UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Stima della Dinamica Inversa da metodologie di Motion Capture Markerless : Validazione e Valutazione dell'affidabilità

Relatrice:

Prof.ssa Zimi Sawacha

Laureando:

Federico Mariuz

Correlatori:

Ing.Giulio Rigoni

SOMMARIO

Abstract **5**

1. Motion Analysis : principi e applicazioni **6**
1.1 Definizione e inquadramento generale 6
1.2 Cenni storici : Dalla Gait Analysis alla Motion Analysis 6
1.3 Strumentazioni per l'analisi del movimento 9
1.4 Applicazioni cliniche e sportive 10
2. Approcci Markerless e Sensorless **12**
2.1 Introduzione 12
2.2 Tecniche Markerless 12
2.3 Tecniche Sensorless e stima delle GRF 14
2.4 Vantaggi e Limiti 15
2.5 Applicazioni cliniche e sportive 17
2.6 Riscontro finale 17
3. Materiali e Metodi **18**
3.1 Presentazione Tirocinio 18
3.2 Dataset 18
3.3 Setup strumentale e calibrazione 19
3.3.1. Acquisizioni con BBSoF 19
3.3.2. Studio Squat 22
3.4 Procedure Sperimentali 23
3.4.1 BBSoF 23
3.4.2 Squat 23
3.5 Sintesi 25
4. Risultati **26**
4.1 Introduzione 26
4.2 Risultati Squat 27
4.3 Risultati BBSoF 30
5. Discussione **31**
5.1 Introduzione 31
5.2 Confronto tra metodologie markerless 31
5.3 Confronto con approcci sensorless 32
5.4 Squat e Rugby a confronto 32
5.5 Confronto Critico 33
5.6 Analisi finale 34
6. Conclusioni **35**
6.1 Obiettivo della tesi 35
6.2 Risultati finali 35

Bibliografia e Sitografia **37**

Abstract

La tecnologia markerless consente di acquisire parametri cinematici e dinamici senza l'impiego di sistemi stereofotogrammetrici e senza la necessità di ambienti di laboratorio dedicati. L'utilizzo di videocamere commerciali e di algoritmi di visione artificiale e intelligenza artificiale permette infatti di stimare la posa tridimensionale del soggetto e di calcolare grandezze biomeccaniche fondamentali come angoli articolari, forze e momenti.

Pur offrendo vantaggi legati alla semplicità d'uso, ai costi contenuti e alla possibilità di applicarle anche in contesti di vita reale, l'applicazione delle tecniche *markerless* presenta ancora delle criticità in termini di precisione e affidabilità, in particolare quando vengono impiegate per stimare la dinamica inversa.

Il presente lavoro di tesi ha avuto come obiettivo quello di verificare la validità e la robustezza di diversi approcci *markerless*. A tal fine sono stati analizzati:
- tre soggetti impegnati nell'esecuzione di squat ripetuti, utilizzati come gesto standardizzato per il confronto tra metodi;
- due atleti dell'Academy della Nazionale Italiana di Rugby, valutati presso l'azienda BBSoF per lo studio degli angoli critici di flessione di ginocchio e caviglia.

I dati ottenuti sono stati elaborati attraverso software dedicati e script realizzati in Matlab, applicando metodi statistici per confrontare i diversi approcci. L'analisi, non solo ha permesso di evidenziare i punti di forza, ma anche le principali criticità delle tecnologie *markerless* nei contesti considerati, fornendo così un quadro chiaro delle loro effettive potenzialità sia in ambito clinico che sportivo.

1. Motion Analysis : principi e applicazioni

1.1. Definizione e inquadramento generale

L'analisi del movimento umano è una branca della biomeccanica che si occupa della descrizione quantitativa e qualitativa dei gesti motori, con lo scopo di comprenderne i meccanismi e valutare l'efficacia, l'efficienza e l'impatto sul sistema muscoloscheletrico.

Secondo Winter, la biomeccanica del movimento umano può essere intesa come una disciplina che combina principi anatomici, fisiologici e meccanici con lo scopo di analizzare, descrivere e valutare i gesti motori.

La motion analysis si colloca all'intersezione di più discipline: ingegneria, medicina, scienze motorie e informatica. Essa consente non solo di acquisire dati cinematici (posizione, velocità, accelerazione) e dinamici (forze, momenti), ma anche di trasformarli in informazioni cliniche e applicative. Per questo motivo è uno strumento fondamentale in due ambiti principali: la clinica e lo sport.

In ambito clinico, la *motion analysis* permette di valutare il cammino di pazienti con patologie ortopediche o neurologiche, monitorare i progressi della riabilitazione o verificare gli effetti di interventi chirurgici.
In ambito sportivo, invece, fornisce dati oggettivi per ottimizzare la tecnica di allenamento, ridurre il rischio di infortuni e migliorare la performance.

1.2. Cenni storici : Dalla Gait Analysis alla Motion Analysis

Storicamente, il primo grande sviluppo di questo settore è stato legato alla *gait analysis*, cioè l'analisi del cammino.
La deambulazione, essendo un gesto motorio ciclico, ripetibile e clinicamente rilevante, è stata adottata come modello di riferimento per sviluppare protocolli standardizzati.
Tra i più noti vi sono:

- Helen-Hayes protocol (Kadaba et al., 1990);

Questo protocollo è stato sviluppato per analizzare la camminata durante le visite mediche di routine. Le rotazioni dei segmenti corporei vengono calcolate attraverso gli angoli di Eulero, cioè tre rotazioni successive che definiscono l'orientamento nello spazio: l'asse X corrisponde alla direzione del passo, l'asse Z alla verticale del corpo, mentre l'asse Y è perpendicolare agli altri due. I *marker* vengono posizionati in punti anatomici specifici, come le spine iliache anteriori superiori (ASIS), il gran trocantere, l'epicondilo femorale, il

malleolo laterale e le teste metatarsali, oltre che su bacchette fissate al sacro, alla coscia e alla tibia. Un elemento critico riguarda il *marker* posto sul sacro, che risulta difficile da localizzare con precisione tramite palpazione; per ovviare a questa difficoltà viene calcolato il punto medio tra le due spine iliache posteriori (PSIS). Un altro limite rilevante è legato alle bacchette: i loro movimenti, dovuti sia allo spostamento del corpo sia alle contrazioni muscolari, possono ridurre l'allineamento dei marker e compromettere la corretta definizione degli assi anatomici.

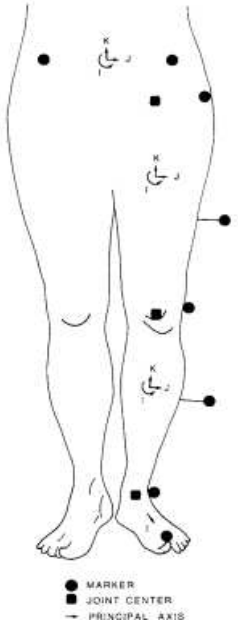

Figura 1.2.1 Configurazione dei marker

- Davis protocol (Davis et al., 1991);

Questo protocollo, sviluppato come alternativa al Helen-Hayes, prevede oltre all'acquisizione del movimento anche misure antropometriche statiche (peso, altezza, lunghezza tibia, distanze tra condili e spine iliache, ecc.), utili a calcolare masse segmentali e momenti di inerzia.
Pur utilizzando lo stesso set di *marker*, con alcune aggiunte, offre maggiore visibilità grazie al posizionamento esterno dei marker sui segmenti corporei.
Resta tuttavia il limite legato alle bacchette su tibia e femore, che nei movimenti rapidi possono muoversi e ridurre la precisione dell'allineamento.

- C.A.S.T. protocol (Cappozzo et al., 1997);

Il protocollo C.A.S.T. è stato sviluppato per ridurre l'artefatto da tessuto molle e migliorare la precisione nell'individuazione dei punti di repere anatomico.
Si utilizzano cluster di *marker* che definiscono un sistema di riferimento tecnico per ciascun segmento corporeo; a questo vengono poi associati i punti anatomici tramite calibrazione anatomica.

Se il repere è poco accessibile, si impiega una bacchetta con *marker* a distanza nota; se è accessibile, il *marker* viene posto direttamente sul punto.
Grazie a questa procedura, e assumendo l'ipotesi di corpo rigido, la posizione dei *marker* rispetto al cluster tecnico rimane costante.
In questo modo è possibile ricostruire i punti anatomici nel sistema globale, definire il sistema di riferimento anatomico e calcolare gli angoli articolari con maggiore accuratezza.

- IORgait protocol (Leardini et al., 2007).

Il protocollo IORgait è stato pensato come alternativa più semplice e adatta a pazienti particolari, come bambini o soggetti con patologie neurologiche, rispetto ai protocolli Davis e C.A.S.T. A differenza del Davis non prevede l'utilizzo di bacchette, ma si basa su misure antropometriche, riducendo così il rischio di errori dovuti al loro movimento. Rispetto al C.A.S.T., richiede solo sei calibrazioni e non utilizza cluster tecnici, risultando più pratico e rapido da applicare. I *marker* vengono collocati in punti anatomici facilmente visibili e meno soggetti a disturbi da artefatto, mentre alcune calibrazioni specifiche (come epicondilo mediale, malleolo mediale e seconda testa metatarsale) si eseguono con l'ausilio di una bacchetta. La testa del femore, invece, viene stimata tramite calcolo geometrico.

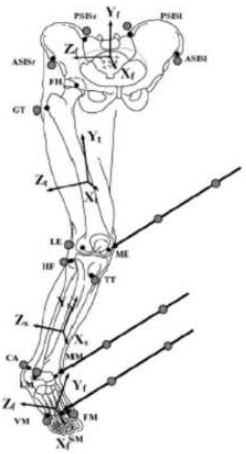

Figura. 1.2.2.Configurazione dei marker

Questi protocolli hanno permesso di definire un linguaggio comune per i laboratori di analisi del movimento, rendendo i dati confrontabili e affidabili. Tuttavia, la *gait analysis* rappresenta solo un sottoinsieme della *motion analysis*, che oggi comprende un'ampia varietà di gesti: dagli esercizi funzionali (come squat o salti) alle azioni sportive complesse (cambi di direzione, accelerazioni, tackle nel rugby).

