



**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA**

*Dipartimento di Medicina*

*Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione*

Corso di Laurea Magistrale in

*Scienze e Tecniche dell'Attività Motoria Preventiva e Adattata*

TESI DI LAUREA

**PREVENZIONE DEGLI INFORTUNI NELLA  
CORSA: QUALI INFORMAZIONI CI DANNO LE  
FORZE DI REAZIONE AL SUOLO?**

**Relatore:**

Prof.ssa Sawacha Zimi

**Laureando:**

Posapiano Marco

**Correlatori:**

Prof.ssa Spolaor Fabiola

Anno Accademico 2021/2022



## INDICE

<b>RIASSUNTO</b> .....	<b>1</b>
<b>CAPITOLO I: INFORTUNI NELLO SPORT E NELLA CORSA</b> .....	<b>5</b>
<b>1.1 Definizione di infortunio</b> .....	<b>5</b>
<b>1.2 Epidemiologia</b> .....	<b>8</b>
<b>1.3 Infortuni negli sport</b> .....	<b>8</b>
<b>1.4 Infortuni nella corsa</b> .....	<b>10</b>
<b>1.5 Prevenzione degli infortuni</b> .....	<b>11</b>
<b>CAPITOLO II: ANALISI DEL MOVIMENTO</b> .....	<b>15</b>
<b>2.1 Cenni storici</b> .....	<b>15</b>
<b>2.2 Introduzione all'analisi del movimento</b> .....	<b>17</b>
<b>2.3 Strumentazione per l'analisi del movimento</b> .....	<b>22</b>
<b>2.4 Video analisi</b> .....	<b>23</b>
<b>2.5 Analisi del movimento applicata alla corsa</b> .....	<b>25</b>
<b>2.6 Muscle tuning</b> .....	<b>30</b>
<b>2.7 Preferred movement path</b> .....	<b>31</b>
<b>2.8 Prevenzione degli infortuni nella corsa</b> .....	<b>32</b>
<b>CAPITOLO III: MATERIALI E METODI</b> .....	<b>35</b>
<b>3.1 Introduzione</b> .....	<b>35</b>
<b>3.2 Partecipanti</b> .....	<b>35</b>
<b>3.3 Protocollo strumentale</b> .....	<b>36</b>
<b>3.4 Elaborazione dei dati</b> .....	<b>37</b>
<b>3.5 Analisi statistica</b> .....	<b>40</b>
<b>CAPITOLO IV: RISULTATI</b> .....	<b>41</b>
<b>CAPITOLO V: DISCUSSIONE</b> .....	<b>45</b>
<b>CONCLUSIONI</b> .....	<b>49</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>51</b>
<b>APPENDICE</b> .....	<b>59</b>



## RIASSUNTO

Molte persone di età e capacità differenti praticano sport con motivazioni differenti: a scopo ludico, per mantenersi in salute, a scopo professionistico. Tuttavia, gli infortuni si verificano frequentemente e gran parte di essi sono causati da *overuse*, a causa delle forze di reazione al suolo e quindi alle aumentate sollecitazioni agli arti inferiori. Nigg propone due concetti, il *muscle tuning* e il *preferred movement path*, come ipotesi per ridurre il rischio di lesioni.

**Scopo dello studio:** l'obiettivo di questo studio è quello di analizzare la corsa, da un punto di vista biomeccanico, e comprenderne il rischio infortunio correlato alle informazioni ottenute dalle solette di pressione in termini di forze di reazione al suolo (GRF) e pattern del centro di pressione. Verrà confrontato il movimento del centro di massa (CoM), identificato tramite l'applicazione di un *marker* sulla quinta vertebra lombare (L5), con la GRF e il centro di pressione (CoP) ottenuto attraverso l'analisi dei dati forniti dalle solette di pressione utilizzate durante i task motori.

**Materiali e metodi:** per la ricerca sono stati coinvolti 37 giocatori tra i 15 e i 37 anni, suddivisi in tre diverse categorie, così ripartiti: otto giocatori della categoria Under 16, dieci giocatori dell'Under 18 e diciannove giocatori della prima squadra. Ai giocatori delle squadre giovanili è stato chiesto di effettuare degli sprint a 10 e 30 metri mentre agli atleti della Prima Squadra è stato chiesto di effettuare degli sprint a 30 metri. Per l'acquisizione dei dati sono state utilizzate 8 telecamere GoPro, posizionate lungo il perimetro dell'area del test e ogni giocatore ha indossato delle solette di pressione all'interno della propria calzatura per rilevare le forze di reazione al suolo e il centro di pressione.

**Risultati:** sono state registrate forze di reazione al suolo maggiori tra gli atleti dell'U18 rispetto a quelle della prima squadra e dell'U16, inoltre l'U16 ha valori di forza per il piede destro significativamente maggiori rispetto alla prima squadra. Per quanto riguarda la pressione massima le differenze del piede destro sono significative tra la prima squadra e l'U16, a favore della prima squadra, solo nella fase di *mid-stance*. Tra le tre categorie, i soggetti dell'U18 presentano per entrambi gli arti, valori della pressione media maggiori e la differenza è statisticamente significativi, dal 15% del *run cycle* in poi, rispetto alle altre squadre. I valori della superficie di contatto dell'U18 sono maggiori rispetto alle altre due squadre.

**Conclusioni:** attraverso lo studio della biomeccanica della corsa, è stato possibile comprendere quale sia la strategia di esecuzione dello sprint da parte delle varie categorie di atleti in termini di pressione e forza scambiate con il terreno e pattern del centro di pressione. I risultati di questa analisi possono essere utilizzati al fine di comprendere le implicazioni che le diverse strategie di corsa possano avere sulla possibilità di incorrere in un infortunio. Dai risultati si può evincere che gli atleti più esperti hanno una GRF inferiore e tengono un assetto di corsa con il baricentro più in basso. Di conseguenza, gli atleti meno esperti, avendo un assetto di corsa più aperto (con il baricentro più alto), hanno anche una GRF significativamente maggiore e quindi scaricando maggior forza al terreno sottopongono i tessuti (muscoli, ossa, cartilagini, tendini e legamenti) a delle sollecitazioni maggiori esponendosi ad un maggior rischio di infortuni. In conclusione, gli aspetti ipotetici che sono indicati nello studio elaborato in questa tesi necessitano comunque di estendere lo studio ad un numero maggiore di soggetti, al fine di confermare o meno la veridicità delle ipotesi presentate.

## **ABSTRACT**

Many people of different ages and abilities practice sports with different motivations: for ludic purposes, for a healthy and active life, for professional purposes. However, injuries occur frequently and most of them are caused by overuse, due to high impact ground reaction forces and the consequent increased stresses at the lower limbs. According to Nigg two concepts are proposed, muscle tuning and the preferred movement path, as an hypothesis to reduce the risk of injury.

**Purpose of the study:** the aim of this study is to analyze running, from a biomechanical point of view, and understand the possible risk of injuries related to the the biomechanical issues that can be measured obtained from pressure insoles in terms of ground reaction forces (GRF) and center of pressure (CoP) pattern. The movement of the center of mass (CoM), identified by applying a marker on the fifth lumbar vertebra (L5), will be compared with the GRF and the CoP obtained through the analysis of the data provided by the pressure insoles used during motor tasks.

**Materials and methods:** 37 players between the ages of 15 and 37 were involved in the research, divided into three different categories, as follows: eight players from the Under 16 category, ten Under 18 players and nineteen players from the senior team. The players of the

youth teams were asked to sprint at 10 and 30 meters while the athletes of the senior team were asked to sprint at 30 meters. Eight GoPro cameras were used for data acquisition, positioned along the perimeter of the test area and each player wore pressure insoles inside their footwear to detect the ground reaction forces and the center of pressure.

**Results:** higher ground reaction forces were recorded among the U18 athletes compared to those of the senior team and to the U16, moreover the U16 has significantly higher strength values for the right foot than the senior team. With reference to the maximum pressure, the differences in the right foot are significant between the senior team and the U16, in favor of the senior team, only in the mid-stance phase. Among the three categories, the U18 athletes showed statistically significant higher mean pressures for both limbs , from 15% of the run cycle onwards, compared to the other teams. The U18 recorded higher values of contact surface when compared with the other two teams.

**Conclusions:** through the study of the biomechanics of running, it was possible to observe, thanks to the baropodometric analysis, the development of different types of parameters during running, and the implications they have on the possibility of suffering from an injury. We can state that more experienced athletes show a lower GRF and maintain a running attitude with a lower center of gravity. Consequently, less experienced athletes, having a more open running attitude (with an highest center of gravity), and in addition significantly higher GRF are more prone to suffer from an injury due to the consequent impact forces released at the inner structures such as tendon, ligament, bones, cartilage. In conclusion, the hypothetical aspects that are indicated in the study elaborated in this thesis, require to extend the study to a larger sample, in order to confirm or not the veridicity of the hypotheses presented herein.



# CAPITOLO I: INFORTUNI NELLO SPORT E NELLA CORSA

## 1.1 Definizione di infortunio

Secondo la definizione giuridica, un infortunio è un “influsso dannoso, improvviso e involontario, apportato al corpo umano da un fattore esterno straordinario che compromette la salute fisica, mentale e psichica o provoca la morte”.

Dal punto di vista sportivo, prendiamo in considerazione la definizione di infortunio sportivo di Alonso, che definisce l'infortunio come tutte le lesioni, muscolo-scheletriche, traumatiche e da *overuse*, che avvengono durante un allenamento o una gara e che impediscono all'atleta di partecipare ai successivi allenamenti e/o gare (Alonso et al., 2009).

Paquette e Miller definiscono l'infortunio da *overuse* come uno squilibrio cronico nel danno indotto dalla corsa e nelle percentuali di recupero del tessuto colpito, determinando un cambiamento deleterio nella struttura e/o funzione dei tessuti che va a limitare la capacità di allenamento e/o *performance*.

Gli infortuni si possono suddividere in: distorsione (della capsula articolare e dei legamenti), stiramento (del muscolo o del tendine), contusione (lividi), lussazione o sublussazione, frattura (dell'osso), abrasione (escoriazione), lacerazione (ferita aperta), infezione o infiammazione e commozione cerebrale (Lysens et al., 1984).

Le lesioni muscolari sono uno degli infortuni più comuni che si verificano nello sport, con un'incidenza che varia dal 10% al 55% rispetto al totale degli infortuni sportivi (Järvinen et al., 2005). Il quadro clinico di una lesione muscolare - stiramento, contusione o lacerazione - dipende dalla gravità della lesione e dalla natura dell'ematoma, che può essere intramuscolare o intermuscolare. Nel caso dell'ematoma intramuscolare, lo stravasamento di sangue è all'interno della fascia muscolare intatta e provoca un aumento della pressione intramuscolare; mentre l'ematoma intermuscolare si sviluppa se la fascia che circonda il muscolo è lacerata e il sangue ha quindi libero accesso per diffondersi negli spazi interstiziali e interfasciali senza un aumento significativo della pressione all'interno del muscolo (Järvinen et al., 2005).

Negli stiramenti, quando il muscolo è sottoposto ad una forza di trazione eccessiva, si verifica il sovraccarico nelle fibre muscolari e di conseguenza, una rottura in prossimità della

giunzione miotendinea (MTJ). Gli stiramenti muscolari riguardano tipicamente i muscoli superficiali che lavorano su due articolazioni, come il retto femorale, il semitendinoso e i muscoli gastrocnemio. Questo tipo di trauma muscolare si riscontra tipicamente negli sport di contatto, dove sono presenti sprint e salti che sono gli elementi più comunemente associati agli stiramenti muscolari.

Una contusione muscolare si verifica quando un muscolo è sottoposto in maniera improvvisa ad una forza di compressione eccessiva, come un colpo diretto al muscolo.

Le lacerazioni muscolari sono le lesioni muscolari più rare che si verificano nello sport, poiché oltre il 90% di tutte le lesioni legate allo sport sono normalmente contusioni o stiramenti (Järvinen et al., 2005).

L'attuale classificazione delle lesioni muscolari differenzia le lesioni in lievi, moderate e gravi, in base al danno clinico provocato. Lo sforzo/contusione lieve (di primo grado) rappresenta lo strappo di poche fibre muscolari, con lieve gonfiore e disagio caratterizzato da minima perdita di forza e limitazione dei movimenti. Lo sforzo/contusione moderato (di secondo grado), a sua volta, è un danno maggiore del muscolo, con una chiara perdita funzionale (capacità di contrarsi), mentre uno strappo/contusione grave (di terzo grado) è così definito quando si estende a tutta la sezione trasversale del muscolo, con una perdita quasi completa della funzione muscolare (Järvinen et al., 2005).

Al fine di agevolare il medico sportivo, la I.S.Mu.L.T. (*Italian Society of Muscle, Ligaments & Tendons*) ha formulato una nuova classificazione. Questa nuova classificazione permette di discriminare con maggior accuratezza tutte quelle problematiche muscolari che avvengono prima delle lesioni di primo grado, agevolando la diagnosi e il programma riabilitativo.

Gli infortuni muscolari si possono distinguere attraverso il meccanismo di infortunio, che può essere per trauma diretto, generalmente più frequente negli sport di contatto come calcio, pallacanestro e rugby oppure per trauma indiretto, frequente sia negli sport individuali quali atletica leggera e tennis, sia in quelli di contatto.

Il trauma diretto si differenzia a sua volta in contusione e lacerazione. La contusione è dovuta ad un impatto con l'avversario o con una struttura/oggetto non tagliente. È sempre visibile un ematoma, a meno che non si tratti di un muscolo profondo, è classificata come lieve,

moderata e grave a seconda dell'invalidità funzionale che ne consegue. La lacerazione avviene in seguito ad un urto tra la sede anatomica e l'oggetto/struttura tagliente, non prevede nessuna classificazione ed è necessario il trattamento chirurgico.

Il trauma indiretto invece, si differenzia in strutturale e non strutturale. Nelle lesioni non strutturali le fibre non presentano una lesione anatomica, mentre è presente in quelle strutturali. Le lesioni strutturali possono essere prossimali, medie e distali. La prognosi delle lesioni prossimali dei muscoli posteriori della coscia e del retto femorale è la più grave, mentre le lesioni distali sono le più comuni. Nel tricipite surale, le lesioni distali presentano la prognosi peggiore (Maffulli et al., 2014).

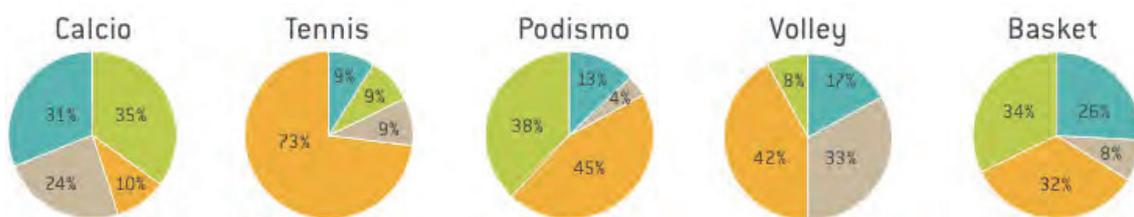


Figura 1.1. Infortuni muscolari strutturali da trauma indiretto nell'arto inferiore. Coinvolgimento e distribuzione nei muscoli più frequentemente colpiti nei diversi sport (celeste = bicipite femorale, giallo = retto femorale, rosso = gemello mediale, verde = distretti differenti) Casistica di 1037 infortuni strutturali da trauma diretto. 2000-2008. Nanni e Coll, *Isokinetic – Bologna*.

Nella letteratura scientifica, i vari autori concordano che i fattori di rischio possono essere suddivisi in due categorie: i fattori di rischio estrinseci e i fattori di rischio intrinseci. I fattori di rischio estrinseci sono correlati al tipo di attività sportiva praticata, alle condizioni ambientali, sia dal punto di vista della superficie di gioco che meteorologiche (umidità, pioggia, temperatura), a tutto l'equipaggiamento necessario, come le calzature, e al numero di allenamenti e gare nell'arco di un breve periodo. I fattori intrinseci invece, sono tutte le caratteristiche individuali, fisiche e psicologiche dell'atleta, come l'età, il genere, la fatica, gli infortuni precedenti, gli aspetti posturali, la dieta, gli stress emotivi e lo stile di vita (Lysens et al., 1984).

