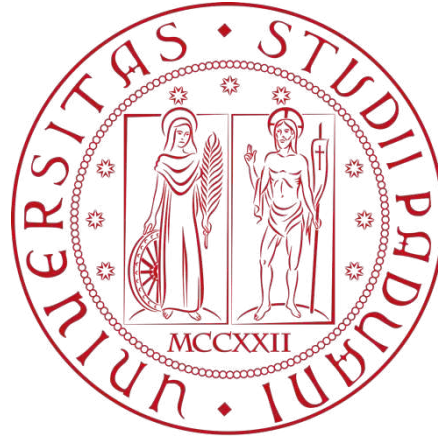


UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Medicina



CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN SCIENZE E TECNICHE
DELL'ATTIVITÀ MOTORIA PREVENTIVA E ADATTATA

VALUTAZIONE DELL'EFFICACIA DI UN
PROTOCOLLO DI ESERCIZIO FISICO DEDICATO,
IN CALCIATORI PROFESSIONISTI, ATTRAVERSO
L'ANALISI DELLE PRESSIONI PLANTARI

Relatore: Prof.ssa Spolaor

Correlatore: Prof.ssa Sawacha

Ing. Rigoni Giulio

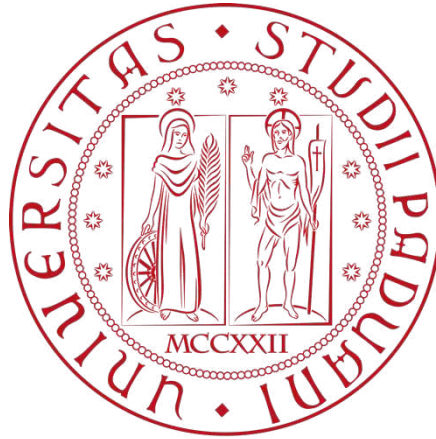
Dott.ssa Dalle Vacche Maria

Laureando: Schiavo Andrea

Anno Accademico: 2023/2024

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Medicina



CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN SCIENZE E TECNICHE
DELL'ATTIVITÀ MOTORIA PREVENTIVA E ADATTATA

VALUTAZIONE DELL'EFFICACIA DI UN
PROTOCOLLO DI ESERCIZIO FISICO DEDICATO,
IN CALCIATORI PROFESSIONISTI, ATTRAVERSO
L'ANALISI DELLE PRESSIONI PLANTARI

Relatore: Prof.ssa Spolaor

Correlatore: Prof.ssa Sawacha

Ing. Rigoni Giulio

Dott.ssa Dalle Vacche Maria

Laureando: Schiavo Andrea

Anno Accademico: 2023/2024

Ai miei Genitori, Francesca e Roberto

A Vera

INDICE

SOMMARIO	3
ABSTRACT	4
1. BIOMECCANICA DEL PIEDE E INFORTUNI NEL CALCIO	5
1.1 Infortuni nel Calcio	7
1.2 Ruolo e struttura della scarpa da calcio nella prevenzione degli infortuni	8
2. ANALISI DEL MOVIMENTO	11
2.1 Metodi di acquisizione in Laboratorio	11
2.2 Le Solette di pressione	13
2.3 Analisi “On Field” e strumenti utilizzati	13
3. MATERIALE E METODI	15
3.1 Popolazione	15
3.2 Set Up in Palestra	16
3.3 Set Up in Campo	22
3.4 Elaborazioni Dati	25
3.4.1 Track On Field	25
3.4.2 Matlab	26
3.4.3 Motux	27
3.5 Variabili Estratte	28
4. PROTOCOLLO DI LAVORO	31
5. RISULTATI	36
5.1 Soggetto 1	37
5.2 Soggetto 2	41
5.3 Soggetto 3	44

6.	DISCUSSIONE DATI	48
7.	CONCLUSIONI	50
	BIBLIOGRAFIA	51

SOMMARIO

Il calcio è uno sport ad alta intensità caratterizzato da movimenti rapidi, accelerazioni e decelerazioni improvvise, cambi di direzione e azioni esplosive che richiedono una notevole resistenza fisica e preparazione atletica (Ekstrand, J. Et al., 2011); queste caratteristiche espongono i calciatori a un elevato rischio di infortuni, specialmente a carico di piede, caviglia e ginocchio (Steffen, K. & Dvorak, J., 2015; Nigg, B.M. Et al., 2017). La biomeccanica del piede e la distribuzione delle pressioni plantari durante l'appoggio rivestono un ruolo cruciale nella prevenzione di sovraccarichi e lesioni, nonché nell'ottimizzazione della performance atletica. Squilibri nella distribuzione delle forze plantari possono infatti favorire lesioni muscolari, tendinee o articolari (van Gent, R.N. Et al., 2007).

L'analisi della distribuzione delle pressioni plantari, tramite strumenti specifici, consente di comprendere come il carico venga ripartito tra le diverse aree del piede durante i movimenti tecnici piede (Queen, R.M. Et al., 2006). Ciò risulta essenziale per prevenire infortuni, migliorare la stabilità e il controllo posturale, e supportare la longevità sportiva del calciatore (Pasanen, K. Et al., 2015).

Lo studio si propone di valutare l'efficacia di un protocollo di allenamento mirato, finalizzato a migliorare la distribuzione delle pressioni plantari e la stabilità del piede. Per questo progetto, della durata di 50 giorni, sono stati selezionati cinque calciatori professionisti. Gli atleti, sottoposti ad una serie di test in campo e in palestra prima e dopo il periodo di sperimentazione, hanno eseguito un programma di lavoro dedicato al piede, focalizzato su stabilità, equilibrio e rinforzo dei muscoli intrinseci del piede (Santos, D.A. Et al., 2014). I test effettuati sono serviti per monitorare le eventuali variazioni sulla distribuzione del carico a livello plantare, sulla stabilità articolare e sulla forza espressa dai muscoli coinvolti nella cinematica del piede.

I risultati attesi potranno fornire dati utili per la progettazione di strategie preventive più efficaci, con l'obiettivo di migliorare il benessere e la sicurezza del calciatore, aumentando al contempo le sue capacità di movimento e le performance sportive campo (Junge, A. & Dvorak, J., 2010).

ABSTRACT

Soccer is a high-intensity sport characterized by rapid movements, sudden accelerations and decelerations, changes of direction, and explosive actions requiring significant physical endurance and athletic preparation (Ekstrand, J. et al., 2011). These characteristics expose players to a high risk of injuries, especially involving the foot, ankle, and knee (Steffen, K. & Dvorak, J., 2015; Nigg, B.M. et al., 2017). The biomechanics of the foot and the distribution of plantar pressures during foot contact play a critical role in preventing overload injuries and optimizing athletic performance. Imbalances in plantar force distribution can increase the risk of muscular, tendinous, or joint injuries (van Gent, R.N. et al., 2007).

Analyzing the distribution of plantar pressures using specific tools helps to understand how load is distributed across different areas of the foot during technical movements (Queen, R.M. et al., 2006). This is essential for preventing injuries, improving stability and postural control, and supporting the longevity of a player's career (Pasanen, K. et al., 2015).

This study aims to evaluate the effectiveness of a targeted training protocol designed to improve plantar pressure distribution and foot stability. For this clinical trial, lasting 50 days, five professional soccer players were selected. The athletes underwent a series of field and gym tests both before and after the experimental period. They followed a foot-focused training program aimed at enhancing stability, balance, and the strengthening of the intrinsic foot muscles (Santos, D.A. et al., 2014). The tests assessed potential changes in plantar load distribution, joint stability, and the strength of muscles involved in foot biomechanics.

The expected results could provide valuable data for designing more effective preventive strategies to enhance player well-being and safety while improving movement capacity and on-field performance (Junge, A. & Dvorak, J., 2010).

1. BIOMECCANICA DEL PIEDE E INFORTUNI NEL CALCIO

La biomeccanica del piede gioca un ruolo fondamentale nel calcio, poiché il piede è il principale punto di contatto tra il corpo, pallone e terreno di gioco. Ogni azione, come calciare, dribblare, cambiare direzione e correre, coinvolge complessi movimenti biomeccanici e l'applicazione di forze che partono dal piede e si estendono a tutto il corpo. Il piede funziona come una struttura di supporto, ammortizzatore e generatore di spinta, permettendo ai giocatori di muoversi e interagire con il pallone in modo efficace e dinamico.

Il piede umano è una struttura complessa formata da 26 ossa, articolazioni e una serie di legamenti e muscoli che collaborano per garantire stabilità e flessibilità (Lees, A., Asai, T., Andersen, T.B., Nunome, H. & Sterzing, T., 2010).

Questa struttura può essere divisa in tre aree principali:

- **Retropiede:** comprende il tallone e la caviglia, fondamentale per l'assorbimento delle forze quando il piede colpisce il terreno.
- **Mesopiede:** include l'arco plantare, che funziona come un ammortizzatore naturale per assorbire e distribuire le forze su tutto il piede.
- **Avampiede:** costituito dalle ossa metatarsali e dalle falangi (dita), importanti per la spinta e il controllo durante il contatto con il pallone e i movimenti rapidi.

Quando un giocatore corre o cambia direzione, il piede e la caviglia devono gestire forze di impatto elevate che vengono distribuite attraverso le strutture del piede (Nigg, B.M. & Segesser, B., 1998). Durante il contatto con il terreno, l'arco plantare e il tallone si adattano per mantenere l'equilibrio, ridurre lo stress articolare e fornire una base stabile per il movimento successivo.

La forza di appoggio è cruciale anche quando un piede è in contatto con il terreno mentre l'altro calcia il pallone: il piede d'appoggio serve da ancora per stabilizzare il corpo e permette di trasferire l'energia generata nella gamba che calcia.

L'atto di calciare il pallone si può considerare uno dei gesti tecnici più importanti nel calcio, se non addirittura il più importante; esso non coinvolge solo il piede che colpisce la palla, ma anche il piede d'appoggio, che svolge un ruolo fondamentale

nel mantenere stabilità e controllo del corpo. Durante il calcio, il piede d'appoggio fornisce una base stabile, assorbendo e distribuendo le forze in modo da permettere al corpo di concentrare l'energia verso il piede che calcia (Nigg, B.M. & Segesser, B., 1998).

Quando si utilizza il dorso del piede per calciare, il piede d'appoggio è posizionato leggermente laterale rispetto alla palla, permettendo un'estensione ottimale della gamba di calcio per creare una superficie rigida e precisa al momento dell'impatto (Lees, A., Asai, T., Andersen, T.B., Nunome, H. & Sterzing, T., 2010).

La precisione e la potenza del tiro sono influenzate dalla posizione e dall'angolo del piede d'appoggio rispetto alla palla: un piede d'appoggio ben posizionato aiuta a generare una maggiore stabilità e trasferimento di forza, permettendo un tiro potente e controllato (Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J. & Caulfield, B., 2014).

La potenza del calcio è determinata anche dalla forza dei muscoli del piede e della caviglia, inclusi i muscoli tibiali, il gastrocnemio e i muscoli del piede intrinseci, che lavorano insieme per mantenere la stabilità durante l'estensione della gamba di calcio e per assorbire l'impatto nel piede d'appoggio (Hinterman, B. & Nigg, B.M., 1998).

Durante la corsa, il piede esegue un ciclo di appoggio che comprende tre fasi principali: contatto con il tallone, rullata attraverso il mesopiede e spinta con l'avampiede. Ogni fase coinvolge movimenti di pronazione e supinazione, necessari per ammortizzare l'impatto e ridurre lo stress sugli arti inferiori (Fredericson, M. & Wolf, C., 2005).

La rullata del piede aiuta a immagazzinare e restituire energia elastica, facilitando una spinta efficiente. Questo movimento ciclico è essenziale per ridurre la fatica durante le lunghe corse in campo.

Sicuramente due aspetti che caratterizzano la gestualità del calciatore sono rappresentati dai rapidi cambi di direzione, che richiedono un adattamento istantaneo della biomeccanica del piede e dall'agilità negli spostamenti. Durante il primo movimento, il piede effettua una rotazione interna o esterna (pronazione o supinazione) per stabilizzare l'equilibrio del corpo e distribuire le forze che agiscono su caviglia e ginocchio (Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J. & Caulfield, B., 2014).

L'agilità, invece, dipende dalla capacità del piede di muoversi rapidamente e con precisione: i muscoli intrinseci del piede, insieme alla caviglia, lavorano per mantenere la stabilità mentre il giocatore esegue dribbling o cambia direzione.

La biomeccanica corretta del piede è fondamentale per prevenire infortuni comuni nel calcio, come distorsioni della caviglia, fascite plantare e fratture da stress. Un'adeguata propriocezione e forza nei muscoli del piede possono ridurre la probabilità di infortuni, specialmente durante movimenti ad alta intensità o contatti imprevisti (Caine et al., 2008; Doherty et al., 2014).

Gli esercizi di rinforzo per i muscoli intrinseci del piede, combinati con l'uso di scarpe progettate per il calcio, possono aiutare a mantenere l'allineamento biomeccanico corretto, riducendo il rischio di lesioni.

1.1 Infortuni nel Calcio

Gli infortuni più comuni nel calciatore sono a carico del piede, della caviglia e del ginocchio a causa delle intense sollecitazioni biomeccaniche e dei rapidi cambi di direzione che caratterizzano questo sport. La natura del gioco e l'elevato numero di azioni esplosive, come scatti, tiri e dribbling, comportano un costante stress su queste articolazioni, esponendo i giocatori a vari tipi di lesioni. Secondo la letteratura, molti di questi infortuni derivano da squilibri biomeccanici o dalla mancanza di supporto e stabilità adeguati (Ekstrand, J., Hägglund, M. & Waldén, M., 2011).

Considerando gli infortuni dal punto di vista biomeccanico, si possono indentificare:

- ***Infortuni alla caviglia:*** la caviglia è particolarmente vulnerabile a distorsioni e lesioni dei legamenti laterali, specialmente durante i cambi di direzione, i salti e gli atterraggi. Le distorsioni della caviglia rappresentano una delle lesioni più frequenti nel calcio, con un'incidenza stimata tra il 15% e il 20% di tutti gli infortuni (Ekstrand, J. & Tropp, H., 1990). Un disequilibrio biomeccanico, come l'eccessiva pronazione o supinazione del piede, può aumentare il rischio di lesioni, poiché altera l'allineamento e il carico sulla caviglia. Questo squilibrio spesso deriva da una combinazione di fattori strutturali del piede e dell'interazione con la superficie del terreno,

aggravato dall'uso di scarpe non adeguate (Hinterman, B. & Nigg, B.M., 1998).

