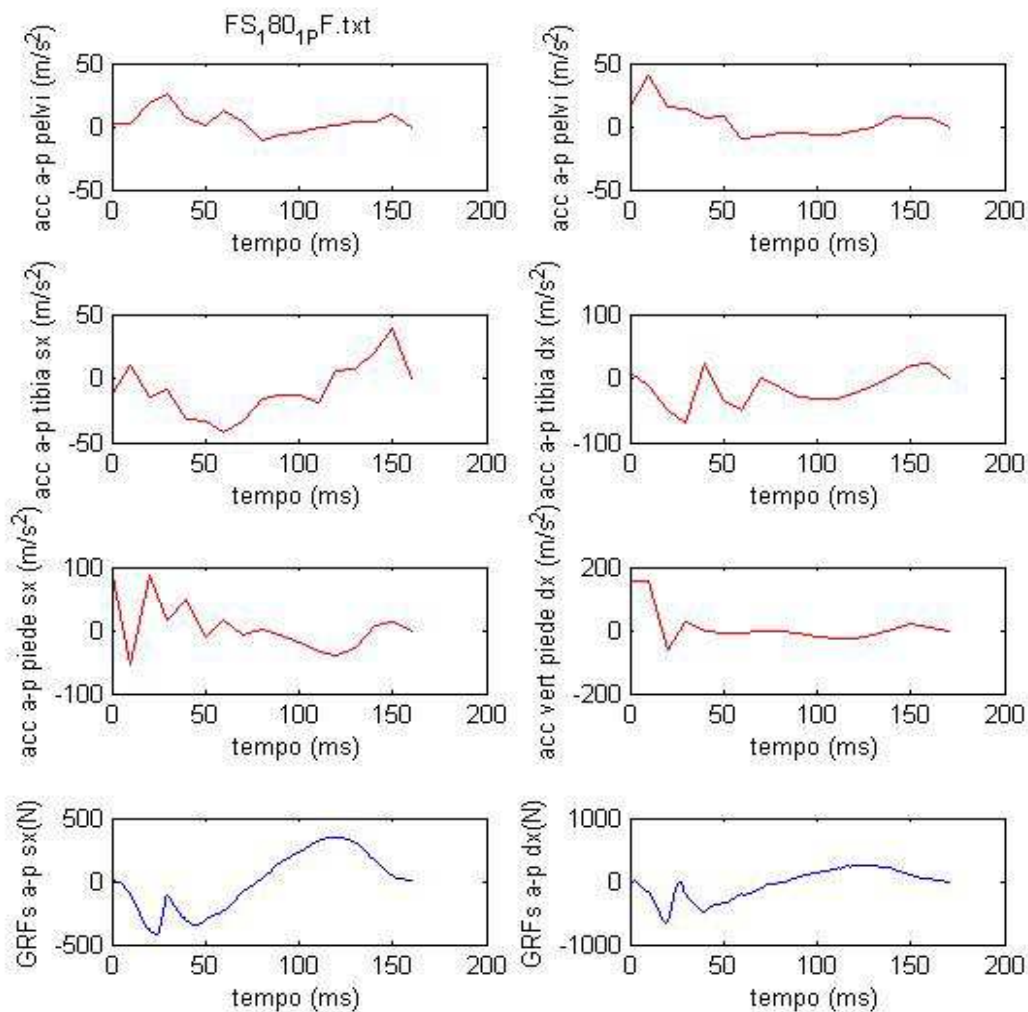


In blu sono riportate le forze di reazione piede-suolo reali, mentre in rosso le forze ricostruite tramite i due modelli congiunti.