L'età determina alterazioni del tessuto muscolare, dove le unità motorie subiscono un riarrangiamento a causa della denervazione, determinata dal processo di invecchiamento. Pertanto, le unità motorie superstiti devono farsi carico anche del lavoro non svolto dalle fibre muscolari denervate, aumentando in dimensioni, ma deteriorando la loro capacità di regolare finemente l'intensità della forza.

La fatica è definita come l'incapacità di mantenere nel tempo una determinata prestazione a causa dell'impossibilità di compensare con la sintesi dell'ATP, e altera il controllo neuromuscolare dei muscoli reclutati durante la corsa.

Tra gli aspetti posturali troviamo la flessibilità, che se insufficiente, comporta un eccessivo stiramento muscolare soprattutto in seguito ad esercizi ad alta velocità, che richiedono una grande escursione articolare. La debolezza muscolare, in particolare, lo squilibrio di forza espressa dagli ischio-crurali e dal quadricipite, quindi tra muscoli agonisti-antagonisti, è evidente nella forza eccentrica. Infatti, Croisier et al. (2002), riscontrano che gli atleti con squilibri di forza hanno un rischio 4-5 volte maggiore di incorrere in un infortunio.

## **1.2 Epidemiologia**

In Italia, il 34,3% della popolazione di età pari o superiore a 3 anni dichiara di praticare uno o più sport, di cui il 24,5% lo pratica in maniera costante, mentre il 9,8% lo fa in modo irregolare. La pratica sportiva continuativa è cresciuta negli ultimi 20 anni dal 15,9% nel 1995 al 24,5% nel 2015. La pratica dello sport ha il suo apice tra i ragazzi/e nell'età compresa tra 11 e 14 anni (70,3%), percentuali che però decrescono con l'aumentare dell'età. Un milione 746 mila persone si dedicano ad attività riconducibili propriamente all'atletica leggera (corse su piste e su strada, lancio del disco e del giavellotto, salto in alto e salto in lungo), oltre un milione 650 mila persone si dedicano a *footing* e *jogging*, attività sportive solitamente non strutturate e svolte in totale autonomia al di fuori dei classici impianti sportivi. Il rugby invece, è praticato all'incirca da 80 mila persone (dati ISTAT 2015). Questi dati sono confortanti per tutto il mondo sportivo, in quanto conosciamo l'importanza di svolgere attività fisica per la nostra salute; tuttavia, è necessario tenere in considerazione che, più aumentano i partecipanti, maggiore sarà il numero degli infortuni.

## **1.3 Infortuni negli sport**

Molte persone di età e capacità differenti praticano sport, le motivazioni sono differenti: a scopo ludico, per mantenersi in salute, a scopo professionistico. Tuttavia, gli infortuni si verificano frequentemente e gran parte di essi sono causati da *overuse*. Piede e caviglia sono i distretti maggiormente coinvolti e vulnerabili agli infortuni da *overuse*.

La *systematic review* di Sobhani et al. (2012), ha rilevato che le lesioni più comuni negli sport sono la tendinopatia Achillea, la fascite plantare e la frattura da stress. È più probabile

che le lesioni da *overuse* si verificano negli sport che hanno una componente ripetitiva nei movimenti degli arti inferiori. Le lesioni da sovraccarico generalmente sono di origine cronica. La più alta incidenza di infortuni al piede e alla caviglia, espressa per 1000 atleti per stagione, è stata registrata nella danza, nella corsa e nella ginnastica. L'incidenza più alta, espressa per 1000 atleti per ora di attività, è stata rilevata nel calcio e nel rugby.

In generale, alcuni studi ci mostrano come negli atleti di atletica leggera il 16% degli infortuni sono a carico della coscia (Alonso et al., 2009). Nei giocatori di rugby il 10,4% degli infortuni sono strappi muscolari (Lopez et al., 2012) mentre nei giocatori di pallacanestro lo sono il 17,7 % (Borowski et al., 2008).

Deitch et al. (2006), nello studio sulla pallacanestro, hanno confrontato gli infortuni nella *National Basketball Association* (NBA) e nella *Women's National Basketball Association* (WNBA). Durante i sei anni di studio, il 65% degli infortuni è provenuto dalla NBA mentre il 35% dalla WNBA. In entrambe le leghe l'arto inferiore è la sede anatomica più colpita, 65% di tutti i casi, con focus particolare sul ginocchio pari al 20% dei casi. La caviglia è la sede anatomica più infortunata durante le partite 21% dei casi. *Overuse* e condizioni infiammatorie sono le principali cause di tendinite, borsite e sinovite, che rappresentano il 22% degli infortuni in NBA e il 27% in WNBA.

Anche Dick et al. (2007) nello studio sulla *National Collegiate Athletic Association* (NCAA) riportano che il 60% degli infortuni riguardano l'arto inferiore. Sia in allenamento, che in partita, gli infortuni più comuni sono: distorsione della caviglia (circa il 26%), problematiche interne al ginocchio (tra il 6,2% e il 7,4%), commozioni cerebrali (circa il 3%).

Waldén et al. (2005), mostrano come nel calcio professionistico l'85% delle lesioni è a carico degli arti inferiori, confermato anche dallo studio presentato in seguito di Ekstrand. La lesione più comune è lo stiramento della coscia (61%) e dell'inguine (21%). Il 51% delle distorsioni colpisce la caviglia e il 39% il ginocchio.

Nello studio di Ekstrand et al. (2011) effettuato su 3 coorti europee di calcio maschili per un totale di 2299 atleti, il 53% degli infortuni avviene durante il *match*, mentre il restante 47% durante l'allenamento. Risulta che un terzo di tutti gli infortuni sono lesioni muscolari e che il 92% di esse sono a carico degli arti inferiori, in particolare il 37% è a carico degli ischio-crurali, il 23% agli adduttori, il 19% ai quadricipiti e il 13% ai muscoli del polpaccio. La

lesione del legamento collaterale mediale è la distorsione del ginocchio più comune (53%). Le lesioni da uso sovraccarico più comuni sono la lombalgia, la tendinopatia Achillea, il dolore inguinale e la tendinopatia rotulea.

Freitag et al. (2014) nella loro *review* hanno preso in considerazione 32 articoli che esaminavano gli infortuni nel rugby. Nello studio ne è risultato che le lesioni ai legamenti, le distorsioni e gli strappi muscolari hanno un'incidenza tra il 15,7% e il 47,2% di tutti gli infortuni. Lacerazioni, contusioni ed ematomi variano dal 2,7% al 46%, le fratture dal 3% al 27%, le commozioni cerebrali dal 2,2% al 24,6% e le sublussazioni dallo 0,5% al 10,8%. La sede anatomica maggiormente colpita è l'arto inferiore con un range che va dal 3,4% al 46,8% di tutti gli infortuni, seguiti dagli arti superiori (dal 19,3% al 38,4%) prevalentemente la spalla, la testa e il tronco.

Nello studio di Lopez et al. (2012) il tipo di lesione più comune è la distorsione dei legamenti (25%), seguita da commozione cerebrale (14,6%), ematoma/contusione (12,5%), affaticamento muscolare (10,4%) e abrasione (8,3%). Fratture, lussazioni/sublussazioni articolari e lacerazioni rappresentano un tasso di infortunio di 3,5 per 1000 ore di gioco ciascuna, mentre le lesioni tendinee hanno un tasso di infortunio di 2,3 per 1000 ore di gioco. La testa e/o il collo è l'area corporea più comunemente lesa (33,3% degli infortuni), seguita dagli arti superiori (31,3%), dal tronco (18,8%) e dagli arti inferiori (14,6%).

#### **1.4 Infortuni nella corsa**

La corsa è un'attività fisica a cui prende parte una grande fetta della popolazione visti i benefici che porta alla salute, ai quali va aggiunta la convenienza economica data dal costo irrisorio per poter praticarla. Inoltre, è un'attività molto popolare visto che è accessibile a tutti, indipendentemente dall'età, dal sesso e dalla forma fisica. Alcuni studi di Van Middelkoop et al. (2008) e van Gent et al. (2007), riportano che la prevalenza di lesioni muscolo-scheletriche in un anno è del 54,8% con un'incidenza dal 19,4% al 79,3%. La maggior parte degli infortuni legati alla corsa si verificano agli arti inferiori (van Gent et al., 2007). Macera et al. (1989), nella loro revisione della letteratura, hanno riportato tassi annui di infortuni dovuti alla corsa del 24-65%. Il sito anatomico più comune per le lesioni durante la corsa è il ginocchio (Van Middelkoop et al., 2008). Sebbene alcune lesioni siano traumatiche, la maggior parte sono causate da *overuse*. La definizione più comune di lesione correlata alla corsa (RRI) è la seguente: malattia muscoloscheletrica causata dalla corsa, che

si traduce in riduzione per almeno una settimana, della velocità, distanza, durata o frequenza durante la corsa (Hsu et al., 2020).

La *systematic review* del 2007 di van Gent, riporta che l'incidenza di infortunio all'arto inferiore nel corridore varia dal 19,4% al 79,3%. Il sito più comune di infortunio è il ginocchio con un range dal 7,2% al 50,0%, seguito dalla parte inferiore della gamba (dal 9,0% al 32,2%), dal piede (dal 5,7% al 39,3%) e dalla parte superiore della gamba (dal 3,4% al 38,1%). Le sedi meno comuni di lesioni agli arti inferiori sono la caviglia dal 3,9% al 16,6% e l'anca/bacino (dal 3,3% all'11,5%).

Il più comune infortunio da *overuse* è la sindrome da dolore femoro-rotuleo (PFPS), seguita dalla sindrome da frizione della fascia ileotibiale (ITBFS), fascite plantare, lesioni meniscali e tendinopatia rotulea (Taunton et al., 2002).

La distribuzione delle lesioni non è uniforme tra i sessi, il tasso di infortunio è maggiore negli uomini (63%) (Hsu et al., 2020).

Il sito più comune di lesione è il ginocchio (42,1% del totale degli infortuni), seguito dal piede/caviglia (16,9%), dalla parte inferiore della gamba (12,8%), dall'anca/bacino (10,9%), dal tendine d'Achille/polpaccio (6,4%), dalla parte superiore della gamba (5,2%) e dalla zona lombare (3,4%) (Taunton et al., 2002).

## **1.5 Prevenzione degli infortuni**

Tra i fattori più importanti per la prevenzione degli infortuni troviamo il riscaldamento e il defaticamento, il rinforzo muscolare, il riposo, l'abbigliamento e l'attrezzatura.

Il riscaldamento (*warm-up*) ed il defaticamento (*cool down*) sono generalmente considerati una perdita di tempo da parte degli atleti, e in alcuni casi, gli stessi allenatori non ci dedicano il tempo adeguato. Effettuare un riscaldamento e un defaticamento adeguato è di primaria importanza per la prevenzione degli infortuni, in quanto, eseguire movimenti eccessivamente rapidi e ad ampi *Range of Motion* (ROM), senza aver effettuato un adeguato riscaldamento, potrebbe causare lesioni muscolari. Lo scopo del riscaldamento è quello di attivare tutti i sistemi funzionali dell'atleta affinché si trovi nel miglior stato fisico e mentale per effettuare l'allenamento o la competizione e per raggiungere appieno il suo potenziale. Mentre lo scopo del defaticamento è quello di riportare il sistema alle condizioni iniziali

dopo lo stato di stress dovuto all'allenamento o alla gara, al fine di ottimizzare e accelerare le condizioni di recupero.

Il rinforzo muscolare è particolarmente importante nella prevenzione degli infortuni, sia nella corsa, ma anche più in generale, negli sport. La logica di fondo è che la debolezza muscolare porta a meccanismi di corsa alterati e ridotta tolleranza al carico, aumentando così il rischio di lesioni alle articolazioni e ai tessuti molli. Tuttavia, non è stato dimostrato che la debolezza muscolare degli arti inferiori contribuisca all'infortunio (Mucha et al., 2016). Nonostante questa incertezza riguardo alla debolezza muscolare e al rischio di infortunio, i programmi di prevenzione basati su allenamenti neuromuscolare ad alta intensità, salto, pliometria ed equilibrio sono stati determinanti nel ridurre gli infortuni nei giovani atleti (ad esempio pallacanestro, calcio, pallavolo) (McSweeney et al., 2021).

Il tempo passato riposando e dormendo influenza notevolmente la performance (Fullagar et al., 2015), non solo la quantità, ma soprattutto la qualità del sonno determina il recupero e la *performance*. Il sonno e il riposo rappresentano un fattore determinante per il recupero ottimale, mentre la mancanza di sonno porta un deficit del 10% della prestazione, con alterazioni al metabolismo dei glucidi e al sistema endocrino (Van Dongen et al., 2003).

Indossare calzature corrette ed un equipaggiamento protettivo riduce le probabilità di lesioni in modo significativo. L'utilizzo di dispositivi di protezione indossati correttamente può proteggere le ginocchia, le mani, i denti, gli occhi e la testa. Le scarpe da corsa possono influire sull'attivazione muscolare prima e durante il contatto con il suolo; un'elevata attività muscolare si traduce in maggior utilizzo di energia in un ciclo di corsa e/o meno comfort durante un'attività di deambulazione (Nigg et al., 2017).

Questi presupposti ci fanno comprendere l'importanza della prevenzione sia da un punto di vista dello stile di vita, ma soprattutto per quanto riguarda la preparazione fisica. È fondamentale il rinforzo muscolare in modo da rendere forti e funzionali tutte le parti del corpo attraverso esercizi propriocettivi, con l'utilizzo di tavolette e *bosu*, esercizi per migliorare il ROM ed esercizi di forza muscolare. Oltre a questo, è necessario che venga impartita una routine di riscaldamento e defaticamento e che venga insegnata nel modo corretto, la tecnica di esecuzione dei gesti sport specifici.

Per quanto riguarda la corsa è fondamentale migliorare la tecnica e la postura al fine di evitare infortuni da sovraccarico, andando a lavorare in maniera particolare sulla flessibilità dei vari segmenti corporei e sull'elasticità dei tendini che sono fondamentali per il cosiddetto *Stretch-Shortening Cycle (SSC)*.



## CAPITOLO II - ANALISI DEL MOVIMENTO

### 2.1. Cenni storici

Lo studio del movimento umano ha origini antiche che risalgono ai tempi dei Sumeri, Egizi e i Maya, attorno al 4000 a.C.

Nel corso dei secoli, studi, ricerche e scoperte scientifiche hanno consentito una maggiore conoscenza del meccanismo del movimento.

Nell'Antica Grecia, verso la fine del IV secolo a.C., Aristotele comincia a studiare il movimento, l'azione dei muscoli e il movimento delle articolazioni negli animali. Il medico greco Galeno rivestì, nella formazione dei gladiatori un ruolo simile all'attuale medico sportivo. Egli era un grande conoscitore del movimento umano e dell'anatomia, infatti, constatò la presenza del tono muscolare e scoprì che i muscoli sono innervati da una rete di terminazioni nervose.

Nel Medioevo ci fu un rallentamento nelle scoperte scientifiche, che riprese a cavallo tra il 1400 e il 1500 grazie a Leonardo da Vinci che, con gli studi sulla meccanica, esaminò quale relazione ci fosse tra le forze ed il movimento prodotto da esse, utile in ambito biomeccanico.

Dal Rinascimento in poi, alcuni concetti matematici chiariti grazie agli studi di Girolamo Cardan (1501-1576) sulle proprietà degli angoli di giunto tridimensionali, di Galileo Galilei (1564-1642), di Rene Descartes (1596-1650) che fu il primo a concepire un sistema di coordinate per descrivere la posizione di oggetti nello spazio, e di Isaac Newton che formulò la legge di gravitazione universale e le tre leggi della dinamica, furono di estrema importanza per comprendere il movimento umano

A partire dal XVII secolo compaiono i primi studi quantitativi sull'analisi del movimento di Borelli, in seguito, Galvani con la scoperta della bioelettricità promuoverà il monitoraggio delle funzioni dei muscoli scheletrici. Guillaume Duchenne (1806-1875) fu il fondatore dell'elettrofisiologia. A fine '800, con l'avvento della fotografia, le tecniche dello studio quantitativo hanno una svolta: attraverso la sequenza dei fotogrammi fu possibile formulare le prime ipotesi nello studio della camminata. La trasformazione dell'analisi del movimento da qualitativa a quantitativa avvenne nel 1888 ad opera di Marey con la creazione della "Cronofotografia" (fig. 2.1). Con questo strumento fu possibile registrare in un'unica

immagine le varie posizioni di un soggetto in momenti diversi del gesto motorio. Braune e Fischer, nel 1891, conclusero un'analisi tridimensionale del cammino i cui calcoli necessitarono di vari anni per essere elaborati.