Il passaggio dalla *gait analysis* alla *motion analysis* rappresenta un'evoluzione significativa: da un approccio inizialmente centrato su valutazioni cliniche standardizzate del cammino, si è giunti a una prospettiva più ampia e articolata, capace di integrare esigenze riabilitative con l'ottimizzazione della performance sportiva. In questo modo, l'analisi del movimento non è più soltanto uno strumento per individuare deficit funzionali, ma diventa anche un mezzo per comprendere e migliorare gesti complessi, tanto nella pratica clinica quanto nello sport di alto livello.

1.3. Strumentazioni per l'analisi del movimento

Per acquisire dati di *motion analysis* esistono diverse tecnologie, che differiscono per accuratezza, invasività e contesto applicativo.

I sistemi *marker-based* sono considerati il gold standard per la precisione delle misurazioni. Si basano su telecamere ottiche a infrarossi che rilevano *marker* riflettenti applicati in punti specifici del corpo. Tra le soluzioni più utilizzate rientrano i sistemi *Vicon* e *Qualisys*. Il loro principale punto di forza è l'elevata accuratezza nella ricostruzione tridimensionale del movimento, mentre i principali limiti riguardano i costi elevati, i tempi di preparazione e la possibilità di artefatti dovuti allo scorrimento cutaneo [19].

Tra gli strumenti impiegati per l'analisi del movimento, le pedane di forza rivestono un ruolo fondamentale. Esse permettono di misurare le forze di reazione al suolo (Ground Reaction Forces, GRF), che rappresentano un dato indispensabile per applicare la dinamica inversa. Generalmente vengono utilizzate insieme a sistemi ottici, così da combinare informazioni cinematiche e dinamiche in un'unica analisi integrata.

Un approccio diverso è offerto dai sistemi inerziali (IMU), costituiti da accelerometri e giroscopi indossabili che registrano dati di accelerazione e velocità angolare. Questi sistemi hanno il vantaggio di essere pratici e facilmente trasportabili, adattandosi bene a contesti non laboratoristici. Tuttavia, richiedono algoritmi complessi di fusione dei dati e sono particolarmente sensibili ai disturbi magnetici, fattori che ne possono limitare l'affidabilità in alcune condizioni.

Negli ultimi anni si sono diffusi anche i sistemi stereometrici 3D, noti come camere RGB-D, che utilizzano sensori di profondità per ricostruire la postura e il movimento in tempo reale. Pur non raggiungendo l'accuratezza dei sistemi *marker-based*, questi strumenti risultano di facile applicazione e consentono di effettuare analisi anche in contesti non controllati, come palestre o ambienti domestici.

Infine, un'importante innovazione è rappresentata dai sistemi *markerless*, nati con l'obiettivo di superare le limitazioni dei metodi tradizionali. Questi approcci sfruttano videocamere commerciali e algoritmi di computer vision per stimare la postura senza la necessità di applicare *marker* sul corpo. L'assenza di attrezzature indossabili e di laboratori dedicati riduce notevolmente tempi e costi di acquisizione, rendendo possibili analisi direttamente sul campo. Sebbene l'accuratezza non sia ancora paragonabile a quella dei sistemi *marker-based*, i markerless rappresentano una prospettiva molto promettente, soprattutto in ambito sportivo e riabilitativo, dove la rapidità e la naturalezza della misurazione rivestono un ruolo essenziale.

Nel capitolo successivo queste tecniche verranno approfondite in modo più dettagliato, insieme alle metodologie sensorless per la stima delle forze di reazione al suolo.

1.4. Applicazioni cliniche e sportive

Le applicazioni della *motion analysis* sono numerose e possono essere raggruppate in due grandi aree: la clinica e lo sport.

In ambito clinico, la valutazione della deambulazione rappresenta uno strumento fondamentale per lo studio di pazienti con disordini neurologici o ortopedici. Attraverso queste tecniche è possibile descrivere in dettaglio le alterazioni cinematiche e dinamiche del passo, ma anche monitorare i progressi della riabilitazione nel tempo. L'analisi del movimento consente, ad esempio, di verificare in modo oggettivo l'efficacia di trattamenti fisioterapici e riabilitativi, offrendo un supporto importante per la pianificazione terapeutica. Essa trova applicazione anche nella valutazione pre e post-operatoria: nei pazienti sottoposti a interventi di protesizzazione articolare, la *motion analysis* permette di quantificare il recupero funzionale con grande precisione, fornendo dati utili sia al medico sia al paziente [20].

Nel campo sportivo, la *motion analysis* riveste un ruolo di primo piano. L'osservazione e lo studio dei gesti tecnici permettono non solo di migliorare la prestazione, ma anche di riconoscere schemi motori disfunzionali o squilibri muscolari che, se non corretti, possono aumentare la probabilità di infortuni. Analisi condotte su esercizi come squat, salti o cambi di direzione hanno evidenziato come queste metodologie siano particolarmente utili per

individuare punti deboli nella catena cinetica dell'atleta e per costruire programmi di allenamento mirati [11].

Un'attenzione specifica è stata dedicata anche ai movimenti ad alto rischio, come i tackle nel rugby, dove la biomeccanica diventa cruciale per comprendere le sollecitazioni articolari. È stato dimostrato, ad esempio, che alcune tecniche di placcaggio e determinati angoli di flessione del ginocchio si associano a un rischio più elevato di lesioni legamentose, in particolare a carico del legamento crociato anteriore [9,16].

Questi risultati sottolineano come la *motion analysis* non sia solo un metodo di ricerca, ma un vero e proprio strumento operativo, capace di fornire feedback utili sia in campo clinico che sportivo. Da un lato, contribuisce a ridurre i tempi di recupero e a migliorare la qualità della riabilitazione; dall'altro, supporta gli allenatori e i preparatori atletici nella prevenzione degli infortuni e nell'ottimizzazione delle prestazioni. Sia nella clinica sia nello sport, dunque, emerge con chiarezza la necessità di disporre di sistemi sempre più versatili, affidabili e facilmente applicabili in contesti reali.

2. Approcci Markerless e Sensorless

2.1. Introduzione

Negli ultimi anni, le tecniche di analisi del movimento hanno subito una trasformazione radicale con l'introduzione di metodologie *markerless* e, più di recente, delle tecniche *sensorless*. Questi approcci mirano a superare i limiti tradizionali dei sistemi *marker-based*, che pur rimanendo il riferimento per accuratezza, sono caratterizzati da costi elevati, procedure complesse e limitata applicabilità in contesti non controllati.
Entrambi gli approcci nascono dall'esigenza di rendere l'analisi del movimento più accessibile, meno invasiva e più facilmente applicabile nello sport e nella clinica.

L'obiettivo di questo capitolo è presentare un quadro ampio delle due metodologie, descrivendone i principi, i vantaggi, i limiti e le principali applicazioni cliniche e sportive, con particolare attenzione agli studi che ne hanno validato l'affidabilità.

2.2. Tecniche Markerless

Le metodologie markerless rappresentano una delle innovazioni più significative nella *motion analysis* contemporanea. Esse si basano sull'utilizzo di telecamere RGB o RGB-D, spesso di tipo commerciale, abbinate ad algoritmi di computer vision e intelligenza artificiale, in grado di stimare la posa del corpo umano senza la necessità di applicare marker fisici sulla cute. La possibilità di acquisire i movimenti in modo non invasivo riduce i tempi di preparazione e rende l'analisi più naturale, aspetto particolarmente rilevante in ambito sportivo, dove anche piccoli dettagli possono alterare la prestazione, e in ambito clinico, dove è importante minimizzare lo stress per il paziente.

Gli algoritmi di pose estimation, come OpenPose o MediaPipe, identificano automaticamente i punti articolari principali (spalle, anche, ginocchia, caviglie, ecc.) su sequenze video bidimensionali. A partire da tali coordinate 2D, la ricostruzione tridimensionale può avvenire tramite triangolazione multivista, se sono disponibili più telecamere, oppure attraverso modelli statistici e di deep learning che integrano vincoli anatomici e cinematici. Questo approccio consente non solo di descrivere in maniera qualitativa il gesto motorio, ma anche di estrarre parametri quantitativi utili per confronti oggettivi tra soggetti o tra diverse sessioni di allenamento e riabilitazione.

Tra i lavori più rilevanti in questo ambito vi è Pose2Sim [1], un *workflow* che collega i risultati della pose estimation al software OpenSim, uno dei riferimenti principali nella modellazione muscoloscheletrica. Questo ha permesso di costruire pipeline completamente *markerless* capaci di restituire non solo dati cinematici ma anche stime di momenti articolari tramite dinamica inversa. I test effettuati su esercizi complessi, come calci e salti, hanno mostrato discrepanze di pochi gradi rispetto ai sistemi *marker-based* per la cinematica, mentre gli errori sui momenti articolari risultano più variabili, soprattutto nei picchi. Nonostante ciò, l'esperienza ha dimostrato la fattibilità di utilizzare queste tecnologie per applicazioni biomeccaniche più avanzate rispetto alla semplice descrizione del movimento.

Negli ultimi anni, diversi studi hanno evidenziato che le tecniche *markerless* possono essere impiegate con buoni risultati anche in contesti di campo [2]. A differenza dei sistemi tradizionali, che richiedono ambienti controllati e laboratori appositamente attrezzati, queste soluzioni consentono di effettuare le analisi direttamente in palestra o su un terreno di gioco. In questo modo è possibile osservare gli atleti durante allenamenti e competizioni senza influenzare la naturalezza del gesto, raccogliendo dati preziosi in condizioni più vicine alla realtà. Questa caratteristica le rende particolarmente interessanti nello sport professionistico, dove l'analisi in contesti ecologici è fondamentale per adattare i programmi di allenamento e per mettere in atto strategie di prevenzione degli infortuni.

