



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE**

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**“Analisi biomeccanica on field della corsa in atleti agonisti
tramite sensori di pressione plantare”**

Relatrice: Prof. Z. Sawacha

Laureanda: Alice Bagarello

Correlatrici: Dott. F. Spolaor, F. Cibir

ANNO ACCADEMICO 2021– 2022

Data di laurea 19/09/2022

Indice:

1	Introduzione.....	3
2	Biomeccanica.....	4
	2.1 Analisi biomeccanica della corsa.....	4
	2.2 Il modello massa molla.....	5
	2.3 Biomeccanica del piede.....	7
3	Analisi delle pressioni plantari.....	10
	3.1 Strumentazione.....	10
	3.2 Sensori.....	12
	3.2.1 Sensori Capacitivi.....	14
	3.2.2 Sensori Resistivi.....	14
	3.3 Solette di pressione utilizzate.....	15
4	Materiali e metodi.....	17
	4.1 Soggetti e task.....	17
	4.2 Set Up sperimentale.....	18
	4.3 Elaborazione dati.....	21
	4.3.1 Software Motux.....	21
	4.3.2 Matlab.....	23
	4.4 Variabili.....	23
5	Risultati e discussione.....	26
	5.1 Statistica.....	26
	5.2 Confronto Maschi vs Femmine nel test dei 30 m.....	27
	5.3 Confronto Maschi vs Femmine nel test dei 10 m.....	32
6	Bibliografia.....	35

1) Introduzione

Lo sviluppo di nuovi dispositivi tecnologici in ambito biomedico ha permesso di scoprire nuove frontiere anche in ambito sportivo.

In particolare, in questa tesi verrà descritto il funzionamento e l'utilità di solette plantari wireless capaci di misurare la forza di reazione al suolo e la pressione plantare. Questo strumento è utile in campo medico, nella fase di diagnosi e anche nella riabilitazione.

Analizzare nel dettaglio l'appoggio del piede dei pazienti e studiare le zone della pianta del piede in cui il carico è maggiore o mal distribuito è di sostegno alla diagnosi di possibili patologie; inoltre, nella fase di recupero post ricovero o post lesione, è possibile verificare se il paziente ha ripreso a pieno il normale uso degli arti inferiori o, eventualmente, a che fase della riabilitazione è arrivato.

Altro settore in cui questi dispositivi trovano ampia utilità è quello sportivo. Un fondamentale utilizzo di essi avviene proprio nel gesto sportivo più naturale e spontaneo che l'essere umano possa compiere, in cui i piedi costituiscono l'unico mezzo utile per praticarlo, ovvero la corsa. Sebbene non siano ancora di ampio utilizzo da parte di molte società sportive, questo strumento costituisce un grande punto di svolta e un sistema all'avanguardia per poter studiare le caratteristiche di appoggio del piede dei singoli atleti, analizzando un appoggio corretto o meno ed eventualmente modificarlo col fine di prevenire gli infortuni.

Per lo sviluppo di questo elaborato verrà svolto un test sperimentale che coinvolge atleti agonisti praticanti l'atletica leggera, in particolare le specialità del mezzofondo (distanze tra gli 800 m e i 10.000 m). Si chiederà al gruppo di atleti, suddivisi tra maschi e femmine, di effettuare due tratti di corsa (10 e 30 m) indossando uno dei modelli delle solette appena descritte. Lo sprint non è ad andatura massimale, ma ad un'andatura più controllata che simula quella di una gara prolungata, facendo controllare agli atleti l'appoggio del piede.

Nell'ultima fase della tesi si spiegherà come verranno elaborati i dati rilevati dalle solette tramite un software apposito per questi dispositivi e tramite Matlab. Per concludere, si riportano i grafici ottenuti e vengono discusse le singole variabili analizzate facendo un paragone tra i risultati trovati per il gruppo maschile e quello femminile.

2) Biomeccanica

Secondo l'ipotesi della modellazione muscoloscheletrica il corpo umano può essere descritto come un sistema articolato multicorpo, ovvero un insieme di corpi rigidi (ossa) che ruotano attorno ad un asse articolare con diversi gradi di libertà. L'approssimazione del corpo umano ad un modello muscoloscheletrico, prevede che i segmenti ossei siano considerati solidi omogenei che sottostanno alle regole della meccanica dei corpi rigidi, caratterizzati da geometrie semplici e collegati tra loro tramite le articolazioni, modellizzate come giunti ideali (cerniere, giunti sferici...). Le masse dei segmenti anatomici sono ipotizzate concentrate nei centri di massa dei diversi segmenti e le loro lunghezze sono misurate come distanze tra punti di repere anatomico. L'intero sistema è mosso da forze che hanno come punto di applicazione l'inserzione del muscolo nell'osso e come direzione la linea che congiunge i due capi del muscolo attivo.

Quando queste semplici forze interagiscono con il complicato sistema di leve generato da ossa e articolazioni possono dare vita a tutte le azioni, semplici e complesse, che gli esseri umani possono compiere. [1]

Da questa volontà di descrivere le azioni motorie tramite le leggi della fisica classica nasce la biomeccanica.

Nello specifico, la biomeccanica è l'applicazione delle leggi della fisica allo studio del movimento e dell'equilibrio umano. La biomeccanica si usa in ambito clinico per diagnosticare una malattia studiando specifici movimenti del paziente, è fondamentale nella realizzazione di impianti protesici e, infine, trova applicazione nello sport, con l'obiettivo di migliorare le prestazioni ottenibili dagli atleti analizzando l'atto motorio da essi compiuto e prevenendo i possibili infortuni a cui potrebbero essere soggetti. [2]

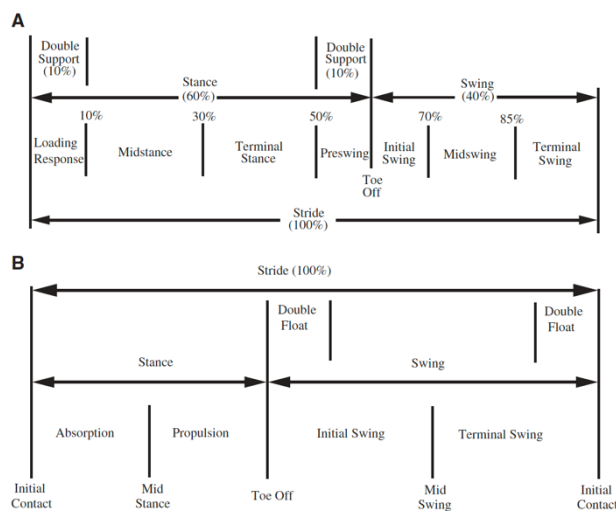
2.1) Analisi biomeccanica della corsa

In particolare, questa tesi si concentrerà sullo studio della biomeccanica relativa alla corsa, con un focus sull'analisi delle pressioni plantari e sulla forza di reazione al suolo tra la pianta del piede e la superficie d'appoggio.

Innanzitutto, bisogna definire cosa si intende con il termine corsa e come questa si differenzi dalla semplice camminata. L'aspetto fondamentale che le contraddistingue è che la corsa non

presenta la fase di doppio appoggio, ma una fase di volo in cui non c'è alcun contatto con il suolo. Inoltre, la corsa è caratterizzata da una velocità maggiore. Questo permette una fase di appoggio molto più breve e una maggior distanza percorsa per unità di tempo durante la fase di volo.

Se analizziamo in dettaglio un'intera fase del passo, definendolo come l'azione trascorsa dal primo appoggio di un tallone al successivo appoggio dello stesso, possiamo notare un alternarsi di fasi di appoggio (*stance*) e fasi di volo (*swing*) compiute dai singoli arti. Nella camminata il ciclo del passo è intervallato dalle fasi di doppio appoggio, nella corsa invece, questa fase manca, lasciando più spazio alle fasi di *swing*. [3]



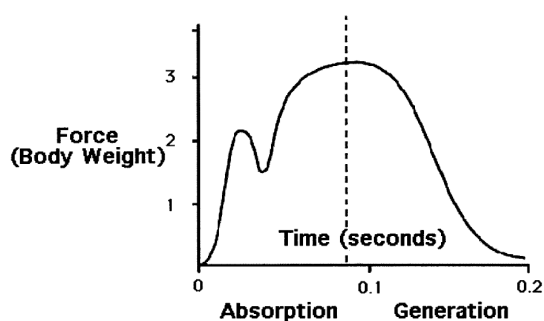
(Fig. 1) In dettaglio le percentuali delle fasi di *swing* e di *stance* all'interno del ciclo del passo nella camminata (A) e della corsa (B). [4]

2.2) Il modello massa-molla

Durante la corsa non tutta la forza necessaria per la locomozione è generata attivamente dai muscoli, bensì la perdita di energia potenziale della fase di caduta (dovuta al fatto che il centro di massa si abbassa) viene immagazzinata dai sistemi tendine-muscolo sotto forma di energia elastica, per poi essere restituita nella fase di spinta. Dunque, la fase di appoggio del piede al suolo, dal punto di vista dell'energia, può essere divisa in due fasi: assorbimento e generazione.

Nella figura (2) è rappresentato l'andamento delle forze verticali di reazione al suolo in funzione del tempo (durante la fase di appoggio). Il picco iniziale della curva rappresenta la forza passiva associata al momento di impatto del piede con il suolo. Più è alta la forza di

impatto al suolo, maggiore sarà l'energia dissipata nella fase di *stance* e quindi minore sarà l'energia immagazzinata e successivamente restituita nella fase di generazione. Il secondo picco è dovuto, invece, alla fase di generazione; costituisce, quindi, la forza del contributo attivo dei muscoli. [3]



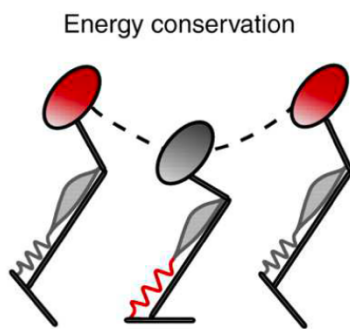
(Fig. 2) Grafico della forza di reazione al suolo di un corridore *rearfoot* (la prima parte del piede che tocca il suolo è il tallone), raffigurante il primo picco relativo alla forza passiva nel momento di impatto e il secondo relativo alla forza attiva generata dai muscoli. [3]

Per avere una corsa con meno dispendio energetico possibile, è necessario ridurre l'altezza del picco iniziale di questa curva. Il valore di energia dissipata nella fase di appoggio dipende da parametri esterni quali il materiale della scarpa o il tipo di terreno, ma dipende, soprattutto, da come il piede poggia sul suolo.

