



**Politecnico
di Torino**

POLITECNICO DI TORINO

**Corso di Laurea Magistrale
in Ingegneria Biomedica**

Tesi di Laurea Magistrale

**Analisi del cammino
tramite singola camera RGB**

Relatori

Prof.ssa Gabriella Olmo
Dottore Gianluca Amprimo

Candidato

Roberta Tumminello

Marzo 2023

Sommario

L'analisi del cammino è oggetto di studio in molti campi, come la biomeccanica, la terapia fisica e la riabilitazione. Nello specifico, è diventato uno strumento per la valutazione delle funzionalità muscolo-scheletriche, per effettuare una diagnosi o per il trattamento di un'elevata gamma di condizioni, come le anomalie dell'andatura, le lesioni o i disturbi neurologici. Per poter migliorare l'accuratezza e la precisione di tali analisi, è stato adottato l'uso della tecnologia, come le telecamere di acquisizione del movimento e le pedane di forza. Lo scopo della presente tesi è quello di sviluppare un sistema di analisi del cammino utilizzando le telecamere RGB, presenti nei moderni smartphone, per effettuare l'analisi dell'andatura nel campo medico e di esplorare la ricerca attuale e i progressi nel campo. La possibilità di utilizzare un dispositivo comune come un cellulare per effettuare l'analisi del cammino rappresenta una soluzione economica e pratica rispetto agli attuali strumenti utilizzati per queste analisi. La tesi ha quindi focalizzato l'attenzione sulla progettazione e sviluppo di un sistema di analisi del cammino che sfrutti le funzionalità delle telecamere del cellulare, valutandone l'accuratezza. In particolare, sono state utilizzate due telecamere per ottenere una vista frontale e laterale del ciclo del cammino e successivamente validate rispetto ad uno strumento comunemente utilizzato dalla Gait Analysis, la telecamera Azure Kinect. Il sistema è stato testato utilizzando un campione di soggetti sani, di cui sono stati analizzati gli andamenti dei diversi joints a disposizione per estrarne i parametri spazio-temporali. Tali parametri sono poi stati confrontati con quelli estratti dal sensore Kinect tramite l'utilizzo di metodi statistici, ottenendo risultati promettenti e apportando contributi significativi alla ricerca sulle metodologie di analisi del cammino.

Indice

Elenco delle tabelle	5
Elenco delle figure	6
1 Introduzione	11
1.1 Panoramica	11
1.2 Gait Cycle	12
1.2.1 Parametri spazio-temporali	14
1.3 Strumenti utilizzati per il Gait Analysis	15
1.3.1 Motion capture	15
1.3.1.1 Vantaggi e Svantaggi	17
1.3.2 Sensori RGB-D	17
1.3.2.1 Sensori Kinect	18
1.3.2.2 Sensore Microsoft Kinect v1	18
1.3.2.3 Sensore Microsoft Kinect v2	19
1.3.2.4 Sensore Azure Kinect DK	20
1.3.3 Telecamere RGB	21
2 Materiali e metodi	24
2.1 Set-up sperimentale	24
2.1.1 Dataset	27
2.2 Elaborazione dei dati	27
2.2.1 MediaPipe Pose	28
2.2.1.1 Topologia	28
2.2.1.2 Implementazione del rilevamento della posa di MediaPipe	29
2.2.1.3 Modello di monitoraggio	30
2.2.1.4 Opzioni di configurazione	31
2.2.1.5 Dati estratti	33
2.3 Analisi dei dati	34
2.3.1 Confronto tra gli andamenti	35
2.3.2 Parametri spazio-temporali	38

3 Risultati	40
3.1 Confronto joint della caviglia destra e della caviglia sinistra per le diverse acquisizioni	40
3.2 Confronto MediaPipe-Kinect	55
3.3 Confronto parametri spazio-temporali	66
4 Conclusioni	72
4.1 Sviluppi futuri	72

Elenco delle tabelle

2.1	Configurazione Parametri default.	32
2.2	Configurazione Parametri.	32
3.1	Errore quadratico medio tra sensore Kinect e Telecamera Frontale.	57
3.2	Errore quadratico medio tra sensore Kinect e Telecamera Laterale.	58
3.3	Differenza percentuale del parametro lunghezza del passo della gamba destra e della gamba sinistra per le tre acquisizioni.	67
3.4	Differenza percentuale del parametro velocità del passo della gamba destra e della gamba sinistra per le tre acquisizioni.	67
3.5	Differenza percentuale del parametro cadenza della gamba destra e della gamba sinistra per le tre acquisizioni.	68
3.6	Differenza percentuale del parametro fase di stance della gamba destra e della gamba sinistra per le tre acquisizioni.	68
3.7	Differenza percentuale del parametro lunghezza del passo tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.	69
3.8	Differenza percentuale del parametro velocità del passo tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.	69
3.9	Differenza percentuale del parametro cadenza tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.	70
3.10	Differenza percentuale del parametro fase di stance tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.	70
3.11	Differenza percentuale del parametro oscillazione medio-laterale tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.	71
3.12	Differenza percentuale del parametro oscillazione frontale tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.	71

Elenco delle figure

1.1	Esempio di Analisi del cammino con l'utilizzo del Motion Capture[1].	11
1.2	Esempio di Analisi del cammino con l'utilizzo della pedana di forza[2].	12
1.3	Suddivisione del ciclo del passo nella fase di appoggio e nella fase di oscillazione[3].	13
1.4	Rappresentazione del ciclo del passo nelle sue fasi principali[22].	14
1.5	Differenza tra passo e semipasso[22].	15
1.6	Schema di un sistema optoelettronico che utilizza due telecamere per acquisire delle immagini 2D e ricostruire la corrispondente immagine tridimensionale[6].	16
1.7	Esempio di pipeline di rilevatore utilizzato per effettuare analisi del cammino, basato su Kinect[8].	19
1.8	Esempio di sensore Microsoft Kinect v1[9].	20
1.9	Esempio di sensore Microsoft Kinect v2[10].	20
1.10	Specifiche hardware del sensore Azure Kinect DK[11].	21
1.11	Specifiche hardware del sensore di una telecamera RGB[11].	22
2.1	Set-up sperimentale con telecamera posta frontalmente[8].	25
2.2	Configurazione dell'esperimento che mostra la disposizione del tapis roulant disposto in cinque angoli di visuale rispetto ai tre sensori di profondità[8]. .	25
2.3	Descrizione della configurazione: (1) passerella; (2) videocamera; (3) sensore Kinect v2; (4) laptop.[33].	26
2.4	Set-up sperimentale: sensore Kinect posto frontalmente e telecamere RGB posta lateralmente.	27
2.5	33 punti di riferimento dedotti dalla libreria MediaPipe Pose.[35].	29
2.6	Pipeline della libreria MediaPipe Pose.[34].	30
2.7	Panoramica della pipeline di stima della posa umana.[36].	30
2.8	Architettura della rete di tracciamento: regressione con supervisione heatmap [36].	31
2.9	Esempio di come sono state organizzate le coordinate per ogni frame e per ogni soggetto. In ordine, rispettivamente, si hanno la coordinata x, la coordinata y, la coordinata z e la visibility.	34
2.10	Rappresentazione delle coordinate pose_world_landmarks su: vista frontale (sinistra); vista laterale (destra).	35
2.11	Sistema di riferimento del sensore Azure Kinect[12].	35
2.12	Andamento del joint della caviglia estratto dai video della telecamera laterale, prima del pre-processing.	36

2.13	Andamenti del joint della caviglia estratto dai video della telecamera laterale, dopo il pre-processing.	36
2.14	Andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra, del soggetto 2, estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale	37
2.15	Andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra, del soggetto 2, estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.	37
2.16	Andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra, del soggetto 2, estratti tramite il sensore Kinect.	38
3.1	Soggetto 02: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.	41
3.2	Soggetto 02: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.	42
3.3	Soggetto 02: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.	42
3.4	Soggetto 01: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.	43
3.5	Soggetto 01: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.	43
3.6	Soggetto 01: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.	44
3.7	Soggetto 03: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.	44
3.8	Soggetto 03: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.	45
3.9	Soggetto 03: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.	45
3.10	Soggetto 05: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.	46
3.11	Soggetto 05: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.	46
3.12	Soggetto 05: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.	47
3.13	Soggetto 06: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.	47
3.14	Soggetto 06: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra, estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.	48
3.15	Soggetto 06: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.	48
3.16	Soggetto 07: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.	49
3.17	Soggetto 07: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.	49
3.18	Soggetto 07: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.	50

3.19	Soggetto 08: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.	50
3.20	Soggetto 08: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.	51
3.21	Soggetto 08: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.	51
3.22	Soggetto 09: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.	52
3.23	Soggetto 09: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.	52
3.24	Soggetto 09: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.	53
3.25	Soggetto 10: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.	53
3.26	Soggetto 10: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.	54
3.27	Soggetto 10: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.	54
3.28	Soggetto 02: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Prima che venisse compensato l'offset verticale.	55
3.29	Soggetto 02: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	56
3.30	Soggetto 02: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Prima che venisse compensato l'offset verticale.	56
3.31	Soggetto 02: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	57
3.32	Soggetto 01: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	58
3.33	Soggetto 01: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	59

3.34	Soggetto 03: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	59
3.35	Soggetto 03: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	60
3.36	Soggetto 05: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	60
3.37	Soggetto 05: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	61
3.38	Soggetto 06: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	61
3.39	Soggetto 06: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	62
3.40	Soggetto 07: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	62
3.41	Soggetto 07: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	63
3.42	Soggetto 08: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	63
3.43	Soggetto 08: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	64
3.44	Soggetto 09: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	64

3.45	Soggetto 09: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	65
3.46	Soggetto 10: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	65
3.47	Soggetto 10: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.	66

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Panoramica

L'analisi del cammino, anche detta Gait analysis, si focalizza sullo studio della camminata e della corsa umana. Si occupa di analizzare i meccanismi del movimento umano al fine di diagnosticare e trattare le diverse anomalie dell'andatura, le lesioni e i disturbi neurologici. La Gait analysis viene eseguita dai fisioterapisti, biomeccanici o altri operatori sanitari in campo clinico. Viene eseguita un'osservazione dell'individuo che cammina o corre e l'operatore sanitario valuta la postura dell'individuo, l'allineamento degli arti e l'attivazione muscolare durante il movimento. A supportare l'attività specialistica dei medici possono essere usati strumenti come telecamere per la cattura del movimento e pedane di forza affinché i dati raccolti siano più dettagliati[1][29].

Nello specifico, viene utilizzato un sistema di più telecamere, emettitrici di luce (luce infrarossa o nel visibile) e di marcatori (piccole sfere) di materiale riflettente posizionati sul corpo dell'individuo. I dati estratti vengono poi utilizzati per creare una rappresentazione 3D del movimento, in modo da poter essere analizzati e rilevare eventuali anomalie[28].



Figura 1.1: Esempio di Analisi del cammino con l'utilizzo del Motion Capture[1].

In aggiunta alle telecamere vengono spesso impiegate le pedane di forza. Tali dispositivi sono posizionati a terra e misurano la direzione, la forza, il tempo di attivazione reattiva muscolare e altri parametri prodotti durante i movimenti specifici di un'attività

sportiva, come eventuali asimmetrie posturali. In sostanza essa analizza i pattern motori, applicando la cinematica alla dinamica[29].

Una volta che i dati sono stati raccolti, vengono estratte le informazioni relative all'andamento attraverso il calcolo di parametri spazio-temporali, informazioni sull'attività muscolare dell'individuo, come i tempi di attivazione muscolare e la forza muscolare o eventuali parametri cinematici come gli angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia.

In conclusione, tale analisi permette al clinico di comprendere i meccanismi alla base del movimento umano e identificare eventuali anomalie o diagnosticare e trattare condizioni come il morbo di Parkinson e altri disturbi neurologici che influenzano la mobilità, al fine di sviluppare piani di trattamento per migliorare la deambulazione o, in generale, la qualità della vita. L'uso della tecnologia ha reso tale analisi più accessibile e utilizzabile in molti campi.



Figura 1.2: Esempio di Analisi del cammino con l'utilizzo della pedana di forza[2].

1.2 Gait Cycle

Il ciclo del passo, anche definito gait cycle, è il periodo di tempo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso arto al terreno ed è tipicamente descritto identificando due fasi principali[22][23]:

- Fase di appoggio o stance phase: rappresenta l'arco di tempo in cui il piede resta a contatto con il suolo. Inizia nel momento in cui il tallone colpisce il terreno e termina quando si stacca da terra. Ha una durata di circa il 60% del ciclo del passo.
- Fase di oscillazione o swing phase: rappresenta il periodo di tempo in cui l'arto di riferimento non è a contatto con il terreno. Ha inizio con il piede che si stacca dal suolo, per far avanzare l'arto in avanti e termina quando lo stesso piede rientra a contatto con il suolo. Ha una durata di circa il 40% del ciclo del passo.

A sua volta le due fasi di appoggio e oscillazione possono essere suddivise rispettivamente in 4 e 3 eventi.

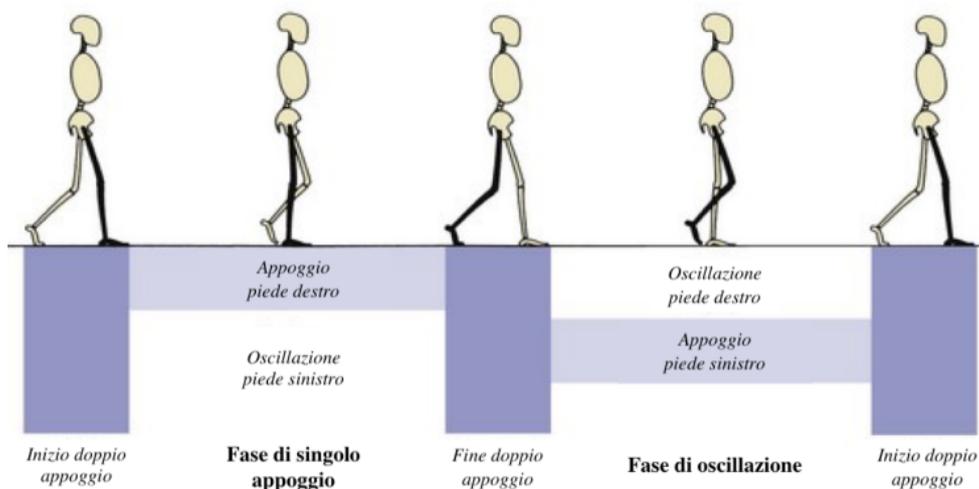


Figura 1.3: Suddivisione del ciclo del passo nella fase di appoggio e nella fase di oscillazione[3].

- Risposta al carico (0-10%): ha inizio quando il tallone entra a contatto con il suolo e termina con il piede controlaterale che viene sollevato. Durante questa fase, il piede assorbe l'impatto con il terreno e si ha il passaggio del peso corporeo sull'arto portante. Sia l'anca che il ginocchio sono completamente flessi.
- Appoggio intermedio (10-30%): l'arto opposto, in pendolamento, si porta in avanti rispetto al piede in appoggio ed il ginocchio e l'anca si estendono. Durante questa fase, l'appoggio del peso è su un singolo arto.
- Appoggio terminale (30-50%): ha inizio con il sollevamento del tallone dell'arto portante e termina al contatto iniziale del piede controlaterale con il suolo. Durante questa fase, il ginocchio aumenta la sua estensione e inizia a flettersi fino al contatto dell'altro piede con il terreno mentre l'anca si estende.
- Pre-pendolamento (50-60%): segna la fine della fase di stance e l'inizio della fase di swing. Il piede viene sollevato e il peso corporeo trasferito sull'arto opposto che si trova nella fase di risposta al carico. Durante questa fase, il ginocchio dell'arto di riferimento si flette.
- Oscillazione iniziale (60-70%): ha inizio con il sollevamento da terra del piede di riferimento e termina quando è allineato con la caviglia opposta. Durante questa fase, l'anca è in flessione e il ginocchio presenta un angolo di flessione maggiore che impedisce il trascinarsi del piede nel terreno.
- Oscillazione intermedia (70-85%): avviene l'allineamento della caviglia opposta con il piede di riferimento e la verticalizzazione della tibia della gamba oscillante. Durante questa fase, diminuisce l'angolo di flessione del ginocchio.

- Oscillazione terminale (85-100%): segna la fine della fase di oscillazione, con la tibia che raggiunge una posizione verticale fino al contatto iniziale con il terreno. Durante questa fase, l'arto completa il suo avanzamento in avanti compiendo un'estensione del ginocchio mentre l'anca raggiunge una flessione di 30° .

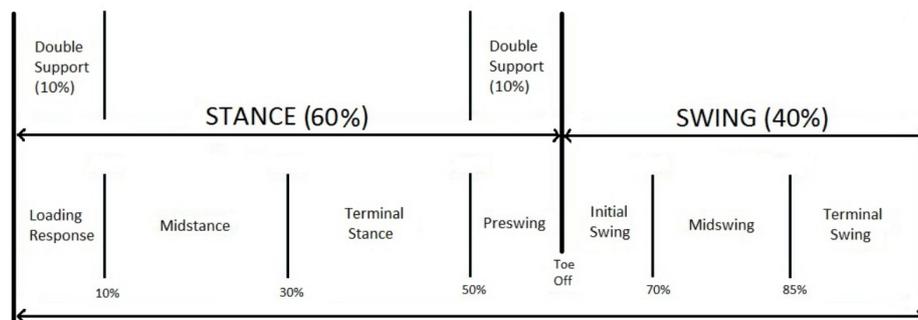


Figura 1.4: Rappresentazione del ciclo del passo nelle sue fasi principali[22].

Ogni ciclo del passo può variare in base all'attività che si sta svolgendo, ad esempio, durante la corsa, la fase statica diminuisce mentre aumenta la fase dinamica o in base alle caratteristiche fisiche dell'individuo, come l'età, la presenza di lesioni o malattie. In questo caso risulta utile approfondire da parte di un medico il ciclo del passo in modo da identificare eventuali problemi ad esso correlati. Per questo motivo nasce l'analisi del cammino che si occupa di studiare il movimento umano e tale valutazione può essere di tipo qualitativa o quantitativa, oggettiva o soggettiva. Di norma, l'analisi dell'andatura umana viene eseguita solo quantitativamente, tenendo conto della meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante la locomozione e utilizzando strumenti tecnologici come sistemi di stereofotogrammetria e misuratori di forza. Per ottenere un'analisi dettagliata e accurata è possibile misurare tre tipi di parametri:

- spazio-temporali, ovvero le diverse caratteristiche del passo al passare del tempo.
- cinematici, ovvero la posizione nello spazio, velocità e accelerazione del corpo.
- elettromiografici, ovvero i segnali relativi ai muscoli che si attivano durante l'esecuzione del cammino.

Tali dati vengono poi riportati graficamente in modo da rappresentare l'andamento in funzione del ciclo del passo e ricavare i valori dei singoli passi[23].

1.2.1 Parametri spazio-temporali

I parametri spazio-temporali principali che vengono utilizzati per l'analisi del ciclo del passo, e che verranno trattati nella seguente tesi, sono[24]:

- Passo, intervallo di tempo tra due istanti successivi di contatto con il suolo dello stesso piede.

- Semipasso, intervallo di tempo in cui il piede inizia il contatto con il terreno e istante successivo in cui il piede opposto entra a contatto con il suolo.
- Fase di stance, intervallo di tempo in cui il piede resta a contatto con il suolo. Solitamente calcolata in percentuale rispetto al passo.
- Fase di swing, intervallo di tempo in cui il piede non è a contatto con il suolo. Solitamente viene calcolato in percentuale rispetto al passo.
- Fase di doppio appoggio, intervallo di tempo in cui entrambi i piedi sono a contatto con il suolo. Solitamente viene calcolato in percentuale rispetto al passo.
- Lunghezza del passo, distanza tra due appoggi successivi dello stesso piede.
- Lunghezza del semipasso, distanza tra due appoggi successivi di due piedi contralaterali
- Velocità, velocità di spostamento lineare lungo la direzione del cammino.
- Cadenza, indica i passi al minuto.
- Oscillazione mediolaterale, scostamento lungo la direzione mediolaterale.
- Oscillazione frontale, scostamento lungo la direzione frontale.

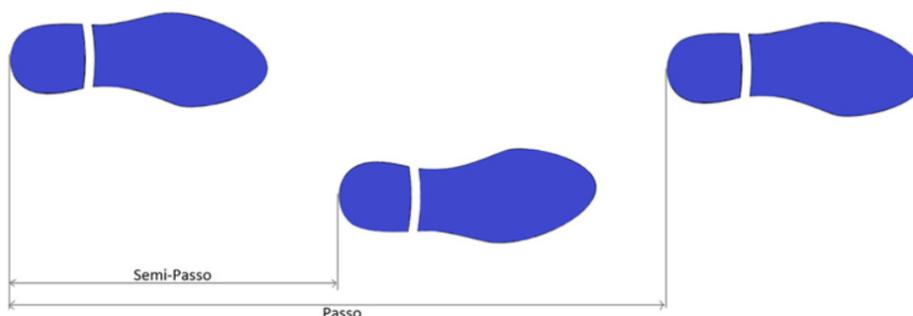


Figura 1.5: Differenza tra passo e semipasso[22].

1.3 Strumenti utilizzati per il Gait Analysis

1.3.1 Motion capture

Il motion capture, noto anche come mocap, è una delle tecniche principali utilizzate per registrare il movimento del corpo umano e di oggetti. È ampiamente utilizzato in campo medico (ad esempio nella riabilitazione o nella biomeccanica), in campo militare[5] e nell'industria dell'intrattenimento[28], come negli effetti speciali dei film per riprodurre i

movimenti realistici o nei videogiochi per ricreare con realismo il movimento dei personaggi virtuali. L'obiettivo del mocap è registrare e analizzare accuratamente il movimento di un soggetto, per comprendere i meccanismi del movimento umano o creare personaggi digitali realistici per l'intrattenimento.

La prima fase del processo prevede il posizionamento di marcatori riflettenti, sferette in grado di riflettere la luce nel vicino infrarosso o nel visibile, posizionati in punti specifici del corpo del soggetto, come le articolazioni. A questo punto il soggetto viene registrato da più telecamere o altri sensori di profondità, in grado di rilevare il movimento dei marcatori.

A seconda del tipo di telecamera o marcatore utilizzato, possiamo parlare di motion capture a ottica passiva, attiva, senza l'utilizzo di marcatore e inerziale. Quella passiva sfrutta telecamere a infrarossi e marcatori catarifrangenti, quella a ottica attiva usa delle telecamere speciali in grado di tracciare marcatori LED quando emettono luce. Il motion capture senza marcatori, invece, fa affidamento ai software e infine quella inerziale, dove il soggetto indossa dei marcatori inerziali che trasmettono i dati wireless a un computer[30].

