

UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE

UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Tesi di Laurea

***Gait analysis tramite sensoristica di pressione
e stereofotogrammetria***

RELATORE

Prof. Zimi Sawacha

LAUREANDO

Lorenzo Rossi

CORRELATORE

Ing. Alfredo Ciniglio

ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022

Data di laurea 07/03/2022

INDICE

RIASSUNTO/ABSTRACT

CAPITOLO 1 - Analisi del movimento	Pag. 1
1.1 Introduzione	Pag. 1
1.2 Stereofotogrammetria	Pag. 2
1.3 Calibrazione e triangolazione	Pag. 4
1.4 Sistemi di tracking video-based	Pag. 6
1.5 Protocolli	Pag. 6
1.6 Errori	Pag. 8
CAPITOLO 2 - Pedane di forza e dispositivi di pressione	Pag. 9
2.1 Pedane di forza e piattaforme di pressione	Pag. 9
2.2 Solette di pressione	Pag. 10
2.3 Sensori	Pag. 11
CAPITOLO 3 – Materiali e metodi	Pag. 12
3.1 Soggetti e task analizzati	Pag. 12
3.2 Strumenti	Pag. 13
3.2.1 Pedane di forza	Pag. 13
3.2.2 Stereofotogrammetria	Pag. 13
3.2.3 Solette di pressione Novel	Pag. 14
3.2.4 Dispositivo 1	Pag. 15
3.2.5 Dispositivo 2	Pag. 16
3.3 TrackOnField	Pag. 17
3.4 Elaborazione Dati	Pag. 19
3.5 Test di Kruskal Wallis	Pag. 20
CAPITOLO 4 – Risultati	Pag. 21
4.1 Pedane di forza – Solette Novel	Pag. 21
4.2 Pedane di forza – Dispositivo 1	Pag. 22
4.3 Pedane di forza – Dispositivo 2	Pag. 23
4.4 Soletta Novel – Dispositivo 1 – Dispositivo 2	Pag. 24
4.5 Fasce di normalità TrackOn Field	Pag. 25

CAPITOLO 5 – Discussione e conclusione	Pag. 27
BIBLIOGRAFIA	Pag. 29
SITOGRAFIA	Pag. 29

RIASSUNTO

PRESUPPOSTI DELLO STUDIO: questa tesi è frutto di un'esperienza di tirocinio presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento (BiomovLab) del Dipartimento d'Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli studi di Padova. La mia frequentazione è durata un trimestre e mi ha permesso di prendere parte a due diverse attività di laboratorio:

- 1) La raccolta e l'elaborazione dei dati riguardante un test su tre diverse solette di pressione
 - 2) L'apprendimento dell'utilizzo del programma TrackOnField per il tracking dell'analisi del cammino di diversi soggetti
- 1) Il primo obiettivo dello studio è quello di confrontare i dati di forza e pressione di tre solette (due a sensori capacitivi e una a sensori resistivi) con quelli delle pedane di forza, valutandone le prestazioni in termini di affidabilità e attendibilità.
 - 2) Il secondo obiettivo è illustrare i risultati del tracking eseguito sulle riprese delle camminate di alcuni soggetti tramite TrackOnField, (BBSof S.r.l.).

MATERIALI E METODI: Per la prima esperienza il campione di soggetti è composto da 6 persone con numero di piede 41-42 ed il *task* motorio preso in esame è una camminata a velocità spontanea per circa 10 metri. La camminata è stata acquisita attraverso il sistema stereofotogrammetrico a 6 telecamere del laboratorio (60 Hz, SMART-E, BTS SpA); la forza di reazione al suolo è stata registrata da due pedane di forza inserite nel pavimento (960 Hz, Bertec Corp.); le pressioni plantari sono state registrate utilizzando tre tipi di solette baropodometriche.

Per quanto riguarda la seconda esperienza, il campione di studio è composto da 3 soggetti, il *task* motorio preso in esame è stato il medesimo. Per acquisire il movimento dei soggetti sono state utilizzate 8 telecamere commerciali (8 GoPro Hero 3,7), per effettuare il tracking dei punti di repere è stato utilizzato il software citato in precedenza, TrackOnField.

RISULTATI: I risultati ottenuti hanno evidenziato differenze significative in termini di *timing* per il picco di accettazione del carico per quanto riguarda il Dispositivo 2, e per il picco di *push-off* per quanto riguarda il Dispositivo 1 e il Dispositivo 2. In termini di valori di forza si sono trovati che quelli rilevati dalle solette di pressione sono inferiori a quelli delle pedane di forza.

Per il secondo lavoro di tesi, dopo aver tracciato i punti di reperi tramite codici MatLab sviluppati in laboratorio, si sono calcolati gli angoli di flesso-estensione di anca, ginocchio e caviglia.

CONCLUSIONI: Dall'analisi dei dati si può concludere che le solette di pressione prodotte dalla Novel (Novel Pedar, Germany) si mostrano come uno strumento affidabile per la misurazione di pressioni plantari; al confronto con le solette della Novel, il Dispositivo 1 può essere considerato un ottimo candidato come soluzione portatile per il rilevamento di pressioni; il Dispositivo 2 presenta differenze rilevanti rispetto agli altri due dispositivi.

Per quanto riguarda i risultati del secondo lavoro di tesi, sono state create le fasce di normalità per gli angoli di flesso-estensione di anca, ginocchio e caviglia.

ABSTRACT

BACKGROUND: this thesis is the result of an internship experience at the motion bioengineering laboratory of the University of Padua. My attendance lasted three months and allowed me to take part in two different laboratory activities:

- 1) The collection and processing of data regarding a test on three different pressure insoles
- 2) Learning to use the TrackOnField program for tracking the gait analysis of different subjects

AIM OF THE STUDY: The first aim of this study is to compare the force and pressure data of three insoles (two with capacitive sensors and one with resistive sensors) with those of force platforms to assess their performance in terms of reliability and accuracy.

The second aim is to illustrate the results of the tracking performed on the footage of the walking of some subjects using TrackOnField, a software developed by BBSof, a start-up of the University of Padua.

MATERIALS AND METHODS: In this study subjects are 6 healthy people with foot size 41- 42 and the motor task examined is a self-selected speed gait for about 10 meters. The gait has been acquired by means of stereophotogrammetric system (60 Hz, SMART-E, BTS SpA); ground reaction force was measured with two force platforms embedded in the floor (960 Hz, Bertec Corp.) and pressure distribution were measured with three baropodometric insoles.

As for the second experience, the study sample is made up of 3 subjects and the motor task taken into consideration was the same. To acquire the movement of the subjects, 8 commercial cameras (8 GoPro Hero 3.7) were used. TrackOnField, the software previously mentioned, was used to carry out the tracking of the landmarks.

RESULTS: The outcomes obtained have shown significant differences in terms of timing for load acceptance peak for the Device 2 and for the push-off peak for the Device 1 and Device 2. In terms of force values were found that those detected by pressure insoles are lower than force platforms ones.

For the second experience, after tracing the landmarks frame by frame using MatLab codes developed in the laboratory, the flexion-extension angles of the hip, knee and ankle were calculated.

CONCLUSIONS: From the data analysis it can be concluded that the Novel show themselves as a reliable tool for measuring plantar pressures; Device 1 can be considered an excellent candidate as a portable solution for the pressure detection; Device 2 shows significant differences that do not allow a correct analysis.

As for the results of the second experience, the normal bands were created for the flexion-extension angles of the hip, knee and ankle.

CAPITOLO 1 – ANALISI DEL MOVIMENTO

1.1 INTRODUZIONE

L'analisi del movimento è la disciplina che permette di valutare con rigore scientifico il movimento umano, misurandone quantitativamente le variabili cinematiche e dinamiche.

Le variabili cinematiche, quali la posizione, velocità ed accelerazione, sono ottenute tramite i sistemi di analisi del movimento, mentre le variabili dinamiche si ottengono tramite la misura delle forze esterne agenti sul soggetto, ottenute con piattaforme di forza/pressione o solette di pressione.

Per l'analisi del cammino di un soggetto le principali variabili da tenere in considerazione sono:

- le forze e i momenti di forza esterni al corpo
- le forze e i momenti di forza generati internamente dal sistema muscolo-scheletrico
- gli spostamenti, le velocità e le accelerazioni lineari e angolari dei diversi segmenti corporei
- il movimento assoluto del Centro di Massa (COM) del corpo
- il lavoro e la potenza muscolari

Tali informazioni possono essere descritte attraverso l'acquisizione diretta di dati oppure tramite le stime fornite da modelli matematici morfo-funzionali.

La misurazione delle grandezze avviene generalmente con l'utilizzo di tecniche non invasive. Nell'analisi del cammino esse permettono di misurare la posizione istantanea di marcatori posizionati sulla superficie corporea e le forze esterne generate dal movimento: la tecnica maggiormente impiegata è la stereofotogrammetria [1][3].

1.2 STEREOFOTOGRAMMETRIA

La stereofotogrammetria è una tecnica che permette l'analisi cinematica dei segmenti anatomici tramite sistemi optoelettronici.