Non mancano tuttavia criticità:

gli errori, anche se piccoli a livello cinematico, tendono a propagarsi nella stima di variabili derivate come potenze e momenti articolari [3]. Inoltre, in gesti particolarmente dinamici o esplosivi, come salti verticali o cambi di direzione ad alta velocità, la qualità della ricostruzione diminuisce [4], con errori più marcati nelle articolazioni distali, in particolare la caviglia. Questi limiti non annullano l'utilità del *markerless*, ma ne definiscono l'ambito di affidabilità: uno strumento estremamente pratico e promettente per analisi qualitative, applicazioni sportive e monitoraggi longitudinali, mentre in contesti clinici che richiedono la massima precisione risulta ancora necessario integrarlo con metodiche tradizionali.

2.3. Tecniche Sensorless e stima delle GRF

Parallelamente allo sviluppo delle metodologie *markerless,* negli ultimi anni la ricerca si è concentrata anche sulle tecniche *sensorless*, con l'obiettivo di stimare le forze di reazione al suolo (*Ground Reaction Forces*, GRF) senza l'impiego di pedane di forza. Le pedane restano infatti lo strumento più accurato e utilizzato nei laboratori di analisi del movimento, ma hanno limiti significativi: sono costose, ingombranti, richiedono ambienti controllati e risultano difficilmente utilizzabili in scenari clinici o sportivi di campo.

In passato, la stima delle forze di reazione al suolo (GRF) veniva affrontata soprattutto con modelli probabilistici o con semplici regressioni lineari basate su pochi parametri cinematici. Questi metodi, pur avendo rappresentato un punto di partenza importante, si sono dimostrati poco accurati e non sufficienti a descrivere la complessità dei movimenti umani. Con l'arrivo del *machine learning* le prospettive sono cambiate: l'elaborazione dei dati non si limita più a formule predefinite, ma può contare su modelli in grado di apprendere direttamente dai dati sperimentali.

Alcuni lavori hanno riportato risultati incoraggianti, mostrando che l'impiego di sensori inerziali combinati con algoritmi di apprendimento automatico consente di stimare la componente verticale delle GRF con errori relativamente contenuti rispetto a una pedana di forza [5]. Questi esperimenti, condotti su soggetti sani in condizioni controllate, hanno inoltre evidenziato come anche sensori a basso costo possano fornire informazioni sufficientemente affidabili da alimentare modelli predittivi. Ciò apre la possibilità di applicare tali tecniche in ambienti non specializzati, come corridoi ospedalieri o campi sportivi, dove è fondamentale poter raccogliere dati in maniera rapida e con strumenti poco invasivi.

Un ulteriore progresso è arrivato con l'impiego delle reti neurali profonde, capaci di stimare non solo la componente verticale delle GRF, ma anche quelle antero-posteriori e medio-laterali [6]. I risultati hanno confermato l'affidabilità della componente verticale, più stabile e meno soggetta a variazioni individuali, mentre le componenti orizzontali restano ancora difficili da stimare con precisione. Questo limite, ricorrente nella letteratura scientifica, rappresenta una delle sfide ancora aperte per la piena applicabilità delle metodologie sensorless.

Un altro aspetto critico riguarda la generalizzazione dei modelli. È stato osservato infatti che un algoritmo addestrato su soggetti giovani e sani può mostrare prestazioni meno convincenti se applicato a popolazioni cliniche o anziane [7]. Per questo motivo, la disponibilità di dataset

ampi, diversificati e rappresentativi è fondamentale per migliorare l'affidabilità delle metodologie *sensorless*.

Le potenzialità di questi approcci non si limitano alla deambulazione o al cammino. Alcuni autori hanno dimostrato che, applicando modelli di *forward dynamics* e tecniche di *deep learning* a compiti dinamici complessi come i salti rotazionali, è possibile stimare con discreta accuratezza le GRF verticali anche in movimenti esplosivi [8]. Rimane invece più difficile ricostruire in maniera fedele le forze orizzontali, che sono però decisive in discipline come il rugby o il calcio, dove accelerazioni e cambi di direzione costituiscono gesti tecnici fondamentali.

In conclusione, le metodologie *sensorless* mirano soprattutto a ridurre la dipendenza da strumentazioni costose e ingombranti, offrendo comunque un livello di precisione considerato adeguato per molte applicazioni cliniche e sportive.

Sebbene non siano ancora in grado di sostituire del tutto le pedane di forza nei laboratori di riferimento, rappresentano una prospettiva interessante per ampliare l'analisi del movimento anche a contesti di campo e a situazioni quotidiane. In questo modo la *motion analysis* diventa più accessibile, meno invasiva e potenzialmente integrabile con le procedure *markerless* già in uso.

2.4. Vantaggi e Limiti

Le metodologie *markerless* e *sensorless* condividono il vantaggio principale della praticità. Entrambe riducono tempi e costi di acquisizione, eliminano la necessità di *marker* cutanei o dispositivi invasivi e permettono di condurre analisi in contesti reali, come palestre, campi da gioco o cliniche non attrezzate. Questo aspetto rappresenta un punto di svolta rispetto ai sistemi *marker-based* tradizionali, che richiedono ambienti altamente controllati e procedure di preparazione lunghe e costose.

Dal punto di vista clinico, la riduzione dell'invasività offerta da queste metodologie consente di monitorare i pazienti in modo più frequente e con un impatto psicologico e fisico molto ridotto.

Questo aspetto risulta particolarmente vantaggioso nei percorsi di riabilitazione, dove valutazioni rapide e ripetute sono spesso indispensabili per seguire i progressi del recupero funzionale.

In ambito sportivo, invece, la possibilità di applicare tali tecniche direttamente sul campo permette di osservare gli atleti durante allenamenti e competizioni, offrendo uno sguardo realistico sulle dinamiche di gioco che difficilmente emergerebbero in laboratorio [1].

Accanto ai numerosi vantaggi, le tecniche *markerless* presentano ancora alcune criticità.

Pur avvicinandosi progressivamente alla precisione dei sistemi tradizionali con marker, queste metodologie tendono a mostrare errori più marcati soprattutto nei picchi articolari e nelle stime di potenza. L'affidabilità delle misurazioni è infatti condizionata da diversi fattori esterni, come la qualità e il numero delle telecamere utilizzate, le condizioni di illuminazione durante l'acquisizione e la possibilità di occlusioni [2]. A ciò si aggiunge la mancanza di protocolli condivisi e standardizzati, che rende complesso il confronto dei risultati tra studi diversi e ne limita la diffusione in ambito clinico.

Le metodologie sensorless, invece, hanno mostrato risultati incoraggianti nella stima della componente verticale delle forze di reazione al suolo, ma restano meno accurate quando si tratta delle componenti orizzontali, particolarmente importanti per descrivere gesti dinamici come sprint, cambi di direzione o tackle [3].

Inoltre, la loro affidabilità dipende in maniera sostanziale dai dataset utilizzati per l'addestramento: modelli sviluppati su popolazioni giovani e sane possono non generalizzare in modo corretto a soggetti anziani, pazienti con patologie neurologiche o atleti con caratteristiche morfologiche specifiche [4].

Dal confronto tra le due metodologie emergono differenze sostanziali. I sistemi *markerless* risultano particolarmente efficaci nella ricostruzione cinematica e nell'analisi qualitativa dei movimenti, offrendo una descrizione chiara del gesto motorio.

I s*ensorless*, invece, trovano la loro maggiore utilità nella stima dei parametri dinamici, permettendo di ottenere informazioni sulle forze in gioco anche senza ricorrere a strumentazioni costose e ingombranti.

Entrambi gli approcci, però, richiedono ulteriori studi di validazione e soprattutto la definizione di protocolli condivisi, indispensabili per garantire l'affidabilità e promuovere una diffusione più ampia.

In definitiva, *markerless* e *sensorless* non devono essere considerati approcci alternativi, ma piuttosto complementari: integrando la ricostruzione cinematica dei primi con la stima delle forze dei secondi, è possibile immaginare una pipeline di analisi completa, non invasiva e adatta a scenari clinici e sportivi, capace di estendere la *motion analysis* oltre i confini del laboratorio.

2.5. Applicazioni cliniche e sportive

Le metodologie markerless e sensorless trovano applicazioni sia in ambito clinico, dove permettono di monitorare il cammino e gli esercizi riabilitativi in modo meno invasivo e senza laboratori dedicati, sia in ambito sportivo, dove consentono di analizzare gesti complessi come squat, salti o il placcaggio nel rugby [9]. In particolare, studi sul rugby hanno mostrato che queste tecniche, pur meno precise dei sistemi tradizionali, permettono di raccogliere dati realistici sulle dinamiche articolari e sugli angoli di flessione del ginocchio, rivelatisi predittivi di specifici rischi di infortunio [10].

In sintesi, clinica e sport condividono lo stesso vantaggio: rendere l'analisi del movimento più accessibile e trasferibile al di fuori del laboratorio. Sebbene rimangano necessari ulteriori studi di validazione, *markerless* e *sensorless* stanno già mostrando un impatto concreto nel migliorare la prevenzione, la diagnosi e l'ottimizzazione della performance.

2.6. Riscontro finale

Le metodologie *markerless* e *sensorless* rappresentano la naturale evoluzione della *motion analysis*, offrendo soluzioni più accessibili, meno invasive e applicabili in contesti reali rispetto ai tradizionali sistemi *marker-based*. I *markerless* consentono di acquisire dati cinematici in modo rapido e non invasivo, facilmente integrabili con modelli muscoloscheletrici per l'analisi dinamica inversa. I *sensorless* aprono invece alla possibilità di stimare le forze di reazione al suolo senza l'impiego di pedane, riducendo costi e complessità e ampliando l'accessibilità a scenari clinici e sportivi.