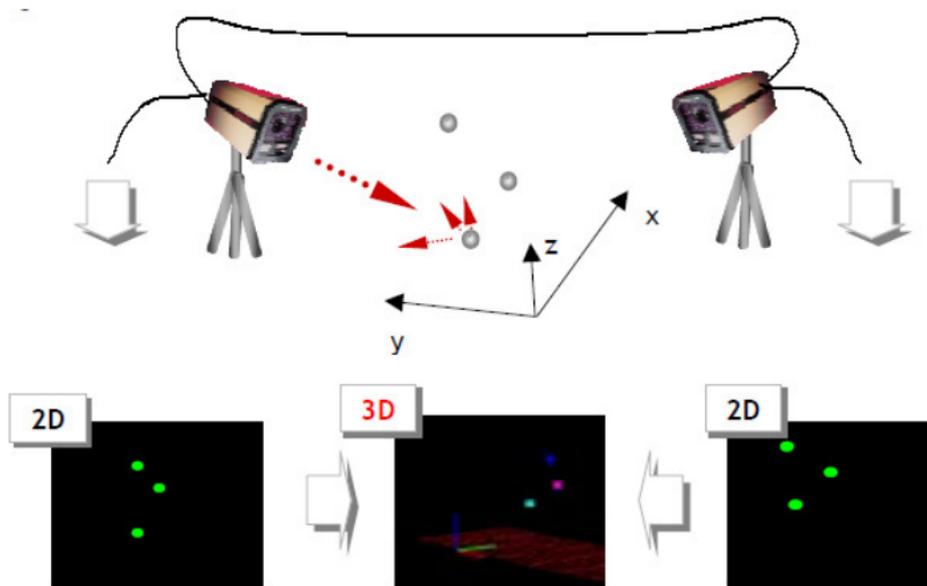


Figura 1.6: Schema di un sistema optoelettronico che utilizza due telecamere per acquisire delle immagini 2D e ricostruire la corrispondente immagine tridimensionale[6].

Una volta che i dati sono stati raccolti, vengono utilizzati dei software specializzati per elaborarli, nello specifico viene creata una rappresentazione 3D del movimento del soggetto in modo da comprendere i meccanismi del movimento umano.

Negli ultimi anni, la tecnologia di motion capture ha subito significativi sviluppi, grazie all'avvento dei sensori indossabili e dell'apprendimento automatico che permette di analizzare i dati e identificare i modelli per migliorare la precisione del mocap[4]. E' stata, ad esempio, sviluppata una tuta in cui sono state nascoste 16 unità di sensori inerziali per la

cattura del movimento di tutto il corpo. Ogni unità sensoriale contiene un giroscopio 3D, un accelerometro 3D, un magnetometro 3D e un sensore di compensazione della temperatura. I dati raccolti dal sensore vengono poi inviati da due moduli wireless posizionati nella parte bassa della schiena ai ricevitori wireless collegati a un computer portatile, in modo da poter essere elaborati.

1.3.1.1 Vantaggi e Svantaggi

Di seguito i principali vantaggi del motion capture per lo studio della Gait Analysis[30]:

- Elevata velocità di acquisizione: i risultati presentano una bassa latenza, creando dei movimenti realistici e accurati.
- Elevata precisione: è in grado di rilevare anche movimenti impercettibili.
- Adattabilità: è possibile impostare svariati set-up di acquisizione del movimento e tracciare il movimento di persone e oggetti.
- Utilità clinica: fornisce al personale sanitario informazioni quantitative che possono aiutarlo nella determinazione dello stato di salute del paziente.

Ora vengono invece elencati i principali svantaggi[30]:

- Elevato costo: l'attrezzatura e i software utilizzati non sono di facile accessibilità.
- Elevata complessità: è necessaria conoscenza e formazione specializzata per l'utilizzo di tali apparecchiature, oltre che l'utilizzo di software specifici per elaborare i dati.
- Suscettibilità agli errori: il limitato campo visivo e possibili distorsioni magnetiche potrebbero influenzare l'accuratezza dei dati.

1.3.2 Sensori RGB-D

Le tecnologie analizzate finora sono i metodi tradizionali di analisi dell'andatura. Tuttavia, negli ultimi anni, sta diventando sempre più popolare l'uso dei sensori RGB-D (Red, Green, Blue, Depth) in quanto in grado di fornire comunque una rappresentazione completa e accurata del movimento dell'individuo. Tali sensori RGB-D sono telecamere in grado di catturare informazioni sia sul colore che sullo sfondo in modo da generare una rappresentazione completa del movimento del corpo umano. Per ottenere tale caratteristica, viene combinata una telecamera con un sensore di profondità. Anche in questo caso viene poi creata una rappresentazione 3D del movimento, in modo da poter identificare eventuali anomalie del cammino. Infatti, le informazioni sulla profondità permettono di misurare la distanza delle varie parti del corpo rispetto alla telecamera, mentre le informazioni sul colore permettono di monitorare l'attività muscolare dell'individuo durante il cammino.

Il principale vantaggio delle telecamere RGB-D è che possono essere usate in uno svariato numero di ambienti: infatti, rispetto a set-up che prevedono l'utilizzo di marcatori e pedane di forza, permettono di essere usati in ambienti valutativi, domiciliari o associativi.

Ciò si è rivelato particolarmente utile nello svolgimento delle acquisizioni utilizzate per la presente tesi, visto che sono state condotte all'interno del Politecnico di Torino.

Inoltre, grazie all'integrazione con tecnologie come la realtà virtuale, vengono ampiamente sfruttati nel campo della riabilitazione, permettendo di creare dei percorsi riabilitativi volti all'esercitazione in un ambiente sicuro e controllato.

1.3.2.1 Sensori Kinect

Tra i sensori RGB-D utilizzati per il rilevamento del movimento vi sono i sensori Kinect, sviluppati da Microsoft per la console di gioco Xbox 360. Anch'essi combinano una telecamera a infrarossi con un sensore di profondità per ottenere informazioni sul colore e la profondità della scena in esame. Negli ultimi anni, tali sensori hanno preso strada come strumento per l'analisi dell'andatura e dell'equilibrio negli individui anziani, sia con che senza malattie neurologiche[7]. Diversi studi [8][15] hanno evidenziato come compromissioni dell'equilibrio e dell'andatura possono essere sintomo di malattie neurologiche, come il morbo di Parkinson, o le conseguenze di eventi acuti come l'ictus. Può pertanto risultare utile monitorare il cammino di questi soggetti negli ambienti domestici, permettendo una diagnosi precoce e valutando i progressi della condizione del paziente nel tempo e l'efficacia di un eventuale trattamento. Altri ancora, hanno testato i sensori Kinect per poter essere utilizzati come dispositivi di misurazione alternativi, utilizzando set-up sperimentali diversi, come eseguire esercizi fisici in un luogo statico, camminare lungo una passerella, camminare su un tapis roulant[18] o utilizzare più sensori Kinect contemporaneamente in modo da avere un tracciamento più accurato[13]. Wang et al.[14] ha confrontato la stima della posa umana tra i sensori Kinect v1 e Kinect v2 in dodici diversi esercizi di riabilitazione e utilizzando tre diversi angoli di visione, concludendo che il sensore Kinect v2 presenta una precisione complessiva migliore. Capucci et al.[16] ha valutato il sensore Kinect v2, confrontandolo con un sistema di motion capture di riferimento, per la stima degli angoli e delle posizioni articolari durante degli esercizi di riabilitazione per il dolore lombare. Infine, il seguente studio[17] tratta una soluzione basata sul sensore Azure Kinect, adatta a contesti domestici, per valutare l'andatura e l'equilibrio in soggetti a rischio di caduta. Vengono catturati movimenti del corpo, nel corso della giornata e vengono stimati dei parametri funzionali per caratterizzare le prestazioni dei soggetti.

Una delle limitazioni nell'utilizzo dei sensori Kinect per l'analisi dell'andatura e dell'equilibrio è la necessità di un software in grado di elaborare i dati estratti; nel tempo, però, sono stati sviluppati e resi disponibili dei pacchetti software, basati su Deep Learning e Machine Learning, adibiti a questo scopo.

1.3.2.2 Sensore Microsoft Kinect v1

Il sensore Microsoft Kinect v1 è un dispositivo di motion capture sviluppato da Microsoft per Xbox 360 e PC Windows. È stato rilasciato per la prima volta nel 2010.

Utilizza una combinazione di telecamere a infrarossi (IR) e luce visibile, nonché un proiettore laser IR, per acquisire informazioni dettagliate sull'ambiente e sulle persone al suo interno. Ciò consente al sensore di tracciare, attraverso il supporto di algoritmi di computer vision e machine learning, il movimento di individui e oggetti in tempo

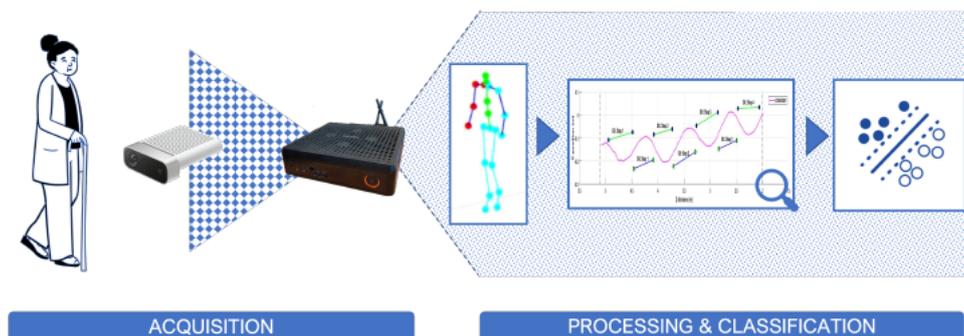


Figura 1.7: Esempio di pipeline di rilevatore utilizzato per effettuare analisi del cammino, basato su Kinect[8].

reale, consentendone l'utilizzo nel campo dell'industria dei giochi o in altri campi come l'assistenza sanitaria, l'istruzione e la ricerca, è stato utilizzato anche in alcune applicazioni robotiche.

Il dispositivo include un array di microfoni, che consente il riconoscimento vocale e l'ingresso audio. Inoltre, è presente un sensore di profondità che permette di misurare la distanza tra se stesso e gli oggetti nella scena, e una fotocamera RGB che cattura le informazioni sul colore dell'immagine.

Il tracciamento scheletrico si basa sui dati di profondità utilizzando un algoritmo in grado di stimare le parti del corpo sulla base di un ampio set di addestramento di immagini in profondità generate con pose e forme differenti, ottenute dal motion capture. Fornisce la posizione 3D di 20 giunti articolari ed è in grado di tracciare fino a due utenti contemporaneamente.

Affinché sia possibile utilizzare il sensore, il PC deve soddisfare i seguenti requisiti minimi: versione del sistema operativo almeno Windows 7 (32 o 64 bit); processore dual-core; una RAM di almeno 2 GB; scheda anagrafica DirectX 9.0c compatibile con 128 MB di RAM e supporto per Pixel Shader 2.0; spazio libero di almeno 250 MB su disco rigido.

Inoltre, ha un campo visivo di 57 gradi in orizzontale e 43 gradi in verticale e può tracciare fino a sei persone alla volta con una risoluzione di 640x480 pixel a 30 fotogrammi al secondo[12].

1.3.2.3 Sensore Microsoft Kinect v2

Il sensore Microsoft Kinect v2 è il successore del sensore Kinect v1 ed è stato rilasciato per la prima volta nel 2014 per Xbox One e PC Windows. Un'importante differenza rispetto al suo predecessore è sulla stima della profondità che si basa sul principio del tempo di volo (ToF) in cui la distanza da un oggetto è determinata dal tempo impiegato dalla luce emessa per raggiungere l'oggetto e tornare al sensore. Fornisce la posizione 3D di 25 giunti articolari ed è in grado di tracciare fino a sei utenti contemporaneamente: per il tracciamento scheletrico, il software di Body Tracking SDK utilizza tecniche di



Figura 1.8: Esempio di sensore Microsoft Kinect v1[9].

apprendimento automatico per identificare le posizioni tridimensionali dei joints del corpo umano, in tempo reale. Inoltre fornisce una migliore risoluzione: la telecamera presenta una risoluzione di 1080p (1920x1080 pixel) mentre il sensore di profondità di 512x424 pixel garantendo maggiore dettaglio e accuratezza, una migliore tracciabilità in quanto in grado di tracciare fino a sei persone contemporaneamente, oltre che il movimento anche di singole parti del corpo, come le dita e infine, una maggiore campo visivo[12].



Figura 1.9: Esempio di sensore Microsoft Kinect v2[10].

1.3.2.4 Sensore Azure Kinect DK

L'ultimo sensore sviluppato da Microsoft nel 2019 è Azure Kinect DK. L'architettura del sensore include una fotocamera RGB da 12 MP e un sensore di profondità da 1 MP. Sono stati inoltre, integrati un'unità di misura inerziale integrata (IMU) e un array di 7 microfoni. Il sensore dispone anche di funzionalità avanzate di tracciamento del movimento, tra cui il tracciamento della posizione a 6 gradi di libertà (6DoF) e il tracciamento della rotazione 3DoF. Microsoft ha anche sviluppato un nuovo SDK di rilevamento del corpo basato sul Deep Learning e Reti Neurali Convolutionali. Fornisce la posizione 3D di 32 giunti articolari[12].

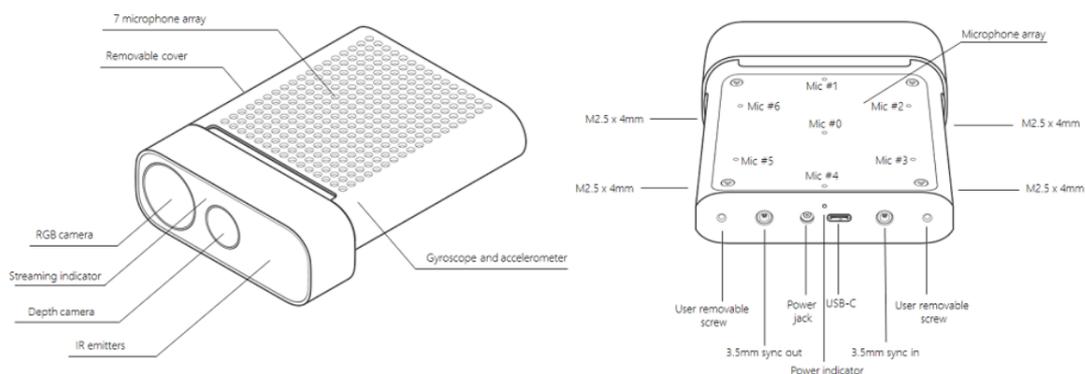


Figura 1.10: Specifiche hardware del sensore Azure Kinect DK[11].

1.3.3 Telecamere RGB

Le telecamere dei telefoni cellulari sono diventate una parte essenziale della vita quotidiana moderna. Molte persone le utilizzano per scattare foto e video di momenti importanti, creare contenuti social, partecipare a videochiamate e utilizzare le funzionalità di realtà aumentata. Negli ultimi anni, le telecamere dei cellulari sono diventate così avanzate da essere paragonabili alle fotocamere professionali. Alcune delle caratteristiche chiave di tali telecamere sono:

- Elevata risoluzione: i telefono più recenti sono dotati di telecamere ad alta risoluzione che possono scattare fino a 108 megapixel. Una maggiore risoluzione permette di ottenere foto più dettagliate, ma può occupare più spazio di archiviazione sul dispositivo.
- Stabilizzazione dell'immagine: un'elevata apertura dell'obiettivo della telecamera determina la quantità di luce che entra nell'obiettivo durante lo scatto, permettendo di avere foto migliori in condizioni di scarsa illuminazione, ma possono anche creare un effetto sfocato sullo sfondo.
- Stabilizzazione dell'immagine: aiuta a ridurre le sfocature ed è ottenuta utilizzando l'hardware della fotocamera, ad esempio sensori giroscopici, oppure con l'elaborazione software dell'immagine.
- Framerate: la maggior parte delle telecamere dei cellulari può catturare video a una velocità di 30 fotogrammi al secondo (FPS). Alcuni dispositivi più recenti possono catturare video a una velocità superiore, come ad esempio 60 FPS o 120 FPS, che possono essere utili per registrare video ad alta definizione o per creare effetti rallentati. Tuttavia, è importante notare che il framerate della fotocamera del telefono può variare in base alle condizioni di luce e ad altri fattori ambientali, come la presenza

di movimenti rapidi nell'immagine. In questi casi, la fotocamera può ridurre automaticamente il framerate per ottimizzare la qualità dell'immagine o per risparmiare energia[27].

Negli ultimi anni, molte ricerche si sono concentrate sull'uso della telecamera dei cellulari (telecamere Red Green Blue) per l'analisi del cammino umano. X. Gu et al.[20] presentano un nuovo metodo per l'analisi dell'andatura basata su una singola telecamera RGB su un telefono cellulare, convalidandolo rispetto ai sistemi di telecamere di profondità basati su marcatori. Per tracciare le coordinate 2D delle articolazioni umane hanno usato l'algoritmo OpenPose, in grado di monitorare più persone contemporaneamente. Taha Khan et al.[21] hanno proposto un modello di apprendimento automatico per stimare i sintomi dell'andatura parkinsoniana utilizzando dei video ottenuti da una telecamera RGB posizionata frontalmente al soggetto. L'algoritmo utilizza l'altezza variabile del soggetto in una sequenza di fotogrammi video per estrarre le caratteristiche che rappresentano i sintomi dell'andatura. Una support vector machine (SVM) è stata addestrata utilizzando queste caratteristiche per valutare la gravità della compromissione dell'andatura.

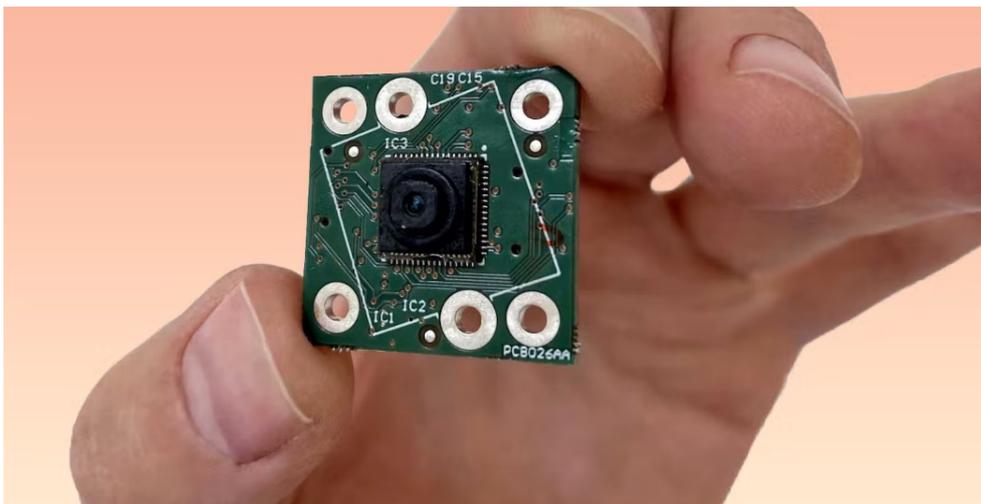


Figura 1.11: Specifiche hardware del sensore di una telecamera RGB[11].

Questo approccio, noto come "analisi del cammino basata sulla visione", offre una serie di vantaggi rispetto ai metodi tradizionali di analisi del cammino, che spesso richiedono attrezzature costose e complesse.

Il principale vantaggio è l'accessibilità in quanto, ai giorni d'oggi, quasi tutte le persone possiedono un cellulare con una telecamera integrata, permettendo quindi di acquisire facilmente i video del cammino. Inoltre, non viene richiesto l'uso di sensori o dispositivi indossabili, come invece previsto con la tecnica del mocap, rendendo la soluzione molto più discreta per il soggetto che può indossare liberamente qualsiasi indumento e meno invasiva.

Anche per questa tecnica, una delle limitazione è la necessità di un algoritmo di computer vision che elabori i dati raccolti in modo da identificare i movimenti del corpo e

le caratteristiche del cammino come la lunghezza del passo, la velocità, la cadenza e le diverse fasi.

Inoltre, come affrontato nei capitoli successivi, l'analisi del cammino basata sulla visione presenta una forte dipendenza dalla qualità dei video acquisiti, che possono essere influenzati da fattori come la luce, la stabilità del cellulare e la posizione della telecamera rispetto al ciclo del cammino. Infine, necessitano di essere validati e confrontati con tecniche Gold Standard di tale tipo di analisi.

In definitiva, l'analisi del cammino attraverso l'utilizzo di una telecamera RGB permette di avere una tecnica non invasiva, conveniente e promettente per poter monitorare le condizioni mediche e fisiche dei pazienti[26].

Lo scopo di tale tesi è di portare avanti gli sviluppi tecnologici e di ricerca che permettano a questa tecnica di diventare un valido strumento da poter utilizzare in questo campo. Nello specifico, si è cercato di validare i punti di riferimento estratti grazie all'utilizzo della libreria MediaPipe Pose[25] di Python da due telecamere cellulari posizionate in due prospettive differenti (frontale e laterale) rispetto al sensore Kinect, già ampiamente utilizzato nel gait analysis. Per far ciò, sono state confrontate le traiettorie dei passi delle tre diverse acquisizioni e sono stati estratti alcuni parametri spazio-temporali, utilizzati per la validazione.

Capitolo 2

Materiali e metodi

2.1 Set-up sperimentale

Il primo step affrontato è stato identificare il set-up sperimentale più adatto per l'acquisizione dei dati. Per questo motivo, grazie ad un confronto con la letteratura, sono stati valutati i vantaggi e gli svantaggi delle diverse angolazioni in cui è possibile posizionare le telecamere rispetto all'andamento del cammino.

Un primo studio considerato[8] si è posto l'obiettivo di simulare il cammino alterato tipico di soggetti anziani e patologici come i parkinsoniani, effettuando tre sessioni di camminata: sessione di camminata a passo normale; sessione di camminata a bassa velocità e sessione di camminata ciondolante. Pertanto, è stato posizionato il sensore RGB-D frontalmente rispetto al soggetto, ad una distanza di 5 metri in modo da rimanere nell'intervallo consigliato per il rilevamento del corpo. Inoltre, il sensore viene posto su un treppiedi a circa 1 metro del pavimento. I risultati hanno mostrato che il sistema è in grado di cogliere le differenze tra i tipi di pattern dell'andatura, come dimostrato indicativamente dai valori medi dei parametri stimati.

Un ulteriore studio[31] si è occupato di valutare 5 angoli di visuale diversi per due sensori di profondità: Azure Kinect e Microsoft Kinect v2. I risultati ottenuti hanno dimostrato che per il sensore Kinect v2 le prestazioni migliori si sono avute quando i soggetti si trovavano di fronte al sensore, probabilmente a causa delle occlusioni di una delle due gambe che si verificano all'aumentare degli angoli di visuale. Mentre, il sensore Azure Kinect ha avuto buone prestazioni di tracciamento dell'anca sagittale e degli angoli dell'articolazione sagittale del ginocchio, con angoli di visuale non frontali della telecamera. Probabilmente perché il suo modello DNN è stato progettato per tracciare i movimenti del corpo indipendentemente dagli angoli di visualizzazione della telecamera. Si è dunque ipotizzato che un angolo di visione obliquo fornisca dei risultati migliori poiché il sensore di profondità poteva vedere contemporaneamente sia il piano sagittale che quello frontale, riducendo al minimo l'occlusione del lato del corpo più lontano dal sensore. Inoltre, i movimenti articolari degli arti inferiori sono principalmente sul piano sagittale, durante la deambulazione, quindi è intuitivo osservare il corpo umano ad un angolo obliquo per consentire il calcolo dell'angolo articolare sia nel piano XY che nell'asse Z.