Un corridore che nella fase di appoggio usa il tallone per toccare terra, avrà un dispendio energetico più alto (picco più alto) rispetto ad uno che appoggia l'avampiede. Questo perché appoggiando prima l'avampiede è possibile sfruttare al meglio la leva costituita dall'intera lunghezza del piede, potendo allungare al massimo la molla costituita dal polpaccio e tendine d'Achille, immagazzinando più energia potenziale elastica possibile. L'appoggio sulla pianta riduce la possibilità di sfruttare il sistema della leva, l'appoggio sul tallone, invece, lo annulla del tutto.

La corsa può essere fondamentalmente descritta attraverso un sistema massa-molla che rimbalza, dove la gamba funge da molla (considerata senza massa). Più precisamente, il tendine si può considerare una molla biologica e il muscolo il suo tensore (mezzo tramite cui viene tirata). In linea generale, durante la corsa, non appena il piede tocca il terreno l'energia cinetica persa (perché non è più in movimento) sommata all'energia potenziale (dovuta all'abbassamento del centro di massa) viene convertita in energia potenziale, conservata nei

muscoli, tendini e legamenti. Nella successiva fase di spinta viene rilasciata questa energia sommata a quella prodotta attivamente dalla contrazione dei muscoli (Fig. 3). Il corretto sfruttamento del sistema massa-molla costituito dal piede permette di usare al massimo l'energia già immagazzinata, senza un aggiuntivo ausilio muscolare attivo e un conseguente affaticamento muscolare. [3] [5]



(Fig. 3) Conservazione dell'energia meccanica durante la corsa. Energia cinetica e potenziale iniziali, dovute rispettivamente al movimento del corpo e all'abbassamento del centro di massa, sono conservate, in una seconda fase nel tendine (che funge da molla), sotto forma di energia potenziale, per poi rimettere in moto il corpo nella fase finale. [5]

2.3) Biomeccanica del piede

Prima di addentrarci nell'analisi della forza di reazione al suolo, vediamo più nel dettaglio la biomeccanica del piede e della caviglia durante la corsa.

Dal punto di vista anatomico, l'articolazione della caviglia è costituita superiormente dalla tibia e perone e inferiormente dall'astragalo. La sola articolazione tibio-tarsica consente come unico movimento la flessione-estensione. Tuttavia, quest'ultima, insieme alle altre articolazioni del retro piede, realizza una sola articolazione con tre gradi di libertà.

I movimenti che può realizzare si sviluppano attorno a 3 assi principali:

- 1) Asse trasversale: dorsiflessione di 20° - 30° (avvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba) e flessione plantare di 30° - 50° (allontana il dorso del piede dalla faccia anteriore della gamba).
- 2) Asse longitudinale della gamba: abduzione (la punta del piede si porta lateralmente) e adduzione (la punta del piede si porta medialmente). Questi movimenti sono effettuati in

collaborazione con la rotazione del ginocchio.

3) Asse longitudinale del piede: supinazione (descritta classicamente come adduzione e inversione del piede) e pronazione (definita classicamente come abduzione ed eversione del piede). [6]

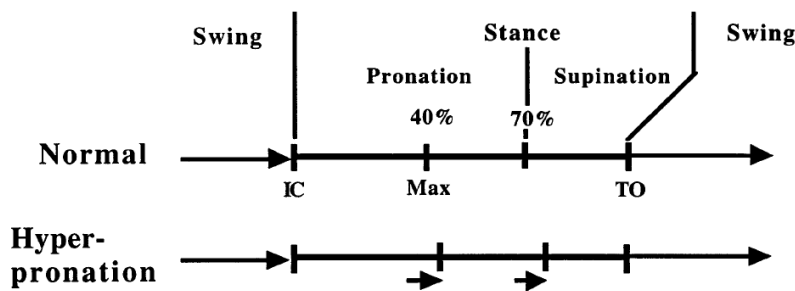


(Fig. 4) Anatomia della caviglia. [6]

Durante la corsa il corpo deve assorbire ripetutamente la forza di impatto di ogni passo, che può arrivare fino a tre volte il peso corporeo. Questa funzione è svolta in un primo momento dal piede, il quale, successivamente, trasferisce la forza su tutta la catena cinetica. Il piede ha la funzione di ammortizzare l'impatto, di fungere da leva per proiettare il corpo in fase di spinta e di essere un componente attivo nella propriocezione per mantenere il corpo in equilibrio, adattandosi alle superfici irregolari. Il piede può svolgere queste funzioni grazie alle azioni di dorsiflessione, flessione plantare, pronazione e supinazione. In particolare, la pronazione e la supinazione permettono al piede e alla caviglia di funzionare in modo efficiente: durante la fase di appoggio la pronazione serve per ammortizzare l'urto (la pronazione consente flessibilità nel piede e nella caviglia per adattarli a diverse superfici di corsa), durante la fase di propulsione, invece, la supinazione permette al piede di essere più rigido ed effettuare una spinta più efficace.



(Fig. 5) Pronazione e Supinazione durante la corsa. [7]



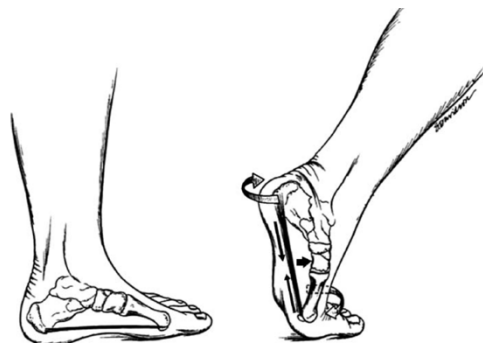
(Fig. 6) Percentuali fase pronazione e supinazione durante il ciclo del passo. [3]

La spinta nella fase della propulsione è in parte facilitata dalla particolare struttura anatomica della fascia plantare. La fascia plantare (o aponeurosi plantare) consiste in una struttura fibrosa che collega il calcagno e le teste metatarsali. Dal punto di vista strutturale, la parte mediale del piede si può descrivere come un arco (formato dal calcagno, l'astragalo, le ossa metatarsali e le falangi) che sottende un tirante (la fascia plantare). Le funzioni principali di questa struttura sono quella di assorbire gli shock durante la corsa nella primissima fase di *stance* (appoggio del piede) e quella di irrigidire l'arcata plantare nella fase di spinta.

Questa seconda funzione si descrive con il meccanismo *windlass*, ovvero un modello meccanico che spiega il modo in cui la fascia plantare sostiene il piede durante le attività di carico.

Nella fase finale della spinta, il piede presenta la dorsiflessione dell'alluce, di conseguenza la fascia plantare si accorcia facendo arcuare maggiormente la struttura ossea sopra di essa.

Questo meccanismo aumenta notevolmente la stabilità plantare, preparando il piede alla fase di toe-off. [4] [8]



(Fig. 7) Meccanismo *windlass* della fascia plantare. [4]

3) Analisi delle pressioni plantari

Durante la locomozione i piedi forniscono la superficie primaria di interazione con l'ambiente esterno; dunque, esaminare le caratteristiche della pressione plantare del piede è di fondamentale importanza per prevenire e curare problematiche relative anche ad altre parti del corpo.

La pressione plantare è la pressione che agisce tra il piede e la superficie d'appoggio durante una qualsiasi attività locomotiva. L'importanza dell'analisi della pressione plantare sta nella possibilità di diagnosticare problematiche posturali riguardanti gli arti inferiori, prevenire gli infortuni, aiutare nella riabilitazione e studiare la biomeccanica per migliorare la performance sportiva.

3.1) Strumentazione

Esiste una varietà di sistemi di misurazione della pressione plantare, in base all'applicazione che ne viene fatta. Le caratteristiche principali di un sistema per la misura della pressione plantare sono: buona risoluzione spaziale, alta frequenza di campionamento, sensibilità e una corretta calibrazione. In generale, si possono classificare in due tipi principali: le *pedane di pressione* (Fig. 8) e i *sistemi in-shoe/solette* (Fig. 10).

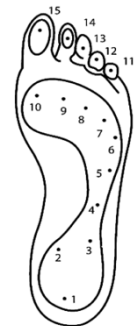
-pedane di pressione: questi sistemi sono costituiti da una serie piatta e rigida di sensori di rilevamento della pressione, disposti in una configurazione a matrice. Essi possono essere usati sia per un'analisi statica che dinamica. Il vantaggio di questo tipo di sistema è l'essere stazionario e piatto, dunque facile da usare. D'altra parte, però, l'essere stazionario costituisce uno svantaggio in quanto il paziente è vincolato nella camminata a passare nella parte centrale della pedana, non potendo essere completamente libero e naturale nel movimento.



(Fig. 8) Pedana di pressione emed® by Novel. [9]

- *sistemi in-shoe/solette*: questo sistema consiste in una soletta flessibile incorporata alla scarpa, portatile, versatile ed utilizzabile in più circostanze rispetto alla pedana. Il punto di forza dei sistemi *in-shoe* è che non vincolano il paziente a calpestare una determinata area, ma lo lasciano libero nel suo movimento, consentendo un'analisi più veritiera. Tuttavia, il rischio in cui si cade utilizzando questo sistema è che la soletta, non essendo rigida, possa scivolare e slittare, falsando i risultati. Un'ulteriore limitazione consiste nel fatto che la risoluzione spaziale dei dati è bassa rispetto ai sistemi a piattaforma, a causa del minor numero di sensori.