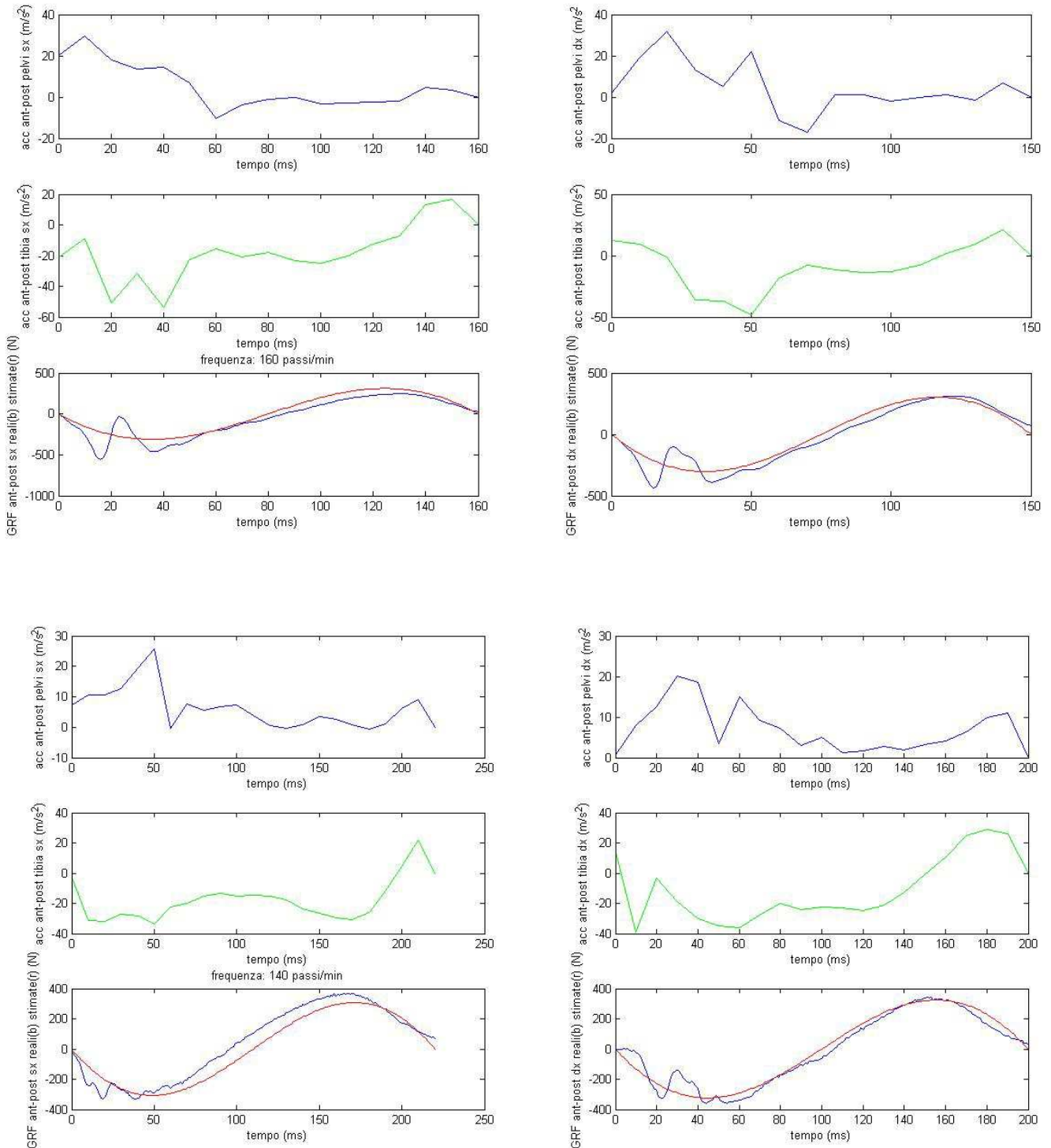
Nel primo set di grafici relativi alla frequenza di 140 passi/min è visibile uno degli errori di predizione del modello (nel plot delle GRFs reali e stimate corrispondenti al piede destro). Le accelerazioni tibiali mostrano un secondo picco negativo più basso del primo, ma nelle forze di reazione è presente un impact peak al contrario di quanto previsto dal modello.

## 7.2 Accelerazioni e forze di reazione piede-suolo antero-posteriori

Viene di seguito riportato un esempio di accelerazioni antero-posteriori misurate da pelvi, tibia e piede, sincronizzate temporalmente con i dati da pedana.



