



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Tecnica e gestione dei sistemi industriali

DTG

Corso di Laurea in Ingegneria dell'Innovazione del Prodotto

Analisi prestazionale ed ergonomica dei pickers mediante
sistemi di motion capture

Relatore: Prof. Alessandro Persona

Correlatore: Ing. Serena Finco

Studente

Gjulio Ashta

Anno Accademico 2019/2020

Ai miei genitori

Indice

Sommario	13
1 Introduzione	15
2 Indici ergonomici	19
2.1 Introduzione.....	19
2.2 NIOSH.....	20
2.2.1 Criterio biomeccanico	20
2.2.2 Criterio fisiologico	21
2.2.3 Criterio psicofisico	21
2.2.4 Equazione	21
2.3 OCRA.....	22
2.3.1 OCRA index.....	23
2.3.2 OCRA checklist	24
3 Sistemi di acquisizione del movimento	27
3.1 Introduzione.....	27
3.2 Campi di utilizzo del MoCap	28
3.3 Marker based motion capture system	33
3.3.1 Architettura del sistema.....	33
3.3.2 Marker	34
3.3.3 Acquisizione dell'immagine ed elaborazione	35
3.3.4 Calibrazione del sistema e ricostruzione tridimensionale.....	36
3.3.5 Considerazioni.....	36
3.4 Marker less motion capture system	37

3.4.1	Introduzione	37
3.4.2	Architettura del sistema.....	38
3.4.3	Acquisizione dell'immagine ed elaborazione	39
3.4.4	Calibrazione e ricostruzione in 3D.....	40
3.4.5	Considerazioni.....	43
3.5	IMU motion capture system	44
3.5.1	Introduzione	44
3.5.2	Principio di funzionamento delle IMU	45
3.5.3	Architettura del sistema.....	48
3.5.4	Considerazioni.....	49
3.6	Sistemi MoCap elettromeccanici.....	50
3.6.1	Introduzione	50
3.6.2	Principio di funzionamento del sensore	51
3.6.3	Architettura del sistema.....	51
3.6.4	Considerazioni.....	52
3.7	Altri sistemi di cattura del movimento	53
3.7.1	Elettromagnetici	53
3.8	Sistemi ad ultrasuoni	54
3.9	Conclusioni.....	54
4	Sviluppo del tool.....	57
4.1	Introduzione.....	57
4.2	Biomeccanica	60
4.2.1	Piano sagittale	61
4.2.2	Piano frontale	62
4.2.3	Piano trasverso.....	63

4.2.4	Set di movimenti	64
4.3	Registrazione e studio preliminare dei dati	70
4.3.1	Registrazione.....	70
4.3.2	File BVH.....	71
4.3.3	File CSV.....	74
4.4	Scelta della piattaforma	75
4.5	Riconoscimento dei movimenti e metodo utilizzato	76
4.6	Stesura del codice	78
4.6.1	Struttura del codice	78
4.6.2	Acquisizione dei dati.....	79
4.6.3	Struttura principale.....	81
4.6.4	Piegamento su entrambe le gambe.....	83
4.6.5	Inginocchiamento	89
4.6.6	Piegamenti della schiena	92
4.6.7	Contapassi	94
4.6.8	Braccia sopra la testa.....	98
4.6.9	Riposo delle braccia	101
4.6.10	Riposo delle gambe	105
4.6.11	Parametri posturali OCRA checklist.....	107
4.6.12	Indice NIOSH.....	111
4.6.13	Stima picking	117
4.6.14	Cicli di servizio	118
4.6.15	Costruzione della grafica.....	120
4.6.16	Test e sviluppi futuri	122
5	KPI introdotti	123

5.1	Contapassi	123
5.2	Tempo di camminata	124
5.3	Piegamenti sulle gambe	124
5.4	Tempo di piegamenti sulle gambe.....	124
5.5	Inginocchiamenti e tempo di inginocchiamento.....	125
5.6	Piegamenti della schiena e tempo di permanenza	125
5.7	Mani sopra la testa.....	125
5.8	Tempo mani sopra la testa.....	126
5.9	Riposi.....	126
5.10	OCRA.....	126
5.11	NIOSH.....	127
5.12	Stima numero di picking	127
5.13	Grafica dei KPI.....	127
6	Conclusioni	129
7	Bibliografia	133