*Figura 2.1 Cronofotografia, fasi successive di un salto in lungo. Marey 1895*

Intanto procedeva lo sviluppo delle piattaforme di forza: Marey e Carlet svilupparono un sistema pneumatico per misurare le pressioni all'interno delle scarpe. Demeny e Marey usarono la stessa tecnologia per elaborare una pedana pneumatica di forza in congiunzione con un cronofotografo per studiare il consumo energetico del cammino. La pedana di forza di Demeny misurava solamente la componente verticale della forza. La pedana di forza a tre componenti venne introdotta da Jules Amar nel 1916 e diffusa da Eberhard nel 1947, insieme all'elettrogoniometro e ad altri strumenti, è stato possibile studiare il movimento umano in maniera più approfondita e obiettiva. L'introduzione dei computer digitali ha reso le misure automatizzate sempre più efficienti.

Lo sviluppo dell'analisi clinica del cammino fu guidato da Jacqueline Perry e David Sutherland. L'elettromiografia, essendo un segnale analogico, è facile da acquisire e permette di riprodurre i dati tridimensionali del movimento. Sia Perry che Sutherland riconobbero però che l'EMG da sola non era sufficiente.

La prima pedana di pressione è stata sviluppata da Scranton, nel 1976, basata su una serie di fotografie scattate sotto ai piedi del soggetto. Nei primi anni '80 cominciano a svilupparsi i sistemi per l'analisi del movimento basati su speciali telecamere a infrarossi: minimo due telecamere, e *markers* riflettenti. Il sistema è in grado, attraverso algoritmi matematici e procedure di stereofotogrammetria, di combinare le immagini bidimensionali provenienti da ogni telecamera ed elaborare un'immagine tridimensionale.

La biomeccanica applicata alle problematiche dello sport comincia a svilupparsi in maniera specifica e strutturata alla fine degli anni '50. Tra i suoi capostipiti troviamo: Vladimir

Zatjorki, Gerhald Hochmut e il suo allievo Gert Marhold. Nel 1967 Richard Nelson fonda, negli Stati Uniti, un laboratorio di biomeccanica, i cui scopi sono orientati verso la prevenzione degli infortuni nello sport. Questi studiosi applicarono le conoscenze biomeccaniche alla programmazione dell'allenamento e al miglioramento del gesto tecnico, nell'ambito delle relative compagini olimpiche.

In Italia, un ruolo importante nella biomeccanica dello sport spetta al fisiologo Rodolfo Margaria che produsse importanti risultati nell'ambito della fisiologia e della meccanica applicata al movimento e, in particolare, della corsa. In vista dei giochi Olimpici di Roma, nel 1965, il CONI costituì l'Istituto di Medicina dello Sport e il reparto di Valutazione Funzionale dell'atleta fu affidato ad Antonio Dal Monte che sviluppò ergometri specifici per le diverse discipline sportive.

Nel 1976, nacque a Milano il Centro di Bioingegneria, presso il Politecnico di Milano, dove il gruppo di lavoro di Antonio Pedotti iniziò ad affrontare le problematiche della biomeccanica dello sport. L'aspetto che caratterizza questo centro è l'approccio bioingegneristico e multifattoriale allo studio delle variabili cinematiche, cinetiche ed elettromiografiche caratterizzanti molteplici sport.

Ad oggi, si sono moltiplicate in modo esponenziale le risorse strumentali e metodologiche, e sono stati realizzati diversi sistemi integrati con le videocamere. Il continuo sviluppo dell'elettronica, della telemetria, dei sistemi video, dell'informatica e delle varie tecniche di misurazione sta contribuendo al miglioramento della valutazione qualitativa e quantitativa del cammino.

## **2.2. Introduzione all'analisi del movimento**

L'analisi del movimento ha un ruolo molto importante nello studio funzionale del controllo motorio per quantificare le limitazioni funzionali in maniera oggettiva, nella stima dell'efficacia degli impianti di protesi e/o ausili, nella diagnosi di patologie, nella valutazione delle condizioni pre e post-operatorie. Nell'ambito sportivo invece, è utile per monitorare gli andamenti della terapia di riabilitazione, per migliorare la prestazione attraverso l'identificazione delle posture ottimali e per la prevenzione degli infortuni attraverso la valutazione del rischio. L'analisi del movimento è una disciplina della

biomeccanica, ovvero la scienza che applica le leggi della meccanica allo studio dei movimenti degli esseri viventi.

Secondo Sureshbabu, la biomeccanica è quel settore delle scienze dello sport che applica le leggi della meccanica alla prestazione umana (Sureshbabu et Ashok, 2010). La biomeccanica si suddivide in statica, cinematica e dinamica. La statica studia l'equilibrio dei corpi e le forze che agiscono su di essi, la cinematica studia le traiettorie del moto dei corpi, indipendentemente dalle cause che li hanno generati, la dinamica studia le cause del movimento, cioè le forze che l'hanno generato e si basa sul principio di moto, sul principio di inerzia e sul principio di azione e reazione. Combinando la cinematica con le forze di reazione al suolo, è possibile calcolare i momenti e le potenze dei giunti. Il metodo matematico utilizzato per questo calcolo è la "dinamica inversa".

L'analisi del movimento umano è la disciplina che mira alla raccolta di informazioni quantitative riguardo la meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un compito motorio (Cappozzo et al., 2005). Quindi, descrive, analizza e definisce il movimento dell'uomo. L'acquisizione dei dati sperimentali avviene mediante determinati supporti e/o strumenti di misura (videocamere, *markers*, pedane di forza), che verranno elaborati e interpretati, al fine di raccogliere informazioni qualitative e/o quantitative in grado di descrivere e rappresentare il gesto motorio a fini diagnostici e di miglioramento della *performance*.

L'analisi qualitativa prevede che l'osservazione del movimento o della postura avvenga ad occhio; l'analisi semi-quantitativa è l'osservazione del movimento o di una postura con delle misure di base solitamente puntuali e non tempo-variabili; l'analisi quantitativa prevede che l'osservazione del movimento o di una postura avvenga attraverso delle misurazioni tempo-variabili cinematiche e/o dinamiche.

Nei laboratori di analisi del movimento (fig. 2.2) generalmente vengono effettuate quattro tipi di analisi:

- **Analisi cinematica:** è l'insieme di metodologie e procedure matematiche che permettono la descrizione delle caratteristiche del moto di un qualsivoglia sistema meccanico, ovvero la determinazione di posizione, velocità e accelerazione di tutti i componenti del sistema in ogni istante temporale.

- **Analisi dinamica:** è lo studio di forze e momenti che agiscono su di un corpo e ne causano il movimento. Oggetto di studio sono, sia le forze espresse dai soggetti, che quelle esercitate dall'ambiente esterno, come la resistenza all'avanzamento opposta dall'aria o l'acqua e le diverse reazioni vincolari.
- **Analisi elettromiografica:** è una tecnica diagnostica, di tipo funzionale, di registrazione e analisi del segnale mioelettrico, ovvero del biopotenziale elettrico che concerne l'attività muscolare durante la contrazione.
- **Analisi baropodometrica:** è lo studio delle pressioni plantari.

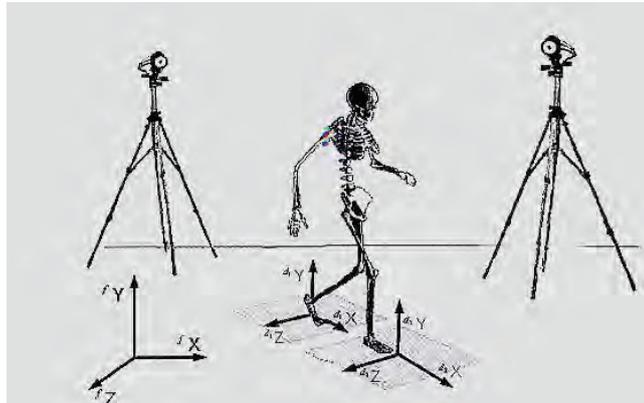


Figura 2.2 Esempio stilizzato di laboratorio di biomeccanica.

Nello studio della biomeccanica e della cinetica del movimento spesso ci si riferisce al ciclo del passo. Il ciclo del passo (*gait cycle*) (fig. 2.5) è il periodo di tempo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso arto al terreno. *Step width* è definito come la distanza orizzontale tra il tallone del piede più arretrato e quello del piede più avanzato. *Step length* è la distanza tra il contatto iniziale di un piede e il contatto iniziale del piede opposto. *Stride length* è la distanza tra il contatto iniziale di un piede e il successivo contatto con il suolo dello stesso piede (fig. 2.3). La cadenza è il numero di passi compiuti durante un certo periodo di tempo.

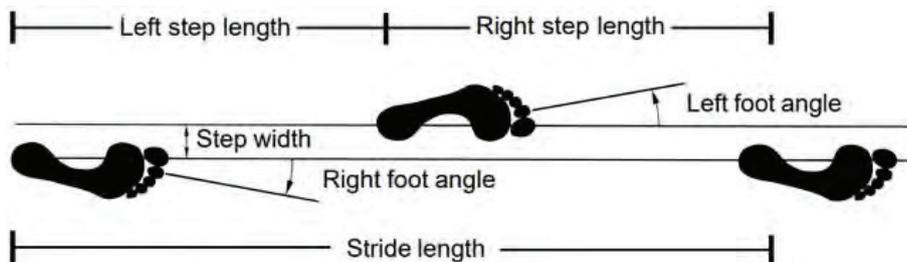


Figura 2.3 Descrizione Step Width, Stride length e Step length. 2018, Aggarwal et al., Design and Development of Integrated Insole System for Gait Analysis.

Gli aspetti quantitativi del ciclo del passo, come le misure spazio-temporali, ci permettono di analizzare la simmetria, la variabilità e la qualità dell'andatura. Il *gait cycle* può essere suddiviso in due fasi principali, la fase di *stance* e la fase di *swing*, che si alternano negli arti inferiori. A differenza della corsa, dove i piedi non sono mai entrambi appoggiati contemporaneamente al suolo, nella deambulazione ci sono due periodi in cui entrambi i piedi sono a contatto col terreno e corrispondono al primo e all'ultimo 10% della fase di *stance* del ciclo del passo.

- Fase di *stance*: consiste nell'intervallo di tempo in cui il piede è a contatto con il terreno. Inizia con il contatto di un piede con il terreno (*heel strike*) e termina con il distacco dello stesso piede dal terreno (*toe off*). Nella deambulazione la fase di *stance* rappresenta il primo 60% del ciclo del passo, mentre nella corsa si riduce sensibilmente fino ad arrivare al 37% nella corsa veloce. La fase di *stance* si suddivide a sua volta in tre sottofasi (fig. 2.4):
  - *Loading response* (o risposta al carico), comincia quando il piede tocca il terreno, generalmente con la porzione laterale del tallone (*heel strike*), in questo istante il baricentro del corpo è nel punto più basso. Le principali funzioni sono quelle di assorbire gli urti, decelerare, stabilizzare il carico e conservare la progressione in avanti. Dopo il contatto iniziale con il suolo, il piede compie una veloce e passiva eversione e una flessione plantare per portare l'avampiede a contatto con il suolo. La fase di accettazione del carico termina quando il piede opposto lascia il suolo.
  - *Mid-stance*, in questa fase il piede controlaterale è sollevato dal terreno, quindi, tutto il carico poggia sul piede di riferimento. Il peso del corpo passa dalla parte posteriore del piede a quella anteriore e il resto del corpo si muove di conseguenza.
  - *Terminal stance* (o fase di propulsione), comincia quando il tallone è sollevato dal terreno (*heel off*) e finisce quando le dita dei piedi lasciano il suolo (*toe off*). Il piede agisce come una leva attraverso la quale il carico può essere applicato al suolo e il corpo viene spinto avanti. Il piede si plantaflette mentre il peso viene spostato sul piede controlaterale nel momento in cui comincia la fase di accettazione del carico.

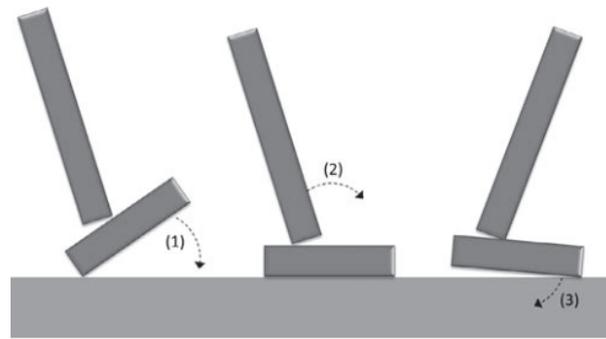


Figura 2.4 Le tre sottofasi della fase di stance: (1) contatto iniziale del tallone col suolo e flessione plantare, (2) fase di mid-stance con dorsiflessione di caviglia, (3) fase di push off con plantar flessione di caviglia. 2021, Price et al., Handbook of Footwear Design and Manufacture

- Fase di *swing*: consiste nell'intervallo di tempo in cui il piede è sollevato da terra. Comincia dopo la fase di *toe off* e finisce quando il piede di riferimento entra a contatto con il suolo. La fase di *swing* si suddivide a sua volta in tre sottofasi:
  - *Initial swing*, descrive il periodo che inizia quando l'arto lascia il terreno fino alla sua massima flessione di ginocchio. Durante questa fase il piede viene portato in avanti, il ginocchio viene inizialmente e la caviglia dorsiflessa per evitare di inciampare.
  - *Mid-swing*, inizia quando il piede che oscilla è accanto al piede in appoggio e finisce quando la tibia è posta verticalmente rispetto al suolo. La posizione della caviglia e del piede è neutra sul piano sagittale.
  - *Terminal swing*, l'arto in questo momento comincia a decelerare, in modo da prepararsi alla successiva fase di contatto con il suolo, e termina appena prima del contatto iniziale del piede con il terreno.

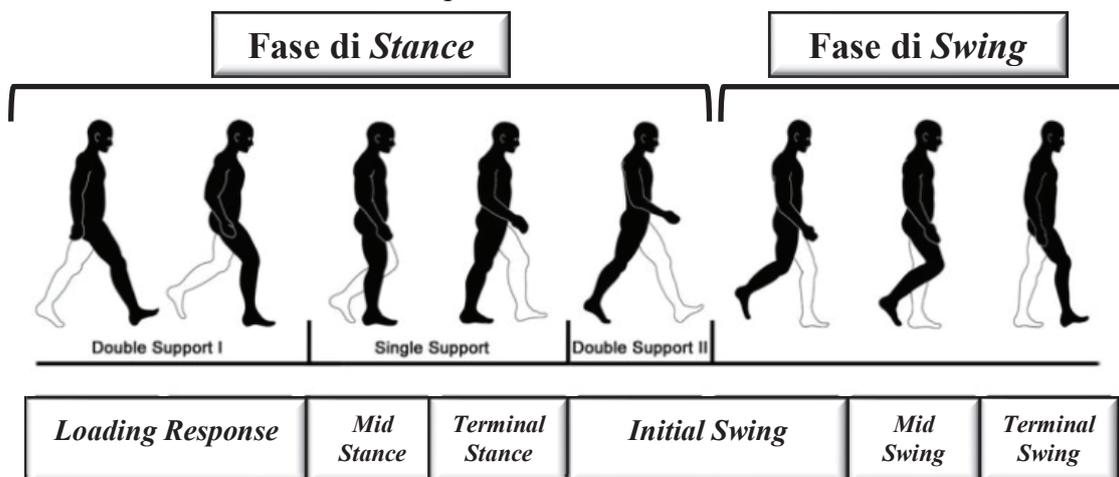


Figura 2.5 Gait Cycle. 2015, Stöckel et al., The mental representation of the human gait in young and older adults.

Durante il cammino, il piede si comporta sia come un organo di senso nella prima fase di appoggio monopodalico, sia come organo di moto nella fase di propulsione (Paparella Treccia, 1978).

