



Università Campus Bio-Medico di Roma

Laboratorio di Bioingegneria

Relazione su attività Sperimentali

A.A. 2021-2022

Gruppo n°5

Bruni Riccardo

Carcone Alice

Landi Damiano

Pagano Mariano Cecilia

Data

13/06/2022

INDICE

Indice	3
Introduzione	4
1 Materiali viscoelastici: caratterizzazione di tessuti biologici	5
1.1 Introduzione e obiettivi	5
1.2 Materiali e metodi	10
1.3 Risultati	15
1.4 Discussione e conclusioni	19
2 Antropometria e biomeccanica del movimento: analisi del cammino	21
2.1 Introduzione e obiettivi	21
2.2 Materiali e metodi	22
2.3 Risultati	32
2.4 Discussione e conclusioni	35
3 Modelli per la statica del corpo umano: forze muscolari dell'arto inferiore	37
3.1 Introduzione e obiettivi	37
3.2 Materiali e metodi	40
3.3 Risultati	47
3.4 Discussione e conclusioni	49
Bibliografia	55
Appendici	56

Introduzione

Le esperienze di seguito descritte forniscono delle conoscenze sulla bioingegneria del corpo umano, affiancando ad aspetti teorici, evidenze ottenute tramite l'elaborazione dei dati acquisiti durante tre esperimenti in laboratorio.

In particolare, nell'ordine, le tre esperienze analizzano:

1. Modelli viscoelastici dei tessuti biologici;
2. Biomeccanica del movimento e antropometria;
3. Modelli per la statica del corpo umano.

I dati e le analisi finali poi possono essere utilizzati nei vari ambiti, quali la medicina, fisioterapia, sport: integrando le conoscenze e i metodi ingegneristici con le problematiche mediche, cioè applicando modelli matematici a modelli biologici.

1. Materiali viscoelastici: caratterizzazione di tessuti biologici

1.1 Introduzione e obiettivi

Lo studio del comportamento dei materiali ricorre alle proprietà fondamentali di elasticità, viscosità, plasticità; infatti, la risposta di un dato materiale a processi deformativi sotto carico varia in base alle sue caratteristiche fisiche.

In natura non esistono materiali puramente elastici, ognuno mostra una risposta viscoelastica di rilevanza variabile; di conseguenza, allo scopo di descriverne il comportamento macroscopico, si vuole creare un modello del materiale stesso che tenga in considerazione di alcune proprietà.

Per questo motivo, materiali come il quarzo, a basse temperature possono essere approssimati tramite un modello lineare elastico, mentre altri, quali i tessuti umani, esibiscono significativi effetti viscoelastici che non possono essere trascurati per un corretto approccio allo studio del loro comportamento.

I materiali riconducibili a modelli puramente elastici sono descritti, per piccole deformazioni, dalla legge di Hooke, che evidenzia il rapporto di proporzionalità diretta tra sforzo e deformazione. La legge in un modello monodimensionale si presenta come:

$$\sigma = E\varepsilon$$

Equazione 1. Legge di Hooke

con E modulo di Young.

Al contrario, per quanto riguarda i materiali viscosi, la relazione tra sforzo e deformazione dipende anche dal tempo, ovvero si ha la diretta proporzionalità tra il primo e la derivata del secondo rispetto al tempo (velocità).

In termini grafici, il rapporto tra forza e spostamento per i diversi materiali è riassumibile dalle seguenti curve:

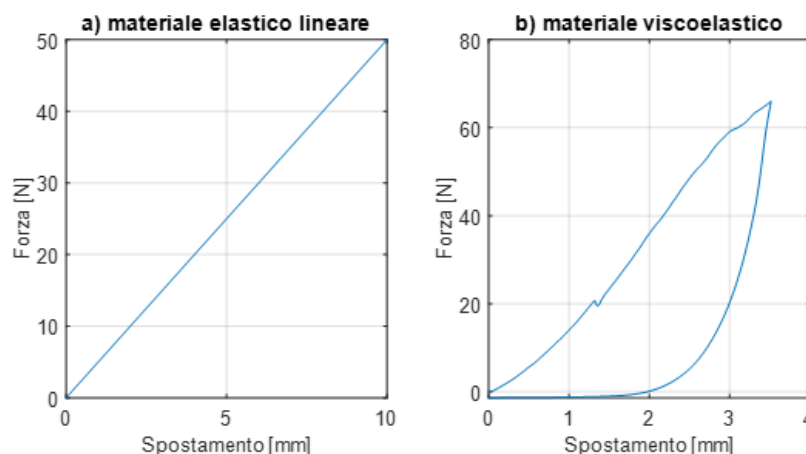


Figura 1. Grafico materiali elastico e viscoelastico

La prima descrive come le curve di carico e di scarico si sovrappongono per materiali elastici, mentre nella seconda è evidente che non avviene la sovrapposizione, in quanto si è dissipata energia a causa della componente viscosa.

È di importanza, per la successiva analisi, sottolineare come la curva di scarico per un materiale viscoelastico debba necessariamente essere sottesa alla curva di carico, in quanto ciò dimostra un lavoro negativo da parte del materiale, e quindi una dissipazione di energia.

Per descrivere correttamente il comportamento reale di un materiale viscoelastico e per tener conto del lavoro dissipato durante la prova, si vuole utilizzare un modello a parametri concentrati, il quale ha come componenti principali due elementi di base:

- un corpo elastico puro, in cui la forza dipende istantaneamente dalla posizione e da un parametro k , detto coefficiente di elasticità (o rigidezza);

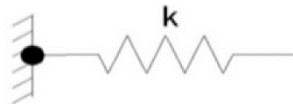


Figura 2. Molla

- un corpo viscoso puro in cui la forza dipende dalla derivata prima della posizione, la velocità, e da un parametro c , detto coefficiente di smorzamento (responsabile della dissipazione di energia).

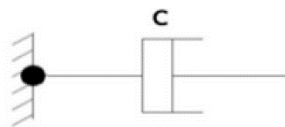


Figura 3. Smorzatore

I modelli più conosciuti e utilizzati per la viscoelasticità lineare utilizzano combinazioni dei corpi precedenti e sfruttano la proprietà di linearità e di sovrapposizione degli effetti di cui entrambi godono:

$$F(t) = aF_1(t) + bF_2(t) \Rightarrow x(t) = ax_1(t) + bx_2(t)$$

Equazione 2. Proprietà di linearità e sovrapposizione degli effetti

Per la stesura del report sono stati presi come riferimento i tre modelli viscoelastici lineari semplici riportati in seguito, dei quali sono stati analizzati i tipici fenomeni che si riscontrano nei materiali viscoelastici, ovvero:

- Creep: fenomeno che si manifesta con un incremento dello spostamento sotto una tensione costante.
- Rilassamento: diminuzione dello stato tensionale in presenza di deformazione costante.

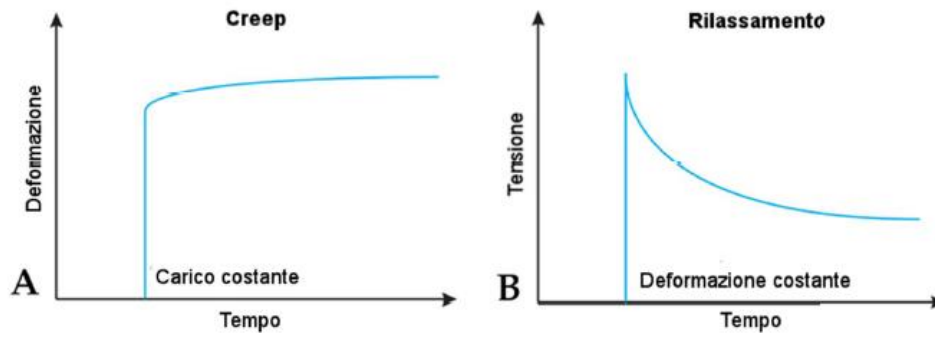


Figura 4. Grafici di Creep e Rilassamento

1. Corpo di MAXWELL

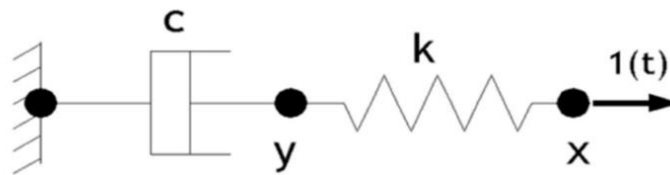


Figura 5. Corpo di Maxwell

$$x(t) = \left[\frac{1}{k} + \frac{t - t_0}{c} \right] H_f(t)$$

Equazione 3. Funzione di Creep (corpo di Maxwell)

$$F(t) = k e^{-\frac{k}{c}(t-t_0)} H_u(t)$$

Equazione 4. Funzione Rilassamento (corpo di Maxwell)

2. Corpo di VOIGT

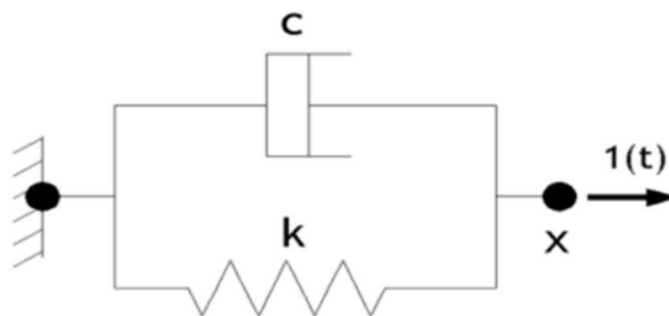


Figura 6. Corpo di Voigt

$$x(t) = \frac{H_f(t)}{k} \left[1 - e^{-\frac{k}{c}(t-t_0)} \right]$$

Equazione 5. Funzione di Creep (corpo di Voigt)

$$F(t) = kH_u(t) + c\delta(t)$$

Equazione 6. Funzione di Rilassamento (corpo di Voigt)

3. Corpo di KELVIN

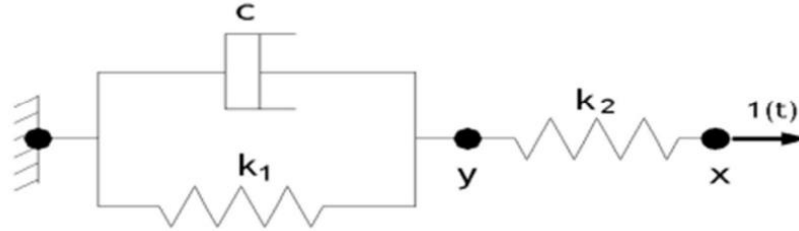


Figura 7. Corpo di Kelvin

$$x(t) = \frac{H_f(t)}{k_2} \left[1 + \frac{k_2}{k_1} \left(1 - e^{-\frac{k_1}{c}(t-t_0)} \right) \right]$$

Equazione 7. Funzione di Creep (corpo di Kelvin)

$$F(t) = k_2 H_u(t) \left[1 - \frac{k_2}{k_1 + k_2} \left(1 - e^{-\frac{k_1 + k_2}{c}(t-t_0)} \right) \right]$$

Equazione 8. Funzione di Rilassamento (corpo di Kelvin)

L'obiettivo proposto in questo primo capitolo è proprio la caratterizzazione di un provino di natura biologica appartenente al sistema muscolo-scheletrico. Più specificatamente, si analizzerà a trazione un tendine di maiale con lo scopo di descriverne il comportamento macroscopico.

I materiali biologici con funzione strutturale, come i tendini, sono costituiti da fibre di elastina e collagene che corrono lungo la direzione longitudinale del tessuto, le quali non hanno tutte lo stesso punto di aggancio. Osservando al microscopio a luce polarizzata, infatti, mostrano un arricciamento dovuto alla variabilità della loro lunghezza media.

Molti studi hanno dimostrato che l'arricciatura scompare quando il tendine viene messo in trazione e subisce una deformazione superiore al 2%. Durante l'allungamento, infatti, le fibre vengono reclutate e stirate una ad una, determinando un graduale irrigidimento del tessuto.

Il comportamento a trazione dei materiali biologici è parzialmente colto dai tre modelli sopra descritti e si può dedurre graficamente chela curva sforzo-deformazione riportata dalla letteratura, per un materiale biologico sottoposto a trazione, è caratterizzata dalle seguenti zone:

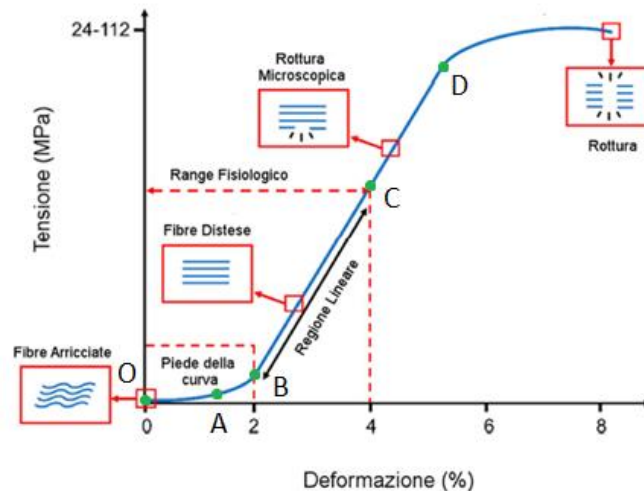


Figura 8. Curva tensione-deformazione del tendine con i tipici valori di linearità e rottura

- OA: tratto in cui il materiale è molto deformabile. L'energia è inizialmente utilizzata per diminuire l'entropia del sistema e non si traduce perciò in una risposta in tensione da parte del tessuto.
- AB: zona di irrigidimento progressivo in cui la forza aumenta più che proporzionalmente. Il comportamento del materiale in questa zona è spiegato dalla teoria del reclutamento delle fibre sopra descritta: l'irrigidimento del tessuto provoca un aumento della pendenza della curva
- BC: regione lineare ove, per deformazioni comprese fra 2% e 4%, le fibre sono tutte state reclutate e il tendine risponde ai carichi applicati in modo lineare. La deformazione risulta reversibile, perciò quando il carico viene rimosso il tendine torna alla sua lunghezza originale. In questa regione il modulo elastico E, per un tendine, è dell'ordine di 0.4 GPa.
- CD: zona di rottura microscopica dovuta a deformazioni oltre il 4%. Le fibre cominciano scorrere fra loro, a causa della rottura dei cross-link che normalmente le tengono unite, e il tessuto subisce una deformazione plastica. Si avrà completa rottura per deformazioni superiori all'8%, le quali, per un tendine, mediamente corrispondono a circa 70 MPa.

Al fine della caratterizzazione del tendine di maiale preso come provino, è stata svolta un'analisi sotto diversi punti di vista.

Sperimentalmente, è stato sottoposto il provino a tre tipi di test a trazione per ottenere i dati di spostamento, carico, sforzo, deformazione, tempo e conteggio cicli per ciascuno di questi:

1. Precondizionamento e test d'isteresi: corrisponde alla preparazione del provino ai test di interesse per l'analisi del comportamento.
2. Test di rilassamento: in cui si è ricavata la funzione di rilassamento
3. Test di rottura: in cui si è valutata la curva forza-spostamento e nella quale viene comparata con la curva ideale sopra descritta

In seguito, è stata svolta un'analisi attraverso una manipolazione matematica tramite Matlab dei dati ricavati sperimentalmente, al fine di comparare il comportamento sperimentale del tendine con quello della letteratura.

1.2 Materiali e metodi

1. Provino

È stato preso in esame un tendine di zampa di maiale, scelto tra i disponibili in base allo spessore: è stato ritenuto preferibile testare su un provino avente le seguenti dimensioni: lunghezza 70 mm, larghezza 11 mm, spessore 4 mm.

Il provino si presenta scivoloso ed elastico, anche al tatto.

2. Procedura Sperimentale

Prima dell'inizio dei test, sono state prese le dovute misure antropometriche del provino, ed è stato predisposto all'utilizzo il macchinario necessario alla prova a trazione. È stato scelto un sistema Instron (modello 3365), controllato dal software Bluehill, necessario per la raccolta dei dati.

Per ovviare al problema della scivolosità del provino, sono state poste ai lati delle pinze due superfici di ancoraggio realizzate con della carta vetrata in modo tale da aumentare l'attrito, ed è stato posizionato il tendine sul macchinario tramite dei morsetti.

Sono poi stati preparati i metodi da inserire nel software, uno per ogni test che è stato realizzato:

2.1 PRECONDIZIONAMENTO

È stato scelto di effettuare questo tipo di test a tre velocità diverse: 1mm/s, 2mm/s, 3mm/s.

Dopo aver caricato il file preconfigurato nel metodo del software, sono stati impostati i parametri della prova:

- “Prova”: tensione ciclica
- “Provino”: forma rettangolare, lunghezza iniziale (70 mm) e finale (73,5 mm, deformazione del 5%)
- “Controllo”: numero di cicli (10), direzione iniziale (limite massimo), metodo di controllo (corsa a trazione), valori massimo (3,5 mm) e minimo (0 mm), velocità
- “Fine della prova”: criterio di fine (corsa a trazione), valore (4mm), azione (arresto e ritorno)
- “Dati”: frequenza di campionamento (100 Hz = 10 mm/s),
- “Esportazione dati”: il formato per il salvataggio (.csv Comma Separated Value).

Una volta creato il metodo nel software lo si è scelto nella sezione di “Prova”, e si è provveduto ad annullare l'offset iniziale e ad avviare la prova.

Il test è stato quindi ripetuto per tre volte, una per ciascuna velocità scelta precedentemente, risultando in un totale di 30 cicli

2.2 TEST DI RILASSAMENTO

Con il test a rilassamento si ha l'obiettivo di analizzare la risposta in tensione del tendine, il quale viene sottoposto ad una deformazione iniziale.

Nella pratica, per trasmettere un gradino di posizione di 3.5 mm in ingresso alla macchina, nel metodo del software Bluehill vengono impostate due rampe: la prima a velocità massima (17 mm/s), in modo tale che raggiunga la deformazione desiderata nel tempo minore possibile, e la seconda a velocità nulla (0 mm/s,) di

modo che si stabilizzi alla deformazione impostata e vi permanga per il tempo necessario. Quindi si imposta anche il cambio tra le due rampe al valore di posizione di 3.5 mm.

Ritenendo sufficiente ai fini dell'analisi un tempo di lavoro tale da mostrare se la curva è andata a regime, viene impostata la fine della prova a 180 secondi, e un arresto e ritorno alla posizione iniziale della macchina in corrispondenza di questo valore.

La prova viene effettuata ad una frequenza di campionamento di 10 ms.

All'avvio della prova è possibile visualizzare l'andamento della stessa tramite la finestra del grafico forza[N] - tempo[s].

2.3 TEST DI ROTTURA

Nel metodo si è provveduto ad impostare una lunghezza finale pari al 30% in più di quella iniziale (91m), per riuscire a valutare la curva sforzo-deformazione fino alla rottura completa del materiale, la quale si stima avvenga in seguito ad una deformazione circa pari al 25%.

Sono stati quindi impostati i seguenti parametri: velocità di 0,05 mm/s, in modo tale da ottenere una prova quasi-statica; fine della prova 1 per una deformazione a trazione del valore di 0,3; fine della prova 2 per un carico del valore di 450 N.

Quest'ultimo valore viene impostato come termine di sicurezza per la fine della prova.

3. Acquisizione dei dati

Grazie all'utilizzo del software Bluehill, è stato possibile salvare i dati corrispettivi dei tre test effettuati sul provino; era stato pertanto impostato ciascun metodo con il salvataggio per l'esportazione dei dati in formato Comma Separated Value (CSV).

Ciononostante, è stato ritenuto necessario intervenire manualmente sul formato dei dati acquisiti, sostituendo il separatore decimale 'virgola' con il 'punto' per fare in modo che i dati potessero essere elaborati correttamente su Matlab.

La struttura risultante di un file di dati sperimentali appare organizzata in colonne, ciascuna delle quali è una grandezza fisica diversa, mentre ogni riga corrisponde ad un istante di tempo.

Le grandezze misurate ed esportate durante i test sono state: corsa [mm], carico [N], tempo [s], conteggio cicli (da 0 a 9), sforzo in trazione [MPa], deformazione. Delle precedenti, verranno tenute in considerazione solamente le prime 4 grandezze.

Il tutto è stato racchiuso in un file per ciascuna acquisizione, risultandone un totale di cinque files: tre per il preconditionamento (uno per ogni velocità), uno per il test di rilassamento, uno per il test di rottura.