Figura 2.1: Set-up sperimentale con telecamera posta frontalmente[8].

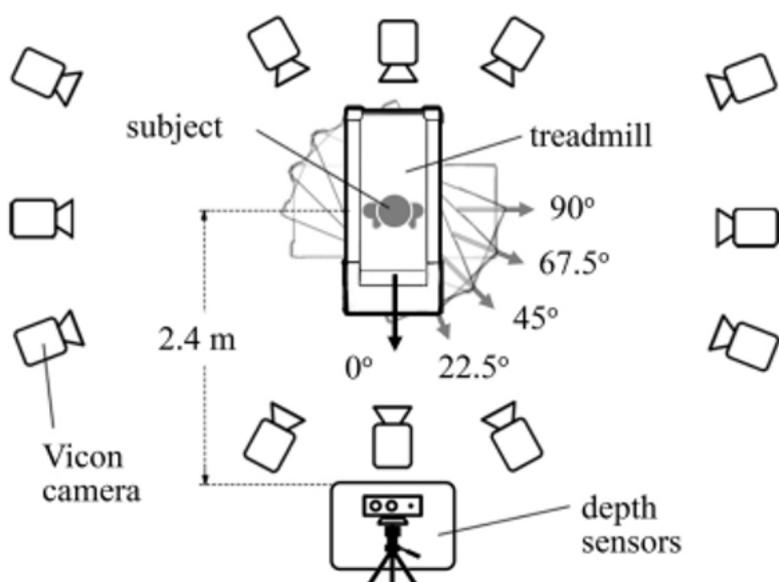


Figura 2.2: Configurazione dell'esperimento che mostra la disposizione del tapis roulant disposto in cinque angoli di visuale rispetto ai tre sensori di profondità[8].

Qifei Wang et al. [32] si sono occupati di valutare l'accuratezza del tracciamento articolare delle due generazioni di sensori Kinect (v1 e v2) rispetto ad un sistema ottico di motion capture. Per la valutazione sperimentale, i due sensori sono stati fissati insieme e montati su un treppiedi all'altezza di circa 1,5 metri e sono state effettuate le registrazioni di 12 esercizi. Ogni acquisizione è stata ripetuta per tre diversi angoli di orientamento del soggetto rispetto alle telecamere, ovvero a 0° con il soggetto rivolto verso le fotocamere, a 30° e 60° con il soggetto ruotato a sinistra delle telecamere. Si è osservato che

l'offset medio e la deviazione standard delle articolazioni più attive, aumentano all'aumentare dell'angolo. Ciò è particolarmente evidente sul lato dello scheletro che è girato più lontano dalla telecamera poiché l'occlusione delle articolazioni aumenta l'incertezza del rilevamento della posa.

Jorge Latorre et al. [33] si sono occupati di determinare e confrontare l'affidabilità dei metodi esistenti basati su Kinect per stimare i parametri spaziotemporali dell'andatura negli adulti sani e post-ictus. Il sensore Kinect v2 è stato fissato su una piattaforma in piedi a 80 cm di altezza, orientata parallelamente al pavimento. La passerella di misurazione è stata fissata al pavimento lungo l'asse sagittale del Kinect v2, mentre, la videocamera è stata fissata a 70 cm di altezza, anch'essa orientata parallelamente al pavimento in asse trasversale al percorso di misurazione. La velocità delle caviglie ha prodotto le informazioni più affidabili per stimare le misure di velocità, andatura e passo. Eventi più brevi, come il doppio supporto e il tempo di oscillazione, sono stati stimati in modo più accurato dalla distanza tra l'osso sacro e le caviglie e le dita dei piedi.

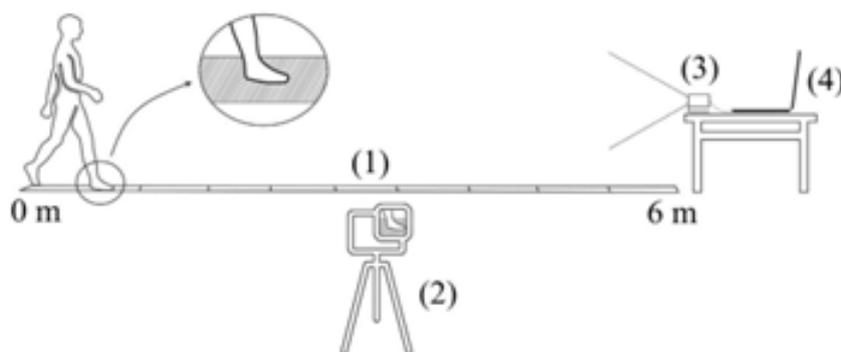


Figura 2.3: Descrizione della configurazione: (1) passerella; (2) videocamera; (3) sensore Kinect v2; (4) laptop.[33].

Nel seguente lavoro di tesi, poichè l'obiettivo è stato identificare un set-up sperimentale per il monitoraggio delle alterazioni del cammino in un ambiente domiciliare, sono state effettuate le registrazioni all'interno di uno dei corridoi del Politecnico di Torino.

Tale set-up prevedeva un percorso di analisi dell'andatura di circa 4 metri in cui sono state posizionate due telecamere, su un treppiedi, all'altezza di circa 1 metro.

Nello specifico:

- E' stato posizionato il sensore Azure Kinect frontalmente rispetto al ciclo del passo, in quanto la posizione frontale è la migliore per il sensore in letteratura per catturare più passi. Da questa acquisizione sono poi successivamente stati estratti due tipi di dati: i dati ottenuti dall'elaborazione del sensore Kinect e utilizzati come riferimento per validare il nostro set-up e i dati estratti tramite la libreria MediaPipe Pose di Python.
- Inoltre, è stata posizionata una telecamera di un telefono cellulare con angolo di 90° rispetto la direzione del cammino, in modo da poter validare un'angolazione diversa

e valutare l'accuratezza della libreria MediaPipe Pose nel segmentare il ciclo del passo anche in caso di eventuali occlusioni degli arti sul lato dello scheletro che è più lontano dalla telecamera.

Non è stata presa in considerazione una visuale obliqua in quanto era necessario effettuare delle considerazioni di calibrazione se si voleva confrontare i risultati in uscita da questa visuale con quelli del sensore Kinect.

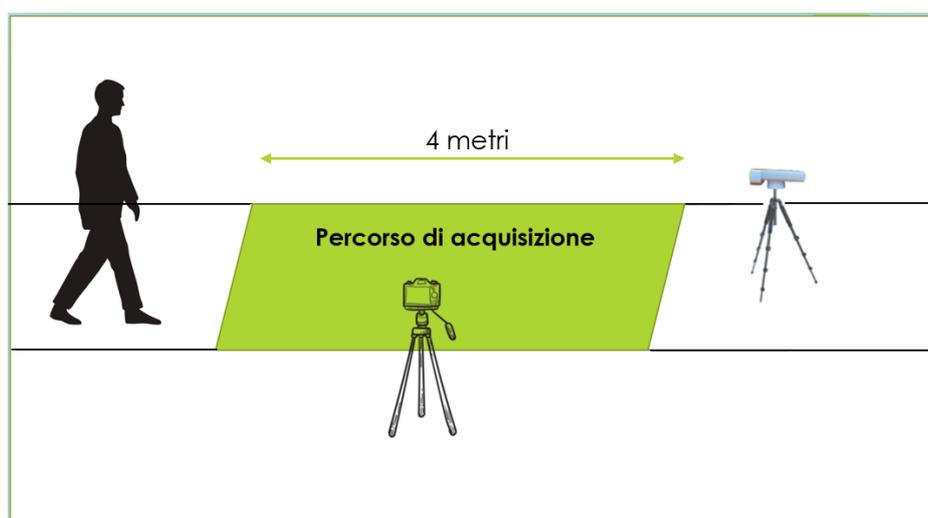


Figura 2.4: Set-up sperimentale: sensore Kinect posto frontalmente e telecamere RGB posta lateralmente.

2.1.1 Dataset

I video sono stati ottenuti dalla registrazione dell'andatura del cammino delle due telecamere. Sono stati reclutati 10 soggetti sani, con età compresa tra i 20 e 35 anni, a cui è stato chiesto di camminare, a passo normale, lungo il percorso di acquisizione stabilito. Ogni soggetto è quindi partito da circa 4,5 metri di distanza e si è avvicinato al sensore Kinect posto frontalmente, lungo un percorso rettilineo, mentre le due telecamere registravano contemporaneamente.

Al termine di questa fase, si hanno a disposizione le registrazioni video del ciclo del passo di ogni singolo soggetto, visto da due prospettive diverse e i dati estratti dal sensore Azure Kinect, utili per la fase di confronto successiva.

2.2 Elaborazione dei dati

Una volta ottenute le registrazioni, i video sono stati riallineati in modo da analizzare, per le due telecamere, la fase del cammino all'interno del percorso di acquisizione.

Per ottenere le traiettorie 3D del modello scheletrico raccolte durante le sessioni di camminata, è stata usata la libreria MediaPipe Pose di Python (Versione Python 3.9.15).

2.2.1 MediaPipe Pose

MediaPipe Pose è una soluzione di Machine Learning (ML) ad alta fedeltà (ovvero alta qualità), sviluppata da Google e rilasciata nel 2019, per il tracciamento della posa del corpo umano a bassa latenza (ovvero in tempo reale). E' uno strumento multiplatforma ed open source, di facile utilizzo grazie alla documentazione completa e alle guide fornite dal team di sviluppo.

Grazie ad una rete neurale convoluzionale in grado di analizzare le immagini acquisite, deduce 33 punti di riferimento 3D e una maschera di segmentazione dello sfondo su una persona in video in tempo reale su dispositivi di fascia bassa, ad esempio telefoni, laptop, ecc. Infatti, contrariamente agli attuali approcci all'avanguardia che si basano su potenti ambienti desktop per l'inferenza e GPU, la libreria MediaPipe raggiunge prestazioni in tempo reale sulla maggior parte dei moderni telefoni cellulari, desktop/laptop e persino sul Web.

Per il rilevamento dei 33 punti chiave la libreria utilizza la rete neurale BlazePose che sta alla base del ML Kit Pose Detection API[35].

Caratteristiche di Blaze Pose:

- localizza accuratamente i punti chiave per monitorare la posa umana utilizzando l'apprendimento automatico (ML) per dedurre i 33 punti di riferimento 2D da un singolo fotogramma.
- Contrariamente ai metodi attuali che, per effettuare la stima delle coordinate in tempo reale, si basano su potenti desktop, Blaze Pose si basa su telefoni cellulari che stimano tramite CPU.
- Usa 33 punti chiave (rispetto allo standard attuale, la topologia COCO, che ne usa 17, aggiunge punti chiave anche per mani e piedi).

Caratteristiche di ML Kit Pose Detection API:

- Produce una corrispondenza scheletrica di tutto il corpo di 33 punti.
- Fornisce un'immagine speculare (il lato destro dell'utente viene visualizzato a sinistra dell'immagine).
- La coordinata z è un valore sperimentale calcolato per ogni punto di riferimento. Viene misurato un pixel per immagine ma non è un valore 3D reale. L'asse z è perpendicolare alla videocamera e l'origine è nel punto centrale tra i fianchi.
- Fornisce la probabilità che un punto si trovi all'interno del frame.

2.2.1.1 Topologia

Lo standard attuale per la posa del corpo umano è la topologia COCO, che consiste in 17 punti di riferimento su busto, braccia, gambe e viso. Tuttavia, i punti chiave COCO si localizzano solo nei punti della caviglia e del polso, mancando di informazioni sulla scala e sull'orientamento di mani e piedi, che sono vitali per applicazioni pratiche come il fitness

e la danza. L'inclusione di più punti chiave è cruciale per la successiva applicazione di modelli di stima della posa specifici del dominio, come quelli per mani, viso o piedi.

Con BlazePose, viene presentata una nuova topologia di 33 punti chiave del corpo umano, permettendo di determinare la semantica del corpo dalla sola previsione della posa[36].

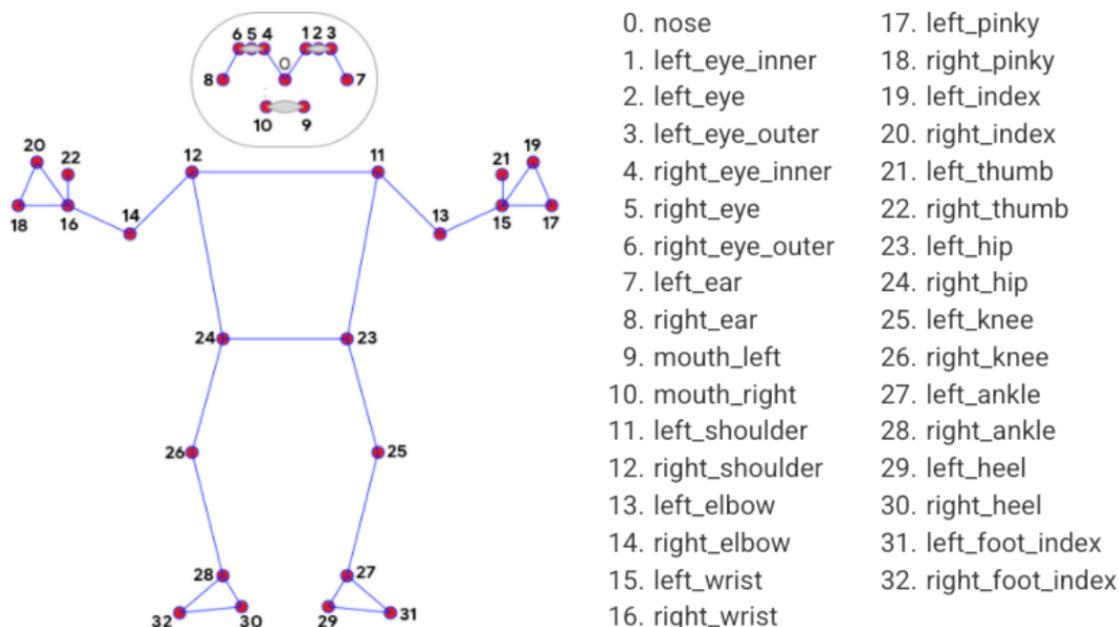


Figura 2.5: 33 punti di riferimento dedotti dalla libreria MediaPipe Pose.[35].

2.2.1.2 Implementazione del rilevamento della posa di MediaPipe

La soluzione utilizza una pipeline ML rilevatore-tracker in due fasi. Utilizzando il rilevatore, la pipeline individua la persona/posa nella regione di interesse (ROI) all'interno del frame, mentre il tracker prevede successivamente i punti di riferimento della posa e la maschera di segmentazione all'interno della ROI utilizzando il fotogramma ritagliato dalla ROI come input. Nel caso in cui i punti debbano essere estratti da un video il rilevatore viene richiamato solo se necessario, ovvero per il primo fotogramma o quando il tracker non è più in grado di identificare la presenza della posa del corpo nel fotogramma precedente. Per gli altri frame, la pipeline ricava semplicemente la ROI dai punti di riferimento della posa del frame precedente[35][34].

Tale modello presenta prestazioni migliori se la persona si trova a 2-4 metri di distanza dalla telecamera. Mentre, uno dei principali limiti è che non riesce a rilevare più di una persona alla volta.

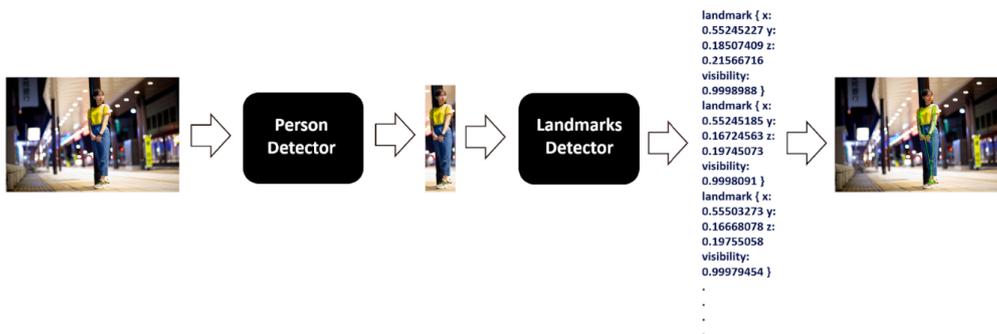


Figura 2.6: Pipeline della libreria MediaPipe Pose.[34].

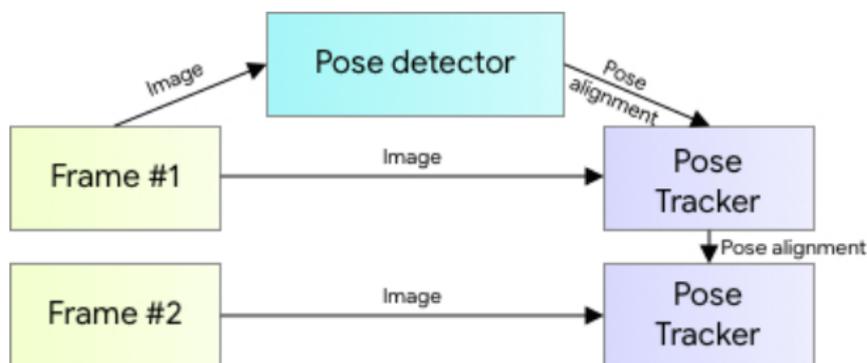


Figura 2.7: Panoramica della pipeline di stima della posa umana.[36].

2.2.1.3 Modello di monitoraggio

Il componente di stima della posa della pipeline prevede la posizione di tutti i 33 punti chiave delle persone con tre gradi di libertà ciascuno (posizione x, y e visibilità) più i due punti chiave dell'allineamento virtuale che descrivono il centro, la rotazione e la scala del corpo, come un cerchio. A differenza degli approcci attuali che impiegano la previsione della heatmap ad alta intensità di calcolo, il modello Blaze Pose utilizza un approccio di regressione supervisionato da una previsione combinata heatmap/offsetmap di tutti i punti chiave, come mostrato in Figura 2.8 [36].

Nello specifico, durante l'addestramento viene prima utilizzata una heatmap e una *compensation loss* per addestrare la stock centrale e a sinistra della rete [Figura 2.8]. Poi viene rimosso l'output della heatmap e addestrato il regression encoder (stock di destra), quindi, utilizzando efficacemente la mappa termica per supervisionare un incorporamento leggero.

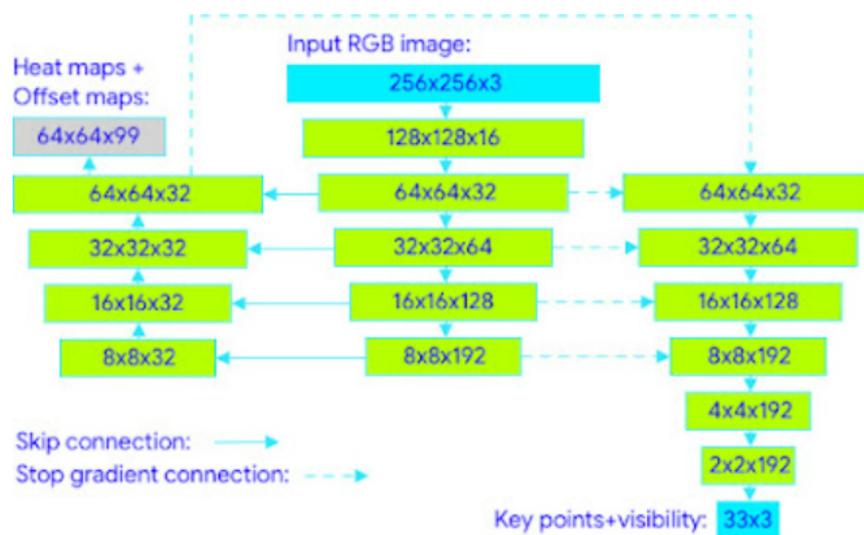


Figura 2.8: Architettura della rete di tracciamento: regressione con supervisione heatmap [36].

2.2.1.4 Opzioni di configurazione

Una volta installata la libreria, è necessario inizializzare il modello di rilevamento della posa (`mp.solutions.pose`) e poi richiamare la funzione `setup mp.solutions.pose.Pose()` con gli argomenti:

- `static_image_mode`: è un valore booleano che, se impostato su `False`, invoca il rilevatore solo quando necessario, ovvero nel primissimo frame o quando il tracker perde la traccia. Se impostato su `True`, invece viene richiamato su ogni immagine di input. E' consigliato impostare il valore come `True` nel caso si lavori con un gruppo di immagini e su `False` se si lavora con video. Il suo valore predefinito è `False`.
- `model_complexity`: è la complessità del modello del punto di riferimento della posa. Poiché sono disponibili tre diversi modelli tra cui scegliere, i valori possibili sono 0, 1 o 2. Maggiore è il valore, più accurati sono i risultati, ma a scapito di una maggiore latenza. Il suo valore predefinito è 1.
- `enable_segmetation`: è un valore booleano che, se impostato su `True` genera la maschera di segmentazione. Il suo valore predefinito è `False`.
- `min_detection_confidence`: è la confidenza di rilevamento minima (con valori nell'intervallo [0.0 , 1.0]) richiesta per considerare corretta la previsione del modello di rilevamento delle persone. Il suo valore predefinito è 0.5. Ciò significa che se il rilevatore ha una confidenza di previsione maggiore o uguale al 50%, verrà considerato un rilevamento positivo.

- `min_tracking_confidence`: è la confidenza di tracciamento minima (con valori nell'intervallo $[0.0, 1.0]$) richiesta per considerare validi i punti di riferimento di posa tracciati del modello di tracciamento dei punti di riferimento. Se la confidenza è inferiore al valore impostato allora il rilevatore viene richiamato nuovamente nel frame/immagine successivo, quindi aumentando il suo valore aumenta la robustezza, ma aumenta anche la latenza. Il suo valore predefinito è 0.5.
- `smooth_landmarks`: è un valore booleano che, se impostato su `True`, pone i punti di riferimento su diversi fotogrammi filtrati per ridurre il rumore. Ma funziona solo quando `static_image_mode` è impostato su `False`. Il suo valore predefinito è `True`.
- `smooth_segmentation`: è un valore booleano che, se impostato su `True`, filtra le maschere di segmentazione per ridurre il jitter. Il suo valore predefinito è `True`.

Nelle presente tesi, i video sono stati inizialmente processati con i parametri di default in modo da ridurre il più possibile la latenza e il costo computazionale [Tabella 2.1]. I segnali estratti erano però molto rumorosi. Inoltre, la libreria presentava difficoltà nel rilevare i primi passi dai video frontali e si verificava uno scambio di marker tra destra e sinistra nel caso dei video ottenuti dalla telecamera laterale. Per questo motivo è stata rieffettuata l'estrazione degli andamenti con i parametri configurati come in Tabella 2.2.

Parametro	Valore
<code>static_image_mode</code>	<code>False</code>
<code>model_complexity</code>	1
<code>enable_segmetation</code>	<code>False</code>
<code>min_detection_confidence</code>	0.5
<code>min_tracking_confidence</code>	0.5
<code>smooth_landmarks</code>	<code>True</code>
<code>smooth_segmentation</code>	<code>True</code>

Tabella 2.1: Configurazione Parametri default.