- ***Infortuni al ginocchio***: gli infortuni al ginocchio, in particolare le lesioni del legamento crociato anteriore (LCA), sono una causa importante di assenza dal gioco. Questo tipo di infortunio è spesso causato da un movimento di torsione o da una rotazione improvvisa del ginocchio, a cui non sempre le strutture muscolari e legamentose riescono a far fronte. Il rischio è accentuato da una biomeccanica squilibrata del piede e della caviglia, che può trasferire forze anomale al ginocchio (Alerton-Geli, E., Myer, G.D., Silvers, H.J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C. & Cugat, R., 2009). Gli studi indicano che una distribuzione irregolare del peso corporeo e una scarsa propriocezione possono aumentare l'instabilità del ginocchio, predisponendo i giocatori a lesioni del LCA e lesioni meniscali (Myer, G.D., Ford, K.R., Palumbo, J.P. & Hewett, T.E., 2008).
- ***Infortuni del piede***: i calciatori sono spesso soggetti a fratture da stress e lesioni metatarsali, dovute al carico ripetitivo e agli impatti durante il gioco. Le fratture al quinto metatarso, note come fratture di Jones, sono particolarmente comuni, in parte a causa della natura ripetitiva del calcio e della posizione del piede durante il tiro e i cambi di direzione (Bojanić, I., Barić, H. & Znika, M., 2021). Le scarpe da calcio possono influire notevolmente sulla biomeccanica del piede: scarpe che non offrono sufficiente ammortizzazione o stabilità possono aumentare il rischio di fratture da stress e infiammazioni come la fascite plantare. L'utilizzo di tacchetti non adeguati alla superficie di gioco può inoltre aumentare la probabilità di infortuni per scivolamenti o torsioni eccessive del piede (Santer, T. & Nam, Y.S., 2006).

1.2 Ruolo e struttura della scarpa da calcio nella prevenzione degli infortuni

Le scarpe da calcio sono progettate specificatamente per massimizzare la trazione, la stabilità e il controllo su superfici erbose o sintetiche, ma presentano limitazioni in termini di ammortizzazione e supporto biomeccanico. La struttura tipica di una

scarpa da calcio comprende una tomaia, una suola con tacchetti, una soletta interna e il contrafforte del tallone. La tomaia è generalmente costruita con materiali leggeri e resistenti, come pelle sintetica, microfibra o, nei modelli più avanzati, tessuti a maglia. Questi materiali offrono resistenza e controllo della palla, ma non forniscono ammortizzazione significativa per attenuare gli impatti durante la corsa e i cambi di direzione (Nigg, B.M. & Segesser, B., 1992) (Santner, T.J. & Nam, Y.S., 2006).

La suola della scarpa da calcio è dotata di tacchetti disposti in diverse configurazioni, che aiutano a mantenere la trazione e la stabilità su superfici naturali o artificiali. I tacchetti possono essere in plastica, gomma o metallo e variano in lunghezza e numero. Tuttavia, una selezione di tacchetti non adeguata alla superficie può compromettere la stabilità, influenzando negativamente sull'equilibrio e sulla distribuzione delle forze tra piede, caviglia e ginocchio. Ad esempio, tacchetti troppo lunghi o soles eccessivamente rigide possono causare un carico irregolare, aumentando il rischio di distorsioni e lesioni alle articolazioni (Ekstrand, J., Hägglund, M. & Waldén, M., 2011) (Hintermann, B. & Nigg, B., 1998).

Un'altra limitazione delle scarpe da calcio è la ridotta ammortizzazione nella soletta interna, che spesso è sottile per mantenere un basso profilo della scarpa e favorire il contatto ravvicinato con la palla. Tuttavia, questa struttura limita la capacità di assorbire l'impatto, il che può portare a stress ripetuti sulle articolazioni del piede, con conseguenti lesioni da sovraccarico, come fascite plantare o fratture da stress (Bojanić, I., Barić, H. & Znika, M., 2021).

La scarpa da calcio offre un sostegno ridotto anche nella zona del tallone e dell'arco plantare. Il contrafforte del tallone è spesso leggero e flessibile per favorire i movimenti rapidi, ma non fornisce una stabilità sufficiente alla caviglia durante i movimenti di torsione o cambio di direzione. Inoltre, la mancanza di supporto per l'arco plantare non aiuta a stabilizzare il piede, soprattutto per giocatori che presentano una pronazione o supinazione eccessiva, alterando l'allineamento e la distribuzione del peso corporeo. Questa carenza di sostegno può contribuire a uno squilibrio biomeccanico, che si traduce in un aumento del rischio di lesioni alle articolazioni del piede, caviglia e ginocchio (Santner, T.J. & Nam, Y.S., 2006; Nigg, B.M. & Segesser, B., 1992).

Le caratteristiche tecniche delle scarpe da calcio sono pensate per massimizzare la performance sul campo, ma non sono sufficienti a prevenire infortuni legati alla biomeccanica. Studi recenti sottolineano l'importanza di calzature che offrano un maggiore supporto plantare e una migliore ammortizzazione per adattarsi alle esigenze biomeccaniche e ridurre lo stress articolare. La mancanza di ammortizzazione, combinata con un supporto limitato nella zona del tallone e dell'arco plantare, può accentuare problemi preesistenti di instabilità articolare e affaticamento muscolare, aumentando il rischio di lesioni croniche e acute (Ekstrand, J., Hägglund, M. & Waldén, M. 2011; Caine, D., Maffulli, N. & Caine, C. 2008).

2. ANALISI DEL MOVIMENTO

L'analisi del movimento è una disciplina che studia nel dettaglio il comportamento biomeccanico e fisiologico del corpo umano durante il movimento. Si avvale di una combinazione di conoscenze in anatomia, fisiologia, fisica e biomeccanica per comprendere come i segmenti corporei e le articolazioni interagiscono tra loro per generare azioni complesse. Questa disciplina è fondamentale per esplorare e ottimizzare la qualità del movimento umano, fornendo informazioni su variabili cinematiche (velocità, accelerazione) e cinetiche (forza, momento, potenza) che definiscono il controllo motorio e la coordinazione dei movimenti. Grazie agli strumenti avanzati di acquisizione, l'analisi del movimento permette di misurare e valutare con precisione queste variabili, contribuendo allo sviluppo di protocolli di intervento specifici per diverse applicazioni (Winter, D.A., 2009).

Nell'ambito sportivo, invece, l'analisi del movimento si concentra sullo studio delle tecniche e delle strategie motorie degli atleti per migliorare le prestazioni, prevenire gli infortuni e ottimizzare la biomeccanica dei movimenti. Questo tipo di analisi è fondamentale per comprendere come i diversi gruppi muscolari e articolazioni lavorano insieme in ogni gesto atletico e come le forze esterne e interne agiscono sul corpo durante il movimento (Enoka, R.M., 2008). Grazie all'uso di tecnologie avanzate e all'interpretazione di esperti, l'analisi del movimento sportivo fornisce informazioni preziose su come migliorare la performance atletica, adattare i carichi di allenamento e gestire la riabilitazione post-infortunio.

2.1 Metodi di acquisizione in Laboratorio

L'analisi del movimento può essere eseguita attraverso metodi qualitativi e quantitativi. L'approccio qualitativo si basa sull'osservazione diretta da parte di esperti, come allenatori e fisioterapisti, per rilevare errori tecnici o schemi di movimento non corretti. L'approccio quantitativo, invece, utilizza una varietà di strumenti tecnologici per acquisire dati precisi e oggettivi, tra cui:

- ***Motion Capture***: i sistemi di motion capture, che possono essere marker-based o markerless, permettono la registrazione dei movimenti corporei in tre dimensioni, consentendo un'analisi dettagliata della cinematica e della postura durante il gesto atletico (Robertson, D.G.E., Caldwell, G.E., Hamill, J., Kamen, G. & Whittlesey, S.N., 2013). Questi dati sono particolarmente

utili per lo studio di sport che richiedono movimenti complessi e coordinati, come per appunto il calcio.

- **Elettromiografia (EMG):** l'elettromiografia viene utilizzata per misurare l'attività elettrica dei muscoli durante il movimento, offrendo una visione della loro attivazione e del loro reclutamento in fasi specifiche di un gesto sportivo (Whittle, M.W., 2014). Ad esempio, nell'analisi della corsa, l'EMG permette di capire come i muscoli della coscia e della gamba lavorano insieme per assorbire l'impatto e generare propulsione.
- **Pedane di Forza:** utilizzate per misurare le forze di reazione al suolo, le pedane di forza sono fondamentali per capire la distribuzione del carico e la dinamica dell'impatto, essenziali per sport ad alta intensità come il calcio, il basket e il sollevamento pesi. Questi dati aiutano anche a rilevare eventuali squilibri che potrebbero causare infortuni da sovraccarico (McGinnis, P.M., 2013).
- **Sensori Inerziali (IMU):** i sensori inerziali, che comprendono accelerometri e giroscopi, sono spesso usati per monitorare i movimenti in sport di campo o in ambienti naturali dove il motion capture convenzionale è meno pratico. Forniscono informazioni sull'accelerazione e sulla rotazione dei segmenti corporei, aiutando a monitorare gesti ripetitivi e ad analizzare la tecnica, ad esempio, nel ciclismo e nello sci (Abernethy, B., Hanrahan, S., Kippers, V., Mackinnon, L. & Plooy, A., 2013).
- **Stereofotogrammetria:** Questa tecnica si basa sulla fotogrammetria tridimensionale, acquisendo immagini da due o più fotocamere poste ad angolazioni diverse. Utilizzando il principio della triangolazione, si calcolano le coordinate 3D dei punti di interesse. Gli oggetti o i segmenti corporei vengono misurati in modo tridimensionale senza richiedere un sistema attivo di marcatori (Atkinson, K.B., 2001).

2.2 Le Solette di pressione

Le solette di pressione rappresentano una significativa evoluzione rispetto alle tradizionali pedane di forza, poiché svincolano l'acquisizione dei dati biomeccanici dal contesto laboratoriale, consentendo una valutazione più precisa e contestualizzata dell'atleta durante l'esecuzione di gesti tecnici specifici sul campo. Si tratta di dispositivi indossabili, sottili e flessibili, che si inseriscono direttamente nelle calzature sportive. Le solette sono dotate di sensori avanzati capaci di misurare la distribuzione delle pressioni plantari in modo dinamico, registrando dettagli come la forza applicata, il tempo di contatto e il centro di pressione (CoP) durante le varie fasi del movimento.

La loro applicazione sul campo consente di raccogliere dati durante condizioni di movimento reali, come il cambio di direzione, l'accelerazione e la frenata, che spesso non possono essere replicati in laboratorio. Inoltre, le solette di pressione permettono una valutazione continua delle prestazioni atletiche, fornendo dati in tempo reale e facilitando l'analisi della tecnica sportiva, il monitoraggio dei carichi biomeccanici e l'individuazione di eventuali asimmetrie o squilibri muscolari. Queste informazioni sono preziose non solo per ottimizzare la performance, ma anche per prevenire infortuni e programmare un recupero adeguato.

La ricerca scientifica ha già dimostrato l'efficacia delle solette di pressione nella valutazione delle dinamiche di movimento in diversi sport. Ad esempio, alcune ricerche hanno evidenziato come l'analisi dei dati raccolti dalle solette possa migliorare la comprensione delle modalità di carico articolare (Bahr, R. Et al., 2019) e favorire lo sviluppo di programmi di allenamento più specifici (Harding, J. Et al., 2021). Inoltre, un recente studio ha utilizzato le solette per valutare i parametri di forza e stabilità durante l'attività fisica, rilevando una correlazione significativa tra i dati di pressione plantare e la biomeccanica funzionale (Phinyomark, A. Et al., 2023).

2.3 Analisi “On Field” e strumenti utilizzati

Negli ultimi anni, l'analisi del movimento ha visto una transizione dagli ambienti di laboratorio controllati a quelli “on field”, ossia in campo, per consentire

valutazioni più accurate e realistiche del gesto atletico. Le limitazioni spaziali e strumentali del laboratorio, infatti, spesso ostacolano il movimento naturale degli atleti (Rossi, M., Bianchi, L. & Gallo, A., 2018), richiedendo un approccio che permetta di raccogliere dati in situazioni di gioco reale. In risposta a queste esigenze, sono stati sviluppati strumenti portatili e facilmente trasportabili, come per esempio le solette di pressione e le videocamere indossabili (es. GoPro), che permettono di monitorare la dinamica del movimento direttamente sul campo (Smith, J. & Johnson, K., 2020).

Le solette di pressione, ad esempio, rappresentano un'evoluzione delle tradizionali pedane di forza da laboratorio e possono essere inserite nelle scarpe degli atleti per rilevare dati relativi alla distribuzione della pressione e alla forza del passo in condizioni reali di gioco (Brown, T., Davis, R. & Wilson, P., 2019). Questi dati, combinati con le registrazioni video da videocamere portatili, permettono una visione completa e dinamica dell'azione, facilitando analisi posturali e cinematiche (Anderson, L., Ramirez, S. & Liu, C., 2021). Tali tecnologie portatili offrono quindi un metodo di analisi del movimento più versatile e applicabile a diversi contesti, sia clinici che sportivi, senza le limitazioni imposte da uno spazio chiuso.

In questo lavoro di tesi non sono state utilizzate solo le solette di pressione e le videocamere per l'acquisizione dei vari gesti tecnici, ma anche strumenti come il dinamometro muscolare e l'optojump; quest'ultimo è un sistema di rilevamento ottico che consente di misurare tempi di volo e di contatto al suolo.

3. MATERIALE E METODI

3.1 Popolazione

Per lo sviluppo di questa tesi, è stato selezionato un gruppo composto da cinque calciatori professionisti, rappresentativi di un campione mirato e specifico. I soggetti inclusi nello studio hanno un'età compresa tra i 25 e i 31 anni e rappresentano i principali ruoli calcistici: portiere, difensore, centrocampista e attaccante. Questa distribuzione è stata pensata per offrire una visione globale delle specificità richieste dai diversi ruoli in campo e per evidenziare eventuali differenze o similitudini tra i vari profili atletici. Ogni ruolo presenta infatti caratteristiche tecniche, tattiche e fisiche peculiari che influenzano le esigenze di allenamento e le dinamiche prestazionali. Nella tabella 1 è specificata l'anagrafica di ciascun soggetto.

<i>Soggetto</i>	<i>Età</i>	<i>Peso (Kg)</i>	<i>Altezza (cm)</i>	<i>Scarpe</i>
1	28	85	188	42.5
2	31	72	174	40
3	29	76	186	45
4	31	67	172	42
5	25	95	193	46

Tabella 1, Soggetti acquisiti

La selezione dei calciatori è stata effettuata seguendo criteri rigorosi, considerando in primo luogo il livello competitivo degli atleti. Sono stati scelti giocatori attivi in campionati professionistici di alto livello per garantire che il campione rappresentasse l'élite calcistica. Questa decisione è stata presa per assicurare che i risultati dello studio potessero essere direttamente applicabili a un contesto professionale e per fornire una base empirica utile per eventuali successivi studi sull'argomento.

Un altro criterio nella selezione è stato il ruolo ricoperto in campo. La distribuzione equilibrata dei ruoli consente di analizzare come le richieste fisiche e tecniche di ciascun ruolo possano influenzare la performance globale del giocatore dal punto di vista soprattutto dell'appoggio plantare. Inoltre, i partecipanti sono stati scelti per la loro disponibilità a partecipare a uno studio approfondito che richiedeva una serie

di test tecnici e fisici in palestra e in campo. Questo aspetto è stato cruciale per garantire la raccolta di dati completi e affidabili.

La rappresentatività del campione è stata uno degli obiettivi principali del processo di selezione. Creare un gruppo che rispecchiasse le diverse caratteristiche e dinamiche del calcio professionistico ha permesso di costruire una base solida per l'analisi dei fenomeni oggetto di studio.