Indice delle figure

Figura 1.1 Distribuzione dei costi operativi di magazzino [1].....	15
Figura 1.2 Distribuzione tipica delle attività di un pickers [1]	16
Figura 1.3 Distribuzione e cause di infortuni [2]	17
Figura 2.1 Valutazione posturale nella checklist OCRA [7].....	25
Figura 3.1 L'attore Mark Ruffalo dà vita al suo personaggio virtuale grazie ad un sistema MoCap.....	28
Figura 3.2 Cattura dei movimenti di un calciatore per l'integrazione col suo modello virtuale in un videogioco	29
Figura 3.3 Un sistema MoCap utilizzato in combinazione con un visore per la realtà aumentata	30
Figura 3.4 Esempio di tecnologia MoCap per l'analisi prestazionale dei gesti tecnici nello sport	31
Figura 3.5 Utilizzo di un sistema di motion capture per la calibrazione di uno strumento di valutazione ergonomica	32
Figura 3.6 Tipica architettura stereofotogrammetrica marker based per la cattura del movimento.....	33
Figura 3.7 Rilevamento con marker attivi, i marker sono apposti su una tuta indossabile per ridurre i tempi di setup	34
Figura 3.8 Una tuta con sensori passivi di diverse forme utilizzata a scopi cinematografici.....	35
Figura 3.9 Architettura di un sistema marker less utilizzato in ambiente industriale [10]	39
Figura 3.10 Creazione della visual hull di un soggetto	41
Figura 3.11 Processo di model matching e segmentazione [9]	42
Figura 3.12 Sistema di navigazione inerziale dell'Apollo11	45
Figura 3.13 Schema di funzionamento di un accelerometro MEMS	47
Figura 3.14 Schema di funzionamento di un giroscopio MEMS.....	48
Figura 3.15 Posizionamento dei sensori lungo il corpo	49

Figura 3.16 Un sistema MoCap elettromeccanico	52
Figura 4.1 Rappresentazione dei piani anatomici	60
Figura 4.2 Raffigurazione di un movimento di estensione dell'anca. Il tratto femorale viene allontanato da un osservatore frontale rispetto al soggetto, in questo caso all destra dell'immagine	61
Figura 4.3 Movimenti di abduzione della spalla e dell'anca	62
Figura 4.4 Intra rotazione dell'anca	63
Figura 4.5 A sx un movimento di flessione della spalla mentre a dx un movimento di estensione della spalla.....	64
Figura 4.6 Movimento di abduzione della spalla.....	65
Figura 4.7 Al centro un movimento di estensione del gomito rispetto alla posizione di sinistra. A destra un movimento di flessione del gomito rispetto alla posizione centrale.....	66
Figura 4.8 A sx supinazione; a dx pronazione	67
Figura 4.9 Flessione ed estensione del polso	67
Figura 4.10 Illustrazione di deviazione radiale e ulnare	68
Figura 4.11 A sx estensione dell'anca; a dx flessione dell'anca.....	69
Figura 4.12 Al centro un'estensione del ginocchio; a dx una flessione del ginocchio.....	70
Figura 4.13 Cross reference tra dati e atti motori.....	73
Figura 4.14 Modello biomeccanico semplificato con l'indicazione dei principali tratti anatomici	73
Figura 4.15 Finestra di dialogo per l'inserimento del file BVH.....	81
Figura 4.16 Piegamento sulle gambe	83
Figura 4.17 Evoluzione temporale degli angoli di femore e tibia di entrambe le gambe nel piano sagittale durante un picking	85
Figura 4.18 Illustrazione del movimento di inginocchiamento	89
Figura 4.19 Illustrazione di un piegamento della schiena.....	92
Figura 4.20 Evoluzione temporale del tratto lombare.....	93
Figura 4.21 Particolare di una camminata durante un processo di picking, in blu femore, in arancione tibia.....	95

Figura 4.22 Posa con braccia sopra la testa.....	99
Figura 4.23 Derivate di flessioni e abduzioni/adduzioni utili al riconoscimento del riposo.....	103
Figura 4.24 Sovrapposizione dei movimenti sotto esame.....	104
Figura 4.25 Adduzione braccio destro	112
Figura 4.26 Rotazione mediale braccio destro	113
Figura 4.27 Sovrapposizione segnale amplificato	114
Figura 4.28 In alto: grafico della camminata prima dell' algoritmo di servizio; in basso: il grafico della camminata dopo la pulizia	119
Figura 4.29 Riposo delle braccia prima e dopo il passaggio dell' algoritmo di servizio	120
Figura 4.30 Immagine del risultato grafico del software	122