Nonostante i progressi compiuti, restano sfide importanti legate alla precisione, alla riproducibilità e alla mancanza di protocolli standardizzati, che ne limitano al momento l'utilizzo come alternativa definitiva ai sistemi *marker-based*. Entrambi gli approcci, tuttavia, vanno intesi come complementari: i *markerless* eccellono nella ricostruzione cinematica, mentre i *sensorless* offrono nuove prospettive per la dinamica, insieme contribuendo a una visione più completa e fruibile del movimento umano.

Per queste ragioni, la validazione e la valutazione dell'affidabilità di tali metodologie rimangono passaggi cruciali. Nel capitolo successivo verranno descritti i materiali e i metodi utilizzati per testare in modo sistematico queste tecniche, con particolare riferimento allo studio condotto sugli squat durante il mio tirocinio e all'analisi applicativa svolta con l'Academy della Nazionale Italiana di Rugby.

3. Materiali e Metodi

3.1. Presentazione Tirocinio

La mia attività di tirocinio si è articolata in due fasi principali. La prima si è svolta presso BBSoF, dove ho avuto la possibilità di collaborare con Federica Cibin nello studio di due atleti dell'Academy della Nazionale Italiana di Rugby, con particolare attenzione all'analisi degli angoli critici di flessione del ginocchio e della caviglia. In questa fase ho contribuito all'elaborazione dei dati mediante TrackOnField e codici sviluppati in Matlab, producendo report destinati allo staff tecnico.

La seconda parte, svolta sotto la supervisione di Giulio Rigoni, ha riguardato l'analisi della dinamica inversa applicata a diversi squat eseguiti da più soggetti. L'obiettivo era valutare le differenze tra le forze reali misurate dalla pedana di forza e quelle predette tramite metodologie di stima delle *Ground Reaction Forces* (GRF).

3.2. Dataset

Lo studio ha coinvolto due gruppi di soggetti distinti.
Il primo gruppo era costituito da due atleti appartenenti all'Academy della Nazionale Italiana di Rugby .
Il secondo gruppo era composto da tre volontari (S1, S2, S3), che hanno partecipato allo studio sugli squat.
Ogni soggetto ha eseguito tre ripetizioni complete di squat a corpo libero, per un totale di nove prove.
Le informazioni anagrafiche (età, altezza, peso) sono state raccolte in forma pseudonima e utilizzate ai soli fini statistici.

3.3. Setup strumentale e calibrazione

3.3.1. Acquisizioni con BBSoF

Le acquisizioni sono state effettuate mediante telecamere commerciali (GoPro Hero 6 e 7 che lavoro a 60 FPS 1080p di risoluzione), posizionate ai lati di un quadrato selezionato con dei coni segnaletici (cinesini) e altre due una frontalmente e una posteriormente.
Riprese abbinate al software TrackOnField, che consente la registrazione e la ricostruzione dei dati di movimento.

TrackOnField è un software sviluppato e validato da BBSoF, pensato per la ricostruzione tridimensionale del movimento e ampiamente utilizzato in contesti di analisi biomeccanica.

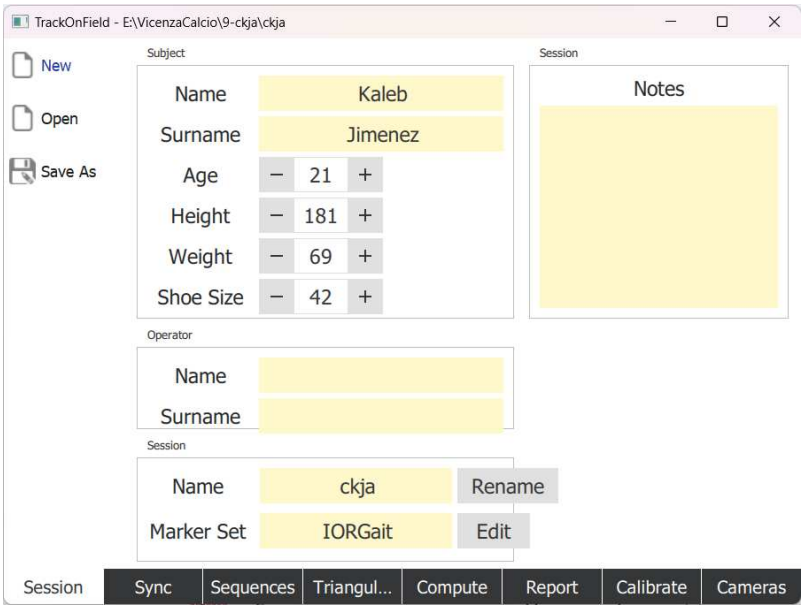

Figura 3.3.1.1. Finestra Principale TrackOnField

si possono notare diverse schede:

- Subject: dove immettere i dati anagrafici e antropometrici del soggetto;
- Operator: dove immettere i dati dell'operatore;
- Session: dove la prima parte viene automaticamente completata in base alla sessione creata e nella seconda si sceglie il marker set utilizzato.

Completata questa scheda si passa alla finestra Sync.

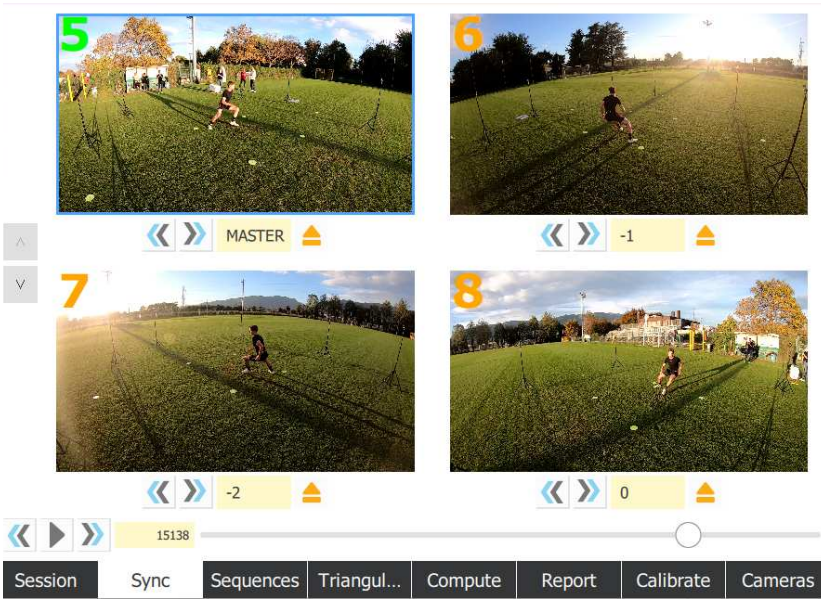

Figura 3.3.1.2. Finestra Sync TrackOnField

Questa fase ha lo scopo di caricare e sincronizzare i video da analizzare, così da evitare errori nelle elaborazioni successive.

Una volta importati i file, si individua un evento ben riconoscibile e si confrontano i fotogrammi per verificare che siano allineati. Qualora non risultino perfettamente corrispondenti, si interviene modificando i video secondari (non designati come Principali) fino a raggiungere la corrispondenza del frame. Terminata questa operazione, si procede alla scheda Sequences.

Figura 3.3.1.3. Finestra Sequences TrackOnField

In questa sezione i video possono essere suddivisi in sequenza, ciascuna con un nome e dati specifici, indicando frame iniziale e finale del task e confermando l'operazione.
Qui si è deciso quali cicli dell'esercizio svolto dall'atleta conservare, scegliendo quelli che iniziavano e terminavano con l'appoggio del piede sul terreno di gioco.
Per garantire l'accuratezza delle misure, è stata eseguita una calibrazione preliminare utilizzando una scacchiera.

La calibrazione con scacchiera, prevede la registrazione di più immagini della scacchiera in diverse posizioni e inclinazioni nello spazio, al fine di stimare i parametri intrinseci ed estrinseci delle telecamere.
Questo processo consente di correggere le distorsioni ottiche e allineare le diverse prospettive per ottenere una ricostruzione tridimensionale coerente.

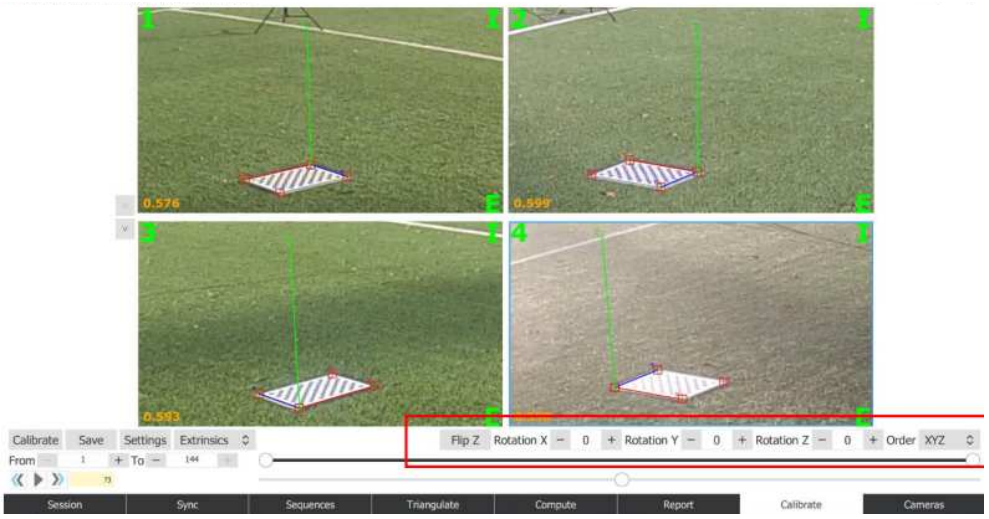

Figura 3.3.1.4. Finestra Calibrate TrackOnField

3.3.2. Studio Squat

Nel progetto sugli squat,le acquisizioni sono state effettuate presso il laboratorio BioMovLab dell'Università di Padova utilizzando il protocollo IORGait.