### 2.3. Strumentazione per l'analisi del movimento

L'analisi del movimento che viene svolta in laboratorio utilizza diversi strumenti a seconda del *task* motorio analizzato:

- Stereofotogrammetria, sono presenti delle videocamere, solitamente dalle 2 alle 9 telecamere, per localizzare bi-dimensionalmente nello spazio i *markers* collocati, in corrispondenza dei punti di reperi anatomico, a livello cutaneo. Dopodiché, attraverso il modello matematico del *pin hole* e della triangolazione si possono ottenere le coordinate in tre dimensioni. Ciò consente di effettuare l'analisi cinematica dei diversi segmenti corporei, determinandone la posizione, la velocità e l'accelerazione nei differenti punti dello spazio. I *marker* possono essere attivi, ovvero dotati di un sistema che emette segnali luminosi ad infrarosso, altrimenti nel caso in cui i *marker* siano passivi, avendo la caratteristica di essere catarifrangenti, è necessario che le videocamere siano dotate di illuminatori ad infrarosso (fig. 2.6). Ogni videocamera è associata ad un sistema di riferimento cartesiano. Quando il raggio colpisce il piano immagine di almeno due sensori optoelettronici, può essere calcolata, mediante triangolazione, la posizione nello spazio assunta dal *marker*. Il campionamento delle posizioni istantanee di un *marker* in movimento permette, infine, di ricostruirne, in ambiente virtuale, la traiettoria.



Figura 2.6 Videocamera ad illuminatore ad infrarosso.

- Pedane di forza (fig. 2.7), per misurare le forze di reazione al suolo sui tre assi e gli spostamenti antero-posteriore e latero-laterali. Forniscono il centro di pressione e il momento. Può essere usata per lo studio delle posture, lo studio di movimenti sportivi, per la diagnostica e per la riabilitazione.

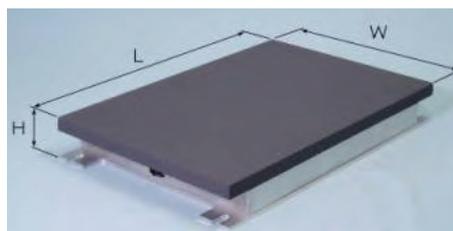


Figura 2.7 Pedana di forza Bertec Canada.

- Piattaforme di pressione (fig.2.8), permette di misurare la distribuzione delle pressioni plantari in fase statica e dinamica, la superficie di contatto, il centro di pressione e le forze. Da cui si ottiene il diagramma pressorio dell'appoggio del piede al suolo, il diagramma del centro di pressione e la componente verticale della forza.



Figura 2.8 Pedana di pressione Winpod.

- Elettromiografia di superficie, per registrare l'attività elettrica legata alla contrazione muscolare e studiarne, attraverso l'elettromiografia (EMG), le variazioni qualitative e quantitative dei potenziali d'azione del muscolo. Grazie all'uso dell'EMG è possibile rilevare l'attività elettrica muscolare durante il lavoro reale o simulato, rappresentarla graficamente e misurarne le variazioni di potenziale.
- Apparecchiature in grado di interfacciare le diverse strumentazioni.

Dal punto di vista sportivo, cresce sempre di più la necessità di portare, in senso figurato, il laboratorio di analisi del movimento all'interno del campo sportivo per dotare l'atleta di un ambiente più idoneo, al fine di gestire il gesto tecnico in modo più confortevole. Lo scopo ultimo è quello di analizzare e comprendere i meccanismi che portano all'infortunio in maniera da proporre un programma di prevenzione adeguato.

L'analisi del movimento viene svolta sul campo attraverso la video analisi.

## 2.4. Video analisi

Viste le prestazioni di livello sempre più alto degli atleti d'*élite*, si è reso necessario, per i tecnici e per gli atleti stessi, andare ad analizzare nella maniera più minuziosa possibile

l'esecuzione del gesto tecnico e le varie fasi di gara attraverso delle videocamere ad alta frequenza di campionamento. Questa metodica viene molto utilizzata negli sport di precisione e posturali come tiro con l'arco, bocce, golf e tiro a volo, ma anche in altre discipline sportive come tennis, ciclismo e arrampicata sportiva o in giochi di squadra, dove prende il nome di *Match Analysis*. L'utilizzo di software di video analisi negli sport si sta consolidando, con la conseguente necessità di formare figure tecnico-professionali specializzate nell'utilizzo di tali strumenti.

Che si tratti di sport di squadra o individuale, l'analisi video è molto utile per identificare e correggere eventuali problemi con la tecnica di esecuzione di un gesto dell'atleta analizzato. Allo stesso modo, se si tratta di sport di squadra, la video analisi si occuperà di supportare il lavoro dell'allenatore per migliorare la tattica ed i movimenti della squadra durante il *match*.

Gli studi pubblicati sulla cinematica dei corridori hanno, in maggior parte, utilizzato un sistema a tre dimensioni (3D) per l'analisi del movimento; tuttavia, questa metodologia richiede tempo e attrezzature costose che non sono disponibili in tutte le realtà sportive (Dingenen et al., 2018). Perciò, è necessario sviluppare metodologie affidabili, accurate ed economiche, efficienti in termini di tempo e di facile utilizzo per poter portare la valutazione cinematica "*on field*" (fig. 2.9). La valutazione qualitativa di specifiche misure cinematiche durante la corsa può essere effettuata in maniera affidabile attraverso l'utilizzo di una videocamera commerciale ad alta velocità, quindi fruibile a tutti. La valutazione basata su video bidimensionale (2D) della cinematica durante la corsa utilizzando una telecamera ad alta velocità è un approccio di comune utilizzo, dati gli oneri di spazio, tempo e costi dell'analisi 3D computerizzata (Pipkin et al., 2016). Le informazioni che vengono estratte dalla video analisi sono il movimento dei segmenti corporei e del centro di massa, la cinematica articolare, i carichi agenti sulle articolazioni o sui segmenti corporei, il lavoro e la potenza dei muscoli e le forze trasmesse alle strutture interne.

L'utilizzo di sistemi "*Vision Based*" prevedono l'impiego di sensori ottici, ad esempio, telecamere per tracciare i movimenti che vengono catturati grazie ai *markers* posizionati sul corpo. Esistono due tipi di sistemi per il "*tracking*" del movimento: il *marker-based systems* e il *markerless-based vision system*. Nel *marker-based systems* il movimento dei *markers* viene utilizzato per determinare il movimento di due segmenti adiacenti per definire in maniera precisa il movimento dell'articolazione. Il sistema calcola la posizione 3D del

*marker* riflettente, combinando i dati 2D di diverse telecamere. Nel *markerless-based vision system*, è possibile ottenere misurazioni accurate della cinematica 3D del corpo umano per un *subject-specific model*. Eliminando i *markers* vengono ridotti in maniera significativa anche i tempi di preparazione del soggetto e ciò consentirebbe valutazioni semplici, rapide, economiche e potenzialmente più specifiche nella ricerca nella pratica sportiva (Alamdari et Krovi, 2017).

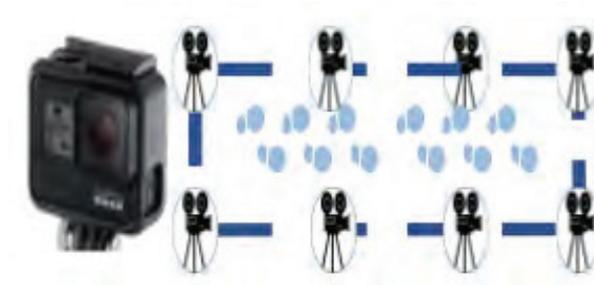


Figura 2.9 Esempio di set up per la video analisi.

## 2.5. Analisi del movimento applicata alla corsa

Lo studio della biomeccanica della corsa si occupa di capire la struttura, la funzione e le capacità degli arti inferiori e di tutta la catena cinetica che permette all'uomo di correre.

Come per il cammino, l'analisi del *running gait cycle* viene eseguita attraverso l'osservazione dell'andatura, grazie all'utilizzo di telecamere ad alta risoluzione, dispositivi di registrazione, pedane di forza, sistemi computerizzati e altre strumentazioni di laboratorio. Generalmente possono essere utilizzati cinque sistemi di misurazione: l'analisi del movimento, l'elettromiografia dinamica, la registrazione delle pedane di forza, la misurazione del costo energetico del movimento e la misurazione delle caratteristiche del passo. L'analisi cinetica si riferisce alla produzione di forza, mentre la cinematica è la misura del movimento stesso e riflette l'effetto della cinetica. L'analisi cinematica è meglio effettuarla durante il movimento costante escludendo la parte di avvio e di arresto e richiede spazio sufficiente per il soggetto per partire, camminare/correre e fermarsi (Dugan et al., 2005).

La corsa può essere classificata in base alla velocità. Il *jogging* o la corsa sub-massimale sono definiti tali per velocità comprese tra 5 mph e 10 mph, mentre per lo *sprint* sono necessarie velocità superiori ai 10 mph (Mulligan, 2004). Durante la corsa sub-massimale, la porzione laterale del tallone tocca il terreno per primo, mentre nello *sprint*, è il mesopiede

che entra in contatto per primo con il suolo e il tallone non tocca mai terra (Dugan et al., 2005).

Il ciclo della corsa differisce dal ciclo del cammino. Anche la corsa prevede le fasi di *stance* e di *swing*, la differenza è che nella corsa è presente una fase fluttuante (*float phase*) che si verifica due volte tra la fase di *stance* e quella di *swing*. In questa fase, entrambi i piedi non sono a contatto con il suolo, pertanto, la corsa a qualsiasi velocità può essere intesa come il colpire il terreno con una o nessun arto durante il ciclo del passo. Durante la corsa la fase di *stance* corrisponde a meno del 50% del ciclo del passo, mentre la fase di *swing* ne occupa più del 50%. Ciò causa una sovrapposizione delle fasi di *swing* dei due arti generando la cosiddetta *float phase*. All'aumentare della velocità la fase di *float* aumenta, infatti, i velocisti trascorrono minor tempo in fase di *stance*. Inoltre, la lunghezza del passo (*stride length*) e la cadenza (*cadence*) sono aumentate durante la corsa. Con l'aumento di questi due parametri oltre ad aumentare la velocità aumentano le forze di reazione al suolo, di conseguenza, aumentano le sollecitazioni agli arti inferiori e aumenta il rischio di infortunio (Nicola et Jewison, 2012).

La forza di reazione al suolo (*Ground Reaction Force*, GRF), è un vettore tridimensionale che può essere rilevato attraverso l'utilizzo delle pedane di forza. Per l'analisi e l'interpretazione dei dati, il vettore di forza tridimensionale può essere suddiviso in tre componenti unidimensionali: una verticale e due orizzontali.

- *Vertical ground reaction force*, è la componente più analizzata, è la funzione dell'accelerazione della massa corporea rispetto al suolo, e, la forma della componente verticale dà nel tempo utili informazioni sulle caratteristiche del passo. Generalmente, la GRF verticale durante la camminata a piedi scalzi o con calzatura, è caratterizzata da due picchi di forza. Il primo picco di forza coincide con l'altezza verticale massima del baricentro al termine della fase di accettazione del carico, mentre il secondo picco si verifica verso la fine della fase di *stance* dopo che il baricentro ha accelerato verso il terreno.
- *Tangential ground reaction force*, sono differenziate in base alla direzione del movimento: una in direzione antero-posteriore che segue la direzione del movimento e una perpendicolare ad essa in direzione medio-laterale. La forza antero-posteriore ha una curva caratterizzata da: una piccola componente posteriore quando il piede

tocca il suolo, una fase di rottura durante la risposta al carico fino alla *mid-stance* e una fase di propulsione durante la seconda metà della fase di *stance*. Mentre si cammina, la forza medio-laterale è molto variabile tra i passi e tra i soggetti (Price et al., 2021).

Nella corsa, all'inizio della fase di *stance* i muscoli, i tendini, le ossa e le articolazioni della gamba e del piede hanno la funzione di assorbire l'impatto con il suolo. Il retto femorale e il gastrocnemio trasferiscono l'energia dell'impatto da una posizione distale ad una prossimale, dalla caviglia al ginocchio e infine all'anca. Ciò aiuta a distribuire la forza d'impatto, o l'assorbimento del colpo, su tutta la pianta del piede e lungo la catena cinetica. Recenti studi hanno scoperto che la fatica muscolare non interferisce con la capacità di assorbimento degli urti (Nicola et Jewison, 2012).

Un'altra differenza la troviamo nella base d'appoggio che, durante la corsa, è ristretta e si restringe sempre di più all'aumentare della velocità in modo che l'appoggio del piede sia centrale rispetto alla linea di corsa. Durante la corsa avviene, sul piano trasversale, una rotazione d'anca tale da ridurre lo spostamento verticale del baricentro, seguendo l'andatura di una curva sinusoidale. Ulteriori differenze tra corsa e camminata risultano dal fatto che, la corsa rispetto alla camminata, richiede una maggiore libertà di movimento di tutte le articolazioni degli arti inferiori, anca, ginocchio e caviglia, e un maggior lavoro eccentrico a causa delle maggiori forze di impatto (Dugan et al., 2005).

Winter e Bishop (1992) indicano i risultati più importanti collegati agli eventi atletici, fornendo uno schema generale in funzione dei task che i muscoli devono eseguire. Questi sono:

- Assorbimento degli urti e controllo della ricaduta verticale durante la fase di accettazione del carico.
- Controllo della postura e dell'equilibrio della parte superiore del corpo.
- Generazione di energia associata alla propulsione in avanti e verso l'alto.
- Controllo dei cambi di direzione del centro di massa (*Center of Mass*, COM).

Un metodo per valutare le forze applicate al piede è la valutazione del centro di pressione (*Center of Pressure*, COP) e il diagramma della distribuzione delle pressioni. Si osservano

differenze significative tra l'appoggio di retropiede e l'appoggio di mesopiede. Generalmente la pressione è concentrata sulla porzione laterale del tallone, rapidamente si sposta verso la parte mediale e infine sull'avampiede dove si osservano due picchi di pressione di uguale grandezza. Questa distribuzione delle pressioni è alterata in modo significativo dall'utilizzo di calzature (Novacheck, 1998).

Le pedane di pressione e/o le solette di pressione (fig. 2.10) sono la strumentazione adibita alla misurazione delle pressioni e della forza di reazione al suolo. Sono costituite da una griglia di più sensori per misurare la forza, conoscendo l'area di ciascun sensore di forza, è possibile calcolare la pressione per ogni singolo sensore, ottenendo così la distribuzione spazio-temporale delle pressioni. L'utilizzo di solette è particolarmente utile nella ricerca "on field" in quanto sono portatili e l'atleta non deve concentrarsi su dove appoggiare il piede per centrare la pedana di pressione. In questo modo il gesto atletico è più naturale (Price et al., 2021).



Figura 2.10 Solette con cavo, evoluzione delle pedane, Novel Pedar X, GmbH Germania.

Esistono diversi modelli di impatto del piede con il suolo, il più comune è l'appoggio con la porzione laterale del tallone, un altro metodo utilizzato da chi abitualmente corre scalzo è l'atterraggio d'avampiede, metodo che dissipa meglio le forze d'impatto grazie al maggior grado di plantaflessione, che è in contrasto con chi corre con le scarpe visto che atterra di tallone e in questa maniera non riesce a distribuire in maniera ottimale le forze d'impatto. Il piede ha la capacità di assorbire fino a tre volte il peso corporeo. Le scarpe da corsa sono progettate per ammortizzare il piede e permettere la neutralizzazione di alcune differenze biomeccaniche nei corridori che si pensa predispongano all'infortunio. È stato dimostrato

che le scarpe che favoriscono l'atterraggio di tallone riducono l'efficienza metabolica e meccanica della corsa. La corsa richiede che il corpo assorba le ripetute e continue forze d'impatto che vengono inizialmente assorbite dal piede e dalla caviglia e poi vengono trasferite lungo la catena cinetica durante la fase di *stance*. I corridori con eccessiva supinazione tendono ad avere scarsa mobilità e non riescono ad assorbire l'impatto. Un'eccessiva supinazione può verificarsi a livello dell'articolazione sottoastraglica, per compensare anomalie dell'anatomia o della muscolatura del piede. Più forza distribuita lungo la porzione laterale del piede supinato può portare a tendinopatia peroneale, fratture da stress metatarsale e fratture da stress peroneale più spesso che in un piede neutro. È importante valutare l'eccessiva pronazione o supinazione nel corridore. Il varo e il valgo del retro piede si verificano quando il calcagno è in inversione o in eversione rispetto alla bisezione della tibia a causa della posizione dell'articolazione subtalamica. Il varo e il valgo dell'avampiede si verificano quando il calcagno è rispettivamente in inversione o in eversione anteriormente al retro piede nel piano frontale. Queste anomalie del piede sono associate a fascite plantare, sesamoide e fratture da stress. Nel corridore con il piede pronato, il gastrocnemio, il soleo e il tibiale posteriore compensano l'eccessiva rotazione interna della tibia attraverso una contrazione più lunga. Ciò può portare a tendinopatia Achillea, tendinopatia del tibiale posteriore, dolore alla tibia mediale e sindrome del dolore femoro-rotuleo (Nicola et Jewison, 2012).