3.2 Set Up in Palestra

Per l'acquisizione dei dati in palestra, agli atleti è stato richiesto di eseguire una serie di test specificatamente progettati per valutare parametri sportivi rilevanti per la loro attività professionale. Questi test miravano a raccogliere informazioni dettagliate sulle capacità di mobilità articolare della caviglia, sulle pressioni plantari durante la camminata e sulle performance legate alla forza, includendo forza isometrica e reattiva.

Prima dell'inizio delle rilevazioni, è stata somministrata a tutti i soggetti una routine standardizzata di riscaldamento, pensata per preparare in modo ottimale il corpo degli atleti all'attività successiva e ridurre il rischio di infortuni. La routine comprendeva le seguenti attività, eseguite in sequenza:

- ***Bike***: 5 minuti di pedalata a ritmo moderato, per aumentare gradualmente la temperatura corporea e favorire l'afflusso di sangue ai muscoli.
- ***Mobilità della caviglia***: 2 serie da 20 ripetizioni per ciascun piede, finalizzate a migliorare la flessibilità e la stabilità dell'articolazione.
- ***Step Calf Raise***: 1 serie da 20 ripetizioni per ciascun piede, per attivare e rinforzare i muscoli del polpaccio e migliorare la mobilità dinamica della caviglia.
- ***Back Squat con carico moderato (40 Kg)***: 2 serie da 6 ripetizioni, mirate ad attivare i principali gruppi muscolari coinvolti nell'esecuzione di movimenti complessi, come quadricipiti, glutei e muscoli posteriori della coscia.

I test in palestra sono stati condotti per ottenere una valutazione completa delle capacità fisiche degli atleti. Nello specifico, si è puntato a monitorare la mobilità articolare e le pressioni plantari durante la camminata; la prima fondamentale per

garantire una corretta biomeccanica durante le azioni di gioco, mentre la seconda per evidenziare eventuali zone di sovraccarico. Inoltre, si è misurata la capacità di forza attraverso esercizi specifici: la forza isometrica è stata testata per rilevare la capacità di mantenere contrazioni muscolari statiche sotto carico, mentre la forza reattiva è stata analizzata per valutare la capacità degli atleti di generare energia esplosiva in tempi ridotti. Di seguito sono descritti i test eseguiti in ordine di esecuzione:

- ***Weight Bearing Lunge Test (Dorsiflessione della caviglia)***: è una metodologia utilizzata per valutare la mobilità della caviglia, con particolare attenzione alla dorsiflessione in condizioni di carico, ovvero in una posizione di catena cinetica chiusa. Questa modalità di valutazione è fondamentale in contesti sportivi e riabilitativi, poiché la mobilità della dorsiflessione della caviglia è cruciale per una serie di movimenti funzionali, come la camminata, la corsa e il salto, oltre che per prevenire patologie da sovraccarico o infortuni (Hoch, M.C., Staton, G.S. & McKeon, P.O., 2011). Per svolgere questo test è stato utilizzato il “The Mat Assessment”, strumento i cui vantaggi sono elencati di seguito:
 - ***Standardizzazione***: il tappetino presenta indicazioni visive facilitando la riproducibilità del test, riducendo errori nella misurazione e consentendo confronti diretti tra sessioni successive.
 - ***Facilità di utilizzo***: La metodologia non richiede attrezzature complesse e può essere facilmente eseguita in ambito clinico, sportivo o riabilitativo.
 - ***Valutazione in catena cinetica chiusa***: Simula movimenti funzionali quotidiani o sportivi, fornendo dati più utili rispetto a misurazioni in catena cinetica aperta (Vicenzino, B., McPoil, T. & Russel, T., 2006).

L'esecuzione del WBLT con il sistema “The Mat Assessment” segue un protocollo ben definito, progettato per garantire standardizzazione e accuratezza nella misurazione:

- Il soggetto si posiziona scalzo, con il piede da testare collocato dietro una linea di riferimento marcata sul tappetino (“The Mat”), rappresentata da una linea rossa. L’alluce deve essere allineato a questa linea, con il piede orientato verso le ore 12, ovvero perpendicolare al bordo della linea.
 - Il soggetto, mantenendo il tallone fermamente appoggiato al suolo, spinge il ginocchio in avanti, cercando di portarlo oltre le dita del piede. È essenziale che il movimento sia controllato e lineare, senza deviazioni laterali del ginocchio.
 - La distanza tra la linea rossa e il massimo punto raggiunto dal ginocchio (senza sollevare il tallone dal tappetino) rappresenta l’output principale del test. La misurazione può essere effettuata direttamente utilizzando le indicazioni centimetriche stampate sul tappetino “The Mat” o tramite strumenti digitali di precisione, come un goniometro per calcolare l’angolo di dorsiflessione.
- ***Drop Vertical Jump (DVJ) con Optojump Microgate e Solette di Pressione:***
 è un test funzionale ampiamente utilizzato per valutare le capacità esplosive degli arti inferiori, l’allineamento biomeccanico e il rischio di infortuni, come le lesioni al legamento crociato anteriore (ACL). Integrato con il sistema OptoJump Microgate (sistema di rilevamento ottico sviluppato composto da una barra trasmittente e una ricevente, ciascuna contenente 96 LED che comunicano continuamente tra loro; sistema rileva le interruzioni di questo segnale, causate dal movimento dell’atleta, e calcola la durata di tali interruzioni con una precisione di 1/1000 di secondo) e strumenti di analisi delle pressioni plantari, il test permette di acquisire dati dettagliati non solo sui parametri temporali e cinematici del salto, ma anche sull’appoggio del piede e sulla distribuzione delle pressioni plantari durante il movimento. L’analisi dell’appoggio del piede durante il DVJ consente di identificare eventuali squilibri biomeccanici che potrebbero compromettere la prestazione o aumentare il rischio di infortuni. La distribuzione anomala delle pressioni plantari durante l’atterraggio, come un sovraccarico eccessivo sulla zona mediale o laterale del piede, può indicare instabilità

funzionale o carenze nel controllo motorio (Queen, R.M., Gross, M.T. & Liu, H.Y., 2006). Inoltre, differenze significative tra gli arti inferiori possono essere predittive di asimmetrie funzionali o disfunzioni muscolari. Le pressioni plantari possono essere analizzate tramite strumenti integrati con il sistema OptoJump, che registrano in tempo reale i picchi di forza e la distribuzione del carico su specifiche aree del piede (Cavanagh, P.R. & Rodgers, M.M., 1987). Questi dati forniscono informazioni cruciali per personalizzare interventi riabilitativi o programmi di prevenzione. Il protocollo d'esecuzione del test prevede in successione:

- **Preparazione del soggetto:** l'atleta si posiziona in piedi su un box o pedana rialzata (altezza 30-50 cm), con i piedi distanziati all'altezza delle anche. La superficie di atterraggio è equipaggiata con il sistema OptoJump, mentre l'atleta indossa nelle scarpe plantari sensorizzati, per rilevare le pressioni e le forze esercitate a livello del piede.
- **Esecuzione del movimento:** l'atleta esegue una discesa controllata dal box, atterrando su entrambe le gambe. Subito dopo l'atterraggio, senza pause, viene eseguito un salto verticale massimale (Drop). Il successivo atterraggio (Land) prevede una fase di stabilizzazione.

Le misurazioni registrate con gli strumenti utilizzati sono: i vantaggi dell'integrazione tra OptoJump e solette con sensori di pressione permette di raccogliere dati combinati; l'integrazione tra misurazioni cinematiche e pressorie offre una visione completa delle prestazioni e delle inefficienze motorie. Inoltre, utilizzando questi strumenti si ha un'alta precisione di acquisizione: i sistemi di analisi registrano con elevata affidabilità, permettendo di individuare dettagli anche minimi.

- **Stiffness Test con Optojump e Solette di Pressione:** lo Stiffness Test è un metodo di valutazione biomeccanica utilizzato per misurare la rigidità muscolo-tendinea degli arti inferiori, un parametro fondamentale per la performance atletica e la prevenzione degli infortuni. Questo test combina il sistema OptoJump Microgate, che analizza parametri cinematici e temporali del movimento, con l'utilizzo di solette di pressione, che registrano la distribuzione delle forze e delle pressioni plantari durante

l'esecuzione del gesto. Con questo test si va a misurare la rigidità muscolo-tendinea degli arti inferiori (leg stiffness), un indicatore dell'efficienza del ciclo allungamento-accorciamento (SSC, Stretch-Shortening Cycle). Si valuta anche la distribuzione delle pressioni plantari per identificare eventuali asimmetrie o sovraccarichi e il comportamento dinamico del piede durante l'impatto con il suolo, per individuare schemi di appoggio subottimali. Il protocollo del test prevede:

- **Preparazione del soggetto:** l'atleta indossa scarpe dotate di solette di pressione sensorizzate e si posiziona all'interno dell'area di misurazione dell'OptoJump. È richiesto di eseguire salti ripetuti su una superficie stabile, mantenendo un ritmo costante, per un numero predefinito di cicli (di solito 6-10 rimbalzi; in questo progetto sono stati richiesti 7 rimbalzi).
- **Esecuzione dl movimento:** il soggetto esegue rimbalzi verticali continui con focus sulla reattività, cercando di ridurre al minimo il tempo di contatto al suolo e massimizzare l'altezza dei salti. Durante i rimbalzi, il soggetto deve mantenere un angolo fisso di flessione delle ginocchia ($<20^\circ$) per ridurre l'influenza dei muscoli articolari e isolare il comportamento del tendine.

Tramite questa acquisizione sono stati analizzati parametri come la Leg Stiffness (rigidità degli arti inferiori) e la distribuzione delle pressioni plantari. Il primo parametro è un indicatore del sistema muscolo-tendineo di immagazzinare e restituire energia elastica durante la fase di carico e rilascio; Valori ottimali di stiffness sono associati a una maggiore efficienza del movimento e a un rischio ridotto di infortuni muscolari o tendinei (Butler, R.J., Crowell, H.P. & Davis, I.M., 2003). Il secondo parametro da indicazioni sulle aree del piede maggiormente sollecitate durante il rimbalzo; La distribuzione non uniforme delle pressioni può indicare squilibri biomeccanici, asimmetrie tra gli arti o problematiche strutturali del piede (Cavanagh, P.R. & Rodgers, M.M., 1987). Le misurazioni raccolte dal test sono: Tempo di contatto al suolo (s), Tempo di volo (s), Altezza (cm), Potenza (W/Kg), Ritmo dei rimbalzi (p/s), RSI (m/s).

- ***Analisi del Cammino con Solette di Pressione:*** la gait analysis effettuata con l'ausilio di solette di pressione è una metodologia avanzata utilizzata per analizzare il ciclo del passo e la distribuzione delle forze plantari durante il cammino. Questa tecnica permette di raccogliere dati in tempo reale sulla dinamica dell'appoggio del piede e sulla biomeccanica degli arti inferiori, fornendo informazioni utili per la diagnosi di alterazioni funzionali, la prevenzione degli infortuni e l'ottimizzazione della performance atletica.
- ***Misurazione delle Forze Muscolari Isometriche della Flessione Plantare del Piede con il K-Push di Kinvent:*** la misurazione delle forze muscolari isometriche della flessione plantare del piede tramite il K-Push di KINVENT, un dinamometro muscolare portatile, è un metodo affidabile per valutare la capacità di generare forza massima isometrica da parte dei muscoli del tricipite surale (gastrocnemio, soleo) e dei muscoli accessori coinvolti nella flessione plantare. Questa metodologia è utilizzata sia in ambito clinico che sportivo per monitorare la forza muscolare, identificare asimmetrie tra gli arti inferiori e valutare l'efficacia di programmi di allenamento o riabilitazione (Andrade, R., Mendes, B. & Antunes, F. 2021). L'obiettivo è quello di quantificare la forza massima isometrica generata durante la flessione plantare, di indentificare eventuali asimmetrie tra gli arti, monitorare il recupero post-infortunio o l'efficacia degli interventi riabilitativi e valutare lo stato muscolare degli atleti per ottimizzare la performance e prevenire gli infortuni. Il protocollo utilizzato per il test è il seguente:
 - ***Preparazione del soggetto:*** l'atleta si posiziona seduto su un lettino con la gamba da testare estesa. Il piede è appoggiato su una superficie stabile con l'articolazione della caviglia a circa 90°. Il K-Push è posizionato contro la pianta del piede, nella regione metatarsale, e tenuto stabile dall'operatore.
 - ***Esecuzione del test:*** il soggetto è istruito ad esercitare una forza massima contro il K-Push spingendo verso la flessione plantare, mantenendo il tallone fermo. La fase di preparazione all'esecuzione dura 5 secondi; successivamente si chiede una contrazione

isometrica della durata di 5 secondi, da eseguire per 3 volte (la pausa tra una ripetizione e l'altra è di 15 secondi). Il dinamometro registra la forza massima raggiunta in Kgf. Entrambi gli arti vengono testati per valutare eventuali asimmetrie.

I parametri analizzati in questo test sono:

- **Forza massima isometrica (Kgf)**: rappresenta il valore massimo di forza generata durante la contrazione isometrica (Bahannon, R.W., 1986).
- **Simmetria tra gli arti (%)**: calcolata come rapporto tra la forza generata dagli arti destro e sinistro. Una differenza superiore al 10% potrebbe indicare squilibri funzionali.
- **Curve di forza-tempo**: analisi della rapidità con cui il soggetto raggiunge il picco di forza, utile per valutare la capacità di reclutamento muscolare.

3.3 Set Up in Campo

Per la misurazione delle variabili cinematiche in campo è stata utilizzata la *Video Analysis*, una tecnica avanzata che consente di acquisire e analizzare la posizione di marker corporei tramite un sistema multiplo di telecamere digitali. I dati acquisiti sono elaborati con software specifici che, attraverso processi come calibrazione, tracking e triangolazione, ricostruiscono tridimensionalmente i movimenti (Richards, J., 1999; Winter, D.A., 2009). Questo approccio è stato combinato con il protocollo IORgait (Sawacha, Z., Et al., 2007), uno standard riconosciuto nella biomeccanica per il posizionamento preciso dei marker su specifici punti anatomici. Tale protocollo garantisce un'accurata definizione dei segmenti corporei e delle articolazioni, migliorando la validità e l'affidabilità delle misurazioni sia in laboratorio che in campo. Seguendo le indicazioni di questo protocollo sono stati applicati 22 marker di tape bianco con al centro un quadratino di nastro nero, disposti come di seguito in punti di repere specifici: ASIS, PSIS, HF, ME, LE, MM, LM, CA, VM, IM.

Per l'acquisizione delle immagini sono state utilizzate telecamere GoPro commerciali, che offrono una risoluzione fino a 4K e una frequenza di 60 fotogrammi al secondo (fps). Le riprese effettuate sono state registrate a 1080p e 30fps, offrendo un compromesso tra qualità e capacità di archiviazione. Grazie alla tecnologia di stabilizzazione video *HyperSmooth*, queste telecamere rappresentano una soluzione economicamente vantaggiosa rispetto ai tradizionali sistemi a infrarossi, pur mantenendo un'elevata qualità di acquisizione per applicazioni sportive. Le 6 telecamere sono state posizionate in modo strategico su treppiedi, alle estremità e al centro dell'area di acquisizione (un rettangolo di 10m di lunghezza e 3m di larghezza), per garantire una copertura visiva ottimale.