Parametro	Valore
<code>model_complexity</code>	2
<code>min_detection_confidence</code>	0.3
<code>min_tracking_confidence</code>	0.6

Tabella 2.2: Configurazione Parametri.

E' stata aumentata la complessità per rendere gli andamenti più stabili ed evitare gli scambi tra i joints di destra e i joints di sinistra. La `min_detection_confidence` è stata diminuita, ovvero è stata ridotta la probabilità di rilevamento in modo che MediaPipe riuscisse a rilevare anche i primi passi del ciclo del cammino. La `min_tracking_confidence` è stata aumentata in modo da richiamare più spesso il rilevatore.

2.2.1.5 Dati estratti

Una volta che è stato eseguito il rilevamento della posa, si sono ottenuti due elenchi contenenti i 33 punti di riferimento:

- `POSE_LANDMARKS`: contiene le coordinate dei punti di riferimento. Ogni punto è costituito come segue:
 - `x`: è la coordinata `x` del punto di riferimento normalizzata tra `[0.0, 1.0]` relativamente alla larghezza dell'immagine.
 - `y`: è la coordinata `y` del punto di riferimento normalizzata tra `[0.0, 1.0]` relativamente all'altezza dell'immagine.
 - `z`: è la coordinata `z` del punto di riferimento normalizzata all'incirca sulla stessa scala di `x`. Rappresenta la profondità del punto di riferimento con origine nel punto medio dei fianchi, quindi minore è il valore di `z`, più vicino è il punto di riferimento alla telecamera.
 - `visibility`: è un valore con range `[0.0, 1.0]` che rappresenta la possibilità che il punto di riferimento sia visibile (non occluso) nell'immagine. Questa è una variabile utile quando si decide se si vuole mostrare una particolare articolazione perché potrebbe essere occlusa o parzialmente visibile nell'immagine.
- `POSE_WORLD_LANDMARKS`: contiene le coordinate 3D dei punti di riferimento. Ogni punto è costituito come segue:
 - `x`, `y` e `z`: sono le coordinate 3D del mondo reale in metri con l'origine posto nel centro tra i fianchi.
 - `visibility`: presenta la stessa definizione di quello definito nel corrispondente `pose_landmarks`.

Una volta che questi dati sono stati estratti, sono stati salvati in un file JSON in modo da poter essere analizzati su un algoritmo MATLAB. I file ottenuti sono 10, uno per ogni soggetto, strutturati come segue [Figura 2.9]:

- Un Python dictionary per ogni frame;
- All'interno di ogni frame sono presenti due Python dictionary contenenti i due tipi di coordinate estratte: le coordinate `POSE_WORLD_LANDMARKS` (World) e le coordinate `POSE_LANDMARKS` (Image).

```
"Frame 60": {  
  "World": [  
    [  
      0.0007950291037559509,  
      -0.5743833780288696,  
      -0.4250086545944214,  
      0.9999963045120239  
    ], ..  
  "Image": [  
    [  
      0.48189646005630493,  
      0.32840049266815186,  
      -0.2953941822052002,  
      0.9999963045120239  
    ], ..  
  ]  
}
```

Figura 2.9: Esempio di come sono state organizzate le coordinate per ogni frame e per ogni soggetto. In ordine, rispettivamente, si hanno la coordinata x, la coordinata y, la coordinata z e la visibility.

2.3 Analisi dei dati

Nella fase successiva, sono stati analizzati i dati attraverso un algoritmo sviluppato con il linguaggio di programmazione Matlab (© 1984-2022 MathWorks, Inc).

Poichè il centro dell'obiettivo della telecamera IR del sensore Azure Kinect rappresenta l'origine del sistema [Figura 2.11], i dati delle coordinate 3D sono riferiti rispetto ad un sistema di riferimento globale. Contrariamente, i dati estratti dalla libreria MediaPipe sono riferiti rispetto al centro dell'anca del soggetto. Pertanto, per prima cosa, sono stati riferiti i joints estratti dalla Kinect rispetto al centro dell'anca e portati i valori in metri.

Nella fase di pre-processing le traiettorie 3D dei joints sono state ricampionate a 50Hz per evitare il jitter dovuto ad un framerate variabile dei dispositivi a circa 30FPS e filtrate utilizzando un filtro passa basso Butterworth, del terzo ordine e con frequenza di taglio di 10Hz, per rimuovere il rumore ad alta frequenza [Figura 2.12] [Figura 2.13].

Infine, sono stati considerati solo i dati delle coordinate 3D estratti dal sensore Kinect, facendo riferimento all'istante di tempo in cui il soggetto entra all'interno del percorso di acquisizione e l'istante in cui esce, in modo da poter considerare lo stesso numero di passi per ogni telecamera.

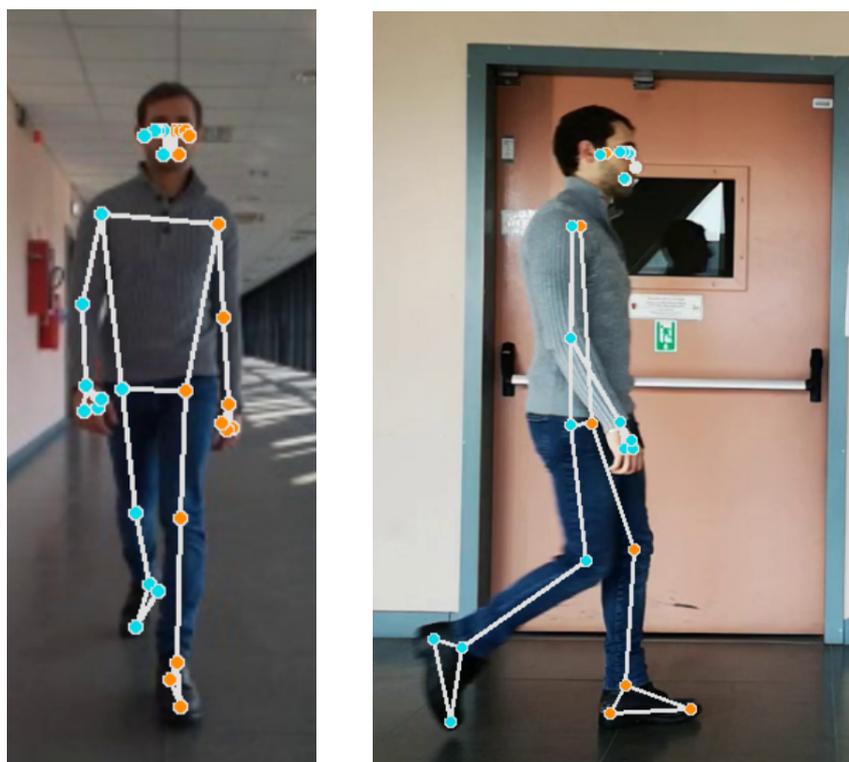


Figura 2.10: Rappresentazione delle coordinate `pose_world_landmarks` su: vista frontale (sinistra); vista laterale (destra).

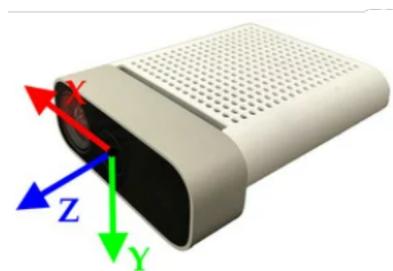


Figura 2.11: Sistema di riferimento del sensore Azure Kinect[12].

2.3.1 Confronto tra gli andamenti

Una volta terminata la fase di pre-processing, sono stati visualizzati e confrontati gli andamenti del joint della caviglia destra e della caviglia sinistra, estratti dalla libreria MediaPipe per le due telecamere e dal sensore Azure Kinect.

Dall'analisi degli andamenti, come è possibile vedere anche in Figura 2.14, gli andamenti della telecamera frontale hanno rivelato una difficoltà, da parte della libreria, nel rilevare i primi passi del ciclo a causa di una bassa qualità del video. Per questo, è stato necessario effettuare un riallineamento, nel momento in cui si è voluto validare quanto

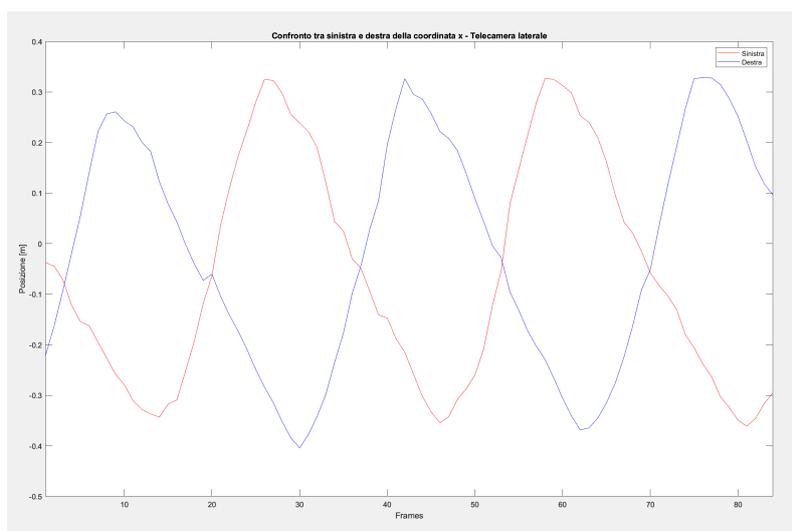


Figura 2.12: Andamento del joint della caviglia estratto dai video della telecamera laterale, prima del pre-processing.

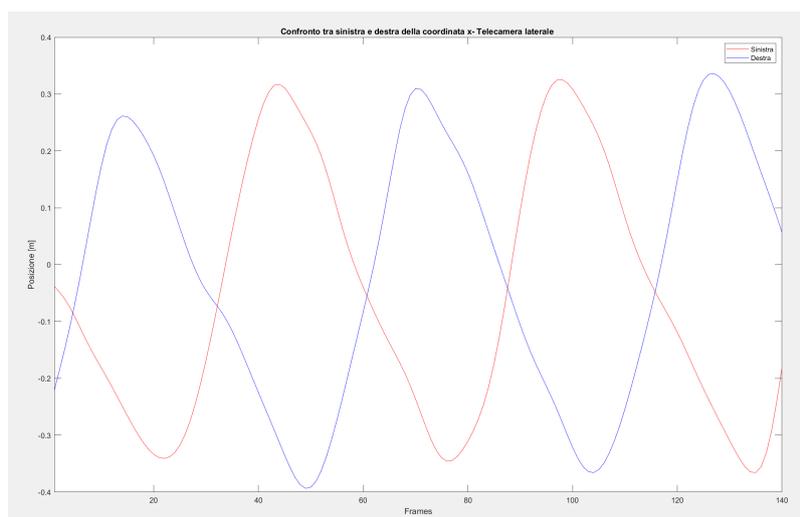


Figura 2.13: Andamenti del joint della caviglia estratto dai video della telecamera laterale, dopo il pre-processing.

ottenuto dalla libreria MediaPipe con le coordinate 3D del sensore Kinect, basandoci sul presupposto che i soggetti presi in esame erano soggetti sani, cui andamento del passo era presumibilmente regolare.

Inoltre, MediaPipe, come detto precedentemente, utilizza un sistema di riferimento con origine posizionato al centro delle anche, asse x orizzontale, asse y verticale e asse z uscente dal centro delle anche. Per tale motivo, l'asse che meglio rappresenta il ciclo del passo, nel caso dei video ottenuti dalla visuale laterale, è l'asse x [Figura 2.15].

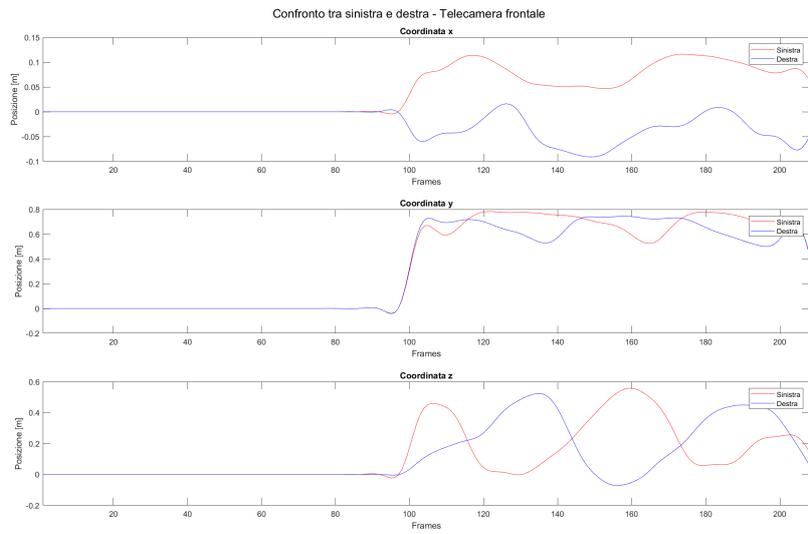


Figura 2.14: Andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra, del soggetto 2, estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale

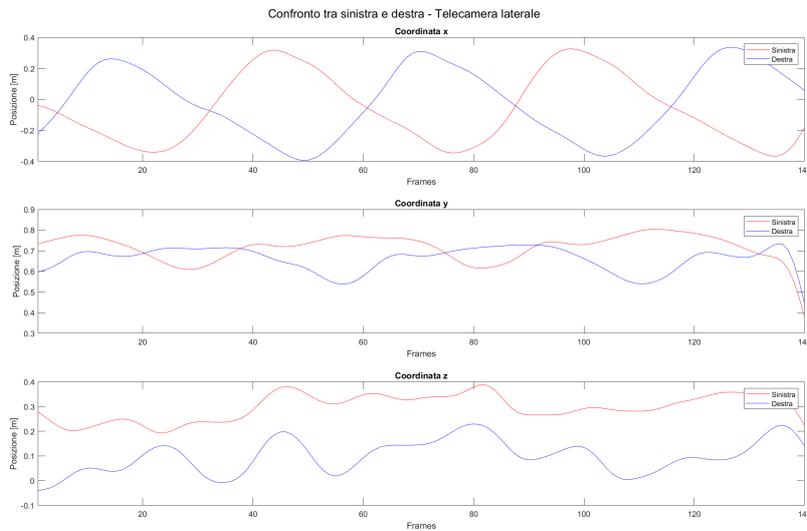


Figura 2.15: Andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra, del soggetto 2, estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.

Una volta fatte queste considerazioni, sono stati confrontati gli andamenti estratti dalla libreria MediaPipe per le due visuali, con le coordinate 3D del sensore Kinect, in modo da poterne valutare l'accuratezza.

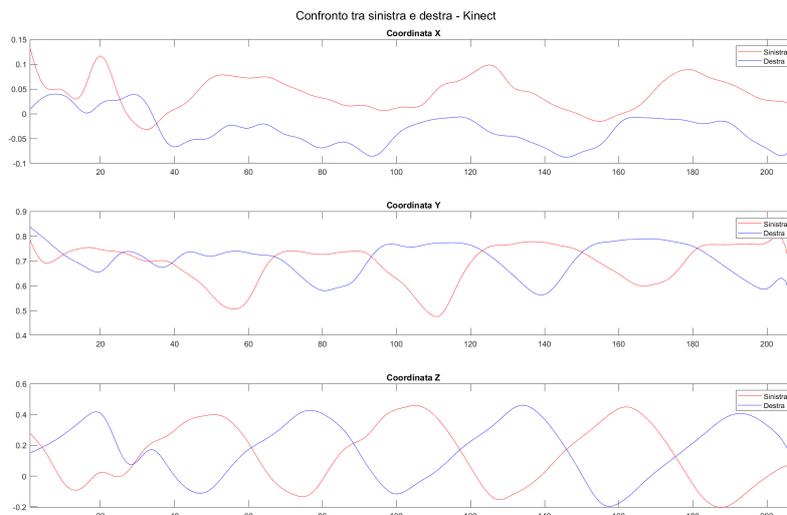


Figura 2.16: Andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra, del soggetto 2, estratti tramite il sensore Kinect.

2.3.2 Parametri spazio-temporali

Dai dati raccolti sono poi stati calcolati un sottoinsieme dei parametri spaziotemporali tradizionali in modo da fornire una stima dell'accuratezza della libreria MediaPipe nell'essere utilizzata in campo clinico per la Gait Analysis.

Dunque, per stimare i parametri dell'andatura per ciascuna gamba all'interno della finestra temporale stabilita, è stato utilizzato un algoritmo di segmentazione dei passi, scritto su misura, progettato per identificare ogni passo: si è lavorato sulle traiettorie 3D dell'articolazione della caviglia sinistra e destra per evitare la perdita di precisione avuta se si fosse usata l'articolazione del piede.

L'algoritmo lavora sui valori di profondità della caviglia (asse z nel caso della visuale frontale mentre asse x nel caso in cui la telecamera è posta lateralmente) per eseguire una sogliatura binaria per rilevare ogni passo[37].

La soglia è stata impostata a 1.5 cm, leggermente ridotta rispetto a quanto trovato in letteratura [37] in quanto l'algoritmo riusciva a gestire meglio eventuali fluttuazioni degli andamenti. L'algoritmo considera la caviglia in fase stazionaria quando la differenza tra due valori di profondità consecutivi è inferiore alla soglia stabilita mentre la considera in fase di movimento, quando la differenza tra due valori consecutivi è superiore alla soglia, creando così un array binario per gamba che permettesse di stabilire le due fasi del passo.

A questo punto, l'array binario è stato utilizzato per estrarre i parametri spazio-temporali del ciclo del passo:

- Per il calcolo della lunghezza del passo, è stato prima calcolato l'inizio della fase stazionaria di una caviglia e l'inizio della fase stazionaria successiva e, successivamente

la distanza in modulo tra la posizione della caviglia in quei due istanti di tempo.

- Per il calcolo della velocità del passo, è stata prima calcolata la differenza in campioni tra l'istante in cui è iniziata la fase stazionaria di una caviglia e l'inizio della fase stazionaria successiva, e successivamente passata in secondi. Infine, è stato calcolato il rapporto tra la lunghezza del passo di quella caviglia e la relativa durata in secondi.
- Per il calcolo della cadenza, è stata moltiplicata la velocità per 60 secondi e poi diviso per la lunghezza del passo.
- Per il calcolo della fase di stance, è stata calcolata la lunghezza della fase stazionaria della caviglia che si è portata avanti. Tale valore è poi stato rapportato in percentuale, rispetto alla durata del passo.

Oltre al calcolo dei parametri spazio-temporali, si è optato per il calcolo delle oscillazioni medio-laterali e frontali, in modo da poter valutare eventuali anomalie della parte superiore del corpo, durante la fase di camminata. Per fare questa valutazione non è stato possibile utilizzare le coordinate del joint del centro del bacino, in quanto, il sistema di riferimento si riferisce allo stesso punto e, per questo, presentavano valore nullo. Sono state dunque calcolate le coordinate del punto medio di spalla destra, spalla sinistra e naso e su questo punto sono state calcolate le differenze picco-picco degli andamenti x , per il calcolo dell'oscillazione medio-laterale, e z , per il calcolo dell'oscillazione frontale. Ciò è stato fatto tenendo sempre in considerazione che nel caso della visuale laterale gli assi x e z sono invertiti.

Capitolo 3

Risultati

Nel seguente capitolo vengono esaminati i risultati dei confronti che sono stati discussi nel capitolo precedente. Per primo il confronto tra gli andamenti delle coordinate della caviglia sinistra e della caviglia destra per entrambe le visuali e per il sensore Kinect.

Poi, il confronto tra gli andamenti delle coordinate della caviglia sinistra tra le due angolazioni analizzate (frontale e laterale) con le coordinate estratte dal sensore Kinect.

Successivamente si è valutata la simmetria degli andamenti tra il joint della caviglia destra e il joint della caviglia sinistra per validare il sistema di acquisizione scelto e l'accuratezza nella stima dei parametri spazio temporali.

Uno degli obiettivi della tesi è proprio confrontare le traiettorie e capire dalle varie viste quali parametri sono calcolabili e con quale affidabilità.

E' stato necessario escludere dalla valutazione un soggetto (soggetto 04) in quanto i dati del sensore Kinect risultavano disturbati dalla luce.

3.1 Confronto joint della caviglia destra e della caviglia sinistra per le diverse acquisizioni

Dal confronto tra i joint di caviglia destra e caviglia sinistra, si evince che:

- La telecamera frontale [Figura 3.1] fornisce i parametri più veritieri, in quanto stima valori il più vicini alla realtà, nonostante la difficoltà nel stimare le coordinate ad una certa distanza.
- La coordinata y della telecamera laterale [Figura 3.2] è rappresentativa del sollevamento dei piedi: quando un piede si solleva, l'altro è poggiato; la coordinata z , indica la distanza tra le due caviglie, ovvero la larghezza del passo durante il cammino. Inoltre, la variazione della curva rispetto a se stessa, è più o meno di 20 cm: durante il tragitto la caviglia si muove in un range tra 0 e 1 dal centro del bacino. Inoltre, i valori di z , sia della caviglia destra che della caviglia sinistra, sono entrambi positivi, dunque MediaPipe stima le gambe dallo stesso lato: la gamba destra, che stava posteriormente rispetto alla telecamera, viene correttamente stimata dietro rispetto

la gamba sinistra (shift verso il basso) ma non risulta con valori negativi, ovvero posteriormente al centro del bacino. Si conclude che, in questa visualizzazione, la libreria MediaPipe non è in grado di stimare la profondità in modo accurato. Riesce invece a stimare bene la coordinata x che in questa visualizzazione è la direzione del cammino. E' quindi molto interessante valutare la stima del parametro di lunghezza del passo e valutare se è simile con l'altra vista. In quanto, anche se viene stimata male la profondità, questa non influisce nel calcolo della lunghezza del passo o nel calcolo dei parametri ad essa correlati.

- La telecamera Kinect [Figura 3.3] va a sovrastimare i parametri, contrariamente alla libreria di MediaPipe, in quanto si vede come la lunghezza del passo è leggermente superiore rispetto a quella stimata dall'acquisizione frontale.

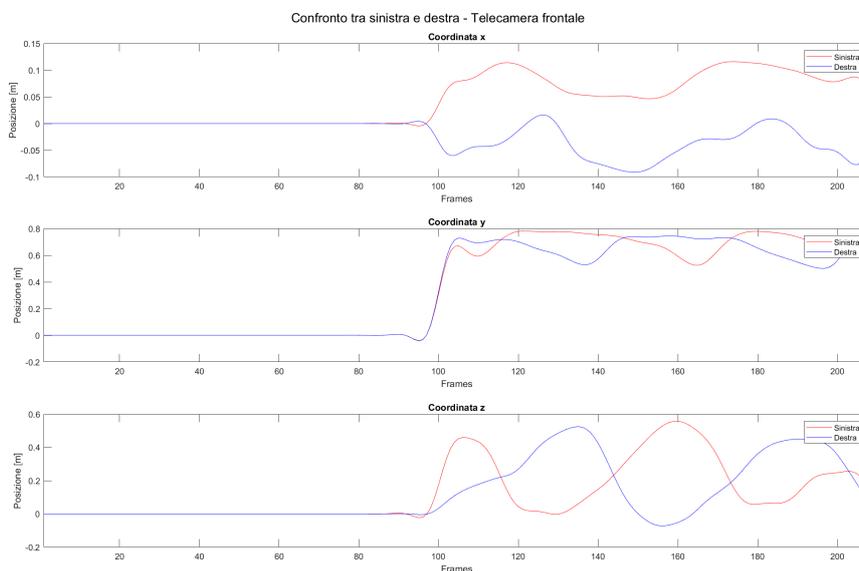


Figura 3.1: Soggetto 02: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.