Per visione stereostopica si intende la capacità di percepire la natura tridimensionale degli oggetti che ci circondano: attraverso gli occhi il cervello riceve una doppia immagine di ciò che osserviamo e ha la capacità di ricavarne un'unica tridimensionale molto differente dalle originali.

In laboratorio è possibile replicare tale dinamica attraverso un impianto strumentale capace di ricostruire la posizione di un punto istante per istante, fornendo una terna spaziale caratteristica X, Y, Z rispetto alla terna di riferimento del laboratorio stesso.

Affinchè la registrazione della posizione avvenga in maniera corretta, è necessario che il punto venga osservato contemporaneamente da almeno due punti di vista differenti.

Per far fronte a questa esigenza vengono tradizionalmente impiegati i sistemi optoelettronici, che utilizzano telecamere operanti nella gamma del visibile o dell'infrarosso (frequenze comprese tra i 780-820 nm).

Nell'analisi del movimento umano, per favorire la ricostruzione della posizione dei punti tramite telecamere, vengono applicati sul corpo degli oggetti chiamati marcatori (o marker) che si dividono in due tipologie: attivi e passivi.

I primi sono costituiti da LED che generano autonomamente il segnale luminoso e che tuttavia necessitano di un'alimentazione costante, mentre i secondi sono supporti di plastica generalmente sferici rivestiti di un materiale rifrangente, particolarmente visibile alle telecamere grazie all'applicazione di un filtro ottico.

Il posizionamento dei marcatori di superficie deve soddisfare due requisiti: deve essere garantita la massima visibilità dei marker da parte delle telecamere, e non deve esserci un sovrappollamento di marker per la definizione dei centri di rotazione articolare.

Il riconoscimento del marker può avvenire attraverso tre differenti tipologie di algoritmo: a soglia, se sfrutta le diverse tonalità di grigio del marker rispetto allo sfondo nero; di blob analysis se seleziona le diverse macchie cromatiche (blob) in base a colori e intensità omogenee scartando quelle inutili; di correlazione, se esegue una comparazione tra forma attesa e reale del marker [1][2].



Figura 1. Il laboratorio di Bioingegneria del Movimento dell'Università degli studi di Padova, luogo in cui si sono raccolti i dati elaborati in questa tesi.

1.3 CALIBRAZIONE E TRIANGOLAZIONE

L'impostazione dei parametri delle telecamere viene detta calibrazione ed è un passaggio necessario per evitare la collezione di dati affetti da errori.

Esistono due tipi di parametri:

- i parametri interni, diversi per ciascuna videocamera, come la lunghezza focale e i coefficienti di distorsione.
- i parametri esterni, ovvero la posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto a quello del laboratorio.

Allo spostamento di una telecamera corrisponde una variazione dei parametri esterni, mentre quelli interni non si modificano. Un cambiamento dell'ottica e dell'assemblaggio varia invece i parametri interni non sortendo alcun effetto sugli esterni.

Il primo passaggio per la calibrazione all'interno di un laboratorio è il posizionamento di una terna di aste perpendicolari tra loro e con l'origine in comune, le quali riprese da ciascuna telecamera, consentono di definire un unico sistema relativo.

La calibrazione tramite telecamere a foro stenopeico (pin hole), in cui il raggio di incidenza dell'oggetto passa per l'asse ottico della telecamera, è la più diffusa per la definizione di un modello matematico efficiente.

Un raggio di luce proveniente dal punto P dello spazio attraversa il foro e incide sul piano immagine in p . Considerando una terna cartesiana con l'origine nel centro di prospettiva della camera e l'asse z coincidente con l'asse ottico, è possibile ricavare la relazione tra le coordinate (x_p, y_p) espresse nel sistema di riferimento del piano immagine e le coordinate (X_p, Y_p, Z_p) espresse nel sistema di riferimento della telecamera (C, X_c, Y_c, Z_c) dei punti p e P . Successivamente, note le dimensioni orizzontale e verticale del pixel e le coordinate del punto principale, si ricavano le coordinate (u, v) del punto p nel sistema di riferimento del sensore, generalmente centrato nell'angolo in basso a destra del piano immagine; infine si ottengono le coordinate del punto P_p espresso nel sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto. In seguito alla calibrazione appena descritta definita calibrazione statica, viene svolta una calibrazione dinamica, tramite la quale è possibile eliminare l'effetto delle distorsioni geometriche sulle misure acquisite. Un operatore si

muove all'interno dell'intero volume di acquisizione spostando un oggetto di dimensioni note (es. bacchetta), in modo che i marker posizionati su di esso vengano acquisiti da almeno due telecamere in ogni posizione. Così facendo, le telecamere registrano una misura maggiore o minore di quella effettiva dell'oggetto e sarà quindi possibile calcolare l'errore dovuto alla distorsione per ogni telecamera e correggerlo [1].

Le immagini catturate dalle telecamere sono bidimensionali e vengono dunque successivamente analizzate attraverso algoritmi di ricostruzione per generare un'immagine tridimensionale dell'oggetto osservato: questo processo viene denominato triangolazione.

Normalmente in laboratorio i punti vengono osservati da almeno sei telecamere, per garantire che ciascuno di essi possa essere visibile da almeno due prospettive, condizione necessaria per lo svolgimento della triangolazione.

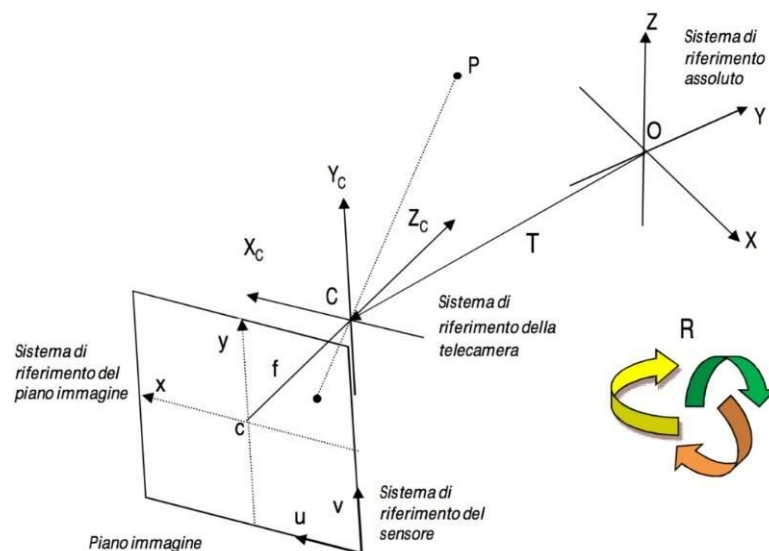


Figura 2. La proiezione sul piano immagine di un punto P nello spazio 3D: 1) Trasformazione rigida (T , R) dal riferimento assoluto di coordinate (O, X, Y, Z) al sistema di coordinate della telecamera (C, X, Y, Z) ; 2) trasformazione prospettica dal sistema di riferimento della telecamera al sistema di riferimento del piano immagine (c, x, y) ; 3) trasformazione affine 2D dal sistema di riferimento del piano immagine al sistema di riferimento del sensore (u, v) [1].

1.4 SISTEMI DI TRACKING VIDEO-BASED

Una volta ottenute le immagini tridimensionali si passa alla fase di tracking, in cui si assegna ad ogni marker un'etichetta definita secondo un protocollo predefinito.

Non potendo sempre disporre di sistemi fotogrammetrici, per l'analisi del movimento al di fuori del laboratorio si effettuano le riprese attraverso telecamere video commerciali, per poi passare successivamente al tracking a video.

Poiché il posizionamento dei marker sulla superficie corporea rischia di intralciare i movimenti del soggetto preso in esame, si preferisce utilizzare marcatori non riflettenti biadesivi.

I video risultanti vengono analizzati usando un software per il feature tracking, tecnica che consente l'inseguimento a video di specifici punti, detti features. Il concetto cardine alla base degli algoritmi di feature tracking è il cosiddetto optical flow: secondo la teoria di Gibson (1990), per flusso ottico si intende il modello di moto apparente di oggetti, superfici e bordi in una rappresentazione visuale digitale (scena visiva), causato dal moto relativo tra l'osservatore e la scena stessa.

1.5 PROTOCOLLI

Al fine di garantire un buon funzionamento dei diversi sistemi di tracking, nel corso del tempo sono stati definiti una serie di protocolli che permettono di acquisire la camminata di un determinato soggetto e di elaborarne i dati. Nella definizione di un protocollo è fondamentale stabilire un set di marker per poter ricavare la posizione migliore dei sistemi di riferimento tecnici ed anatomici, la convenzione per la rappresentazione degli angoli articolari ed il metodo di stima dei parametri inerziali.

Il protocollo IORgait (Leardini Sawacha et al 2007) prevede di creare un compromesso tra le caratteristiche contrastanti dei protocolli ad esso precedenti: una bassa variabilità inter- ed intra-operatore che permetta di definire correttamente i piani anatomici (protocollo C.A.S.T. , Cappozzo et al 1995) ed una ridotta preparazione del paziente (protocollo Davis, Davis et al 1991). I marcatori vengono posizionati nei punti più evidenti per le telecamere e per il calcolo degli angoli articolari si applica la convenzione cardanica di Grood & Suntay (Grood Suntay et al 1983).