È essenziale che le scarpe non siano testate solo nei laboratori delle aziende calzaturiere, ma anche su soggetti perché gli individui modificano il loro schema di movimento in risposta ai cambiamenti dell'equilibrio dinamico. Le tre aree di principale interesse per il design delle scarpe sono l'attenuazione dello shock del tallone, il controllo del movimento del retro piede durante la risposta al carico e la stabilità dell'avampiede nella fase di appoggio. La scarpa ideale permette sia l'assorbimento degli urti che la stabilizzazione del piede. I fattori intrinseci di ogni singolo corridore come il grado di pronazione, la flessibilità del piede e il peso corporeo, sono fattori importanti che devono essere considerati nella scelta delle scarpe da corsa. Per esempio, per avere una maggiore ammortizzazione, le scarpe con suola più spessa sono migliori rispetto a quelle con la suola morbida, dato che i materiali morbidi controllano male la pronazione. Nonostante il progresso nella tecnologia delle calzature, il tasso complessivo di infortuni nei corridori di lunghe distanze non è cambiato in maniera significativa. Questo dà credito al concetto che gli schemi di infortunio cronico sono dovuti

a fattori diversi dalle forze generate dall'urto del contatto iniziale e dall'allineamento del piede in posizione di *stance*. È fondamentale comprendere che l'assorbimento delle forze non avviene in maniera istantanea, ma i diversi tessuti dissipano la forza nel tempo, in particolare nella prima metà della fase di *stance*, riducendo così al minimo i traumi per il corpo. Questi tessuti sono il tendine d'Achille, la fascia plantare, il quadricipite e gli adduttori d'anca, che sono anche i siti di lesione più comuni nei corridori di lunghe distanze (Novacheck, 1998).

## 2.6 Muscle Tuning

Quando si analizzano le forze durante la corsa, si dovrebbero studiare le forze esterne e interne, sia per l'impatto che per le parti attive del contatto con il suolo.

Secondo Nigg, ci sono tre componenti che potrebbero essere considerati come fattori di rischio per gli infortuni e sono: le forze di picco esterne, interne e il picco dell'indice di carico. Dal punto di vista funzionale, le forze interne sono maggiormente correlate al carico meccanico a livello tissutale, le forze d'impatto esterne e i tassi di carico non influenzano lo sviluppo di lesioni specifiche (Nigg et al., 2017).

Le forze d'impatto che agiscono sul piede e sulla gamba possono essere influenzate modificando la geometria della gamba e del piede, modificando la rigidità dell'articolazione del ginocchio e della caviglia e attraverso l'accoppiamento tra le strutture morbide e rigide della gamba. La risposta del sistema locomotore potrebbe essere una combinazione delle tre strategie, denominato "*muscle tuning*". Questo concetto sostiene che le forze d'impatto dovrebbero essere considerate come un segnale di input, caratterizzato da ampiezza e frequenza. La forza d'impatto da un segnale che può produrre delle vibrazioni ossee ad alte frequenze e vibrazioni dei tessuti molli degli arti inferiori (tricipite della sura, quadricipite o ischiocrurali) a frequenze che può associarsi con le frequenze del segnale di input. Queste vibrazioni dei tessuti molli sono di particolare interesse in questo contesto perché possono presentarsi effetti di risonanza. Perciò Nigg propone che i muscoli, per smorzare queste vibrazioni, si pre-attivino. Poiché questa pre-attivazione richiede energia, ci si aspetta che a differenti tipologie di scarpa o del terreno cambi anche la quantità del lavoro. I risultati hanno suggerito che i materiali morbidi e viscosi richiedono meno lavoro di quelli duri ed elastici (Nigg, 2001). Il *muscle tuning* non si verifica durante la corsa tallone-avampiede.

Questa pre-attivazione è di facile comprensione se pensiamo ad una situazione che capita spesso, ovvero quando, mentre camminiamo, si incappa in un gradino che non ci aspettiamo, in questa situazione si verificano vibrazioni e onde d'urto di entità maggiore.

Il sistema locomotore valuta le componenti di frequenza del segnale di ingresso, il sistema nervoso centrale reagisce smorzandole quando sono troppo vicine alla frequenza di risonanza del compartimento dei tessuti molli, attraverso l'attivazione dei grandi gruppi muscolari corrispondenti. Gli effetti del *muscle tuning* sono elevati quando la frequenza di input e la frequenza naturale di uno specifico compartimento del tessuto molle sono simili. Gli effetti dipendono dalle caratteristiche di ogni tessuto (Nigg et al., 2017).

Le forze d'urto durante l'attività fisica non sono una causa principale di lesione, ma influiscono sulla fatica, sul comfort, sul lavoro e sulla performance. L'attivazione del *muscle tuning* è la risposta del sistema locomotore al carico di impatto (Nigg, 2001). Gli effetti del *muscle tuning* si dovrebbero riscontrare nella performance, fatica e comfort, caratteristiche di specifiche combinazioni impatto/soggetto (Nigg et al., 2017).

## **2.7. Preferred movement path**

Il *preferred movement path* è definito come il percorso di movimento che un individuo sceglie in modo da ottenere la minima resistenza, il massimo comfort e/o il minimo dispendio energetico (Nigg et al., 2017).

Diversi studi hanno rilevato che lo scheletro sembra cambiare il suo percorso di movimento solo in minima parte quando sottoposto a un cambio di scarpa, soletta e/o ortesi (Nigg, 2010). Il sistema neuromuscolare sembra essere programmato per individuare ed evitare le deviazioni dal percorso di minor resistenza. Quindi, se viene utilizzata una scarpa, soletta e/o ortesi per cercare un diverso movimento dello scheletro, il sistema locomotore attiverà i muscoli appropriati per mantenere il *preferred movement path*. Sperimentalmente, non si sa se il soggetto si trova nel percorso di movimento preferito o se vengono utilizzati adattamenti neuromuscolari per rimanere nel percorso preferito. Il presupposto è che, quando un intervento (es. scarpa) supporta il percorso di movimento preferito, l'attività muscolare sia minima. Al contrario, assumiamo che, quando una scarpa tenta di spingere il sistema locomotore fuori dal percorso di movimento preferito, i muscoli vengano attivati per

mantenere il sistema locomotore nel percorso di movimento preferito. Quindi, il bilancio energetico non sarà ottimale (Nigg et al., 2017).

Ciò che è stato riscontrato è che il passaggio da una scarpa ad un'altra non necessariamente produce un cambiamento nel percorso di movimento, (dimostrato da Nigg) in uno studio tra tre scarpe diverse. Ne è risultato che in più dell'80% dei soggetti non cambiava la cinematica degli arti inferiori (Nigg, Vienneau, et al., 2017). Anche questo studio sembra supportare l'idea che le persone cerchino di rimanere il più possibile sul "percorso di movimento preferito".

Il *preferred movement path* è specifico per ogni soggetto e dipende dalle condizioni attuali dei muscoli e del sistema di controllo locomotore. Se una persona, attraverso un allenamento, aumentasse la forza muscolare, il *preferred movement path* potrebbe cambiare. La stessa cosa si potrebbe verificare in caso di infortunio o anche a causa della fatica (Nigg et al., 2017).

Se il concetto del *preferred movement path* fosse corretto, le scarpe da corsa dovrebbero influenzare l'attività muscolare prima e durante il contatto con il suolo. Un'elevata attività muscolare potrebbe indicare un aumento dell'energia utilizzata durante il ciclo della corsa e/o minor comfort durante l'attività di locomozione.

## **2.8 Prevenzione degli infortuni nella corsa**

Il concetto del *muscle tuning* può essere utilizzato per formulare ipotesi su come ridurre il rischio di lesioni, come migliorare il comfort o le prestazioni durante la corsa, con focus particolare su come le calzature possono essere utilizzate per raggiungere questo obiettivo (Nigg et al., 2019).

Le scarpe da corsa dovrebbero essere pensate per facilitare il percorso di movimento preferito dei corridori con la consapevolezza che il soggetto avrà alcune fasi di pronazione del piede. Tali scarpe dovrebbero essere energeticamente vantaggiose, poiché l'attività muscolare non correlata alla propulsione sarebbe ridotta al minimo (Nigg, et al., 2017).

Il concetto del *preferred movement path* è stato proposto per migliorare la comprensione degli aspetti biomeccanici e neurofisiologici della corsa. Agli autori non è chiaro se sia associato o meno allo sviluppo di lesioni da corsa. In teoria, ci si dovrebbe aspettare che

correre al di fuori del proprio percorso di movimento preferito aumenterebbe la domanda muscolare e, quindi, aumenterebbe la fatica (Paquette et Miller, 2018).

In ottica della prevenzione risulta quindi fondamentale la valutazione biomeccanica della corsa, per valutare il livello di pronazione del piede, l'allineamento e gli angoli di anca ginocchio e caviglia, ma soprattutto le forze di reazione al suolo e l'attivazione muscolare. Effettuata la valutazione biomeccanica, viene proposto un programma di allenamento individuale per andare a lavorare sui deficit e/o fattori di rischio individuati attraverso l'analisi biomeccanica.

Sembra più probabile che la maggior parte delle lesioni dovute alla corsa siano correlate alle forze che agiscono verso la metà e verso la fine della fase di *stance*. Perciò è possibile consigliare un allenamento con esercizi eccentrici per il ginocchio e di flessione plantare concentrica per ridurre il rischio di lesione (Novacheck, 1998).

Per la prevenzione sono molto utili esercizi in posizione monopodalica come il *single leg deadlift*, *single leg balance on forefoot*, *wall press*, ponti monopodalici, *squat* e *squat jump* monopodalici, esercizi di balzi monopodalici in ogni direzione. Oltre a questi si aggiungono le andature come *skip* alto e basso, calciata dietro, passo saltellato e corsa balzata. Gli esercizi monopodalici e le andature, ma anche più in generale la corsa, è importante che vengano eseguite su superfici differenti prediligendo quelle meno dure. Aggiungere al programma di prevenzione esercizi di mobilità e di rinforzo muscolare come il *eccentric heel drop*, *squat* con bilanciere, *box jump*, *step up*, *lunge* e *lunge jump*, *nordic hamstring*, *romanian deadlift*, estensioni d'anca ed esercizi per abduttori e flessori della coscia.

Alla fine di ogni seduta è importante eseguire esercizi di stretching per i muscoli soleo e gastrocnemio, quadricipiti, ischiocrurali, tensore della fascia lata, piriforme, ileo psoas, muscoli adduttori e tensore della fascia lata.



## **CAPITOLO III: MATERIALI E METODI**

### **3.1 Introduzione**

Questo lavoro di tesi è stato realizzato presso BiomovLab del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Padova, con la partecipazione delle squadre del CUS (Centro Sportivo Universitario) Padova Rugby, nello specifico con le categorie Under 16, Under 18 e Prima Squadra.

Lo studio è stato realizzato acquisendo i dati presso i campi del CUS Padova Rugby nel mese di giugno 2021, mentre per l'analisi dei dati si sono utilizzati dei *software* disponibili presso il BiomovLab.

L'obiettivo di questo studio è quello di analizzare la corsa, da un punto di vista biomeccanico, e comprenderne il rischio infortunio correlato alle informazioni ottenute dalle solette di pressione in termini di forze di reazione al suolo e pattern del centro di pressione. Inoltre, si sono confrontati il pattern del centro di massa (COM), identificato tramite l'applicazione di un *marker* sulla quinta vertebra lombare (L5), e quello del centro di pressione (COP) ottenuto attraverso l'analisi dei dati forniti dalle solette di pressione utilizzate durante i task motori.

Il *task* è stato registrato da 8 telecamere commerciali e ogni giocatore ha indossato delle solette di pressione all'interno della propria calzatura per rilevare le forze di reazione al suolo e il centro di pressione.

Ai giocatori delle squadre giovanili è stato chiesto di effettuare degli sprint a 10 e 30 metri mentre agli atleti della Prima Squadra è stato chiesto di effettuare degli sprint a 30 metri.

### **3.2 Partecipanti**

In questo studio sono stati presi in considerazione complessivamente 37 soggetti appartenenti alle squadre del CUS Padova Rugby, facenti parte sia delle squadre giovanili che di quelle seniores, quindi con diverse età. In particolare, sono stati considerati:

- 8 giocatori dell'U16;
- 10 giocatori dell'U18;
- 19 giocatori della prima squadra.

L'acquisizione si è svolta nel mese di giugno 2021, nel periodo di *off-season*, su atleti allenati e che hanno partecipato attivamente alla stagione, tenendo presente il numero ridotto di gare a cui hanno potuto prendere parte a causa delle restrizioni per il Covid-19. Di questi soggetti sono stati tenuti in considerazione, prima della prova, eventuali problematiche muscolari o articolari.

Di seguito viene riportata la tabella riassuntiva delle medie dei dati degli atleti divisi per squadra (i dati completi vengono riportati poi in appendice):

	<b>PRIMA SQUADRA</b>	<b>U18</b>	<b>U16</b>
<b>ETÀ</b>	24,42	17,60	15,63
<b>STATURA (m)</b>	1,81	1,80	1,76
<b>PESO (kg)</b>	85,58	77,70	72,38
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	26,07	24,07	23,30
<b>N° SCARPE</b>	43,84	43,80	43,75

Tabella 3.1 Medie dei dati anagrafici e antropometrici delle tre squadre (forniti dagli atleti).

### 3.3 Protocollo strumentale

I dati sono stati acquisiti attraverso 8 telecamere commerciali (Gopro Hero7, 30-240 fps e Gopro Hero3, 30 fps), posizionate lungo il perimetro dell'area del test, e un sistema di solette plantari a pressione (Blue Insole, FGP s.r.l., 200 Hz), che hanno permesso di acquisire i dati relativi alla distribuzione delle pressioni, le forze di reazione al suolo e la superficie di contatto. La sincronizzazione dei dati di acquisizione delle telecamere, sincronizzati durante l'acquisizione tramite un apposito telecomando, è stata ottimizzata all'interno del software TrackonField (BBSof s.r.l.) considerando la traiettoria del marker posto sulla quinta vertebra lombare (L5).

Al fine di ottimizzare l'algoritmo di *tracking* utilizzato all'interno del *software* TrackonField e ridurre l'artefatto da movimento, è stato chiesto ai soggetti di indossare indumenti atillati e di colore diverso dai marker, realizzati attraverso dei cerchi di tape bianco con il centro nero. I markers sono stati applicati nei seguenti punti di repere degli arti inferiori: spine iliache anteriori superiori destra e sinistra (SIAS), in corrispondenza del processo spinoso della V vertebra lombare (L5) e sui calcagni destro e sinistro. Inoltre, sono state fatte indossare delle solette di pressione con trasmettitori bluetooth.

Prima di eseguire i task, gli atleti hanno svolto il riscaldamento iniziale in autonomia, dopo di che, a turno in ordine casuale, hanno eseguito la prova. Per la prima squadra la prova

consisteva in uno scatto sui 30m con partenza da fermo, poi altri 30m in corsa blanda o camminata, a questo punto sempre con partenza da fermo il soggetto doveva eseguire un altro scatto sui 60m, i dati registrati per i 60m non sono stati presi in considerazione ai fini di questa tesi. La prova delle categorie U16 e U18, prevedeva che ogni soggetto effettuasse uno scatto di 10m con partenza da fermo, poi altri 20m in defaticamento, a questo punto sempre con partenza da fermo il soggetto doveva eseguire un altro scatto sui 30m nella direzione opposta alla prova precedente, i dati registrati per i 10m non sono stati presi in considerazione ai fini di questa tesi.