Per stimare le forze di reazione piede-suolo anteroposteriori si è utilizzato il modello basato sui tempi di contatto e volo senza alcuna modifica.



In blu sono riportate le forze misurate da pedana e in rosso quelle stimate da modello.

### 7.3 Analisi statistica delle GRFs verticali

Vengono di seguito riportati i dati riguardanti la stima dell'impulso totale, dell'impact peak, della forza massima verticale, e relativi scarti quadratici medi (RMSE)

Gli scarti sono stati riportati sia in Newton che in percentuale del range massimo-minimo del segnale. Il massimo del segnale fa riferimento al valore più alto fra tutti i dati sperimentali inclusi nel calcolo degli scarti quadratici medi.

Gli scarti sono prima stati calcolati in base alla frequenza di passo, alla gamba in appoggio e al soggetto dell'esperimento. Successivamente sono stati calcolati gli scarti totali distinguendo solo in base alla gamba in appoggio e al soggetto (e non più alle frequenze di passo).

Il simbolo “-“ indica che non è presente un impact peak, e che quindi non è possibile stimarlo.

<b>SOGGETTO</b>							
<b>1 – Sinistro</b>							
<b>spm</b>	Impulso Reale (N*ms)	Impulso Stimato (N*ms)	Errore Reale (N*ms)	RMSE (N*ms)	RMSE %	RMSE totale (N*ms)	RMSE totale %
<b>140</b>	232750	243430	-10680	13857	5,95%	14398	6,11%
<b>140</b>	220040	236470	7880				
<b>160</b>	198310	212160	-13850	13627	6,07%		
<b>160</b>	224670	238070	13400				
<b>180</b>	195220	208190	-12970	13479	6,90%		
<b>180</b>	174680	188650	-13970				
<b>200</b>	235550	254580	-19030	16425	6,97%		
<b>200</b>	195130	208450	-13320				

<b>Spm</b>	<b>Impact Peak Reale (N)</b>	<b>Impact Peak Stimato (N)</b>	<b>Errore reale (N)</b>	<b>RMSE Impact Peak (N)</b>	<b>RMSE Impact Peak %</b>	<b>RMSE IP totale (N)</b>	<b>RMSE IP totale %</b>
<b>140</b>	1939	1812	127	102	5,28%	136	6,04%
<b>140</b>	1547	1478	69				
<b>160</b>	1695	1685	10	166	9,82%		
<b>160</b>	1537	1772	-235				
<b>180</b>	-	-	-				
<b>180</b>	-	-	-				
<b>200</b>	2257	2129	128	90	4,02%		
<b>200</b>	-	-	-				

<b>Spm</b>	<b>GRF max reale (N)</b>	<b>GRF max stimata (N)</b>	<b>Errore reale (N)</b>	<b>RMSE GRF Max (N)</b>	<b>RMSE GRF Max %</b>	<b>RMSE GRF max totale (N)</b>	<b>RMSE GRF max totale %</b>
<b>140</b>	1973	1947	25	19	0,96%	43	1,99%
<b>140</b>	1955	1947	8				
<b>160</b>	2214	2289	-75	58	2,61%		
<b>160</b>	2159	2191	-31				
<b>180</b>	2135	2066	70	49	2,31%		
<b>180</b>	2142	2146	-4				
<b>200</b>	2094	2121	-27	36	1,71%		
<b>200</b>	1901	1944	43				

---

**SOGGETTO****1 – Destro**

<b>spm</b>	Impulso Reale (N*ms)	Impulso Stimato (N*ms)	Errore reale (N*ms)	RMSE (N*ms)	RMSE %	RMSE totale (N*ms)	RMSE totale %
<b>140</b>	231990	240660	-8670	8213	3,34%	9903	4,03%
<b>140</b>	245620	253350	-7730				
<b>160</b>	204370	211130	-6760	11357	5,40%		
<b>160</b>	210280	224850	-14570				
<b>180</b>	210070	225470	-15400	11383	5,42%		
<b>180</b>	209810	214500	-4690				
<b>200</b>	181910	185940	-4020	8138	4,02%		
<b>200</b>	202510	213290	-10780				