Il protocollo Davis, oltre a sfruttare il marker set illustrato nella tabella 1, prevede l'acquisizione di diverse misure antropometriche utili a calcolare le masse e i momenti d'inerzia dei diversi segmenti corporei. La calibrazione del soggetto avviene in statica

e la convenzione angolare utilizzata è quella cardanica con la sequenza di rotazioni y-x-z.

Il protocollo C.A.S.T. (il cui marker set è illustrato nella tabella 2) introduce in aggiunta il concetto di calibrazione anatomica, con lo scopo di ridurre al minimo gli errori da Artefatto da Tessuto Molle. In primo luogo, si posiziona un cluster di marcatori tramite cui definire un sistema di riferimento tecnico per ogni segmento corporeo. Successivamente si posizionano correttamente i punti di repere anatomico e si calibrano rispetto al sistema di riferimento tecnico corrispondente. Quindi si effettua la calibrazione anatomica (in statica), per ogni punto di repere scelto, seguendo queste direttive:

- o il punto di repere scelto si trova in un luogo in cui lo spessore dei tessuti è trascurabile e ci si può posizionare un marcatore direttamente, così da effettuarne la ripresa da parte di almeno due telecamere;
- oppure si effettua una calibrazione con una bacchetta sulla quale sono posizionati dei marcatori a distanza nota e la cui punta viene posizionata sul punto anatomico scelto, così da effettuare la ripresa da parte di almeno due telecamere.

La convenzione angolare che viene utilizzata in questo protocollo è quella cardanica di Grood & Suntay.

<i>Struttura Ossea</i>	<i>Descrizione</i>	<i>Acronimo</i>
<i>Tronco</i>	Giunzione sterno-clavicolare destra	RS
	Giunzione sterno-clavicolare sinistra	LS
	Apofisi spinosa C6	N
<i>Bacino</i>	Spina iliaca superiore anteriore destra	R
	Spina iliaca superiore anteriore sinistra	B
	Sacro	H
<i>Femore</i>	Gran trocantere	RH
	Femore (bacchetta)	RF
	Epicondilo femorale	RK
<i>Gamba</i>	Testa fibula	RP
	Tibia (bacchetta)	RB
	Malleolo laterale	RA
<i>Piede</i>	Seconda testa metatarsale	RT
	Calcagno	RQ

Tabella 1. Marker-set del protocollo Davis (Davis et al., 1991)

Struttura Ossea	Descrizione	Acronimo
Pelve	Spina iliaca superiore anteriore	ASIS
	Spina iliaca superiore posteriore	PSIS
	Centro dell'acetabolo	AC
Femore	Centro della testa del femore	FH
	Prominenza del gran trocantere	GT
	Epicondilo mediale	ME
	Epicondilo laterale	LE
	Apice antero-laterale della superficie patellare	LP
	Apice antero-mediale della superficie patellare	MP
	Condilo laterale	LC
	Condilo mediale	MC
Gamba	Eminenza intercondilare	IE
	Prominenza della tuberosità tibiale	TT
	Apice della testa della fibula	HF
	Apice distale del malleolo mediale	MM
	Apice distale del malleolo laterale	LM
	Punto mediale della superficie tibiale	MMP
	Punto laterale della superficie tibiale	MLP
Piede	Prominenza esterna del calcagno	CA
	Dorsale della prima testa metatarsale	FM
	Dorsale della seconda testa metatarsale	SM
	Dorsale della quinta testa metatarsale	VM

Tabella 2. Punti di repere anatomico calibrati con il protocollo C.A.S.T. (Cappozzo et al., 1995)

1.6 ERRORI

Sebbene la stereofotogrammetria con sistemi optoelettronici sia un mezzo efficiente per la quantificazione della cinematica segmentale e articolare, essa è affetta da diverse tipologie di errori:

1) **errori strumentali:** errori intrinseci al sistema di misura, i quali si dividono a loro volta in errori sistematici, dovuti a una calibrazione scorretta, ed errori casuali, dovuti al rumore elettronico, all'alta frequenza ed al flickering (imprecisione nella conversione in punti immagine della posizione dei marker). Ai primi si può ovviare attraverso una calibrazione maggiormente precisa e ricorrente, ai secondi utilizzando opportune tecniche di filtraggio nel dominio del tempo oppure nel dominio della frequenza.

2) **errori nella determinazione delle coordinate locali nei repere anatomici:** influenzano la precisione con cui viene stimata la posa del riferimento anatomico, portando ad un errore nella stima e nell'interpretazione della cinematica articolare e nel calcolo degli angoli articolari.

3) **errori da Artefatto da Tessuto Molle (ATM):** sono dovuti principalmente al reale spostamento dei marker quando posizionati sulla cute e sono di più difficile compensazione poiché possiedono lo stesso contenuto in frequenza della cinematica articolare, quindi non si possono utilizzare tecniche di filtraggio. [1][4]

CAPITOLO 2 – PEDANE DI FORZA E DISPOSITIVI DI PRESSIONE

2.1 PEDANE DI FORZA E PIATTAFORME DI PRESSIONE

La pedana di forza è uno strumento in grado di rilevare le forze esercitate al suolo da una persona sui tre assi del piano, i momenti da esse generati nonché il loro punto di applicazione.

Le pedane si distinguono in due tipologie in base al tipo di elemento sensibile sfruttato: pedane resistive e pedane piezoelettriche. Le prime funzionano attraverso i trasduttori estensimetrici, sensori in grado di convertire una variazione di lunghezza in un segnale elettrico secondo la legge $R=\rho l/A$ [Ω] (R: resistenza, ρ : resistività, l: lunghezza, A: area). La configurazione maggiormente comune per le pedane resistive è data da quattro estensimetri collegati a ponte di Wheatstone, i quali sottoposti a una forza reagiscono a coppia allungandosi o contraendosi, generando in tal modo una tensione di uscita.

Le pedane piezoelettriche adoperano invece dei cristalli piezoelettrici nei quali la carica elettrica varia secondo la legge $d=Q/F$ [Coulomb/N] (d: deformazione, Q: quantità di carica, F: forza), ogni qualvolta essi subiscono delle sollecitazioni meccaniche. Questa tipologia di pedana viene maggiormente utilizzata per misurazioni dinamiche ad alta frequenza (gesti atletici esplosivi come un salto) in quanto a carico statico non misurano una variazione di carica elettrica.

Affinché le pedane di forza forniscano dati precisi è necessario che il soggetto appoggi il piede al centro della superficie, in maniera del tutto naturale; le misurazioni devono inoltre avvenire in un luogo chiuso come il laboratorio.

Le piattaforme di pressione raccolgono invece informazioni sulla distribuzione delle pressioni di appoggio piede-suolo e servono per la misura di parametri geometrici e temporali del passo, quali: la lunghezza e la larghezza dell'impronta, l'area del contatto, l'angolo di ab-adduzione (l'inclinazione del piede rispetto alla linea di progressione sul piano di appoggio), la lunghezza e la larghezza del passo, il tempo di singolo e doppio appoggio e il tempo di volo. [1][5][6]

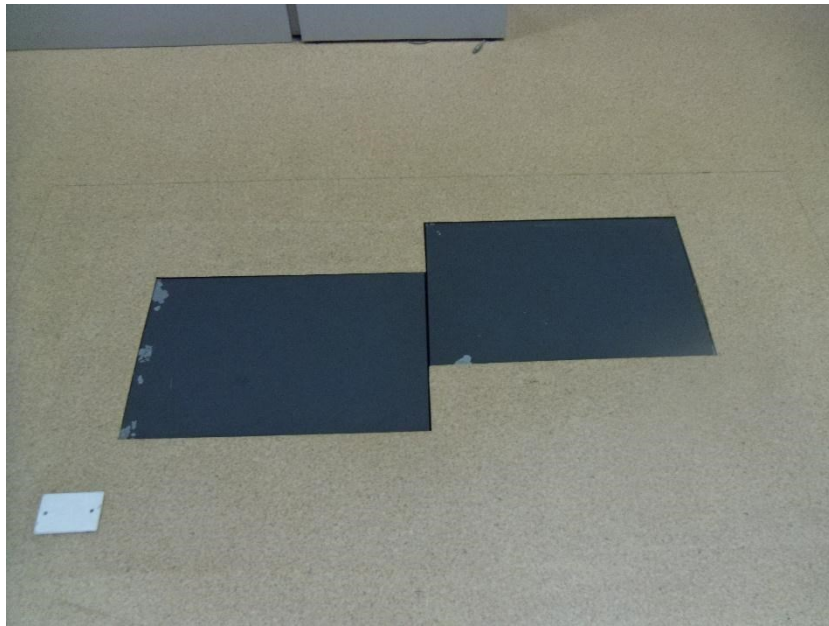


Figura 3. Pedane di forza presenti all'interno del laboratorio di Bioingegneria del Movimento dell'Università degli studi di Padova

2.2 SOLETTE DI PRESSIONE

Le solette di pressione sono dispositivi inseribili all'interno delle scarpe, che sfruttando le stesse tecnologie delle piattaforme di pressione, consentono la raccolta di dati e forze generate nell'interazione piede-suolo anche per tempi prolungati, in qualsiasi luogo e su diverse tipologie di superfici: permettono dunque al soggetto preso in esame, di eseguire il task in maniera del tutto naturale, senza gli impedimenti dovuti a un ambiente quale il laboratorio.