4. Processamento dei dati

I dati sono stati analizzati e modellati attraverso uno script su Matlab, in base ad un procedimento schematico suddiviso in:

- Creazione di variabili
- Test di Isteresi
- Test di rottura
- Test di rilassamento

Come primo step, è stato quindi necessario caricare i dati contenuti nei files Excel ed estrarre da essi le variabili utili alla futura analisi; le dovute colonne di dati sono state salvate in variabili proprie per ciascuna prova.

Nello specifico, per i test di condizionamento sono stati salvati i dati di spostamento, forza e tempo; per i test di rilassamento e rottura sono stati inoltre aggiunti i dati di sforzo e deformazione.

È stato ritenuto necessario effettuare una verifica della correttezza dei dati osservando manualmente gli andamenti delle curve di spostamento e forza, e paragonandoli a quelli studiati dalla letteratura.

Una volta ricavate le variabili in una forma maneggevole, si è proseguito nell'analisi del comportamento del provino nei tre tipi di test proposti:

4.1 TEST D'ISTERESI

Ai fini di valutare la curva media di isteresi, è stato necessario considerare nel calcolo solo gli ultimi cinque cicli dei dieci svolti per ciascuna velocità. I primi cinque sono infatti stati ritenuti cicli di condizionamento, utili al provino per assestare il suo comportamento.

Questo procedimento, che è stato ripetuto per le tre velocità di test a cui si è sottoposto il provino, si è svolto in tre passi:

- Segmentazione dei dieci cicli di isteresi e creazione delle matrici di tempo, forza e spostamento (è stata utilizzata la variabile 'Conteggio Cicli' presente nella quinta colonna dei file dei dati di condizionamento)
- Mantenimento dei soli cicli dal sei al dieci (graficamente si è provato che il comportamento del provino dopo il quinto ciclo si presentava in maniera quasi costante)
- Media dei cicli dal sei al dieci (si è calcolata la media delle colonne corrispondenti ai cicli in analisi delle matrici di forza e spostamento)

Infine, si è ritenuto utile valutare l'apporto energetico medio di ciascuna prova, corrispondente graficamente all'area compresa tra la curva di carico e quella di scarico del ciclo di isteresi.

Per poter calcolare questo valore, si è dovuto ricorrere all'eliminazione dell'offset iniziale per la curva di forza e spostamento.

Sono quindi stati divisi i cicli di isteresi a metà, approssimando uguali i numeri dei campioni per il carico e scarico, ed è stata calcolata l'area compresa tra le due curve come differenza tra l'integrale della prima e della seconda.

Per svolgere questa operazione si usi la funzione trapz (X,Y) di Matlab

4.2 TEST DI ROTTURA

Tramite il test di rottura, l'obiettivo della manipolazione analitica è stato quello di valutare il modulo di Young del materiale in esame. Per rendere possibile il calcolo è stato necessario ricostruire l'andamento lineare della curva sforzo-deformazione separatamente da quest'ultima.

Sono stati quindi estratti gli indici corrispondenti all'inizio (3% della deformazione) e alla fine (4% della deformazione) dell'area ritenuta lineare, e salvati i dati di sforzo e deformazione lineari sperimentali in due nuove variabili.

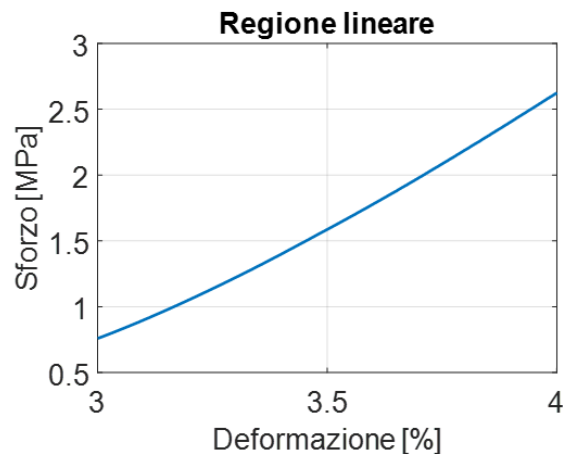


Figura 9. Curva Sforzo Deformazione

Successivamente si è realizzata una regressione lineare dei dati estratti per trovare la retta geometrica che meglio approssimasse la curva sperimentale.

Ciò è stato possibile grazie ad un Toolbox di Matlab chiamato Curve Fitting, con il quale è stato possibile approssimare i dati di ingresso ad una retta, sotto corretta impostazione, calcolando automaticamente la pendenza della stessa in base ad un modello lineare polinomiale del tipo:

$$f(x) = p1 \cdot x + p2$$

Equazione 9. Modello di funzione di primo grado: equazione polinomiale di coefficienti p1 e p2

Fisicamente la pendenza della retta, p1, corrisponde proprio al valore del modulo di Young.

4.3 TEST DI RILASSAMENTO

Come ultimo step, si sono voluti analizzare i dati ricavati dalla prova di rilassamento per studiare l'andamento del provino e stimarne una appropriata approssimazione con uno dei modelli viscoelastici lineari semplici riportati nell'introduzione, o con una combinazione di questi.

L'obiettivo portato a termine è stato, quindi, di ricavare un modello matematico approssimativo dell'andamento della forza rispetto al tempo per il provino sottoposto ad un test a rilassamento.

L'estrazione della curva di regressione è stata possibile in due passaggi:

- Eliminazione dell'overshoot iniziale: è stato tagliato il vettore del tempo in modo tale da non tenere in considerazione i campioni fino al tempo corrispondente di 0.5 s (il campione in questione è stato calcolato moltiplicando 0.5s per la frequenza di campionamento=100 Hz). Sono stati poi tagliati anche i dati dello spostamento e della forza, fino al dato campione.

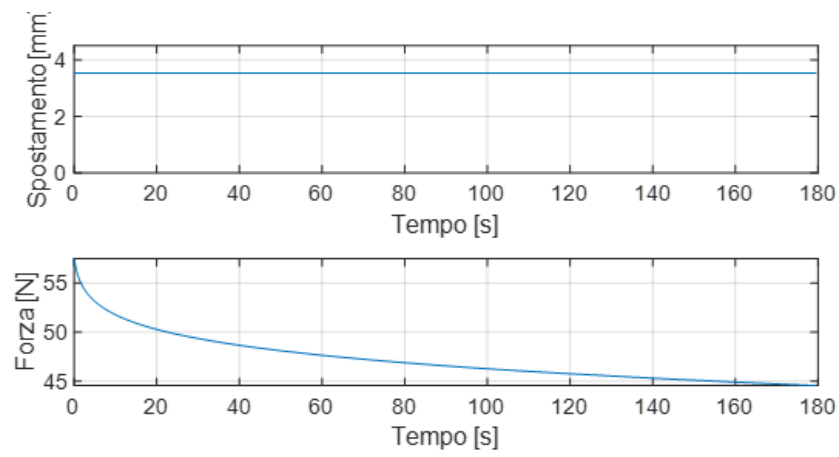


Figura 10. Grafici di spostamento e forza rispetto al tempo

- Curve Fitting di tipo esponenziale: è stato nuovamente utilizzato il Toolbox di Matlab, impostando però l'opzione Exponential e il numero di termini pari a 2.

1.3 Risultati

Si riportano di seguito i risultati ottenuti grazie all'analisi dei dati acquisiti nei tre test a cui è stato sottoposto il provino:

1. TEST DI ISTERESI

Sperimentalmente, durante lo svolgimento del test, si è potuto osservare che il ciclo di isteresi non ha andamento costante sul provino, ma si nota un aumento di cedevolezza nel tempo: le curve non si sovrappongono, ma per effetto del rilassamento il materiale avrà ridotto la propria rigidità. Questo effetto prende il nome di preconditionamento, ovvero il campione ha bisogno di una preparazione iniziale corrispondente a circa 5/10 ripetizioni di cicli di carico e scarico, prima di stabilizzare il suo comportamento.

Questo rispecchia quanto calcolato analiticamente, su Matlab, dove l'andamento delle curve di isteresi per le tre velocità si presenta come mostrato dal grafico di seguito:

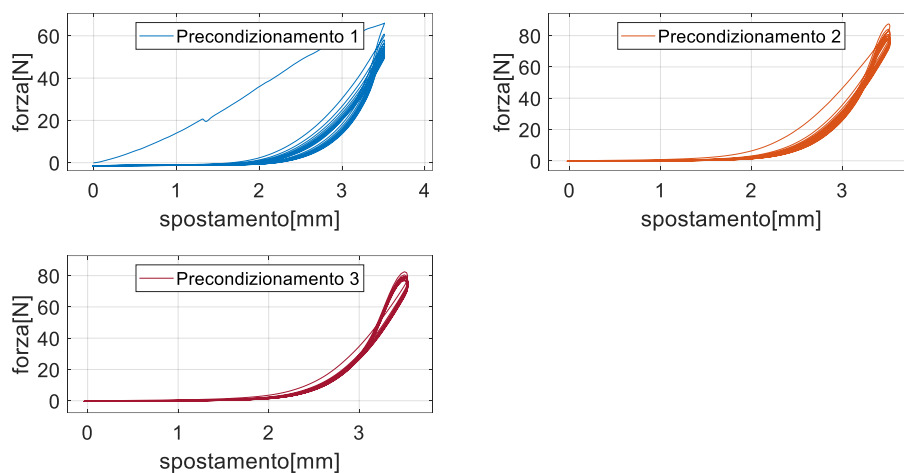


Figura 11. Curve di Isteresi per le 3 prove di Precondizionamento

Tramite il metodo di analisi sopra riportato, è stato poi calcolato l'andamento medio delle curve di isteresi per ciascuna velocità, non tenendo in considerazione i primi cinque cicli, valutati di preconditionamento.

Si riportano nelle figure 12, 13 e 14 i grafici delle curve di isteresi medie trovate per le tre prove a confronto con i singoli andamenti del provino ad ogni ciclo.

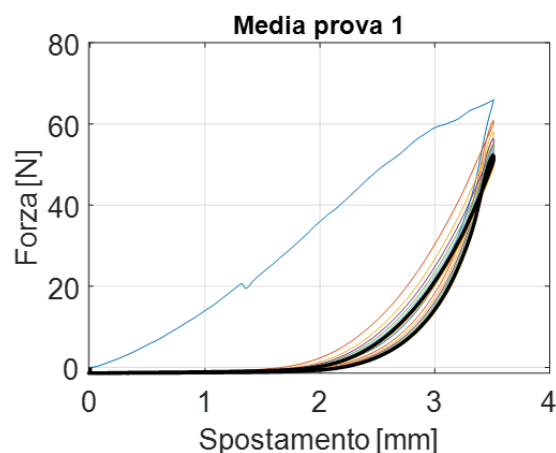


Figura 12. Media delle curve di isteresi per la prima prova

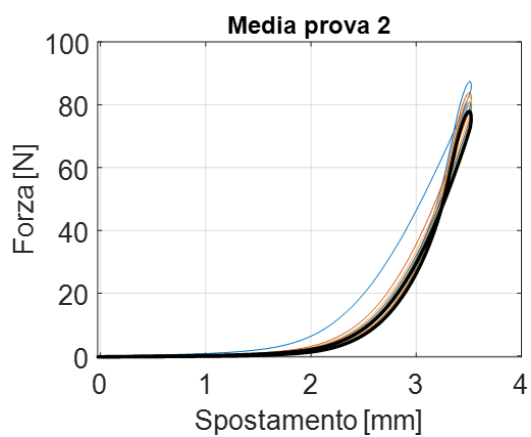


Figura 13. Media delle curve di isteresi per la seconda prova

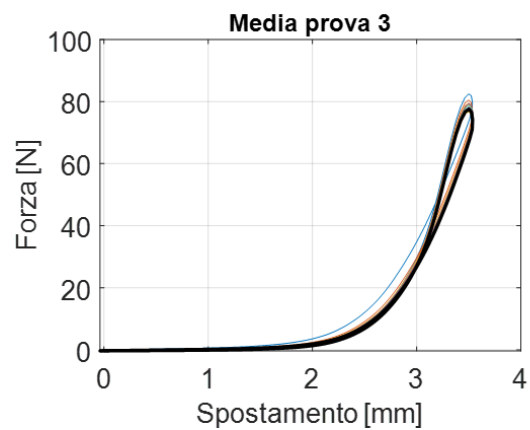


Figura 14. Media delle curve di isteresi per la terza prova

Per facilitare l'osservazione dell'apporto energetico di ciascuna prova svolta sul provino, sono stati riportati i risultati del calcolo integrale in un istogramma (figura 15)

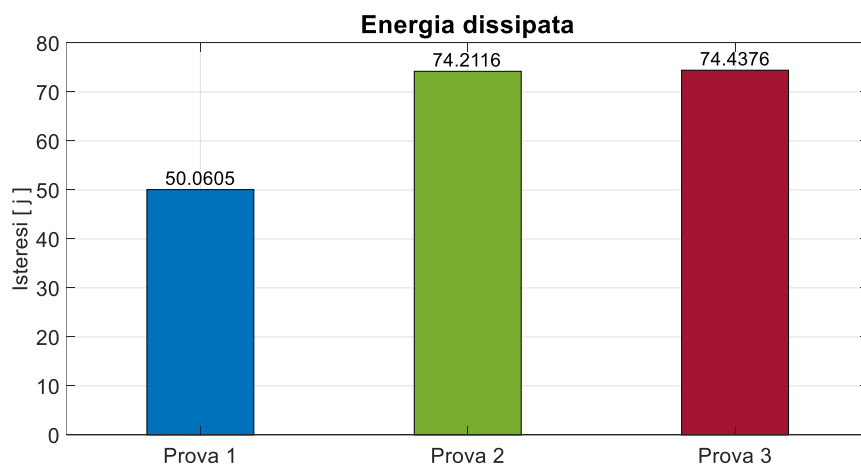


Figura 15. Diagramma a barre delle energie dissipate nelle 3 prove

2. TEST DI ROTTURA

Grazie al Toolbox di Matlab è stato possibile rappresentare graficamente l'approssimazione dei dati sperimentali della regione lineare del test a rottura, come mostrato in Figura 16.

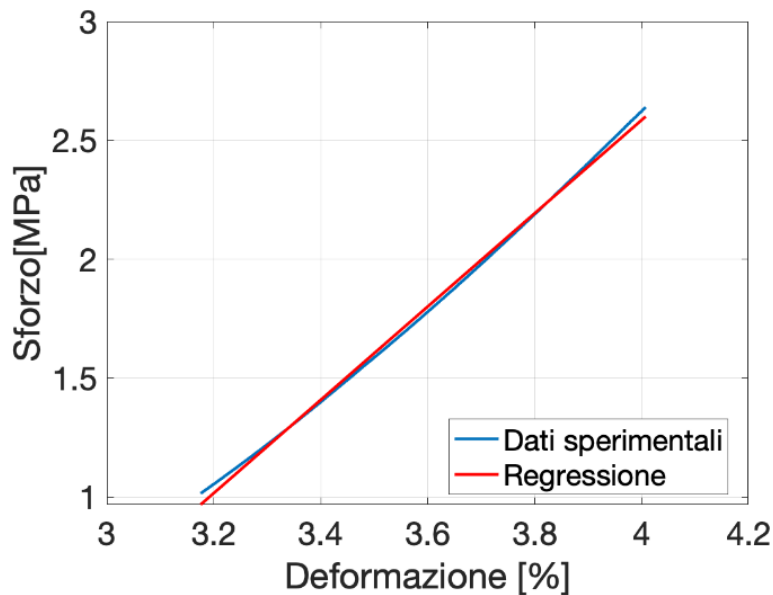


Figura 16. Curva di regressione lineare per il grafico sforzo deformazione

Inoltre, attraverso il calcolo dell'approssimazione polinomiale, l'applicazione riporta anche i valori numerici dell'approssimazione polinomiale della curva ad una retta, di quali coefficienti (valutati con un grado di confidenza del 95%) valgono:

$$p1 = 1.883(1.877, 1.89)$$

Equazione 10. Coefficiente p1 dell'equazione 9

$$p2 = -4.971(-4.995, -4.948)$$

Equazione 11. Coefficiente p2 dell'equazione 9

Se ne deduce che il modulo di Young del tendine di maiale in esame è pari a $p1 = 1.88$ MPa, in percentuale.

Per un corretto confronto con i dati della letteratura per il modulo di Young, che si aggirano intorno all'ordine di 300MPa, questo risultato è stato moltiplicato per 100.

Finalmente, si è potuto ottenere come risultato finale un modulo di Young di 188 MPa.

3. TEST DI RILASSAMENTO

Essendo l'obiettivo di questo test la stima di un possibile modello approssimativo per il tendine di maiale, tramite il Curve Fitting è stata effettuata la ricostruzione dell'andamento del provino inizialmente con un solo termine esponenziale, ed in seguito con due termini esponenziali.

Ciò corrisponde ad assumere un modello composto da due corpi di Maxwell in serie, data la forma della funzione di rilassamento riportata all'inizio del capitolo.

La curva esponenziale che meglio approssima i dati sperimentali è riportata nella Figura 17 sottostante.

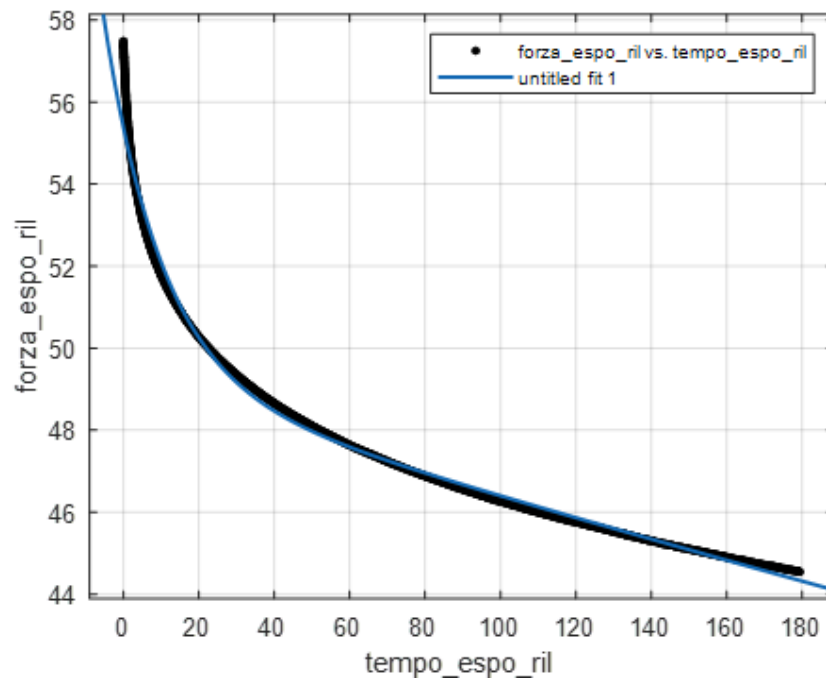


Figura 17. Curva di regressione

Mentre i risultati numerici del Curve Fitting sono ricavati da un'equazione a due termini del tipo:

$$f(x) = a \cdot \exp(b \cdot x) + c \cdot \exp(d \cdot x)$$

Equazione 12. Funzione esponenziale che descrive la curva di regressione

Dove i coefficienti (valutati con un grado di confidenza del 95%) valgono:

$$a = 6.27(6.252, 6.289)$$

$$b = -0.06529(-0.0657, -0.06488)$$

$$c = 49.12(49.11, 49.13)$$

$$d = -0.0005713(-0.0005733, -0.0005694)$$

1.4 Discussione e conclusioni

Nell'acquisizione dei dati in laboratorio, fin dall'inizio dell'esecuzione dei test si è osservata la presenza di un offset iniziale, nonostante le precauzioni prese per annullarlo prima dell'avvio.

Si è convenuto che quest'effetto possa essere dovuto ad una errata predisposizione del tendine tra le pinze della macchina, in quanto potrebbe essere stato posto a trazione già da prima dell'inizio della prova, registrando quindi forze negative iniziali.

1. TEST DI ISTERESI

Dall'analisi dei dati sull'andamento medio del ciclo di isteresi del provino, si evince che il risultato trovato non corrisponde alle aspettative iniziali. Infatti, le curve di carico e scarico in tutte e tre le prove si intersecano creando degli "occhielli".

Questo risultato è dovuto al fatto che il provino ha probabilmente subito uno scivolamento dalle pinze del macchinario e, come è possibile notare in Figura 18, all'aumentare della forza, il provino non resta solidale alla macchina.