Sommario

Il picking è un'attività ad alta intensità di lavoro all'interno dei magazzini ed è difficile da prevedere e pianificare. Le evoluzioni del mercato degli ultimi anni con concetti come just in time, la riduzione dei lotti e il commercio online hanno contribuito ad aumentarne l'intensità con spedizioni frequenti rendendola un'attività che copre metà dei costi di un magazzino ed è indicata come l'attività che presenta la più alta priorità sull'ottimizzazione. Essendo difficile da prevedere e da pianificare è altresì difficile da automatizzare e prevede l'uso di risorse umane: i pickers. Gli operatori sono soggetti ad infortuni, soprattutto dovuti alla movimentazione manuale di carichi, che li costringono ad assenze dal luogo di lavoro. Gli infortuni costano nella gestione dell'assenza, nella mancata copertura del turno e da eventuali punti di vista legali. L'obiettivo dell'ottimizzazione del picking deve forzatamente passare per l'ottimizzazione dell'ergonomia nelle operazioni per la salvaguardia del benessere fisico e della salute dei pickers che avrà ripercussioni positive anche sulla loro performance. Con questo lavoro di tesi si vuole proporre un software di analisi dei movimenti degli operatori semplice ed interattivo, grazie anche agli sviluppi tecnologici nella cattura del movimento, che permetta di analizzare l'ergonomia durante un task tramite dei KPI e di poter attuare ottimizzazioni sia generali sia mirate. Il lavoro parte con una panoramica sulle tecnologie di cattura del movimento attualmente disponibili e sul loro funzionamento per comprendere a pieno le potenzialità di ciascuna ai fini della scelta della più adatta. Uno studio degli indici ergonomici suggeriti dalla normativa è necessario per capire le problematiche ergonomiche nella movimentazione manuale. Lo studio base della biomeccanica, della sua terminologia e dei movimenti interessanti per il lavoro è stato effettuato prima di iniziare le analisi. A questo punto è stato possibile analizzare i dati MoCap e procedere con la definizione degli algoritmi di riconoscimento e di costruzione del tool Ergocapture con dei KPI suggeriti dagli indici ergonomici normati ed altri individuati durante questo lavoro e descritti in un capitolo apposito con le loro possibili applicazioni ed utilità.

1 Introduzione

Il picking è quell'attività di selezione e prelievo di materiale che può essere svolta in qualsiasi magazzino e si verifica ogni qualvolta sia necessario raggruppare componenti, materiali o prodotti appartenenti a diverse SKU¹ che, una volta riuniti, dovranno essere elaborati e spediti. È l'attività più intensiva all'interno dei magazzini ed è difficile da automatizzare e pianificare ed ha un impatto decisivo sulla soddisfazione del cliente in quanto sia soggetta ad errori. L'attività è cambiata negli anni con l'avvento di concetti come il just in time e il mercato online con la riduzione dei lotti di spedizione e spedizioni più frequenti. Oltre ad essere l'attività più intensiva è anche quella più costosa come indicato nella Figura 1.1 [1].

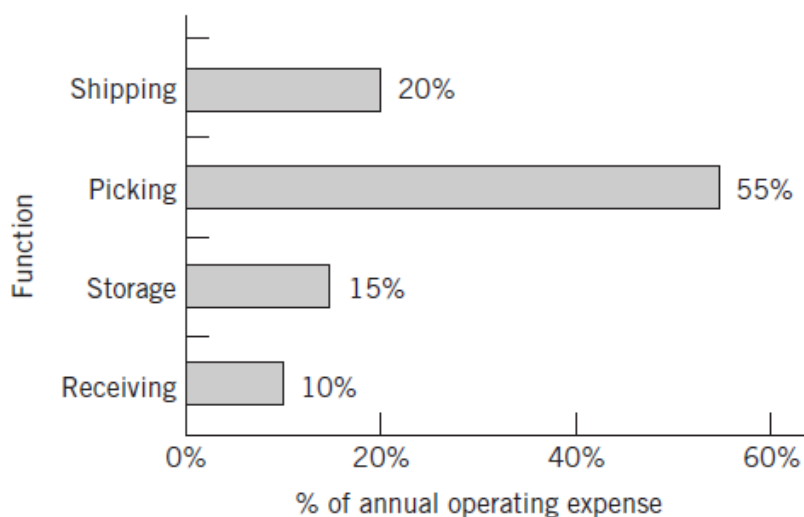


Figura 1.1 Distribuzione dei costi operativi di magazzino [1]

È indicata come l'attività a più alta priorità sull'ottimizzazione in cui i miglioramenti di performance possono portare a significanti ricadute nei costi totali.

¹ SKU identifica la stock keeping unit ovvero l'unità gestita a magazzino ben distinta da altre unità.

Essendo un'attività difficile da automatizzare e prevedere utilizza, oltre a macchine automatiche specifiche di supporto, la macchina più sofisticata e versatile esistente: l'uomo, il picker.

Il miglioramento delle performance nelle attività di picking non è focalizzato sul controllo degli operatori e della loro produttività ma sul controllo delle variabili che indirettamente permettono agli operatori di lavorare in maniera più efficiente.