Nonostante la loro versatilità, le solette non devono essere ritenute attendibili quanto le pedane di pressione, poiché sono soggette a numerosi errori dovuti al deterioramento delle calzature, fattore che causa rumori di fondo quali precarichi e carichi spuri variabili anche in modo sincrono con il ciclo del passo; ulteriori imprecisioni possono derivare dalla mancata conoscenza della diversa distribuzione dei sensori rispetto ai siti anatomici d'interesse.

Le solette variano in base ai sensori che le compongono, ma devono in ogni caso soddisfare alcuni requisiti: una facile calzabilità, piccole dimensioni, pesi leggeri e bassi consumi energetici; è preferibile la tecnologia wireless piuttosto che l'impiego di dispositivi legati a cavi, che possono condurre a impedimenti nei movimenti.

[1][5][7][8][9]

2.3 SENSORI

I sensori maggiormente utilizzati nell'ambito delle solette e delle pedane di pressione sono i sensori capacitivi e i sensori resistivi. Quanto maggiore è la quantità di sensori e minore è la loro dimensione, tanto più accurati saranno i dati raccolti.

I sensori capacitivi sono composti da due armature metalliche tra le quali è posto uno strato di materiale dielettrico elastico. Quando quest'ultimo viene sottoposto ad una forza, avviene una variazione della distanza tra le armature, la quale provoca a sua volta un cambiamento della capacità secondo la relazione $C = \epsilon S d$. Tali sensori sono generalmente ritenuti più affidabili rispetto ai resistivi, anche per la maggiore resistenza all'usura a lungo termine. [1]

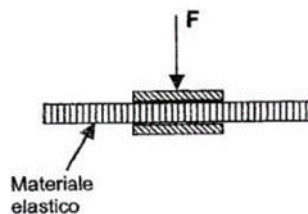


Figura 4. Sensore capacitivo. [1]

I sensori resistivi sono formati a loro volta da due armature metalliche, poste però a contatto con un polimero conduttivo, il quale al crescere delle pressioni esercitate dalle armature diminuisce la propria resistenza elettrica secondo la legge $R = (\rho l)/s$. Questo tipo di sensori vengono applicati con due tecniche differenti: nella prima le due armature sono a contatto con le superfici opposte del polimero (figura 5a), nella seconda le due armature sono sullo stesso lato del polimero e sono separate da una distanza minore di 1mm (figura 5b). I sensori resistivi sono meno affidabili dei capacitivi in quanto sono soggetti ad isteresi, ad invecchiamento rapido e ad instabilità. [1]

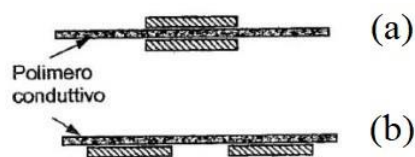


Figura 5. Sensore resistivo. [1]

CAPITOLO 3 – MATERIALI E METODI

3.1 SOGGETTI E TASK ANALIZZATI

Per quanto concerne la prima esperienza del tirocinio, sono stati acquisiti i dati di pressione plantare di 10 soggetti sani provenienti da tre tipi di solette di pressione, con numero di piede 41-42, età compresa tra i 22 e i 32 anni ma sono stati elaborati i dati solo di 6 soggetti [Tabella 3].

Ciascun soggetto ha svolto ripetutamente una camminata a velocità spontanea per tutta la lunghezza del laboratorio (circa 10 m), fino a che non si è raggiunto un numero sufficiente di appoggi sulla pedana di forza, pari a tre volte per il piede destro e tre volte per il piede sinistro: questo task motorio è stato eseguito per tutte e tre le solette prese in esame.

Soggetto	Altezza [cm]	Peso [Kg]	Età	BMI [Kg/m ²]
1	175	58	26	18.9
2	175	60	25	19.6
3	188	71	22	20.0
4	180	65	24	20.1
5	175	75	32	24.5
6	172	73	27	24.7

Tabella 3. Dati antropometrici prima esperienza.

Per quanto riguarda la seconda esperienza in laboratorio, sono stati acquisiti 3 soggetti sani (Tabella 4) ed il task motorio eseguito è stato sempre quello della gait. La differenza tra i due dataset è che il secondo aveva il marker-set dello IORGait; quindi, sono stati tracciati frame per frame, i punti di reperi di ogni soggetto. Le camminate sono state acquisite tramite 8 telecamere commerciali (8 GoPro Hero 3,7) ed è stato utilizzato il software TrackOnField, sviluppato da BBSof, start-up dell'Università di Padova, per effettuare il tracking dei punti di reperi.

Soggetto	Altezza [cm]	Peso [Kg]	Età	BMI [Kg/m ²]
1	175	68	25	22,2
2	188	77	25	21,8
3	170	60	26	20,8

Tabella 4. Dati antropometrici seconda esperienza.

3.2 STRUMENTI

Per questo lavoro è stata utilizzata la strumentazione del laboratorio di bioingegneria del movimento, presso il quale sono presenti la maggior parte degli oggetti descritti nei capitoli 1 e 2, tra cui due pedane di forza inserite nel pavimento, un sistema stereofotogrammetrico a 6 telecamere e solette di pressione da inserire nelle calzature.

3.2.1 PEDANE DI FORZA

Le due pedane di forza utilizzate sono della ditta Bertec Corp., modello FP4060 di dimensioni 40x60 cm. Tali pedane sono interrate nel pavimento e permettono di misurare le forze di reazione al suolo con una frequenza di campionamento di 960 Hz.

3.2.2 STEREOFOTOGRAMMETRIA

Il sistema stereofotogrammetrico presente nel laboratorio è lo SMART Motion Capture System (SMART-E) dell'azienda BTS S.p.A.. Esso è composto da:

- 6 telecamere digitali che utilizzano sensori CCD (1/2" F, 1.4/4.5 mm) dotate di filtri IR, che permettono acquisizioni a due frequenze differenti (60/120 Hz) ad una risoluzione video pari a 640x480 pixel;
- 6 illuminatori a luce infrarossa ad alta potenza infrarossa e controllo digitale che emettono impulsi luminosi a 250 μ s, ognuno dei quali è montato su una telecamera;
- un set completo di sei lenti da 3.5 mm e due zoom da 6-12 mm i quali sono intercambiabili per permettere maggiore flessibilità; la messa a fuoco e il diaframma sono regolabili manualmente;
- due M-HUB digitali che forniscono sincronismo e alimentazione alle telecamere e agli illuminatori e che trasmettono in maniera sincronizzata il segnale digitale per il controllo della potenza e della durata dell'impulso agli illuminatori e il segnale per il controllo dell'otturatore;
- un A-HUB analogico per collegare al sistema i dispositivi analogici che trasforma il segnale digitale in entrata dalle pedane di forza in segnale analogico;
- dei cavi di connessione per sincronizzare tra loro i vari HUB e per collegare a questi le videocamere in modo tale da consentire la trasmissione del segnale di

sincronismo, di controllo dell'otturatore e degli illuminatori e la ricezione di segnali video e dati;

- una *work station* composta da un computer nel quale sono inserite una scheda PCI di acquisizione e conversione analogico-digitale (National Instruments NI 6023E) collegata all'uscita della A-HUB e due *frame grabber* PCI (Matrox Meteor II) collegati alle uscite dei due M-HUB [3][12].

La calibrazione di tale sistema viene effettuata prima delle acquisizioni della giornata utilizzando delle bacchette apposite che vengono posizionate in punti precisi dello spazio di acquisizione, come descritto nel paragrafo 1.3.

3.2.3 SOLETTE DI PRESSIONE “NOVEL”

Il sistema di acquisizione delle pressioni plantari Pedar-X prodotto dall'azienda tedesca Novel gmbh, utilizza delle solette baropodometriche per la misurazione delle pressioni plantari in situazioni dinamiche. Esse vengono inserite all'interno della calzatura, sono composte da 99 sensori capacitivi che acquisiscono ad una frequenza di 100 Hz con un range di pressione di 15-1200kPa, e le misure vanno dal 22 al 49 compresi, secondo la scala europea. Il sistema è fornito di una tecnologia bluetooth che permette il trasferimento dei dati in tempo reale al computer e quindi un controllo sincrono del soggetto e dei dati acquisiti, oppure è possibile utilizzare una memoria su scheda SD che permette il successivo trasferimento dei dati al pc. Con la calibrazione *trublu* ogni sensore viene calibrato individualmente e questo garantisce affidabilità e ripetibilità dei dati. Il software *Pedar* associato permette l'analisi dei dati fornendo la pressione massima, l'integrale forza-tempo e pressione-tempo e permettendo una selezione dei passi. Questo tipo di solette non limitano il movimento che si vuole analizzare ma possono risultare scomode poiché collegate attraverso dei cavi all'hardware e alla batteria trasportati dal soggetto su una fascia elastica legata al busto [10].