*Figura 3.1 Set up di acquisizione dati on field.*

### **3.4 Elaborazione dei dati**

Una volta acquisiti i dati, è stato possibile effettuare l'analisi dei dati. Questi dati sono stati precedentemente analizzati nel lavoro di tesi di una mia collega (Rui M. 2022) con l'obiettivo di valutare il rischio di infortuni nella corsa dei giocatori di rugby attraverso la sola analisi dell'accelerazione del centro di massa; perciò, alcune operazioni non si sono rese necessarie. Ad ogni soggetto è stato attribuito un acronimo.

Come prima operazione si sono dovuti creare, attraverso il *software* delle Solette SM, un file in formato .sol, per ogni soggetto, che raggruppava l'analisi dei dati di pressione relativi alla soletta del piede sinistro e del piede destro (fig. 3.2).



Figura 3.2 Creazione file SOL.

Successivamente, prima di elaborare i dati, si è reso necessario, utilizzando il *software* Solette SM, calibrare entrambe le solette attraverso l’inserimento di una matrice di calibrazione predisposta da FGP in collaborazione con il BiomovLab. Poi si è reso necessario scaricare i dati dei valori delle pressioni, delle informazioni della matrice e del COP per poi andarli a leggere con dei codici sviluppati presso il BiomovLab in ambiente MatLab.

Dopo di che, si è reso necessario sincronizzare i dati video con i dati registrati dalle solette, utilizzando il *software* Track On Field (fig. 3.3); a tal fine si è definito il *frame* di *start* nel video, come il momento in cui l’arto non dominante si stacca da terra; mentre nelle solette si è scelto, nel grafico della forza (fig. 3.4), l’istante in cui la forza era concentrata sull’avampiede dell’arto non dominante. Per il *frame* di *stop* si è utilizzato l’ultimo *frame* d’appoggio corrispondente alla fine del *task* e si è calcolata la durata del *task*. Quindi il *frame* di *stop* nei dati delle solette di pressione è stato calcolato aggiungendo al *frame* di inizio la durata del video in *frame*. Una volta individuati i *frame* sono stati inseriti su un file Excel.

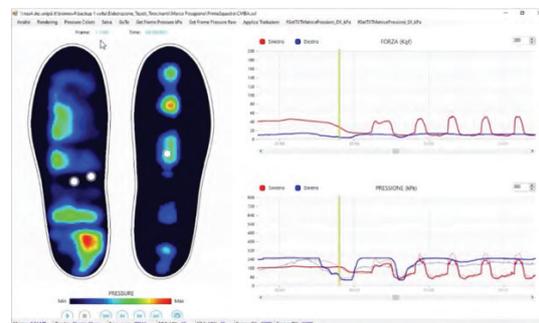


Figura 3.3 Individuazione del *frame* di *start* con Track On Field. Figura 3.4 Individuazione del *frame* di *start*.

Successivamente è stato utilizzato un codice MatLab per raggruppare i dati di ogni giocatore in una sola matrice (fig. 3.5). Il codice richiede in *input* i seguenti dati per ogni soggetto:

- il *frame* degli zeri piede destro: quando il piede ha il minimo contatto con la soletta (minimo valore di pressione);
- il *frame* degli zeri piede sinistro: quando il piede ha il minimo contatto con la soletta (minimo valore di pressione);
- il *frame* di statica, quando entrambi i piedi sono a contatto completo con il terreno;
- il *frame* di *start* e *stop* individuati come descritto in precedenza.

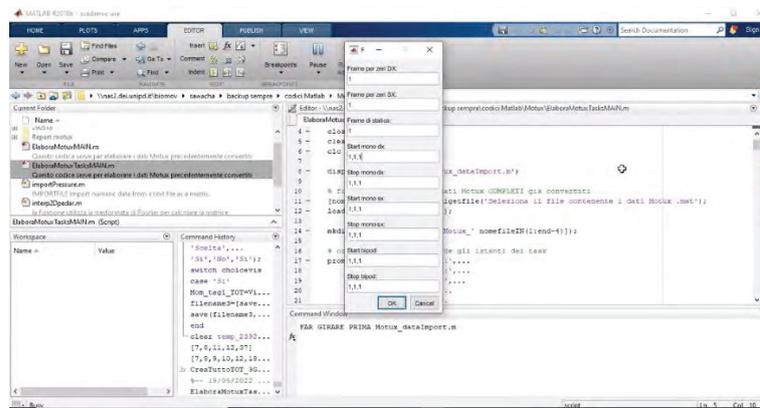


Figura 3.5 Inserimento dei dati di calibrazione delle solette.

Questo codice genera l'immagine con la distribuzione delle pressioni in statica (fig. 3.6) e una matrice con tutti i dati del soggetto, solo relativi all'intervallo tra gli istanti di *start* e *stop* scelti.

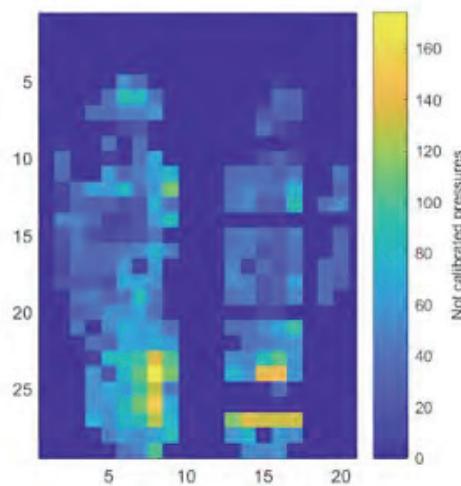


Figura 3.6 Esempio di figura della statica.

Nel successivo *step* si è utilizzato un codice MatLab per suddividere l'intero segnale, relativo ai dati di pressione, in ogni singolo passo, andando ad individuare i passi del piede destro e i passi del piede sinistro. Il codice calcola le forze di reazione al suolo, le pressioni di contatto e le superfici di appoggio organizzate in due tabelle (una per il piede destro e una per il piede sinistro) e restituisce quattro grafici per ogni piede (fig. 3.7): il grafico delle forze, il grafico della superficie di contatto, il grafico della pressione media e il grafico della pressione massima. Questi dati vengono normalizzati rispetto alla percentuale della fase di corsa (ciclo del passo nella corsa) individuata secondo gli istanti considerati in precedenza.

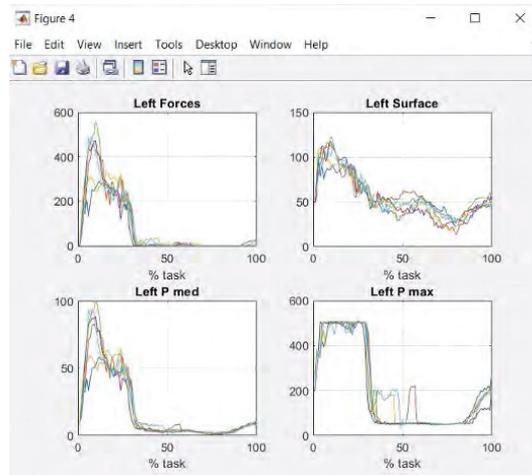


Figura 3.7 Esempio della tabella creata dal codice MatLab.

### 3.5 Analisi statistica

I dati sono stati confrontati attraverso il test di Wilcoxon attribuendo una significatività statistica per  $p < 0.05$ . Si sono eseguiti i seguenti confronti relativamente ai dati di forza, pressione e superficie d'appoggio:

- tra la prima squadra e l'U16;
- tra la prima squadra e l'U18;
- tra l'U16 e l'U18.

Per l'analisi statistica si è utilizzato un codice sviluppato in Matlab presso il BiomovLab.

## CAPITOLO IV: RISULTATI

Dall'elaborazione dei dati sono state ottenute delle fasce di normalità che includono la media e la deviazione standard (media  $\pm$  1 deviazione standard), rappresentate graficamente e realizzate con un codice Matlab sviluppato ad hoc presso il BiomovLab. Le suddette fasce sono state create per ogni gruppo di soggetti coinvolti e per ogni variabile.

I risultati relativi all'analisi statistica sono stati riportati sotto forma di grafico dove si è indicata la significatività statistica ( $p < 0.05$ ) per ogni percentuale del *task*, sotto forma di un "quadrato" colorato in cui ogni colore rappresenta un diverso confronto:

- il blu rappresenta il confronto tra la prima squadra e l'U16;
- il rosso rappresenta il confronto tra la prima squadra e l'U18;
- il giallo rappresenta il confronto tra l'U16 e l'U18.

Quindi si sono riportati i grafici di confronto tra Prima squadra, Under 18 e Under 16 per i parametri di:

- Forze di reazione al suolo piede destro;
- Forze di reazione al suolo piede sinistro;
- Pressione massima piede destro;
- Pressione massima piede sinistro;
- Pressione media piede destro;
- Pressione media piede sinistro;
- Superficie di contatto piede destro;
- Superficie di contatto piede sinistro.

Riportiamo di seguito una descrizione puntuale dei risultati.

### **Forze di reazione al suolo**

Per quanto riguarda i grafici delle forze, i soggetti dell'U18 hanno valori di forza maggiori per entrambi gli arti sia nel confronto con la prima squadra che nel confronto con l'U16, e queste differenze sono statisticamente significative.

Prima squadra e U16 hanno valori di forza molto simili, per quanto riguarda il piede sinistro, infatti non ci sono differenze significative, mentre per il piede destro la prima squadra ha valori di forza inferiori statisticamente significativi.

Sono stati registrati valori lievemente diversi tra un arto e l'altro, in particolare l'U18 presenta valori assoluti di forza leggermente superiori nel piede sinistro rispetto al piede destro.

Il picco di forza nei tre gruppi, come facilmente prevedibile, si verifica intorno al 20% del ciclo del passo "in corsa" (*run cycle*), quindi nella fase di *mid-stance*, dove tutto il carico poggia sul piede di riferimento.

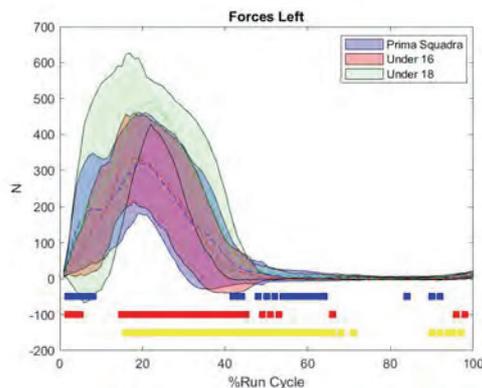


Figura 4.1 Grafico delle GRF dell'arto sinistro.

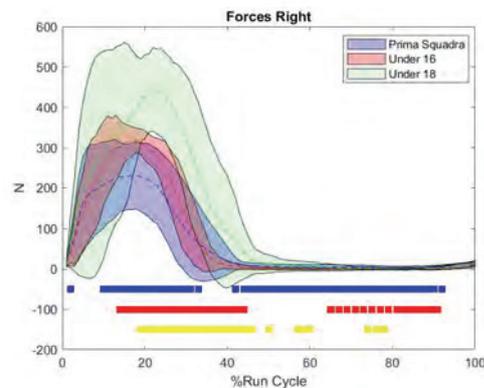


Figura 4.2 Grafico delle GRF dell'arto destro.

### Pressione massima e media

Nei risultati relativi alla pressione massima non sono presenti differenze statisticamente significative né tra le diverse categorie, né tra i due arti.

I soggetti della prima squadra hanno registrato una pressione massima maggiore nel piede destro rispetto al sinistro, e a confronto tra le tre squadre l'arto destro è quello che presenta il picco di pressione massima maggiore; per quanto riguarda i valori medi invece, si sono osservati valori simili all'U16. Se ci si concentra sul piede destro, risultano significative le differenze tra la prima squadra e l'U16, a favore della prima squadra, relativamente solo alla fase di *mid-stance*. Mentre tra la prima squadra e l'U18 si sono riscontrate delle differenze significative sia nella fase di accettazione del carico che in quella di *mid-stance*, come nel confronto tra U16 e U18.

I soggetti dell'U18 hanno registrato, sia per quanto riguarda il picco che per i valori medi, una pressione massima maggiore nel piede sinistro rispetto al destro. Il piede destro presenta valori statisticamente inferiori nel primo 25% del *run cycle* sia rispetto alla prima squadra che all'U16. Il piede sinistro invece presenta valori statisticamente maggiori tra il 20% e il 90% del *run cycle* a confronto con la prima squadra e tra il 20% e il 40% con l'U16.

I soggetti dell'U16 hanno registrato, sia per quanto riguarda il picco che per i valori medi, valori di pressione massima simili tra i due arti.

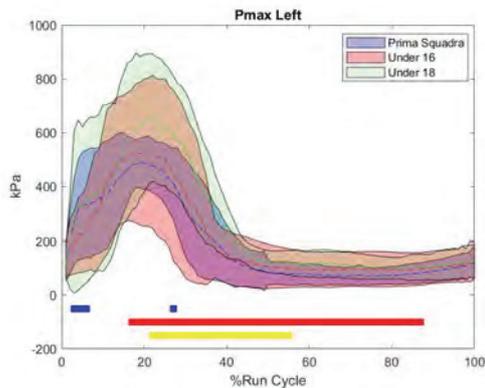


Figura 4.3 Grafico della pressione massima dell'arto sinistro.

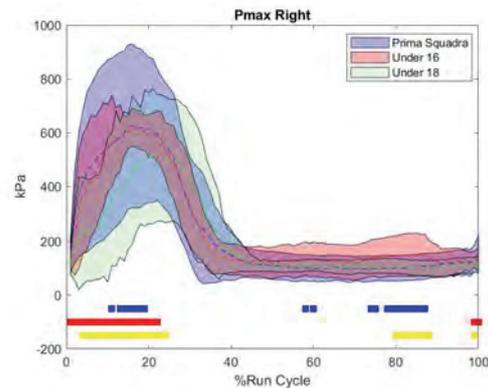


Figura 4.4 Grafico della pressione massima dell'arto destro.

Per quanto riguarda la pressione media, i valori sono, per l'U16 e l'U18, inferiori nell'arto destro rispetto al sinistro, mentre per la prima squadra i valori sono leggermente maggiori sul piede destro rispetto al sinistro.

La prima squadra presenta per il piede sinistro i valori medi minori tra le tre categorie, con differenze significative solo rispetto all'U18, mentre per il piede destro i valori medi sono simili all'U16 nel primo 35% del *run cycle*.

I soggetti dell'U18 presentano i valori medi della pressione media maggiori, tra le tre categorie, per entrambi gli arti e sono statisticamente significativi rispetto entrambe le squadre dal 15% del *run cycle* in poi, e per entrambi gli arti.

I soggetti dell'U16 presentano valori simili tra i due arti.

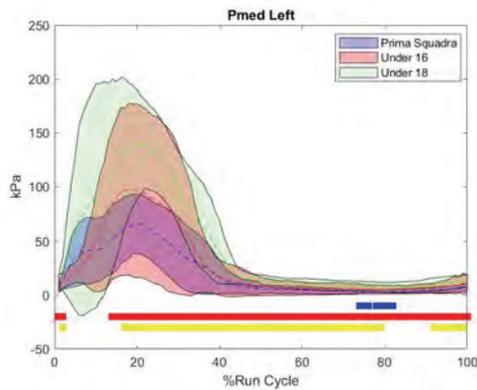


Figura 4.5 Grafico della pressione media dell'arto sinistro.

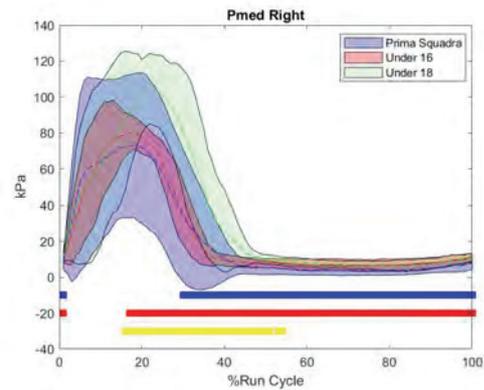


Figura 4.6 Grafico della pressione media dell'arto destro.