Per quanto riguarda la localizzazione dei sensori sulla superficie plantare della soletta, è stato studiato che essa può essere divisa in 15 aree che sorreggono la maggior parte del peso corporeo. Dunque, idealmente, l'uso di 15 sensori potrebbe essere sufficiente per misurare la pressione plantare durante la locomozione, ma, ovviamente, più la superficie della soletta è fitta di sensori, più accurata sarà l'acquisizione. [9]



(Fig. 9)



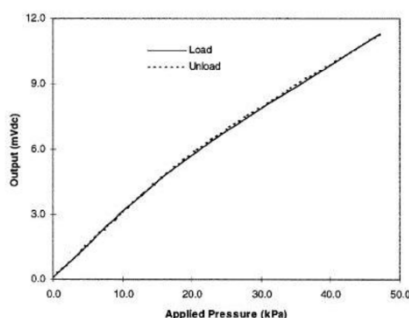
(Fig. 10) Soletta per la misurazione della pressione plantare by Pedar© Novel. [9]

3.2) Sensori

I sensori utilizzati per misurare la forza di reazione al suolo in dispositivi come le solette plantari devono rispettare alcuni requisiti. Per essere utilizzati in dispositivi mobili *in-shoe*, i sensori devono essere leggeri e di piccole dimensioni, il cablaggio deve essere limitato o, meglio ancora, wireless. Il consumo energetico deve essere basso, in modo da rendere sufficiente l'alimentazione di una piccola batteria. Tutto questo col fine di non influire significativamente sull'andatura del paziente.

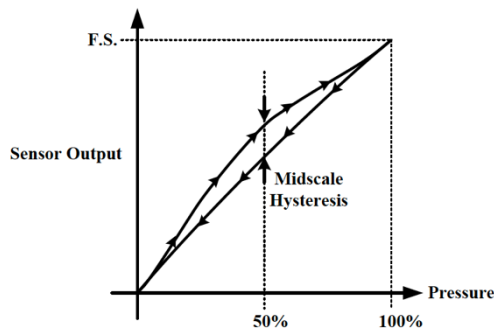
Per quanto riguarda una miglior performance dei sensori, bisogna studiare alcuni parametri come la *linearità*, l'*isteresi*, l'*area sensibile* del sensore, la *frequenza* di acquisizione e la *resistenza alla deformazione* del materiale di cui è composto.

-linearità: la linearità si verifica disegnando il grafico della risposta del sensore in funzione della pressione applicata. Più dritta è la linea del grafico, più la risposta è lineare e più è affidabile il sensore. La linearità dipende da quanto semplice o complesso è il circuito attraverso cui viene processato il segnale.



(Fig. 11) Grafico che raffigura la tensione misurata dal sensore in funzione della pressione applicata su di esso, per verificarne la linearità. [9]

-isteresi: anche questo parametro si valuta osservando il grafico di output del sensore in funzione della pressione esercitata. Il grafico di un sensore soggetto ad isteresi presenterà due curve diverse, a seconda che sia in fase di carico o di scarico (i sensori resistivi sono soggetti a questo fenomeno).



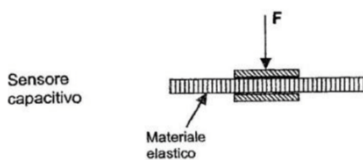
(Fig. 12) Isteresi di un sensore di pressione tra fase di carico e scarico. [9]

- l'*area sensibile* del sensore: meno è estesa l'area di un sensore, più è preciso il valore di pressione rilevato. Un sensore che ricopre un'area maggiore restituirà il valore di pressione unico per tutta l'area, anche se non è il valore medio dell'area, ma il valore di pressione di un singolo punto all'interno di essa.

- *frequenza* di acquisizione: una frequenza di acquisizione maggiore permette di ottenere valori più precisi durante un test in movimento. Una frequenza di 200Hz è considerata sufficiente per acquisizioni durante la corsa o la camminata.

- la *resistenza alla deformazione* del materiale: questo parametro raggiunge un valore ottimale tanto più un materiale riesce a resistere ad un carico costante. Un'alta resistenza alla deformazione permette quindi la ripetibilità, ovvero la possibilità di ottenere risultati attendibili anche dopo lunghi periodi di tempo. [9]

I due principali tipi di sensori sono quelli di tipo capacitivo e resistivo.



(Fig. 13) Struttura sensore capacitivo [10]



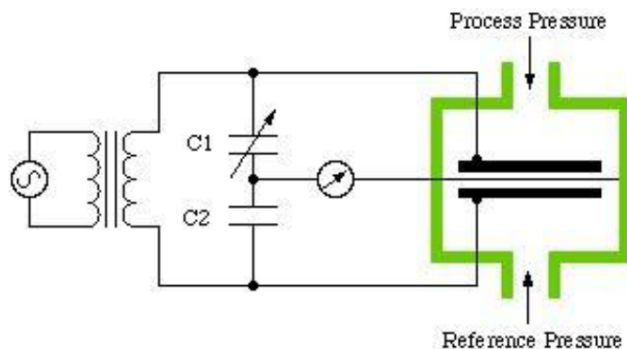
(Fig. 14) Struttura sensore resistivo [10]

3.2.1) Sensori capacitivi:

Un sensore capacitivo è un piccolo dispositivo composto da due piastre elettricamente cariche, conduttive e capacitive, separate tra loro da un materiale dielettrico elastico. Quando viene applicata una pressione, il materiale dielettrico elastico si assottiglia, permettendo alle due piastre di avvicinarsi e, dunque, di aumentare la capacità. Questo aumento di capacità è direttamente proporzionale alla pressione applicata, infatti, viene misurato in unità di pressione.

$$C = \epsilon \frac{S}{d}$$

dove ϵ è la costante dielettrica (variabile a secondo dei materiale dielettrico)
 S è la superficie dell'armatura
 d è la distanza fra le armature



(Fig. 15) Sensore capacitivo. [9]

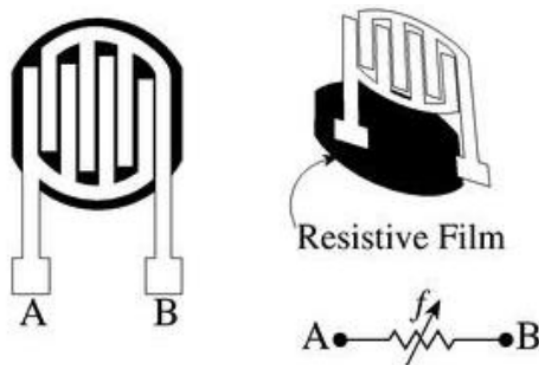
3.2.2) Sensori Resistivi:

Questo tipo di sensore è costituito da due elettrodi, con un polimero conduttivo interposto fra loro. La schiuma polimerica funge da resistenza, la quale cambia in base alla forza applicata. Infatti, la forza provoca il contatto fra le particelle conduttive, facendo diminuire la resistenza e, dunque, conducendo più corrente. La diminuzione della resistenza elettrica viene misurata in unità di pressione.

I sensori resistivi sono soggetti ad isteresi dopo alcuni cicli di utilizzo o dopo un uso unico, prolungato. Per questo ne vengono prodotti anche di tipologia monouso ed hanno un costo ridotto. [9] [1]

$$R = \rho \cdot \frac{l}{S}$$

ρ =resistività del materiale
 l =lunghezza del conduttore
 S =sezione del conduttore



(Fig. 16) Sensore resistivo. [9]

3.3) Solette di pressione utilizzate

Nel test sperimentale effettuato sono state utilizzate delle solette prodotte dall'azienda *Sensor Medica*, leader nella produzione di sistemi per l'analisi biomeccanica, e rivestite dalla ditta veronese FGP. Sensor Medica ha prodotto la soletta FlexInFit, dispositivo molto sottile (0.3mm), contenente l'intera matrice dei 214 sensori resistivi. La soletta è realizzata in poliestere anallergico, con numerazioni ritagliabili, disponibili dal 35 al 48EU. L'innovazione tecnologica di questo prodotto sta nel fatto che è completamente privo di cavi, permettendo una totale libertà di movimento al paziente che lo indossa. Esso, infatti, è dotato di batterie ricaricabili, con 4 ore di autonomia, e permette di salvare i dati su una SD card. Quest'ultimi vengono trasmessi live al PC tramite connessione Bluetooth (fino a 100m), rendendoli successivamente leggibili da un software di analisi biomeccanica. I sensori delle solette hanno una sensibilità di 0.1N, con una scala di misurazione da 0 a 100N e frequenza di acquisizione fino a 100 Hz. [11]

Le solette FlexInFit sono state testate dal laboratorio di Bioingegneria del movimento dell'Università degli Studi di Padova, presso il quale è stato svolto questo elaborato, riscontrando un'importante problematica: lo spessore troppo sottile delle solette e il materiale facevano sì che, durante il loro utilizzo, queste non rimanessero stese completamente, ma si piegassero, formando grinze che non permettevano la ricezione della pressione corretta da parte di tutti i sensori. Proprio per risolvere questa complicanza, l'azienda FGP ha deciso di creare il prodotto Blu Insole, ovvero una soletta calzabile che ha come matrice di base i sensori di quella creata da Sensor Medica, ma che è stata successivamente rivestita in modo da renderla più spessa e leggermente più rigida.



(Fig. 17) Soletta Sensor Medica



(Fig. 18) Solette FGP

4) Materiali e metodi

Nella prima parte di questo capitolo verrà spiegato il task sperimentale svolto per acquisire i dati utili per lo sviluppo della tesi. Successivamente, invece, si parlerà di come sono stati elaborati i dati ottenuti.

4.1) Soggetti e task

Obiettivo dello studio è l'analisi delle pressioni plantari durante la corsa tramite dispositivi wireless *in-shoe*. Per poterlo realizzare è stato necessario effettuare delle acquisizioni sperimentali, svolte direttamente su una pista di atletica. Gli atleti coinvolti in questo task sono agonisti del mezzofondo, ovvero corridori che gareggiano nelle discipline dell'atletica leggera a partire dalla distanza minima di 800 m, fino a quelle più lunghe come 5.000/10.000 m. Questo tipo di competizioni vengono svolte sia in pista, che su terreni differenti, come la corsa su strada o la corsa campestre. I dieci soggetti sottoposti al test sono stati suddivisi in due gruppi: cinque maschi e cinque femmine, tutti compresi nella fascia d'età tra i 16 e i 26 anni.