Per integrare l'analisi biomeccanica, agli atleti sono state applicate delle solette *FGP-Blue Insole*, dispositivi indossabili prodotti da *FGP* in collaborazione con *Sensor Medica*, in grado di misurare la distribuzione della pressione plantare lungo tutta la pianta del piede durante movimenti come camminata, corsa o gesti tecnici specifici dello sport; ogni soletta è dotata di una matrice composta da 214 sensori resistivi che coprono l'intera area del piede, offrendo una precisione elevata nel rilevamento delle pressioni plantari. I dati raccolti vengono trasmessi al computer tramite dei moduli Bluetooth fissati alle caviglie dell'atleta (FGP, n.d.).

L'utilizzo combinato della Video Analysis, del protocollo IORgait e delle solette Pedar consente un'analisi dettagliata e multidimensionale delle variabili cinematiche e pressorie, rendendo questi strumenti indispensabili per la ricerca biomeccanica applicata in ambito sportivo (Ferrari, A., Benedetti, M.G. & Leardini, A., 2020; Sawacha, Z., Et al., 2007).

Una volta settato il campo e preparati gli atleti, dopo averli fatto sostenere un riscaldamento di 12' comprendeva corsetta di attivazione e diverse andature, sono stati eseguiti i seguenti test:

- ***Pro Agility (5-10-5) Test***: il *Pro Agility Test*, noto anche come *5-10-5 Shuttle Test*, è un test di valutazione delle capacità atletiche che misura l'agilità, la velocità e la capacità di cambiare direzione. È ampiamente utilizzato negli sport che richiedono movimenti rapidi e cambiamenti di direzione, come il calcio, il basket, il rugby e il football americano (Brown, L.E. & Ferrigno, V.A., 2005). È un metodo standardizzato per misurare l'abilità nei cambi di

direzione. Anche se generalmente questo test è utilizzato per valutare il tempo di completamento della navetta, in questo tesi è stata presa in considerazione la qualità delle pressioni plantari durante i cambi di direzione. Esecuzione del test:

- **Preparazione:** viene tracciata una linea centrale con due linee laterali poste a 5m ciascuna; l'atleta si posizione sulla linea centrale con una mano a contatto col suolo.
 - **Esecuzione:** al segnale di partenza, l'atleta corre verso una delle due linee laterali, tocca il terreno con una mano, cambia di direzione e corre verso la linea laterale opposta (coprendo 10m), per poi tornare al punto di partenza (coprendo altri 5m). l'intero percorso ha una lunghezza di 20m.
- **Cinematica di tre diverse tipologie di calcio al pallone:** successivamente al Pro Agility Test, i soggetti sono stati invitati a eseguire tre diversi calci al pallone con ciascun arto inferiore: passaggio di interno, tiro in porta di piatto, e tiro in porta di collo. L'analisi di questi compiti motori si è focalizzata in particolare sul comportamento del piede d'appoggio e sulle pressioni plantari generate durante l'esecuzione. Studi precedenti (Dörge, H.C., Andersen, T.B., Sørensen, H. & Simonsen, E.B., 2002), hanno evidenziato l'importanza del piede d'appoggio nella stabilizzazione e nella trasmissione dell'energia durante il calcio. Inoltre alcuni lavori hanno sottolineato come le pressioni plantari siano correlate alla precisione e alla potenza del calcio, influenzando la performance complessiva (Numone, H., Asai, T., Ikegami, Y. & Sakurai, S., 2006; Shinkai, H., Numone, H., Saito, M., Ikegami, Y. & Isokami, M., 2009). Questi parametri sono stati valutati per comprendere meglio le differenze cinematiche e biomeccaniche tra i diversi tipi di calcio e tra i due arti inferiori.

3.4 Elaborazioni Dati

I dati raccolti sono stati elaborati da specifici software, i quali hanno permesso di estrarre le variabili utilizzate per avere un quadro chiaro e attendibile dei parametri oggetto di studio del progetto sperimentale. I software utilizzati sono stati: Track On Field, Matlab, Motux, Pythom.

3.4.1 Track On Field

Il software *TrackOnField*, sviluppato direttamente da *BBSof*, rappresenta uno strumento avanzato per l'analisi della posizione di specifici marker in relazione al sistema di riferimento assoluto. Questo programma si distingue per la capacità di elaborare in modo preciso i dati acquisiti da video registrati utilizzando telecamere GoPro, noti per la loro qualità e versatilità nelle riprese ad alta risoluzione e frame rate elevati.

L'elaborazione avviene attraverso diverse fasi, organizzate in sezioni ben definite all'interno del software, ciascuna progettata per facilitare un workflow strutturato ed efficiente. Le principali funzionalità includono il caricamento e la sincronizzazione dei video, l'identificazione e il tracciamento dei marker, e l'applicazione di algoritmi avanzati per ricostruire con precisione le coordinate spaziali dei marker rispetto a un sistema di riferimento fisso; questi passaggi sono descritti in breve di seguito:

- ***Session***: sono stati inseriti anagrafica del soggetto e il protocollo utilizzato per posizionare i marker;
- ***Sync***: sono stati caricati i video acquisiti con le GoPro in campo, sincronizzandoli con la telecamera *Master*, la quale è il riferimento per tutte le altre;
- ***Calibrate***: in questa fase del processo, sono stati calibrati i parametri intrinseci ed estrinseci delle telecamere, passaggi fondamentali per garantire la precisione delle analisi spaziali. Per calibrare i parametri intrinseci, è necessario caricare un video in cui viene ruotata una scacchiera, strumento comunemente utilizzato per questo tipo di operazioni. Il software, utilizzando l'algoritmo di *Bouget*, calcola automaticamente questi parametri, che includono aspetti come la lunghezza focale, il punto

principale e la distorsione ottica. Per la calibrazione dei parametri estrinseci, invece, è necessario tracciare manualmente il contorno di una scacchiera presente nella scena, che rappresenta l'area di riferimento su cui è stato posizionato il soggetto. Il software utilizza queste informazioni per costruire un sistema di riferimento assoluto, posizionando l'origine delle coordinate in uno dei vertici del rettangolo. Una volta definiti e fissati i parametri intrinseci ed estrinseci, il software genera una matrice di calibrazione, che costituisce la base per il successivo processo di ricostruzione delle posizioni dei marker nello spazio assoluto. Questo passaggio garantisce la precisione e l'affidabilità dei dati analizzati;

- **Sequences:** è stato effettuato il tracking dei marker posizionati sui punti di repere anatomici, ricordando che tutti i marker devono essere visibili in almeno due telecamere;
- **Triangulate:** dopo aver caricato la matrice di calibrazione ottenuta precedentemente e selezionato quale file si vuole triangolare, il software ha costruito una matrice in cui viene inserita la posizione istantanea dei marker nello spazio 3D rispetto al sistema di riferimento assoluto (utilizzando il programma *Mokka* è stato possibile visualizzare l'animazione tridimensionale del soggetto).

Il software è stato utilizzato per analizzare i task eseguiti in campo, ovvero per il Pro Agility Test (5-10-5) con attenzione sulla qualità del cambio di direzione e per le tre differenti modalità con cui è stato richiesto ai soggetti di calciare il pallone.

3.4.2 Matlab

Matlab (acronimo di *MATRIX LABORATORY*) è un ambiente di calcolo numerico e un linguaggio di programmazione; in ambito di analisi biomeccanica, *Matlab* permette di sviluppare modelli personalizzati, analizzare grandi quantità di dati e creare simulazioni che migliorano la comprensione della meccanica corporea. Per questo progetto è stato utilizzato sia per analizzare i dati provenienti dai task svolti in campo, sia da quelli svolti in palestra. Per i primi, dopo aver elaborato i dati raccolti utilizzando *Track On Field*, mediante l'applicazione di codici Matlab sviluppati da *BBSof* e dall'Università degli Studi di Padova, sono stati prodotti diversi tipi di

grafici che rappresentano informazioni biomeccaniche dettagliate; in particolare, sono stati creati i seguenti grafici:

- **Fasce di normalità degli angoli articolari:** sono state rappresentate le fasce di normalità relative ai principali movimenti articolari, inclusi i movimenti di flessione/estensione, abduzione/adduzione e rotazione interna/esterna. Questi dati sono analizzati per le articolazioni dell'anca, del ginocchio, della caviglia.
- **Fasce di normalità dei momenti articolari:** sono stati calcolati e rappresentati i momenti articolari associati ai movimenti di flessione/estensione e di adduzione/abduzione delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia. I momenti vengono determinati utilizzando la tecnica "Ground Reaction Vector technique", sia a partire dai dati provenienti dalla stereofotogrammetria sia dai dati derivanti dalla video analisi. Questo approccio permette di evidenziare la distribuzione normale delle forze applicate durante il movimento.

Per i secondi (task in palestra), invece, è servito per estrarre le variabili dei test di Drop Vertical Jump, Stiffness e Gait Analysis.

Inoltre l'elaborazione con Matlab utilizza la normalizzazione percentuale, metodo per esprimere i valori di un insieme di dati come percentuali rispetto a un valore di riferimento o al totale di un insieme. Questo metodo permette di confrontare facilmente i dati in contesti diversi, rendendo i risultati più comprensibili e standardizzati.

3.4.3 Motux

Il software *Motux* è uno strumento avanzato per l'elaborazione dei dati raccolti tramite solette sensorizzate, progettato per analizzare parametri come pressione plantare, forza massima e coordinate del centro di pressione (COP) durante attività come la corsa, cambi di direzione, DVJ, Stiffness Test e Gait Analysis. Il software consente un'analisi visiva dei dati raccolti: sulla parte sinistra dello schermo vi sono le sagome delle solette destra e sinistra, dove le zone di alta e bassa pressione sono evidenziate nel tempo; mentre sulla parte destra dello schermo ci sono i grafici dettagliati che mostrano l'andamento della forza (Kgf) e della pressione (kPa) per

ciascun frame. Per ogni task motorio acquisito in campo e in palestra, sono stati individuati frame di riferimento:

- **COD:** Frame di Statica, Frame di Inizio (primo contatto al suolo col tallone del piede con cui si è svolto il COD), Frame di Fine (primo contatto al suolo col tallone dello stesso piede, dopo aver eseguito il COD), Frame zeri DX e Frame zeri SX;
- **DVJ:** Frame di Statica, Frame di inizio Drop, Frame di fine Drop, Frame di inizio Landing, Frame di fine Landing (un secondo dopo aver terminato la fase di atterraggio per valutare la stabilizzazione), Lunghezza soletta;
- **Stiffness Test:** Frame di Statica, Frame di inizio Stiffness (all'inizio del primo salto), Frame di fine Stiffness (un secondo dopo aver terminato l'ultimo balzo, per valutare la stabilizzazione), Lunghezza soletta;
- **Gait Analysis:** per valutare l'analisi della camminata sono stati analizzati tre passi col piede destro e tre passi col piede sinistro. Come riferimento del ciclo del passo è stato preso in considerazione l'arco temporale da appoggio del tallone e riappoggio del tallone dello stesso piede. Frame di Statica (uguale per tutti e sei i passi), Frame di Inizio, Frame di Fine, Lunghezza soletta.

Attraverso i codici del Software Python sono stati trasformati i file “.sol” provenienti da Motux in formato “.mat”; successivamente inserendo questi file in Matlab, attraverso codici dedicati, sono state estratte le variabili oggetto di studio.

3.5 Variabili Estratte

- **ROM CAVIGLIA:** misura la capacità della caviglia di muoversi in diverse direzioni (dorsiflessione, plantiflessione, inversione e eversione).
- **FORZA REATTIVITÀ del PIEDE:** valuta la capacità del piede di generare rapidamente una risposta durante il contatto con il suolo.
- **FORZA ISOMETRICA:** rappresenta la capacità di un muscolo di sviluppare forza senza variazioni nella lunghezza muscolare, cioè senza movimento articolare.

- **ANGOLI e MOMENTI DELLA CAVIGLIA:** descrivono il movimento e le forze che agiscono sull'articolazione durante i cambi di direzione e nei tiri; utili per comprendere la funzionalità articolare, l'efficienza meccanica e il rischio di infortuni.
- **PRESSIONE MASSIMA:** descrive il valore più alto della pressione plantare esercitata al suolo; essenziale per comprendere i carichi applicati ad un'area specifica e valutare potenziali rischi di lesione.
- **SUPERFICIE:** descrive l'area di contatto tra il piede e il suolo; fondamentale per comprendere la distribuzione del carico, la stabilità e l'efficacia meccanica del movimento.
- **TEMPO:** fornisce informazioni sulla durata dell'interazione del piede con il suolo; essenziale per valutare l'efficienza biomeccanica e le capacità elastiche dell'atleta.

4. PROTOCOLLO DI LAVORO

Nel contesto del calcio professionistico, l'implementazione di protocolli di esercizio fisico dedicati gioca un ruolo fondamentale nel miglioramento delle performance atletiche e nella prevenzione degli infortuni. L'analisi delle pressioni plantari, utilizzata in questo lavoro sperimentale, rappresenta un approccio innovativo per comprendere le dinamiche biomeccaniche della corsa e dei gesti sport specifici presi in esame, fornendo informazioni dettagliate su eventuali squilibri o anomalie che possono influire sulle prestazioni e sulla salute degli atleti. Questo capitolo si concentra sulla descrizione del protocollo sperimentale adottato, ideato per valutare e migliorare i parametri biomeccanici attraverso interventi specifici e personalizzati. L'obiettivo del lavoro è stato quello di testare l'efficacia del programma nel contesto reale dell'attività sportiva professionistica, combinando valutazioni oggettive con un approccio mirato all'ottimizzazione della funzionalità motoria, con focus particolare sul benessere del piede attraverso esercizi mirati a migliorare il ROM articolare della caviglia, a rinforzare i muscoli intrinseci del piede e favorire un adeguato rilascio miofasciale del tricipite surale e della fascia plantare.

Per svolgere la routine di esercizi è stato consegnato ad ognuno dei soggetti un Kit di lavoro composto da: *Toe Spacer* (divaricatore delle dita del piede), una *Mini Loop Band* per il rinforzo, una *Massage Ball* (palla per rilascio miofasciale e stretching) e una *Feet Board* (tappeto propriocettivo).

Il protocollo, della durata di 50 giorni continuativi, è stato suddiviso in una prima parte da svolgere alla mattina o comunque prima dell'allenamento della durata di 20' e una parte alla sera, sempre della durata di 15'.

Ogni esercizio è stato svolto per 1' per due serie ciascuno.

Si comincia con una sequenza di esercizi che vanno ad agire in ordine su mobilità, rilascio miofasciale e rinforzo dei muscoli intrinseci del piede:

1. **WALL ANKLE MOBILITY**: esercizio utilizzato per migliorare il ROM articolare della caviglia e l'elasticità dei tessuti circostanti (Tendine d'Achille e Muscoli del Polpaccio); l'atleta si posiziona in piedi davanti a una parete, con un piede leggermente avanzato rispetto all'altro; spinge lentamente il ginocchio della gamba avanzata verso la parete, mantenendo

il tallone ben saldo al suolo. Tempistiche: 15 secondi di esecuzione alternando piede destro e piede sinistro, per due serie (tot. 1’).