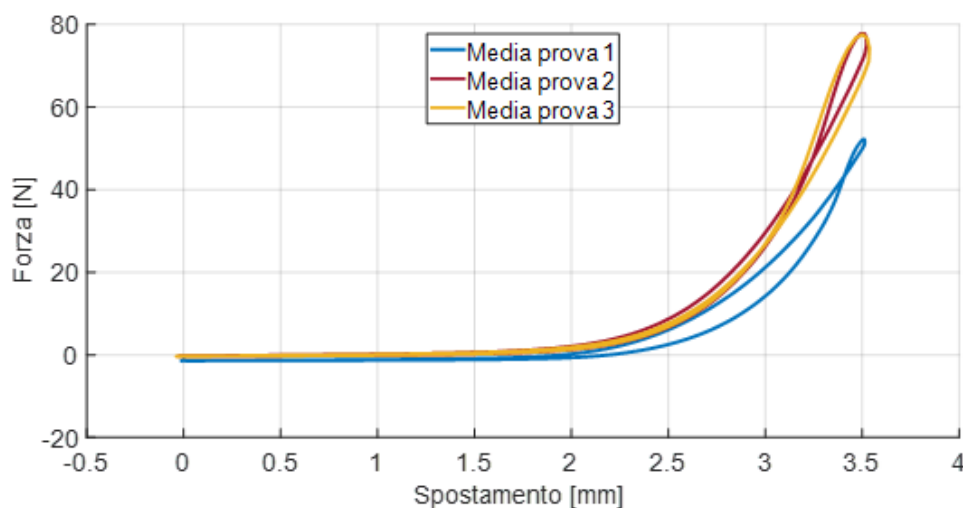


Figura 18. Medie delle 3 curve di isteresi delle tre prove

Per quanto riguarda la valutazione dell'energia dissipata dal provino, l'andamento ideale dell'istogramma di Figura 15 sarebbe dovuto essere sempre crescente, in quanto l'effetto viscoso è proporzionale alla velocità.

Ciò non è stato ben rilevato dall'analisi dei dati a causa dell'effetto dello scivolamento del provino e dell'occhiello che si crea nella curva di isteresi. Il tutto si traduce in una similitudine tra l'energia dissipata nella seconda e terza prova.

2. TEST DI ROTTURA

Nel test di rottura l'aspettativa sarebbe stata quella di assistere alla rottura completa del materiale, la quale però non è avvenuta a causa di due fattori:

- durante lo svolgimento della prova, si è verificato il fenomeno di scivolamento del provino dalle morse che lo tenevano incastrato. Ciò non ha permesso una corretta acquisizione dei dati dopo l'istante di tempo in cui il fenomeno è iniziato.
- Il setup sperimentale utilizzato (500 N di fondo) non è adatto a priori per test che verificano la forza a rottura di un tendine, perché non misurano forze abbastanza elevate.

Tutto quello che è stato citato sopra è osservabile anche dal grafico forza-tempo (Figura 17), dove si nota che per una forza di circa 180N il provino scivola del tutto prima di arrivare alla vera rottura, facendo fallire così il test.

Dal grafico si è riuscito comunque ad estrarre la parte lineare della curva sforzo-deformazione, tra il 3% e il 4% di deformazione. L'importanza di tale curva si attesta nella sua pendenza, in quanto coincide con il modulo di Young del provino in analisi.

Per quanto riguarda il calcolo del modulo di Young, è stato ritenuto nella norma il valore ottenuto tramite il Curve Fitting Toolbox.

3. TEST DI RILASSAMENTO

Sperimentalmente si è trovato che il grafico, che appare grazie al software Bluehill del sistema Instron, presenta una prima risposta istantanea ed in seguito una decrescita esponenziale per tutta la durata della prova.

Lo stesso è stato poi riscontrato nell'elaborazione analitica dei dati tramite Matlab, sia nel grafico spostamento-tempo, sia in quello forza-tempo, i quali presentano un overshoot iniziale mostrato nelle Figure 19 e 20.

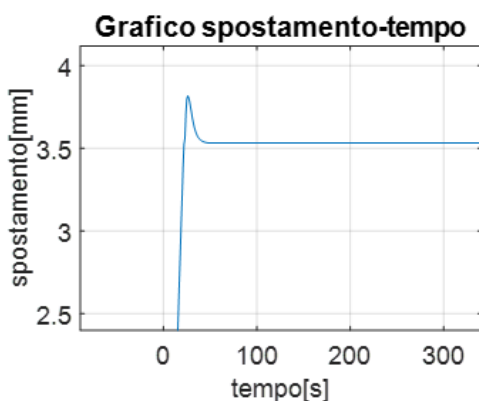


Figura 19. Grafico forza tempo

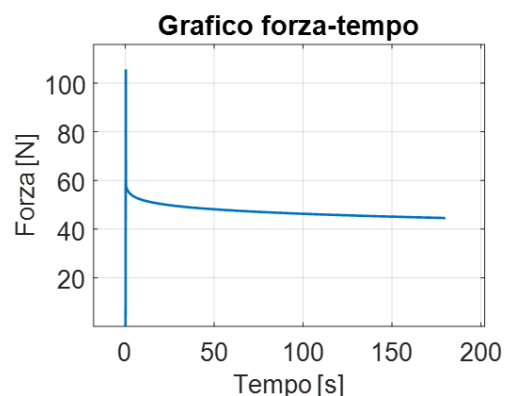


Figura 20. Grafico spostamento tempo

Ciò è dovuto al fatto che il comportamento ideale si suppone essere una rampa di pendenza iniziale infinita, mentre il comportamento reale al quale è stata impostata la macchina è rappresentato da una rampa iniziale molto ripida, che corrisponde al tentativo della macchina di raggiungere il valore di deformazione inserito il più rapidamente possibile.

Dati i limiti della macchina che opera ad una velocità reale, non infinita, non si potrà mai osservare uno spostamento istantaneo da una posizione iniziale ad una finale con tempo di salita nullo.

Lo "spike" è causato quindi dal tempo di frenata della macchina quando raggiunge il valore atteso, in quanto necessita di un certo tempo di reazione per giungere a regime.

Tramite un test a vuoto, è possibile verificare che questo comportamento non è infatti dovuto al tendine: l'aspettativa sarebbe di ottenere lo stesso tipo di reazione della macchina mostrata nelle figure 19-20.

Per evitare di avere questo effetto è necessario abbassare la velocità.

2. Antropometria e biomeccanica del movimento: analisi del cammino

2.1 Introduzione e obiettivi

L'obiettivo della seconda esperienza di laboratorio è quello di eseguire l'analisi del cammino tramite un sistema di 8 telecamere ad infrarossi, l'utilizzo di sensori e marker. Il cammino è la locomozione bipiede composta da una fase di stance e una di swing che si ripetono in modo alternato periodicamente. Le due fasi nel gait cycle sono rispettivamente del 60% e 40%.

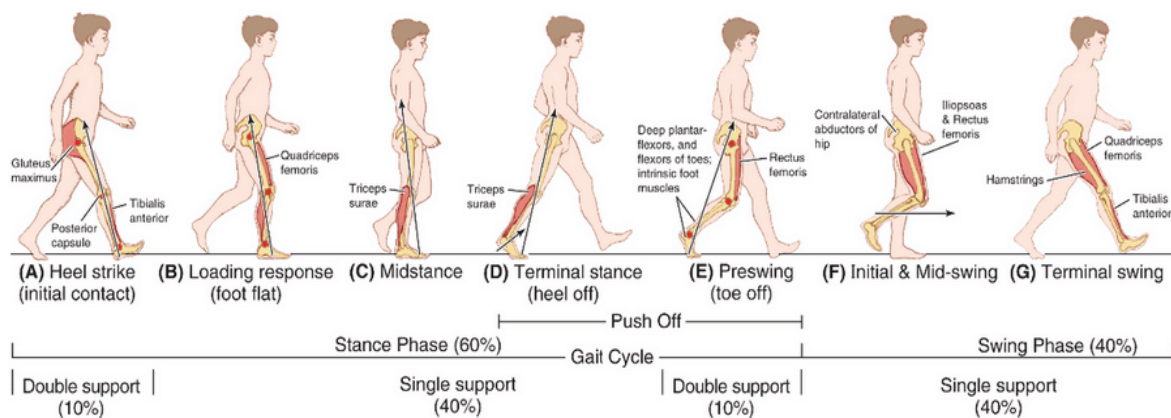


Figura 21. Gait Cycle

Ci sono due capacità necessarie per il cammino:

- Equilibrio, che consiste nell'assunzione e nel mantenimento della postura eretta;
- Equilibrio dinamico (stepping ritmico), che consiste nel movimento periodico da una posizione all'altra.

Per una corretta analisi del cammino ci si focalizza su un arto, l'altro, detto arto controlaterale farà lo stesso a meno di patologie. Proprio per questo in alcune patologie ci si basa non sul heel contact ma sul foot contact.

Il cammino consiste nel movimento sincrono di molte parti del corpo e dell'adattamento del corpo stesso ai movimenti svantaggiosi, ovvero i movimenti del centro di massa (COM) che portano ad un consumo elevato di energia. Per limitare il movimento di questo il corpo umano compensa con i "6 determinanti del cammino" nominati da Saunders nel 1953.[2]

Questi sono:

- La rotazione pelvica, permette un movimento fluido e limita il movimento del centro di massa
- Inclinazione pelvica, riduce l'escursione verticale
- Flessione del ginocchio in stance, permette l'inclinazione del bacino

Unendo questi tre determinanti si ha un appiattimento degli archi formati dalla traiettoria del centro di massa, ovvero come se si allungassero gli arti di 2.2 volte a parità di passo diminuendo il range of motion dell'anca.

- Accoppiamento piede ginocchio, è l'unione di due determinanti ed addolcisce gli spigoli e le discontinuità. Cambia la cinematica a livello del ginocchio basandosi su caviglia e lo snodo delle dita del piede
- Spostamento laterale del bacino, evita lo spostamento laterale del centro di massa compensando il movimento del bacino stesso

2.2 Materiali e metodi

1. Soggetto

Il soggetto di cui si vuole effettuare la gait analysis si presenta con un abbigliamento idoneo, abiti attillati di colore nero, in modo da evitare lo spostamento dei marker e sensori e di ottimizzare l'acquisizione delle immagini.

2. Procedura sperimentale

La procedura sperimentale consiste nell'acquisizione di dati riguardo al cammino del soggetto a tre diverse velocità tramite due sistemi.

2.1 Sensori Opal magneto-inerziali (IMU), dotati di:

- Accelerometro, costituito da un sistema massa-molla che con un sensore calcola lo spostamento e con un metodo inverso si troverà l'accelerazione (se ci sarà un errore, andando ad integrare due volte nel tempo si avrà un segnale crescente; drift);
- Magnetometro, microbussole rivolte verso il nord magnetico;
- Giroscopio, che calcolerà la velocità angolare per effetto giroscopico.

I sensori sono stati inizialmente ricaricati e sincronizzati tra loro tramite una Docking Station la quale è composta da una porta per ciascuno. Si deve verificare che i sensori siano tutti sincronizzati (lampeggino nello stesso momento) e che non ci sia troppa latenza: in questo caso si deve aspettare che il sistema torni nell'ordine nei ms. In seguito, sono stati fissati tramite delle fasce di velcro e posizionati come riportato in figura 22:

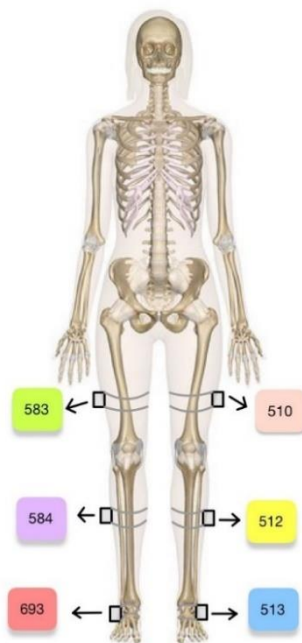


Figura 22. Disposizione dei sensori APDM

- 583 Coscia Dx,
- 584 Gamba Dx,
- 693 Piede Dx,
- 510 Coscia Sx,
- 512 Gamba Sx,
- 513 Piede Sx.

Ogni sensore ha una terna di riferimento locale da orientare sul soggetto nel modo seguente:

- asse x allineato all'asse principale del segmento corporeo,
- asse z ortogonale al piano sagittale con il connettore sempre rivolto verso l'alto (ad eccezione di quello sul piede che è rivolto verso il tallone),
- asse y ortogonale al piano xz.

Tutti i sensori sono collegati tramite Bluetooth ad un access point al quale inviano i dati grezzi. A sua volta l'access point manda i dati raccolti al pc che li registra tramite il software Motion Studio. I dati finali sono raccolti in matrici che forniscono l'orientamento della terna base (geomagnetica North-West-Up) rispetto al sensore.

2.2 Marker passivi nei punti di repere anatomico secondo un preciso protocollo: Davis Heel, posizionati in corrispondenza di:

- Cresta iliaca [RASIS/LASIS]
- Gran trocantere [RGT/LGT]
- Epicondilo femorale [RLE/LRE]
- Malleolo [RLM/LLM]
- Tallone [RCA/LCA]
- Quinto metatarso [RVM/LVM]
- Sacro [SA]
- C7 [C7]
- Estremità acromiale [RA/LA]

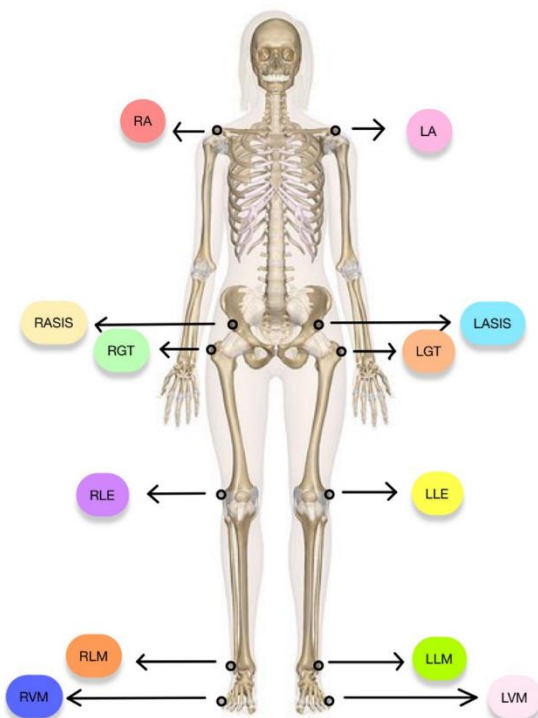


Figura 23. Disposizione vista anteriore marker BTS

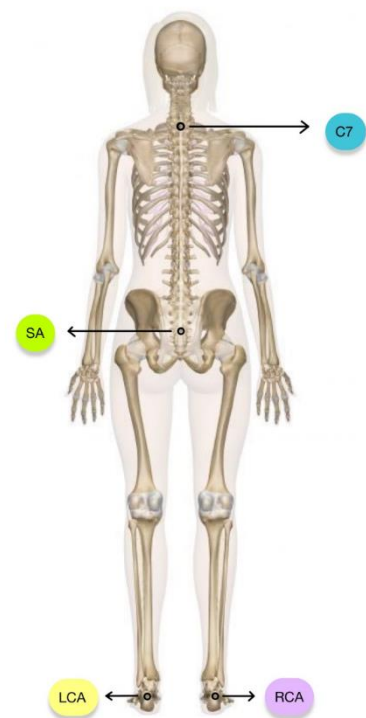


Figura 24. Disposizione vista posteriore marker BTS

I marker sono costituiti da sfere catarifrangenti e vengono applicati tramite il nastro biadesivo. La cattura e l'isolamento della posizione dei marker nello spazio è possibile grazie alla caratteristica catarifrangente delle sfere.

Attraverso un processo di labeling si assegna ad ogni marker un nome corrispondente al segmento osseo sul quale è posizionato, in modo tale che venga sempre riconosciuto dal software.

Prima dell'acquisizione dei dati, si deve eseguire una calibrazione delle telecamere:

- Si posiziona una terna di riferimento sotto la vista di tutte le telecamere, avente assi dotati di un numero di marker diverso ciascuno.
- si fa ruotare uno degli assi della terna nello spazio dove si vuole che le telecamere acquisiscano le posizioni dei marker
- Una volta calibrate le telecamere è molto importante evitare qualsiasi movimento delle telecamere stesse in modo da non causare errori nell'acquisizione dei dati.

L'analisi cinematica si basa sull'ipotesi della divisione del corpo in segmenti rigidi: in base al sistema di acquisizione che è stato adottato, la posizione di ogni segmento nello spazio è definita da sei coordinate indipendenti, delle quali tre di natura cartesiana (x , y , z) e tre legate agli angoli di rotazione.

Successivamente è stata eseguita una misurazione antropometrica per la rilevazione delle dimensioni e delle proporzioni dei segmenti corporei del soggetto.

La procedura sperimentale consiste nello svolgimento da parte del soggetto delle seguenti attività, ciascuna preceduta dall'esecuzione di tre squat al centro del piano di lavoro:

- Tre cammini a velocità confortevole
- Tre cammini a velocità elevata
- Tre cammini a velocità lenta

Per la successiva elaborazione dei dati è stato necessario stabilire come ipotesi semplificativa sul modello che il movimento del tronco sia trascurabile per tutta la durata del cammino.

3. Processamento dei dati

Con l'analisi cinematica è possibile rilevare:

- La lunghezza del passo: rappresenta la distanza in metri percorsa da un singolo arto nel ciclo del passo, ovvero da quando il piede impatta con il suolo all'Initial Contact. In media la lunghezza del passo risulta essere proporzionale a circa il 60% dell'altezza nei soggetti che non presentano alterazioni del cammino;
- La durata del passo: l'intervallo di tempo tra i contatti iniziali successivi, si esprime in secondi;
- La cadenza: è il numero dei semipassi anteriori (step) nell'unità di tempo, espressa in minuti;
- La velocità del cammino: è il prodotto tra la lunghezza del passo e la cadenza e si misura in metri al secondo (m/s), $\text{stride length} \times \text{gait cycle}$;
- La larghezza del passo: distanza tra i piedi (step width).

I dati raccolti in laboratorio sono stati caricati separatamente in un file APDM e uno BTS.

3.1 APDM

La cartella con i dati dei sensori APDM contiene 9 file in formato .csv, cioè uno per ogni cammino (walking) effettuato dal soggetto, ciascuno contenente a sua volta:

- alcune informazioni generiche utili di cui si è tenuto conto in laboratorio e che potrebbero servire nell'elaborazione, come la frequenza di campionamento del sistema, l'accelerazione di gravità o la sequenza di numeri che identifica ogni sensore (monitor case ID)
- per ogni sensore:
 - il vettore contatore dei campioni
 - i dati grezzi (.ROW) dei tre componenti dei sensori magneto-inerziali che forniscono complessivamente l'orientamento nello spazio, accelerometro, magnetometro e giroscopio
 - i dati calibrati (.SI) cioè i dati grezzi ricalibrati sulla base del Sistema Internazionale, che presentano quindi le unità di misura corrette
 - i quattro elementi (coordinate) del quaternione che forniscono l'orientamento del sensore, un vettore per ogni coordinata.

Per l'elaborazione dei dati è stato usato il programma Matlab.

Preliminarmente si effettua un passaggio fondamentale: concatenamento dei 4 vettori con le 4 coordinate del quaternione di un certo sensore in un unico vettore per poterlo trasformare poi in una matrice, ovvero la matrice dei coseni direttori (R), tramite il comando `quat2dcm`. Questo viene implementato per ogni istante di tempo e per ogni sensore al fine di avere una matrice R con la quale operare per ricavare gli angoli dei link (coscia, gamba, piede) e dei giunti (anca, ginocchio, caviglia) d'interesse.

L'obiettivo come già accennato è quello di calcolare gli angoli di rotazione dei link per poi calcolare quelli di giunto per ogni walking, quindi ad ogni velocità, e confrontare alla fine i risultati ottenuti.