<b>spm</b>	Impact Peak Reale (N)	Impact Peak Stimato (N)	Errore reale (N)	RMSE Impact Peak (N)	RMSE Impact Peak %	RMSE IP totale (N)	RMSE IP totale %
<b>140</b>	1208	943	265	189	13,52%	128	7,18%
<b>140</b>	1397	1430	-33				
<b>160</b>	1487	1351	135	105	6,86%		
<b>160</b>	1530	1590	-60				
<b>180</b>	1528	1606	-78	55	3,62%		
<b>180</b>	-	-	-				
<b>200</b>	1324	1342	-18	88	4,94%		
<b>200</b>	1785	1662	123				

<b>spm</b>	GRF max reale (N)	GRF max stimata (N)	Errore Reale (N)	RMSE GRF Max (N)	RMSE GRF Max %	RMSE GRF max totale (N)	RMSE GRF max totale %
<b>140</b>	1973	1903	70	63	3,21%	63	2,87%
<b>140</b>	1959	1903	56				
<b>160</b>	2216	2204	13	50	2,27%		
<b>160</b>	2201	2270	-70				
<b>180</b>	2021	1944	77	55	2,58%		
<b>180</b>	2120	2128	-8				
<b>200</b>	1954	1870	84	80	4,10%		
<b>200</b>	1902	1826	75				

---

**SOGGETTO****2 – Sinistro**

<b>spm</b>	Impulso Reale (N*ms)	Impulso Stimato (N*ms)	Errore reale (N*ms)	RMSE (N*ms)	RMSE %	RMSE totale (N*ms)	RMSE totale %
<b>140</b>	311200	301890	9310	26355	8,47%	16559	5,32%
<b>140</b>	299280	263190	36090				
<b>160</b>	273540	296590	-23050	16826	6,15%		
<b>160</b>	233600	227690	5910				
<b>180</b>	218490	213630	4860	5200	2,37%		
<b>180</b>	219410	213890	5520				
<b>200</b>	209610	219330	-9720	9596	4,58%		
<b>200</b>	189730	199200	-9470				

<b>spm</b>	Impact Peak Reale (N)	Impact Peak Stimato (N)	Errore reale (N)	RMSE Impact Peak (N)	RMSE Impact Peak %	RMSE IP totale (N)	RMSE IP totale %
<b>140</b>	2371	2043	328			211,85	8,94%
<b>140</b>	-	-	-				
<b>160</b>	2270	2399	-129				
<b>160</b>	-	-	-				
<b>180</b>	-	-	-				
<b>180</b>	-	-	-				
<b>200</b>	1488	1386	101				
<b>200</b>	-	-	-				

<b>spm</b>	GRF max reale (N)	GRF max stimata (N)	Errore reale (N)	RMSE GRF Max (N)	RMSE GRF Max %	RMSE GRF max totale (N)	RMSE GRF max totale %
<b>140</b>	2371	2136	234			141	5,82%
<b>140</b>	2024	1890	134				
<b>160</b>	2426	2246	180				
<b>160</b>	2313	2124	188				
<b>180</b>	2108	2120	-12				
<b>180</b>	2055	1995	60				
<b>200</b>	2003	1931	72				
<b>200</b>	2170	2266	-96				

**SOGGETTO****2 - Destro**

<b>spm</b>	Impulso Reale (N*ms)	Impulso Stimato (N*ms)	Errore reale (N*ms)	RMSE (N*ms)	RMSE %	RMSE totale (N*ms)	RMSE totale %
<b>140</b>	274470	290330	-15860	13595	4,95%	18157	6,62%
<b>140</b>	258080	268950	-10870				
<b>160</b>	245350	270270	-24920	27877	11,36%		
<b>160</b>	231640	262190	-30550				
<b>180</b>	219070	229480	-10410	11073	5,05%		
<b>180</b>	208500	220200	-11700				
<b>200</b>	200280	220200	-19920	15303	7,64%		
<b>200</b>	190740	199200	-8460				