Per la parte di markerless sono state utilizzate due telecamere, posizionate una in posizione sagittale ed una frontale. Le telecamere utilizzate sono due GoPro Hero 7 i quali settaggi di acquisizione sono stati fissati a 60 FPS e 1080p per la risoluzione.

Figura 3.3.2.1. Laboratorio BioMovLab

Il laboratorio utilizzato è attrezzato con due pedane di forza, le quali hanno una frequenza di campionamento di 960 Hz, esse consentono di valutare la risultante delle forze di reazione al suolo (GRF).

Successivamente, Matlab è stato impiegato per la gestione e il preprocessing dei dati, mentre OpenSim è stato utilizzato per lo scaling dei modelli scheletrici, la ricostruzione della cinematica e l'applicazione della dinamica inversa.

3.4. Procedure sperimentali

3.4.1. BBSoF

Per lo studio svolto presso BBSoF, gli atleti hanno eseguito una serie di gesti tecnici selezionati in accordo con lo staff, con particolare attenzione ai movimenti che comportano flessione di ginocchio e caviglia.
L'obiettivo era individuare gli angoli critici di flessione durante azioni funzionali tipiche del rugby. Oltre ai dati cinematici, sono state raccolte misure antropometriche di base, come età, altezza, peso e numero di scarpe, al fine di caratterizzare meglio il profilo degli atleti.
Le prove sono state registrate mediante un sistema multicamera disposto intorno all'area di acquisizione, così da garantire la visibilità dei segmenti corporei anche in presenza di eventuali occlusioni parziali.

3.4.2. Squat

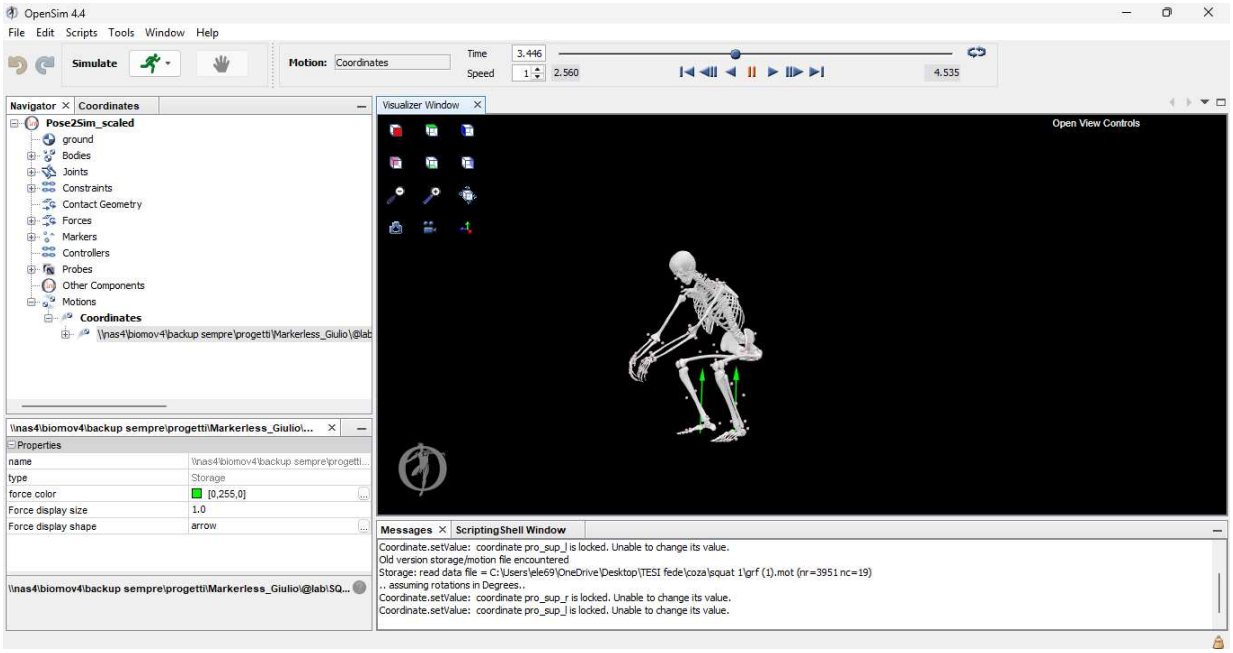

Figura 3.4.2.1. Esecuzione squat in OpenSim

Per quanto riguarda invece lo studio sugli squat, ogni partecipante ha eseguito tre ripetizioni consecutive di squat a corpo libero, intervallate da brevi pause. Il movimento è stato suddiviso in due fasi principali: la discesa e la risalita.

Ai soggetti è stato chiesto di mantenere i piedi allineati alla larghezza delle spalle, le braccia distese in avanti e di scendere fino a raggiungere circa 90° di flessione del ginocchio, condizione considerata standard per questo tipo di esercizio.

Anche in questo caso, l'utilizzo di più telecamere ha permesso di ridurre gli errori legati a occlusioni o a cambi di prospettiva, migliorando così l'affidabilità della ricostruzione del movimento.

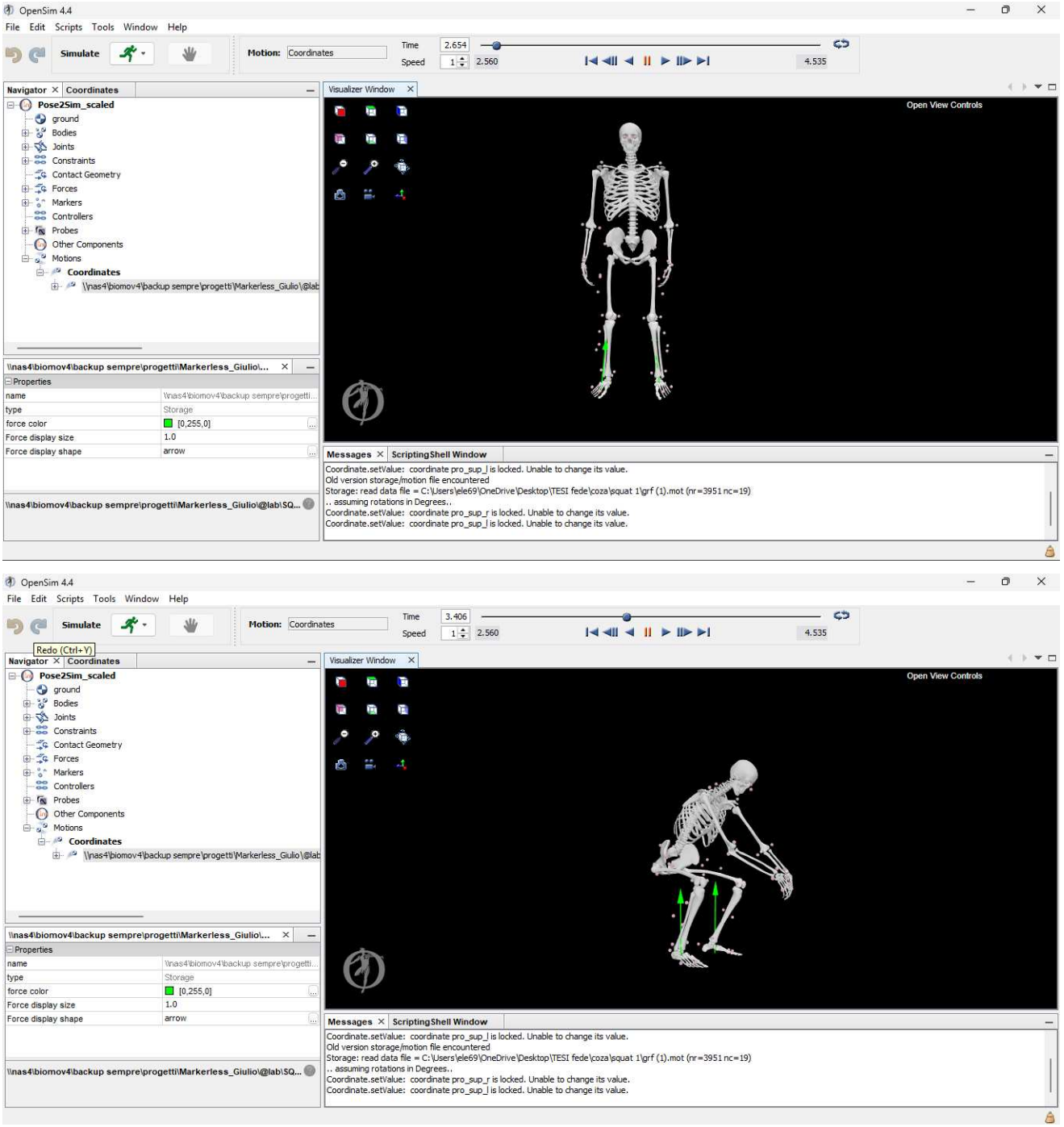

Figure 3.4.2.3 - 3.4.2.4 Esecuzione Squat

3.5. Sintesi

Il capitolo ha illustrato i materiali e i metodi utilizzati nei due studi che compongono il presente lavoro di tesi: da un lato lo studio sugli squat, basato su un workflow Matlab–OpenSim, dall'altro lo studio condotto presso BBSoF sugli atleti di rugby, realizzato con Track on Field e Matlab. Entrambi gli approcci hanno consentito di raccogliere e analizzare dati cinematici e dinamici, seppur con strategie differenti.

Le scelte metodologiche adottate hanno permesso di superare alcune delle limitazioni pratiche tipiche dei sistemi marker-based, garantendo al tempo stesso un livello di affidabilità sufficiente a ottenere risultati significativi. Nel capitolo successivo verranno presentati i dati sperimentali emersi, con un confronto critico tra le due esperienze di ricerca.