Vengono di seguito riportati in due tabelle i dati antropometrici dei cinque soggetti maschili e i cinque femminili.

	Età	Peso (kg)	Altezza (m)	N scarpe
soggetto 1	23	61	1,77	41
soggetto 2	18	71	1,83	44
soggetto 3	22	71	1,81	42
soggetto 4	17	67	1,86	46
soggetto 5	16	58	1,79	43

(Tabella 1) Dati antropometrici degli atleti maschi

	Età	Peso (kg)	Altezza (m)	N scarpe
soggetto 6	23	58	1,71	39
soggetto 7	21	57	1,66	40
soggetto 8	21	55	1,71	38
soggetto 9	26	51	1,70	40
soggetto 10	16	48	1,69	37

(Tabella 2) Dati antropometrici delle atlete femmine

Ad ogni atleta è stato chiesto di svolgere uno sprint di 10 m con partenza già avviata (non da fermi). Successivamente, senza fermarsi completamente, ma solo rallentando il passo, l'atleta doveva raggiungere il termine della corsia, girarsi e svolgere uno secondo sprint lungo 30m, tornando al punto di partenza. All'atleta è stato chiesto di correre ad un'andatura abbastanza sostenuta, ma non con velocità massimale.

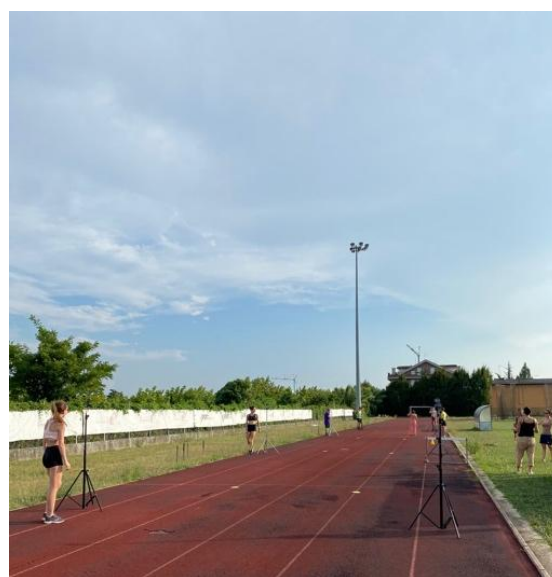
Il fatto di non poter quantificare lo sforzo di ogni singolo atleta, non potendo quindi sapere se tutti hanno messo lo stesso impegno, costituisce un limite in questa indagine.

4.2) Setup sperimentale

Lungo uno dei due rettilinei della pista di atletica sono state scelte le due corsie centrali. Normalmente si corre al centro della corsia, ma è stato scelto di utilizzare la linea bianca che divide le due corsie come riferimento per gli atleti, che hanno quindi potuto percorrere un segmento perfetto, ossia un tratto rettilineo da punto di partenza a punto di arrivo, senza effettuare curve. Sono stati posizionati per terra dei segnali, ogni 10 m di pista, i quali indicavano, quindi, anche dove doveva avvenire l'inizio e la fine della corsa (conetti gialli in figura). Ai lati delle corsie prescelte sono state posizionate, equidistanti tra loro, 8 telecamere GoPro. La prima collocata appena prima del segnale di inizio corsa e l'ultima poco dopo il segnale di fine, in modo da poter riprendere integralmente il task motorio (Fig. 19 e 20). Non sono servite le pedane di calibrazione perché il test è stato effettuato in una pista di atletica, le cui distanze sono misurate, segnate e di conseguenza note.



(Fig. 19) GoPro utilizzate durante il test



(Fig. 20) Set Up della corsia utilizzata per fare il test

Per quanto riguarda il set up degli atleti, sono stati applicati su di essi dei piccoli *tape* bianchi con un quadratino nero all'interno, sui punti di repere anatomico, in modo da rendere più facile la successiva fase di tracking che verrà realizzata in un altro studio (non previsto all'interno di questa tesi). I *tape* sono stati posizionati seguendo il protocollo completo IOR-Gait, che prevede l'utilizzo di 30 markers per ogni soggetto.



(Fig. 21) Markers applicati su un'atleta che ha effettuato il test

Gli atleti, inoltre, indossavano all'interno della propria calzatura delle solette BLU insole, prodotte dall'azienda FGP. Questo dispositivo innovativo permette di verificare in tempo reale l'andamento dell'esame, registrando dati fino a quattro ore e consentendo un'analisi accurata all'interno della scarpa del paziente. Le caratteristiche tecniche del dispositivo sono già state citate nel paragrafo 3.3).

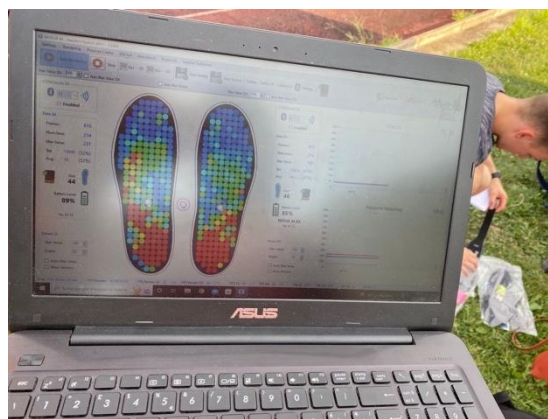
L'aspetto più importante di questo prodotto è quello di non creare ingombro durante l'esecuzione del test, essendo completamente *CableFree*.

I dati sono stati acquisiti ad una frequenza di 200 Hz, trasferiti via Bluetooth e, infine, salvati su microSD. Il lettore della scheda microSD è stato legato al polpaccio dell'atleta, per non recare fastidio durante la corsa (Fig. 22).



(Fig. 22) Solette BLU insole dall'azienda Sensor Medica®, con foto in dettaglio del lettore della scheda SD

Prima di iniziare il test sono state accese contemporaneamente le 8 telecamere. È stato preparato un PC con installato il software Motux (Fig. 23), grazie al quale, via Bluetooth, è stato possibile vedere in tempo reale i valori della pressione sulla superficie delle solette. L'interfaccia grafica mostra la griglia dei 214 sensori, con colorazioni diverse a seconda dell'intensità della pressione registrata in quel frame.



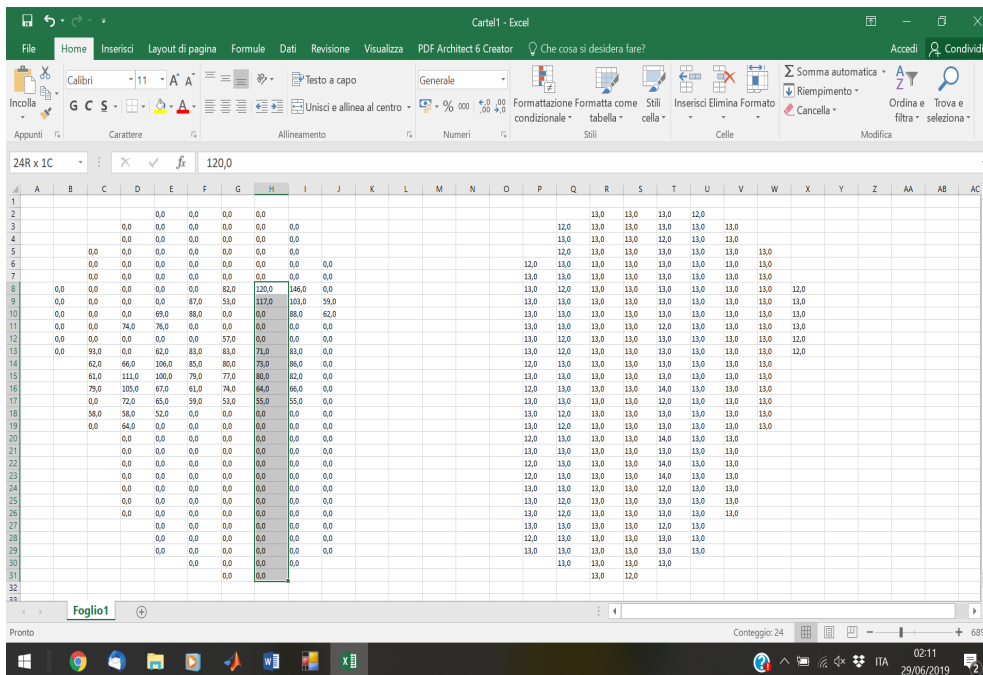
(Fig. 23) Pc con il Software Motux durante l'acquisizione dati

4.3) Elaborazione dati

4.3.1) Software Motux

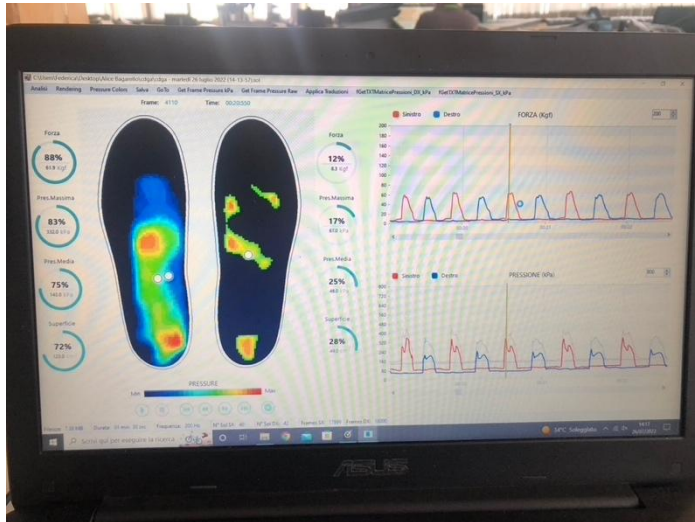
I dati raccolti in campo sono stati successivamente elaborati utilizzando il software Motux. Il primo passaggio è l'esportazione di essi dalla scheda microSD che era collegata alle solette durante l'acquisizione, e, in seguito, il salvataggio in un file di formato “.sol”.