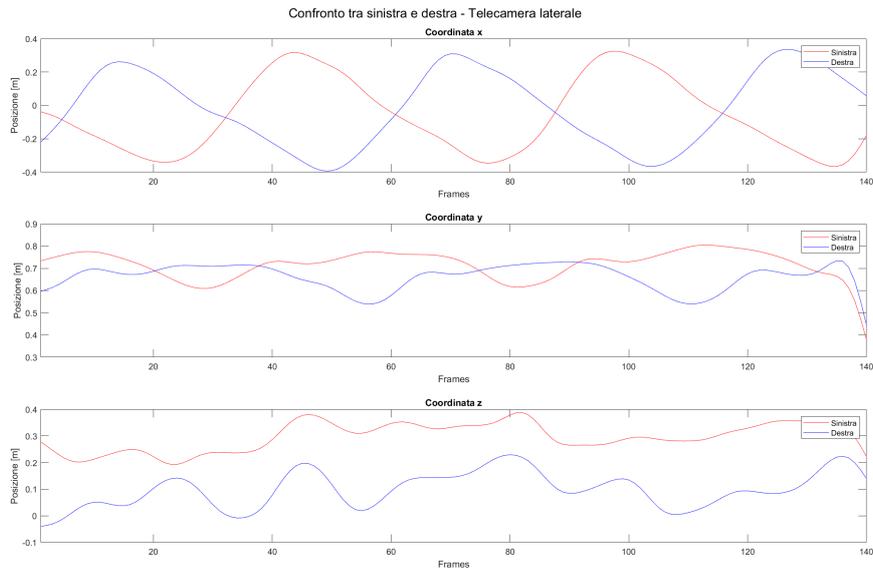


Figura 3.2: Soggetto 02: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.

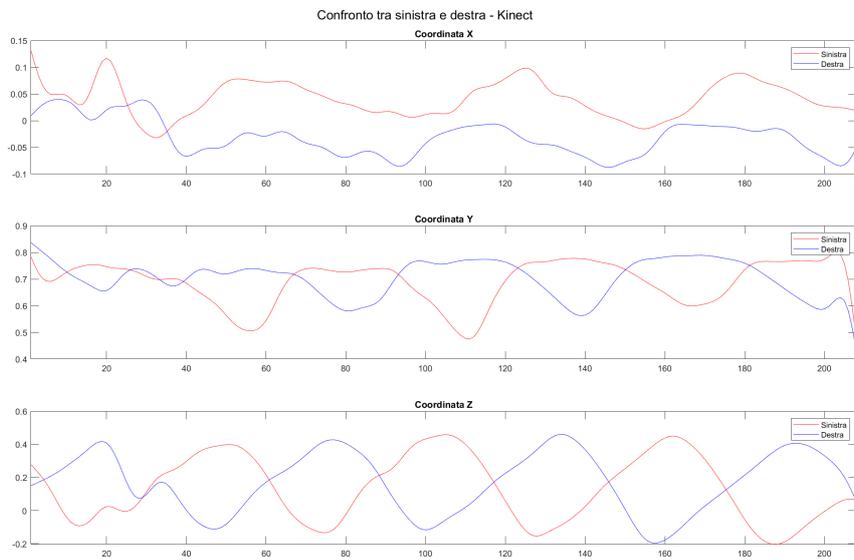


Figura 3.3: Soggetto 02: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.

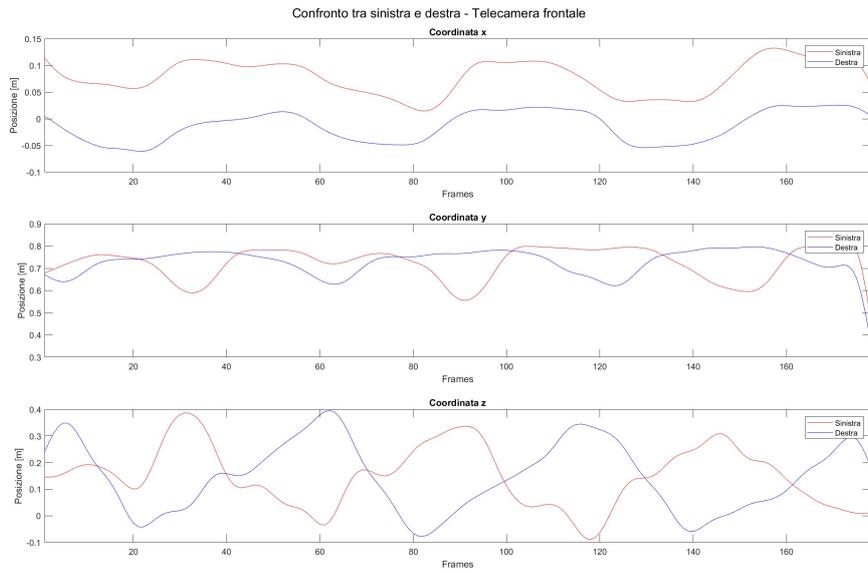


Figura 3.4: Soggetto 01: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.

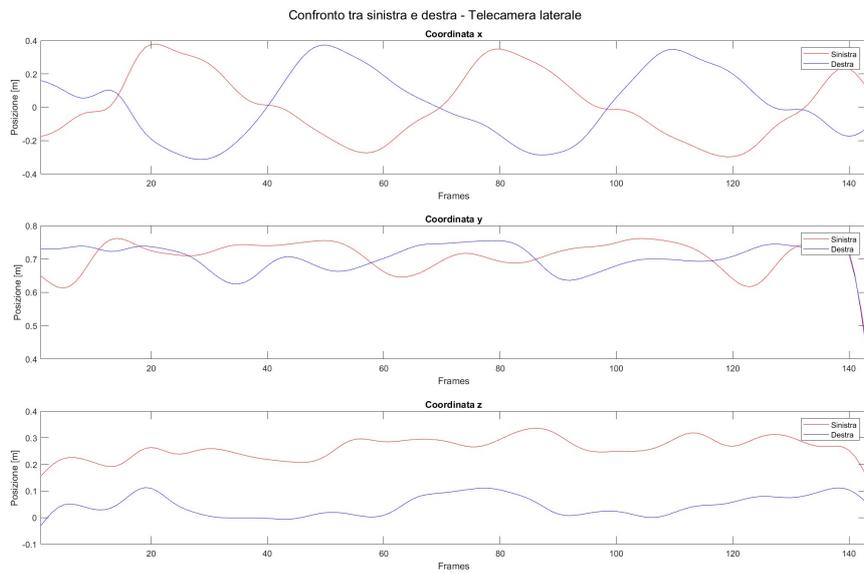


Figura 3.5: Soggetto 01: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.

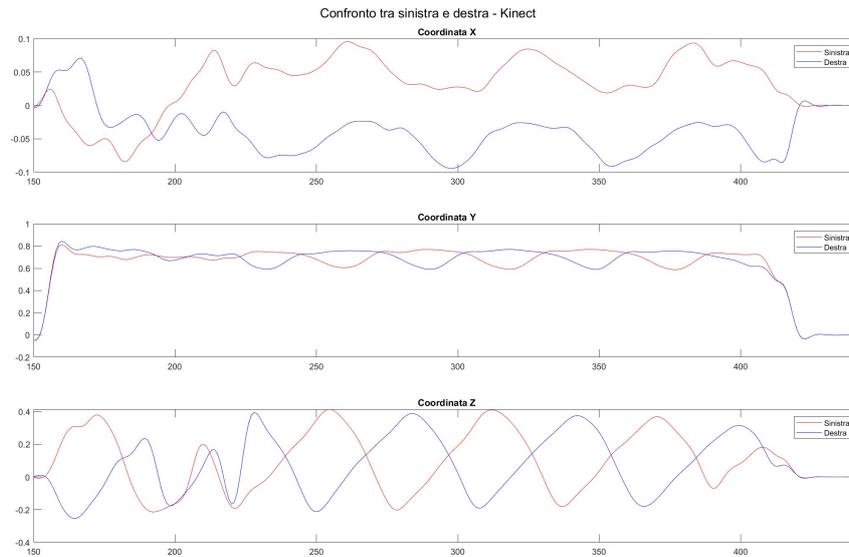


Figura 3.6: Soggetto 01: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.

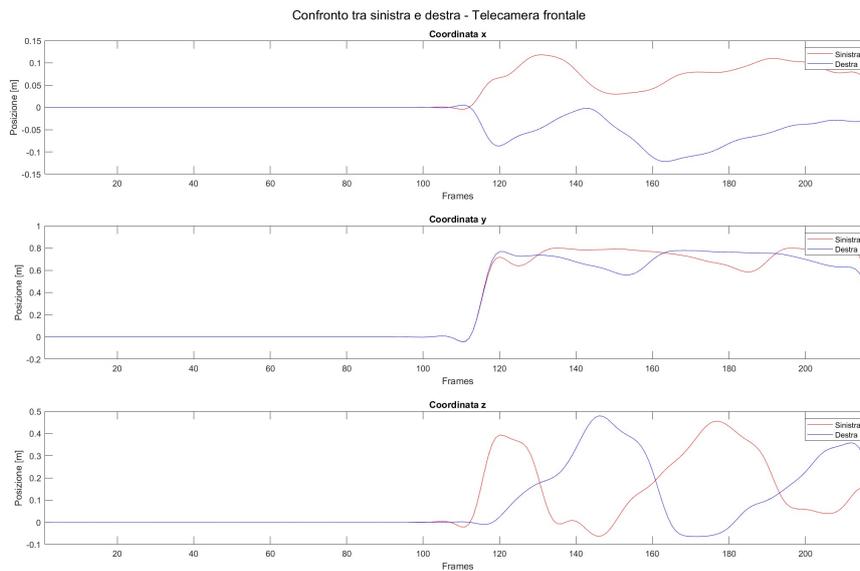


Figura 3.7: Soggetto 03: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.

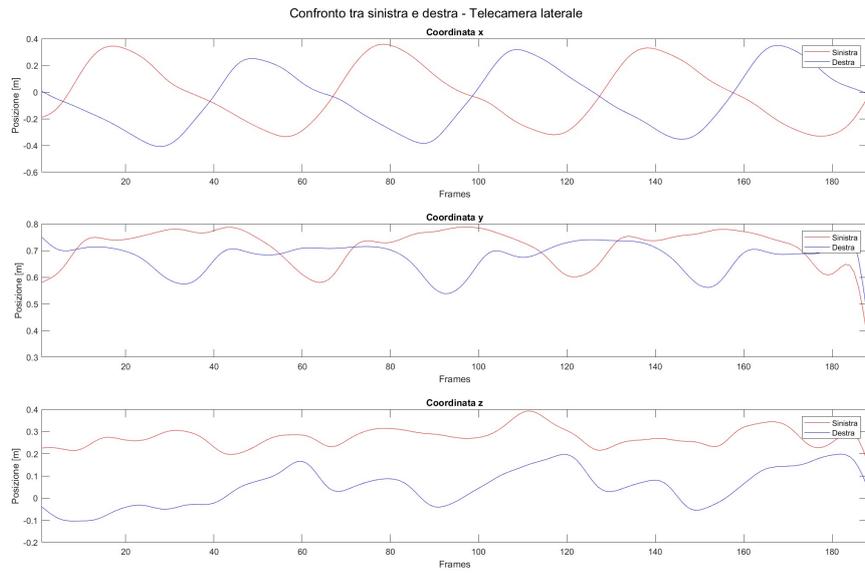


Figura 3.8: Soggetto 03: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.

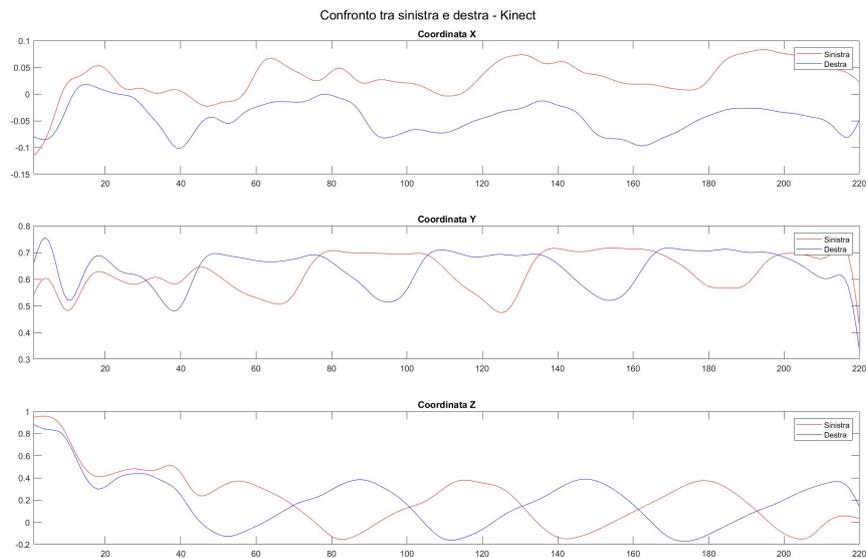


Figura 3.9: Soggetto 03: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.

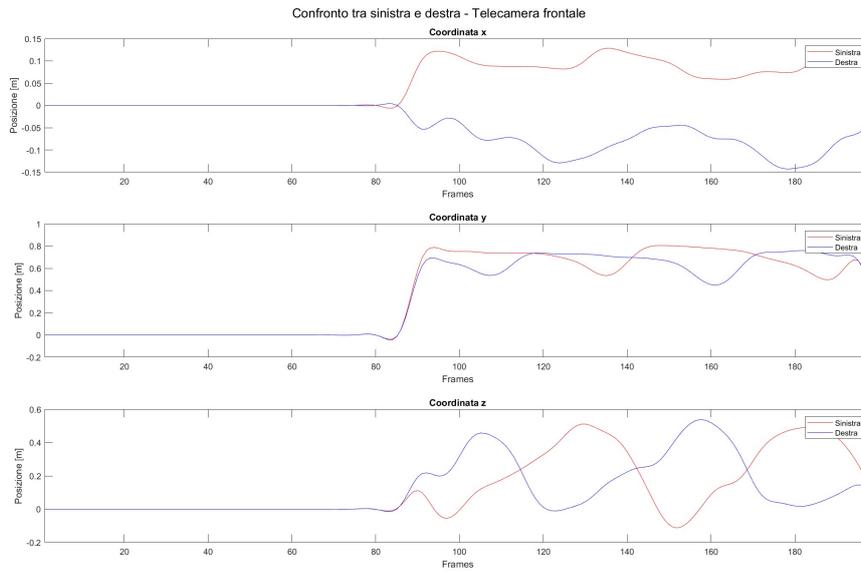


Figura 3.10: Soggetto 05: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.

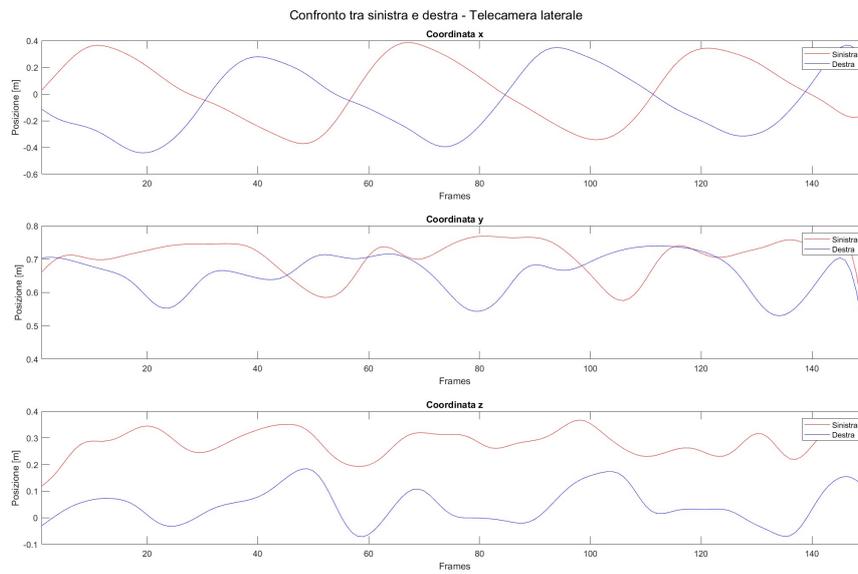


Figura 3.11: Soggetto 05: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.

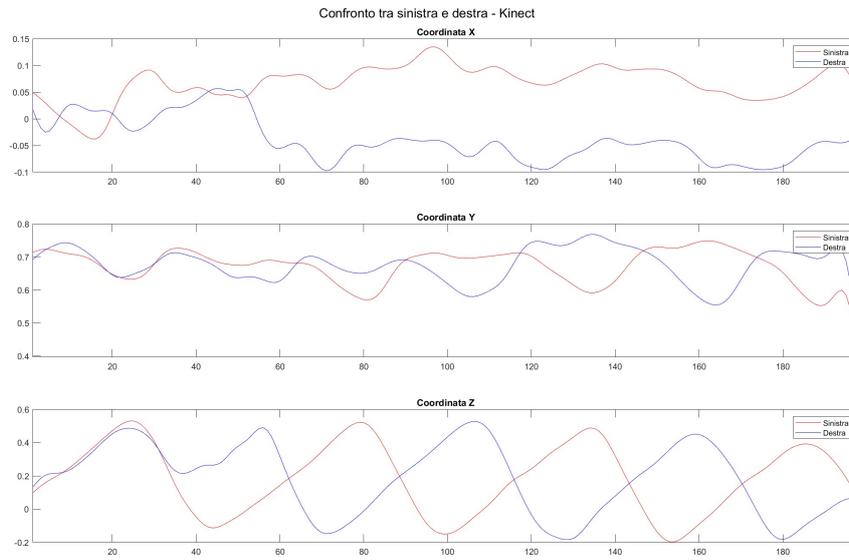


Figura 3.12: Soggetto 05: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.

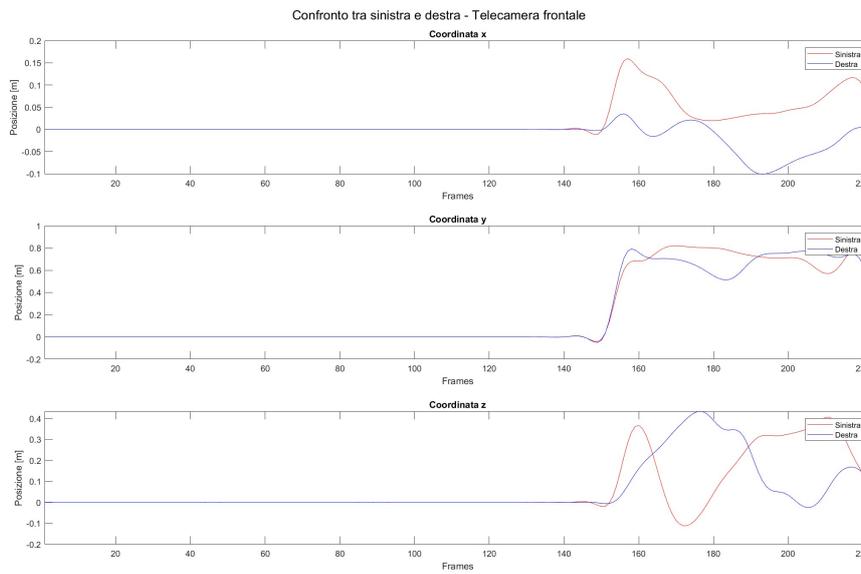


Figura 3.13: Soggetto 06: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.

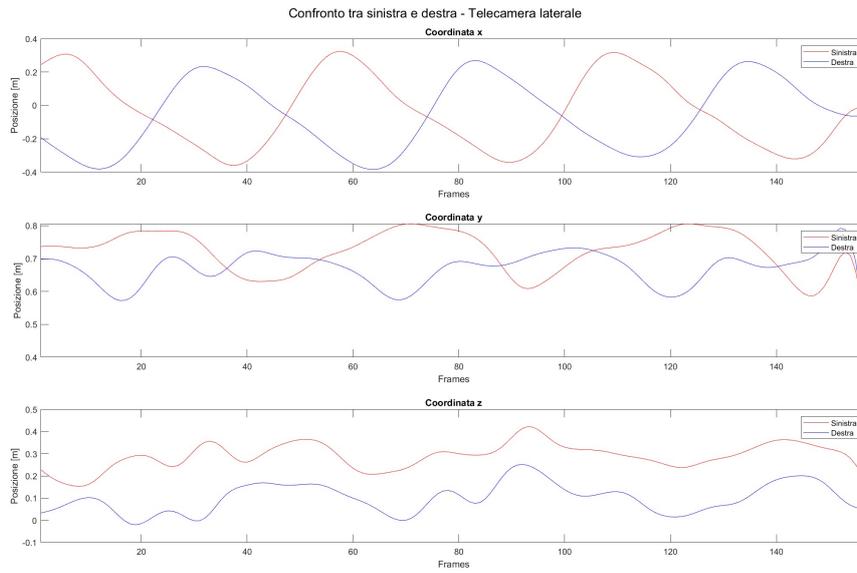


Figura 3.14: Soggetto 06: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra, estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.

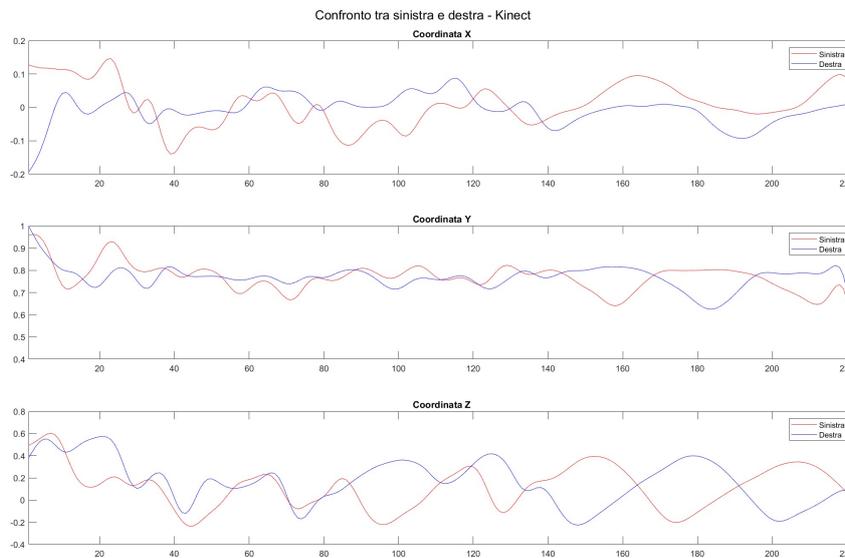


Figura 3.15: Soggetto 06: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.