2. **CALF STRETCH**: esercizio di allungamento mirato ai muscoli del polpaccio, in particolare il gastrocnemio e il soleo. È fondamentale per mantenere o migliorare la flessibilità di questi muscoli, favorire la mobilità della caviglia e prevenire rigidità o lesioni. È particolarmente utile per atleti, come i calciatori, che svolgono attività ad alto impatto sugli arti inferiori. Appoggiare entrambe le mani alla parete; portare avanti un piede piegando leggermente il ginocchio, mentre l’altro piede rimane indietro con il ginocchio disteso e il tallone ben ancorato al suolo. Tempistiche: 30 secondi di esecuzione alternando piede destro a quello sinistro, per una serie (tot. 1’).
3. **MASSAGGE BALL PLANTAR RELEASE**: è una tecnica di rilascio miofasciale che utilizza una pallina rigida per alleviare tensioni muscolari, migliorare la mobilità e favorire il recupero. È una strategia semplice ed efficace per trattare aree muscolari tese o dolorose, rompere aderenze miofasciali e aumentare il flusso sanguigno nei tessuti. Nel caso specifico viene utilizzata la pallina per lavorare sulla Fascia Plantare. Tempistiche: 1 minuto per piede, per due serie (tot. 2’)
4. **FEET BOARD**: è un dispositivo o una piattaforma appositamente progettata per migliorare la funzionalità biomeccanica del piede e della caviglia. Questo strumento si distingue per la sua capacità di simulare i movimenti naturali del cammino e di supportare esercizi focalizzati sul miglioramento della mobilità, stabilità e propriocezione del piede. Grazie alla sua superficie e alla possibilità di movimento, attiva i recettori sensoriali del piede, migliorando il controllo motorio e l’equilibrio; inoltre esercitando una leggera pressione sulla fascia plantare e sui muscoli intrinseci del piede, stimola la microcircolazione e favorendo l’ossigenazione dei tessuti. Tempistiche: 2 minuti di camminata sul posto (tot. 2’).
5. **DYNAMIC SEIZA SITTING STRETCH**: è una posizione di allungamento che deriva dalla tradizionale postura giapponese di seduta chiamata “Seiza”. È utilizzata per migliorare la flessibilità delle ginocchia, delle caviglie, del

dorso del piede e dei quadricipiti. Questo stretch è utile per atleti o individui che desiderano aumentare la mobilità delle articolazioni inferiori e alleviare tensioni muscolari nelle gambe. Dalla posizione classica di seduta “Seiza” sollevare leggermente in modo alternato le ginocchia. Tempistiche: 1 minuto per due serie (tot. 2’)

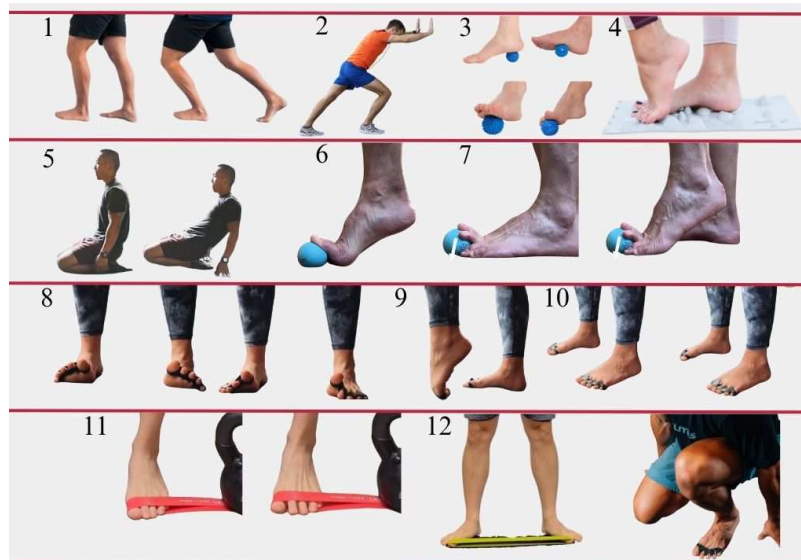
6. **BIG TOE PAIL WITH PLANTAR FLEXION:** è un esercizio mirato al miglioramento della mobilità, forza e controllo del primo dito del piede (alluce). L’esercizio combina l’isometria progressiva con la flessione plantare per rafforzare e mobilizzare la base dell’alluce, fondamentale per il supporto dell’arco plantare, la spinta durante il cammino e la corsa, e la prevenzione di problematiche come l’alluce rigido o la fascite plantare. Viene eseguito col supporto di una pallina. Tempistiche: 30 secondi di esecuzione alternando piede destro a quello sinistro, per una serie (tot. 1’).
7. **LIL’ PIGGY PAIL WITH PLANTAR FLEXION:** è un esercizio mirato al miglioramento della forza, mobilità e controllo dei muscoli e delle articolazioni delle dita dei piedi, in particolare delle dita più piccole (le “piccole dita del piede”). Questo esercizio è utile per rinforzare i muscoli intrinseci del piede, aumentare la mobilità delle articolazioni metatarso-falangee e migliorare il supporto e la stabilità dell’arco plantare. Viene eseguito col supporto di una pallina. Tempistiche: 30 secondi di esecuzione alternando piede destro a quello sinistro, per una serie (tot. 1’).
8. **TOE MEXICAN WAVE WITH TOE SPACER:** Il *Toe Mexican Wave* con *Toe Spacer* è un esercizio mirato al miglioramento del controllo neuromuscolare, della mobilità e della forza delle dita dei piedi. Utilizzando un *Toe Spacer* (distanziatore per dita), questo esercizio promuove l’allineamento naturale delle dita, aumentando la consapevolezza motoria e la funzionalità del piede. È ideale per atleti e persone che desiderano migliorare la biomeccanica del piede, rafforzare i muscoli intrinseci e prevenire disfunzioni come dita a martello, fascite plantare o instabilità dell’arco plantare. Si esegue alzando in sequenza un dito alla volta pattendo dall’alluce per poi ripetere la sequenza al contrario. Tempistiche: 1 minuto per piede (tot. 2’).

9. **PLANTAR FLEXION STRETCH WITH TOE SPACER**: è un esercizio di stretching dinamico e statico che combina la flessione plantare con l'uso di un **Toe Spacer** (distanziatore per dita). Questa variante è progettata per migliorare la flessibilità e la mobilità delle caviglie, delle dita dei piedi e della fascia plantare, rafforzando al contempo l'arco plantare e migliorando l'allineamento delle dita. La posizione eretta intensifica l'esercizio, rendendolo più efficace nel contesto funzionale e biomeccanico. Portare un piede leggermente indietro, appoggiando solo il dorso del piede sul pavimento (dita rivolte verso il basso); mantenere il peso del corpo sul piede anteriore, lasciando che il piede posteriore si allunghi passivamente. Tempistiche: 30 secondi di esecuzione alternando piede destro a quello sinistro, per una serie (tot. 2').
10. **TRIPOD FOOT GRIP WITH TOE SPACER**: è un esercizio mirato a migliorare la stabilità, la forza e il controllo neuromuscolare del piede. Si basa sul concetto di "tripode del piede," che enfatizza il corretto appoggio di tre punti fondamentali della pianta del piede: il tallone, la base del primo metatarso (vicino all'alluce) e la base del quinto metatarso (esterno del piede). L'uso del *Toe Spacer* (distanziatore per dita) aiuta a migliorare l'allineamento delle dita, rafforzando la capacità di presa e il supporto dell'arco plantare. Portando l'attenzione sui tre punti (calcagno, base del primo metatarso, base del quinto metatarso), si devono attivare i muscoli intrinseci del piede spingendo delicatamente i tre punti al terreno; si deve sollevare leggermente l'arco plantare senza perdere il contatto dei tre punti e contemporaneamente, esercitare una leggera pressione sulle dita contro il *Toe Spacer*, enfatizzando la presa (grip). Tempistiche: 15 secondi di esecuzione alternando piede destro a quello sinistro, per quattro serie (tot. 2').
11. **ABDUCTION BIG TOE WITH MINI LOOP BAND**: è un esercizio mirato a migliorare la forza e il controllo dell'alluce, concentrandosi sulla capacità di eseguire il movimento di abduzione (spostamento laterale verso l'esterno). L'utilizzo di una *Mini Loop Band* (elastico ad anello) aumenta la resistenza, stimolando i muscoli intrinseci del piede, in particolare

l'abducente dell'alluce. Questo esercizio è fondamentale per il corretto funzionamento del piede e per prevenire disfunzioni come l'alluce valgo o la debolezza dell'arco plantare. Posizionando la Mini Loop Band attorno all'alluce da un lato e dall'altro ancora ad un peso, spostare lentamente l'alluce verso l'esterno, contro la resistenza dell'elastico, senza sollevarlo da terra. Tempistiche: 30 secondi di esecuzione alternando piede destro a quello sinistro, per una serie (tot. 1').

12. **ACTIVE BIG TOE SQUAT WITH MINI LOOP BAND:** è un esercizio che combina il movimento di squat con l'attivazione mirata dell'alluce (Big Toe) utilizzando una Mini Loop Band per fornire resistenza. Questo esercizio aiuta a rafforzare i muscoli intrinseci del piede, migliorare la stabilità dell'arco plantare e ottimizzare il coinvolgimento dell'alluce durante i movimenti funzionali come lo squat. È particolarmente utile per atleti e persone che desiderano migliorare la forza e il controllo del piede soprattutto durante attività sportive. Tempistiche: 1 minuto per due serie (tot. 2').

Il protocollo di lavoro si conclude con una pratica mirata al rilassamento e al miglioramento dell'allineamento delle dita dei piedi attraverso l'utilizzo del *Toe Spacer*. Questo dispositivo, indossato per 15 minuti alla sera, ha l'obiettivo di promuovere una corretta separazione delle dita, alleviare tensioni accumulate durante la giornata e favorire una postura naturale del piede.



5. RISULTATI

Per la descrizione dei risultati ottenuti sono stati presi in considerazione i tre soggetti che hanno effettuato entrambe le valutazioni pre e post il protocollo di lavoro. Da sottolineare come nella valutazione dei grafici che riguardano la fase di Landing del Drop Vertical Jump si è deciso di tenere in considerazione solo il primo 20% del task che corrisponde al picco di atterraggio, in quanto i soggetti hanno utilizzato diverse modalità di stabilizzazione, che non consentono di fare un confronto standardizzato. Inoltre, il soggetto 1, ha effettuato le valutazioni a T1 dopo aver recuperato da un infortunio ai muscoli posteriori della coscia sinistra; situazione che potrebbe aver condizionato la performance durante i test.

In grafici sono organizzati nella seguente modalità, uguale per ogni soggetto:

- **Angolo di Flesso-Estensione (FE) della Caviglia:** sull'Asse X è rappresentata la percentuale del compito svolto (% task), sull'Asse Y è riportata l'ampiezza dell'angolo in gradi (Deg). L'Area viola e Area Rossa le valutazioni svolte in T0, mentre Area azzurra indicano e Area Rosa le valutazioni svolte in T1.
- **Forza Rotazionale (o momento torcente) in Flesso-Estensione (FE) e Inversione-Eversione (IE) che agiscono sulla caviglia:** sull'Asse X è indicato il progresso temporale della prova analizzata (% task), sull'Asse Y è evidenziata la percentuale del peso corporeo moltiplicato per l'altezza (%BW*H).
- **Media della forza al suolo nel DVJ:** sia nella fase di Drop sia nella fase di Landing, sull'Asse X è rappresentata la percentuale del task (% task), mentre sull'Asse Y la forza (KgF). Le linee tratteggiate indicano la valutazione a T0, quelle continue a T1; le linee blu il piede destro, le linee rosse il piede sinistro.
- **Potenza Massima nella fase di drop:** sull'Asse X sono evidenziate le varie prove (trial 1 e 2 in T0 e T1), mentre sull'Asse Y la Potenza Massima espressa in kPa.
- **Tabella risultati Drop Vertical Jump:** tabella riassuntiva dove sono indicati Tempo di Contatto al suolo (s), Tempo di Volo (s), Altezza (Cm), Potenza (W/Kg), Ritmo (p/s) per il Trial1 e il Trial2 in T0 e T1.

- **Media della Forza al suolo nello Stiffness Test:** sull'Asse X è indicata la media sui sette balzi, sull'Asse Y la Forza (KgF). Le linee tratteggiate e continue distinguono T0 da T1: il colore blu il piede destro, quello rosso il piede sinistro.
- **Media della Potenza nello Stiffness Test:** sull'Asse Y è evidenziata la Potenza Massima (KgF) e sull'Asse X la media dei sette balzi. Le linee tratteggiate e continue distinguono T0 da T1: il colore blu il piede destro, quello rosso il piede sinistro.
- **Gait Cycle (ciclo del cammino):** sull'Asse X i numeri dei passi presi in esame durante il Gait Cycle (ciclo del cammino) per il piede destro (colore rosso) e per il piede sinistro (colore blu) in T0 e in T1; sull'Asse Y è indicata la Pressione Massima (kPa).
- **Weight Bearing Lunge Test:** sull'Asse X si trovano T0 e T1, mentre sull'Asse Y i valori del ROM della caviglia in Cm per il piede destro (blu) e piede sinistro (rosso).
- **Forza Isometrica con Dinamometro:** sull'Asse X sono presenti T0 e T1; sull'Asse Y la Forza Isometrica espressa in KgF. La linea blu indica la destra, quella arancione la sinistra. Nella parte inferiore è rappresentata un'area ombreggiata e una linea tratteggiata rossa: la prima indica il deficit tra i due arti, mentre la seconda la media riferita alla popolazione.