Figura 6. Solette di pressione Pedar-X.

3.2.4 DISPOSITIVO 1

Il nome *dispositivo 1* identifica delle solette che vengono inserite nelle scarpe per la misura delle pressioni plantari e presentano un sistema di raccolta dati wireless tramite bluetooth che non limita il movimento che si vuole analizzare. Sono composte da 233 sensori per soletta di tipo capacitivo, accurati e ripetibili, in grado di acquisire fino ad una frequenza di 125 Hz in un range di pressione 0.7-88.3 N/cm² e le misure vanno dal 36 al 48 compresi, secondo la scala europea. Insieme alle solette è fornito un software, sviluppato dalla casa madre, che fornisce immagini ad alta risoluzione per un'analisi dettagliata dei dati. La costruzione e la calibrazione di fabbrica fanno sì che i sensori siano affidabili per un uso continuo. L'elettrica di questi dispositivi è molto compatta e contenuta in una piccola scatola agganciata lateralmente alla scarpa



Figura 7. Solette di pressione dispositivo 1.

3.2.5 DISPOSITIVO 2

Il nome *dispositivo 2* identifica delle solette da utilizzare all'interno delle scarpe per la rilevazione delle pressioni plantari e presentano un sistema di raccolta dati wireless tramite bluetooth che anche in questo caso non limita il *task* motorio da analizzare. Sono composte da 214 sensori per soletta di tipo resistivo, acquisiscono ad una frequenza superiore a 100Hz (fino a 200Hz), hanno un range di pressione 0-100 N/cm² e le misure vanno dal 35 al 48 compresi, secondo la scala europea ma a differenza degli altri due modelli queste sono ritagliabili a seconda della misura richiesta. Insieme alla soletta è fornito un software che permette una facile acquisizione e valutazione dei dati con grafici diversificati per camminata e corsa. Anche in questo caso l'elettronica è molto compatta racchiusa in una scatola da attaccare posteriormente alla scarpa.



Figura 8. Solette di pressione dispositivo 2.

3.3 TRACKONFIELD

Per il tracking delle riprese dei task ho utilizzato il programma TrackOnField, un software sviluppato da BBSof, start-up dell'Università degli Studi di Padova.

Una volta caricati i video del soggetto preso in esame, viene identificata una telecamera master sulla base della quale sincronizzare le immagini provenienti da tutte le altre telecamere. Conclusa questa fase preliminare, il programma consente di scegliere un Marker Set con il quale eseguire manualmente il tracking per tutte le sequenze di video selezionate; per i soggetti dei quali ho eseguito il tracking ho utilizzato il protocollo IORgait, le cui caratteristiche sono spiegate al capitolo 1.5 e del quale viene riportato il marker set nella tabella 5.

Una volta terminato il posizionamento dei marker su tutte le sequenze video prese in esame, si passa alla calibrazione, dove per la definizione dei parametri estrinseci si utilizzano misure note del laboratorio e di oggetti in esso presenti (scacchiera, pedane di forza).

Il processo termina con la triangolazione che ci consente di eseguire la triangolazione dei punti tracciati nella fase di tracking.

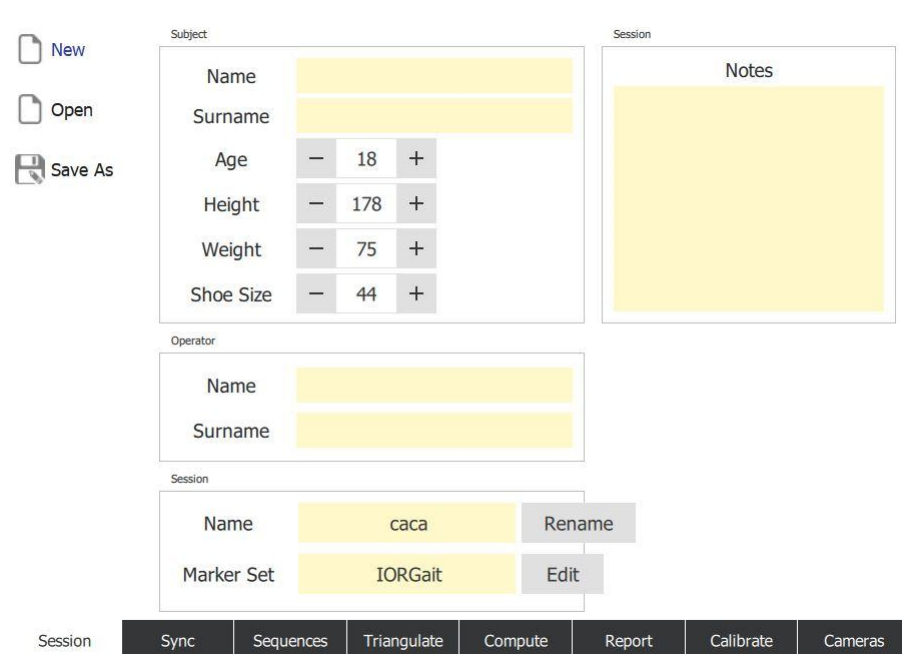


Figura 9. Schermata di interfaccia iniziale del programma TrackOnField

<i>Struttura Ossea</i>	<i>Descrizione</i>	<i>Acronimo</i>
<i>Pelvi</i>	Spina iliaca superiore anteriore destra	RASIS
	Spina iliaca superiore anteriore sinistra	LASIS
	Spina iliaca superiore posteriore destra	RPSIS
	Spina iliaca superiore posteriore sinistra	LPSIS
	Centro della testa del femore (predetto)	FH
<i>Femore</i>	Gran trocantere	GT
	Epicondilo laterale	LE
	Epicondilo mediale (bacchetta)	ME
<i>Gamba</i>	Testa della fibula	HF
	Prominenza della tuberosità tibiale	TT
	Malleolo laterale	LM
	Malleolo mediale (bacchetta)	MM
<i>Piede</i>	Prominenza esterna del calcagno	CA
	Quinta testa metatarsale	VM
	Prima testa metatarsale	IM
	Seconda testa metatarsale (bacchetta)	SM

Tabella 5. Marker-set del protocollo IORgait (Leardini et al., 2007)

3.4 ELABORAZIONE DATI

I dati delle pressioni sono stati inizialmente elaborati tramite i software associati ad ogni soletta e successivamente sono stati convertiti in matrici Matlab per renderli più facilmente utilizzabili.

Per il Dispositivo 1 sono stati scaricati i dati di pressione in formato .txt e sono stati successivamente convertiti in una matrice in formato .mat con l'uso di alcuni programmi Matlab sviluppati dallo staff del laboratorio. Sono stati poi individuati, per ogni soggetto, un istante di statica e gli istanti di inizio e fine camminata, i quali sono stati inseriti in un codice Matlab che mostrava il grafico delle *ground reaction forces* per ogni piede; da questi grafici sono stati selezionati 10 passi destri e 10 passi sinistri utilizzati successivamente per i confronti statistici. Per il Dispositivo 2 sono stati scelti, per ogni soggetto, gli istanti di inizio e fine camminata, un istante di statica, un istante in cui il piede destro fosse sollevato (istante di zero destro), un istante in cui il piede sinistro fosse sollevato (istante di zero sinistro) e le rispettive forze per l'istante di zero destro e sinistro. Sono stati poi scaricati i dati relativi ai *frames* delle pressioni in formato.txt e tramite l'utilizzo di programmi Matlab forniti dal laboratorio, sono stati convertiti in formato .mat e si è potuto procedere con la selezione di 10 passi destri e 10 passi sinistri.

Per le solette Novel si sono elaborati i dati tramite il software associato e si sono create delle maschere di correzione le quali, calcolando la media delle pressioni intorno al sensore da mascherare, ne permettevano la sua correzione quando questo mostrava un valore di pressione particolarmente alto. Una volta corretti i valori anomali, si sono identificati 10 passi destri e 10 passi sinistri e i dati di pressione sono stati convertiti in una matrice Matlab.

Dopo aver selezionato i passi per ognuna delle solette tramite codici Matlab sono stati sviluppati dei grafici con fasce di normalità per poter permettere il confronto tra i dati di forza di:

- Pedana di forza – soletta Novel;
- Pedana di forza – Dispositivo 1;
- Pedana di forza – Dispositivo 2;
- Soletta Novel – Dispositivo 1 – Dispositivo 2.