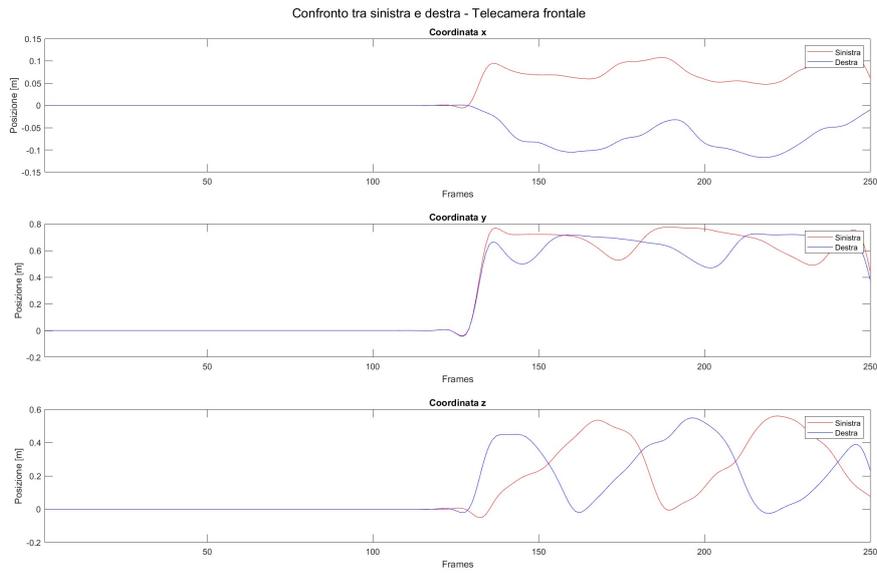


Figura 3.16: Soggetto 07: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.

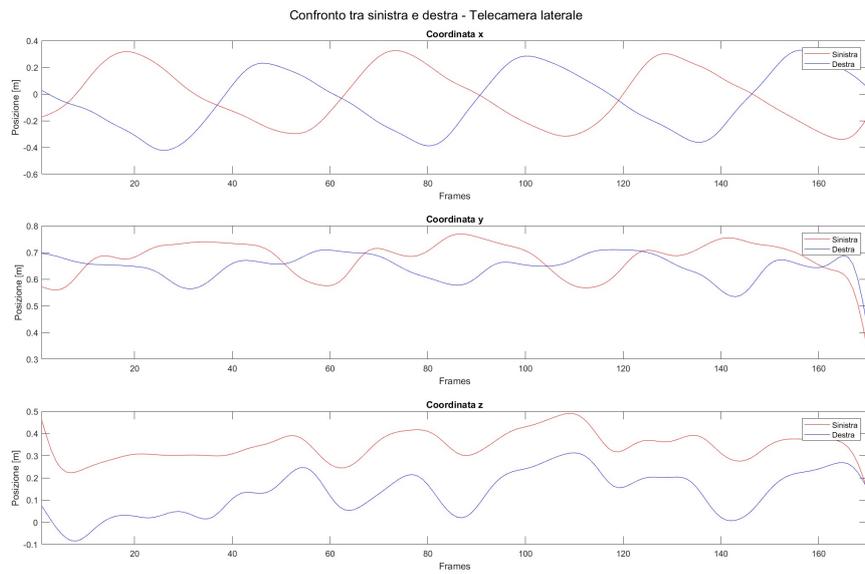


Figura 3.17: Soggetto 07: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.

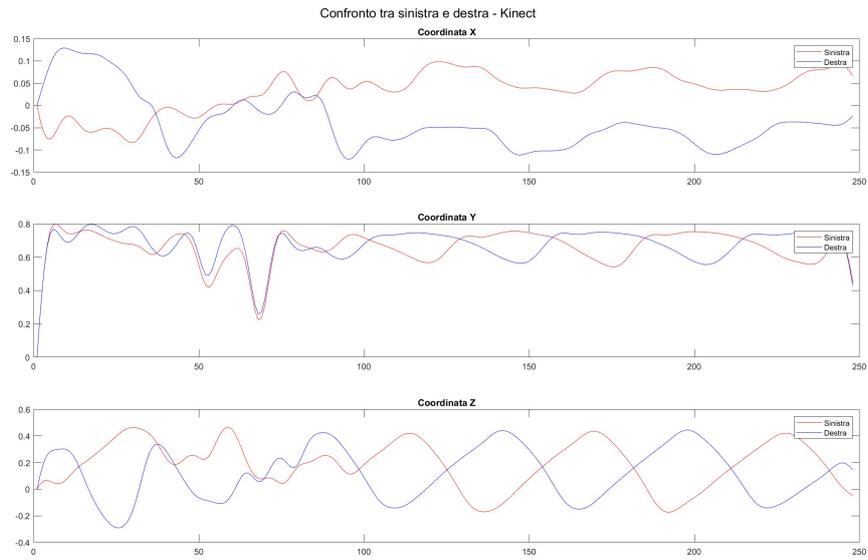


Figura 3.18: Soggetto 07: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.

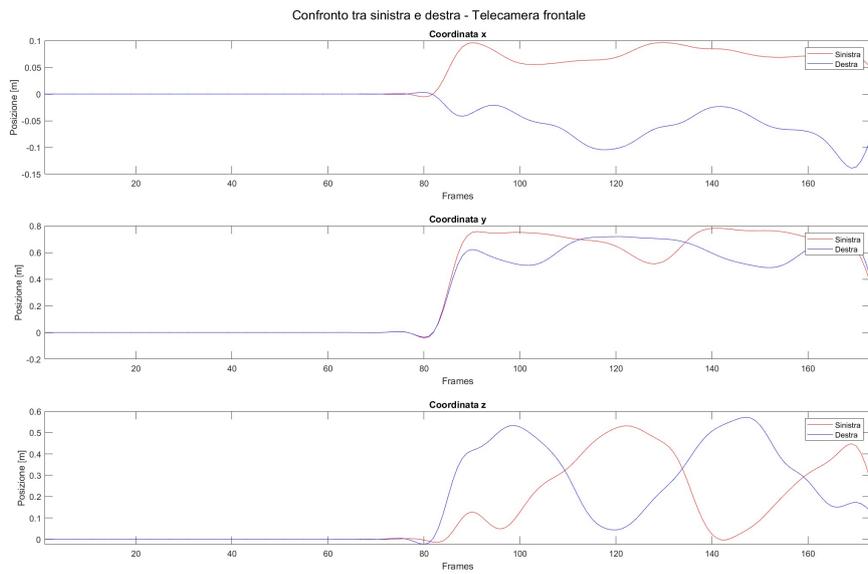


Figura 3.19: Soggetto 08: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.

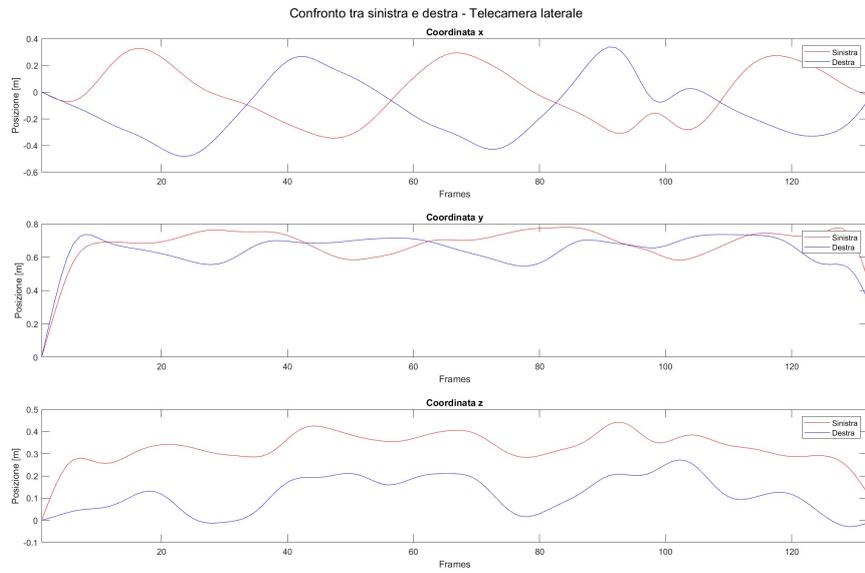


Figura 3.20: Soggetto 08: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.

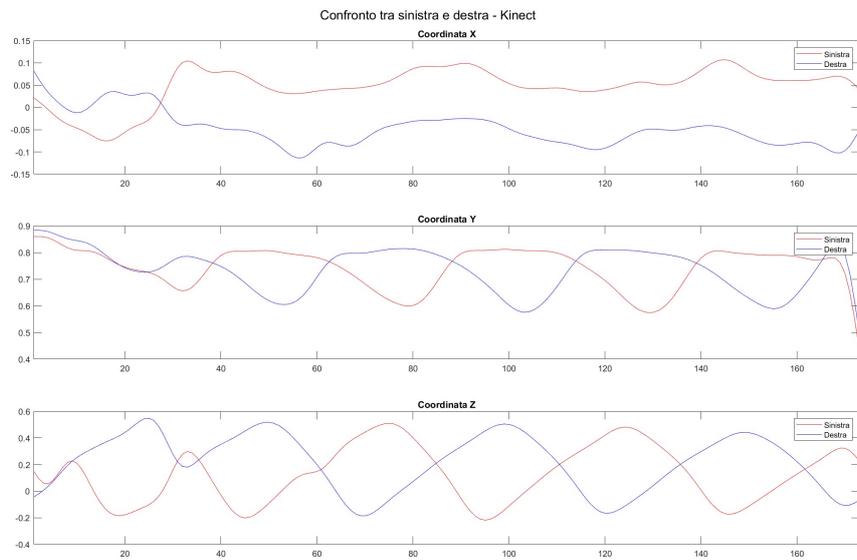


Figura 3.21: Soggetto 08: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.

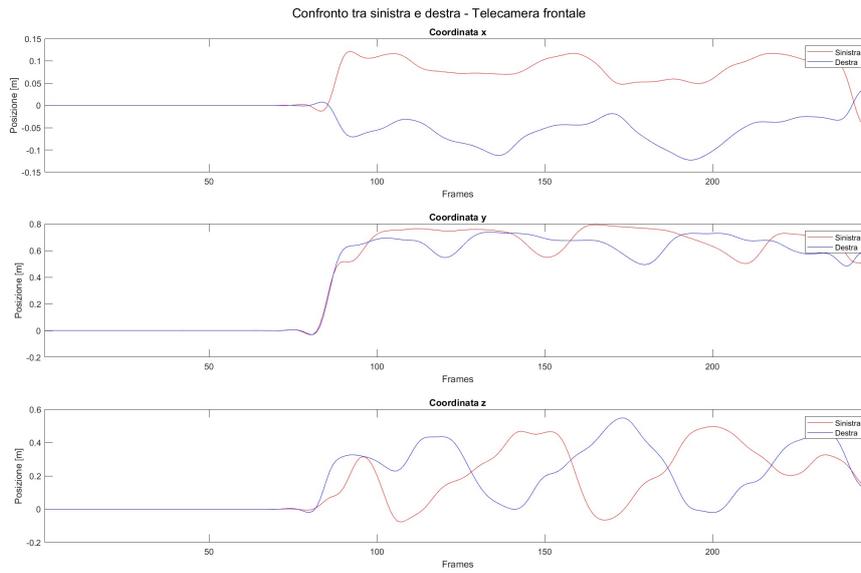


Figura 3.22: Soggetto 09: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.

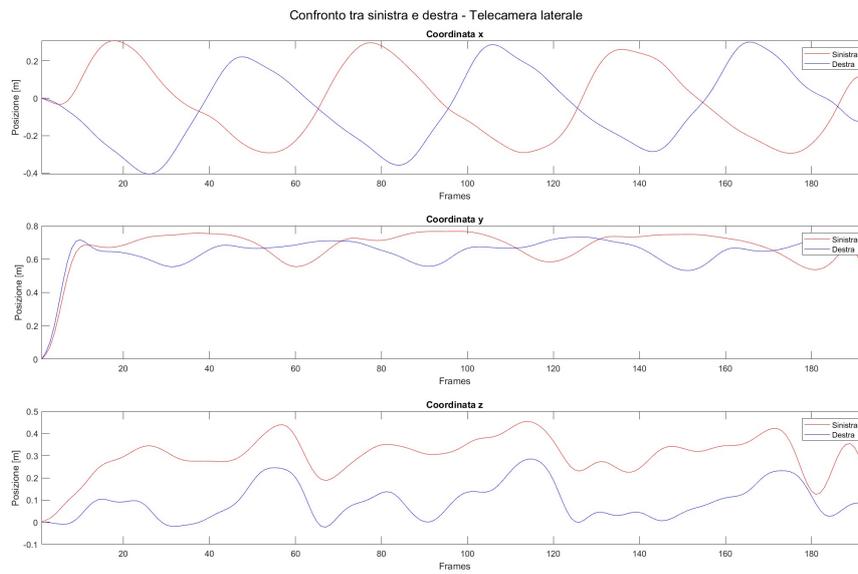


Figura 3.23: Soggetto 09: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.

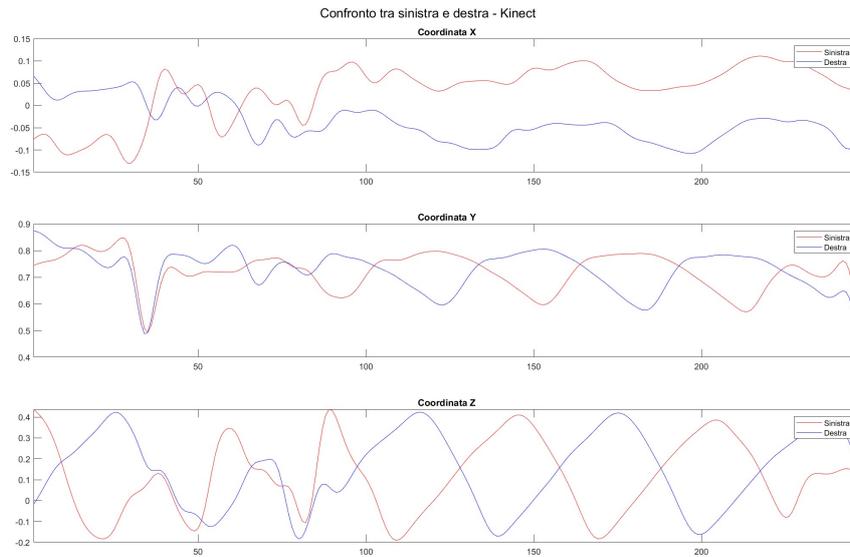


Figura 3.24: Soggetto 09: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.

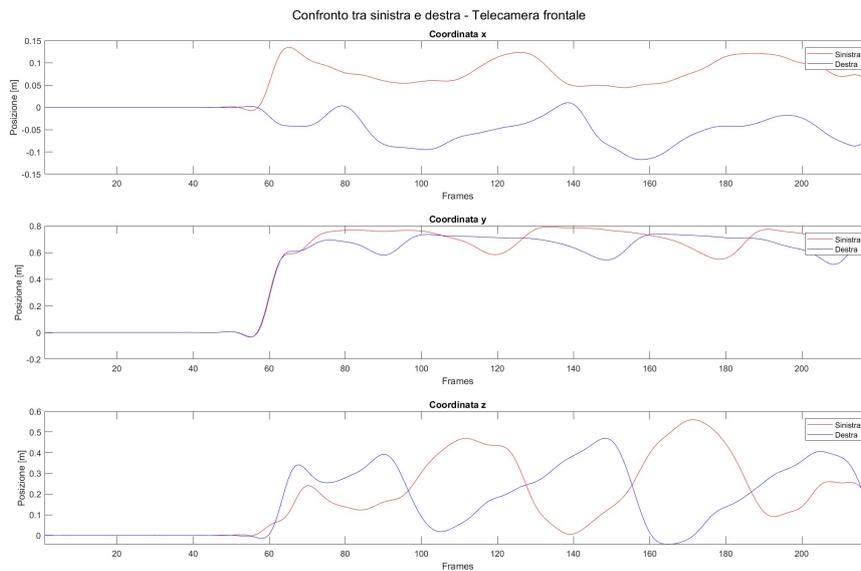


Figura 3.25: Soggetto 10: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale.

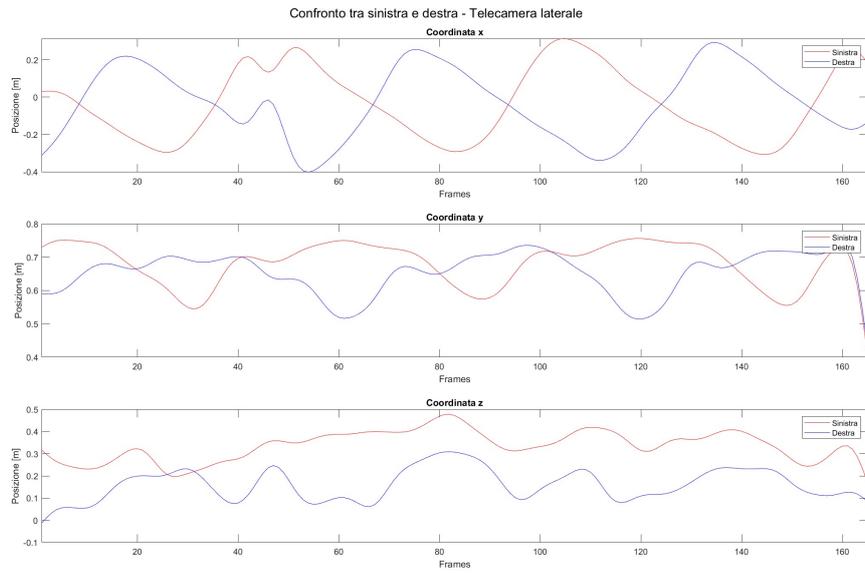


Figura 3.26: Soggetto 10: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale.

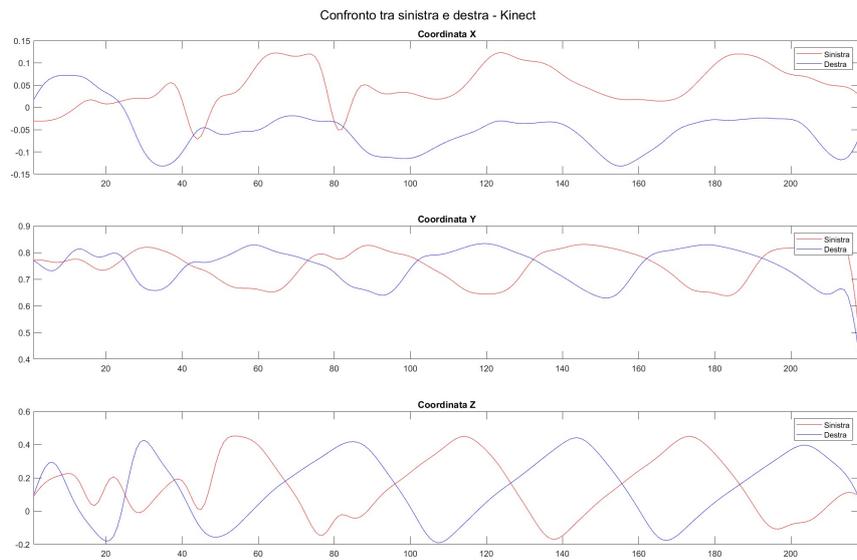


Figura 3.27: Soggetto 10: andamenti del joint della caviglia destra e delle caviglia sinistra estratti tramite il sensore Kinect.

3.2 Confronto MediaPipe-Kinect

Dal confronto [Figura 3.28], [Figura 3.30] tra i dati estratti dal sensore Kinect e i dati estratti dalla libreria MediaPipe per le due visualizzazioni, frontale e laterale, emerge un offset verticale causato da una sottostima da parte della libreria MediaPipe: l'andamento della telecamera laterale/frontale presenta uno shift verso il basso rispetto a quello del sensore Kinect. Questo probabilmente è dovuto alla posizione del joint del bacino fittizio di MediaPipe che non coinciderà con il joint del bacino fornito dalla Kinect, rispetto al quale sono stati riportati tutti i joint. Poichè il joint che rappresenta il centro del bacino non è presente ma viene stimato, non è possibile eliminare questo errore. E' stato dunque compensato lo shift, andando a riavvicinare i due segnali [Figura 3.29], [Figura 3.31].

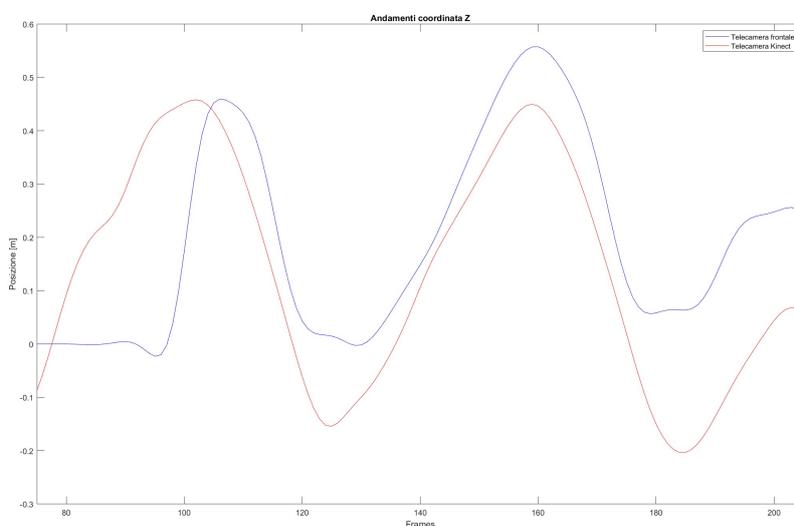


Figura 3.28: Soggetto 02: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Prima che venisse compensato l'offset verticale.

E' stato a questo punto valutato l'errore quadratico medio dei due confronti [Tabella 3.1] [Tabella 3.2], dal quale si è evidenziata una differenza media tra gli andamenti di circa 0.1 metri, causati probabilmente dalla necessità di dover riallineare i segnali sia verticalmente, per quanto spiegato sopra, che orizzontalmente.