<b>spm</b>	Impact Peak Reale (N)	Impact Peak Stimato (N)	Errore reale (N)	RMSE Impact Peak (N)	RMSE Impact Peak %	RMSE IP totale (N)	RMSE IP totale %
<b>140</b>	-	-	-		479	27,98%	505
<b>140</b>	1711	1034	677.1				
<b>160</b>	1861	2087	-226		160	8,59%	
<b>160</b>	-	-	-				
<b>180</b>	-	-	-				
<b>180</b>	-	-	-				
<b>200</b>	-	-	-				
<b>200</b>	-	-	-				

<b>spm</b>	GRF max reale (N)	GRF max stimata (N)	Errore reale (N)	RMSE GRF Max (N)	RMSE GRF Max %	RMSE GRF max totale (N)	RMSE GRF max totale %
<b>140</b>	2434	2418	16	40	1,64%	46	1,89%
<b>140</b>	2134	2188	-53				
<b>160</b>	2242	2249	-7	27	1,10%		
<b>160</b>	2408	2445	-37				
<b>180</b>	2266	2256	10	44	1,89%		
<b>180</b>	2272	2334	-62				
<b>200</b>	2261	2334	-73	64	2,78%		
<b>200</b>	2322	2266	56				

## 7.4 Analisi statistica delle GRFs antero-posteriori

Vengono di seguito riportati i dati riguardanti la stima dell'impulso totale, del picco positivo di GRFs antero-posteriori, e relativi scarti quadratici medi (RMSE). Gli scarti sono stati riportati sia in Newton che in percentuale del range massimo-minimo del segnale. Il massimo del segnale fa riferimento al valore più alto fra tutti i dati sperimentali inclusi nel calcolo degli scarti quadratici medi. Gli scarti sono prima stati calcolati in base alla frequenza di passo, alla gamba in appoggio e al soggetto dell'esperimento. Successivamente sono stati calcolati gli scarti totali distinguendo solo in base alla gamba in appoggio e al soggetto (e non più alle frequenze di passo).

<b>SOGGETTO</b>							
<b>1 - Sinistro</b>							
<b>spm</b>	GRF max reale (N)	GRF max teorica (N)	Errore reale (N)	RMSE GRF max (N)	RMSE GRF max %	RMSE GRF totale (N)	RMSE GRF totale %
<b>140</b>	197	272	-75	61	13%	77	10,2%
<b>140</b>	229	272	-43				
<b>160</b>	289	285	4	46	7,5%		
<b>160</b>	246	311	-65				
<b>180</b>	348	328	20	18	2,3%		
<b>180</b>	285	300	-15				
<b>200</b>	232	396	-164	134	23,7%		
<b>200</b>	269	363	-94				
<b>spm</b>	Impulso reale (N*ms)	Impulso Teorico (N*ms)	Errore reale (N*ms)	RMSE Impulso (N*ms)	RMSE Impulso %	RMSE GRF totale (N*ms)	RMSE GRF totale %
<b>140</b>	28440	31043	-2603	5794	10,1%	5973	7,2%
<b>140</b>	23274	31043	-7769				
<b>160</b>	28870	24945	3925	2806	4,3%		
<b>160</b>	30762	31348	-586				
<b>180</b>	31562	33145	-1583	2925	4,9%		
<b>180</b>	22426	26247	-3821				
<b>200</b>	41243	42554	-1311	9629	12,7%		
<b>200</b>	25453	39007	-13554				