5.1 Soggetto 1

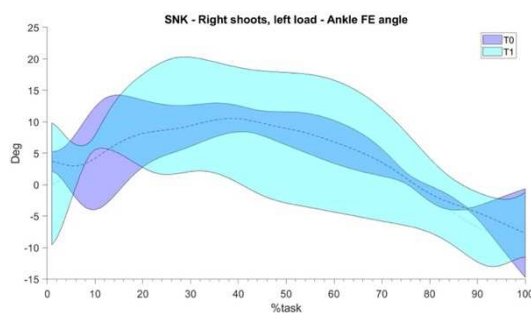


Figura 1

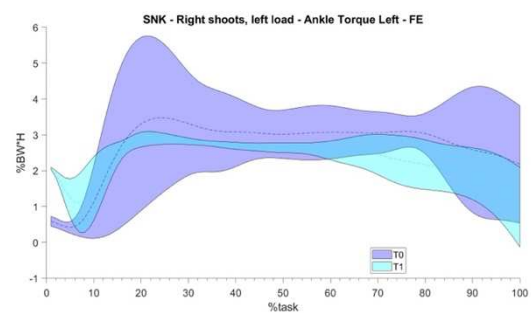


Figura 2

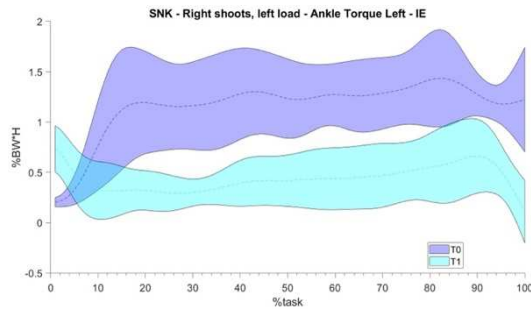


Figura 3

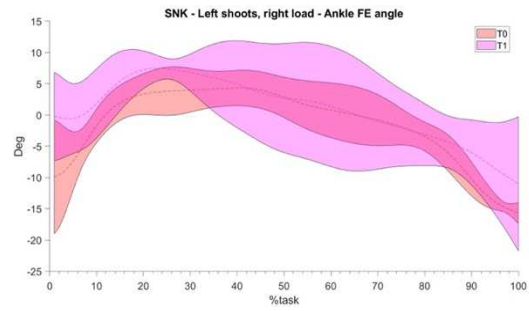


Figura 4

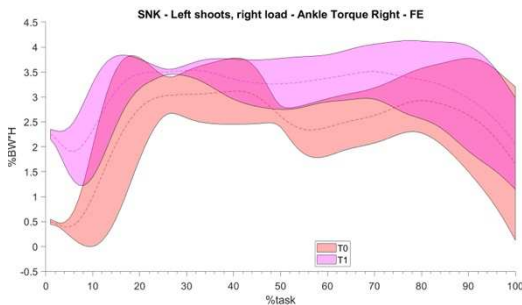


Figura 5

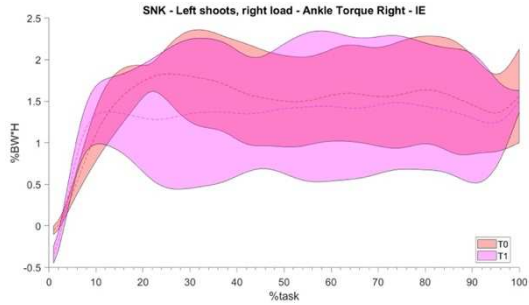


Figura 6

Il grafico in *Fig.1* mostra l'andamento dell'angolo di flesso-estensione (FE) della caviglia sinistra (piede d'appoggio) nel tiro di destro. Si può notare un aumento dell'ampiezza in T1 che potrebbe indicare un miglioramento nella mobilità articolare; l'angolo raggiunge valori di flessione più elevati e un'estensione più pronunciata rispetto a T0. Nei grafici in *Fig.2* e in *Fig.3* è raffigurata la misura della forza rotazionale (o momento torcente) che agisce sull'articolazione della caviglia sinistra, in flesso-estensione e in inversione-eversione. In entrambi le condizioni, T1 sembra mostrare una riduzione della torque rispetto a T0. Il grafico in *Fig.4* la sovrapposizione delle aree ombreggiate indica una variabilità simile in entrambe le condizioni; T1, però, mostra generalmente un angolo positivo maggiore rispetto a T0. La *Fig.5* e *Fig.6* rappresentano il momento torcente della caviglia destra nella direzione flesso-estensione e nel piano inversione-eversione.

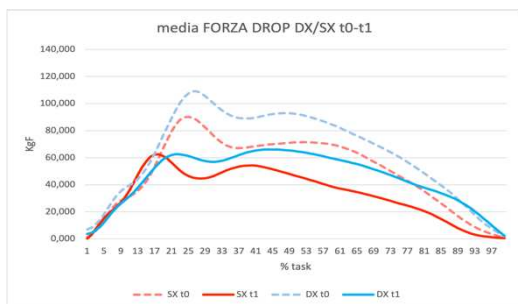


Figura 7

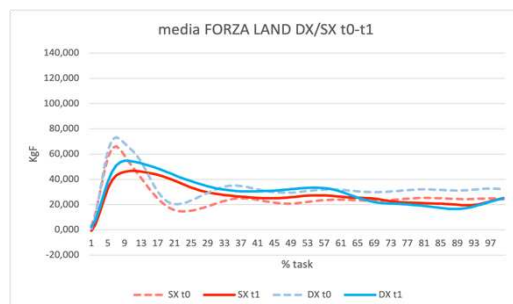


Figura 8

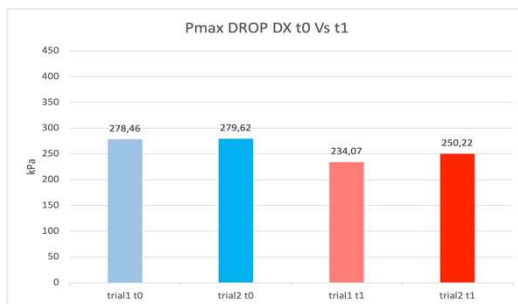


Figura 9

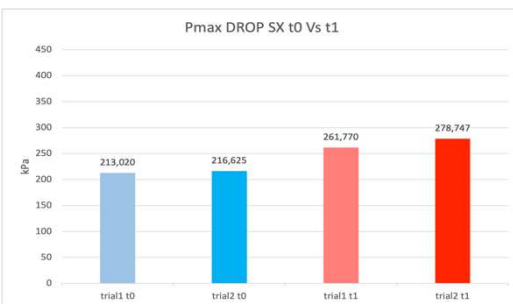


Figura 10

soggetto1	TCont. (s)		TVolo (s)		Altezza (cm)		Potenza (W/Kg)		Ritmo (p/s)	
	trial1	trial2	trial1	trial2	trial1	trial2	trial1	trial2	trial1	trial2
DROP t0	0,245	0,239	0,487	0,489	29,1	29,3	34,98	35,81	1,37	1,37
DROP t1	0,3	0,323	0,549	0,556	36,9	37,9	37,75	36,38	1,18	1,17

Tabella 2

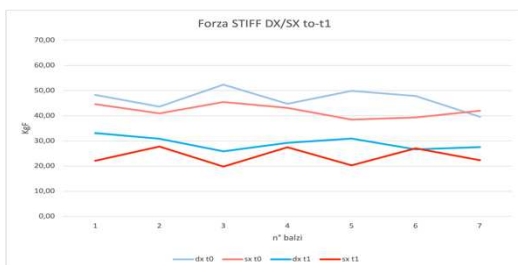


Figura 11

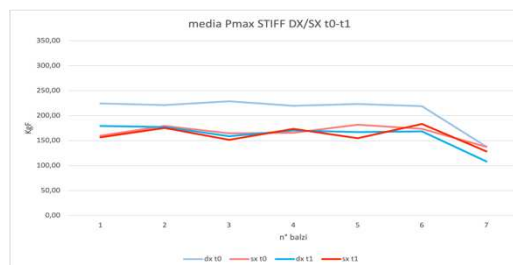


Figura 12

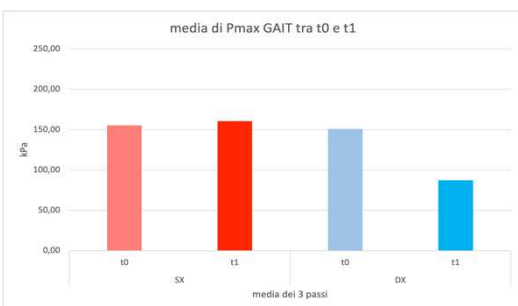


Figura 13



Figura 14

I grafici in Fig.7 e in Fig.8 rappresentano la media della forza al suolo durante il task del Drop Vertical Jump. A T0 entrambi i lati mostrano picchi di forza più

elevati rispetto a T1; l'arto destro esprime valori di forza superiori all'arto sinistro sia in T0 sia in T1. In *Fig.9* sono rappresentati i valori di Potenza Massima nella fase di drop del piede destro, in *Fig.10* quelli del piede sinistro. In *Fig.11* è rappresentata la Forza nello Stiffness Test, dove si può notare una leggera riduzione della forza a T1, specialmente per il lato sinistro. La *Fig. 12* rappresenta la Potenza nello Stiffness Test: in generale si osserva una diminuzione della prestazione al tempo T1 rispetto a T0.

Nel grafico in *Fig. 13*, a T0, il lato sinistro mostra una progressione crescente della pressione massima dal primo passo (circa 100-120 kPa) al terzo passo (160-180 kPa); a T1, i valori aumentano leggermente. Il lato destro, invece, presenta a T0 una pressione maggiore rispetto al controlaterale; i valori a T1 subiscono una riduzione significativa. La valutazione del range articolare della caviglia tramite il WBLT è indicata nel grafico in *Fig.14*: c'è un miglioramento della mobilità della caviglia in entrambe le caviglie.

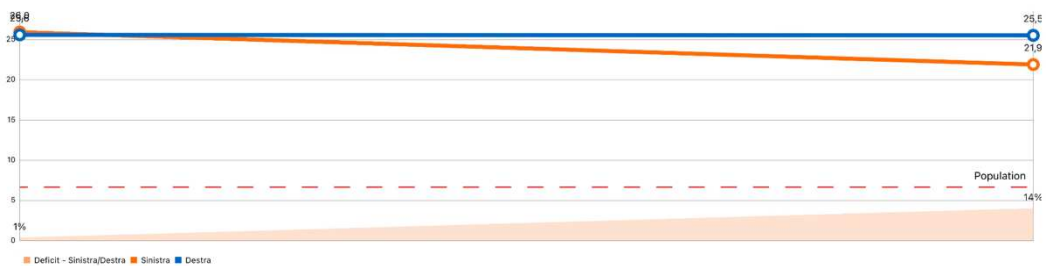


Figura 15

Il report del test sulla Forza Isometrica (*Fig.15*) evidenzia come tra T0 e T1 l'arto destro ha mantenuto un'espressione di forza simile, mentre il sinistro ha diminuito il suo valore, con un deficit del 14% tra i due arti.

5.2 Soggetto 2

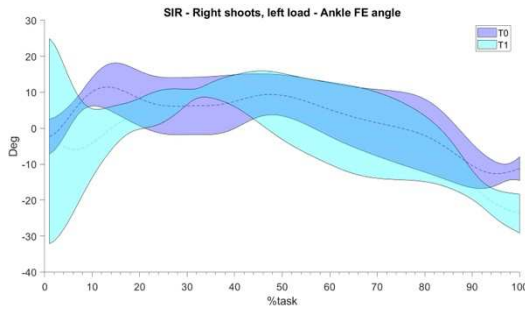


Figura 16

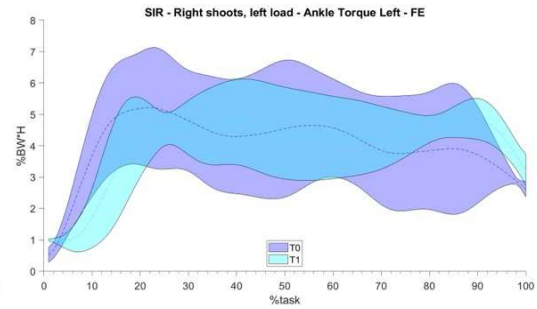


Figura 17

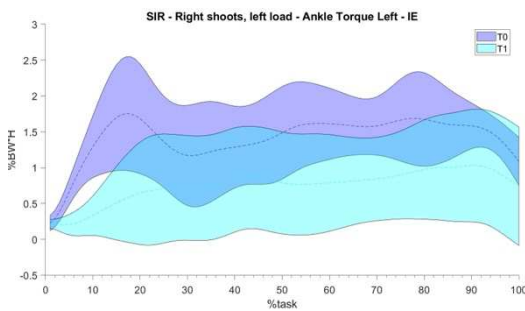


Figura 18



Figura 19

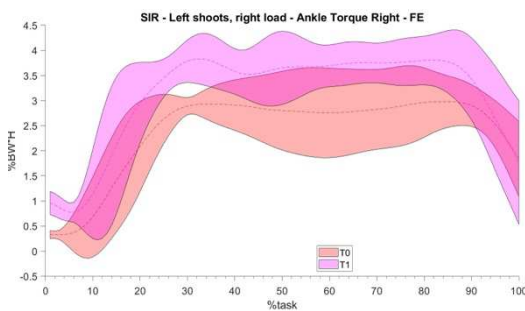


Figura 20

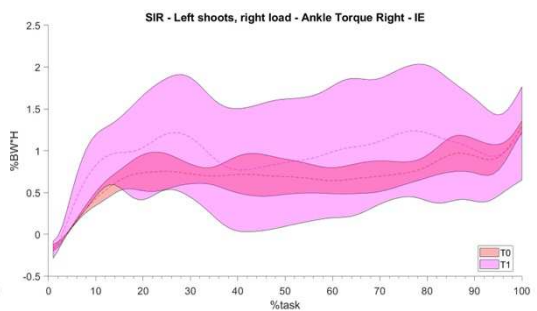


Figura 21

Il grafico in *Fig.16* mostra l'andamento dell'angolo di flessione-estensione (FE) della caviglia sinistra (piede d'appoggio) nel tiro di destro. A T0 si osservano angoli di flessione-estensione inizialmente maggiori rispetto a T1; la variabilità sembra maggiore a T0 rispetto a T1.

Nel grafico in *Fig.17* (forza rotazionale della caviglia sinistra in flessione-estensione) entrambi i momenti mostrano un picco nei primi 20% del task, con un calo progressivo verso la fine; la banda T0 presenta una maggiore variabilità rispetto a T1. In *Fig.18*, invece, è raffigurata la misura della forza rotazionale (o momento

torcente) che agisce sull'articolazione della caviglia in inversione-eversione. Anche qui, la variabilità è maggiore a T0.

Il grafico in *Fig. 19* rappresenta l'angolo di flessione-estensione della caviglia destra durante il task motorio. La curva a T0 presenta valori di angolo FE più elevati nella fase iniziale rispetto a T1; nel corso del compito, però, T1 sembra avere una distribuzione più uniforme e una variabilità minore.

La *Fig. 20* e *Fig. 21* rappresentano il momento torcente della caviglia destra nella direzione flesso-estensione e nel piano inversione-eversione. Nel primo, il picco della torque si osserva nella fase iniziale del compito (fino al 20%), con T0 che presenta livelli leggermente più bassi di T1; quest'ultimo mostra un momento torcente più elevato e distribuito in modo uniforme, con riduzione della variabilità. Nel secondo, si osserva in T1 una maggiore uniformità e una riduzione della variabilità rispetto a T0.