3.1.1 ANGOLI DI ROTAZIONE DEI LINK

Gli angoli di rotazione sono stati calcolati rispetto alla verticale (elevation angle), tramite un ciclo `for` che ha lunghezza pari alla lunghezza dei dati dei sensori della walking i-esima, nel quale:

- poiché il sistema APDM fornisce la matrice di orientamento della terna base rispetto a quella locale del sensore, vengono create le variabili x e y (rispetto a z) da usare per il calcolo dell'arcotangente, imponendole uguali agli elementi della matrice di orientamento, in posizione (1,3) e (2,3) rispettivamente (analoghi a quelli trasposti (3,1) e (3,2) della matrice stessa trasposta cioè della terna del sensore relativa alla terna base);
- coerentemente con il posizionamento dei sensori sul soggetto, si inverte il segno degli elementi contenenti la coordinata y del sensore rispetto alla z della terna base, relativi ai segmenti dell'arto inferiore destro, poiché questi avranno l'asse y rivolto verso il basso;
- è stata usata la funzione '`atan2`', che calcola l'arcotangente a due argomenti, cioè restituisce valori compresi nell'intervallo chiuso $[-\pi, \pi]$; rappresenta un'estensione dell'arcotangente usuale, che restituisce risultati nell'intervallo $[-\pi/2, \pi/2]$ e determina solo l'ampiezza dell'angolo, non il suo effettivo posizionamento rispetto ai quadranti degli assi cartesiani, poiché discrimina anche il segno degli argomenti ed essendo quindi in grado di distinguere due angoli diametralmente opposti con lo stesso valore di tangente.

Quello che si osserva dai grafici in figura 25, è che:

- si conferma l'evidente flessione della coscia e della gamba in corrispondenza dei tre squat iniziali a differenza dell'andamento del segnale del sensore posto sul piede;
- l'andamento del segnale del sensore posto sul piede, a differenza degli altri due, in corrispondenza dell'inizio della registrazione ($t=0$), assume il valore di 90° invece di 0° , dato il posizionamento del sensore stesso di 90° rispetto al riferimento globale;

- Vi è un offset dovuto alla sincronizzazione dei segnali avvenuta manualmente e quindi avviati in due momenti separati, che si è andato ad eliminare individuando un istante di configurazione statica, cioè nel momento in cui tutti i sensori rilevano un'accelerazione pressoché costante (pari all'accelerazione di gravità g), sfruttando i dati di accelerazione grezzi rilevati dall'accelerometro, così da poter sottrarre l'offset a tutti i segnali da quell'istante di tempo in poi.

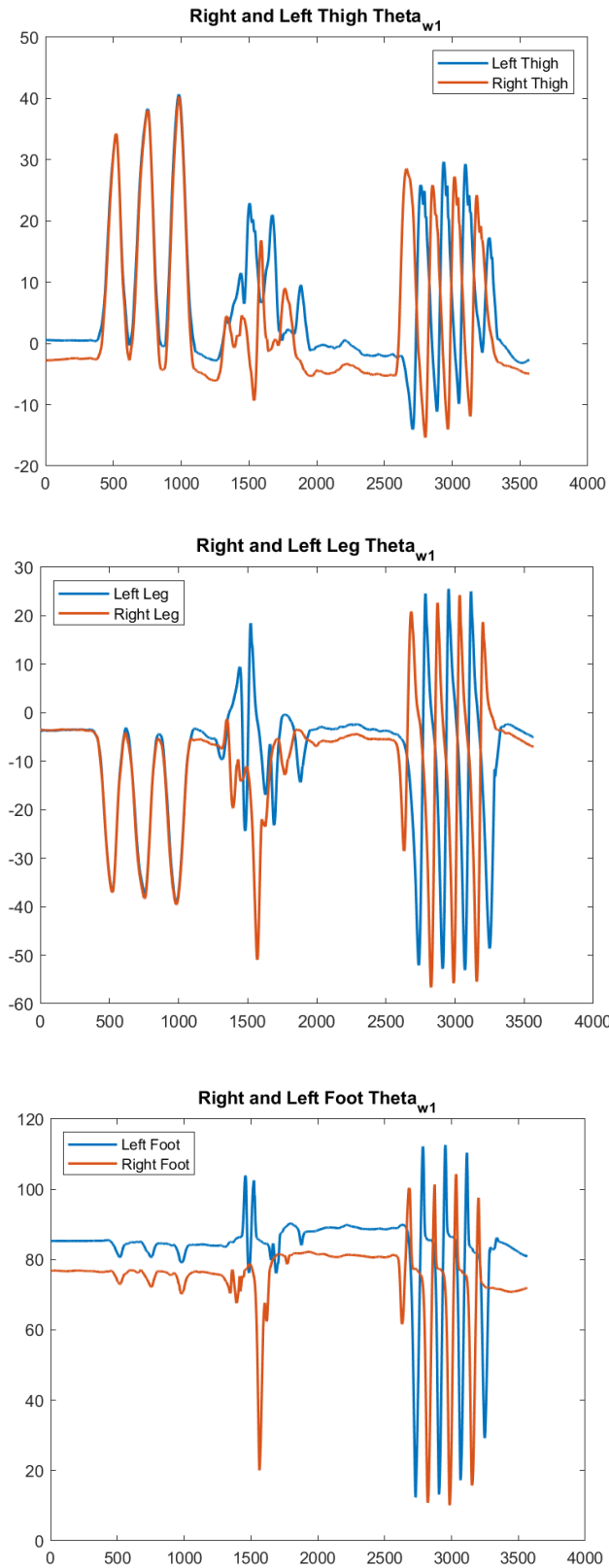


Figura 25. Angoli di rotazione dei 3 link degli arti destro e sinistro

Si è utilizzata la funzione 'ginput' che tramite una coppia di assi ortogonali tra loro, con l'origine governata dal

puntatore, permette di selezionare manualmente il punto ottimale, restituendo una coppia di valori (x= istante di tempo e y=accelerazione costante), dei quali si andrà a salvare nel workspace solo il campione corrispondente all'accelerazione costante, arrotondato al più vicino valore intero.

3.1.2 ANGOLI DI GIUNTO

Si definisce il campione iniziale e una nuova sottostruttura dove verranno caricati i valori di angoli intersegmento ottenuti dalle seguenti formule:

$$\theta_{anca} = \theta_{coscia}$$

Equazione 13. Formula dell'angolo di giunto anca

$$\theta_{ginocchio} = \theta_{coscia} - \theta_{gamba}$$

Equazione 14. Formula dell'angolo di giunto ginocchio

$$\theta_{caviglia} = \theta_{piede} - \theta_{gamba} - \frac{\pi}{2}$$

Equazione 15. Formula dell'angolo di giunto caviglia

Si ottengono in questo modo gli andamenti degli angoli di giunto dell'arto destro e dell'arto sinistro allineati.

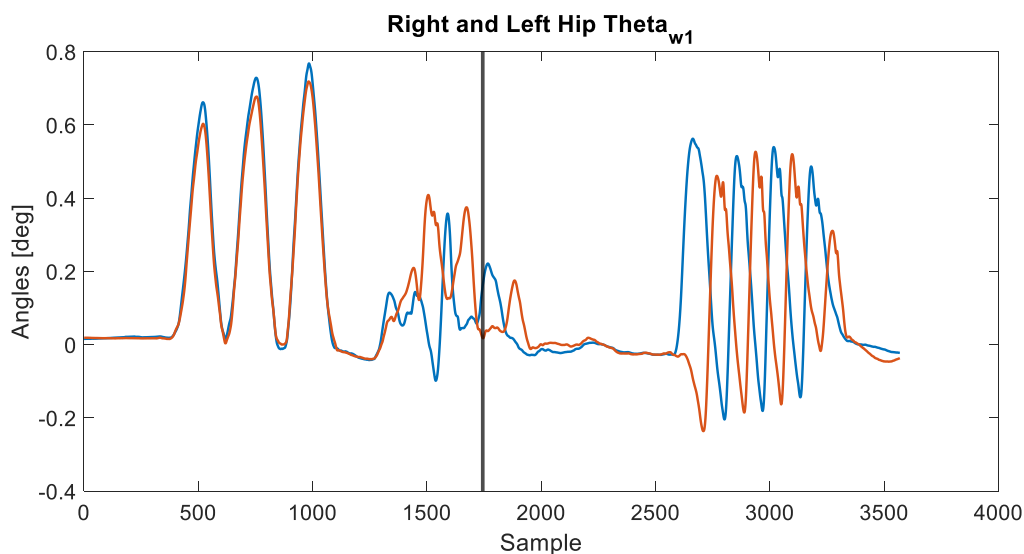


Figura 26. Andamento degli angoli di anca destra e sinistra

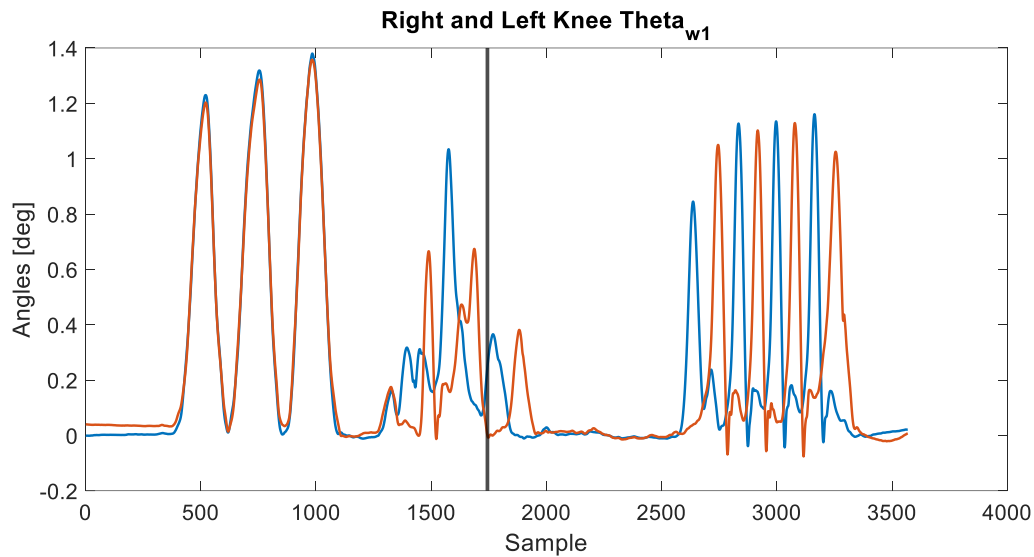


Figura 27. Andamento degli angoli di ginocchio destro e sinistro

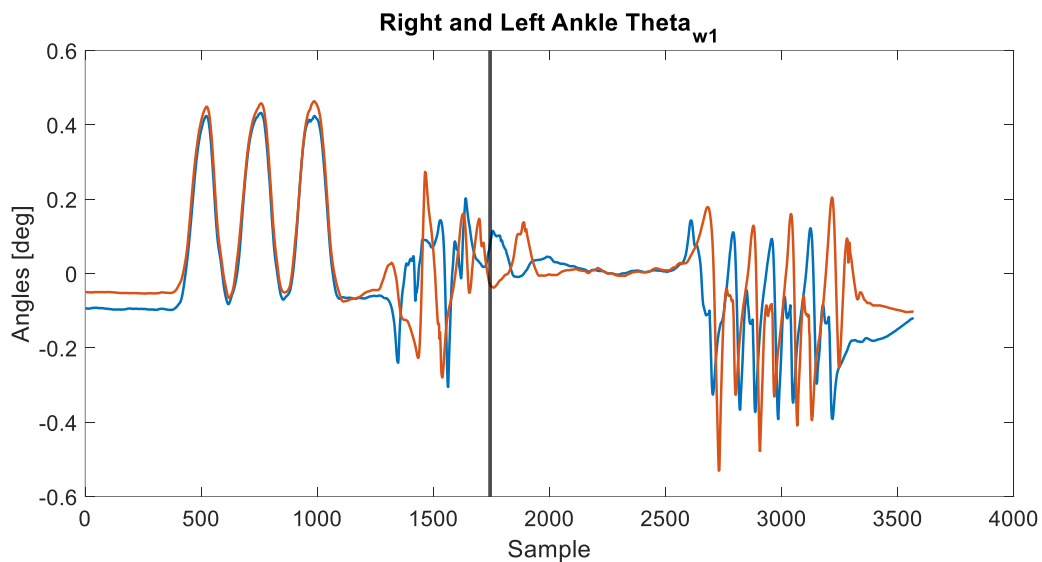


Figura 28. Andamento degli angoli della gamba destra e sinistra walking 1

3.1.3 ISTANTI DI FOOTSTRIKE

Si devono estrarre gli istanti di tempo in cui avvengono i picchi dell'accelerazione relativa all'andamento del piede poiché questi saranno gli indici di inizio e fine di un ciclo del passo e permetteranno di selezionare e tagliare di conseguenza due cicli del passo in tutte le camminate, a tutte le velocità scelte da analizzare. Per implementare questo procedimento in Matlab è stato conveniente sovrapporre al grafico dei dati di accelerazione, quello dell'andamento del ginocchio che ha un andamento ben definito e riconoscibile: plottando quindi i due grafici contemporaneamente, si è potuto sfruttare l'opzione 'DataTips' di Matlab per selezionare tre picchi sapendo che in un ciclo del passo standard, un footstrike avviene prima della piccola flessione e dopo la grande flessione dell'angolo del ginocchio.

3.1.4 GAIT CYCLE

A questo punto si possono estrarre i due cicli del passo d'interesse, andando a tagliare i segnali allineati:

- PRIMO PASSO dal primo appoggio del tallone, al secondo;

- SECONDO PASSO dal secondo appoggio al terzo.

In più si vogliono confrontare tutti passi della stessa lunghezza, per ogni arto, per ogni walking e per arto destro e sinistro; quindi, si è trovato il segnale di lunghezza inferiore tra tutti quelli selezionati, si è salvato il valore della sua lunghezza e si sono ricampionati tutti i segnali a quella lunghezza minima.

Per confrontare l'andamento degli angoli di giunto per ogni velocità di cammino:

- sono state create tre strutture, una per ogni velocità, Comfortable, Slow e Fast,
- è stata calcolata la media dei segnali per ogni angolo, tramite il comando 'mean',
- è stata calcolata la deviazione standard per ogni angolo, tramite il comando 'std',
- sono stati plottati i segnali medi con la rispettiva deviazione standard nelle tre configurazioni.

3.2 BTS

La cartella con i dati dei sensori BTS contiene 9 file in formato .txt, cioè uno per ogni cammino (walking) effettuato dal soggetto, ciascuno contenente a sua volta:

-le coordinate dei marker etichettati (autoetichettati dal software sulla base del protocollo Davis-Heel)

-le coordinate dei marker non etichettati, che sono usciti dal campo di lavoro durante l'acquisizione e che hanno perso quindi l'etichetta assegnata di default dal sistema (rietichettati manualmente)

Analogamente al caricamento dei dati APDM sono stati elencati prima i file da leggere nella cartella d'interesse e successivamente, in un ciclo for, è stato creato un campo nella struct principale, contenente i dati utili. Si osserva subito che in tutti i dati sono presenti diversi NaN distribuiti, ma in particolare ci sono dei dati mancanti (o molto alterati) addensati all'inizio poiché le registrazioni sono state avviate qualche secondo prima dell'inizio del movimento, prima che il soggetto entrasse nel campo di acquisizione.

3.2.1 CALCOLO DEI COM (SINGOLI E TOTALE)

Dati le posizioni dei giunti prossimali e distali (definiti dalle posizioni dei marker) e le distanze dei COM dal giunto prossimale normalizzate rispetto alle lunghezze dei segmenti corporei (definite dalle tabelle antropometriche), si calcolerà la posizione del centro di massa del singolo segmento corporeo. Per semplificare e rendere più compatto lo script principale, è stata creata una funzione dedicata al calcolo dei centri di massa: 'calculate_com' che prende in ingresso la posizione del marker prossimale, la posizione del marker distale e la distanza del COM dal marker del giunto prossimale e restituisce l'output cercato senza dover ripetere il calcolo per x, y e z perché Matlab sta già gestendo i dati dei marker in vettori da tre colonne e opera quindi contemporaneamente sulle tre coordinate tramite calcoli matriciali. Analogamente per il calcolo del centro di massa totale: 'calculate_total_com' che legge come input le posizioni di tutti i centri di massa dei link e il vettore contenente le masse degli otto segmenti considerati e restituisce in uscita la posizione del centro di massa totale. Quest'ultimo non è altro che una media pesata della distribuzione delle masse del soggetto: si ipotizza che, viste le semplificazioni fatte sul modello utilizzato, l'assenza di componenti come la testa e gli arti superiori nella massa totale, causa un abbassamento del centro di massa rispetto al bacino, cioè al segmento che unisce i due gran trocanteri destro e sinistro. Tramite una funzione dedicata che crea un plot 3D animato della walking i-esima, si può osservare chiaramente questa conseguenza.

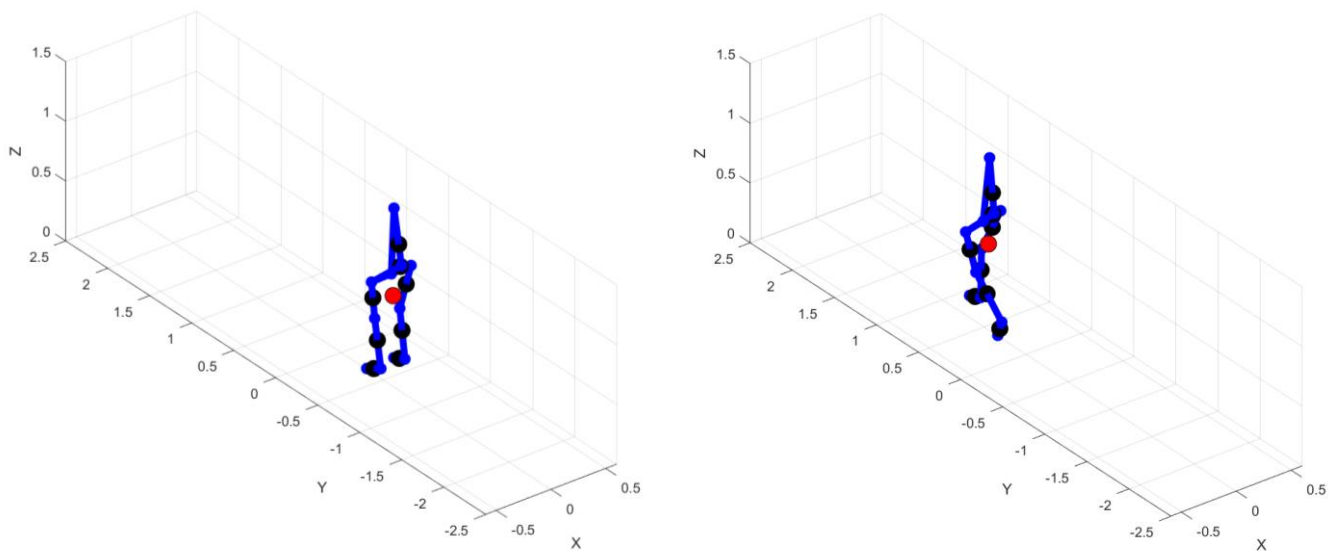


Figura 29. Animate walking

Per poter visualizzare l'andamento del COM sul piano frontale è necessario segmentare i segnali per poter estrarre due passi analogamente all'elaborazione dei dati di APDM. Perciò servono gli istanti di footstrike che delimitano i passi. Non avendoli tra i dati BTS, sono stati sfruttati gli istanti di footstrike già ricavati dai dati APDM. Graficando gli andamenti dello stesso angolo in APDM e BTS (vedi Figura 30), si osserva che i segnali rilevati dai due sistemi di acquisizione non sono sincronizzati: si nota che il sistema BTS ha cominciato a registrare prima di APDM; infatti, il picco corrispondente ad un certo istante risulta spostato più avanti nel segnale BTS che in quello APDM.