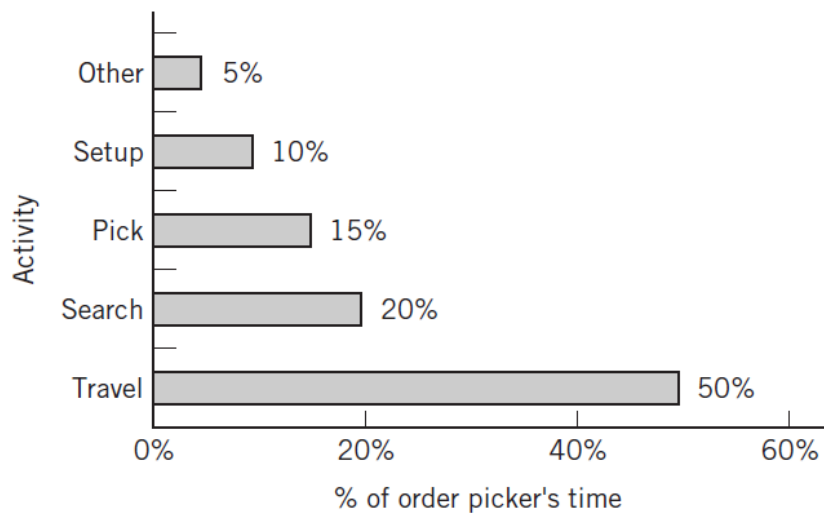


Figura 1.2 Distribuzione tipica delle attività di un pickers [1]

Come si nota dalla Figura 1.2 la maggior parte del tempo di un picker è spesa tra spostamento e ricerca (70%) il che rende necessari interventi atti a ridurre le distanze di viaggio posizionando i prodotti più popolari in posizioni vicine all'interno del magazzino, i tempi di ricerca ad esempio adottando tecniche di pick to light.

Il picker è quindi una risorsa fondamentale all'interno del magazzino e un aumento delle sue performance non può non essere legato alla salvaguardia della sua salute e del suo benessere prevenendo gli incidenti o, quando non possibile annullare i rischi, minimizzarli. L'operatore del picking deve maneggiare manualmente i materiali nell'intero arco della sua giornata lavorativa includendo

piegamenti e allungamenti per raggiungerli nelle posizioni di stoccaggio e trasporto di essi alla destinazione. Questa serie di attività rende i pickers soggetti a degli infortuni illustrati per causa nella figura sottostante.

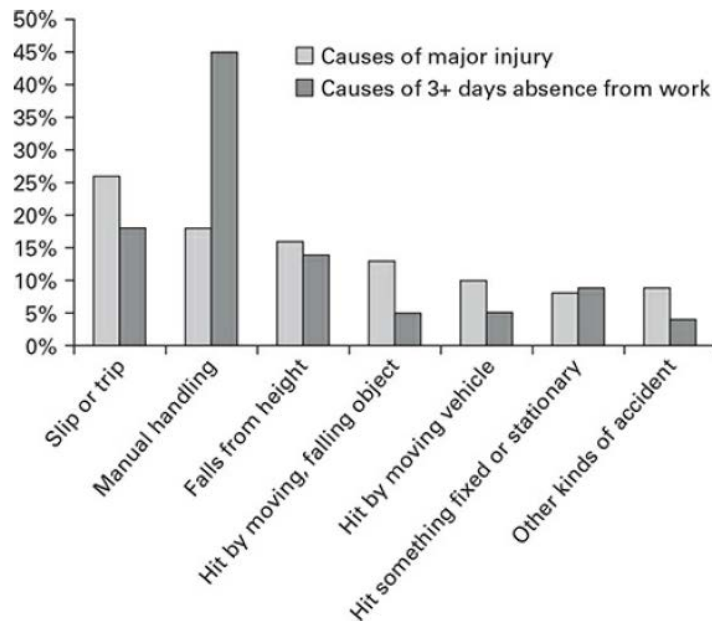


Figura 1.3 Distribuzione e cause di infortuni [2]

Il grafico proposto dimostra come l’impatto degli infortuni dovuti alla movimentazione manuale sia maggiore rispetto alle altre cause nel determinare un’assenza di più di tre giorni di assenza dal lavoro. Le assenze devono essere gestite correttamente al fine di evitare uno sbilanciamento del carico di lavoro all’interno dello stesso turno e tra i diversi turni. In questo modo si evita anche una riduzione del numero di righe d’ordine evase con conseguente incremento dei costi legati a perdita d’immagine, perdita di clienti, il pagamento di penali dovute al ritardo e multe nel caso ci siano state inadempienze sul fronte della sicurezza del personale infortunato.

Il sovraccarico dovuto a errati sollevamenti, movimenti ripetitivi, etc. copre da solo il 45% degli infortuni [2] e deve essere prevenuto perché può essere costoso investire sulla sicurezza e sul benessere fisico degli operatori ma può anche essere costoso anche non farlo come spiegato poco sopra. La prevenzione

degli infortuni deve partire da un'analisi di rischio su tutte le attività coinvolte al fine di individuare, tramite degli indicatori opportuni, le criticità che costituiscono una preziosa base di partenza per i processi di miglioramento. Tra questi indicatori vi possono essere dei KPI² che possono essere specifici per ogni tipologia di lavoro o azienda e gli indici ergonomici che sono degli indicatori riconosciuti in tutto il mondo e calcolabili attraverso procedure ben definite. Sia gli indici ergonomici sia i KPI devono essere visti come degli indicatori di performance in termini di ergonomia e benessere fisico dei pickers.