### Superficie di contatto

Come facilmente prevedibile per entrambi gli arti la superficie di contatto comincia ad aumentare tra lo 0% e il 3%, fase di *heel strike*, fino a raggiungere i valori massimi intorno al 20%, fase di *mid-stance*, per poi diminuire fino a ritornare ai valori di partenza tra il 35% e il 50%, fase di *toe off*. In generale i valori della superficie di contatto sono simili sia tra l'arto destro e sinistro, sia tra le tre categorie. Solo la squadra dell'U18 ha valori maggiori rispetto alle altre due, confermati dall'analisi statistica.

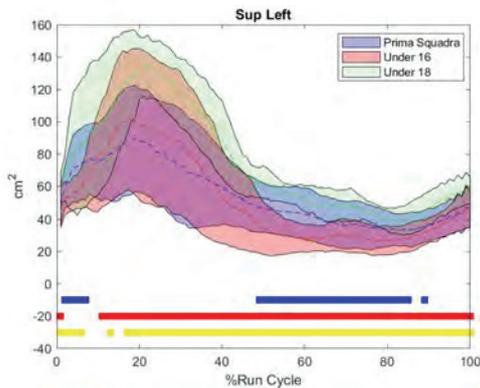


Figura 4.7 Grafico della superficie di contatto dell'arto sinistro.

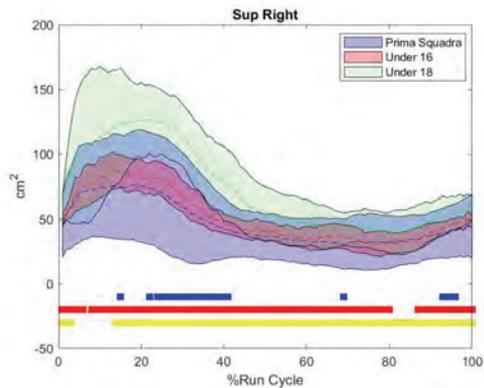


Figura 4.4 Grafico della superficie di contatto dell'arto destro.

## CAPITOLO V: DISCUSSIONE

Lo scopo di questo studio era quello di analizzare la corsa, da un punto di vista biomeccanico, e comprenderne il rischio di infortunio correlato alle informazioni ottenute dalla dinamica. In questo studio sono state analizzate le forze di reazione al suolo, la pressione massima, la pressione media e la superficie di contatto con il terreno, su un totale di 37 atleti di rugby suddivisi in tre categorie mentre svolgevano uno sprint di 30m. Sono stati effettuati i confronti tra i tre gruppi.

I risultati principali del presente lavoro sono che, a differenza della GRF che durante il cammino graficamente mostra un doppio picco (Prince et al., 2021), in questo caso, mantenendo velocità di corse più elevate, il picco è singolo e si verifica circa tra il 17% e il 23% del *run cycle*, confermato dalla letteratura (Yu et al., 2021; Milner et al., 2006; Ueda et al., 2016). Inoltre, dall'andamento generale del grafico della GRF si può ipotizzare che tra gli atleti fosse più comune la corsa con attacco di mesopiede o avampiede, in quanto la corsa con attacco di tallone genera un picco di impatto per assorbire le forze prima del picco attivo (Kluitenberg et al., 2012).

Confrontando le tre categorie, gli atleti della prima squadra potrebbero avere delle GRF inferiori dovute alla maggior capacità di assorbire gli urti cosa che non hanno gli atleti dell'U18 e dell'U16. Inoltre, la GRF statisticamente inferiore dell'U16 potrebbe essere dovuta alla differenza di peso, in quanto sappiamo che la GRF è influenzata dal *body weight*.

Le misurazioni della pressione all'interno della scarpa sono di particolare interesse in quanto forniscono informazioni sui cambiamenti nelle interazioni tra piede e terreno. Sono state individuate scarse correlazioni tra le pressioni plantari e la GRF o le variabili legate allo shock (Hennig et Milani, 2000).

Elevati livelli di pressione plantare possono dar luogo a infortuni e si consiglia agli atleti di indossare calzature adeguate. Tuttavia, in questo studio, i valori medi osservati per le tre squadre sono inferiori rispetto a quelli identificati da Elis et al. (2004), che hanno notato che i valori di pressione plantare che possono causare lesioni per il retropiede e l'avampiede sono a circa 600 kPA.

Dallo studio di Amaro et al. (2020) sembra che i giocatori più esperti abbiano sempre valori di picco di pressione media più elevati rispetto a quelli meno esperti oltre ad una minore

simmetria per quanto riguarda il piede destro e sinistro, con il piede destro che mostra valori di picco di pressione media più elevati. Dai nostri risultati, invece, sembra che non ci sia differenza sui valori medi della pressione tra le tre categorie, anche se gli atleti meno esperti potrebbero essere più attenti nell'esecuzione del task, poiché non sono sicuri del modo in cui lo eseguono; quindi, la pressione plantare potrebbe risultare inferiore. Come per Amaro, si nota per gli atleti più esperti della prima squadra una minore simmetria per quanto riguarda il piede destro e sinistro, con il piede destro che mostra valori di picco di pressione media leggermente maggiori. Secondo Wafai et al. (2015), la presenza di asimmetria tra i piedi può indicare che c'è stato un impatto negativo sulla normale funzione del piede e un carico disuguale sui piedi durante il movimento.

Dallo studio di Hohmann et al. (2016) sappiamo che il picco delle pressioni plantari e la media sono significativamente più elevate per l'arto dominante, per questo motivo, le differenze individuate tra un arto e l'altro potrebbero essere dovute a questo motivo ma, non avendo tenuto conto dell'arto dominante non possiamo esserne certi. Saranno necessari sviluppi futuri di questo studio per verificare la veridicità di questa ipotesi.

L'uso di diversi tipi di scarpe da corsa tra i partecipanti delle tre categorie potrebbe aver portato a diverse misurazioni della pressione plantare. Tuttavia, Clinghan et al. (2008) non hanno individuato differenze significative nelle pressioni plantari misurate tra scarpe da corsa a basso e medio costo di tre diverse marche. Si potrebbe quindi presumere che la scarpa da corsa utilizzata dagli atleti non influisca sui risultati.

Gli istanti di contatto con il suolo corrispondono alla descrizione del ciclo della corsa trovato in letteratura (Price et al., 2021).

Lo studio delle superfici di contatto non è presente in letteratura. I risultati di questo studio hanno portato all'individuazione di una differenza significativa nel confronto tra la prima squadra e l'U18, e tra l'U16 e l'U18, con l'U18 che ha mostrato valori maggiori. Questa differenza potrebbe essere dovuta al fatto che i tempi di contatto con il suolo siano maggiori e quindi che di conseguenza aumenti anche la superficie. Un'altra ipotesi è che l'aumento della superficie di contattato sia correlato alle forze di reazione al suolo che in questo gruppo sono maggiori rispetto agli altri due. L'ultima ipotesi è che gli atleti dell'U18 abbiano una meccanica di corsa differente, più di retro piede, rispetto alle altre due categorie e ciò

comporti un aumento della superficie di contatto. Al momento non è presente letteratura scientifica né che conferma né che smentisce queste ipotesi.

Dallo studio di Myunghyun Lee et al. (2020) sappiamo che la *ground reaction force* e il centro di pressione (CoP) hanno un'elevata correlazione meccanica con il centro di massa (CoM). Questa caratteristica biomeccanica può essere utilizzata per stimare i dati tridimensionali completi del *gait* con un modello a reti neurali artificiali.

Le relazioni esistenti tra il CoM e le forze degli arti inferiori sono rappresentate da un semplice sistema meccanico, ovvero un modello a pendolo invertito chiamato *spring-loaded inverted pendulum* (SLIP). Di conseguenza, l'articolazione del ginocchio gioca un ruolo critico nella capacità del corpo di assorbire gli urti e di dissipare la forza durante il contatto con il suolo (Bazuelo-Ruiz et al., 2018).

In uno studio effettuato precedentemente da una mia collega, sullo stesso *dataset*, si è andato ad investigare l'influenza che ha l'andamento del centro di massa (CoM) sulla valutazione del rischio di infortunio. Ne è risultato che durante la prova sui 30m l'andamento medio del CoM della prima squadra sia, per tutta la durata del test, il più basso e per di più con un andamento decrescente, a differenza, invece, dell'U16 e dell'U18 in cui il CoM segue un andamento medio crescente, con una crescita maggiore riferita al gruppo dell'U18. Inoltre, l'andamento del CoM dell'U16 è quello che presenta un maggior numero di oscillazioni verticali, rispetto all'U18 e alla prima squadra in cui il CoM ha un andamento più oscillatorio nei primi metri di corsa, per poi man mano appiattirsi. Da ciò risulta che gli atleti della prima squadra hanno tenuto un assetto di corsa più basso e quindi più chiuso in avanti e una velocità di corsa più costante. Per i soggetti dell'U16 e dell'U18, invece, l'assetto di corsa è più chiuso nei primi metri della corsa, per poi aprirsi in maniera costante.

Si ipotizza che mantenere un baricentro più basso e adottare uno stile di corsa inclinato in avanti sia un metodo per raggiungere velocità di corsa elevate su una pista relativamente corta (Keller et al., 1996).

In questo studio, come detto in precedenza, la prima squadra ha delle GRF inferiori, nello studio appena sopraccitato la prima squadra tiene un assetto di corsa con il baricentro più in basso. Quindi la corsa con baricentro basso sembrerebbe essere ottimale per ridurre le forze di reazione al suolo (Keller et al., 1996) e ciò è confermato in letteratura da Bobberto et al.

(1991), che nel suo studio ha notato che una corsa con stile “groucho” (mantenendo il baricentro basso) produce GRF inferiori del 25% rispetto alla corsa con attacco di tallone.

Di conseguenza, i soggetti dell’U16 e dell’U18 avendo un assetto di corsa più aperto (con il baricentro più alto) hanno anche delle GRF significativamente maggiori (Keller et al., 1996).

Inoltre, l’andamento del CoM dell’U16 è quello che presenta un maggior numero di oscillazioni verticali, è stato riscontrato che l'aumento dell'escursione del baricentro in verticale è predittivo del momento estensore di picco del ginocchio, del picco della forza di reazione al suolo verticale, nonché dell'impulso di frenata durante la corsa, tutte variabili molto importanti nella meccanica della corsa (Wille et al., 2014).

## CONCLUSIONI

La popolarità della corsa ricreativa e della pratica sportiva sono aumentate notevolmente negli ultimi anni, così come l'incidenza di infortuni da *overuse*.

L'idea che ci possa essere una relazione concreta tra la forza d'impatto e le lesioni da *overuse*, assieme alla necessità di analizzare le prestazioni dell'atleta indirizzandosi verso una valutazione più *on field*, ha stimolato, negli ultimi anni, la produzione di numerosi studi sperimentali sulla forza di reazione al suolo (GRF). Lo studio della GRF fornisce importanti informazioni sulla direzione della magnitudo e sul punto di applicazione della forza d'impatto. Vari studi hanno stabilito che le variabili che caratterizzano la GRF dipendono da fattori esterni come, la massa corporea del soggetto, la velocità di carico, la velocità di corsa, lo stile di corsa, l'area di contatto del piede con il suolo, così come le proprietà meccaniche del piede, della scarpa e della superficie interessata.

Attraverso lo studio della biomeccanica della corsa, è stato possibile osservare, grazie all'analisi baropodometrica, lo sviluppo dei diversi tipi di parametri durante la corsa, e le implicazioni che essi hanno sulla possibilità di incorrere in un infortunio.

Attraverso la ricerca scientifica e il confronto con altri studi, si può affermare che nei risultati ottenuti dalla GRF durante la corsa, si verifica un solo picco di forza (picco attivo) tra il 17% e il 23% del ciclo quindi, nella fase di *mid-stance*, dove tutto il carico poggia sul piede di riferimento. Inoltre, si può attestare che gli atleti più esperti hanno una minore simmetria tra il piede destro e sinistro, con il piede destro che mostra valori di picco di pressione media leggermente maggiori. La presenza di asimmetria tra i piedi può indicare che c'è stato un impatto negativo sulla normale funzione del piede e un carico disuguale sui piedi durante il movimento.

Possiamo inoltre affermare che, la GRF e il CoP hanno un'elevata correlazione meccanica con il CoM. Gli atleti più esperti hanno una GRF inferiore e tengono un assetto di corsa con il baricentro più in basso. Queste due variabili sono correlate e ciò è confermato dalla letteratura. Di conseguenza, gli atleti meno esperti, avendo un assetto di corsa più aperto (con il baricentro più alto), hanno anche una GRF significativamente maggiore. Questo implica una maggior predisposizione degli atleti giovani agli infortuni, per il fatto di applicare forze maggiori ai tessuti interni (muscoli, ossa, cartilagini, tendini e legamenti).

Un limite riscontrato in questa tesi è legato all'analisi video che vincola la valutazione del movimento all'interno del campo visivo della telecamera, costringendo all'utilizzo di almeno 4, se non anche 6, telecamere per avere dei risultati attendibili.

In conclusione, gli aspetti ipotetici che sono indicati nello studio elaborato in questa tesi necessitano di ulteriori approfondimenti in materia, al fine di confermare o meno la veridicità delle ipotesi presentate. Si considera che tali approfondimenti potrebbero essere effettuati attraverso un ampliamento del campione di studio, prendendo in considerazione altri parametri quali: l'arto dominante, gli angoli e i momenti articolari, la cadenza e la lunghezza del passo.

## BIBLIOGRAFIA

Alonso JM, Junge A, Renström P, Engebretsen L, Mountjoy M, Dvorak J. Sports injuries surveillance during the 2007 IAAF World Athletics Championships. *Clin J Sport Med.* 2009 Jan;19(1):26-32. doi: 10.1097/JSM.0b013e318191c8e7. PMID: 19124980.

Paquette, M. R. & Miller, R. H. (2018): Reconciling new with old injury paradigms and the need to dig deeper – comment on Nigg et al. *Current Issues in Sport Science*, 3:105. doi: 10.15203/CISS\_2018.105

Lysens, R., Lefevre, J., Renson, L., & Ostyn, M. (1984). The predictability of sports injuries. A preliminary report. *International Journal of Sports Medicine*, 5(S 1), S153-S155.

Järvinen TA, Järvinen TL, Kääriäinen M, Kalimo H, Järvinen M. Muscle injuries: biology and treatment. *Am J Sports Med.* 2005 May;33(5):745-64. doi: 10.1177/0363546505274714. PMID: 15851777.

Maffulli N, Oliva F, Frizziero A, Nanni G, Barazzuol M, Via AG, Ramponi C, Brancaccio P, Lisitano G, Rizzo D, Freschi M, Galletti S, Melegati G, Pasta G, Testa V, Valent A, Del Buono A. ISMuLT Guidelines for muscle injuries. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2014 Feb 24;3(4):241-9. PMID: 24596685; PMCID: PMC3940495.

Croisier JL, Forthomme B, Namurois MH, Vanderthommen M, Crielaard JM. Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med.* 2002 Mar-Apr;30(2):199-203. doi: 10.1177/03635465020300020901. PMID: 11912088.

Istat (2015), *La pratica sportiva in Italia 2017*, Roma.

Sobhani S, Dekker R, Postema K, Dijkstra PU. Epidemiology of ankle and foot overuse injuries in sports: A systematic review. *Scand J Med Sci Sports.* 2013 Dec;23(6):669-86. doi: 10.1111/j.1600-0838.2012.01509.x. Epub 2012 Jul 30. PMID: 22846101.

Lopez V Jr, Galano GJ, Black CM, Gupta AT, James DE, Kelleher KM, Allen AA. Profile of an American amateur rugby union sevens series. *Am J Sports Med.* 2012 Jan;40(1):179-84. doi: 10.1177/0363546511427124. Epub 2011 Nov 18. PMID: 22102102.

Borowski LA, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. The epidemiology of US high school basketball injuries, 2005-2007. *Am J Sports Med.* 2008 Dec;36(12):2328-35. doi: 10.1177/0363546508322893. Epub 2008 Sep 2. PMID: 18765675.

Deitch JR, Starkey C, Walters SL, Moseley JB. Injury risk in professional basketball players: a comparison of Women's National Basketball Association and National Basketball Association athletes. *Am J Sports Med.* 2006 Jul;34(7):1077-83. doi: 10.1177/0363546505285383. Epub 2006 Feb 21. PMID: 16493173.