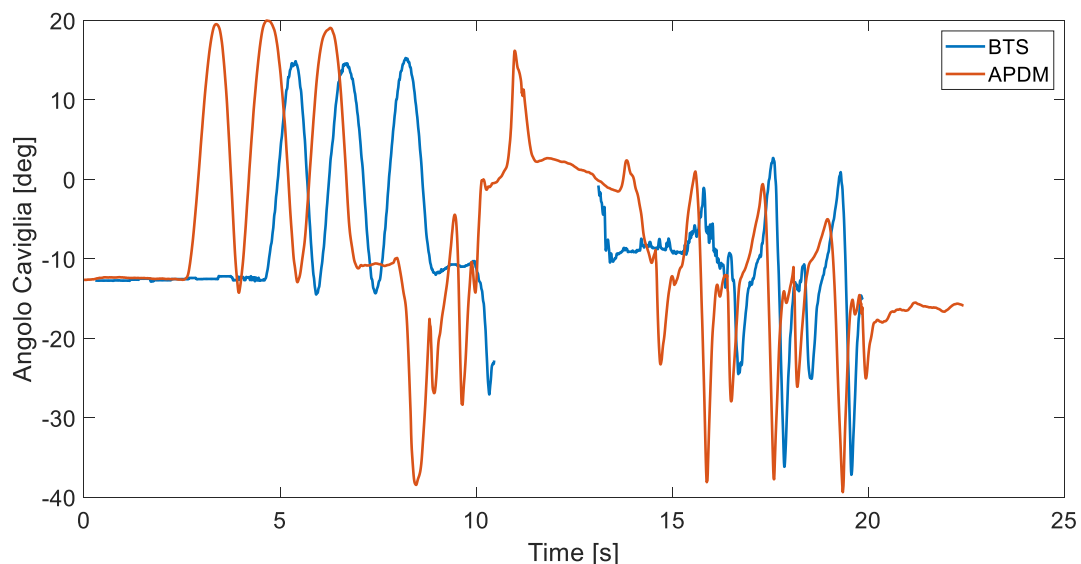


Figura 30. Andamento degli angoli della caviglia con Offset walking 4

A questo punto è sufficiente capire quanto vale il ritardo tra i due segnali (in particolare quanto il sistema APDM è in ritardo rispetto al BTS) per poterli poi tagliare e allineare, per cui sono stati svolti i seguenti passaggi, prendendo come riferimento l'angolo del giunto della caviglia destra, perché in un soggetto sano è analogo per l'arto destro e sinistro:

- Calcolo dell'angolo della caviglia destra dai dati BTS cioè come l'angolo compreso tra i due segmenti di gamba e piede;

- Ricampionamento dei dati BTS alla frequenza dei dati APDM poiché i due sistemi acquisiscono a due frequenze di campionamento diverse, rispettivamente 60 Hz e 128 Hz. Si ritiene conveniente effettuare il ricampionamento in questa direzione perché altrimenti si avrebbe la sostituzione dei valori mancanti con dei NaN a discapito del risultato;
- Rimozione dell'offset (vedi Figura 31);
- Ricerca dei picchi del primo squat per trovare il ritardo, ovvero la differenza di campioni tra il primo picco di ciascun segnale, tramite la funzione findpeaks che restituisce il valore e il campione corrispondente dei picchi;

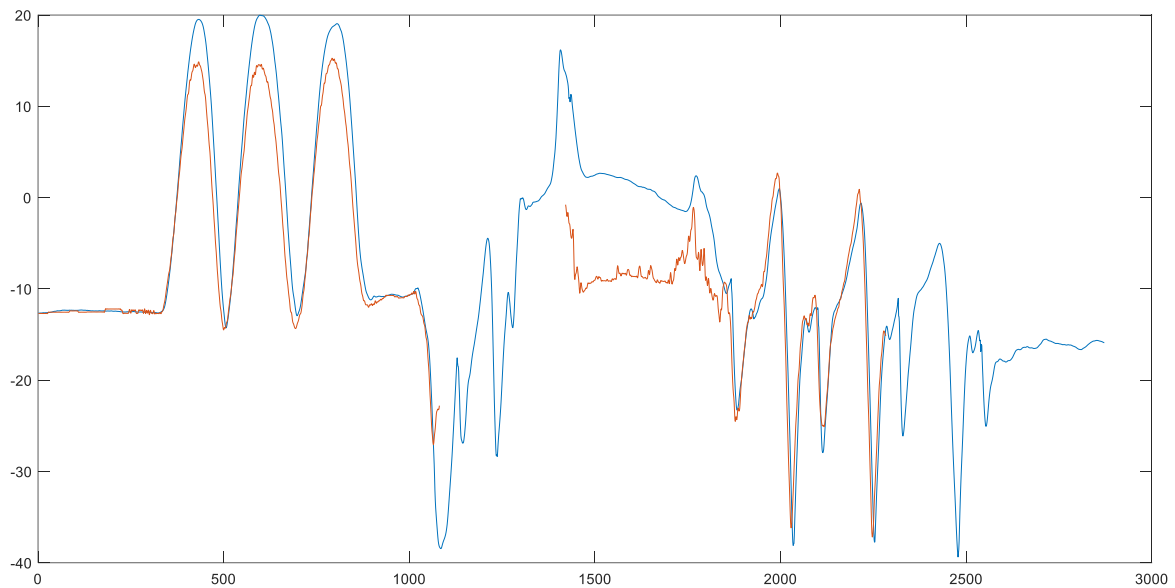


Figura 31. Resample degli angoli di caviglia walking 4

- È stato eseguito il ricampionamento del segnale del COM totale dalla frequenza iniziale di BTS, a quella di APDM;
- Definizione dell'intervallo dei primi due passi come la somma degli istanti di footstrike ricavati dai dati APDM e del valore del ritardo;
- Grafico del COM totale segmentato nei primi due passi, cioè nell'intervallo sopra definito.

2.3 Risultati

1. APDM

È stato ottenuto il grafico degli andamenti degli angoli di giunto per le tre velocità con la media e la deviazione standard evidenziate.

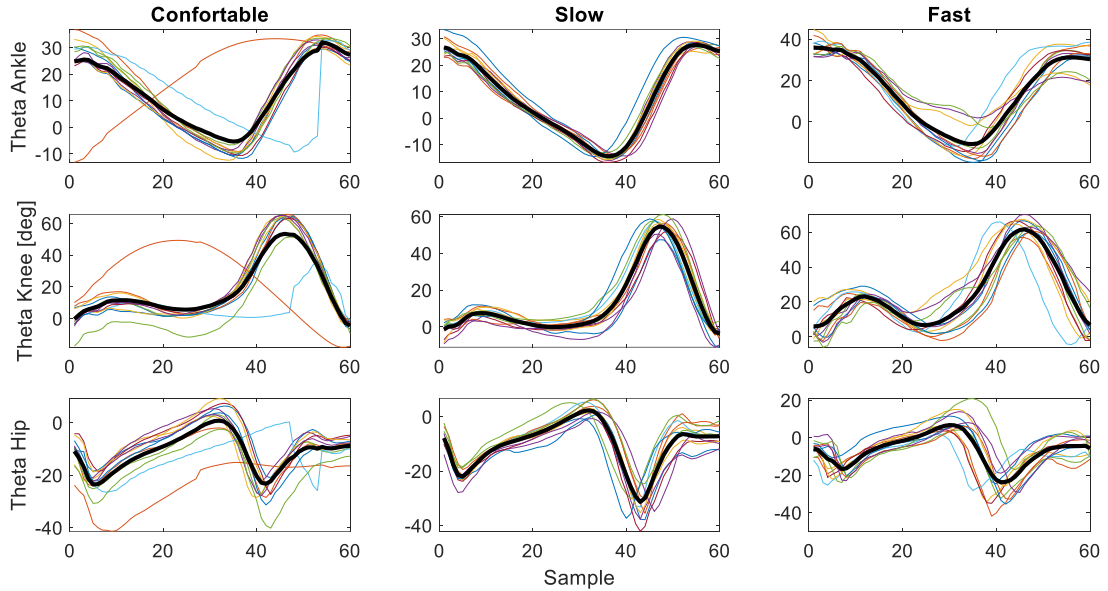


Figura 32. Media degli angoli di giunto per le tre velocità

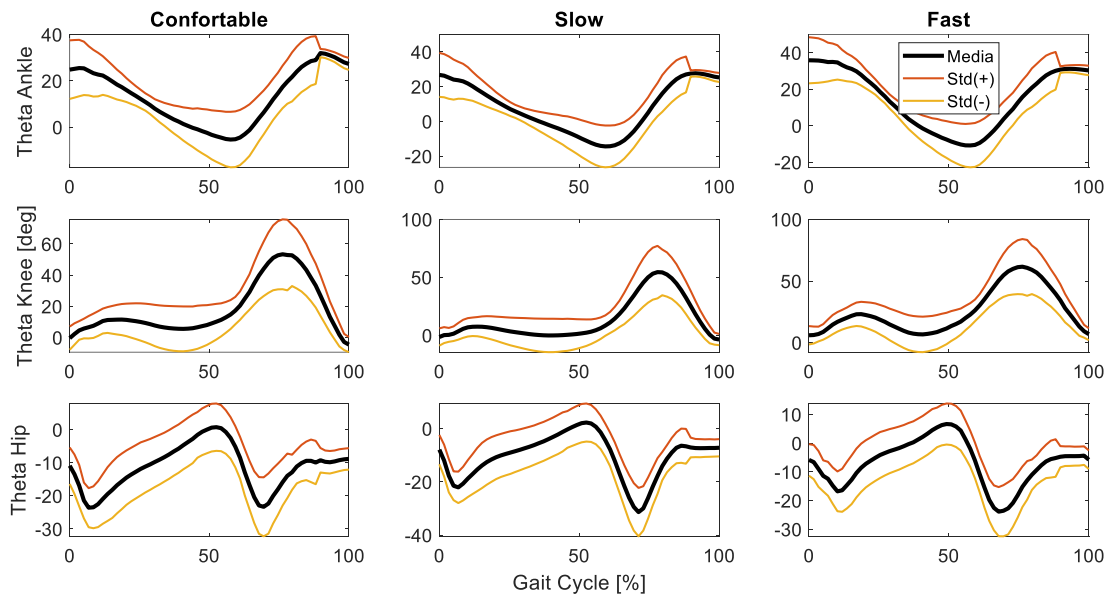


Figura 33. Media degli angoli di giunto con le deviazioni standard positive e negative

2. BTS

La traiettoria del COM assume una forma a figura di otto (soprannominata "papillon") con un perimetro di circa 18 cm di lunghezza. La forma e le dimensioni del "papillon" in funzione delle velocità non cambiano se analizzato in un bambino o in età adulta, nonostante la crescita anatomica. La traiettoria del COM, quindi, è un indice sia dell'equilibrio sia della maturazione neurale della deambulazione. [3]

Sono stati ottenuti i seguenti grafici per l'andamento del centro di massa totale visto dal piano frontale (X,Z) per i primi due passi.

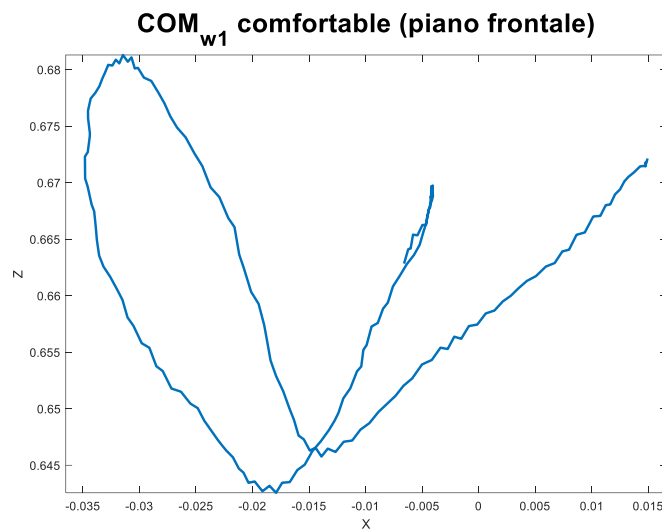


Figura 34. Andamento del COM della walking 1 (velocità comfortable), piano frontale

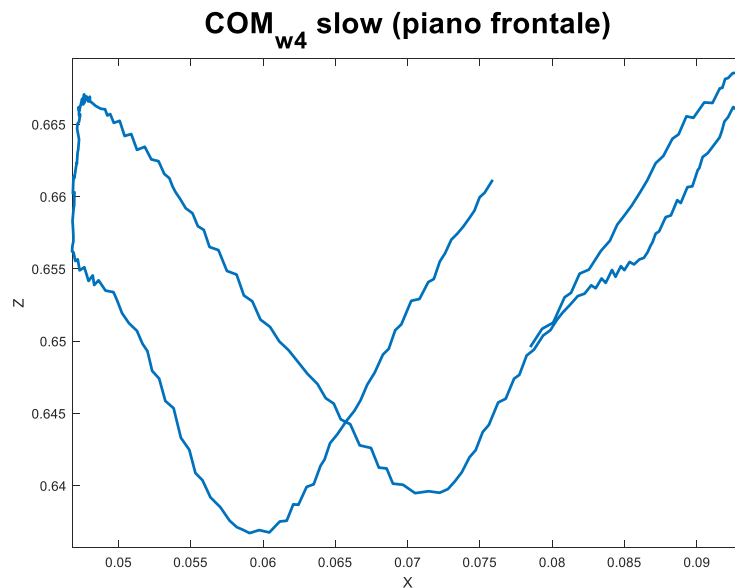


Figura 35. Andamento del COM della walking 4 (velocità slow), piano frontale

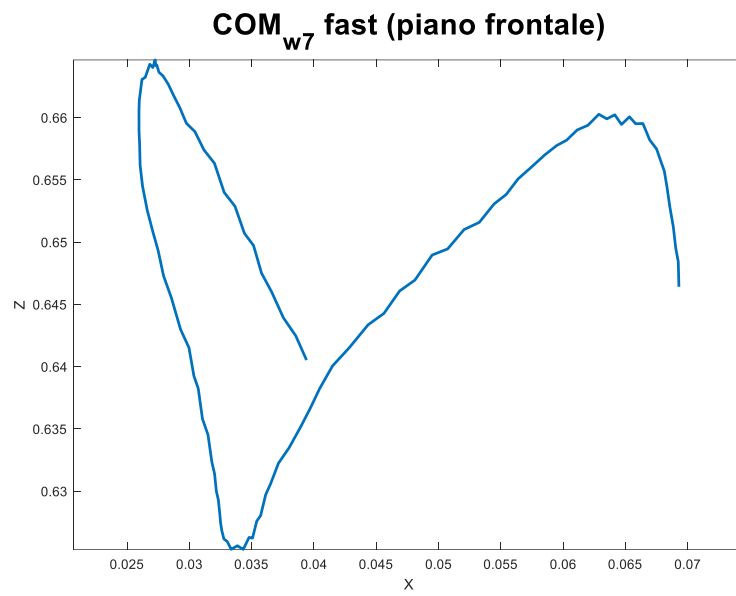


Figura 36. Andamento del COM della walking 7 (velocità fast), piano frontale.

2.4 Discussione e conclusioni

1. APDM

Dall'analisi dei dati APDM a confronto con la letteratura si osserva che l'andamento degli angoli di giunto rispetta quello atteso, ad eccezione di alcune walking in cui si suppone che la perdita di dati durante l'acquisizione abbia provocato la loro elaborazione non riuscita o erronea.

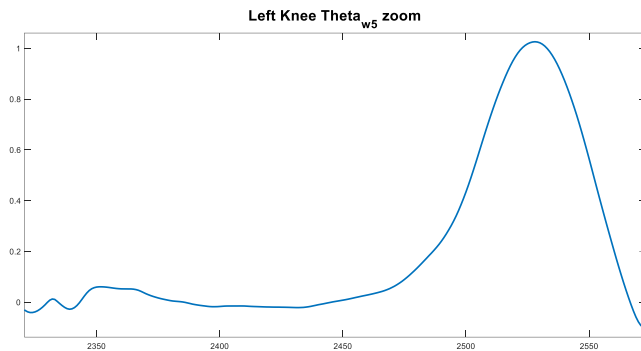


Figura 37. Andamento degli angoli di giunto del ginocchio walking 5

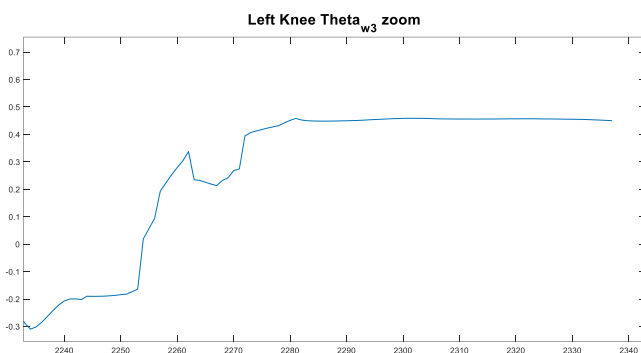


Figura 38. Andamento degli angoli di giunto del ginocchio walking 3

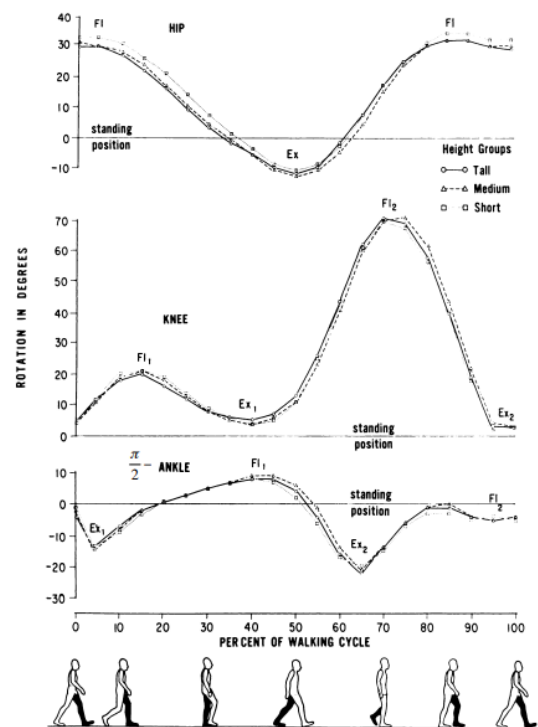


Figura 39. Andamento medio degli angoli di anca, ginocchio e caviglia

Confrontando i dati dell'angolo di giunto ginocchio con quelli di letteratura per walking differenti, si nota che l'andamento è più verosimile rispetto a quello delle walking 3 e 5.

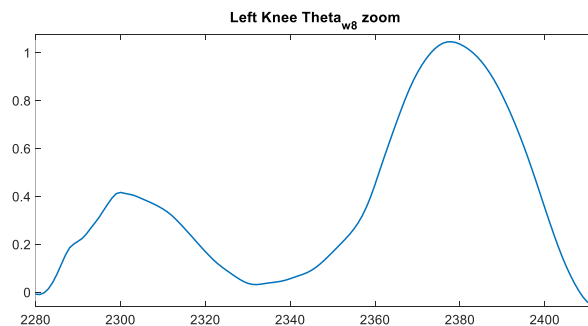


Figura 40. Andamento degli angoli di ginocchio walking 8

2. BTS

Osservando i grafici ottenuti dall'allineamento con alignsignals si nota che il risultato ottenuto non è quello che si attendeva perché il ritardo è stato calcolato in maniera errata.

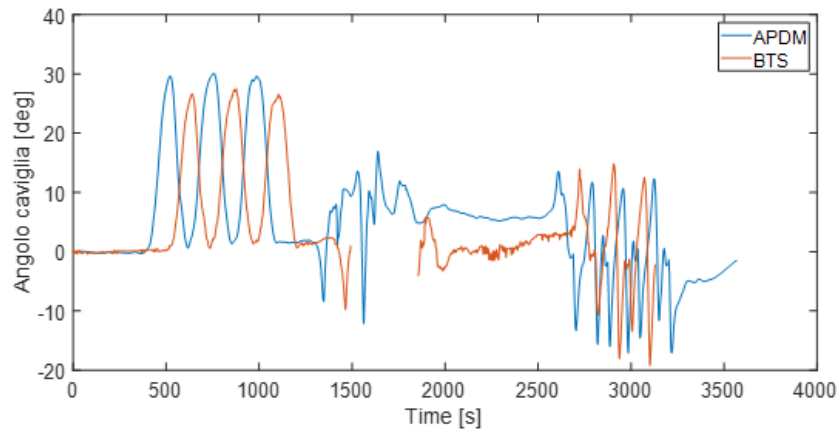


Figura 41. Andamenti degli angoli di giunti di caviglia walking 1

Al fine di calcolare il ritardo corretto è stata quindi usata la funzione findpeaks che restituisce il valore e il campione corrispondente dei picchi; in particolare sono stati estratti solo i picchi del primo squat per eseguire la differenza tra i loro campioni, corrispondente al ritardo.

Durante la visualizzazione dell'andamento del COM, si nota che ad un certo istante di tempo i marker non vengono più rilevati a causa di un errore commesso durante l'acquisizione dei dati nella fase sperimentale, ovvero l'essere usciti dallo spazio di acquisizione delle telecamere.