Una volta determinati i KPI per le attività a rischio sarà possibile prendere provvedimenti in base alla loro interpretazione per il miglioramento delle operazioni manuali di magazzino come:

- Riduzione degli infortuni legati al sovraccarico
- Training sulle procedure corrette di movimentazioni di carichi in sicurezza
- Ridurre le altezze di sollevamento dall'altezza delle spalle o da terra posizionando i materiali più popolari ad altezze intermedie facili di raggiungere.

Il miglioramento delle condizioni di salute e benessere dei pickers si tramuta in un aumento della loro produttività. Inoltre, riducendo il tasso di infortuni si riducono tutti quei costi di gestione dell'infortunio, di mancate emissioni degli ordini per assenza di personale ed eventuali contenziosi legali o sanzioni.

La valutazione dei rischi è un'attività complessa che richiede svariato tempo nell'identificazione ed analisi delle operazioni critiche. Con questo lavoro si vuole costruire un tool informatico semplice da utilizzare che, in maniera automatica, analizzi il movimento dei pickers acquisito con un moderno sistema MoCap e ne deduca dei KPI che possano fornire un'indicazione utile per il miglioramento delle performance e dell'ergonomia nelle operazioni manuali.

² KPI sta per key performance indicator e come recita la sua traduzione è un indicatore chiave di una determinata performance.

2 Indici ergonomici

2.1 Introduzione

L'ergonomia è quella scienza che si occupa dello studio dell'interazione dell'uomo con le macchine e l'ambiente di lavoro e ha come fine la tutela della salute, della sicurezza e del benessere degli operatori che si tramuta in aumento delle prestazioni del sistema. Il luogo di lavoro, le attrezzature e il tipo di lavoro che viene svolto sono regolamentati da norme apposite e devono essere conformi ai criteri da loro descritti. Il focus di queste norme è la tutela della salute fisica con la prevenzione dei disturbi muscoloscheletrici dovuti a sovraccarichi biomeccanici.

Ogni movimentazione manuale dei carichi che sia il sollevamento o lo spostamento di un peso viene classificata come potenzialmente rischiosa avendo capacità di provocare disordini a livello della colonna vertebrale oppure ad articolazioni o gruppi muscolari.

Un altro fattore di rischio è la ripetizione di particolari movimenti con carichi, anche esigui, tipici delle operazioni di assemblaggio che provocano continui microtraumi a carico degli arti superiori che possono portare ad infiammazioni tendinee, le comuni tendiniti, oppure la sindrome del tunnel carpale.

Vari metodi sono proposti in letteratura per la valutazione di rischi dovuti a sovraccarico biomeccanico che riguardano diversi tipi di attività e gruppi muscoloscheletrici coinvolti. Essi permettono di ricavare degli indicatori numerici che permettono di confrontare oggettivamente diverse configurazioni ergonomiche o diversi task. La normativa di riferimento per valutazioni ergonomiche per la movimentazione manuale è la ISO11228 ed è divisa in tre parti:

1. Lifting and carrying: valuta le movimentazioni manuali di carichi in sollevamento e trasporto.

2. Pushing and pulling: valuta le movimentazioni manuali in spinta e trascinamento dei carichi.
3. Handling of low loads at high frequency: valuta la movimentazione di carichi di lieve entità in maniera ripetuta ad alta frequenza.

La parte 1 della normativa prevede l'utilizzo dell'indice NIOSH per la valutazione dei sovraccarichi in sollevamento e trasporto a mano mentre la parte 3 prescrive l'utilizzo dell'indice OCRA per valutare le azioni ripetitive. Ragion per cui queste due metodologie vengono approfondite e si prefiggono di essere integrate nel software proposto.

2.2 NIOSH

È un metodo proposto dal National Institute for Occupational Safety and Health che permette di calcolare il peso limite raccomandato per un determinato movimento richiesto all'operatore per il sollevamento e lo spostamento. L'equazione utilizzata è data da tre criteri combinati che permettono di calcolare nella maniera più conservativa possibile il peso raccomandato:

- Biomeccanico
- Fisiologico
- Psicofisico

2.2.1 Criterio biomeccanico

La colonna vertebrale è composta da 33/34 vertebre e si sviluppa a partire dal bacino per arrivare al collo. Le vertebre sono classificate secondo quattro tratti di appartenenza: cervicali (C), toraciche (T), lombari (L) e sacrali (S). Le forze che si possono scambiare tra le vertebre tra di loro sono di compressione, taglio e torsione. Si hanno evidenze che i limiti sul sollevamento non sono dovuti alla forza muscolare ma dagli stress sulla colonna vertebrale [3]. Le maggiori forze compressive sono registrate tra T5 e S1 soprattutto quando si sollevano carichi distanti dalla colonna vertebrale e viene indicata la forza compressiva come criterio di verifica in quanto largamente responsabile della frattura del piatto

vertebrale, dell'ernia del disco e dell'infiammazione delle radici nervose [4]. Il calcolo della forza limite è stato svolto tramite studi su cadaveri e modelli biomeccanici con un valore limite di 3.4kN [5] indicando che gli studi sono stati condotti su modelli con accelerazioni nulle e che il loro contributo dovrebbe essere studiato in quanto determinante ai fini della forza compressiva che porta ad infortuni.