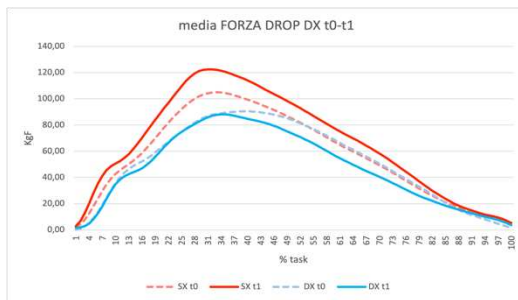


Figura 22

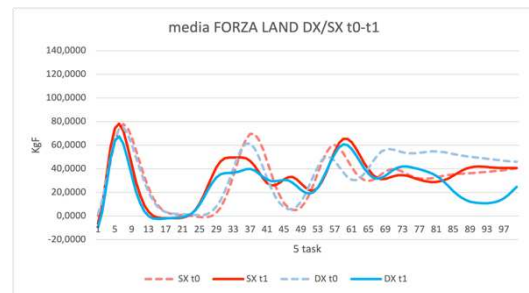


Figura 23

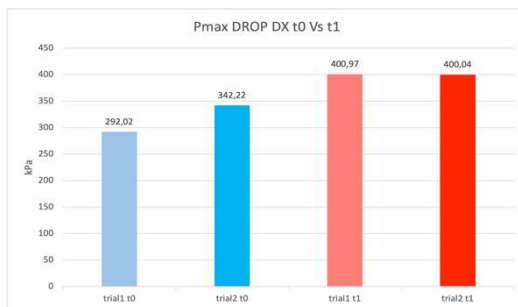


Figura 24

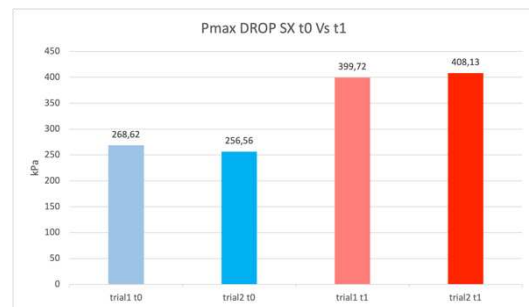


Figura 25

soggetto2	TCont. (s)		TVolo (s)		Altezza (cm)		Potenza (W/Kg)		Ritmo (p/s)	
	trial1	trial2	trial1	trial2	trial1	trial2	trial1	trial2	trial1	trial2
DROP t0	0,208	0,158	0,483	0,492	28,6	29,7	38,58	48,66	1,45	1,54
DROP t1	0,187	0,177	0,492	0,504	29,7	31,1	42,95	46,62	1,47	1,47

Tabella 3

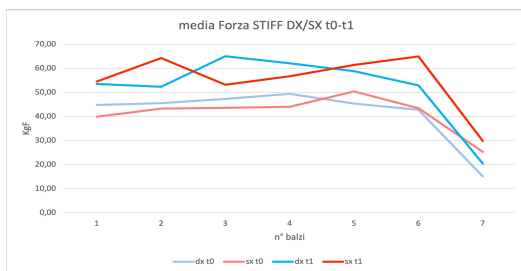


Figura 26

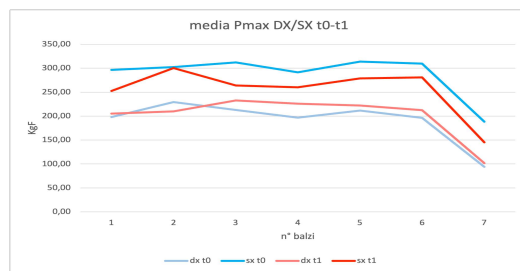


Figura 27

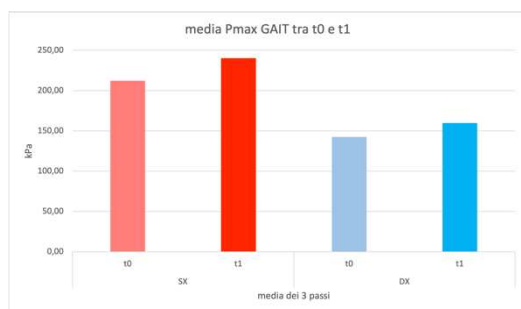


Figura 28



Figura 29

Nel grafico in *Fig.22*, i valori del piede sinistro sono costantemente superiori a quelli del controlaterale, sia a T0 sia T1, suggerendo una possibile asimmetria nella forza. Da T0 a T1 si notano incrementi dei valori di forza in tutti e due gli arti. In *Fig.23*, si può notare nel primo 20% del task, dal T0 al T1, un miglioramento nella forza generata da entrambi gli arti, con una crescita più evidente a destra. In *Fig.24* e *Fig.25*, è rappresentata la Potenza Massima del piede destro e sinistro nella fase di Drop in T0 e T1; si può osservare un aumento significativo della potenza da T0 a T1 sia per il trial 1 che per il trial 2. Sia nella *Fig. 26* (Forza nello Stiffness Test) sia in *Fig.27* (Potenza nello Stiffness Test) entrambe le gambe mostrano un incremento generale da T0 a T1, con la sinistra che ha valori leggermente superiori. Nel grafico in *Fig. 28* si osserva un miglioramento nei valori della pressione per entrambi gli arti da T0 a T1. Il WBLT (*Fig.29*) ha evidenziato un incremento della distanza in entrambe le caviglie da T0 a T1, segno di un miglioramento della mobilità.

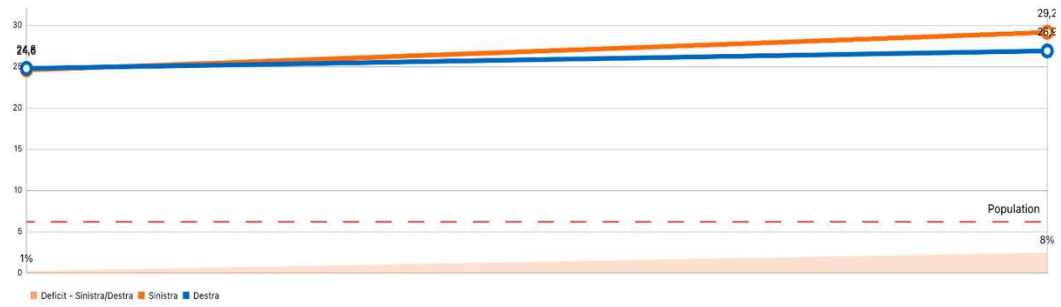


Figura 30

Il report sulla Forza Isometrica (*Fig.30*) riporta valori simili per entrambi gli arti in T0 e T1, con leggera predominanza del sinistro nella seconda valutazione.

5.3 Soggetto 3

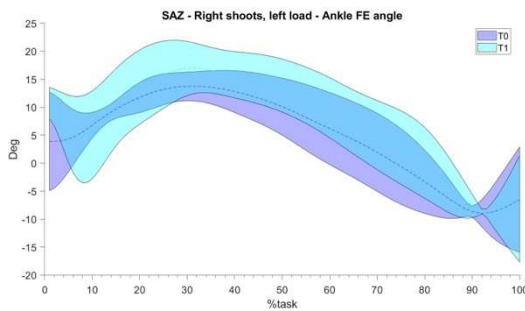


Figura 31

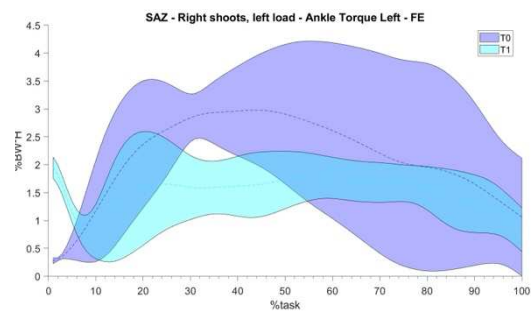


Figura 32

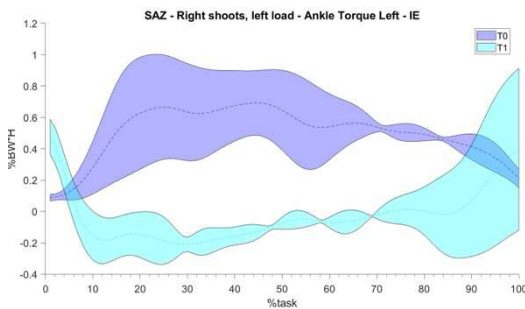


Figura 33

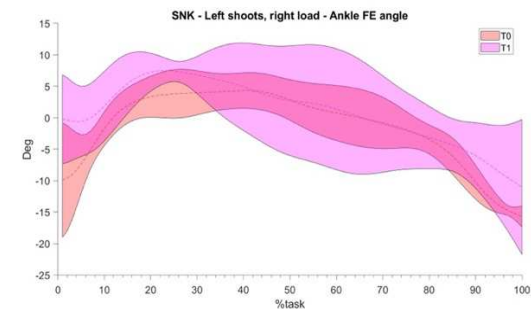


Figura 34

Nel grafico in *Fig.31* entrambe le curve (T0 e T1) iniziano con valori positivi, mostrano fluttuazioni durante il ciclo e terminano vicino alla base. La curva T1 mostra angoli maggiori rispetto a T0; la variabilità è più alta in T1 rispetto a T0, in particolare nella fase intermedia del compito.

La coppia (torque) della caviglia in FE (grafico *Fig. 32*) evidenzia valori maggiori in T0; la stessa cosa accade per la torque in IE (*Fig.33*) dove T1 mostra una variabilità ridotta rispetto a T0. In *Fig.34*, entrambi i data set mostrano andamenti simili: T1 mostra angoli leggermente maggiori rispetto a T0, in particolare nella fase centrale e finale; l'area di variabilità di T1 sembra essere più ampia di T0, anche se non di molto.

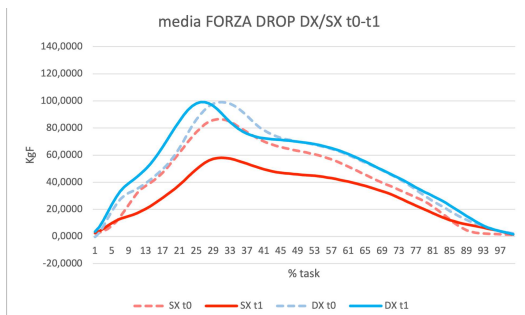


Figura 35

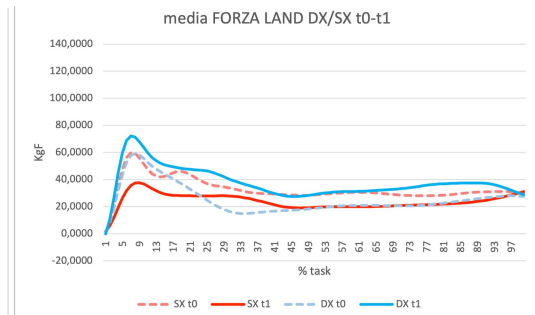


Figura 36

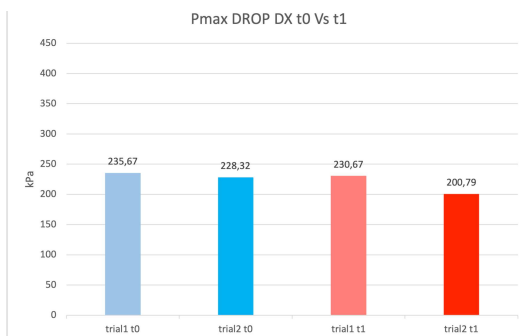


Figura 37

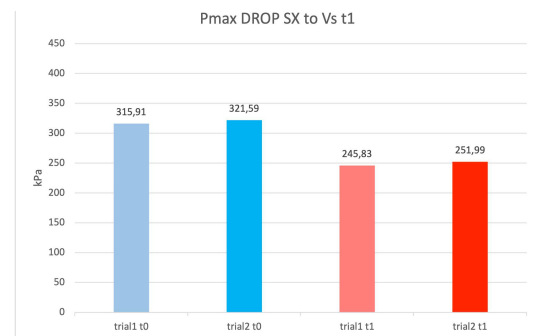


Figura 38

soggetto3	TCont. (s)		TVolo (s)		Altezza (cm)		Potenza (W/Kg)		Ritmo (p/s)	
	trial1	trial2	trial1	trial2	trial1	trial2	trial1	trial2	trial1	trial2
DROP t0	0,212	0,229	0,514	0,531	32,4	34,6	42,32	42,37	1,38	1,32
DROP t1	0,22	0,222	0,54	0,537	35,7	35,3	44,85	44,14	1,32	1,32

Tabella 4

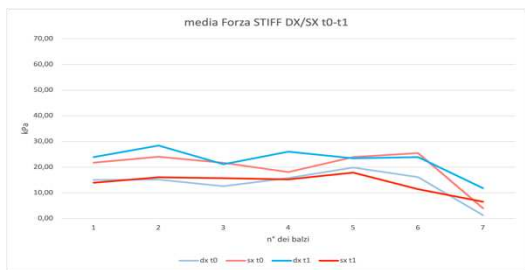


Figura 39

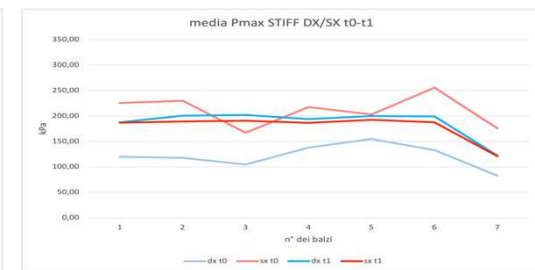


Figura 40



Figura 42

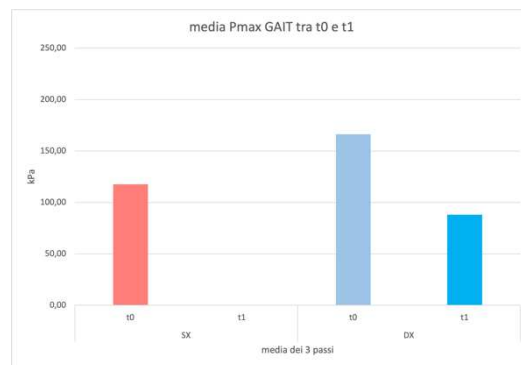


Figura 41

Il grafico in *Fig.35* evidenzia come la gamba destra (blu) esprima valori di forza generalmente più elevati rispetto alla gamba sinistra (rossa), sia in T0 sia in T1; in T1 si nota una riduzione della forza in entrambi gli arti. Anche nel grafico a *Fig.36*, la destra mostra valori superiori a sinistra sia in T0 sia in T1; nel primo 20% del task si nota una riduzione di forza più evidente in T1 rispetto a T0. I valori di pressione massima diminuiscono in T1 in entrambe le prove sia a destra sia a sinistra (*Fig.37* e *Fig.38*). Per quanto riguarda la forza espressa nello Stiffness Test (*Fig.39*) si può notare che in T1 (linee piene) la forza media risulta ridotta rispetto a T0 (linee tratteggiate) in entrambi gli arti; inoltre, la gamba destra presenta valori più alti rispetto alla controlaterale sia in T0 sia in T1. Nella Potenza Massima (*Fig. 40*), invece, i valori in T1 risultano ridotti rispetto a T0, specialmente per la gamba destra, evidenziando un calo delle prestazioni. Nell'analisi della Pressione Massima nel Gait Cycle (*Fig.41*) si può valutare solo l'arto destro, perché i dati del controlaterale non sono stati acquisiti. In T1 la pressione ha valori decisamente ridotti rispetto a T0, valutazione possibile solo per l'arto di destra. Per quanto riguarda la mobilità, entrambe le caviglie mostrano un incremento della distanza massima tra T0 e T1 (come da *Fig.42*), pur evidenziando comunque un'asimmetria tra il lato sinistro (maggiormente migliorato) e quello destro.



Figura 42

Analizzando i valori di Forza Isometrica (Fig.42) si può constatare che i valori a sinistra e a destra sono pressoché identici sia in T0 sia in T1.