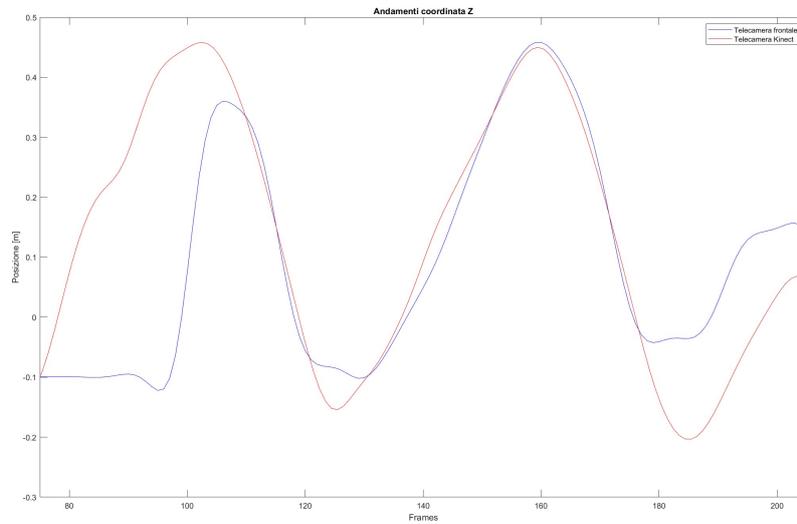


Figura 3.29: Soggetto 02: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

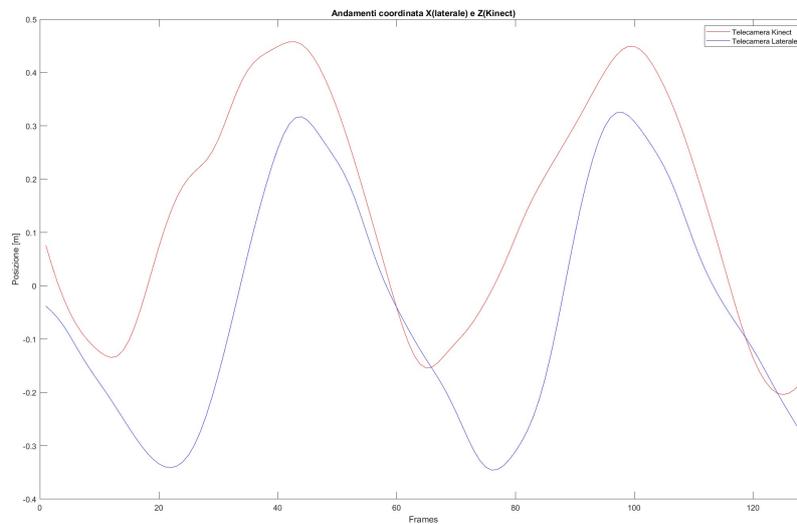


Figura 3.30: Soggetto 02: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Prima che venisse compensato l'offset verticale.

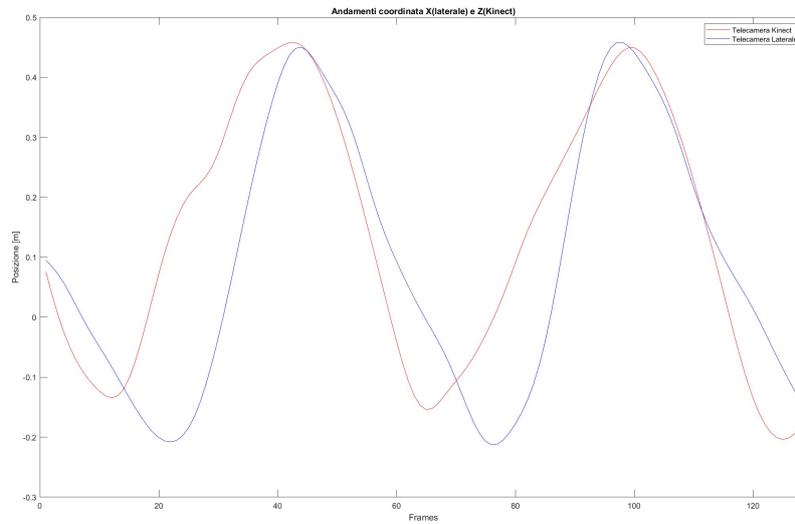


Figura 3.31: Soggetto 02: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

Soggetto	RMSE Sensore Kinect - Telecamera Frontale
Soggetto 1	0.1189
Soggetto 2	0.1471
Soggetto 3	0.1293
Soggetto 5	0.0999
Soggetto 6	0.1399
Soggetto 7	0.1034
Soggetto 8	0.1053
Soggetto 9	0.0720
Soggetto 10	0.0648

Tabella 3.1: Errore quadratico medio tra sensore Kinect e Telecamera Frontale.

Soggetto	RMSE Sensore Kinect - Telecamera Laterale
Soggetto 1	0.0919
Soggetto 2	0.1561
Soggetto 3	0.1745
Soggetto 5	0.1178
Soggetto 6	0.1617
Soggetto 7	0.1145
Soggetto 8	0.1108
Soggetto 9	0.088
Soggetto 10	0.1071

Tabella 3.2: Errore quadratico medio tra sensore Kinect e Telecamera Laterale.

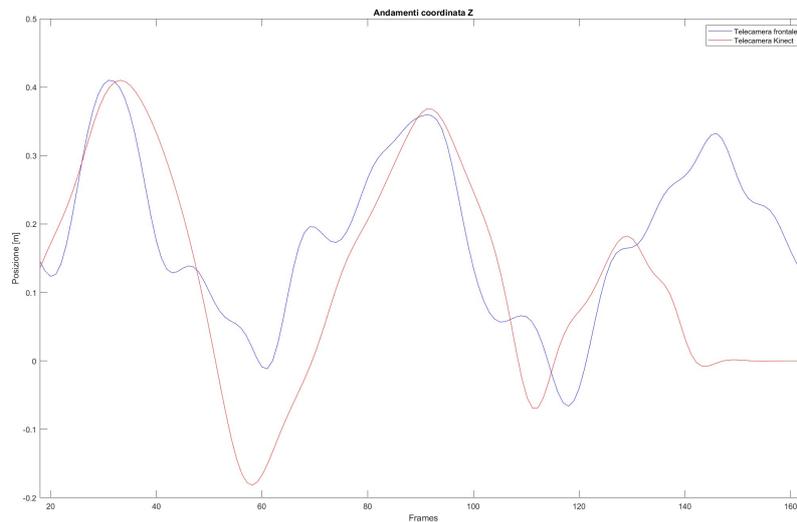


Figura 3.32: Soggetto 01: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

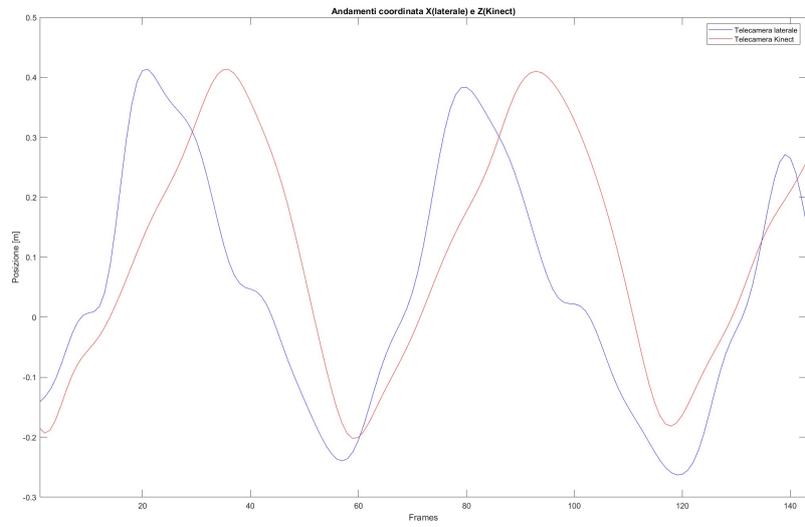


Figura 3.33: Soggetto 01: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

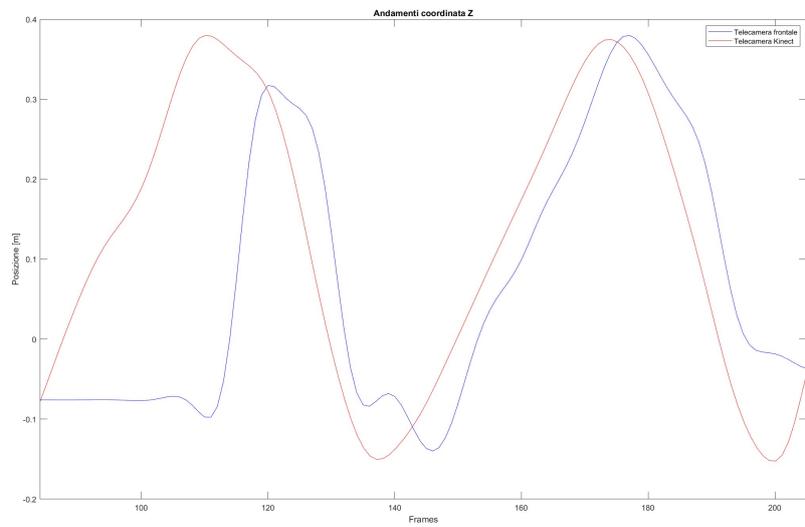


Figura 3.34: Soggetto 03: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

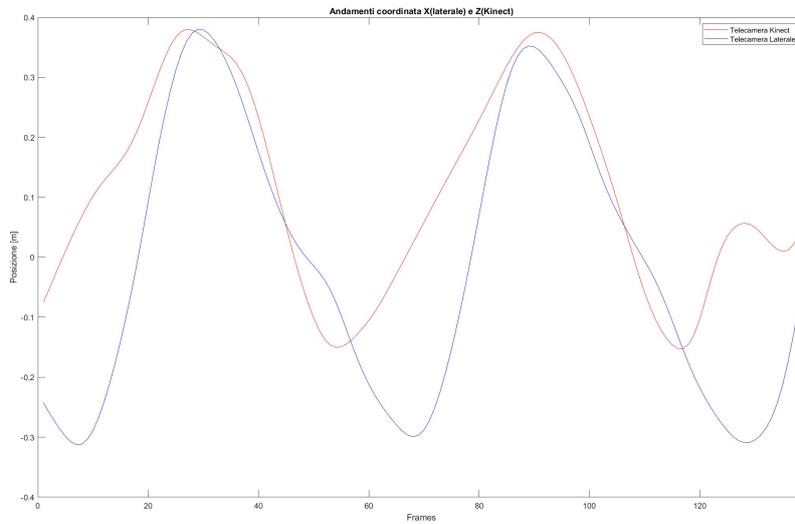


Figura 3.35: Soggetto 03: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

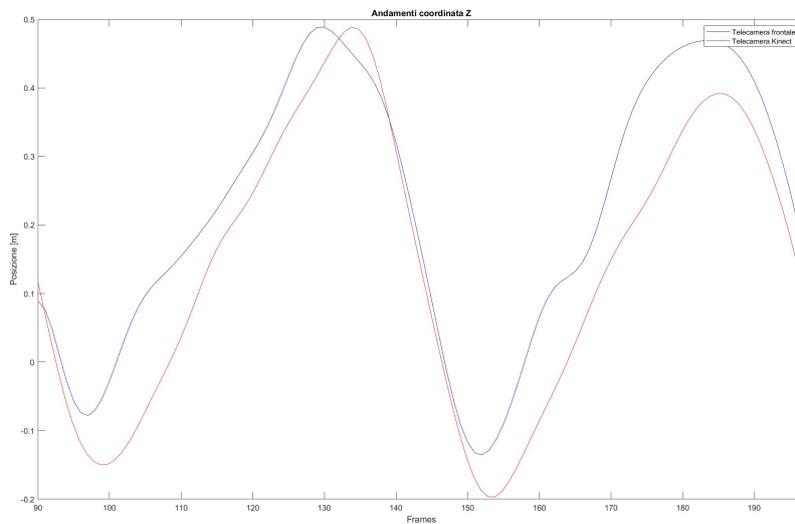


Figura 3.36: Soggetto 05: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

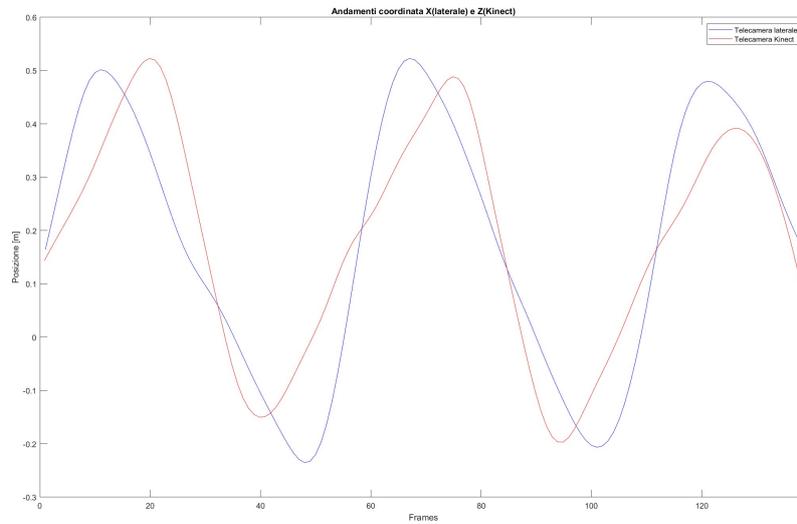


Figura 3.37: Soggetto 05: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

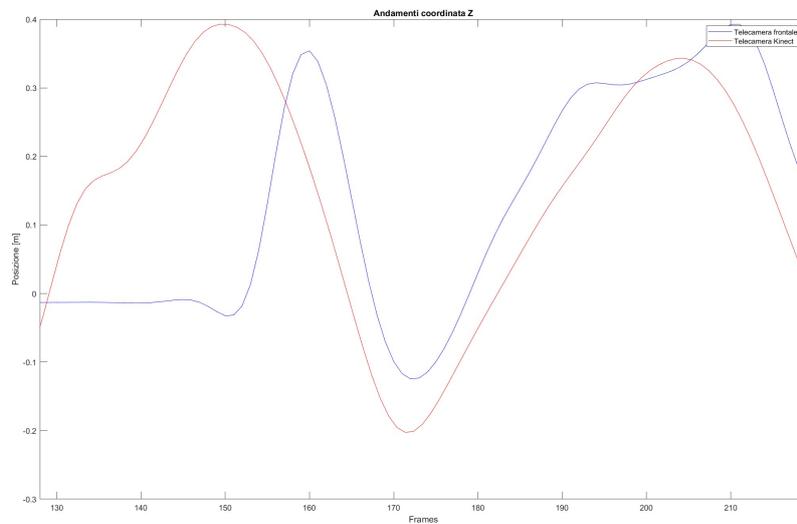


Figura 3.38: Soggetto 06: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

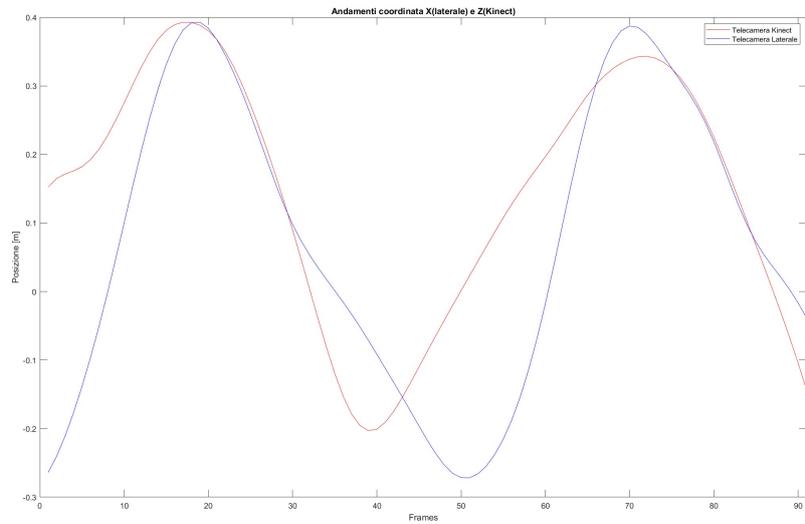


Figura 3.39: Soggetto 06: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

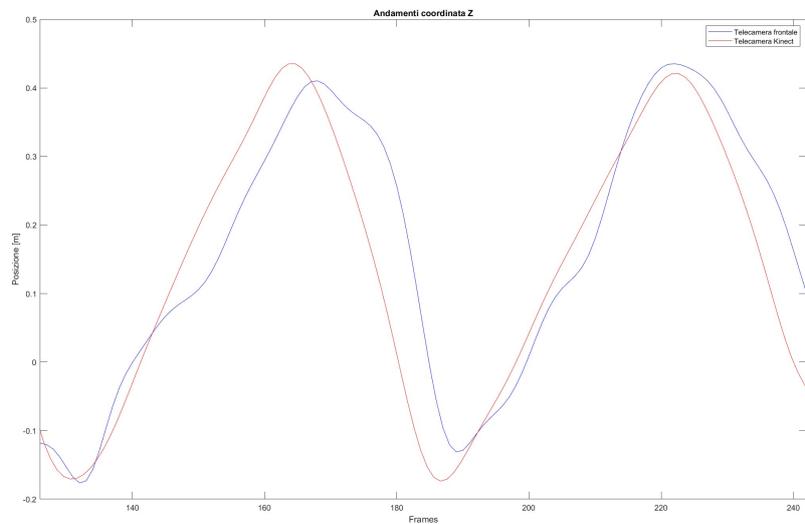


Figura 3.40: Soggetto 07: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

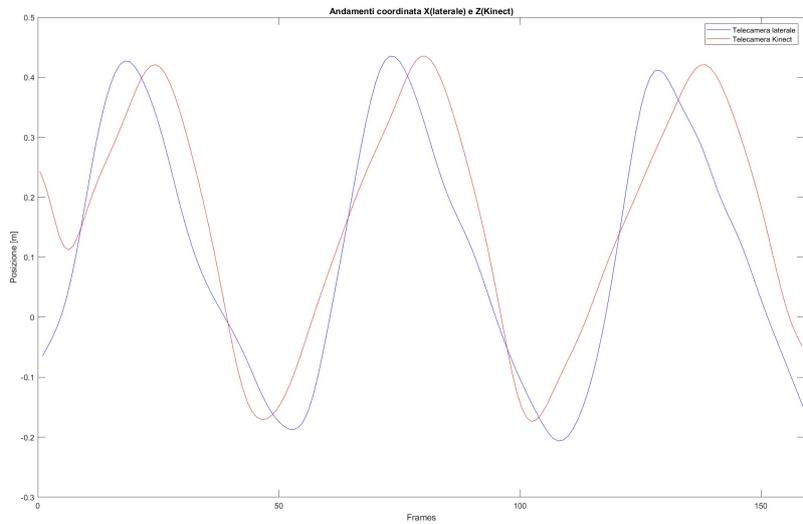


Figura 3.41: Soggetto 07: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

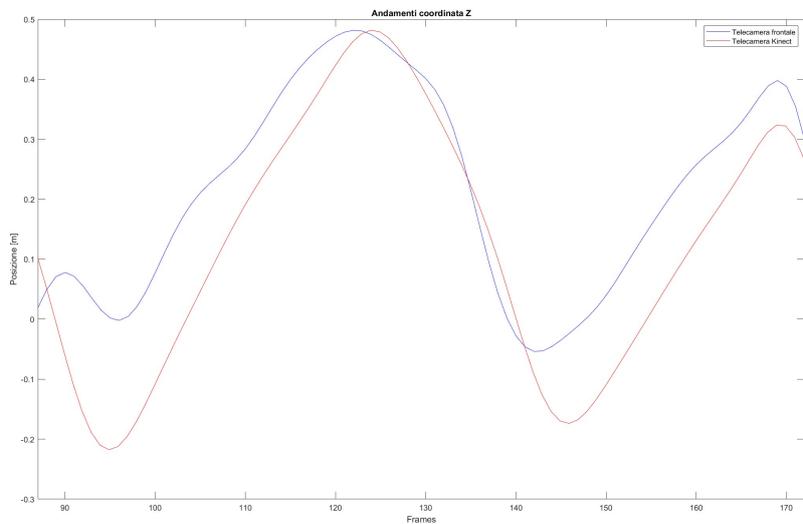


Figura 3.42: Soggetto 08: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

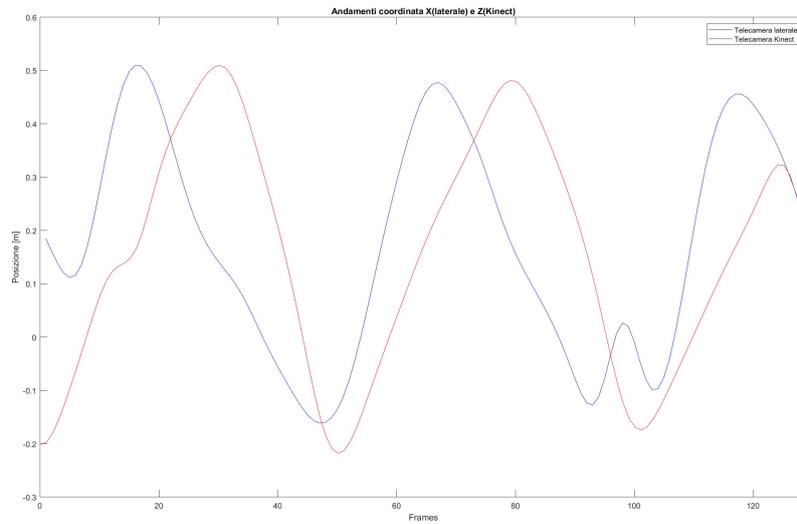


Figura 3.43: Soggetto 08: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

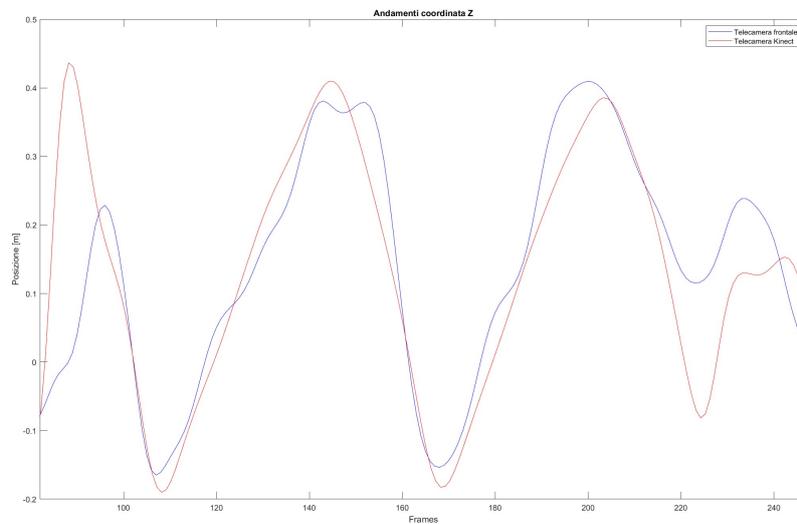


Figura 3.44: Soggetto 09: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

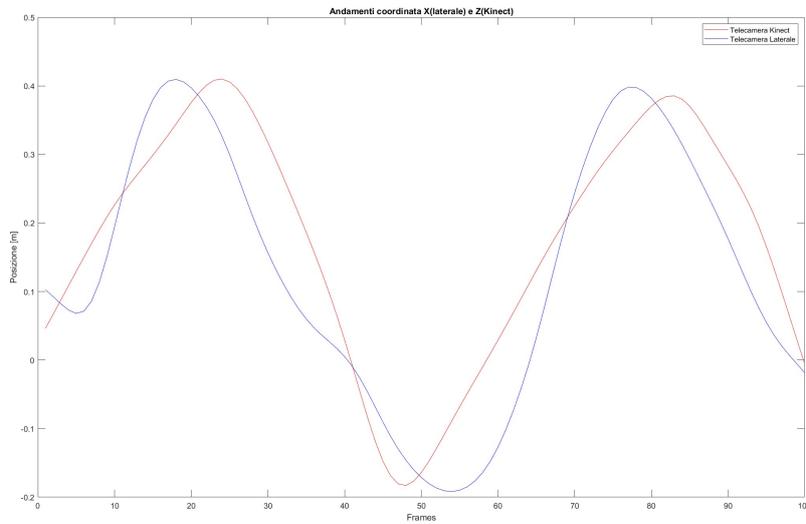


Figura 3.45: Soggetto 09: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

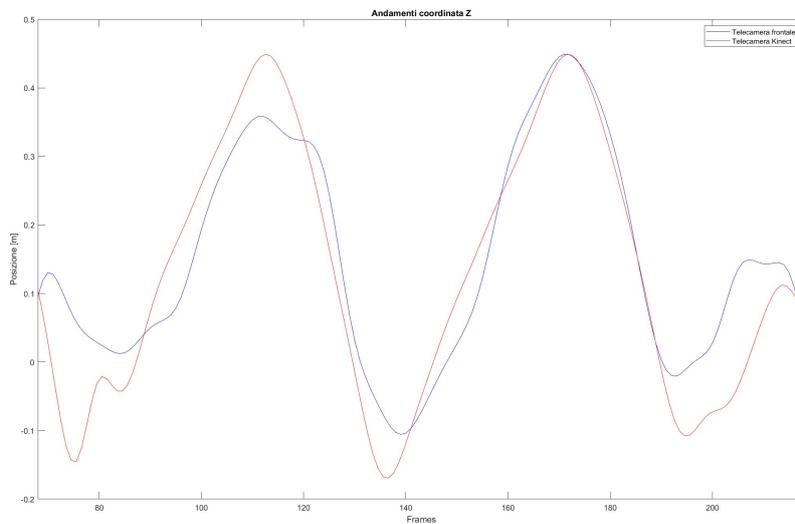


Figura 3.46: Soggetto 10: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera frontale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

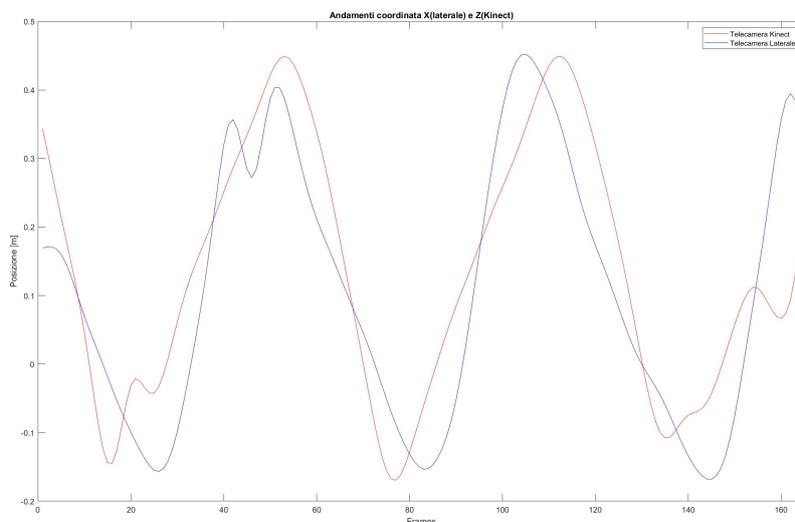


Figura 3.47: Soggetto 10: confronto tra l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dalla libreria MediaPipe per la telecamera laterale e l'andamento del joint della caviglia sinistra estratti dal sensore Kinect. Dopo la compensazione dell'offset verticale.