2.2.2 Criterio fisiologico

Il criterio fisiologico è stato introdotto per limitare il peso tramite un criterio metabolico. L'energia spesa per lifting eseguiti ripetuti nel tempo è maggiore dell'energia spesa per un singolo lift pesante in quanto per la prima sono coinvolti molti più gruppi muscolari [5]. La fatica aerobica o localizzata a determinati gruppi muscolari può portare i rischi di un infortunio dovuto ai sollevamenti ed un limite di 9.5 kcal/min è assunto per la prevenzione del sovraffaticamento nella maggior parte dei lavoratori sani.

2.2.3 Criterio psicofisico

Il criterio psicofisico si basa sull'accettabilità del sollevamento di un peso da parte di un operatore sulla base di determinate condizioni. Le misure sono effettuate sulla capacità e forza degli operatori di eseguire dei sollevamenti a differenti cadenze. Il criterio mette insieme i due criteri precedenti mediante il giudizio di accettabilità di un determinato sollevamento da parte di un operatore con una discrepanza intrinseca tra un limite accettabile e limite sicuro. Ad esempio, per cadenze maggiori di 6 sollevamenti/min la capacità dell'operatore è sovrastimata. L'equazione del 1991 comunque permette di calcolare un peso limite accettabile ad almeno il 90% delle donne [5].

2.2.4 Equazione

Dalla combinazione dei criteri utilizzati è formulata l'equazione per il calcolo del RWL (recommended weight limit):

$$RWL = LC * HM * VM * DM * AM * FM * CM$$

Dove:

- $LC = \text{costante di peso} = 23\text{kg}$
- $HM = \text{moltiplicatore orizzontale} = 25/H$
- $VM = \text{moltiplicatore verticale} = 1 - 0.003 * |V - 75|$
- $DM = \text{moltiplicatore di distanza} = 0.82 + 4.5/D$
- $AM = \text{moltiplicatore di asimmetria} = 1 - 0.0032^\circ$
- $FM = \text{moltiplicatore di frequenza tabulato}$
- $CM = \text{moltiplicatore per il tipo di accoppiamento mano-oggetto, tabulato}$

Le misure di lunghezza sono prese in centimetri con:

- $H = \text{distanza orizzontale dal punto medio delle mani alle caviglie}$
- $V = \text{distanza verticale tra mani e pavimento}$
- $D = \text{distanza verticale percorsa dall'inizio alla fine del sollevamento}$
- $A = \text{angolo di asimmetria del carico dal piano sagittale}$
- $F = \text{cadenza di sollevamenti al minuto}$

H, V, A vanno misurati all'inizio ed alla fine del sollevamento in quanto le condizioni più gravose e lontane da una posizione ergonomica sono proprio quelle iniziali e quelle finali che permetteranno di scegliere il valore massimo per ciascuna di queste variabili durante la movimentazione del carico.

2.3 OCRA

Il metodo OCRA, acronimo di Occupational Repetitive Action, è un metodo di valutazione del sovraccarico biomeccanico dovuto a movimenti ripetuti degli arti superiori indicato dalla parte 3 della normativa ISO11228 [6]. Il protocollo OCRA prevede due metodi di applicazione:

- OCRA index
- OCRA checklist

2.3.1 OCRA index

L'indice OCRA prevede il calcolo del numero delle azioni tecniche ripetute (ATA, actual technical actions) e del numero delle azioni di riferimento (RTA, reference technical actions). L'indice sarà il rapporto ATA/RTA.

ATA non è altro che il conteggio del numero di azioni che vengono ripetute durante il turno. RTA è invece calcolato mediante un'equazione e costituisce un valore di riferimento.

$$nRTA = \sum_{j=1}^n [Kf(* Fmj * Pmj * Rmej * Amj) * tj] * (Rcm * tm)$$

Dove:

n = numero dei compiti ripetitivi eseguiti durante il turno

j = j-esimo compito

Kf = costante di frequenza per azioni tecniche al minuto

Fm = moltiplicatore di forza

Pm = moltiplicatore per posture non confortevoli

Rem = moltiplicatore di ripetitività dello stesso movimento

Am = fattori addizionali nel compito

t = durata di ogni compito in minuti

Rcm = moltiplicatore di mancanza di riposo

tm = moltiplicatore di durata complessiva.