Per il secondo lavoro di tesi, come accennato nei paragrafi precedenti, dopo aver tracciato i punti di repere frame per frame tramite codici MatLab sviluppati in laboratorio, si sono calcolati gli angoli di flessione-estensione di anca, ginocchio e caviglia come in [Sawacha et al. 2021]. [13]

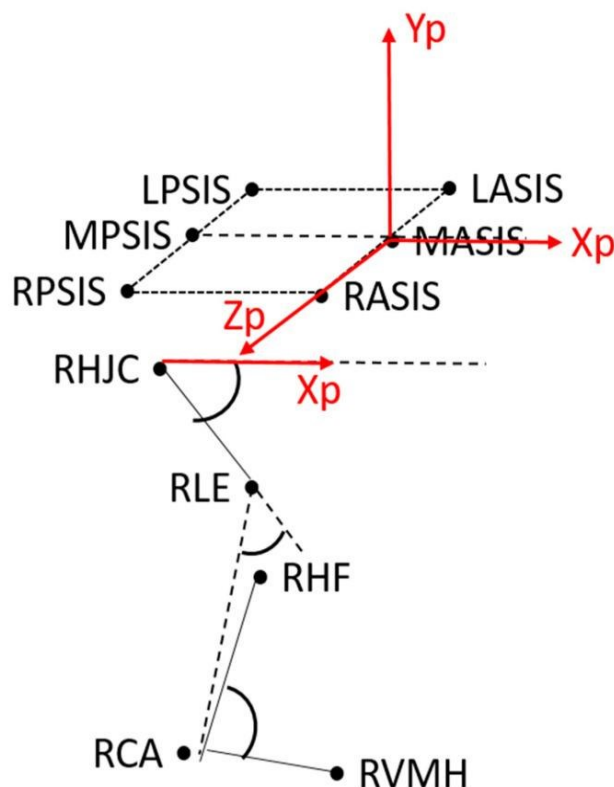


Figura 10. Definizione del sistema di riferimento per il calcolo degli angoli relativi al piano sagittale [Sawacha et al. 2021][13]

3.5 TEST DI KRUSKAL – WALLIS

In statistica il test di Kruskal – Wallis è un metodo non parametrico per verificare l'uguaglianza delle mediane di diversi gruppi; cioè per verificare che tali gruppi provengano da una stessa popolazione (o da popolazioni con uguale mediana). Esso viene utilizzato per confrontare più serie di misure provenienti da un campionamento effettuato su di una popolazione. [11]

Il seguente test è stato svolto per ognuno dei confronti precedentemente citati imponendo come livello di significatività $p < 0.05$.

CAPITOLO 4 – RISULTATI

4.1 PEDANE DI FORZA – SOLETTE NOVEL

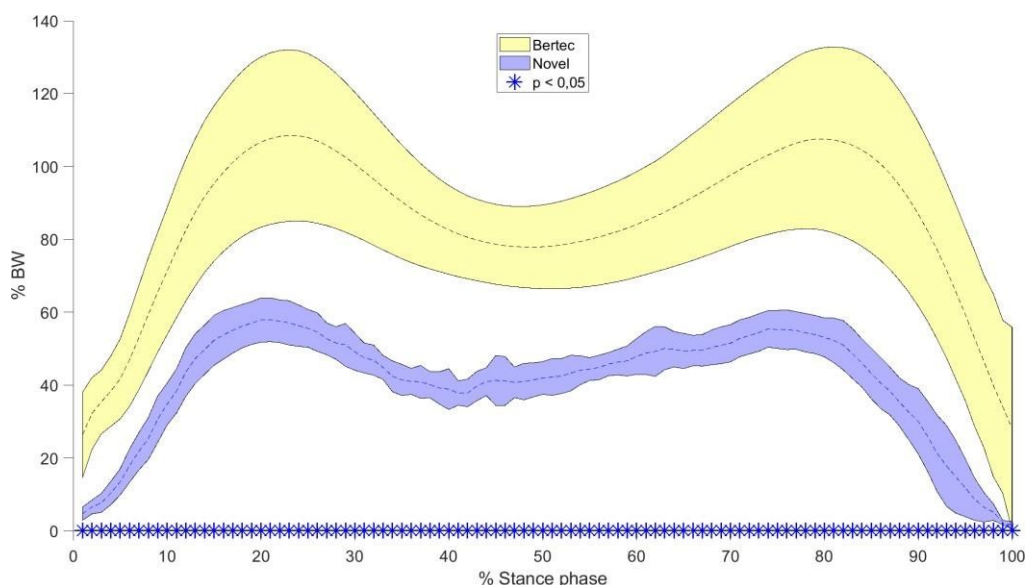


Figura 11. Fasce di normalità Bertec – Novel.

Nel presente grafico vengono visualizzate le forze di reazione al suolo in relazione alla percentuale della fase del ciclo del passo tra le pedane di forza (Bertec) e le solette Pedar-X (Novel). Si può notare come l'andamento delle forze delle solette rispetti come *timing* quello delle pedane di forza in quanto il picco della fase di accettazione del carico e della fase di *push-off* corrispondono, e la fase di *mid stance* è ben identificabile. È però evidente che i valori delle forze durante tutto il ciclo del passo risultano inferiori rispetto a quelli rilevati dalle pedane di forza. Per quanto riguarda la variabilità dei dati le solette Novel (fascia azzurra) mostrano una variabilità minore, indice di una maggiore precisione dei dati.

Gli asterischi presenti nel grafico, ottenuti tramite il test statistico di Kruskal – Wallis con un livello di significatività $p < 0.05$, indicano una differenza significativa in tutti gli istanti della camminata.

4.2 PEDANE DI FORZA – DISPOSITIVO 1

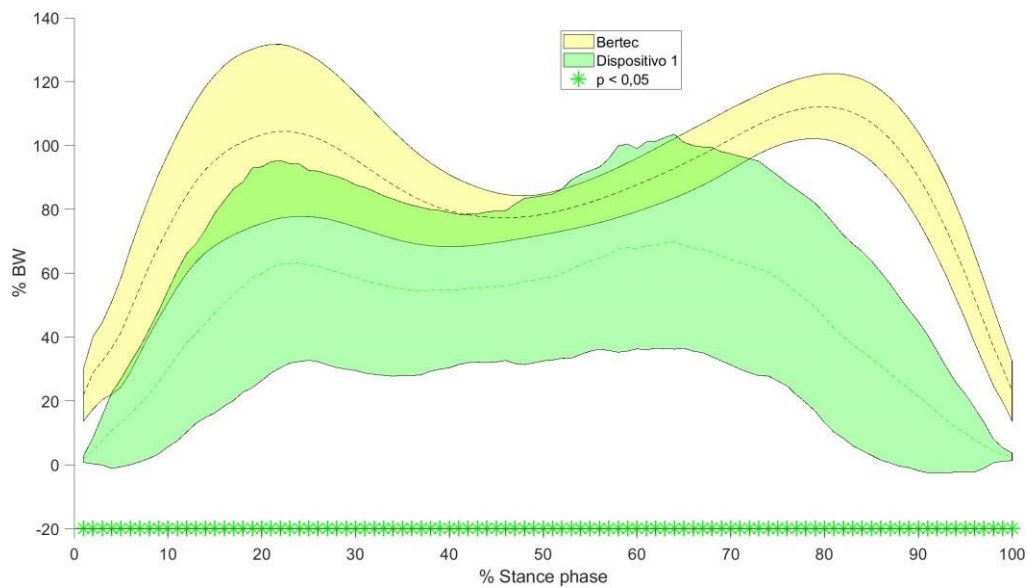


Figura 12. Fasce di normalità Bertec – Dispositivo 1.

Nel presente grafico vengono visualizzate le forze di reazione al suolo in relazione alla percentuale della fase del ciclo del passo tra le pedane di forza (Bertec) e le solette del Dispositivo 1. Si può notare come, a differenza del grafico precedente, l'intensità delle forze del Dispositivo 1 risulti più simile a quella ricavata dalle pedane di forza, ma sia presente una maggior variabilità descritta dall'ampiezza della fascia (verde). Per quanto riguarda il *timing* di picco si può notare come questo venga rispettato solo nella fase di accettazione del carico, mentre nella fase di *push-off* risulti anticipato rispetto a quello delle pedane di forza. Tale discrepanza indica che il ciclo del passo rilevato dal Dispositivo 1 risulti più corto rispetto a quello registrato dalle pedane di forza.

Gli asterischi presenti nel grafico, ottenuti tramite il test statistico di Kruskal – Wallis con un livello di significatività $p < 0.05$, indicano una differenza significativa in tutti gli istanti della camminata.