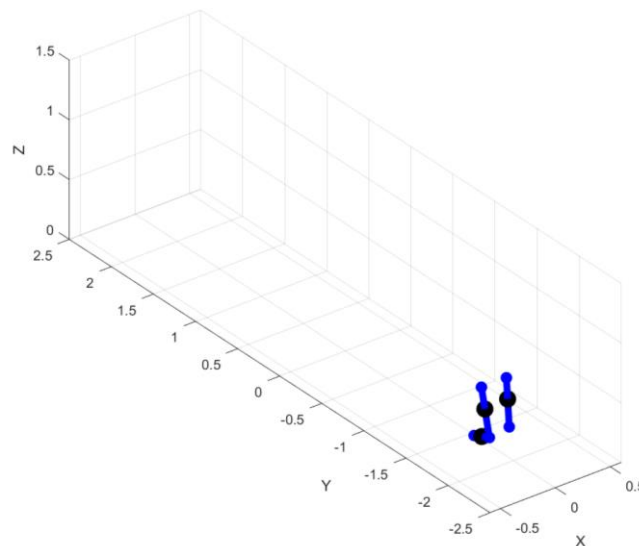


Figura 42. Perdita dei marker durante l'animate walking

Quanto si evince dai grafici dell'andamento del COM è che la forma ad 8 non è perfettamente visibile a causa dei problemi di rielaborazione dati citati in precedenza. I due grafici però evidenziano una pendenza più dolce per quanto riguarda la camminata più lenta mentre un andamento molto più ripido e spigoloso per la camminata più veloce. Questi risultati (come riportato in [3]) certificano un corretto andamento del COM nelle varie velocità.

3. Modelli per la statica del corpo umano: forze muscolari dell'arto inferiore

3.1 Introduzione e obiettivi

Si indica come statica la branca della meccanica che si occupa dello studio delle condizioni di equilibrio di un corpo, necessarie al mantenimento dello stato di quiete anche dopo eventuali interventi di forze esterne.

Le condizioni necessarie e sufficienti al mantenimento dell'equilibrio per un corpo rigido sono dette equazioni cardinali della statica:

- equilibrio alla traslazione: risultante delle forze esterne uguale a zero
- equilibrio alla rotazione: momento risultante uguale a zero.

Un'importante applicazione della statica riguarda lo studio del corpo umano: questa presuppone la scelta di un modello della parte considerata e la schematizzazione delle forze in gioco sul corpo.

L'obiettivo che questo ultimo capitolo propone è quindi l'analisi statica macroscopica per l'arto inferiore: dalla rilevazione in laboratorio di dati riguardanti il cammino di un soggetto sano, sono state valutate le forze tali da sottostare alle equazioni cardinali della statica per garantirne l'equilibrio.

Dalla letteratura, è possibile ricorrere ad un modello standard di arto inferiore, rappresentato da:

- Due segmenti contigui, corrispondenti a coscia e gamba;
- Punti di reperi per la collocazione dei marker;
- Forze applicate, riassumibili in forze di volume (forza peso di gamba e coscia), forze di reazione al giunto d'anca, forze muscolari, forza di reazione al terreno (Ground Reaction Force);
- Punti di applicazione delle forze.

Le forze muscolari vengono considerate in quanto il modello di arto inferiore è visto come corpo rigido che interagisce con la parte superiore del corpo tramite il giunto di anca; ne deriva quindi che i muscoli che si trovano a cavallo del giunto stesso prendono anch'essi parte al bilancio delle forze e dei momenti.

Sono stati considerati partecipi al bilancio tre muscoli in particolare:

1. Grande gluteo: muscolo estensore;
2. Medio gluteo: muscolo abduttore;
3. Psoas: muscolo flessore.

Questi hanno ciascuno un punto di inserzione nel bacino B_i e uno nella coscia A_i , perciò le forze muscolari hanno versi che partono dai punti sulla coscia e terminano idealmente nei punti di inserzione sul bacino.

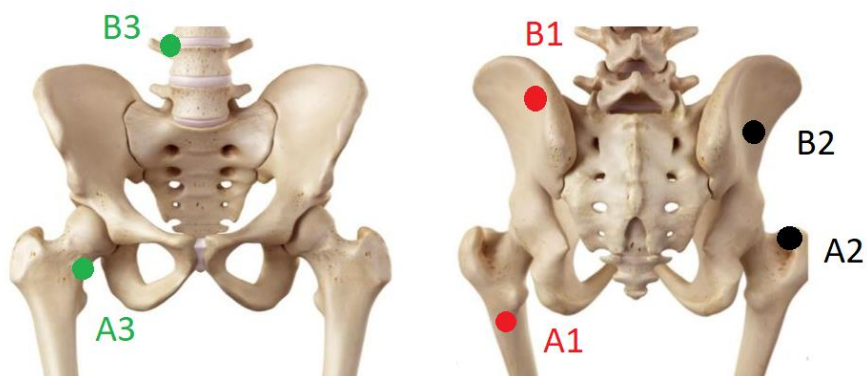


Figura 43. Vista anteriore e posteriore di bacino, anca e femore con rispettivi punti di inserzione delle forze muscolari

La Ground Reaction Force (GRF), invece, è la forza esercitata dal terreno su un corpo a contatto con esso.

Nel caso di corpo in condizioni di quiete, la GRF coincide con un vettore normale al suolo, mentre nel caso più generale corrisponde ad un vettore tridimensionale le cui componenti si trovano sugli assi anatomici verticale, anteroposteriore, e medio-laterale.

In particolare, ci si aspetta che la componente verticale della GRF durante il cammino a velocità normale abbia un andamento non costante, caratterizzato dai due picchi mostrati in figura 44. In particolare, si può vedere che nella vertical force, si supera il 100% della forza peso, in quanto a tale a forza si somma la forza dinamica della spinta del piede al suolo.

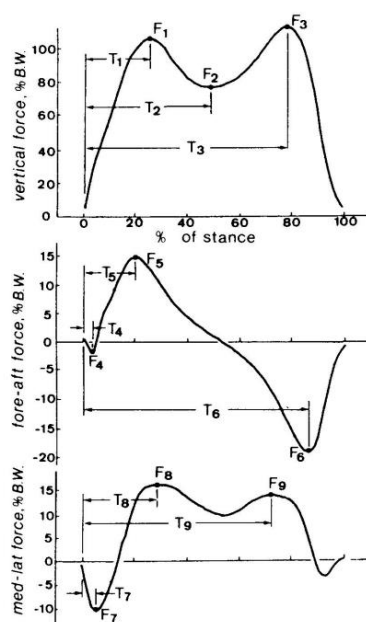


Figura 44. Andamento delle forze verticali, antero-posteriore e medio-laterale

In generale si definisce il periodo di "stance" (appoggio) per un piede, quello compreso tra i momenti di "heel strike" e "toe off", ovvero quegli istanti di tempo in cui la Ground Reaction Force supera una certa soglia

prestabilita. Questa parte di curva della componente verticale della GRF comprende sia momenti di double support, sia momenti di single stance.

Ai fini dell'analisi sotto esplicita, verrà considerata utile solo la sezione compresa tra i due picchi del grafico, ovvero quella di single stance.

Per quanto riguarda i punti di applicazione delle forze, oltre ai sopracitati punti di inserzione dei muscoli, sono stati presi in considerazione i centri di massa dei segmenti di coscia e gamba, G1 e G2 (su cui si applicano le corrispondenti forze peso), e il centro di rotazione dell'anca O (su cui è applicata la forza di reazione del giunto d'anca). Quest'ultimo punto è anche considerato l'origine del sistema di riferimento per l'intero arto inferiore.



Figura 45. Rappresentazione delle posizioni dei punti di applicazione delle forze e di alcuni punti di repere per il modello di arto inferiore considerato

Lo scopo dello studio è quindi quello di ricavare le forze in gioco nei bilanci della statica per attuare una corretta valutazione della simmetria tra i due arti del soggetto, oltre a confrontare l'apporto in termini di forza di ciascun muscolo considerato, nelle tre condizioni di cammino registrate in laboratorio.

Durante l'analisi, saranno fatte tre considerazioni in particolare:

1. Il corpo durante il cammino è considerato in condizioni quasi statiche;
2. Il centro di massa dei segmenti di coscia e gamba si trova lungo la congiungente degli estremi;
3. Non sono trascurati gli effetti dovuti al doppio supporto (double stance).

3.2 Materiali e metodi

1. Soggetto

È stato chiesto ad un soggetto sano (peso: 55kg; altezza: 165cm) di partecipare allo studio al fine di raccogliere i dati necessari.

È stato ritenuto necessario informare il soggetto riguardo a condizioni specifiche sull'abbigliamento da rispettare: abiti lunghi ed attillati, non riflettenti; assenza di accessori riflettenti che avrebbero potuto interferire con la rilevazione dei marker.

2. Procedura sperimentale

La procedura sperimentale è consistita nella rilevazione di dati sul cammino del soggetto riguardanti la cinematica e la dinamica; sono quindi state utilizzate due tecnologie di analisi del movimento differenti.

Si è preparata una sala di ampiezza contenuta, con uno spazio apposito per il cammino di 4 metri di lunghezza, oscurandola dalla luce esterna e coprendo eventuali zone riflettenti del pavimento.

Per la rilevazione delle posizioni dei punti di repere del soggetto (dati cinematici) si utilizza un sistema optoelettronico costituito da 8 telecamere a infrarossi e un set di marcatori retroriflettenti.

Le telecamere sono caratterizzate da una frequenza di acquisizione di 60Hz.

Come primo step si è provveduto ad applicare 14 marker sul soggetto nelle posizioni di repere per l'arto inferiore:

- 2 x ASIS: Cresta Iliaca
- 2 x GT: Gran Trocantere
- 2 x LE: Epicondilo Laterale
- 2 x LM: Malleolo Laterale
- 2 x Quinto Metatarso
- 2 x Tallone
- 2 x Polso

Oltre ai punti fondamentali appartenenti strettamente al modello dell'arto inferiore considerato, è stato ritenuto utile posizionare altri marker su due punti del piede, per avere informazioni più precise sugli istanti di appoggio (heel strike), e sui polsi, per recuperare dati aggiuntivi sulle posizioni dei pesi che il soggetto ha sostenuto durante il cammino.

Per la rilevazione della forza di reazione del terreno, o "Ground Reaction Force" (dati dinamici), la zona per il cammino è stata predisposta con due pedane di forza su cui è stato imposto al soggetto il passaggio.

Le pedane di forza sono costituite da quattro celle di carico ai vertici aventi un proprio sistema di riferimento, ciascuna delle quali misura una forza. La Ground Reaction Force (GRF) viene automaticamente calcolata dal programma utilizzato, grazie ad un bilancio delle forze e dei momenti singoli; inoltre viene anche restituita la posizione del Centro di Pressione (CoP), ovvero il punto di applicazione della risultante delle forze scambiate tra piede e terreno.

Le pedane di forza sono caratterizzate da una frequenza di acquisizione di 240Hz.

In seguito, si è provveduto alla calibrazione dello spazio di rilevamento come descritto nel capitolo 2 del presente report. In aggiunta, avendo le pedane un sistema di riferimento proprio, diverso da quello delle telecamere, si è

dovuto procedere alla calibrazione delle stesse, rilevando, per la durata di 10 secondi circa, la terna di riferimento posizionata in corrispondenza dello spigolo di una pedana per entrambe le pedane.

Il protocollo della fase di rilevazione dei dati prevede 4 step:

- Fase di standing sulle pedane di forza della durata di 10 secondi: questo dà modo alle pedane di rilevare automaticamente il peso del soggetto. Si sottolinea che i dati rilevati in questo step hanno puramente scopo pratico, in quanto non verranno utilizzati nella successiva analisi;
- Tre prove di cammino senza pesi aggiuntivi;
- Tre prove di cammino con un manubrio da 5kg per mano;
- Tre prove di cammino con un manubrio da 10kg per mano;

Inoltre è stato chiesto al soggetto di camminare molto lentamente, specialmente in corrispondenza delle pedane di forza, in quanto ciò che interessa al fine dello studio è l'acquisizione della GRF in condizioni di quasi staticità.

Ciò che ci si aspetta dal grafico della componente verticale della GRF, in questa modalità, non è più una curva avente due picchi, bensì un andamento idealmente costante tra un picco e l'altro, assimilabile alla condizione di quasi-staticità.

Prima della rilevazione è stato verificato che la parte metallica dei manubri non interferisse con l'acquisizione dei marker da parte delle telecamere; dopo la rilevazione è stato verificato che i manubri non avessero coperto i marker durante il cammino (specialmente quelli posizionati in corrispondenza del Gran Trocantere).

3. Acquisizione dei dati

Per l'acquisizione dei dati si ricorre ad un insieme di software che permettono la corretta associazione tra il modello 3D

Terminata la calibrazione e l'acquisizione dei dati con il software "SmartCapture", si va ad utilizzare un secondo software chiamato "SmartTracker" che riceve in ingresso il file dei dati acquisiti e simula una ricostruzione 3D dei marker e delle loro posizioni che variano nel tempo. All'interno della ricostruzione è presente il sistema di riferimento comune a tutte le telecamere e la visualizzazione è interattiva.

I marker riportati dal software sono, però, privi di "labels", ovvero i nomi che li individuano. Per associarli è necessario creare un "modello a stick" nel quale ogni segmento simula un segmento anatomico e collega due marker. Si vanno infine ad associare i markers del modello creato con quelli reali dell'acquisizione eseguita tramite un processo di labeling.

In contemporanea vengono acquisiti i dati delle pedane di forza, che procedono automaticamente al bilancio delle forze delle singole celle da cui sono composte, al fine di rendere subito visibili le forze di reazione al suolo.

Anche per queste acquisizioni le GRF vengono etichettate come forza di destra e di sinistra.

Si ritiene utile riportare che, a causa di problemi di acquisizione dei dati dovuti probabilmente ad interferenze, è stato eliminato un file corrispondente alla walking 4. Questo non ha inciso sull'analisi, ma solamente sulla numerazione dei cammini successivi.

4. Processamento dei dati

I dati acquisiti sono stati analizzati tramite Matlab e si è seguito un procedimento del tipo:

- Data Parsing: caricamento dei dati sul software;
- Data Pre-processing: deduzione delle misure antropometriche e ricampionamento dei segnali;
- Data Processing: bilancio dei momenti e delle forze;
- Data Analysis.

Inizialmente i dati si presentano in un insieme di quaranta files totali di tipo .txt che sono stati suddivisi in due sottocartelle:

- 36 file di walking;
- 4 file di standing.

Entrambi i tipi di file contengono informazioni su punti, CoP (sia destra che sinistra) e forze.

4.1 DATA PARSING

Per la fase di Data Parsing vengono caricati e preparati i dati all'interno di Matlab, in modo tale da manipolarli con le rispettive frequenze di campionamento:

- BTS a 60 Hz;
- Pedane di forza a 240 Hz.

Passaggi:

- a. Si utilizza la funzione "addpath" per aggiungere il percorso di una determinata cartella;
- b. Si seleziona la cartella contenente i dati attraverso la funzione "uigetdir", nella quale l'argomento di questa funzione può essere una stringa;
- c. Caricamento dei dati nella fase di STANDING e WALKING.

La funzione che viene utilizzata per il caricamento dei dati è "dir", la quale restituisce la lista dei file contenuta nella directory specificata in ingresso.

Dopo aver caricato i file corrispondenti a walking e standing, si è utilizzato un ciclo for per il salvataggio dei nomi di ciascun file attraverso la funzione "contains". Quest'ultima compara due stringhe in ingresso e risulta "vera" quando la seconda è contenuta nella prima; questo ha permesso la suddivisione dei dati in cartelle riguardanti i valori delle GRF, delle posizioni dei markers, e le coordinate dei centri di pressione destro e sinistro (COPr e COPl).

A sua volta, la cartella della GRF è suddivisa in 6 sottocartelle che contengono le componenti della stessa, nelle direzioni Medio Laterale, Verticale e Anteroposteriore.

4.2 DATA PRE-PROCESSING

Successivamente si passa alla fase di Data Pre-processing in cui vengono specificate e calcolate le misure antropometriche e in cui vengono ricampionati i segnali.

Come misure antropometriche sono state considerate:

- a. la massa del soggetto, ricavata dalle fasi di standing iniziali su ciascun arto: è stata fatta la media della massa rilevata nello standing sull'arto destro e poi sul sinistro; è stato anche verificato l'eventuale grado di asimmetria nella fase di standing statica.

Si ricava la massa per lo standing su ciascun arto dalla forza verticale registrata dalle pedane di forza, accertandosi che non vengano considerati i NaN nel calcolo grazie alla funzione "nanmean", la quale fa la media di un vettore escludendo i NaN.

- b. massa coscia e gamba, e posizioni dei loro centri di massa: i primi due parametri si calcolano dalla massa del soggetto appena trovata, gli ultimi due sono stati presi dalla letteratura con riferimento al loro giunto prossimale (anca e ginocchio)

$$CoM_{coscia} = 0.433 \text{ m} ; CoM_{gamba} = 0.606 \text{ m}$$

Equazione 16. Posizioni del Centro di Massa (Center of Mass) rispetto alla massa del soggetto m

Il processo di ricampionamento è fondamentale dato che i due segnali, dei BTS e le GRF, hanno due lunghezze diverse a causa della diversa frequenza di campionamento dei sistemi utilizzati, vi è quindi la necessità di avere i segnali alla stessa frequenza.

Per questo passaggio si è fatto uso della funzione "resample" di Matlab che riceve in ingresso, nell'ordine: la funzione da ricampionare, la nuova frequenza desiderata, e la frequenza originale dei dati.

È conveniente procedere al ricampionamento della funzione a frequenza maggiore, avente quindi un maggior numero di dati, perché al contrario sarebbe necessario sopperire alla mancanza di dati della funzione più corta, per renderla della lunghezza adeguata.

Vengono, perciò, portati i dati ricavati dalle pedane di forza (le Ground Reaction Forces) alla stessa frequenza dei dati BTS, ovvero 60Hz.

4.3 DATA PROCESSING

In seguito avviene il Data Processing, il cui scopo è di effettuare il bilancio delle forze e dei momenti applicando i principi della statica al corpo umano, grazie all'applicazione del metodo matriciale descritto nell'appendice [A1].

Si è proceduto in maniera separata per l'arto destro e per il sinistro, al fine di agevolare la lettura dello script.

Per ciascun arto il bilancio dei momenti si può scrivere come somma nulla dei momenti dovuti alle forze esterne e a quelle interne (muscolari):

$$M^e + M^m = 0 \quad [3.1]$$

Dato che ciascun momento corrisponde al prodotto di una forza per la distanza di applicazione della forza rispetto all'origine del sistema di riferimento, ed essendo quest'ultimo centrato nel centro di rotazione dell'anca (punto O sopracitato), si è inizialmente proceduto alla deduzione delle posizioni di ciascun punto di applicazione delle forze tramite i passaggi seguenti:

- Riempimento dei vettori delle posizioni dei markers (gran trocantere, spina iliaca, malleolo laterale ed epicondilo laterale) con la funzione "fillmissing": sostituisce i NaN con i valori più vicini ad essi.
- Posizione dei centri di massa dei segmenti, data dalla seguente formula:

$$marker_{prossimale} \cdot (1 - posizione_{cop}) + marker_{distale} \cdot posizione_{cop} \quad [3.2]$$

Con le posizioni dei centri di pressione calcolate rispetto ai loro giunti prossimali

- Posizione del centro di rotazione dell'anca, ricavata da dati di letteratura.
- Posizione del centro di pressione CoP, dai dati acquisiti dalle pedane di forza.
- Posizione dei punti di inserzione dei muscoli, grazie ad ipotesi sul modello muscolare: in particolare le posizioni ricercate provengono da formule di letteratura dipendenti da un fattore alpha. Per questo studio alpha è stato ipotizzato pari a 1.2.

Per quanto riguarda i moduli delle forze da utilizzare nel bilancio, si nota come al momento delle forze esterne contribuiscono le forze peso dei segmenti, e la GRF, mentre al momento di quelle interne contribuiscono solo le forze muscolari.

Le forze peso dei segmenti corporei sono state considerate aventi unica componente non nulla quella lungo y, la quale è negativa e pari al prodotto tra massa del segmento e accelerazione di gravità.