Si riporta in particolare la valutazione del moltiplicatore di interesse ed ottenibile con i mezzi che verranno sviluppati con questo lavoro che è quello dovuto alla postura dalla [6].

Awkward posture and/or movement [10]		Portion of cycle time			
		Less than 1/3 from 1 % to 24 %	1/3 from 25 % to 50 %	2/3 from 51 % to 80 %	3/3 more than 80 %
Elbow	supination ($\geq 60^\circ$)	1	0,7	0,6	0,5
Wrist	extension ($\geq 45^\circ$) or flexion ($\geq 45^\circ$)				
Hand	hook grip or palmar grip (wide span)		1	0,7	0,6
Elbow	pronation ($\geq 60^\circ$) or flexion/extension ($\geq 60^\circ$)				
Wrist	radio/ulnar deviation ($\geq 20^\circ$)				
Hand	pinch				




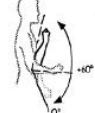
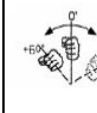
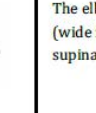






La norma indica di utilizzare il minor coefficiente risultante dall'analisi posturale. Tramite un'analisi di correlazione tra indice OCRA e UL-WMSD (upper limb work related musculo skeletal disorders) , ovvero patologie degli arti superiori collegate al lavoro, è stato possibile identificare tre fasce di rischio (verde, giallo, rosso).

2.3.2 OCRA checklist

La OCRA checklist nasce come metodo semplificato del più completo indice OCRA e permette di eseguire un'analisi quantitativa tramite un punteggio per evidenziare le criticità in un compito che prevede azioni ripetitive. Il punteggio è dato dalla somma di punteggi di frequenza, forza, postura e addizionali moltiplicata per i moltiplicatori di riposo e durata. La procedura è guidata da una checklist da compilare [7]. In particolare, in questo metodo si ha una differenziazione tra braccio destro e sinistro con punteggi separati per ogni tipo di movimento. Il metodo checklist, anche se meno completo e analitico rispetto al più completo indice, fornisce informazioni dettagliate sulla postura permettendo di individuare eventuali movimenti errati tramite un punteggio alto a differenza del metodo completo che suggerisce un moltiplicatore aggregato. Pertanto, per l'analisi di questo lavoro si è scelto di utilizzare la valutazione delle posture secondo la checklist per andare nel dettaglio della valutazione delle posture non ergonomiche dei singoli tratti anatomici.

PRESENCE OF AWKWARD POSTURE AND MOVEMENT AND/OR LACK OF VARIATION OR STEREOTYPE

RIGHT LEFT BOTH

A. ARMS/SHOULDER					
1	The arm is unsupported and is raised a little for half (or more) of the time				
			The arms are kept nearly at shoulder height, without support	2	for about 10% of the time
				6	for about 1/3 of the time
				12	for about 1/2 of the time
				24	nearly all the time
B. ELBOW					
			The elbow executes wide movements (wide flexion-extension or pronosupination)	2	for about 1/3 of the time
				4	for over half the time
				8	nearly all the time
C. WRIST					
			The wrist must bend in an extreme position, or must keep awkward postures (such as wide flexions or extensions, or wide lateral deviations)	2	for about 1/3 of the time
				4	for over half the time
				8	nearly all the time
D. HAND					
			Grip objects, parts or tools with fingertips with constricted fingers (pinch) or with a nearly open hand (palmar grip) or keeping fingers hooked	2	for about 1/3 of the time
				4	for over half the time
				8	nearly all the time
E. LACK OF VARIATION OR STEREOTYPE					
1,5	Performs working gestures of the same type involving shoulders and/or elbow and/or wrist and/or fingers for 51-80% of time (or cycle time between 8 and 15 seconds, full of manual actions)				
3	Performs working gestures of the same type involving shoulders and/or elbow and/or wrist and/or fingers for 81- 100% of time (or cycle time less than 8 seconds, full of manual actions)				
FINAL AWKWARD POSTURES AND MOVEMENTS SCORE Use the highest value obtained among the four groups of questions (A, B, C, D) only once, and eventually add to that of the last question E.					