Dick R, Hertel J, Agel J, Grossman J, Marshall SW. Descriptive epidemiology of collegiate men's basketball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train.* 2007 Apr-Jun;42(2):194-201. PMID: 17710167; PMCID: PMC1941286.

Waldén M, Hägglund M, Ekstrand J. UEFA Champions League study: a prospective study of injuries in professional football during the 2001-2002 season. *Br J Sports Med.* 2005 Aug;39(8):542-6. doi: 10.1136/bjsm.2004.014571. PMID: 16046340; PMCID: PMC1725291.

Ekstrand J, Hägglund M, Waldén M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *Am J Sports Med.* 2011 Jun;39(6):1226-32. doi: 10.1177/0363546510395879. Epub 2011 Feb 18. PMID: 21335353.

Freitag A, Kirkwood G, Scharer S, Ofori-Asenso R, Pollock AM. Systematic review of rugby injuries in children and adolescents under 21 years. *Br J Sports Med.* 2015 Apr;49(8):511-9. doi: 10.1136/bjsports-2014-093684. Epub 2015 Jan 6. Erratum in: *Br J Sports Med.* 2016 Aug;50(15):e2. PMID: 25564004.

Van Middelkoop M, Kolkman J, Van Ochten J, Bierma-Zeinstra SM, Koes B. Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners. *Scand J Med Sci Sports.* 2008 Apr;18(2):140-4. doi: 10.1111/j.1600-0838.2007.00683.x. Epub 2007 Jun 6. PMID: 17555538.

van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med.* 2007 Aug;41(8):469-80; discussion 480. doi: 10.1136/bjsm.2006.033548. Epub 2007 May 1. PMID: 17473005; PMCID: PMC2465455.

Macera CA, Pate RR, Powell KE, Jackson KL, Kendrick JS, Craven TE. Predicting lower-extremity injuries among habitual runners. *Arch Intern Med*. 1989 Nov;149(11):2565-8. PMID: 2818115.

Hsu CL, Yang CH, Wang JH, Liang CC. Common Running Musculoskeletal Injuries and Associated Factors among Recreational Gorge Marathon Runners: An Investigation from 2013 to 2018 Taroko Gorge Marathons. *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Nov 3;17(21):8101. doi: 10.3390/ijerph17218101. PMID: 33153163; PMCID: PMC7663022.

Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med*. 2002 Apr;36(2):95-101. doi: 10.1136/bjism.36.2.95. PMID: 11916889; PMCID: PMC1724490.

Mucha MD, Caldwell W, Schlueter EL, Walters C, Hassen A. Hip abductor strength and lower extremity running related injury in distance runners: A systematic review. *J Sci Med Sport*. 2017 Apr;20(4):349-355. doi: 10.1016/j.jsams.2016.09.002. Epub 2016 Sep 20. PMID: 27693442.

McSweeney SC, Grävare Silbernagel K, Gruber AH, Heiderscheit BC, Krabak BJ, Rauh MJ, Tenforde AS, Wearing SC, Zech A, Hollander K. Adolescent Running Biomechanics - Implications for Injury Prevention and Rehabilitation. *Front Sports Act Living*. 2021 Aug 26;3:689846. doi: 10.3389/fspor.2021.689846. PMID: 34514384; PMCID: PMC8432296.

Fullagar HH, Duffield R, Skorski S, Coutts AJ, Julian R, Meyer T. Sleep and Recovery in Team Sport: Current Sleep-Related Issues Facing Professional Team-Sport Athletes. *Int J Sports Physiol Perform*. 2015 Nov;10(8):950-7. doi: 10.1123/ijsp.2014-0565. Epub 2015 Mar 10. PMID: 25756787.

Van Dongen HP, Maislin G, Mullington JM, Dinges DF. The cumulative cost of additional wakefulness: dose-response effects on neurobehavioral functions and sleep physiology from chronic sleep restriction and total sleep deprivation. *Sleep*. 2003 Mar 15;26(2):117-26. doi: 10.1093/sleep/26.2.117. Erratum in: *Sleep*. 2004 Jun 15;27(4):600. PMID: 12683469.

Nigg BM., Mohr M. & Nigg SR. (2017). Muscle tuning and preferred movement path – a paradigm shift. *Current Issues in Sport Science*, 2:007. doi: 10.15203/CISS\_2017.007.

Marey EJ. Cronofotografia, fasi successive di un salto lungo, 1895.

Sensor Medica Educational. <http://analisi dinamica.it/storia-dellanalisi-del-movimento/>.

Rodano R. Le origini della biomeccanica nello sport. Storia della bioingegneria. <http://www.costa-biomedica.com/Documenti/PUBBLICAZIONI%20IN%20PDF/STORIA%20DELLA%20BIOMECCANICA%20NELLO%20SPORT.pdf>

Guerrisi M, Picerno P. Dispensa sull'introduzione alla biomeccanica, corso di Biomeccanica per le Scienze Motorie, Facoltà di Medicina e Chirurgia, 2011.

Sureshbabu P, Ashok C. Two dimensional motion analysis on angle of knee joint bend during long jump take-off. *British Journal of Sports Medicine*. 2010;44:i47-i48.

Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture*. 2005 Feb;21(2):186-96. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.01.010. PMID: 15639398.

Aggarwal, Abhinandan & Gupta, Rohit & Agarwal, Ravinder. Design and Development of Integrated Insole System for Gait Analysis. 2018. 1-5. 10.1109/IC3.2018.8530543.

Price C, Schmeltzpfenning T, Nester CJ, Brauner T. Chapter 3 - Foot and footwear biomechanics and gait. Editor(s): A. Luximon. In *The Textile Institute Book Series, Handbook of Footwear Design and Manufacture (Second Edition)*. Woodhead Publishing, 2021, Pages 79-103, ISBN 9780128216064. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-821606-4.00013-2>.

Stöckel T, Jacksteit R, Behrens M, Skripitz R, Bader R, Mau-Moeller A. The mental representation of the human gait in young and older adults. *Front Psychol*. 2015 Jul 14;6:943. doi: 10.3389/fpsyg.2015.00943. PMID: 26236249; PMCID: PMC4500916.

Paparella Treccia R. *Il piede dell'uomo*. Verduci Editore; 1978.

Sawacha Zimi. Dispensa sull'analisi del movimento, corso di Biomeccanica per le Scienze e Tecniche dell'Attività Motoria Preventiva e Adattata, Facoltà di Medicina e Chirurgia, 2020.

- Dingenen B, Barton C, Janssen T, Benoit A, Malliaras P. Test-retest reliability of two-dimensional video analysis during running. *Phys Ther Sport*. 2018 Sep;33:40-47. doi: 10.1016/j.ptsp.2018.06.009. Epub 2018 Jun 30. PMID: 30005426.
- Pipkin A, Kotecki K, Hetzel S, Heiderscheid B. Reliability of a Qualitative Video Analysis for Running. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2016 Jul;46(7):556-61. doi: 10.2519/jospt.2016.6280. Epub 2016 Jun 6. PMID: 27266886.
- Alamdari A, Krovi V.N. A Review of Computational Musculoskeletal Analysis of Human Lower Extremities. 2016. 10.1016/B978-0-12-803137-7.00003-3.
- Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2005 Aug;16(3):603-21. doi: 10.1016/j.pmr.2005.02.007. PMID: 16005396.
- Mulligan EP. Leg, ankle, and foot rehabilitation. Andrews JR, Harrelson GL, WilkKE, editors. *Physical rehabilitation of the injured athlete*. 3rd edition. Philadelphia: WB Saunders; 2004. p. 329–76.
- Nicola TL, Jewison DJ. The anatomy and biomechanics of running. *Clin Sports Med*. 2012 Apr;31(2):187-201. doi: 10.1016/j.csm.2011.10.001. Epub 2011 Dec 15. PMID: 22341011.
- Winter DA, Bishop PJ. Lower extremity injury. Biomechanical factors associated with chronic injury to the lower extremity. *Sports Med*. 1992 Sep;14(3):149-56. doi: 10.2165/00007256-199214030-00001. PMID: 1439390.
- Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998 Jan 1;7(1):77-95. doi: 10.1016/s0966-6362(97)00038-6. PMID: 10200378.
- Nigg BM. The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med*. 2001 Jan;11(1):2-9. doi: 10.1097/00042752-200101000-00002. PMID: 11176139.
- Nigg BM. *Biomechanics of Sport Shoes*. Calgary: Topline Printing, Calgary, 2010. p. 173-194.
- Nigg BM, Vienneau J., Smith AC., Trudeau MB., Mohr M., Nigg SR. The Preferred Movement Path Paradigm: Influence of Running Shoes on Joint Movement. *Med Sci Sports Exerc*. 2017 Aug;49(8):1641-1648. doi: 10.1249/MSS.0000000000001260. PMID: 28277405.

Nigg BM., Mohr M. & Nigg SR. Response to select comments on the proposed paradigm shifts in running. *Current Issues in Sport Science*, 2019; 4:001. doi: 10.15203/CISS\_2019.001.

Rui M. Valutazione biomeccanica della corsa nei giocatori di rugby ai fini della prevenzione degli infortuni. Università degli Studi di Padova, Tesi di Laurea, 2022.

Yu L, Mei Q, Xiang L, Liu W, Mohamad NI, István B, Fernandez J, Gu Y. Principal Component Analysis of the Running Ground Reaction Forces With Different Speeds. *Front Bioeng Biotechnol*. 2021 Mar 25;9:629809. doi: 10.3389/fbioe.2021.629809. PMID: 33842444; PMCID: PMC8026898.

Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2006 Feb;38(2):323-8. doi: 10.1249/01.mss.0000183477.75808.92. PMID: 16531902.

Ueda T, Hobara H, Kobayashi Y, Heldoorn TA, Mochimaru M, Mizoguchi H. Comparison of 3 Methods for Computing Loading Rate during Running. *Int J Sports Med*. 2016 Dec;37(13):1087-1090. doi: 10.1055/s-0042-107248. Epub 2016 Sep 27. PMID: 27676146.

Kluitenberg B, Bredeweg SW, Zijlstra S, Zijlstra W, Buist I. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012 Nov 27;13:235. doi: 10.1186/1471-2474-13-235. PMID: 23186326; PMCID: PMC3518245.

Hennig EM, Milani TL. Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties. *Sportverletz Sportschaden*. 2000 Sep;14(3):90-7. doi: 10.1055/s-2000-7868. PMID: 11081245.

Eils E, Streyl M, Linnenbecker S, Thorwesten L, Völker K, Rosenbaum D. Characteristic plantar pressure distribution patterns during soccer-specific movements. *Am J Sports Med*. 2004 Jan-Feb;32(1):140-5. doi: 10.1177/0363546503258932. PMID: 14754737.

Amaro CM, Castro MA, Roseiro L, Neto MA, Amaro AM. Plantar Pressure Evaluation during the Season in Five Basketball Movements. *Applied Sciences*. 2020; 10(23):8691. <https://doi.org/10.3390/app10238691>

Wafai L, Zayegh A, Woulfe J, Aziz SM, Begg R. Identification of Foot Pathologies Based on Plantar Pressure Asymmetry. *Sensors (Basel)*. 2015 Aug 18;15(8):20392-408. doi: 10.3390/s150820392. PMID: 26295239; PMCID: PMC4570427.

Hohmann E, Reaburn P, Tetsworth K, Imhoff A. Plantar Pressures During Long Distance Running: An Investigation of 10 Marathon Runners. *J Sports Sci Med*. 2016 May 23;15(2):254-62. PMID: 27274662; PMCID: PMC4879438.

Clinghan R, Arnold GP, Drew TS, Cochrane LA, Abboud RJ. Do you get value for money when you buy an expensive pair of running shoes? *Br J Sports Med*. 2008 Mar;42(3):189-93. doi: 10.1136/bjsm.2007.038844. Epub 2007 Oct 11. PMID: 17932096.

Lee M, Park S. Estimation of Three-Dimensional Lower Limb Kinetics Data during Walking Using Machine Learning from a Single IMU Attached to the Sacrum. *Sensors (Basel)*. 2020 Nov 4;20(21):6277. doi: 10.3390/s20216277. PMID: 33158140; PMCID: PMC7663495.

Bazuelo-Ruiz B, Durá-Gil JV, Palomares N, Medina E, Llana-Belloch S. Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners. *PeerJ*. 2018 Mar 20;6:e4489. doi: 10.7717/peerj.4489. PMID: 29576960; PMCID: PMC5865467.

Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996 Jul;11(5):253-259. doi: 10.1016/0268-0033(95)00068-2. PMID: 11415629.

Bobbert MF, Schamhardt HC, Nigg BM. Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *J Biomech*. 1991;24(12):1095-105. doi: 10.1016/0021-9290(91)90002-5. PMID: 1769975.

Wille CM, Lenhart RL, Wang S, et al. Ability of Sagittal kinematic variables to estimate ground reaction forces and joint kinetics in running. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2014;44(10):825-30.



## APPENDICE

PRIMA SQUADRA						
ORDINE ACQUISIZIONE	SOGGETTI	ETÀ	STATURA (m)	PESO (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	N° SCARPE
1	Soggetto 1	24	1,80	71	21,91	42
2	Soggetto 2	25	1,75	95	31,02	45
3	Soggetto 3	22	1,80	93	28,70	45
4	Soggetto 4	20	1,76	85	27,44	43
5	Soggetto 5	31	1,90	90	24,93	45
6	Soggetto 6	28	1,83	83	24,78	43
7	Soggetto 7	21	1,80	82	25,31	45
8	Soggetto 8	22	1,70	85	29,41	44
9	Soggetto 9	18	1,78	75	23,67	44
10	Soggetto 10	21	1,76	74	23,89	42
11	Soggetto 11	22	1,88	85	24,05	44
12	Soggetto 12	21	1,78	83	26,20	43
13	Soggetto 13	22	1,90	96	26,59	46
14	Soggetto 14	20	1,85	85	24,84	43
15	Soggetto 15	33	1,98	107	27,29	47
16	Soggetto 16	37	1,78	82	25,88	43
17	Soggetto 17	25	1,85	83	24,25	44
18	Soggetto 18	27	1,75	80	26,12	41
19	Soggetto 19	25	1,78	92	29,04	44
	<b>MEDIA</b>	<b>24,42</b>	<b>1,81</b>	<b>85,58</b>	<b>26,07</b>	<b>43,84</b>

*Dati anagrafici e antropometrici atleti Prima squadra (forniti dagli atleti)*

UNDER 18						
ORDINE ACQUISIZIONE	SOGGETTI	ETÀ	STATURA (m)	PESO (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	N° SCARPE
1	Soggetto 1	16	1,71	68	23,26	43
2	Soggetto 2	17	1,85	71	20,75	45
3	Soggetto 3	18	1,73	62	20,72	40
4	Soggetto 4	16	1,85	95	27,76	45
5	Soggetto 5	19	1,75	65	21,22	41,5
6	Soggetto 6	19	1,78	118	37,24	45,5
7	Soggetto 7	18	1,81	75	22,89	43
8	Soggetto 8	18	1,88	83	23,48	44
9	Soggetto 9	19	1,70	66	22,84	43
10	Soggetto 10	16	1,90	74	20,50	48
	<b>MEDIA</b>	<b>23,20</b>	<b>1,80</b>	<b>77,70</b>	<b>24,07</b>	<b>43,80</b>

*Dati anagrafici e antropometrici atleti Under 18 (forniti dagli atleti)*

UNDER 16						
ORDINE ACQUISIZIONE	SOGGETTI	ETÀ	STATURA (m)	PESO (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	N° SCARPE
1	Soggetto 1	16	1,70	60	20,76	41,5
2	Soggetto 2	15	1,80	85	26,23	45
3	Soggetto 3	15	1,75	78	25,47	43
4	Soggetto 4	16	1,78	65	20,52	45
5	Soggetto 5	16	1,65	70	25,71	43
6	Soggetto 6	15	1,88	78	22,07	44,5
7	Soggetto 7	16	1,73	70	23,39	43,5
8	Soggetto 8	16	1,81	73	22,28	44,5
	<b>MEDIA</b>	<b>15,63</b>	<b>1,76</b>	<b>72,38</b>	<b>23,30</b>	<b>43,75</b>

*Dati anagrafici e antropometrici atleti Under 16 (forniti dagli atleti)*