I dati salvati sono la pressione, la forza massima e le coordinate del centro di pressione (COP). I valori della pressione sono salvati all'interno di un file note in una matrice tridimensionale, della quale la terza dimensione corrisponde al numero del frame. Su ogni matrice 2x2, corrispondente ad un certo frame, si visualizzano i valori della pressione nelle caselle dei rispettivi sensori che compongono la soletta (zero se il sensore non è attivo in quell'istante). Per quanto riguarda la forza massima, viene salvato solo il valore di essa sul COP, sempre frame per frame. Infine, il COP viene salvato (frame per frame) registrando le sue coordinate su un sistema di riferimento bidimensionale.



(Fig. 23) Rappresentazione dei dati di pressione di un preciso frame

Tramite il software Motux è già possibile visualizzare il video di come forza di reazione al suolo, pressione plantare e posizione del COP varino durante la corsa di ciascun atleta. Sulla parte sinistra dello schermo appare la sagoma delle solette, nella quale, con lo scorrere del tempo, sono mostrate le zone di alta e bassa pressione plantare. Sul lato destro dello schermo, invece, ci c'è il grafico della forza (kgf) e della pressione (kPa), per ogni frame.



(Fig. 24) Raffigurazione schermata software Motux durante la fase di visualizzazione dati.

A questo punto del processo di elaborazione dati, è possibile individuare i frame corrispondenti alla soglia del piede destro e sinistro e i frame relativi all'inizio e alla fine della corsa (sia per il task dei 10m che per quello dei 30m).

Individuare la soglia significa trovare il valore di forza minimo rilevato dalle solette, anche quando il piede è sollevato da terra. Infatti, nonostante sulla soletta non sia di fatto esercitata alcuna forza di reazione al suolo, essa registra una forza di base dovuta a delle imprecisioni nel posizionamento dei dispositivi (per esempio la presenza di piccole pieghe che esercitano pressione su dei sensori). Trovare questo valore serve nelle fasi di elaborazione successive per poter separare tra loro i vari passi del task, tenendo solo i valori di forza superiori a quello della soglia e, dunque, spezzando la linea continua del grafico in singole curve relative a ciascun passo.

Per individuare i frame di inizio e fine task, invece, è stato necessario osservare l'andamento del grafico, in modo tale da escludere i passi iniziali e finali effettuati, rispettivamente, prima e dopo del tratto di pista di 10 o 30m di acquisizione. Si terranno, quindi, solo i passi centrali, distinguibili per un andamento simile e costante.

La fase finale di elaborazione dati tramite il software Motux è quella di esportazione dei dati di pressione, forza e COP dei singoli soggetti, salvandoli in dieci cartelle diverse, rinominate con un acronimo per ciascun atleta.

4.3.2) Matlab

La seconda parte di elaborazione dati è stata effettuata con Matlab, un linguaggio di programmazione ampiamente utilizzato in ambito ingegneristico. I codici impiegati sono stati scritti dall'equipe di ingegneri del laboratorio Bioingegneria del Movimento dell'Università degli Studi di Padova.

Il primo codice è servito per creare il file '.mat' che ingloba tutte le informazioni ricavate dai file '.sol' salvati in precedenza.

Il secondo codice è stato usato per visualizzare due figure contenenti i passi destri e sinistri, numerati in modo sequenziale, già tagliati a seconda del valore di soglia inserito. Tramite la visualizzazione di questa figura è stato possibile selezionare i soli passi senza disturbi, adatti ad essere analizzati in seguito.

Infine, lanciando un terzo codice, si sono ottenuti i grafici finali riportanti l'andamento delle singole variabili di studio, per ciascuno dei 10 soggetti.

4.4) Variabili

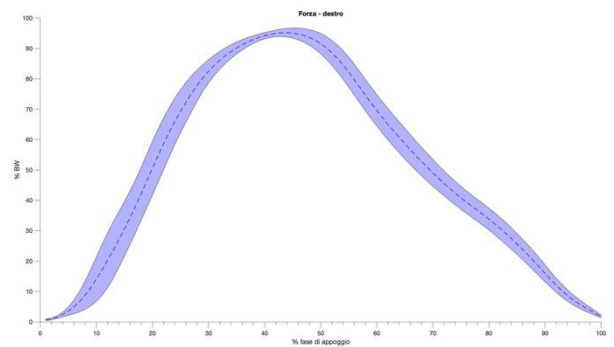
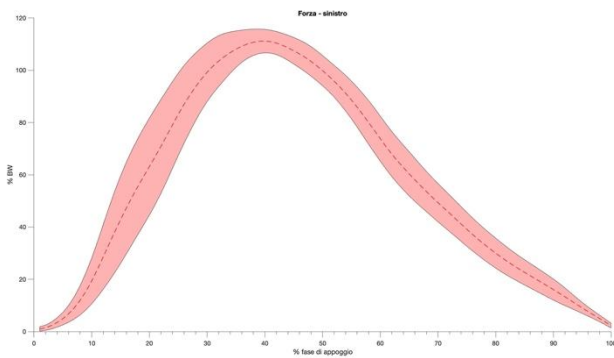
Le variabili selezionate per questo studio, e quindi utili per l'analisi dell'appoggio del piede durante la corsa, sono la forza di reazione al suolo, la pressione media, la pressione massima e la superficie calpestata. Per ogni variabile sono presenti due grafici: rosso per il piede sinistro e blu per il piede destro. Ciascuno di essi presenta una linea tratteggiata corrispondente alla media di quella variabile tra i valori dei passi selezionati per ciascun soggetto, in ciascun task (10m e 30m). L'ampiezza della fascia, invece, rappresenta la deviazione standard, quindi più la fascia è ampia, più i valori si discostano da quello medio. Tutti i grafici raffigurano i valori delle variabili appena citate solo durante la fase di *stance*; quindi sull'asse delle ascisse è riportata la percentuale della fase di appoggio.

La variabile ricavata in modo diretto dalle solette è la pressione sui singoli sensori per ogni frame. A partire da questo dato, vengono calcolate la pressione media, come media aritmetica tra la pressione rilevata dai sensori attivi e la pressione massima, ovvero la pressione più alta registrata da un sensore. Inoltre, è possibile calcolare la forza di reazione al suolo, moltiplicando la pressione misurata dai singoli sensori (in ogni frame) per l'area

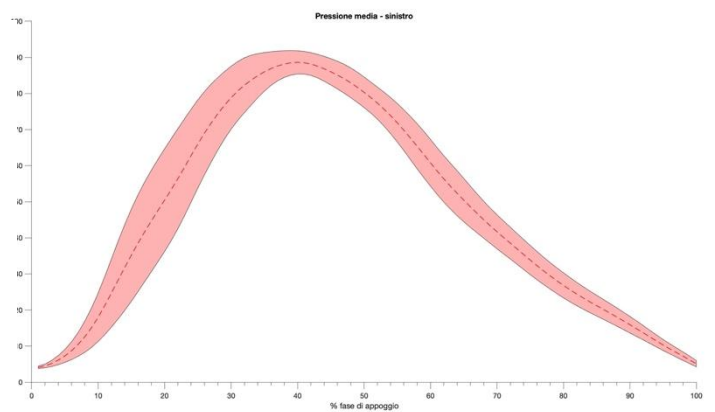
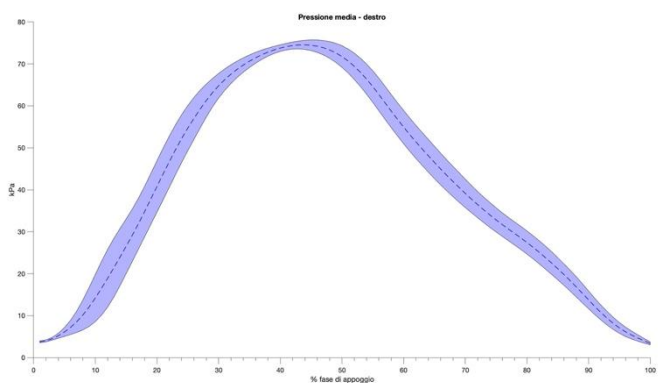
coperta da essi e facendone una media. Questa variabile viene espressa in percentuale della massa corporea di ciascun atleta, in modo da standardizzare i risultati e renderli confrontabili tra i diversi soggetti. La superficie calpestata, infine, mostra il numero di sensori attivi, frame per frame, in percentuale al numero di sensori totali della soletta.

Di seguito sono riportati, come esempio, i grafici ottenuti dall'analisi di uno dei soggetti.

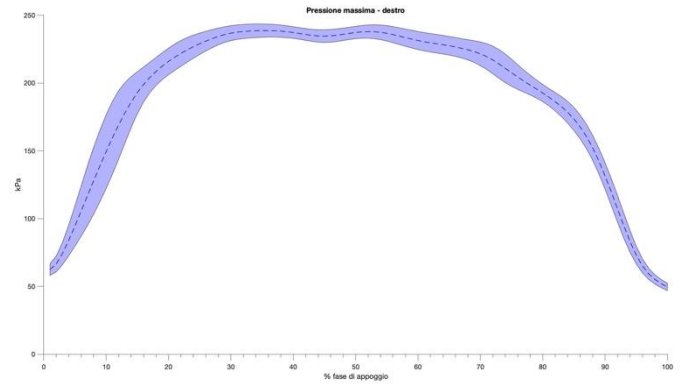
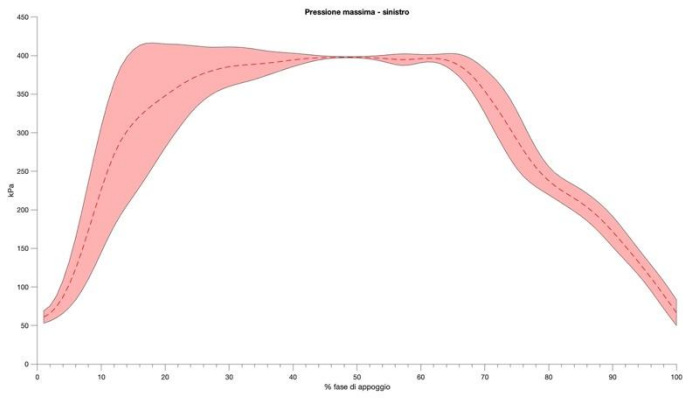
- Forza