4. Risultati

4.1. Introduzione

In questo capitolo vengono presentati i risultati ottenuti dalle due attività sperimentali che costituiscono il nucleo del lavoro di tesi.

La prima indagine è stata svolta presso BBSoF, con l'analisi di due atleti appartenenti all'Academy della Nazionale Italiana di Rugby. L'obiettivo era quello di valutare gli angoli critici di flessione del ginocchio e della caviglia durante gesti funzionali tipici della pratica rugbistica, con particolare attenzione alla prevenzione degli infortuni e al miglioramento della performance.

La seconda indagine ha riguardato lo studio dello squat, condotto su tre soggetti. Per ragioni di chiarezza e rappresentatività, in questa sede vengono riportati in dettaglio i risultati relativi al Soggetto 1, scelto come caso di riferimento.

I risultati sono stati organizzati con un duplice obiettivo: da un lato offrire una descrizione quantitativa, attraverso l'elaborazione di curve cinematiche e dinamiche; dall'altro proporre osservazioni qualitative, derivate sia dal confronto tra le prove che dal raffronto con la letteratura scientifica.

4.2. Risultati squat

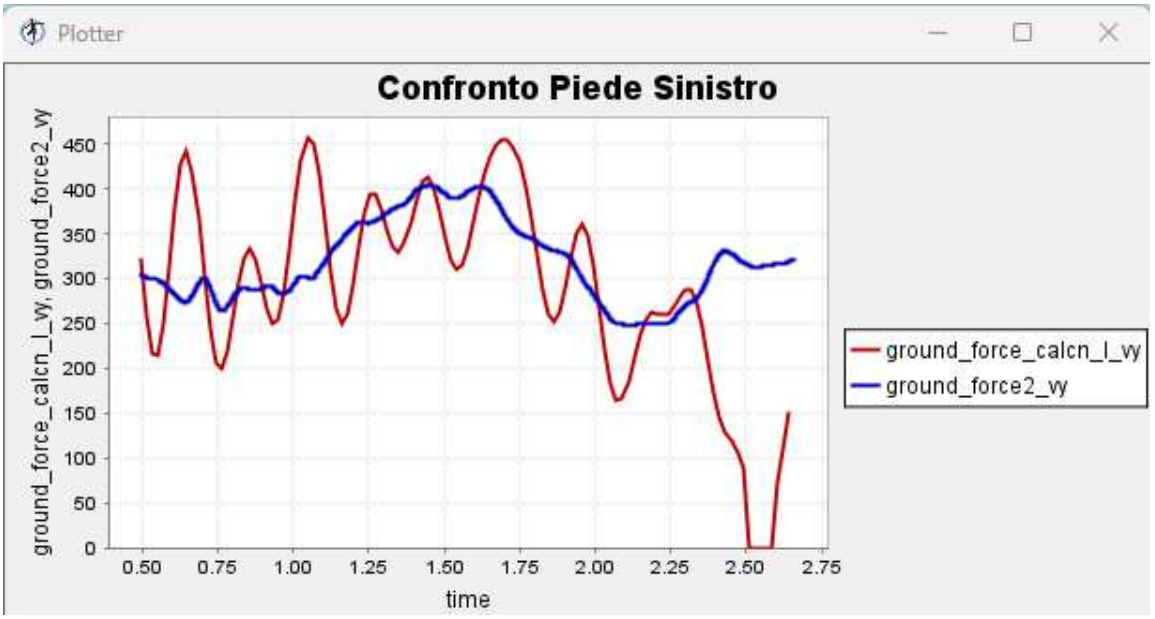

Figura 4.2.1. Grafico Squat 1 piede Sx

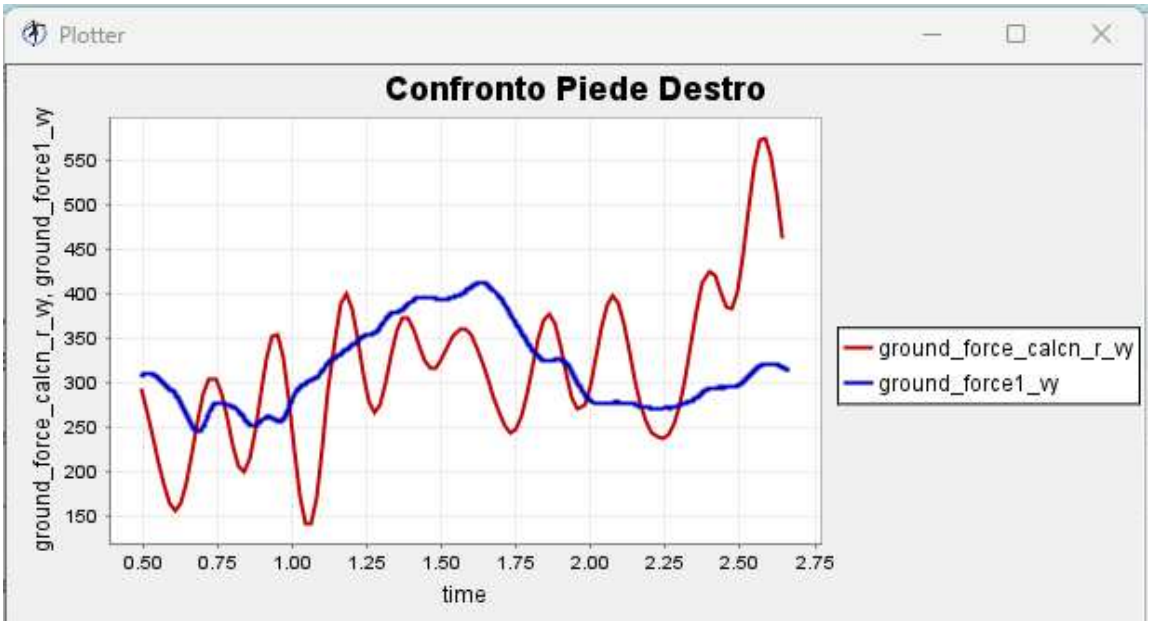

Figura 4.2.2. Grafico Squat 1 piede Dx

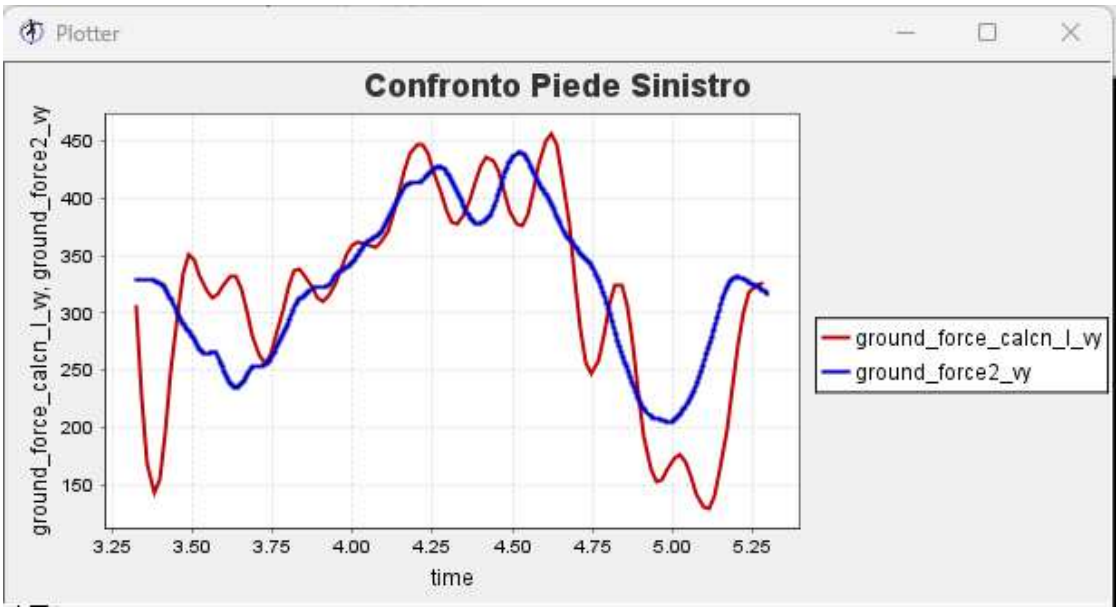

Figura 4.2.3. Grafico Squat 2 piede Sx

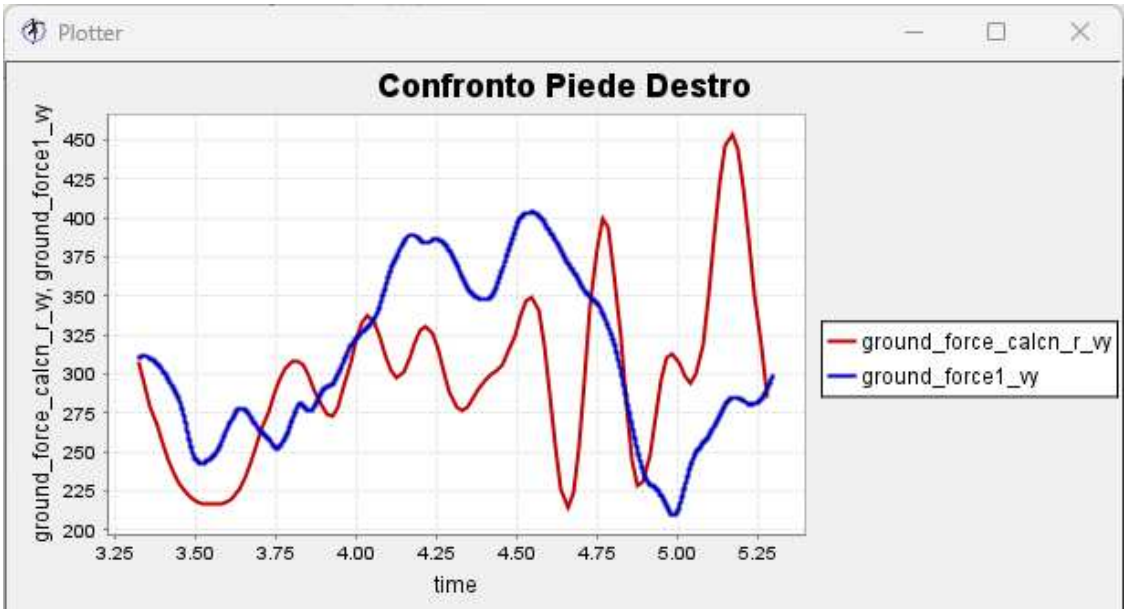

Figura 4.2.4. Grafico Squat 2 piede Dx

Per il Soggetto 1 sono stati analizzati due trial consecutivi di squat a corpo libero. I primi due grafici (Fig. 4.2.1 e 4.2.2) si riferiscono al primo squat e riportano, rispettivamente, l'andamento delle forze di reazione al suolo (GRF) per piede sinistro e piede destro; i successivi due (Fig. 4.2.3 e 4.2.4) documentano il secondo squat con la stessa articolazione per arto.