È stata creata una matrice avente per colonne le 3 componenti x, y e z per ogni forza peso di un segmento; si è fatto uso della funzione “zeros” per creare un vettore di dimensione pari alla lunghezza dei vettori ricampionati in precedenza, in modo tale che le colonne x e z siano interamente nulle.

Per quanto riguarda la Ground Reaction Force (GRF), essendo già noto il suo valore scomposto in ogni sua componente, è stato necessario solamente procedere ad assemblarle in una matrice.

Infine si procede al bilancio dei momenti per ricavare i moduli delle forze muscolari.

Per utilizzare il metodo di risoluzione matriciale (descritto nell'appendice [A2]), sono stati calcolati i vettori delle posizioni dei punti di applicazione di ciascuna forza rispetto all'origine del sistema di riferimento, e trasformati in matrici grazie all'operatore “skew” (appendice [A1]).

Questo operatore consiste in una funzione scritta appositamente in risposta alla necessità del calcolo tramite il metodo matriciale.

Inoltre, per l'applicazione del metodo, le matrici trovate sono state moltiplicate per i versori delle forze muscolari (si veda l'appendice [A3] per spiegazioni sulla formula utilizzata). Così facendo si è composta la matrice delle distanze dei punti di inserzione dal polo, denominata matrice \underline{A} , per semplicità.

L'equazione matriciale da risolvere per il bilancio si può allora scrivere come:

$$\underline{A} \cdot \underline{x} = \underline{B} \quad [3.3]$$

Dove \underline{B} corrisponde invece al vettore noto dei momenti delle forze esterne e \underline{x} è il vettore delle incognite contenente i moduli delle forze muscolari.

Per la risoluzione del suddetto sistema di equazioni si è utilizzata la funzione “linsolve”, la quale restituisce in uscita una matrice contenente i moduli delle forze muscolari.

4.4 DATA ANALYSIS

Nell'ultima fase di analisi dei dati, gli obiettivi proposti sono:

- Valutazione della simmetria in termini di GRF, tra arto destro e sinistro;
- Valutazione delle differenze tra le tre condizioni di peso durante il cammino;
- Andamento del centro di pressione.

Per poter valutare la simmetria del soggetto, è stata creata una variabile ('Symmetry') come modulo della differenza tra la forza muscolare media destra e sinistra, nella fase di stance. Per calcolare i vettori delle forze muscolari medie, sono stati eseguiti i seguenti passaggi:

- Selezione dei picchi, tramite il comando DataTips, sui grafici della fase di stance del lato destro e sinistro;
- Calcolo della media delle forze muscolari all'interno degli intervalli selezionati di stance;
- Definizione di un vettore composto da tre elementi corrispondenti alla media delle forze muscolari dei tre muscoli presi in esame, per entrambi i lati destro e sinistro.

È stato poi eseguito un plot del dato elaborato per verificare che il soggetto sia effettivamente sano e abbia quindi una percentuale di asimmetria inferiore al 7%, e che in generale la differenza tra lato destro e sinistro si mantenga nei pressi del valore nullo.

Per poter valutare l'influenza dell'aumento del carico, cioè del sollevamento dei manubri, sulle forze muscolari sono state create tre variabili, una per ciascuna condizione di carico:

1. Peso naturale del soggetto;
2. Peso del soggetto + 2 manubri da 5 Kg;
3. Peso del soggetto + 2 manubri da 10 Kg.

Per ciascuna condizione è stata poi calcolata la media delle forze muscolari dei tre muscoli, tra le tre walking corrispondenti a ciascuna condizione di carico:

- MEDIA CONDIZIONE 1: walking 1, 2 e 3;
- MEDIA CONDIZIONE 2: walking 4, 5 e 6;
- MEDIA CONDIZIONE 3: walking 7, 8 e 9.

Per il calcolo della media, è stata creata prima una matrice 3x3 che concatena i tre vettori delle forze muscolari medie in fase di stance delle tre walking corrispondenti ad una certa condizione, per il lato destro e per il lato sinistro, poi procedimento analogo è stato eseguito per i vettori simmetria. Infine, per tutte e tre le condizioni, in modo tale da ottenere nove vettori da poter visualizzare nei grafici per discutere i risultati ottenuti.

Si vuole confrontare visivamente e poi in maniera quantitativa, la differenza tra le tre condizioni e tra il lato destro e sinistro:

- funzione **bar** per il quale serve definire l'asse x che sarà divisa per 3 condizioni, ciascuna avente tre barre (muscolo 1, 2 e 3). La funzione prende in ingresso: l'asse x che ho definito e le tre variabili delle tre condizioni. Devo usarla creando una variabile apposita (barplot) in modo tale da poter richiamare anche una barra per volta (barplot(1));
- funzione **categorical** crea delle categorie che Matlab andrà ad assegnare all'asse specificato;
- funzione **reordercats** riordina le categorie nell'array di categorical, secondo un ordine alfanumerico;
- funzione **subplot** per visualizzare i barplot affiancati;
- funzione **ylim** per riscalare l'asse y e renderlo uguale in entrambi i barplot.

Si sfrutterà la funzione barplot anche per visualizzare l'andamento della simmetria del soggetto.

Infine si vuole osservare e discutere cosa accade all'andamento del COP (center of pressure), cioè al punto di applicazione della GRF, durante il cammino, e in particolare:

-visualizzare l'andamento del COP dell'arto destro,

- visualizzare l'andamento del COP dell'arto sinistro,
- visualizzare la media del COP di ciascun arto (due linee verticali),

- visualizzare la media tra le due medie sopracitate, in modo tale da avere un asse di simmetria del passo (linea verticale).

La media dei due vettori del COP degli arti destro e sinistro, è stata implementata tramite la funzione **nanmean**, mentre per effettuare la media complessiva sono state concatenate le due medie in un vettore sul quale si è potuta utilizzare semplicemente **mean**, avendo già escluso i NaN negli elementi che compongono il vettore stesso.

Tramite i dati medi ottenuti, si è potuta calcolare anche la distanza media tra il COP medio destro e sinistro, in modulo, ovvero la larghezza media del passo del soggetto.

3.3 Risultati

Sono riportati i risultati elaborati grazie ai metodi sopra descritti, divisi in base alla fase di appartenenza nell'analisi.

4.4 DATA PARSING

In questa fase sono state ricavate delle misure antropometriche sul soggetto, come la massa totale nella fase di standing, che sono risultate in norma con le informazioni forniteci da egli stesso.

Infatti la massa ricavata dai dati acquisiti vale: $M = 54.59 \text{ kg}$, e il valore riportato dal soggetto è di 55 kg .

Attraverso la il calcolo della massa è stato possibile calcolare le masse singole della coscia e della gamba pari a 5.5 kg e 3.33 kg

Inoltre è stato valutato il grado di asimmetria del soggetto durante la fase di standing statica, corrispondente a: $static_asim = 6.90$

4.5 DATA ANALYSIS

Nella fase di stance, si sono calcolate le forze muscolari medie dei 3 muscoli per ogni arto. (figura __)

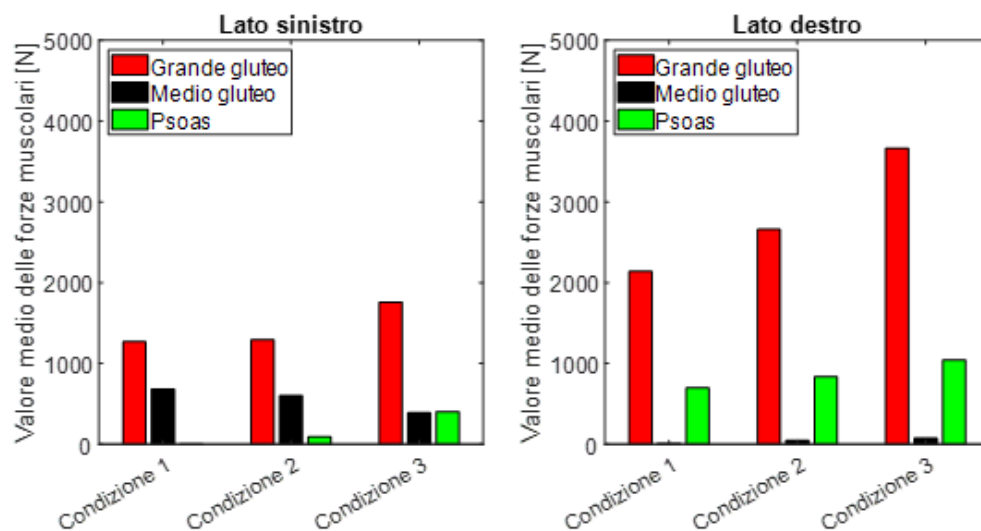


Figura 46. Forze muscolari medie durante la fase di stance nelle tre condizioni di massa

È stata poi valutata la variazione percentuale della forza muscolare del Grande Gluteo della terza condizione di peso rispetto alla prima:

- Arto sinistro = 38.7%
- Arto destro = 71.2%

Infine la differenza tra i due arti in modulo, ovvero la simmetria nella camminata del soggetto, è riportata nel grafico sottostante (figura 47)

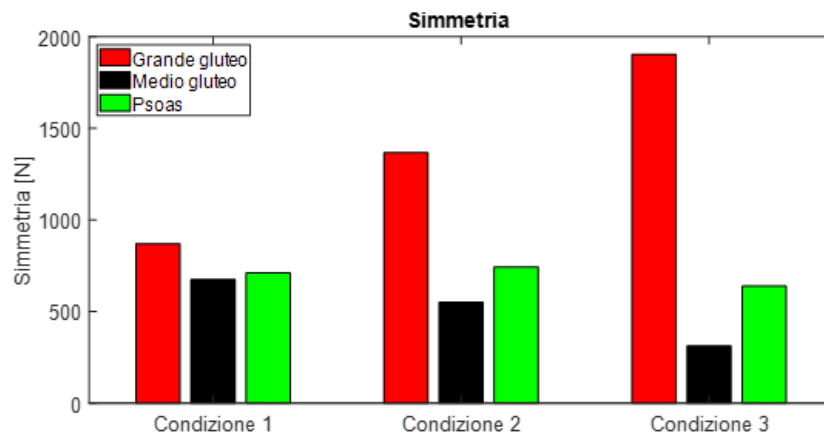


Figura 47. Simmetria camminata del soggetto

Per quanto riguarda l'andamento del COP, viene visualizzato nel grafico seguente, che rappresenta la visione dall'alto cioè del piano medio-laterale. Dal calcolo delle medie dei vettori del COP visti nei metodi, si è ricavato anche il dato della larghezza del passo, corrispondente a circa 20 cm.

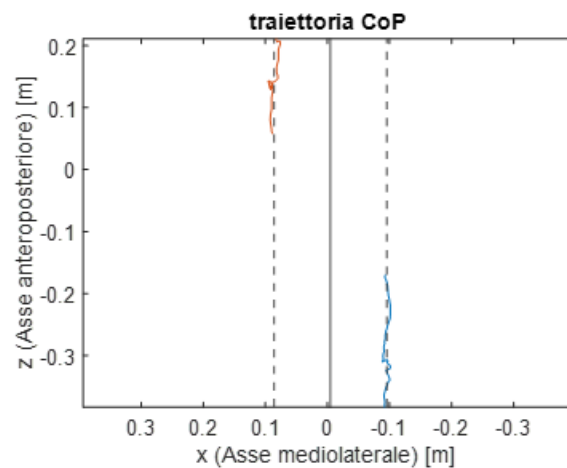


Figura 48. Traiettoria CoP per la walking 4 lungo l'asse medio laterale (vista dall'alto)

3.4 Discussione e Conclusioni

4.6 DATA PROCESSING

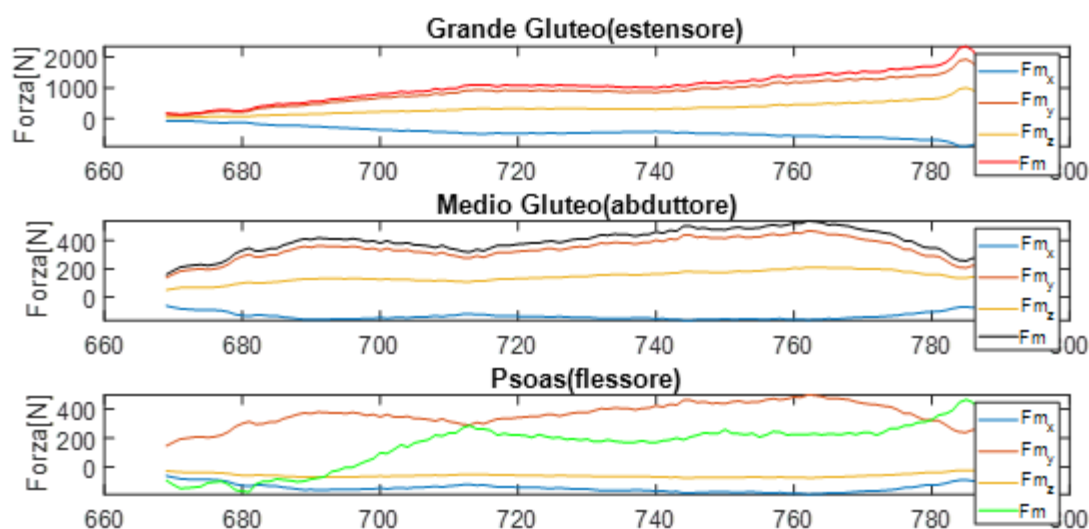


Figura 48. Forze muscolari lato sinistro

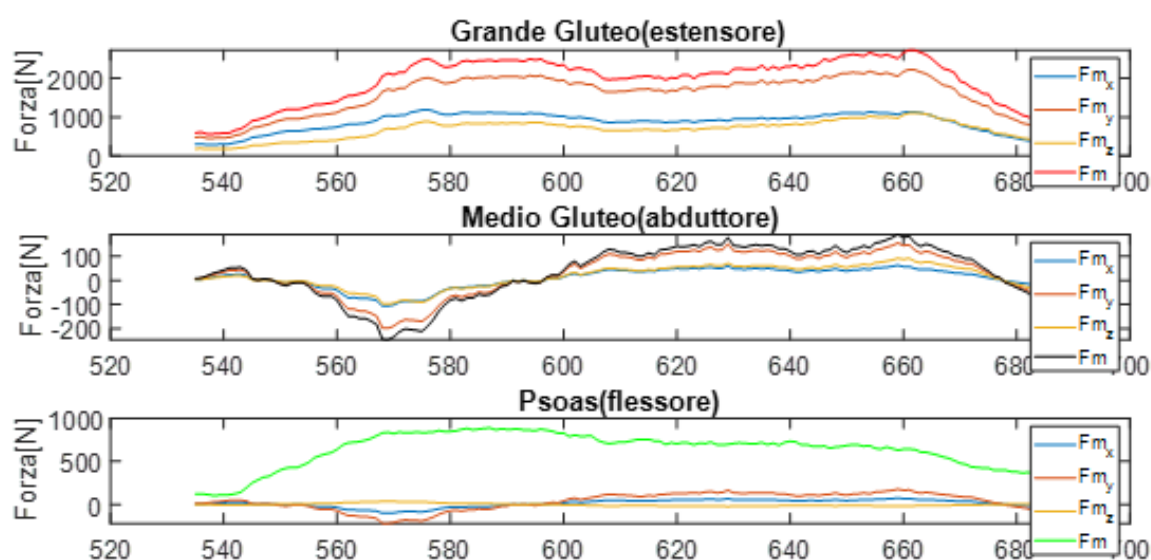


Figura 49. Forze muscolari lato destro

Le componenti negative della forza del medio gluteo sono dovute molto probabilmente ad uno spostamento del marker durante la fase di cammino sulle pedane di forza che hanno causato un'anomalia nel calcolo della stessa.

4.7 DATA ANALYSIS

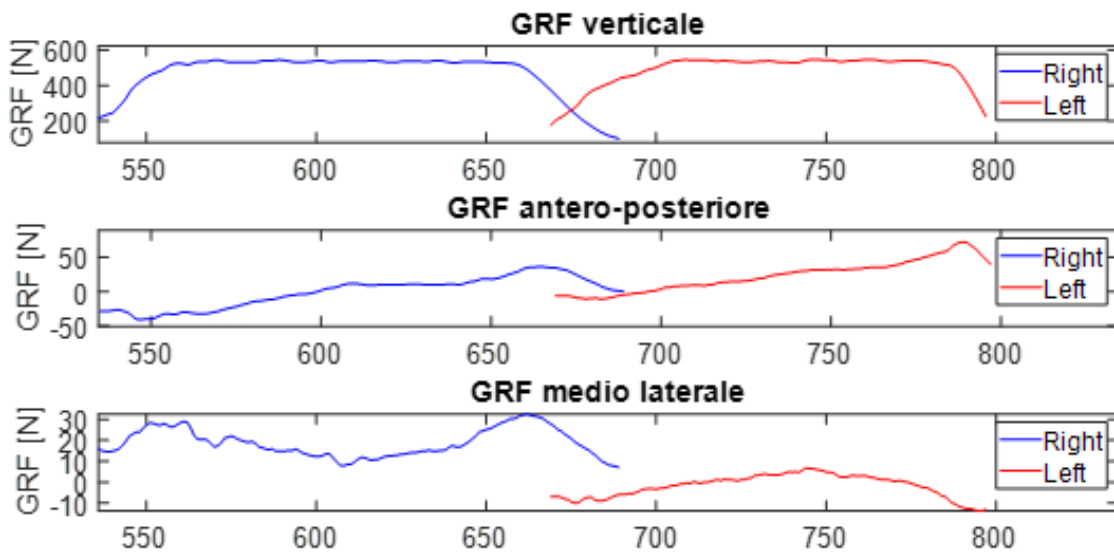


Figura 50. Componenti della GRF per i due arti

Dal grafico della componente verticale della GRF si nota come l'andamento si appiattisca al centro anziché presentare i due picchi caratteristici per un cammino a velocità normale. Questo si verifica in quanto la richiesta iniziale prevedeva un andamento a velocità molto lenta per simulare le condizioni di quasi staticità.

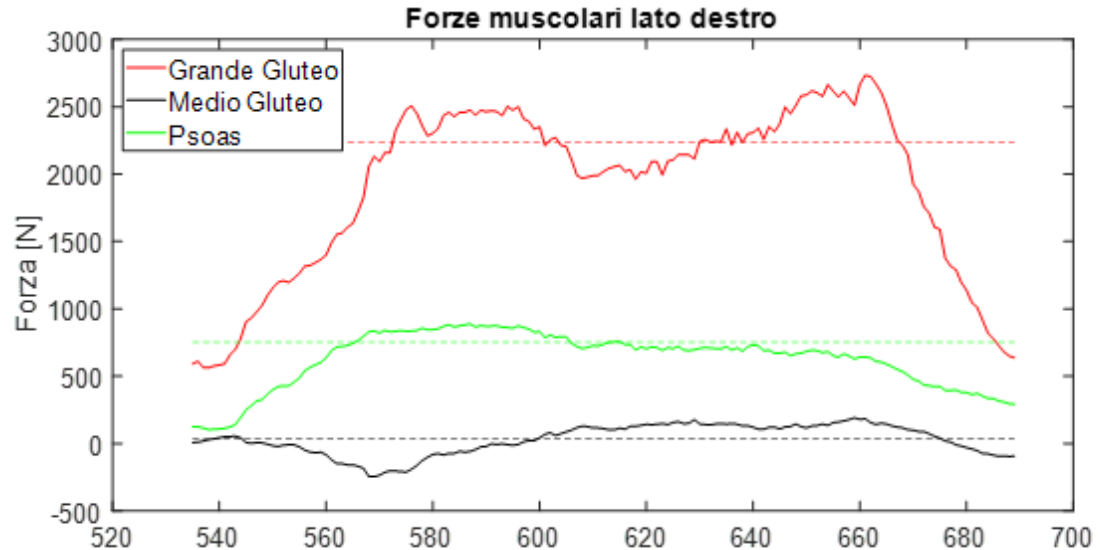


Figura 51. Confronto tra l'intensità delle forze muscolari dell'arto destro durante il cammino, rispetto al loro valore medio calcolato nella fase di stance, per la walking 4

Il grafico precedente è stato realizzato per la walking 4, ovvero il primo tra i tre con due manubri da 5 kg, a puro scopo illustrativo. Come ci si aspettava dai valori trovati nei precedenti istogrammi le forze sono maggiori di quelli dello psoas che a loro volta sono maggiori di quelli del medio gluteo per il lato destro.