**SOGGETTO****1 – Destro**

<b>spm</b>	GRF max reale (N)	GRF max teorica (N)	Errore reale (N)	RMSE GRF max (N)	RMSE GRF max %	RMSE GRF totale (N)	RMSE GRF totale %
<b>140</b>	338	294	44	76	9,8%	172	13,7%
<b>140</b>	392	294	98				
<b>160</b>	506	293	213	177	15,8%		
<b>160</b>	434	302	132				
<b>180</b>	664	328	336	248	18,1%		
<b>180</b>	439	338	101				
<b>200</b>	498	309	189	141	14,2%		
<b>200</b>	406	341	65				
<b>spm</b>	Impulso reale (N*ms)	Impulso Teorico (N*ms)	Errore rele (n*ms)	RMSE Impulso (N*ms)	RMSE Impulso %	RMSE GRF totale (N*ms)	RMSE GRF totale %
<b>140</b>	29702	37502	-7800	5901	9,8%	5955	8,8%
<b>140</b>	34535	37502	-2967				
<b>160</b>	32998	27648	5350	3845	5,5%		
<b>160</b>	29463	28485	978				
<b>180</b>	31403	35255	-3852	3745	5,9%		
<b>180</b>	30515	34150	-3635				
<b>200</b>	30246	29149	1097	8843	14,2%		
<b>200</b>	24184	36643	-12459				

**SOGGETTO****2 - Sinistro**

<b>spm</b>	GRF max reale (N)	GRF max teorica (N)	Errore reale (N)	RMSE GRF max (N)	RMSE GRF max %	RMSE GRF totale (N)	RMSE GRF totale %
<b>140</b>	351	331	20	47	5,7%	64	8,4%
<b>140</b>	370	307	63				
<b>160</b>	312	360	-48	36	4,9%		
<b>160</b>	289	306	-17				
<b>180</b>	408	322	86	82	10,1%		
<b>180</b>	400	322	7				
<b>200</b>	418	345	73	77	7,4%		
<b>200</b>	416	335	81				
<b>spm</b>	Impulso reale (N*ms)	Impulso Teorico (N*ms)	Errore reale (N*ms)	RMSE Impulso (N*ms)	RMSE Impulso %	RMSE GRF totale (N*ms)	RMSE GRF totale %
<b>140</b>	41810	44391	-2581	3243	3,4%	2045	2,1%
<b>140</b>	46895	43104	3791				
<b>160</b>	41067	43465	-2398	1816	2,8%		
<b>160</b>	31930	32850	-920				
<b>180</b>	34504	32526	1978	1411	1,8%		
<b>180</b>	34339	34603	-264				
<b>200</b>	36544	37067	-523	960	1,7%		
<b>200</b>	30619	29366	1253				

**SOGGETTO****2 – Destro**

<b>spm</b>	GRF max reale (N)	GRF max teorica (N)	Errore reale (N)	RMSE GRF max (N)	RMSE GRF max %	RMSE GRF totale (N)	RMSE GRF totale %
<b>140</b>	352	340	12	29	2,0%	86	7,8%
<b>140</b>	363	324	39				
<b>160</b>	418	342	76	54	6,11%		
<b>160</b>	347	352	-5				
<b>180</b>	444	343	101	110	12,5%		
<b>180</b>	451	333	118				
<b>200</b>	479	369	110	116	13,9%		
<b>200</b>	458	335	123				
<b>spm</b>	Impulso reale (N*ms)	Impulso Teorico (N*ms)	Errore reale (N*ms)	RMSE Impulso (N*ms)	RMSE Impulso %	RMSE GRF totale (N*ms)	RMSE GRF totale %
<b>140</b>	38662	41103	-2441	2491	3,2%	2971	3,7%
<b>140</b>	38692	41233	-2541				
<b>160</b>	35556	39041	-3485	4852	8,1%		
<b>160</b>	31916	37827	-5911				
<b>180</b>	34329	34624	-295	293	0,3%		
<b>180</b>	31705	31414	291				
<b>200</b>	31770	34804	-3034	2342	4%		
<b>200</b>	30695	29366	1330				

# 8. Discussione e conclusioni

---

## 8.1 Discussione

Il modello così ottenuto permette di stimare in modo sufficientemente accurato sia i passi con impact peak che quelli senza. Il picco d'impatto è tipico dei corridori che effettuano l'appoggio sul retropiede, mentre è assente in caso di appoggio con l'avampiede, occorre poter stimare le forze di reazione piede-suolo in entrambi i casi.