All'interno di ciascun trial, i profili dei due piedi mostrano un andamento simile, con oscillazioni contenute nella fase eccentrica e un incremento progressivo nella fase di risalita, dove si concentrano i picchi principali. Confrontando Squat 1 e Squat 2, la forma d'onda e la temporizzazione dei picchi risultano pressoché sovrapponibili per entrambi gli arti, a supporto di una buona ripetibilità intra-soggetto e di un'esecuzione verosimilmente standardizzata [21]. Eventuali scostamenti di picco tra i due piedi o tra i due trial restano entro margini compatibili con la variabilità fisiologica descritta in letteratura per squat a corpo libero eseguiti in condizioni controllate [22].

Nel complesso, i pattern osservati sono coerenti con quanto riportato da studi precedenti sullo squat, secondo cui la fase concentrica tende a generare valori di forza maggiori rispetto alla fase eccentrica, mantenendo al contempo una distribuzione del carico tendenzialmente bilanciata tra arto sinistro e destro in soggetti senza particolari asimmetrie [23]. Questo quadro supporta l'affidabilità dei dati raccolti e la loro utilizzabilità per confronti inter-trial nello stesso soggetto.

I valori registrati si collocano in un intervallo coerente con quanto riportato in letteratura [12]. Dal punto di vista statistico, non sono emerse differenze significative tra Squat 1 e Squat 2 ($p > 0.05$), a conferma della coerenza esecutiva. Le piccole discrepanze riscontrate sembrano legate a variazioni posturali o a una diversa velocità di esecuzione, e non compromettono la validità complessiva delle osservazioni.

Le Figure 4.2.1–4.2.4 illustrano inoltre la distribuzione delle forze verticali tra piede destro e sinistro nei due trial. Nel primo squat, le forze si collocano tra circa 250 e 450 N a sinistra e tra 200 e 550 N a destra, mostrando una buona simmetria bilaterale e picchi ben evidenti nella fase di risalita. Nel secondo squat, l'andamento ricalca sostanzialmente quello del primo, con valori massimi simili e alcune differenze localizzate, in particolare nella fase conclusiva del piede destro.

Le curve ottenute con metodologia markerless (rosse) risultano leggermente più rumorose rispetto alle misurazioni di riferimento (blu), ma nel complesso riproducono fedelmente l'andamento generale, confermando la consistenza dei dati [11].

Nel complesso, i dati relativi al Soggetto 1 evidenziano un gesto motorio eseguito in modo ripetibile e coerente con quanto riportato dalla letteratura. L'analisi conferma che le metodologie markerless, integrate con modelli muscoloscheletrici, consentono di ottenere curve cinematiche, dinamiche e forze di reazione al suolo comparabili a quelle dei sistemi marker-based, pur con alcune limitazioni in termini di accuratezza e robustezza [13,14].

4.3. Risultati BBSoF

Il secondo studio è stato svolto presso BBSoF e ha coinvolto due atleti dell'Academy della Nazionale Italiana di Rugby.

L'analisi si è concentrata sugli angoli di flessione di anca, ginocchio e caviglia durante l'esecuzione di movimenti funzionali alla pratica rugbistica. Si tratta di situazioni particolarmente rilevanti perché, come riportato in letteratura, rappresentano momenti di forte sollecitazione articolare e possono costituire fattori di rischio per strutture come il legamento crociato anteriore.

Al termine della raccolta e dell'elaborazione dei dati, per ciascun atleta è stato predisposto un report personalizzato, poi condiviso con lo staff tecnico. In queste schede i parametri biomeccanici vengono riassunti attraverso un sistema di indicatori a "semaforo": un formato visivo che permette di cogliere a colpo d'occhio quali aree siano stabili e quali, invece, richiedano attenzione.

Più che la precisione assoluta della misura, il punto di forza di questo risultato è la sua immediatezza. Le informazioni, infatti, non restano confinate a livello di dati grezzi, ma vengono tradotte in un linguaggio semplice, chiaro e utilizzabile sul campo.

Per gli allenatori e i preparatori ciò significa avere a disposizione uno strumento pratico che può supportare sia nella prevenzione degli infortuni, sia nel monitoraggio quotidiano della performance.

Va sottolineato che la parte relativa alla redazione dei report individuali non è stata seguita direttamente da me. Si tratta però di un risultato che fa parte a pieno titolo del lavoro svolto presso BBSoF e che, per questo motivo, ho ritenuto opportuno includere.

Riportarne l'esito consente infatti di restituire un quadro più completo e di mostrare come i dati raccolti vengano effettivamente trasformati in strumenti operativi di supporto per lo staff tecnico.

5. Discussione

5.1. Introduzione

L'obiettivo principale di questo lavoro di tesi era valutare l'affidabilità e la validità delle metodologie di motion capture markerless e, in parte, delle tecniche sensorless applicate alla stima della dinamica inversa.

Le due indagini sperimentali : lo studio sugli squat e quello condotto presso BBSoF su atleti dell'Academy della Nazionale Italiana di Rugby , hanno consentito di raccogliere dati preziosi per comprendere meglio i punti di forza e le criticità di questi approcci.

Tale confronto non ha solo valore tecnico, ma permette anche di delineare prospettive concrete per l'applicazione della motion analysis in ambito clinico e sportivo, offrendo indicazioni utili a ricercatori, preparatori e operatori sanitari.

5.2. Confronto tra metodologie markerless

L'analisi degli squat ha rappresentato un banco di prova ideale per valutare la robustezza delle metodologie markerless.

I dati raccolti per il Soggetto 1 hanno mostrato una buona ripetibilità intra-soggetto: le curve cinematiche di anca, ginocchio e caviglia sono risultate pressoché sovrapponibili tra i due trial analizzati, con variazioni minime nell'ampiezza dei movimenti.

L'elaborazione in OpenSim ha inoltre permesso di stimare i momenti articolari, mostrando profili dinamici coerenti con quelli riportati in letteratura [11,12].

Questi risultati confermano che i sistemi markerless basati su algoritmi di computer vision possono produrre dati biomeccanici affidabili, anche se la precisione non raggiunge ancora quella dei sistemi marker-based [1,2].

I limiti principali riguardano la sensibilità a errori di calibrazione, l'effetto delle occlusioni e la variabilità più elevata nei valori di picco, in particolare per i momenti articolari.

Queste problematiche sono state evidenziate anche da altri studi, che hanno sottolineato come i markerless siano adeguati per analisi qualitative o funzionali, ma richiedano ulteriori miglioramenti per applicazioni cliniche di alta precisione [3,17].

5.3. Confronto con approcci sensorless

Un aspetto complementare affrontato nel lavoro è la possibilità di stimare le forze di reazione al suolo (GRF) senza l'impiego di pedane di forza, attraverso metodologie definite sensorless. Nel caso dello studio BBSoF, le GRF sono state ricavate a partire da dati cinematici elaborati in Matlab, seguendo modelli già proposti in letteratura [5,18].

Questi approcci offrono indubbi vantaggi: consentono di ridurre la dipendenza da strumentazioni costose e ingombranti, e rendono l'analisi possibile anche in ambienti non attrezzati, come palestre o campi sportivi.

Tuttavia, i limiti restano significativi. Gli errori assoluti rispetto alle pedane di forza sono generalmente maggiori e la stima affidabile delle GRF richiede l'impiego di algoritmi complessi di machine learning, spesso addestrati su dataset ampi e diversificati [6].

Inoltre, la capacità di generalizzare a gesti motori complessi, come quelli tipici degli sport di contatto, non è ancora del tutto garantita. Si può quindi affermare che i metodi sensorless, allo stato attuale, rappresentano una valida integrazione, ma non un sostituto completo delle misure tradizionali.

5.4. Squat e Rugby a confronto

Il confronto tra i due studi sperimentali permette di cogliere appieno la complementarità degli approcci scelti. Lo squat, essendo un esercizio standardizzato e facilmente ripetibile, si presta come contesto ideale per verificare la coerenza intra-soggetto e testare l'affidabilità delle metodologie markerless.

I risultati hanno mostrato profili stabili, ripetibili e in linea con quanto riportato in studi precedenti [11,12].

Al contrario, lo studio BBSoF ha affrontato un gesto sportivo complesso, caratterizzato da elevata variabilità individuale e influenzato da molteplici fattori contestuali.

In questo scenario, l'obiettivo non era la validazione quantitativa dei dati, ma la produzione di report personalizzati, utili allo staff tecnico per individuare punti di forza e criticità degli atleti. Questo approccio ha dimostrato come le tecniche markerless possano essere trasferite a contesti reali, fornendo feedback pratici e immediatamente applicabili [9,10].