4.3 PEDANE DI FORZA – DISPOSITIVO 2

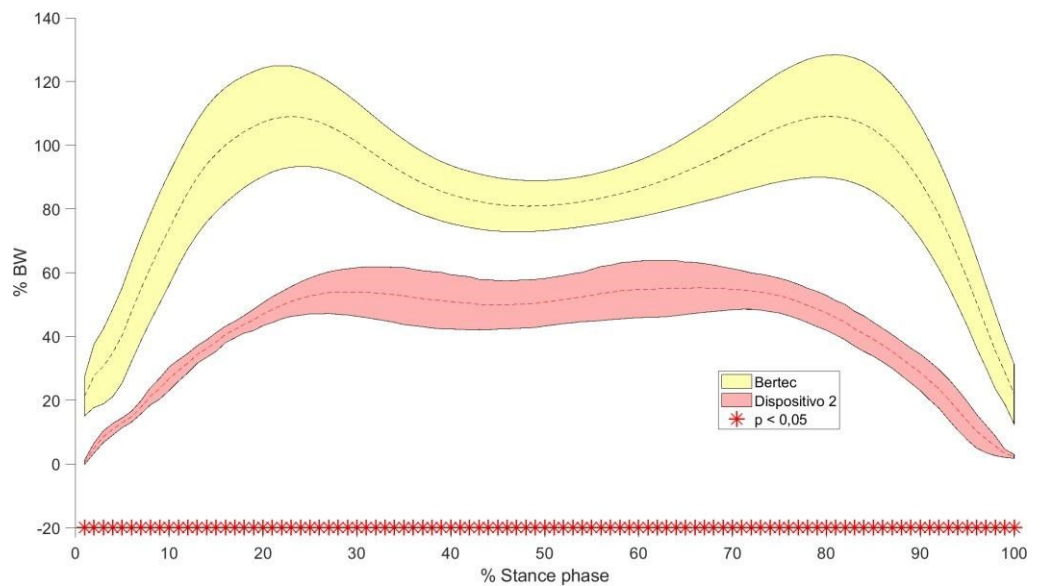


Figura 13. Fasce di normalità Bertec – Dispositivo 2.

Nel presente grafico vengono visualizzate le forze di reazione al suolo in relazione alla percentuale della fase del ciclo del passo tra le pedane di forza (Bertec) e le solette del Dispositivo 2. Si può notare che, come nel caso del primo confronto, l'andamento delle forze è inferiore come media dei valori rispetto a quello delle pedane di forza, ma che la variabilità dei dati è rappresentata da una fascia (rossa) poco ampia. Per quanto riguarda il *timing* dei picchi, questo non è rispettato in quanto il picco di accettazione del carico risulta posticipato, mentre quello di *push-off* risulta anticipato rispetto quelli identificati dalle pedane di forza. Anche in questo caso si osserva quindi un ciclo del passo più corto. È evidente inoltre, che tali picchi sono poco riconoscibili rispetto alla fase di *mid stance* tanto che la curva risulta avere un andamento perlopiù piatto.

Gli asterischi presenti nel grafico, ottenuti tramite il test statistico di Kruskal – Wallis con un livello di significatività $p < 0.05$, indicano una differenza significativa in tutti gli istanti della camminata.

4.4 SOLETTA NOVEL – DISPOSITIVO 1 – DISPOSITIVO 2

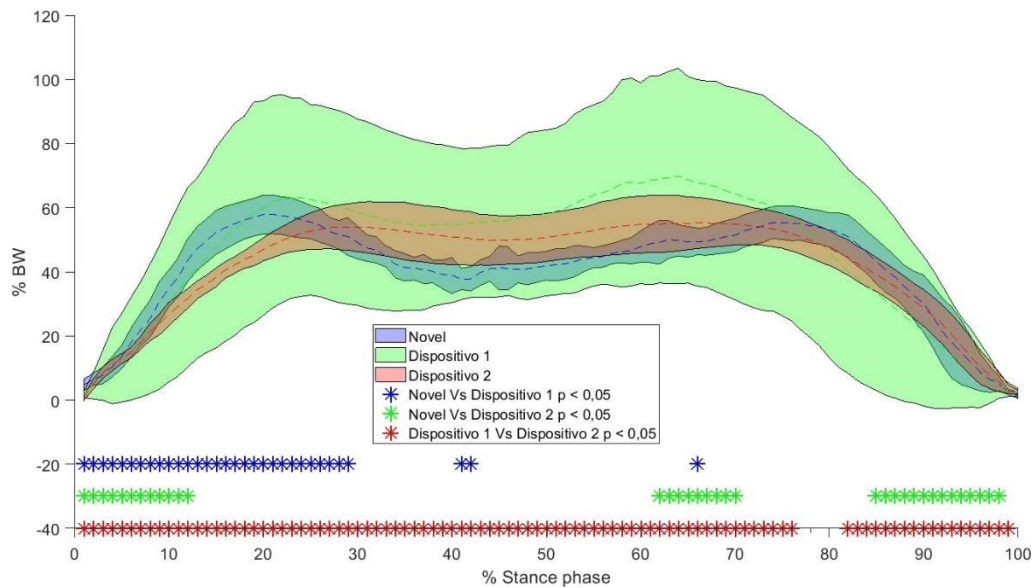


Figura 14. Fasce di normalità Novel – Dispositivo 1 – Dispositivo 2.

Nel presente grafico vengono visualizzate le forze di reazione al suolo in relazione alla percentuale della fase del ciclo del passo tra le solette Novel, le solette del Dispositivo 1 e le solette del Dispositivo 2. Si può osservare che i dati del Dispositivo 1 sono soggetti ad una maggiore variabilità, mentre i dati delle solette Novel e del Dispositivo 2 presentano una variabilità inferiore. Per quanto riguarda il *timing* dei picchi, notiamo una certa corrispondenza per il picco di accettazione del carico tra le solette Novel e il Dispositivo 1 in quanto avviene circa alla stessa percentuale del ciclo del passo, mentre nel Dispositivo 2 non è paragonabile poiché il picco è posticipato e quindi identificato ad una percentuale del ciclo del passo maggiore. Per il picco di *push-off*, invece, non abbiamo corrispondenze tra le varie solette in quanto nel Dispositivo 1 e nel Dispositivo 2 è anticipato rispetto alle solette Novel e nel Dispositivo 2 è anche difficilmente riconoscibile. Osserviamo inoltre che per le solette Novel e per il Dispositivo 1 il picco di accettazione del carico, di *push-off* e la fase di *mid stance* sono ben riconoscibili, mentre per il Dispositivo 2 queste tre fasi sono poco marcate.

Gli asterischi blu presenti nel grafico mostrano una differenza statisticamente significativa per $p < 0.05$, tra i dati Novel e i dati del Dispositivo 1 nella fase di contatto iniziale e di accettazione del carico. Gli asterischi verdi mostrano una differenza statisticamente significativa tra i dati Novel e i dati del Dispositivo 2 nella fase di contatto iniziale e nella fase finale di oscillazione. Gli asterischi rossi mostrano una differenza statisticamente significativa tra i dati del Dispositivo 1 e i dati del Dispositivo 2 in quasi tutti gli istanti della camminata.

4.5 FASCE DI NORMALITÀ TRACKONFIELD

Di seguito sono riportate le fasce di normalità per gli angoli di flessione-estensione di anca, ginocchio e caviglia. Le fasce di normalità sono state create con la media e la standard deviation dei trial dei soggetti elaborati.

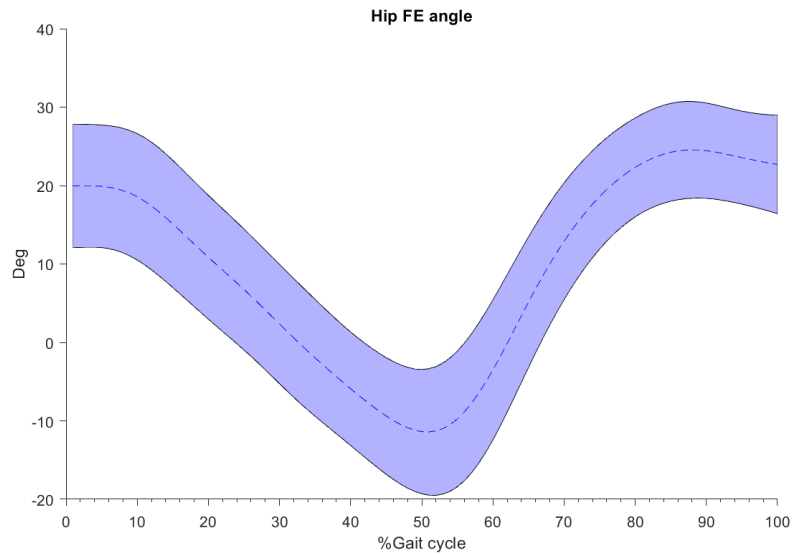


Figura 15. Fascia di normalità anca.

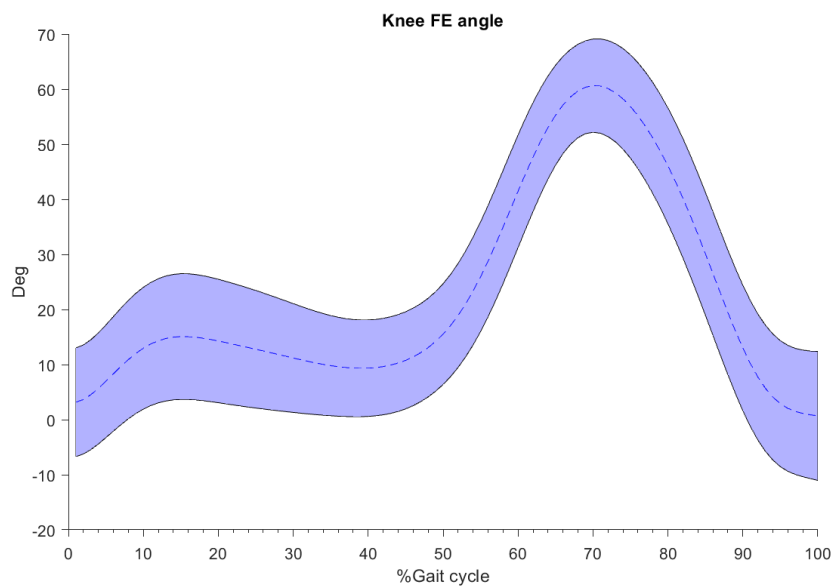


Figura 16. Fascia di normalità ginocchio.