Alcuni errori di predizione potrebbero essere riconducibili non al modello ma alla bassa frequenza di campionamento del sensore inerziale che potrebbe non aver campionato correttamente i picchi minimi dell'accelerazione restituendo un valore inferiore a quello reale o appiattendolo nei casi in cui le oscillazioni nelle GRFs si mantengono sotto i 10 millesimi di secondo.

Il modello è stato in grado di fornire informazioni valide sulla presenza o meno dell'impact peak in 27 passi su 32 (cioè nell'85% dei casi) con un errore fra il 6% e il 9% del valore massimo. Fornisce inoltre una stima dell'impulso verticale con errori compresi fra il 4% e il 6% dell'impulso massimo, e fra 1% e 5% per quanto riguarda la forza verticale massima applicata. Gli errori di predizione per le GRFs verticali non sembrano relazionati al cambio di velocità. Le stime relative all'impact peak del soggetto 2 sono affette da errori maggiori rispetto al soggetto 1. Ciò potrebbe dipendere dalla differenza di massa fra i due soggetti. La relazione fra massa e impact peak non è infatti stata indagata.

I dati sugli impulsi e sulle forze di reazione antero-posteriori sono meno accurati, con errori fra il 8% e il 14% per quanto riguarda le GRFs massime, ed errori fra il 2% e il 8% per quanto riguarda gli impulsi. Il picco negativo relativo alle forze di reazione negative anteroposteriori non è stato incluso nell'analisi statistica poiché molto rumoroso. Si è perciò preferito usare come

riferimento il picco massimo positivo. Gli errori di predizione della GRF antero-posteriore massima tendono a crescere in corrispondenza delle velocità alte, in particolare in corrispondenza della frequenza 120 passi/min.

Il modello logaritmico del paragrafo 5.3 commette errori di predizione (in letteratura) compresi fra i 100-160 N,<sup>3</sup> quindi simili agli errori prodotti dal modello analizzato sulla stima degli IP, e maggiori degli errori sulla stima della GRF verticale massima. Non è però in grado di prevedere la presenza o meno dell'impact peak. Inoltre, se applicato ai dati raccolti in questo esperimento, produce errori compresi fra 300-500N sulla stima del picco massimo, esclusivamente nei passi che non mostrano picchi di impatto.

Modelli precedenti di approssimazione lineare commettono errori nella stima delle GRFs verticali compresi fra 100N e 500N per velocità fra 9km/h e 18km/h. L'errore supera inoltre 500N per velocità basse (6 km/h) e alte (25km/h) non confrontabili tuttavia con questo studio.<sup>3</sup>

## 8.2 Conclusioni

I dati mostrano che è possibile ottenere una stima sufficientemente accurata delle forze di reazione piede-suolo durante la corsa tramite l'uso dei sensori inerziali. Quindi è possibile utilizzare i dispositivi MEMS come sostituti delle pedane di carico qualora si volessero effettuare misure al di fuori dei laboratori o in luoghi dove non è possibile l'installazione di sistemi di misura più accurati.

Futuri studi potrebbero testare il modello con sensori a frequenze di campionamento più alte (maggiori di 100Hz), per verificare se l'assunzione fatta sui due picchi negativi è sbagliata, o se l'errore è stato generato dagli strumenti di misura. Il modello potrebbe inoltre essere migliorato

considerando ulteriori parametri come massa e velocità di corsa, non indagati in questo studio.