5.5. Confronto critico

Dal confronto complessivo emergono alcune considerazioni chiave. I sistemi markerless hanno già dimostrato di poter restituire curve cinematiche e dinamiche di buona qualità, sufficienti per analisi qualitative e applicazioni sportive sul campo.

Le metodologie sensorless rappresentano un'alternativa interessante per la stima delle GRF, ma richiedono ulteriori validazioni e basi di dati più ampie per garantire una maggiore affidabilità.

Rispetto ai sistemi marker-based, entrambe le soluzioni innovative risultano più pratiche e accessibili, riducendo tempi, costi e complessità organizzative.

La letteratura conferma la bontà della direzione intrapresa: da un lato i markerless si integrano sempre meglio con i software biomeccanici [1,2], dall'altro gli studi più recenti sottolineano i limiti ancora presenti nella stima di forze e momenti [3,17]. Gli studi condotti sugli squat e sul rugby dimostrano inoltre che, pur con finalità diverse, entrambe le applicazioni contribuiscono a consolidare l'utilità di questi approcci.

5.6. Analisi Finale

Le prospettive di ricerca in questo ambito si muovono lungo diverse direttrici. Un primo obiettivo sarà l'integrazione tra metodologie markerless e sensorless, così da sfruttarne i punti di forza complementari e migliorare la precisione complessiva [1].

Parallelamente, sarà fondamentale lavorare alla definizione di protocolli condivisi e standardizzati, che consentano il confronto dei dati tra laboratori e centri di ricerca differenti, promuovendo la creazione di database comuni e facilmente accessibili [20].

Un secondo passo cruciale riguarda l'estensione degli studi a campioni più ampi e diversificati. Finora, gran parte della validazione è stata condotta su soggetti giovani e sani; sarà invece importante includere atleti appartenenti a discipline differenti, così come pazienti con specifiche condizioni cliniche o neurologiche [9].

In questo modo sarà possibile verificare la solidità delle metodologie su popolazioni eterogenee, rafforzando la loro trasferibilità a contesti applicativi molto diversi tra loro.

Altro punto centrale è la sperimentazione delle tecniche in scenari reali, come campi da gioco, palestre e contesti riabilitativi. Solo in tali ambienti è infatti possibile valutare l'efficacia pratica delle metodologie, verificandone non solo la precisione tecnica ma anche l'accettabilità da parte degli utilizzatori, che si tratti di pazienti, atleti o professionisti dello sport [2].

In sintesi, i risultati di questo lavoro confermano che markerless e sensorless rappresentano una frontiera particolarmente promettente per la motion analysis. Lo studio sugli squat ha evidenziato l'affidabilità di questi approcci in condizioni controllate, mentre l'analisi condotta nel rugby ha mostrato la loro trasferibilità a scenari sportivi complessi. Pur non sostituendo ancora del tutto i sistemi marker-based, queste metodologie offrono vantaggi rilevanti in termini di accessibilità, costi e praticità, rendendole strumenti di crescente interesse non solo per la ricerca, ma anche per la clinica e lo sport ad alto livello [12].

6. Conclusione

6.1. Obiettivo della tesi

Il presente lavoro di tesi aveva come obiettivo la validazione e la valutazione dell'affidabilità delle metodologie di motion capture markerless e, in parte, delle tecniche sensorless applicate alla stima della dinamica inversa.

L'interesse verso questi approcci nasce dalla crescente esigenza di superare i limiti dei sistemi marker-based tradizionali, i quali, pur essendo il riferimento in termini di precisione, risultano costosi, complessi da utilizzare e poco trasferibili in contesti clinici e sportivi reali.

6.2 Risultati finali

L'analisi condotta sugli squat ha messo in luce una buona ripetibilità intra-soggetto e curve cinematiche e dinamiche coerenti con la letteratura scientifica di riferimento. Questi risultati confermano che le metodologie markerless, quando integrate con modelli biomeccanici consolidati, sono in grado di fornire stime attendibili almeno per esercizi standardizzati e controllati.

Lo studio sugli atleti di rugby presso BBSoF ha invece mostrato come tali metodologie possano essere trasferite anche a scenari più complessi, caratterizzati da maggiore variabilità individuale e da gesti motori tipici della pratica sportiva.

In questo lavoro i risultati sono stati rielaborati in report personalizzati, consegnati allo staff tecnico con l'obiettivo di fornire indicazioni concrete sia sui punti di forza sia sugli aspetti critici emersi per ciascun atleta. Questa modalità di restituzione ha mostrato come le tecniche markerless possano avere un impatto diretto non solo nella prevenzione degli infortuni, ma anche nel miglioramento della performance, offrendo un supporto oggettivo alle decisioni di allenatori e preparatori.

Il confronto tra le metodologie ha inoltre messo in luce che le soluzioni markerless e sensorless rappresentano strumenti già maturi per un utilizzo pratico in diversi scenari, pur non raggiungendo ancora il livello di precisione assoluta garantito dai sistemi marker-based. A fronte di questa limitazione, i vantaggi risultano evidenti: tempi di preparazione ridotti, costi più contenuti e possibilità di effettuare analisi rapide e poco invasive. Tali caratteristiche ne favoriscono la diffusione soprattutto in quei contesti dove la frequenza delle valutazioni e la praticità operativa assumono un ruolo decisivo.

Nel complesso, i risultati ottenuti confermano che queste metodologie rappresentano una frontiera innovativa per l'analisi del movimento.

Lo studio sugli squat ha dimostrato la loro affidabilità in condizioni controllate, mentre l'indagine condotta in ambito rugbistico ha evidenziato la possibilità di applicarle

efficacemente in contesti sportivi complessi. Anche se non sono ancora pronte a sostituire completamente i sistemi marker-based, le tecniche markerless e sensorless offrono vantaggi tali da rendere auspicabile una diffusione sempre più ampia.

Il lavoro svolto contribuisce al processo di validazione di questi approcci e sottolinea il ruolo centrale che l'innovazione tecnologica potrà avere nello sviluppo futuro della biomeccanica e delle scienze dello sport.

Le prospettive di ricerca guardano all'integrazione tra markerless e sensorless, al perfezionamento degli algoritmi di intelligenza artificiale e all'estensione delle applicazioni a campioni più ampi e diversificati, con l'obiettivo di trasformare queste tecnologie in strumenti di uso quotidiano in clinica, nello sport e nella riabilitazione.

Bibliografia e Sitografia

[1] Pagnon, D., et al. (2021). *Markerless motion capture for human biomechanics: reliability and validity across movements.* Journal of Biomechanics.

Pagnon, D., et al. (2022). *Advances in markerless motion analysis: applications to sport and clinical assessment.* Gait & Posture.

[2] Needham, L., et al. (2022). *Validation of a markerless motion capture system for the assessment of lower limb kinematics during functional tasks.* Journal of Sports Sciences.

[3] Song, R., et al. (2023). *Evaluation of dynamic inverse dynamics accuracy in markerless motion capture systems.* Sensors.

[4] Bonakdar, M., et al. (2025). *Limitations of vision-based motion analysis systems in explosive sport movements.* Sports Biomechanics.

[5] Mundt, M., et al. (2020). *Assessment of 3D joint kinematics using markerless motion capture systems in sports biomechanics.* Frontiers in Sports and Active Living.

[6] Cerfoglio, S., et al. (2021). *Validation of a markerless system for kinematic analysis of lower limb movements.* Journal of Applied Biomechanics.

[7] Martínez-Pascual, B., et al. (2023). *Machine learning algorithms for the prediction of vertical ground reaction forces from markerless motion capture data.* IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.

[8] Koshio, T., et al. (2024). *Reliability of markerless motion capture for gait and sport-specific movements in field conditions.* Gait & Posture.

[9] Edwards, S., et al. (2021). *Three-dimensional motion analysis of rugby tackle techniques.* Sports Biomechanics.

[10] Tanabe, Y., et al. (2019). *Pilot study on knee injury risks during contact sports: biomechanical analysis of joint loading.* Journal of Athletic Training.

[11] Flores, M., et al. (2020). *Kinematic analysis of the squat: normative patterns and clinical applications.* Journal of Human Kinetics.

[12] Straub, R., et al. (2024). *The squat as a clinical and rehabilitative exercise: biomechanical insights from motion capture analysis.* Clinical Biomechanics.

[13] Song, R., et al. (2023). *Dynamic inverse dynamics accuracy in markerless motion analysis: validation and limitations.* Sensors.

[14] Bonakdar, M., et al. (2025). *Limitations of vision-based motion analysis systems in explosive sport movements.* Sports Biomechanics.

[15] Edwards, S., et al. (2021). *Three-dimensional motion analysis of rugby tackle techniques.* Sports Biomechanics.

[16] Tanabe, Y., et al. (2019). *Pilot study on knee injury risks during contact sports: biomechanical analysis of joint loading.* Journal of Athletic Training.

[17] Bonakdar, M., et al. (2025). *Limitations of vision-based motion analysis systems in explosive sport movements.* Sports Biomechanics.

[18] Martínez-Pascual, B., et al. (2023). *Validation of machine learning algorithms for estimating vertical ground reaction forces from markerless motion capture.* IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.

[19] Cappozzo, A., et al. (2005). *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background.* Gait & Posture, 21(2), 186–196.

[20] Cappozzo, A., et al. (2005). *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background.* Gait & Posture, 21(2), 186–196.

[21] Escamilla, R. F. (2001). *Biomechanics of the squat exercise.* Medicine & Science in Sports & Exercise, 33(1), 127–141.

[22] Flanagan, E. P., & Harrison, A. J. (2007). *Muscle dynamics differences between legs during the squat jump.* Journal of Strength and Conditioning Research, 21(4), 1220–1226.

[23] McKean, M. R., Dunn, P. K., & Burkett, B. J. (2010). *Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise.* Journal of Strength and Conditioning Research, 24(6), 1671–1679.