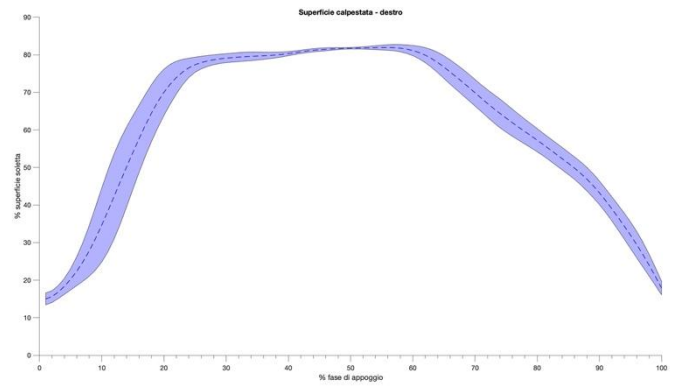
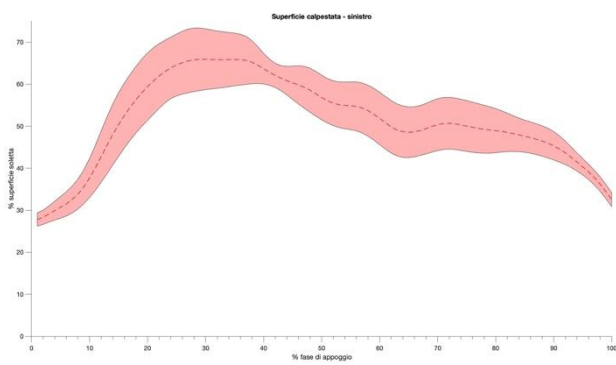
- Pressione media



- Pressione massima



- Superficie calpestata



5) Risultati e discussione

In questo capitolo verranno discussi i risultati ottenuti dall'elaborazione dati del test, concentrandosi nello specifico sul confronto tra il gruppo maschile e quello femminile, notando le principali caratteristiche che contraddistinguono i due gruppi durante la corsa. Tramite i codici MatLab, forniti dall'equipe del laboratorio di Bioingegneria del Movimento dell'Università degli Studi di Padova, è stato possibile ottenere i grafici che raffigurano la fascia dei dati maschili sovrapposta a quella dei dati femminili, sia per il task dei 10 m, sia per quello dei 30 m, ripetuto per ciascuna variabile. Ogni fascia presenta una linea tratteggiata che corrisponde alla media dei dati ottenuti dal test dei cinque atleti facenti parte di uno specifico gruppo. L'ampiezza della fascia, invece, rappresenta, ancora una volta, la deviazione standard. È importante specificare che le singole fasce sono state ottenute elaborando assieme i dati di entrambi i piedi. Non si trovano, dunque, due fasce separate che si riferiscono al piede dx e sx, ma una unica.

5.1) Statistica

Obiettivo dell'analisi dei dati ottenuti è il confronto tra i valori del gruppo maschile e quelli del gruppo femminile. Per individuare differenze sostanziali tra i valori dei due gruppi è stato usato il test dei segni per ranghi di Wilcoxon (nel codice MatLab tramite la funzione *signrank*), il quale restituisce un valore p corrisponde al livello di significatività osservato. È stato deciso che quando il p -value è minore di 0.05, la differenza tra le fasce dei due gruppi è statisticamente significativa e verrà evidenziata con un asterisco lungo l'asse delle ascisse dei grafici da fig. 25 a 31.

Il test dei segni per ranghi di Wilcoxon è un test statistico non parametrico, applicabile nel confronto tra due popolazioni (nel nostro caso sono il gruppo maschile e femminile). Esso ipotizza che la variabile dipendente derivi da una variabile casuale continua misurabile almeno su intervalli. Una variabile è definita continua quando ha una distribuzione di probabilità continua.

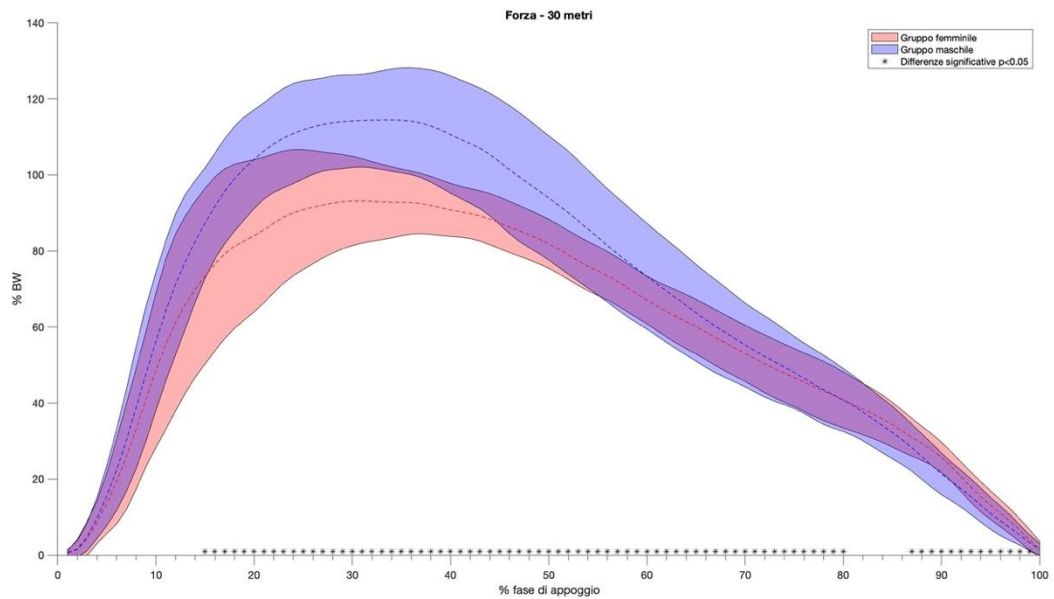
Osservando i grafici ottenuti, le differenze statisticamente significative rilevate dal test dei segni per ranghi di Wilcoxon sono emerse solo nel task dei 30m; dunque, iniziamo la discussione proprio dei risultati di questo task.

5.2) Confronto Maschi vs Femmine nel test dei 30 m

- Forza

Si nota (Fig. 25) che nella prima fase di accettazione del carico le due fasce sono ben sovrapposte; dunque, nel primo 15% della fase di appoggio maschi e femmine esercitano una forza con valori molto simili tra loro. A partire dal 15% della fase di *stance*, invece, il test statistico dei segni per ranghi di Wilcoxon restituisce un valore $p < 0.05$, segnalando quindi una differenza statisticamente significativa. Questo vuol dire che nella fase di spinta i maschi esercitano una forza, espressa in percentuale del peso corporeo, maggiore rispetto alle donne. È importante specificare che la forza è espressa in percentuale rispetto al peso corporeo; infatti, dal grafico non si evince semplicemente che la forza di reazione al suolo nel gruppo maschile è maggiore in valore assoluto (aspetto che ci si poteva aspettare a priori), ma che è maggiore essendo normalizzata al peso corporeo.

Osservando l'andamento delle due curve si nota inoltre che, sebbene sia abbastanza simile, il picco di forza (di poco sopra il 100%) nelle donne avviene nella fase iniziale dell'appoggio e in un arco temporale minore; quello degli uomini, invece, avviene tra il 30% e il 40% dello *stance*, durando di più. Questo può significare che, nel calcolare la forza media delle donne, ha influito molto la forza di impatto col suolo (nella fase iniziale). Nei maschi, invece, è stata più influente la forza attiva dei muscoli, generata nel mezzo della fase di *stance*.



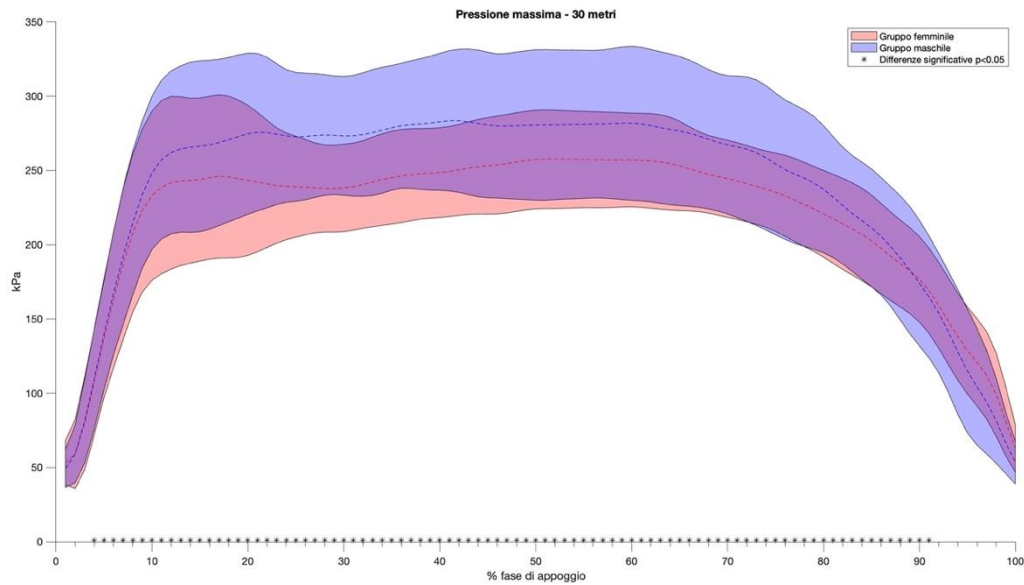
(Fig. 25) Grafico delle fasce rappresentanti la forza, in percentuale della massa corporea (blu: fascia maschile, rosso: fascia femminile). Sull'asse delle ascisse la percentuale della fase di appoggio, nel task di 30 m.

- Pressione massima

Altro dato importante da analizzare per il confronto della fase di appoggio tra maschi e femmine è la pressione massima esercitata frame per frame (Fig. 26).