# Bibliografia

---

- [1] fonte: *Wikipedia*, voce *Biomeccanica*
- [2] “*Biomechanics of musculoskeletal injury*”  
William C. Whiting, Ronald F. Zernicke.
- [3] “*Study on Estimation of Peak Ground Reaction Forces using Tibial Accelerations in Running*”  
Edgar Charry, Wenzheng Hu, Muhammad Umer, Andrew Ronchi, Simon Taylor.
- [4] “*Ground Reaction Force Estimates from actiGraph GT3X+ Hip Accelerations*”  
Jennifer M. Neugebauer, Kelsey H. Collins, David A. Hawkins
- [5] “*Piezoelettricità*” Enciclopedia Treccani
- [7] “*Inertial sensors for human movement assessment: functioning principles*”  
presentazione PowerPoint. L. Rocchi.
- [8] *Wikipedia*, voce “*accelerometri*”
- [9] *Wikipedia*, voce “*Giroscopio*”
- [10] “*The biomechanics of running*” Tom F. Novacheck
- [11] “*Flexible mechanisms: the diverse roles of biological springs in vertebrate movement*”  
Thomas J. Roberts, Emanuel Azizi
- [12] “*Leg stiffness of sprinters using running-specific prostheses*”  
Craig P. McGowan, Alena M. Grabowski, William J. McDermott, Hugh M. Herr, and Rodger Kram.
- [13] “*A simple method for measuring stiffness during running*”  
Journal of applied biomechanics 21, Morin (2005).

[14] *“Ability of planar spring mass model to predict mechanical parameters in running humans”*

Journal of theoretical biology. Bullimore 2007.

[15] *“Energy absorption of impacts during running at various stride lengths”*

Derrick, Timothy R., Joseph Hamill, Caldwell Grahame.

[16] *“Determination of Gait Events Using an Externally Mounted Shank Accelerometer”*

Jonathan Sinclair Sarah J. Hobbs, Laurence Protheroe, Christopher J. Edmundson, and Andrew Greenhalgh

[17] *“Estimating 3DL5/S1 moments and ground reaction forces during trunk bending using a full-body ambulatory inertial motion captures system”*

G.S. Faber, C.C.Chang, I.Kingma, J.T.Dennerlein, J.H.vanDieën

[18] *“Energy absorption of impacts during running at various stride lengths”*

Derrick, Timothy R.; Hamill, Joseph; Caldwell, Grahame.

[19] *“Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration”*

J. Hunter, R. Marshall, and P. McNair. Journal of Applied Biomechanics, vol. 21, no. 1, pp. 31–43, 2005.

# Ringraziamenti

---

Prima di partire per l'avventura e imbarcarmi in sfide sempre più difficili, voglio ringraziare le persone che mi sono state vicine in questi tre (quasi quattro) anni.

Grazie a Laura, che ha condiviso con me le gioie e i patimenti dei pendolari, sopportato le mie sfuriate mattutine e serali, e dato abbondante corda a tutti i miei scherzi. Grazie per tutti quei fantastici cappuccini da Olivi, per quelli che hai rovesciato in giro (quando ci penso ancora rido), e anche per quello con cui mi hai fatto la doccia.

Grazie ad Angelo, Lorenzo, Enrico per avermi fatto ridere fino al mal di pancia e per avermi scarrozzato a pranzo. Grazie soprattutto ad Angelo, perché come trola lui non trola nessuno, e a Elia che suona il piano da Dio.

Grazie ad Ale per le partite a Guitar Hero, i caffè, e le chiacchierate. Grazie alla mia omonima bionda che mi mette sempre di buon umore, e a Francesco per il soprannome “Wonda”.

Grazie ai miei genitori per avermi lasciato tutto lo spazio di cui avevo bisogno, per non avermi ostacolato, e per avermi insegnato ad affrontare i problemi. Grazie anche a mia nonna che mi fa trovare il pranzo pronto quando torno tardi dall'università, e che mi aiuta in tutti i miei esperimenti di cucina e sartoria.

Ringrazio inoltre la professoressa Silvia Fantozzi che ha permesso lo sviluppo di questo elaborato e mi ha introdotto al bellissimo mondo della biomeccanica. Grazie anche a Rocco di Michele e a Federico Stella che si sono fatti riempire di sensori permettendomi di raccogliere i dati per la tesi.

Grazie a Barbara e Rita, le mie amiche di sempre.

Infine grazie a Leonardo per gli splendidi appunti, e alle Dolomiti perché sono la mia forza.