6. DISCUSSIONE DATI

I risultati ottenuti per il *Soggetto 1* evidenziano significativi adattamenti motori e miglioramenti nella biomeccanica articolare, attribuibili al protocollo di allenamento seguito. Si osserva un aumento dell'escursione articolare e della variabilità nei movimenti, indicativi di una maggiore mobilità e flessibilità. Questi cambiamenti riflettono un miglioramento del controllo motorio e della capacità di gestire i carichi articolari. L'analisi rivela inoltre alcuni cambiamenti specifici legati all'esecuzione del gesto motorio, che indicano una crescente capacità del soggetto di adattarsi alle richieste biomeccaniche. Tuttavia, permangono leggere asimmetrie tra i due arti: una riduzione della forza accompagnata da un incremento del tempo di contatto; queste asimmetrie potrebbero essere dovute all'infortunio occorso al soggetto durante il periodo di sperimentazione.

Infine, la distribuzione delle pressioni mostra un miglioramento nell'equilibrio tra i due arti, con una riduzione delle asimmetrie iniziali. Questi risultati indicano un progresso verso una distribuzione più uniforme del carico, contribuendo a una migliore funzionalità complessiva. Complessivamente, i dati suggeriscono che l'allenamento ha portato a progressi significativi, anche se un lavoro mirato potrebbe essere utile per ottimizzare ulteriormente la simmetria e la performance del soggetto.

Per quanto riguarda il *Soggetto 2*, i risultati ottenuti evidenziano significativi miglioramenti nel controllo motorio, nella stabilità e nella performance fisica tra T0 e T1, attribuibili al programma di allenamento proposto. La riduzione generale della variabilità nei movimenti suggerisce un maggiore controllo e una migliore stabilità articolare. Questa evoluzione è accompagnata da un movimento più fluido e una distribuzione delle forze più uniforme. Dal punto di vista biomeccanico, si osserva un miglioramento nella gestione del carico articolare e una riduzione delle fluttuazioni torcenti alla caviglia. Tali adattamenti riflettono un progressivo miglioramento nella capacità di eseguire movimenti stabili e ben controllati. Inoltre, la riduzione dell'escursione angolare e l'aumento del momento torcente a T1 indicano un adattamento positivo del sistema muscolo-scheletrico.

Sul piano della forza e della potenza, i dati rivelano un incremento significativo tra T0 e T1. La forza esplosiva, come indicato dall'aumento della pressione massima, e i valori di forza media e potenza massima mostrano un chiaro progresso, suggerendo un rafforzamento muscolare generale. Tuttavia, il calo della forza e della potenza nelle ultime ripetizioni dei balzi (6° e 7°) segnala che la fatica muscolare potrebbe rappresentare un aspetto da perfezionare con un lavoro specifico sulla resistenza.

Un altro elemento importante è il miglioramento dell'equilibrio funzionale tra i due arti. Sebbene inizialmente il lato sinistro mostrasse una dominanza, il lato destro ha registrato progressi evidenti tra T0 e T1. Questo miglioramento suggerisce che il programma ha contribuito a ridurre le asimmetrie iniziali, favorendo una distribuzione più equilibrata delle forze.

I dati del *Soggetto 3* mostrano cambiamenti significativi tra T0 e T1, evidenziando adattamenti motori e funzionali che riflettono una combinazione di progressi e criticità. La riduzione dell'ampiezza della torque a T1 suggerisce una minore richiesta meccanica o attivazione muscolare durante i movimenti di flessione-estensione, il che potrebbe indicare un miglioramento nel controllo motorio, ma potrebbe anche riflettere una riduzione della capacità di carico. L'aumento del range di movimento osservato a T1 suggerisce una maggiore flessibilità, mentre la riduzione della variabilità nei movimenti e nelle strategie di impatto indica una maggiore consistenza e stabilità, con una minore presenza di movimenti compensatori. Tuttavia, la riduzione della forza esplosiva e dell'intensità del contatto, evidenziata dalla diminuzione della pressione massima e del momento torcente, potrebbe segnalare un adattamento compensativo per ridurre il carico sull'arto dominante, ma anche una ridotta capacità di generare forza massimale. Un elemento critico è rappresentato dall'asimmetria persistente tra il lato destro e sinistro, con il lato sinistro che sembra essere maggiormente coinvolto in strategie di protezione o compensazione. La variazione nella strategia di impatto, con un calo dell'intensità del contatto, potrebbe rappresentare un tentativo di ridurre il carico articolare, ma segnala anche una minore efficienza nella gestione dell'impatto e della distribuzione delle forze.

7. CONCLUSIONI

Questo progetto sperimentale ha dato indicazioni utili a capire l'importanza di svolgere un lavoro dedicato sul piede per calciatori professionisti, con lo scopo non solo di prevenire e ridurre il rischio infortuni, ma anche di migliorare la performance su gesti tecnici sport specifici.

L'analisi delle pressioni plantari e i relativi test effettuati per raccogliere dati su forza e mobilità articolare, hanno dimostrato progressi rilevanti al termine del periodo di lavoro a cui sono stati sottoposti gli atleti. A fronte di dati confortanti, c'è da sottolineare come sottoporre i soggetti a un periodo più lungo di allenamento specifico sul piede possa considerarsi una strategia migliore per ottenere risultati maggiormente significativi e consolidati per stabilire programmi di prevenzione e allenamento personalizzato per ogni atleta.

Un altro aspetto evidenziato da questa tesi è la necessità di standardizzare le modalità di esecuzione dei test, effettuando un training prima di cominciare i vari task, per ridurre il più possibile le differenze di esecuzione nei gesti motori, uniformando in tal modo i risultati.

Questa tesi è da considerare una base di partenza per futuri studi, con la speranza che possa essere un supporto nella pratica quotidiana di preparatori e atleti per raggiungere livelli sempre più alti di performance e benessere.

BIBLIOGRAFIA

1. Ekstrand, J., et al. (2011). "Injury incidence and injury patterns in professional football." *British Journal of Sports Medicine*.
2. Steffen, K., & Dvorak, J. (2015). "Injury prevention in football: A systematic review of the effectiveness of medical interventions." *Sports Medicine*.
3. Nigg, B.M., et al. (2017). "Biomechanics of the foot and ankle in football players." *Journal of Sports Science & Medicine*.
4. van Gent, R.N., et al. (2007). "Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners." *British Journal of Sports Medicine*.
5. Queen, R.M., et al. (2006). "Differences in plantar loading between flatfoot and normal foot individuals during athletic tasks." *Journal of Sports Science*.
6. Pasanen, K., et al. (2015). "The effect of a foot muscle training program on lower limb biomechanics and injury risk in female soccer players." *Sports Biomechanics*.
7. Santos, D.A., et al. (2014). "Foot posture and plantar pressure patterns in professional soccer players." *Foot & Ankle International*.
8. Junge, A., & Dvorak, J. (2010). "Injury surveillance in the World Football Tournaments 1998–2012." *British Journal of Sports Medicine*.
9. Lees, A., Asai, T., Andersen, T. B., Nunome, H., & Sterzing, T. (2010). The biomechanics of kicking in soccer: A review. *Journal of Sports Sciences*, 28(8), 805-817.
10. Doherty, C., Bleakley, C., Hertel, J., & Caulfield, B. (2014). Dynamic balance training: Clinical implications for sports injury prevention and rehabilitation. *British Journal of Sports Medicine*, 48(3), 182-183.
11. Hintermann, B., & Nigg, B. M. (1998). Pronation in runners: Implications for injuries. *Sports Medicine*, 26(3), 169-176.
12. Fredericson, M., & Wolf, C. (2005). Iliotibial band syndrome in runners: Innovations in treatment. *Sports Medicine*, 35(5), 451-459.
13. Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226-1232.
14. Ekstrand, J., & Tropp, H. (1990). The incidence of ankle sprains in soccer players. *Foot & Ankle*, 11(1), 41-44.
15. Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery*,
16. Myer, G. D., Ford, K. R., Palumbo, J. P., & Hewett, T. E. (2008). Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(6), 1949-1955.
17. Bojanić, I., Barić, H., & Znika, M. (2021). The impact of footwear on metatarsal stress fractures in professional soccer players. *Orthopedic Journal of Sports Medicine*, 9(4), 2325967121999464.

18. Santner, T. J., & Nam, Y. S. (2006). Impact of footwear on the biomechanics of running. *Footwear Science*, 5(4), 141-155.
19. Nigg, B. M., & Segesser, B. (1992). Biomechanics and sports injuries. *Sport Science Review*, 1(1), 3-8.
20. Caine, D., Maffulli, N., & Caine, C. (2008). Epidemiology of injury in child and adolescent sports: Injury rates, risk factors, and prevention. *Clinics in Sports Medicine*, 27(1), 19-50.
21. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley.
22. Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of Human Movement*. Human Kinetics. Una fonte chiave per comprendere i principi neurofisiologici e biomeccanici applicati allo sport.
23. Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2013). *Research Methods in Biomechanics*. Human Kinetics.
24. Whittle, M. W. (2014). *Gait Analysis: An Introduction*. Butterworth-Heinemann.
25. McGinnis, P. M. (2013). *Biomechanics of Sport and Exercise*. Human Kinetics.
26. Abernethy, B., Hanrahan, S., Kippers, V., Mackinnon, L., & Plooy, A. (2013). *The Biophysical Foundations of Human Movement*. Human Kinetics.
27. Atkinson, K. B. (2001). *Close Range Photogrammetry and Machine Vision*. Whittles Publishing.
28. Bahr, R., et al. (2019). *Biomechanics and Injury Prevention in High-Impact Sports*. Sports Medicine.
29. Harding, J., et al. (2021). *The use of pressure insoles in sports biomechanics: Applications and limitations*. *Journal of Sports Sciences*, 39(15), 1625-1632.
30. Phinyomark, A., et al. (2023). *Advances in Wearable Technology: Applications of Pressure Insoles in Biomechanical Analysis*. *Biomechanics Research Quarterly*, 45(3), 210-225.
31. Rossi, M., Bianchi, L., & Gallo, A. (2018). *The Limitations of Laboratory Analysis in Sports Performance: A Focus on Field Application*. *Journal of Sports Science and Medicine*, 17(4), 456-463.
32. Smith, J., & Johnson, K. (2020). *Portable Technology in Sports: The Role of Wearable Cameras and Pressure Insoles in Performance Analysis*. *International Journal of Sports Technology*, 12(2), 89-97.
33. Brown, T., Davis, R., & Wilson, P. (2019). *In-Field Analysis of Athletes Using Pressure Insoles: Bridging the Gap Between Laboratory and Real-World Conditions*. *Sports Biomechanics*, 18(3), 230-244.
34. Anderson, L., Ramirez, S., & Liu, C. (2021). *Advancements in Portable Movement Analysis Tools for Clinical and Sports Applications*. *Journal of Human Kinetics*, 31(1), 123-134.
35. Hoch, M. C., Staton, G. S., & McKeon, P. O. (2011). Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(1), 90-95.
36. Vicenzino, B., McPoil, T., & Russell, T. (2006). Reliability and accuracy of techniques to measure the range of ankle dorsiflexion: a systematic

- review. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, **96**(6), 467-477.
37. Queen, R. M., Gross, M. T., & Liu, H. Y. (2006). Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. *Gait & Posture*, **23**(3), 282-287.
 38. Cavanagh, P. R., & Rodgers, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, **20**(5), 547-551.
 39. Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, **18**(6), 511-517.
 40. Andrade, R., Mendes, B., & Antunes, F. (2021). Muscle strength assessment using handheld dynamometry in clinical and sports contexts: A systematic review. *Journal of Sports Science & Medicine*, **20**, 119-126.
 41. Bohannon, R. W. (1986). Test-retest reliability of hand-held dynamometry during a single session of strength assessment. *Physical Therapy*, **66**(2), 206-209.
 42. Richards, J. (1999). *Human Movement Analysis: Methods and Applications*. Butterworth-Heinemann.
 43. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley.
 44. Sawacha, Z., et al. (2007). "Analysis of Gait in Patients with Diabetes Using the IORgait Protocol." *Clinical Biomechanics*, **22**(8), 946-953.
 45. FGP Blue Insole (n.d.), from <https://www.fgpsrl.it/fgp-blu-insole.html>
 46. Ferrari, A., Benedetti, M. G., & Leardini, A. (2020). *Instrumentation for Movement Analysis in Biomechanics*. Springer.
 47. Brown, L. E., & Ferrigno, V. A. (2005). *Training for Speed, Agility, and Quickness*. Human Kinetics.
 48. Dörge, H. C., Andersen, T. B., Sørensen, H., & Simonsen, E. B. (2002). Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, **20**(4), 293-299.
 49. Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y., & Sakurai, S. (2006). Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **38**(8), 1503-1511.
 50. Shinkai, H., Nunome, H., Saito, S., Ikegami, Y., & Isokawa, M. (2009). Ball impact dynamics of instep soccer kicking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **41**(4), 889-897.

ABBREVIAZIONI

DVJ: DROP VERTICAL JUMP

ASIS: SPINA ILIACA SUPERIORE ANTERIORE

PSIS: SPINA ILIACA SUPERIORE POSTERIORE

HF: TESTA DELLA FIBULA

LE: EPICONDILO LATERALE

ME: EPICONDILO MEDIALE

LM: MALLEOLO LATERALE

MM: MALLEOLO MEDIALE

CA: CALCAGNO

VM: QUINTO METATARSO

IM: PRIMO METATARSO

ROM: RANGE OF MOTION

TOT: TOTALE

PAIL: PROGRESSIVE ANGULAR ISOMETRIC LOADING

BBSof: BEYOND BIOMECHANICS SPORT ON FIELD

COD: CHANGE OF DIRECTION

FE: FLESSO-ESTENSIONE

IE: INVERSIONE-EVERSIONE

Desidero esprimere la mia gratitudine a tutti coloro che hanno partecipato alla realizzazione di questa tesi.

Innanzitutto, vorrei ringraziare la mia relatrice, Professoressa Spolaor, per la sua disponibilità e la sua preziosa guida. Un grazie sincero va alla Professoressa Sawacha per la fiducia riposta in questo progetto sperimentale. Un ringraziamento va all'Ing. Cibir Federica, all'Ing. Rigoni Giulio, alla Dott.ssa Dalle Vacche Maria per il loro costante supporto e al collega Dott. Breda Stefano, aiuto prezioso durante la fase di valutazione degli atleti.

Un immenso grazie va ai miei compagni di corso, agli amici vecchi e nuovi, a tutte quelle persone che anche solo con una parola o gesto mi hanno incoraggiato a portare a termine questo percorso.

Desidero ringraziare dal profondo del cuore i calciatori che hanno fatto parte di questa tesi: Alessandro, Igor, Mattia, Massimiliano e Niko. Voi, insieme a tutti gli altri atleti che ho la fortuna di seguire, siete il motivo che mi spinge ogni giorno a migliorare e ad alzare il livello della mia professionalità.

Infine, il grazie più grande va a Vera, per essere stata costantemente al mio fianco con la sua buon'anima e sorriso, ma soprattutto ai miei genitori, Francesca e Roberto. L'amore, la fiducia e il supporto che mi avete da sempre dato è qualcosa che auguro a tutti di provare nella vita. Grazie Infinite.