3.3 Confronto parametri spazio-temporali

L'ultimo step della tesi prevedeva di valutare la stima dei parametri spazio-temporali, in modo da validare la libreria MediaPipe per l'utilizzo nel campo clinico. Per valutare la simmetria degli andamenti è stata calcolata la differenza percentuale tra i parametri spatio-temporali della gamba destra e tra quelli della gamba sinistra, per una stessa telecamera [Da Tabella 3.3 a Tabella 3.6]. Come atteso, la simmetria dei segnali risulta migliore nel sistema di acquisizione laterale in quanto la coordinata rappresentativa del cammino (asse x) viene stimata molto bene, contrariamente all'acquisizione frontale in cui la libreria ha più difficoltà. E' possibile notare la presenza di alcuni soggetti cui differenza percentuale ha valori superiori rispetto agli standard: nel caso della telecamera laterale, la libreria MediaPipe ha difficoltà nella stima delle coordinate 3D della gamba che si trova posteriormente, infatti, come si nota dagli andamenti (ad esempio Figura 3.20), non vi è ripetibilità nella lunghezza del passo e nella durata in secondi del passo da cui dipende la velocità; nel caso della telecamera frontale, si ripresenta la difficoltà della libreria nella stima dei valori di profondità. Infatti i primi passi rilevati (ad esempio Figura 3.25) non presentano un andamento pulito influenzando dunque i valori medi calcolati.

Infine, per validare il sistema di acquisizione rispetto al sensore Kinect, la differenza percentuale è stata valutata anche tra i joint di uno stesso lato acquisiti da laterale e Kinect e da frontale e Kinect [Da Tabella 3.7 a Tabella 3.10]. In questo caso sono stati confrontati anche i parametri spatio-temporali relativi alla parte superiore del corpo: oscillazione medio-laterale e oscillazione frontale [Tabella 3.11] [Tabella 3.12]. Da questo

confronto, invece, si evidenzia una differenza media di circa il 10% tra tutti i parametri, che probabilmente conferma la sovrastima dei parametri da parte del sensore Kinect e della sottostima da parte della libreria MediaPipe.

Lunghezza del passo

Soggetto	Telecamera Frontale	Telecamera Laterale	Telecamera Kinect
Soggetto 01	27.73%	6.77%	1.08%
Soggetto 02	9.03%	4.95%	2.25%
Soggetto 03	6.57%	3.57%	2.97%
Soggetto 05	5.66%	8.60%	3.86%
Soggetto 06	0.38%	8.95%	26.88%
Soggetto 07	2.26%	9.13%	2.09%
Soggetto 08	19.29%	20.14%	8.77%
Soggetto 09	21.26%	3.26%	1.22%
Soggetto 10	26.67%	6.77%	2.41%

Tabella 3.3: Differenza percentuale del parametro lunghezza del passo della gamba destra e della gamba sinistra per le tre acquisizioni.

Velocità del passo

Soggetto	Telecamera Frontale	Telecamera Laterale	Telecamera Kinect
Soggetto 01	28.45%	2.76%	7.14%
Soggetto 02	3.39%	2.76%	5.91%
Soggetto 03	2.61%	7.24%	4.54%
Soggetto 05	1.27%	16.48%	3.50%
Soggetto 06	20.47%	8.95%	20.39%
Soggetto 07	1.48%	32.21%	1.94%
Soggetto 08	35.36%	30.87%	5.15%
Soggetto 09	35.94%	5.28%	11.14%
Soggetto 10	54.38%	25.96%	3.42%

Tabella 3.4: Differenza percentuale del parametro velocità del passo della gamba destra e della gamba sinistra per le tre acquisizioni.

Cadenza

Soggetto	Telecamera Frontale	Telecamera Laterale	Telecamera Kinect
Soggetto 01	31.24%	3.38%	11.80%
Soggetto 02	11.46%	2.32%	8.83%
Soggetto 03	7.98%	3.59%	1.52%
Soggetto 05	7.23%	8.52%	0.38%
Soggetto 06	1.02%	0.00%	9.79%
Soggetto 07	0.83%	21.78%	0.09%
Soggetto 08	18.73%	13.29%	3.57%
Soggetto 09	10.77%	1.75%	13.28%
Soggetto 10	21.87%	4.40%	5.98%

Tabella 3.5: Differenza percentuale del parametro cadenza della gamba destra e della gamba sinistra per le tre acquisizioni.

Fase di stance

Soggetto	Telecamera Frontale	Telecamera Laterale	Telecamera Kinect
Soggetto 01	2.50%	35.48%	20.35%
Soggetto 02	9.09%	25.45%	8.33%
Soggetto 03	8.20%	1.37%	36.17%
Soggetto 05	26.79%	1.89%	8.82%
Soggetto 06	4.76%	26.39%	10.00%
Soggetto 07	22.22%	19.70%	18.92%
Soggetto 08	11.36%	46.15%	0.00%
Soggetto 09	18.64%	13.19%	27.59%
Soggetto 10	9.80%	34.57%	26.32%

Tabella 3.6: Differenza percentuale del parametro fase di stance della gamba destra e della gamba sinistra per le tre acquisizioni.

Lunghezza del passo

Soggetto	Confronto Frontale e Kinect		Confronto Laterale e Kinect	
	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra
Soggetto 01	23.36%	72.52%	7.44%	1.71%
Soggetto 02	21.93%	9.32%	14.91%	12.49%
Soggetto 03	12.87%	9.06%	1.98%	2.55%
Soggetto 05	15.79%	18.00%	11.34%	6.73%
Soggetto 06	46.50%	6.72%	5.26%	29.36%
Soggetto 07	1.69%	6.22%	2.29%	9.77%
Soggetto 08	26.48%	70.46%	10.22%	22.29%
Soggetto 09	22.75%	0.00%	13.49%	8.57%
Soggetto 10	43.85%	16.29%	13.49%	44.73%

Tabella 3.7: Differenza percentuale del parametro lunghezza del passo tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.

Velocità del passo

Soggetto	Confronto Frontale e Kinect		Confronto Laterale e Kinect	
	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra
Soggetto 1	40.86%	17.48%	1.99%	2.18%
Soggetto 02	18.01%	29.36%	39.39%	33.98%
Soggetto 03	18.32%	27.00%	7.83%	10.15%
Soggetto 05	28.12%	22.08%	42.77%	33.87%
Soggetto 06	21.24%	19.89%	20.15%	41.66%
Soggetto 07	1.83%	5.36%	32.80%	1.06%
Soggetto 08	11.48%	44.00%	33.47%	1.20%
Soggetto 09	14.25%	6.60%	7.26%	2.09%
Soggetto 10	72.54%	7.93%	8.71%	19.07%

Tabella 3.8: Differenza percentuale del parametro velocità del passo tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.

Cadenza

Soggetto	Confronto Frontale e Kinect		Confronto Laterale e Kinect	
	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra
Soggetto 01	11.17%	5.30%	0.05%	15.65%
Soggetto 02	3.32%	18.83%	28.75%	24.22%
Soggetto 03	5.56%	16.44%	5.94%	7.83%
Soggetto 05	11.01%	3.91%	35.25%	28.94%
Soggetto 06	17.24%	18.88%	24.14%	16.71%
Soggetto 07	0.09%	0.83%	30.30%	10.98%
Soggetto 08	28.83%	15.55%	25.59%	17.24%
Soggetto 09	8.14%	6.06%	18.53%	9.30%
Soggetto 10	20.26%	7.23%	14.92%	16.32%

Tabella 3.9: Differenza percentuale del parametro cadenza tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.

Fase di stance

Soggetto	Confronto Frontale e Kinect		Confronto Laterale e Kinect	
	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra
Soggetto 01	88.33%	15.65%	143.01%	200.00%
Soggetto 02	0.00%	27.78%	12.73%	24.64%
Soggetto 03	22.95%	3.03%	51.71%	33.33%
Soggetto 05	39.29%	24.39%	35.85%	42.59%
Soggetto 06	76.19%	22.50%	72.22%	41.51%
Soggetto 07	105.56%	36.36%	43.94%	62.03%
Soggetto 08	52.27%	57.14%	59.62%	77.17%
Soggetto 09	50.85%	22.92%	68.13%	64.08%
Soggetto 10	62.75%	41.07%	76.54%	64.72%

Tabella 3.10: Differenza percentuale del parametro fase di stance tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.

Oscillazione medio-laterale

Soggetto	Confronto Frontale e Kinect	Confronto Laterale e Kinect
Soggetto 01	76.47%	24.70%
Soggetto 02	3.02%	24.25%
Soggetto 03	83.60%	70.12%
Soggetto 05	9.21%	65.69%
Soggetto 06	63.51%	66.74%
Soggetto 07	30.29%	21.71%
Soggetto 08	35.14%	29.94%
Soggetto 09	30.40%	57.59%
Soggetto 10	14.41%	62.04%

Tabella 3.11: Differenza percentuale del parametro oscillazione medio-laterale tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.

Oscillazione frontale

Soggetto	Confronto Frontale e Kinect	Confronto Laterale e Kinect
Soggetto 01	0.48%	1.55%
Soggetto 02	39.12%	26.96%
Soggetto 03	47.55%	52.02%
Soggetto 05	43.76%	19.74%
Soggetto 06	47.94%	25.03%
Soggetto 07	52.94%	20.64%
Soggetto 08	52.88%	28.68%
Soggetto 09	48.70%	9.13%
Soggetto 10	43.89%	24.81%

Tabella 3.12: Differenza percentuale del parametro oscillazione frontale tra i joint di uno stesso lato acquisiti da Frontale e Kinect e da Laterale e Kinect.

Capitolo 4

Conclusioni

Lo scopo della seguente tesi è stato quello di validare un sistema di acquisizione basato sull'uso di telecamere RGB per l'analisi del cammino. Tale sistema prevedeva l'uso di due telecamere posizionate frontalmente e lateralmente rispetto alla traiettoria del cammino e di un sensore Kinect, utilizzato per la validazione. I dati sono stati estratti utilizzando la libreria MediaPipe Pose, in grado di fornire le coordinate 3D di 33 punti di riferimento. Nello specifico, ci siamo concentrati sui punti della parte inferiore del corpo in modo da poter stimare i parametri spazio-temporali standard della Gait Analysis.

La libreria ha presentato difficoltà nella stima dei parametri di profondità, infatti, come visto, non sono stati rilevati i primi passi della acquisizione frontale: per poter migliorare questo aspetto è possibile aumentare la qualità del video e ritagliare in maniera più accurata i video attorno al soggetto, in modo da aiutare l'algoritmo a segmentare meglio il passo, anche per distanze maggiori. Tale difficoltà si è presentata anche nella stima della coordinata z dell'acquisizione laterale in quanto non veniva rilevata la gamba destra posteriormente rispetto al centro del bacino.

Si sono ottenuti risultati promettenti nella stima dei parametri in quanto i valori ottenuti sono veritieri, simili ai parametri della letteratura, con un certo scarto rispetto ai parametri stimati dal sensore Kinect, probabilmente a causa della sottostima della libreria MediaPipe.

E' stata, inoltre, evidenziata una simmetria tra i segnali del joint della caviglia destra e quelli del joint della caviglia sinistra per i due sistemi di acquisizione, che rendono questa tecnica valida per l'analisi del cammino e l'eventuale applicazione in campo clinico per la diagnosi di anomalie del cammino a seguito, ad esempio, di malattie neuro-degenerative.

4.1 Sviluppi futuri

Un obiettivo futuro è di ripetere le acquisizioni migliorando i video forniti alla libreria, sia in termini di qualità che ridimensionandoli attorno al soggetto.

Inoltre, ripetere l'acquisizione inserendo una telecamera posizionata con un certo angolo di visione rispetto alla traiettoria del cammino, fornendo così dei risultati migliori di

profondità: il sensore riesce a vedere contemporaneamente sia il piano sagittale che quello frontale, riducendo al minimo l'occlusione del lato del corpo più lontano dal sensore.

Bibliografia

- [1] <<https://www.mayo.edu/research/labs/motion-analysis/overview>> [ultimo accesso: 16/02/2023]
- [2] <https://www.researchgate.net/figure/Simple-Gait-Analysis-Arrangement-A-simple-clinical-gait-analysis-arrangement-Two-force_fig26_318038414> [ultimo accesso: 16/02/2023]
- [3] J Perry e B Schoneberger. "Gait Analysis: Normal and Pathological Function". SLACK, 1992. isbn: 9781556421921.
- [4] T. Cloete and C. Scheffer. *30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vancouver, BC, Canada (2008)* "Enchmarking of a full-body inertial motion capture system for clinical gait analysis".
- [5] <<https://www.astronautinews.it/2008/07/tecniche-di-motion-capture-per-la-costruzione-dellorion/>> [ultimo accesso: 24/02/2023]
- [6] Silvia Menato. "Confronto tra tecnologia markless e marker-based nell'analisi del cammino tramite acquisizione simultanea". *Università degli studi di Padova*, 2010.
- [7] Álvarez, I., Latorre, J., Aguilar, M. et al. "Validity and sensitivity of instrumented postural and gait assessment using low-cost devices in Parkinson's disease." *J NeuroEngineering Rehabil*, 2020.
- [8] Claudia Ferraris, Gianluca Amprimo, Giuseppe Pettiti, Giulia Masi, Lorenzo Priano. "Automatic Detector of Gait Alterations using RGB-D sensor and supervised classifiers: a preliminary study". *Politecnico di Torino*, 2022.
- [9] <https://it.wikipedia.org/wiki/Microsoft_Kinect> [ultimo accesso: 16/02/2023]
- [10] <<https://www.hdblog.it/2015/04/03/microsoft-kinect-v2-windows-stop-produzione/>> [ultimo accesso: 16/02/2023]
- [11] <<https://learn.microsoft.com/it-it/azure/kinect-dk/hardware-specification>> [ultimo accesso: 16/02/2023]

-
- [12] MJustin Amadeus Albert, Victor Owolabi, Arnd Gebel, Clemens Markus Brahms, Urs Granacher and Bert Arnrich. "Evaluation of the Pose Tracking Performance of the Azure Kinect and Kinect v2 for Gait Analysis in Comparison with a Gold Standard: A Pilot Study". *Connected Healthcare, Digital Health Center, Hasso Plattner Institute, University of Potsdam*, 2020.
- [13] Geerse D.J., Coolen B.H., Roerdink M. "Kinematic validation of a Multi-Kinect v2 instrumented 10-meter Walkway for quantitative gait assessments". *PLoS ONE* 2015, 10, e0139913.
- [14] Wang Q., Kurillo G., Offi F., Bajcsy R. "Evaluation of pose tracking accuracy in the first and second generations of Microsoft Kinect". In *Proceedings of the 2015 International Conference on Healthcare Informatics*, Dallas, TX, USA, 21–23 October 2015.
- [15] Galna B., Barry G., Jackson D., Mhiripiri D., Olivier P., Rochester L. "Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease". *Gait Posture* 2014, 39, 1062–1068.
- [16] Capecci M., Ceravolo M.G., Ferracuti F., Iarlori S., Longhi S., Romeo L., Russi S.N., Verdini F. "Accuracy evaluation of the Kinect v2 sensor during dynamic movements in a rehabilitation scenario". In *Proceedings of the 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Orlando, FL, USA, 16–20 August 2016.
- [17] Gianluca Amprimo, Giuseppe Pettiti, Lorenzo Priano e Alessandro Mauro. "Kinect-based solution for the home monitoring of gait and balance in elderly people with and without neurological". *Politecnico di Torino*, 2022. diseases
- [18] Xu X., Mcgorry R.W., Chou L.S., Lin J.H., Chang C.C. "Accuracy of the Microsoft Kinect for measuring gait parameters during treadmill walking". *Gait Posture* 2015, 42, 145–151.
- [19] <<https://www.dday.it/redazione/44922/gli-smartphone-non-ci-mostrano-i-colori-per-quelli-che-sono-arriva-il-sensore-dimmagine-multispettrale>> [ultimo accesso: 16/02/2023]
- [20] X. Gu, F. Deligianni, B. Lo, W. Chen and G.Z. Yang. "Markerless Gait Analysis Based on a Single RGB Camera". 2018 IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN) 4-7 March 2018 Las Vegas, Nevada, USA.
- [21] Khan, Taha, Zeeshan, Ali, and Dougherty, Mark. "A Novel Method for Automatic Classification of Parkinson Gait Severity Using Front-view Video Analysis". 1 Jan. 2021.
- [22] <<http://analisiidelpasso.com/il-passo/>> [ultimo accesso 19/02/2023]

-
- [23] Amalia Pagani. "Studio di un tutore al ginocchio a controllo elettronico". *Politecnico di Torino*, 2020.
- [24] Maria Pesare. "Parametri spazio-temporali del cammino in acqua tramite l'utilizzo di sensori inerziali". *Università di Bologna*, 2012.
- [25] Arif Reza Anwary, Md Arafatur Rahman, Abu Jafar Md Muzahid, Akanda Wahid Ui Ashraf, Mohammad Patwart, Amir Hussain. "Deep Learning enabled Fall Detection exploiting Gait Analysis". *44th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine e Biology Society (EMBC) Scottish Event Campus, Glasgow*, 2022.
- [26] Mario Nieto-Hidalgo, Francisco Javier Ferrández-Pastor, Rafael J. Valdivieso-Sarabia, Jerónimo Mora-Pascual, Juan Manuel García-Chamizo. "A vision based proposal for classification of normal and abnormal using RGB camera". *Department of Computing Technology, University of Alicante, P.O. Box 90, E-03080 Alicante, Spain*, 2016.
- [27] <<https://www.dday.it/redazione/44922/gli-smartphone-non-ci-mostrano-i-colori-per-quelli-che-sono-arriva-il-sensore-dimmagine-multispettrale>> [Ultimo accesso 20/02/2023].
- [28] <https://it.wikipedia.org/wiki/Motion_capture> [Ultimo accesso 20/02/2023].
- [29] <<https://www.technogym.com/it/newsroom/pedana-di-forza-benefici-sport-riabilitazione/>> [Ultimo accesso 20/02/2023].
- [30] <<https://www.adobe.com/it/creativecloud/animation/discover/motion-capture.html>>
- [31] Ling-Fung Yeung, Zhenqun Yang, Kenneth Chik-Chi Cheng, Dan Du, Raymond Kai-Yu Tong. "Effects of camera viewing angles on tracking kinematic gait patterns using Azure Kinect, Kinect v2 and Orbbec Astra Pro v2". *Department of Biomedical Engineering, The Chinese University of Hong Kong, Hong Kong College of Computer Science, Sichuan University, Chengdu, Sichuan, China*, 2021.
- [32] Qifei Wang, Gregorij Kurillo, Ferda Offi, Ruzena Bajcsy. "Evaluation of Pose Tracking Accuracy in the First and Second Generations of Microsoft Kinect". *International Conference on Healthcare Informatics*, 2015.
- [33] Jorge Latorre, Roberto Llorens, Carolina Colomer, Mariano Alcañiz. "Reliability and comparison of Kinect-based methods for estimating spatiotemporal gait parameters of healthy and post-stroke individuals". *Neurorehabilitation and Brain Research Group, Instituto de Investigación e Innovación en Bioingeniería, Universitat Politècnica de València*, 2018.
- [34] <<https://bleedai.com/introduction-to-pose-detection-and-basic-pose-classification/>>

- [35] <<https://google.github.io/mediapipe/solutions/pose.html>>
- [36] <<https://ai.googleblog.com/2020/08/on-device-real-time-body-pose-tracking.html>>
- [37] Claudia Ferraris, Veronica Cimolin, Luca Vismara, Valerio Votta, Gianluca Amprimo, Riccardo Cremascoli, Manuela Galli, Roberto Nerino, Alessandro Mauro and Lorenzo Priano. "Monitoring of Gait Parameters in Post-Stroke Individuals: A Feasibility Study Using RGB-D Sensors". *Sensors* 2021, 21, 5945. <https://doi.org/10.3390/s21175945>.