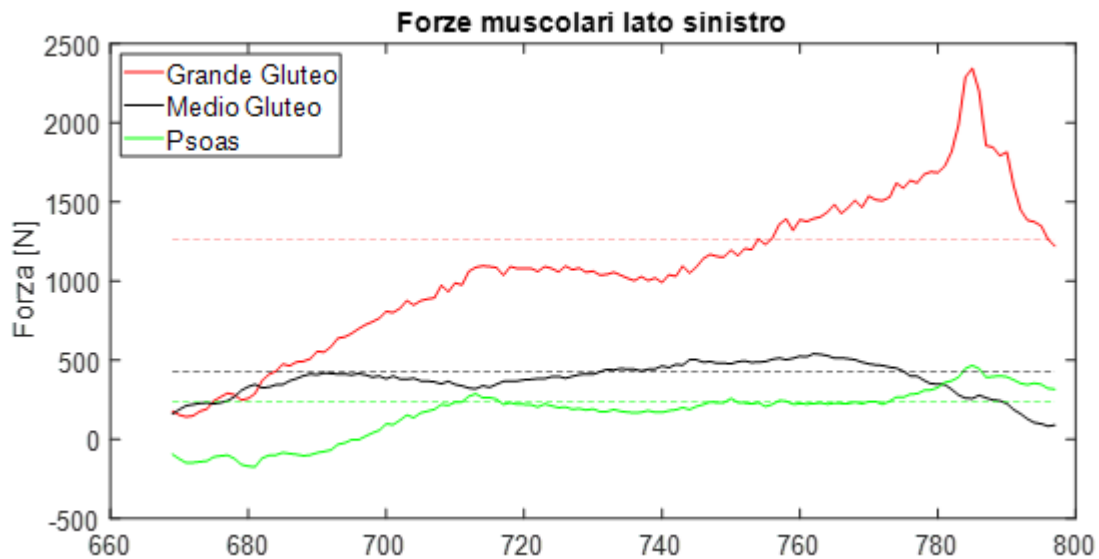


Figura 52. Confronto tra l'intensità delle forze muscolari dell'arto sinistro durante il cammino, rispetto al loro valore medio calcolato nella fase di stance, per la walking 4

Per il lato sinistro invece sempre come evidenziato dall'istogramma precedente la forza più elevata è quella del grande gluteo, mentre il medio gluteo ha prima una forza maggiore dello psoas, per poi invertire l'andamento nei campioni finali.

Per la valutazione della simmetria è stato necessario utilizzare i dati delle forze muscolari nella fase di stance. Si è osservato che la maggior parte delle walking mancavano di dati necessari per calcolarne la media.

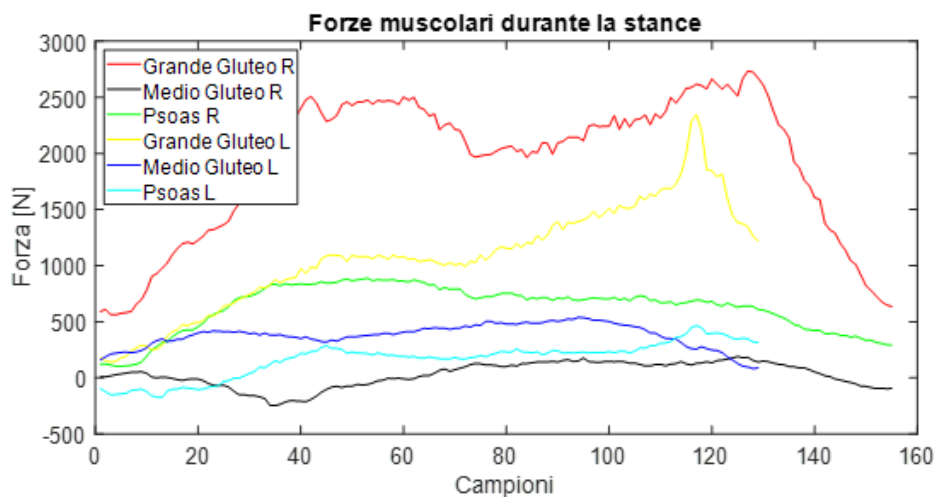


Figura 53. Confronto tra le forze muscolari durante la fase di stance, per la walking 4

Due esempi di walking critiche sono riportati di seguito:

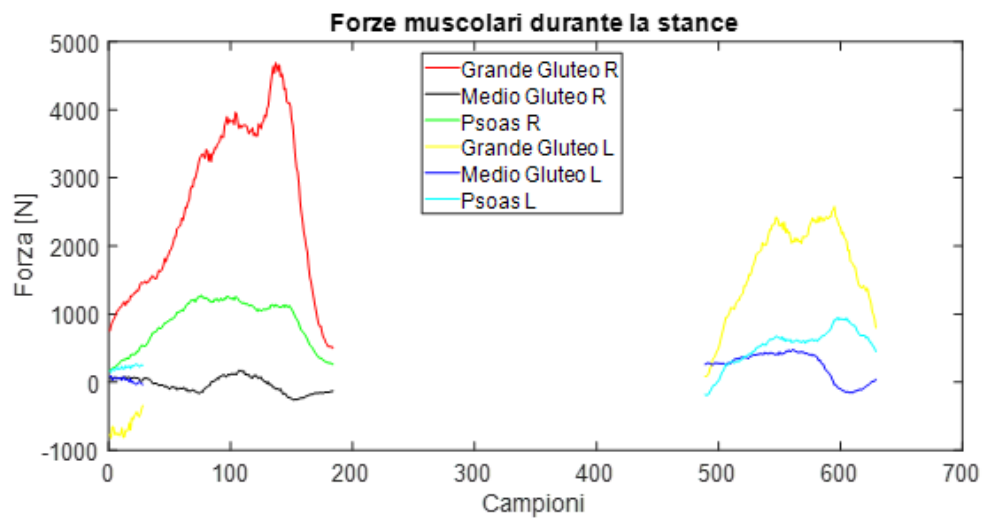


Figura 54. Confronto tra le forze muscolari durante la fase di stance, per la walking 4

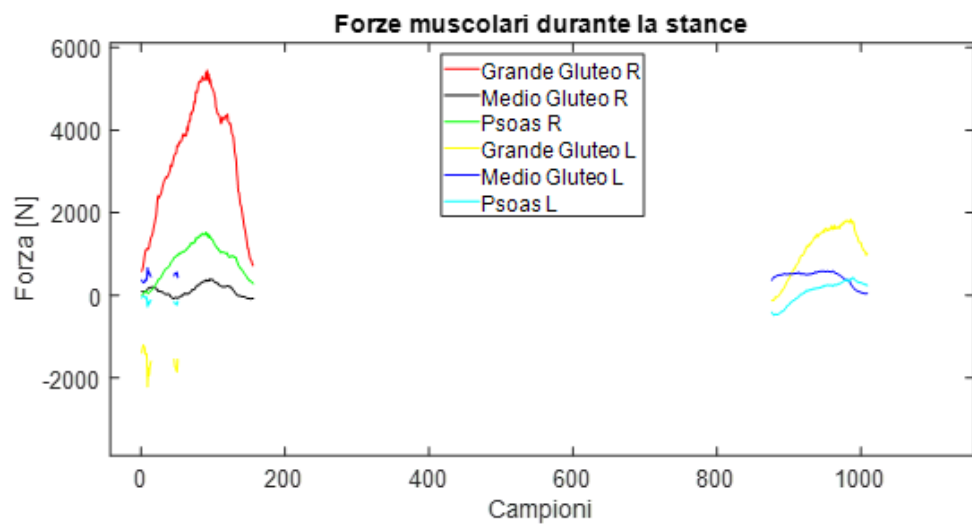


Figura 55. Confronto tra le forze muscolari durante la fase di stance, per la walking 5

Dal secondo tentativo di calcolo di media effettuato solo sulle walking 'sane', escludendo le walking 1, 5, 8, 9, che contenevano troppi NaN, molto addensati, quindi non utilizzabili, si osserva una parziale risoluzione del problema dei dati del lato sinistro, che però risulta ancora abbastanza compromessa.

Il problema della disomogeneità tra lato destro e sinistro, indice del grado di simmetria del soggetto, si pensa essere dovuto al modello utilizzato per il posizionamento dei marker, o alle semplificazioni fatte in prima approssimazione, probabilmente troppo eccessive, o ancora ai dati antropometrici di letteratura a cui ci si è affidati per il calcolo dei segmenti corporei.

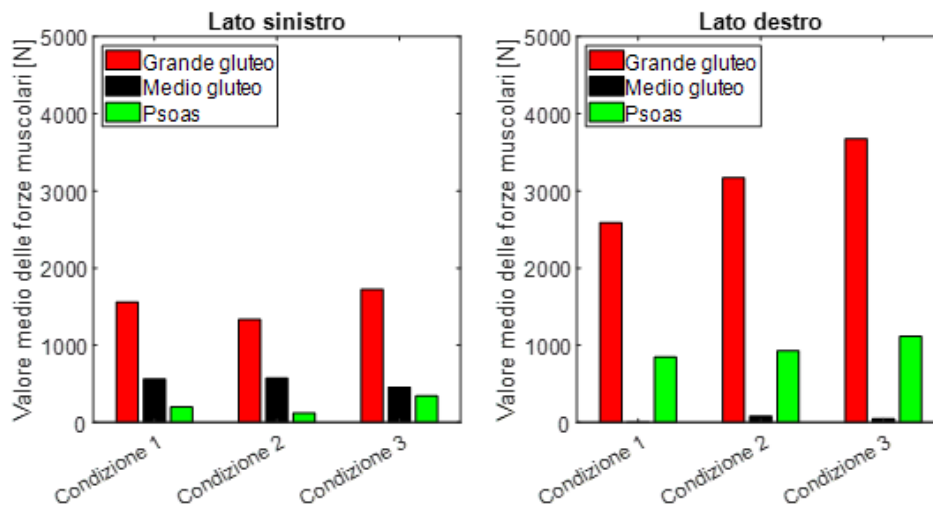


Figura 56. Forze muscolari medie durante la fase di stance nelle tre condizioni di massa (con le walking critiche)

Osservando il lato destro del grafico a barre delle forze muscolari escluse le walking critiche, si nota che all'aumentare del peso del soggetto cioè delle forze di reazione vincolare misurate dalle pedane di forza, c'è un aumento della forza muscolare in entrambi i lati. In particolare, quello che aumenta di più è il grande gluteo (estensore dell'anca) perché è quello più coinvolto nella fase di appoggio. Il medio gluteo, al contrario, come ci si aspetta, non ha un gran contributo. Ancora inferiore lo psoas.

Osservando ora il lato sinistro, si nota una differenza sostanziale dal lato destro:

- l'assenza di un andamento crescente delle forze dalla condizione uno alla tre
- valori medi molto inferiori a parità di condizione e di muscolo.

Si ipotizza che questi errori siano dovuti all'acquisizione sbagliata di alcune walking in fase sperimentale; perciò, è stato deciso di eliminare le suddette dal calcolo della media per verificare in effetti quando un errore avvenuto in laboratorio abbia influenzato questi risultati.

La simmetria valutata su tutte le walking è risultata essere non utile per trarre alcuna conclusione.

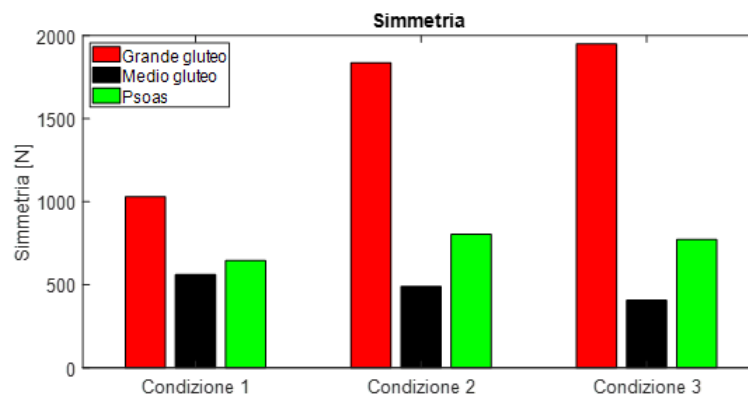


Figura 57. Simmetria tra arto destro e sinistro nelle tre condizioni di massa (con le walking critiche)

Dai grafici della simmetria si nota che la rimozione delle walking compromesse, non modifica in maniera rilevante il risultato influenzato dalla presenza delle stesse.

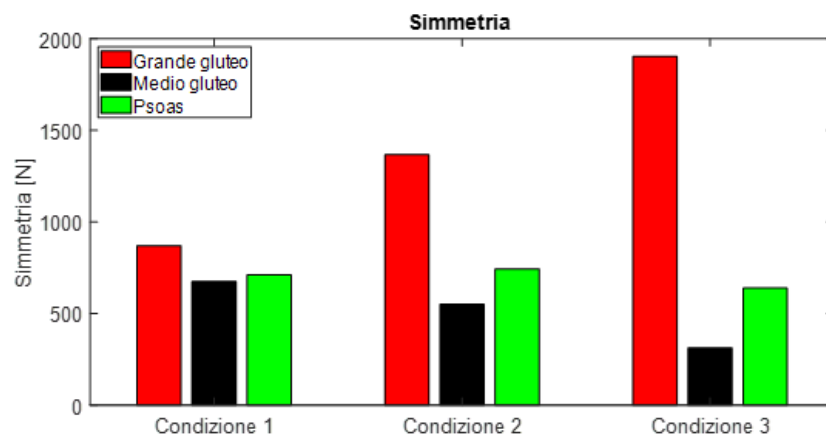


Figura 58 . Simmetria tra arto destro e sinistro nelle tre condizioni di massa (escluse le walking critiche)

BIBLIOGRAFIA

- [1] RESISTENZA DEI BIOMATERIALI Cap.4-Biomateriali naturali (Ugo Andreaus, Dipartimento di Ingegneria strutturale e geotecnica, Sapienza Università di Roma, 2020)
- [2] THE MAJOR DETERMINANTS IN NORMAL AND PATHOLOGICAL GAIT (J. B. dec. M. Saunders, Verne T.Inman and Howard D. Eberhart, J Bone Joint Surg Am. 1953;35:543-558.).
- [3] The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications

APPENDICI

[A1]

Operatore SKEW

L'operatore Skew è un operatore che permette di eseguire un prodotto vettoriale come un semplice prodotto matriciale righe per colonne. Esso opera su un vettore colonna creandone la matrice Skew corrispondente, antisimmetrica e caratterizzata dalla diagonale nulla, composta come segue:

$$\underline{v} = \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} = \hat{v} = \begin{bmatrix} 0 & -v_z & v_y \\ v_z & 0 & -v_x \\ v_y & v_x & 0 \end{bmatrix}$$

Dato un prodotto vettoriale del tipo $\underline{v}_1 \times \underline{v}_2$ allora si può scrivere la seguente uguaglianza per semplificare il calcolo:

$$\underline{v}_1 \times \underline{v}_2 = \begin{bmatrix} v_{1x} \\ v_{1y} \\ v_{1z} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} v_{2x} \\ v_{2y} \\ v_{2z} \end{bmatrix} = \hat{v}_1 \cdot \underline{v}_2 = \begin{bmatrix} 0 & -v_{1z} & v_{1y} \\ v_{1z} & 0 & -v_{1x} \\ v_{1y} & v_{1x} & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} v_{2x} \\ v_{2y} \\ v_{2z} \end{bmatrix}$$

Oltre a semplificare l'operazione dal punto di vista dei calcoli, la matrice Skew permette anche di non dover prestare attenzione ai segni nella scrittura dell'equazione vettoriale/matriciale, poiché sono contenuti nei vettori/matrici, sono associati ai loro singoli elementi.

[A2]

Bilancio dei momenti per l'arto destro

Applicando le proprietà dell'operatore Skew al bilancio dei momenti per le forze interne ed esterne dell'arto destro, si ricavano in maniera piuttosto semplificata i moduli delle forze muscolari interne esercitate dai tre muscoli principali presenti nell'anca: Grande Gluteo, Medio Gluteo e Psoas. Conoscendo i punti di inserzione delle forze muscolari e la loro direzione da assunzioni anatomiche fornite dai sistemi di motion capture, si ricavano i moduli delle forze come segue:

Momento delle forze esterne (forza peso del segmento coscia, forza peso del segmento gamba

e Ground Reaction Force) → MATRICE COMPLETAMENTE NOTA (B)

$$\begin{aligned} \underline{M}^e &= \begin{bmatrix} M_x^e \\ M_y^e \\ M_z^e \end{bmatrix} = \underline{OG_1} \times \underline{W_1} + \underline{OG_2} \times \underline{W_2} + \underline{OC} \times \underline{GRF} = \\ &= \begin{bmatrix} OG_{1x} \\ OG_{1y} \\ OG_{1z} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 0 \\ -W_{1y} \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} OG_{2x} \\ OG_{2y} \\ OG_{2z} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 0 \\ -W_{2y} \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} OC_x \\ OC_y \\ OC_z \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} GRF_x \\ GRF_y \\ GRF_z \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Momento delle forze muscolari (forza muscolare del grande gluteo, forza muscolare del medio gluteo e forza muscolare dello psoas) → MODULI DELLE F_m INCOGNITI (\underline{x})

$$\begin{aligned}\underline{M}^m &= \begin{bmatrix} M_x^m \\ M_y^m \\ M_z^m \end{bmatrix} = \underline{OA_1} \times \underline{F_{m1}} + \underline{OA_2} \times \underline{F_{m2}} + \underline{OA_3} \times \underline{F_{m3}} = \underline{\widehat{OA_1}} \cdot \underline{F_{m1}} + \underline{\widehat{OA_2}} \cdot \underline{F_{m2}} + \underline{\widehat{OA_3}} \cdot \underline{F_{m3}} = \\ &= \underline{\widehat{OA_1}} \cdot \begin{bmatrix} i_{A_1B_1} \\ j_{A_1B_1} \\ k_{A_1B_1} \end{bmatrix} F_{m1} + \underline{\widehat{OA_2}} \cdot \begin{bmatrix} i_{A_2B_2} \\ j_{A_2B_2} \\ k_{A_2B_2} \end{bmatrix} F_{m2} + \underline{\widehat{OA_3}} \cdot \begin{bmatrix} i_{A_3B_3} \\ j_{A_3B_3} \\ k_{A_3B_3} \end{bmatrix} F_{m3} = \\ &= \underline{a_{A_1B_1}} \cdot F_{m1} + \underline{a_{A_2B_2}} \cdot F_{m2} + \underline{a_{A_3B_3}} \cdot F_{m3} = \begin{bmatrix} \underline{a_{A_1B_1}} & \underline{a_{A_2B_2}} & \underline{a_{A_3B_3}} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_{m1} \\ F_{m2} \\ F_{m3} \end{bmatrix} = \underline{A} \cdot \underline{x}\end{aligned}$$

Bilancio dei momenti

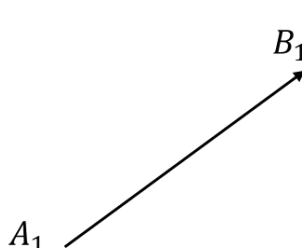
$$\underline{M}^m = -\underline{M}^e \rightarrow \underline{A} \cdot \underline{x} = \underline{B}$$

dove

\underline{A} è la matrice (3×3) contenente le informazioni sui punti di inserzione delle forze muscolari e la loro direzione, \underline{x} è il vettore (3×1) incognito contenente i tre valori dei moduli delle forze muscolari da calcolare e \underline{B} è la matrice dei momenti dovuti alle forze esterne quindi completamente data.

[A3]

Calcolo dei versori



The diagram shows a vector starting at point A_1 and ending at point B_1 . The vector is labeled $\underline{A_1B_1}$.

$$\underline{F_{m1}} = \begin{bmatrix} F_{m1x} \\ F_{m1y} \\ F_{m1z} \end{bmatrix} = \text{versore}(\underline{A_1B_1}) F_{m1} = \begin{bmatrix} i_{A_1B_1} \\ j_{A_1B_1} \\ k_{A_1B_1} \end{bmatrix} F_{m1}$$

$$\underline{A_1B_1} \rightarrow \text{versore}(\underline{A_1B_1}) = \frac{\underline{A_1B_1}}{\|\underline{A_1B_1}\|}$$