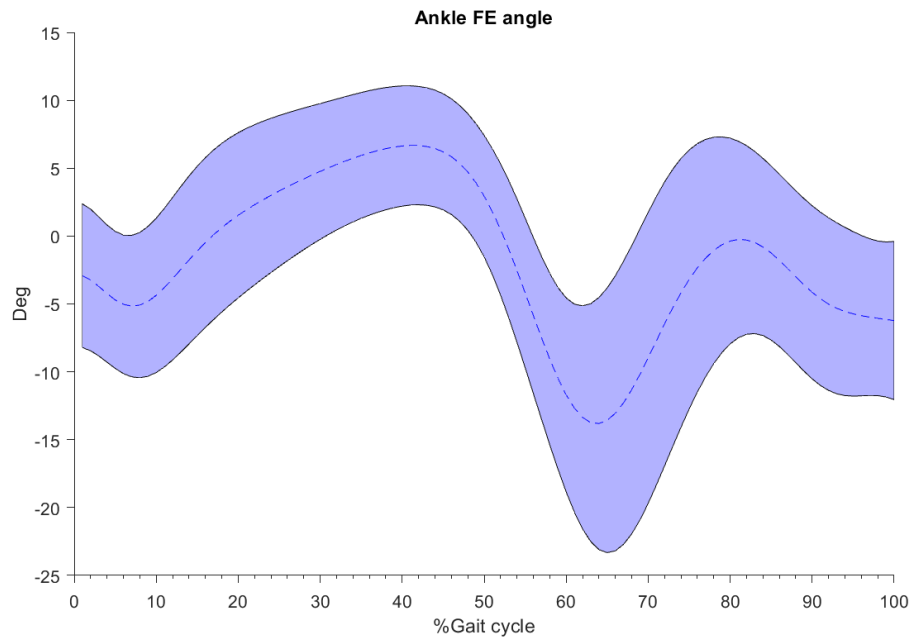


Figura 17. Fascia di normalità caviglia.

CAPITOLO 5 – DISCUSSIONE E CONCLUSIONE

Dai risultati precedentemente osservati, attraverso le fasce di normalità, si è riscontrato come le solette prodotte dalla Novel siano un ottimo strumento di misurazione delle pressioni plantari in termini di *timing* di attivazione, quasi al pari delle pedane di forza, ma che registrino dei valori di forza inferiori rispetto a queste ultime. Ciò è dovuto al fatto che le pedane di forza misurano direttamente il valore di forza puntuale quando sollecitate, mentre le solette di pressione misurano i valori di pressione e da questi ne derivano i valori di forza. Tali valori di pressione sono misurati sull'intera superficie del sensore anche quando questo è solo parzialmente sollecitato; ne consegue che i dati di forza ricavati con i dati di superficie e pressione sono sottostimati proprio perché la superficie utilizzata per ricavare la forza è maggiore di quella realmente sollecitata.

Per il Dispositivo 1 la forma della curva rispecchia molto quella mostrata dalle pedane di forza e dalle solette Novel, ma evidenzia una grossa variabilità nei dati rispetto a quest'ultime. Questa si suppone sia dovuta al fatto che i soggetti hanno utilizzato le proprie calzature per eseguire il *task* motorio, e che, quindi, ci fosse una diversa rigidità ed un adattamento differente della soletta nella calzatura, che ha portato ad una maggiore variabilità. Nell'acquisizione del *task* motorio eseguito con le solette Novel invece, i soggetti hanno utilizzato lo stesso tipo di calzatura e questo ha permesso di ridurre la variabilità dei dati acquisiti. Per quanto riguarda il *timing* di attivazione osserviamo un picco di *push-off* anticipato rispetto a quello delle pedane di forza, ciò potrebbe essere dovuto ad una irregolarità nel *frame rate* di acquisizione che, nonostante sia stato fissato ad inizio rilevazione ad un valore di 125 Hz, ha subito delle variazioni a causa dell'aumento della distanza dal computer che stava registrando i dati.

Per il Dispositivo 2 la forma dell'onda è considerevolmente differente; infatti, i due picchi sono poco riconoscibili tanto che la curva risulta quasi piatta senza una sostanziale differenza tra picchi e *mid stance*. Ciò è probabilmente dovuto al tipo di sensori, in questo caso ad inchiostro resistivo, i quali non hanno una calibrazione specifica per ogni soletta (come invece avviene per le Novel e presumibilmente per il Dispositivo 1, entrambi a sensori capacitivi) perché si presuppone che sotto l'azione di un carico, l'inchiostro si depositi uniformemente su tutti i sensori e in modo uguale per tutte le solette di questo tipo. In realtà si è notato che questo comportamento non avviene e che quindi anche per questa tipologia di solette sarebbe opportuno effettuare una calibrazione specifica per ognuna di esse.

In conclusione, possiamo affermare che le solette Novel si dimostrano essere uno strumento affidabile per la misurazione di pressioni plantari; il Dispositivo 1, può essere considerato un ottimo candidato in termini di solette portatili wireless per il rilevamento di pressione perché presenta dati di forza molto vicini a quelli rilevati dalle pedane di forza ma è necessario risolvere il problema dell'anticipo del picco di *push-off*; mentre il Dispositivo 2 mostra una curva troppo differente che non permetterebbe un'analisi corretta dei dati. Tra gli sviluppi futuri si può pensare ad ampliare il campione di soggetti per avere risultati più attendibili e ripetibili; si può incrementare il numero di *task* da far eseguire ad ogni soggetto (per esempio salti, squat, ecc.) per capire se i dispositivi wireless funzionano in modo adeguato anche con valori di pressione più alti; si può far eseguire i task a tutti i soggetti con lo stesso tipo di calzatura per ridurre al minimo la variabilità. Inoltre, si possono confrontare più dispositivi per riuscire a trovare altri sostituti o compromessi al sistema di acquisizione Pedar e alle pedane di forza.

Per quanto riguarda i risultati del secondo lavoro di tesi, sono state create le fasce di normalità per gli angoli di flessione-estensione di anca, ginocchio e caviglia. Tali fasce di normalità saranno poi utilizzate in studi che necessitano il confronto con una popolazione sana, come può essere il confronto di un'atleta che ritorna da un infortunio (in ambito sportivo), oppure il confronto con pazienti che hanno patologie croniche (in ambito clinico).

BIBLIOGRAFIA

1. Cappello A., Cappozzo A., Di Pamprero P.E. Bioingegneria della postura e del movimento. Patron Editore, 2003.
2. Cappozzo A., Della Croce U., Leardini A., Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 1: theoretical background. *Gait and Posture*, 2005.
4. Chiari L., Della Croce U., Leardini A., Cappozzo A., Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 2: Instrumental errors. *Gait and Posture*, 2005.
5. Razak A.H.A., Zayegh A., Begg R.K., Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors* Vol. 12, pp. 9884-9912, 2012.
6. Giacomozzi C. Potentialities and criticalities of plantar pressure measurements in the study of foot biomechanics: Devices, methodologies and applications. *Biomechanics in Applications*; IntechOpen: London, UK, 2011.
7. DeBerardinis J., Dufek J.S., Trabia M.B., Lidstone D.E. Assessing the validity of pressure- measuring insoles quantifying gait variables. *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, Vol. 5, 2018.
8. Mueller M.J., Strube M.J. Generalizability of in-shoe peak pressure measuring using the F-scan system. *Clinical Biomechanics* Vol. 11, pp. 159-164, 1996.
9. Mueller M.J. Application of plantar pressure assessment in footwear and insert design. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 29, pp. 747-755, 1999.
12. Pietraszewki B., Jaroszczuk S., Winiarski S. Three-dimensional human gait pattern- Reference data for normal men. *Acta of bioengineering and biomechanics*, Vol. 14, 2012.

SITOGRAFIA

3. Università di Cagliari. Stereofotogrammetria elettronica per l'analisi quantitativa del movimento. Disponibile online:
https://people.unica.it/pau/files/2015/09/3_Stereofotogrammetria_.pdf
10. Novel. Pedar[®]: Dynamic pressure distribution inside the footwear. Disponibile online: <https://www.novel.de/products/pedar/>
11. Test statistico di Kruskal – Wallis. Disponibile online:

<http://www.unife.it/medicina/Im.odontoiatria/insegnamenti/igiene/material/lezioni-statistica-medica-1b0-anno/lezione-9-test-non-parametrici.pdf>

13. Feasibility and Reliability Assessment of Video-Based Motion Analysis and Surface Electromyography in Children with Fragile X during Gait. Disponibile online: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8309640/>