L'andamento delle due curve è molto simile: ripida ascesa nel primo 10% dell'appoggio, appiattimento della curva ad un valore quasi costante in tutta la fase centrale e discesa, con pendenza minore rispetto all'ascesa, a partire dal 70% della fase di *stance*. L'unica differenza è che la curva maschile, nella parte centrale, è di circa 50 kPa più alta rispetto a quella delle donne.

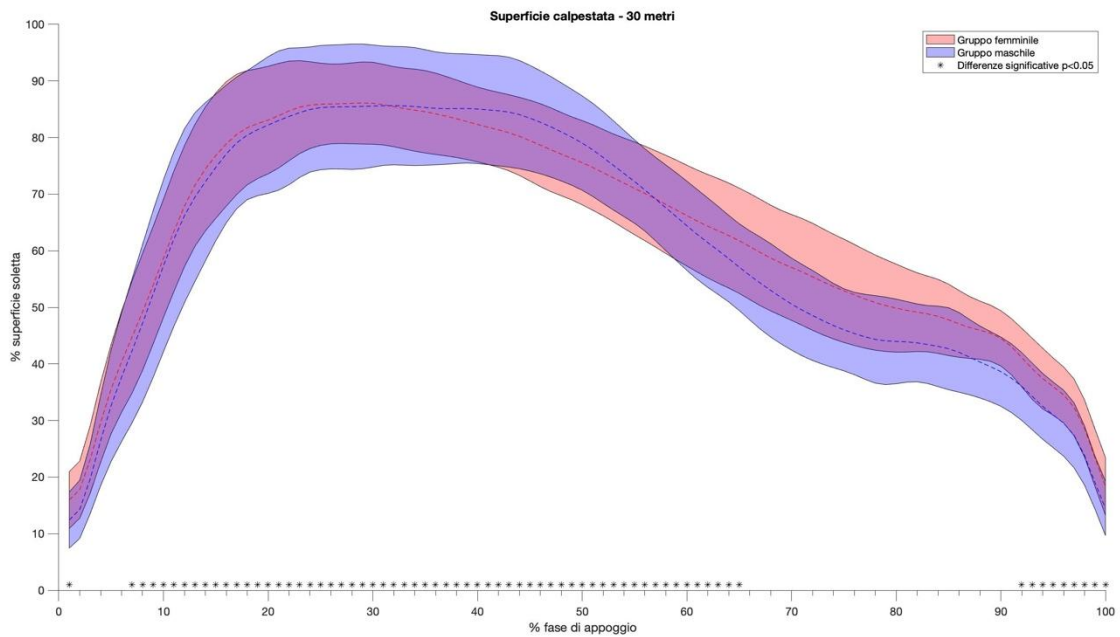
Questo dato è espresso in kPa, non normalizzato sul peso corporeo, quindi era prevedibile un valore più alto registrato dal gruppo maschile.



(Fig. 26) Grafico delle fasce maschili e femminili sovrapposte rappresentanti la pressione massima (kPa) in funzione della percentuale della fase di appoggio, nel task di 30 m.

- Superficie calpestata

La superficie calpestata maschile ha una variabilità maggiore rispetto a quella femminile, poiché la fascia blu è più ampia rispetto a quella rosa (Fig. 27). Nonostante questa differenza, l'andamento e i valori assunti dalle due curve sono abbastanza simili, eccetto il tratto tra 60% e 85%. In questo pezzo, infatti, la curva maschile ha una discesa più rapida, per poi appiattirsi e successivamente iniziare a scendere di nuovo, a differenza delle donne per le quali la superficie d'appoggio diminuisce in modo costante.



(Fig. 27) Grafico delle fasce maschili e femminili sovrapposte rappresentanti la percentuale di superficie calpestata in funzione della percentuale della fase di appoggio, nel task di 30 m.

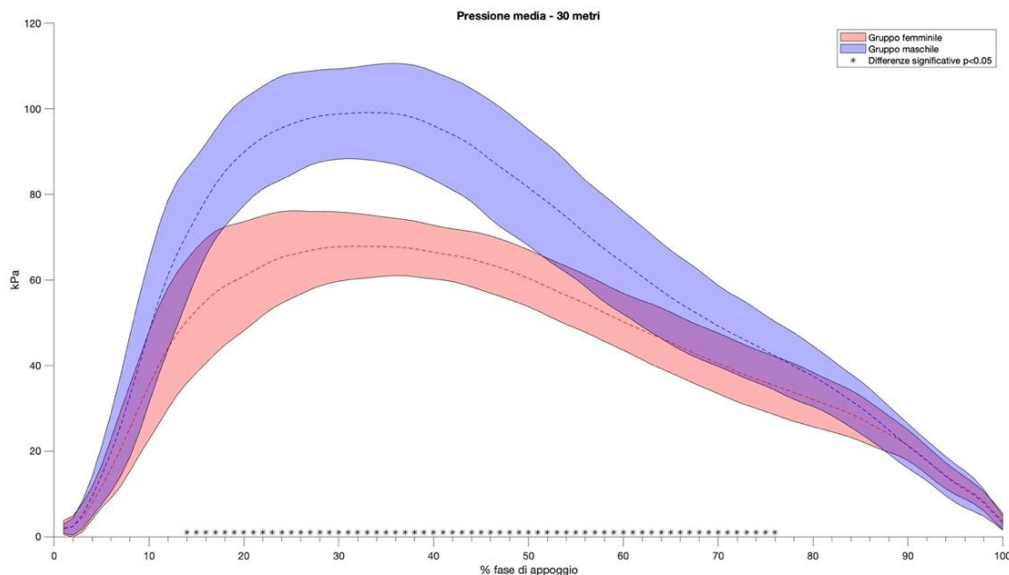
- Pressione media

L'ultima variabile da analizzare è la pressione media (Fig. 28). In generale si evince che i maschi applicano una pressione più alta rispetto alle donne durante il task motorio, ma analizziamo meglio il grafico, confrontandolo con quello della forza.

Anche in questo grafico, come in quello della forza, le differenze statisticamente significative vengono rilevate a partire dal 15% della fase di appoggio, fino al 75% di essa. Diversamente dalla forza, però, la pressione presenta uno stacco maggiore tra fascia femminile e fascia maschile (circa 40 kPa).

Come si può notare, le curve seguono lo stesso andamento di quelle della forza; infatti, la forza viene calcolata come pressione per la superficie calpestata; quindi, sicuramente la forza è proporzionale alla pressione secondo un valore (che è la superficie dei sensori attivi). Questo coefficiente non fa cambiare l'andamento del grafico, poiché anche le curve maschili e femminili della superficie calpestata hanno un andamento molto simile tra loro e hanno valori sull'asse delle ordinate molto simili.

L'unico cambiamento che si nota è l'aumento della differenza di altezza tra curva femminile e maschile (nel grafico della forza, invece, le due curve hanno altezza simile). Questo perché la pressione, a differenza della forza, è stata calcolata in valore assoluto e non in percentuale rispetto al peso corporeo.



(Fig. 28) Grafico delle fasce maschili e femminili sovrapposte rappresentanti la pressione media (kPa) in funzione della percentuale della fase di appoggio, nel task di 30 m.

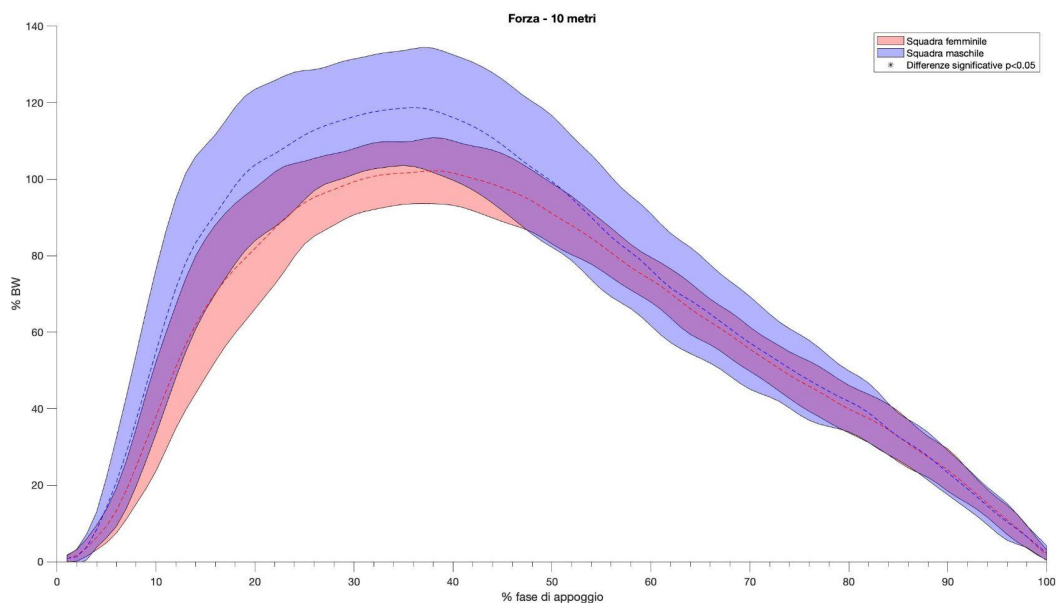
Osservando l'andamento generale delle curve di forza e pressione media, si conferma quanto espresso nel paragrafo 2.2). Il grafico riportato in quel paragrafo, usato per una spiegazione teorica, quindi non ricavato sperimentalmente, mostra un picco iniziale e in seguito da un altro più alto e ampio. Questo perché era il grafico di un passo in cui si appoggia prima il tallone (picco iniziale) e successivamente avviene la spinta, trattandosi probabilmente di un appoggio durante una camminata o una corsa ad andatura lenta. Nei grafici ottenuti dal nostro test il picco iniziale non si vede, perché la corsa effettuata era ad un'andatura più sostenuta. Il piede tocca terra direttamente con l'avampiede ed è già pronto per la fase di spinta. Dunque, non è separata nettamente la fase di accettazione del carico e quella di spinta, ma avvengono in momenti non distinguibili. Il picco delle curve da noi ottenute è ravvicinato alla fase iniziale dello *stance* e non verso la fase di stacco, perché nella fase iniziale si sommano la forza di impatto col suolo e quella applicata dal piede per

spingere il corpo in avanti. Qualche frame dopo si nota già che i valori iniziano a diminuire, perché non c'è più il contributo della forza d'impatto, ma rimane solo quello della forza in spinta, il quale va diminuendo verso l'istante di stacco del piede.

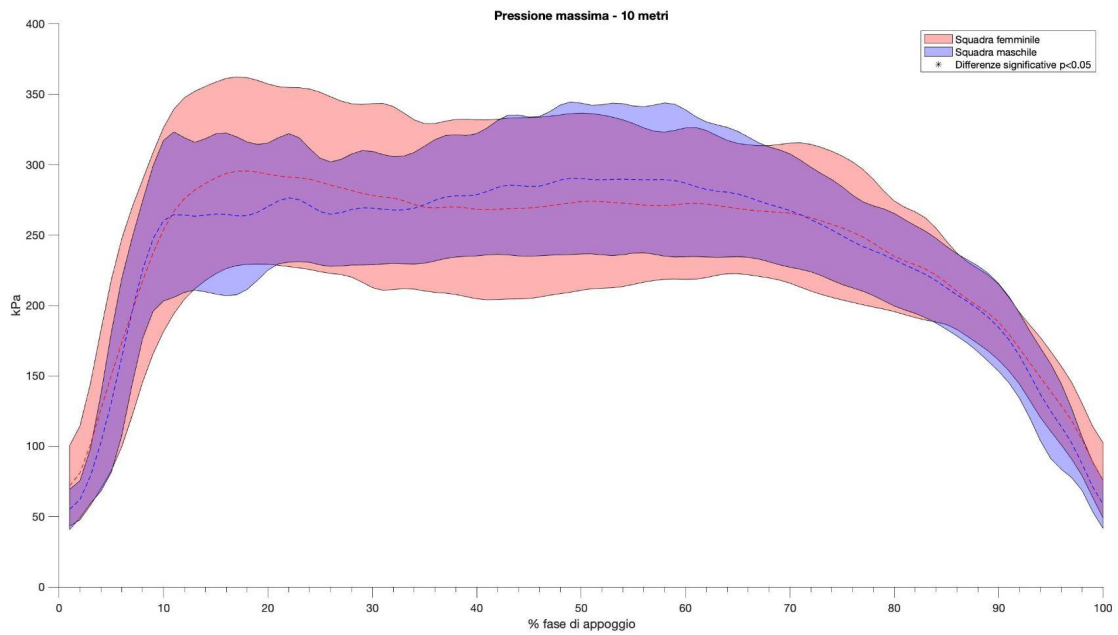
5.3) Confronto Maschi vs Femmine nel test dei 10 m

Per quanto riguarda il task da 10 m non sono state rilevate differenze statisticamente significativa tra maschi e femmine. Come si può vedere dai grafici riportati in seguito, non sono presenti asterischi. Dunque, ciò che risulta interessante non è tanto la discussione dei singoli grafici, come è stato fatto nel caso dei 30m, bensì analizzare il motivo per cui su un task di tipo diverso, pur coinvolgendo gli stessi soggetti, non sono state registrate differenze particolari.

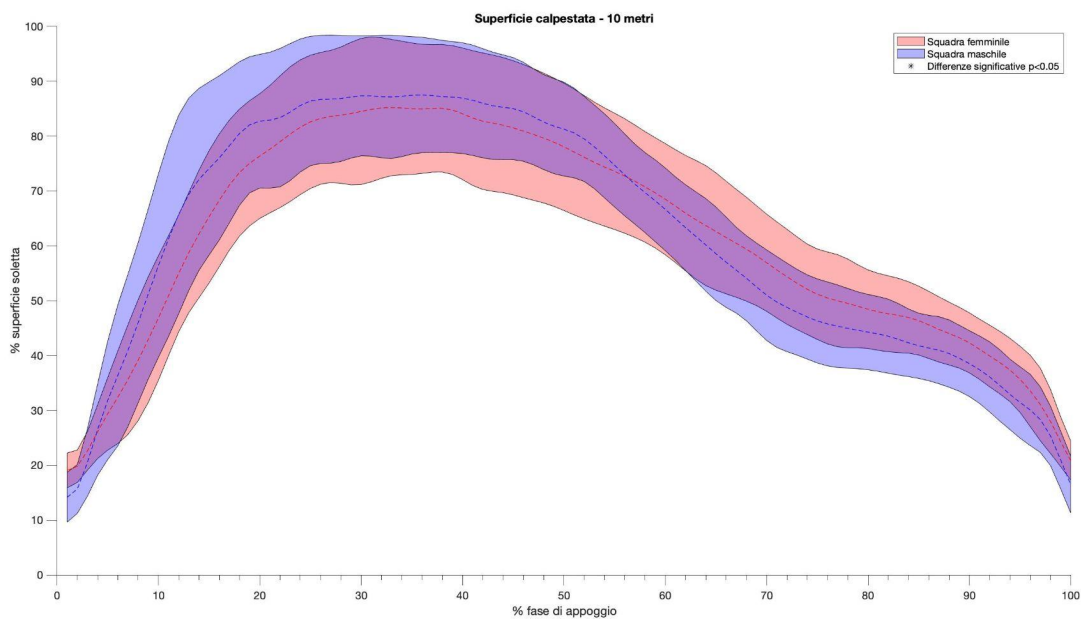
Probabilmente la brevità del test non ha permesso agli atleti maschi di riuscire ad arrivare all'intensità che potenzialmente avrebbero, come dimostrato durante la corsa dei 30 m. Nel gruppo maschile, quindi, sono stati rilevati valori relativamente bassi di pressione, abbastanza vicini a quelli registrati dalle donne.



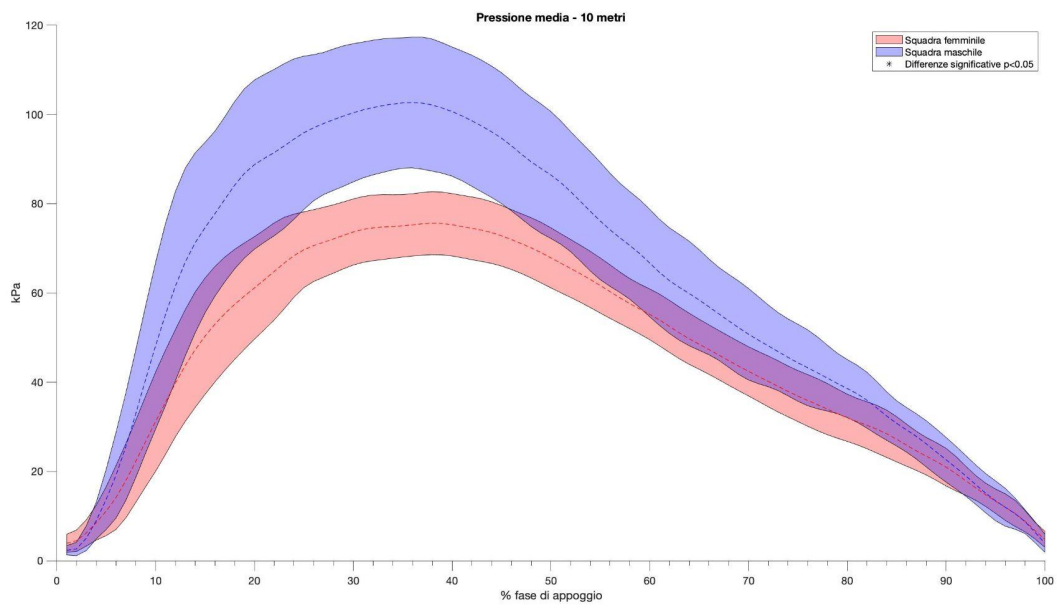
(Fig. 28) Grafico delle fasce maschili e femminili sovrapposte rappresentanti i valori della forza in percentuale del peso corporeo, in funzione della percentuale della fase di appoggio, nel task dei 10 m.



(Fig. 29) Grafico delle fasce maschili e femminili sovrapposte rappresentanti i valori della pressione massima (kPa,) in funzione della percentuale della fase di appoggio, nel task dei 10 m.



(Fig. 30) Grafico delle fasce maschili e femminili sovrapposte rappresentanti la superficie calpestata nel task dei 10 m, in funzione della percentuale della fase di appoggio, nel task dei 10 m.



(Fig. 31) Grafico delle fasce maschili e femminili sovrapposte rappresentanti i valori della pressione media (kPa), in funzione della percentuale della fase di appoggio, nel task dei 10 m.

6) Bibliografia

- [1] Slide del corso di 'Bioingegneria del Movimento', professoressa Zimi Sawacha, laurea in Ingegneria Biomedica, Università degli Studi di Padova
- [2] Enciclopedia Treccani, voce: "*Biomeccanica*"
- [3] Tom F. Novacheck, "*The biomechanics of running*", Motion Analysis Laboratory, Gillette Children's Specialty Healthcare, University of Minnesota, 200 E. University Ave., St. Paul, MN 55101, USA 22 September 1997
- [4] Sheila A. Dugan, MD, Krishna P. Bhat, "*Biomechanics and Analysis of Running Gait*", Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Rush University Medical Center, 1725 West Harrison, Suite 970, Chicago, IL 60614, USA
- [5] Thomas J. Roberts, and Emanuel Azizi, "*Flexible mechanisms: the diverse roles of biological springs in vertebrate movement*", Department of Ecology and Evolutionary Biology, Brown University, Providence, RI 02912, USA and 2Department of Biology, The College of New Jersey, Ewing, NJ 08628, USA
- [6] Dott. Emanuele Luciani, *Anatomia della caviglia*
- [7] Terry L. Nicola, David J. Jewison, "*The Anatomy and Biomechanics of Running*", sportsmed.theclinics.com, December 2011
- [8] Physiopedia, voce: *Windlass Test*
- [9] Abdul Hadi Abdul Razak, Aladin Zayegh, Rezaul K. Begg and Yufridin Wahab, "*Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review*", 23 July 2012
- [10] scheda tecnica solette FlexInfit, pubblicata nel sito sensormedica.com