POSTURE SCORE

RIGHT LEFT

Figura 2.1 Valutazione posturale nella checklist OCRA [7]

3 Sistemi di acquisizione del movimento

3.1 Introduzione

L'acquisizione del movimento umano ha come scopo la misura e la descrizione delle grandezze fisiche che caratterizzano l'esecuzione di un atto motorio, ovvero i movimenti relativi ed assoluti dei segmenti ossei o le forze scambiate dallo scheletro col terreno o più in generale coi vincoli ambientali con cui l'apparato muscoloscheletrico è chiamato ad interagire. Tali dati generalmente vengono raccolti in differenti modalità e con diverse tecnologie di motion capture (MoCap) con gradi di sofisticazione e precisione tuttora in fase di sviluppo e miglioramento. Tutte le tecnologie dell'ambito utilizzano una moltitudine di sensori diversi tra loro atti a misurare grandezze sia cinematiche che dinamiche interfacciati tra loro grazie ad una piattaforma comune. Le misure vengono convertite in dati digitali e vengono stoccate in appositi file rispondenti a degli specifici standard in base al formato selezionato. Il fine ultimo della cattura del movimento umano è la ricostruzione in modo ripetibile degli atti motori in un modello muscoloscheletrico virtuale da poter utilizzare od elaborare sia in tempo reale sia a posteriori della registrazione ed in luoghi non necessariamente coincidenti. Questo capitolo ha lo scopo di illustrare lo stato dell'arte delle tecnologie di motion capture spiegando anche i principi di funzionamento dei più importanti sistemi utilizzati ad oggi al fine di fornire una conoscenza di quello che vanno a misurare rendendo più facile la comprensione dei punti di forza e debolezza che li caratterizzano. Questa conoscenza guiderà alla scelta della tecnologia più adatta alle esigenze del quesito di questo lavoro con anche l'auspicio che possa essere utilizzata come riferimento per la scelta da altri lavori che necessiteranno di un sistema di motion capture.

3.2 Campi di utilizzo del MoCap

L'utilizzo dei sistemi di motion capture vede applicazioni più disparate in diversi ambiti disciplinari:

- Sicurezza e videosorveglianza: ai fini della ricostruzione temporale di una persona per valutarne il tipo di deambulazione o la sua statura per successivi impieghi forensi.
- Cinema e videogiochi: i movimenti di un operatore vengono registrati in uno scheletro virtuale che viene sovrapposto allo scheletro di un modello generato tramite computer grafica (CGI: computer generated imagery). I movimenti dell'operatore danno vita e movimento al modello grafico permettendo la ricostruzione di movimenti realistici da applicare a soggetti antropomorfi e non in videogiochi, film e cartoni animati.



Figura 3.1 L'attore Mark Ruffalo dà vita al suo personaggio virtuale grazie ad un sistema MoCap

Ne sono esempio i film campioni di incassi come Avatar o Avengers in cui la maggior parte dei personaggi era ricreata tramite CGI inserendo i movimenti degli attori in una scena virtuale. In campo videoludico se ne fa largo uso nei giochi di sport dove i gesti atletici vengono direttamente catturati dai singoli atleti ed assegnati ai loro modelli in modo da poter conferire le caratteristiche personali nella corsa o nell'esecuzione dei singoli gesti allo specifico atleta all'interno del software.



Figura 3.2 Cattura dei movimenti di un calciatore per l'integrazione col suo modello virtuale in un videogioco

- Realtà aumentata: con lo sviluppo degli hardware grafici degli ultimi anni è possibile fornire dei pacchetti di realtà aumentata in cui il soggetto visualizza non solo un ambiente virtuale 3D grazie a sistemi di virtual reality ma può anche interagirvi vedendo i propri movimenti che vengono catturati con sistemi MoCap e digitalizzati nell'ambiente virtuale.

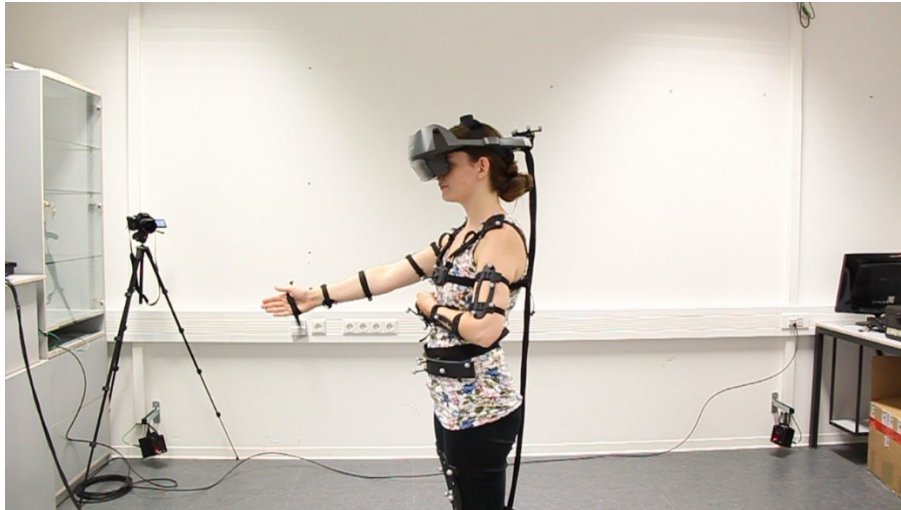


Figura 3.3 Un sistema MoCap utilizzato in combinazione con un visore per la realtà aumentata

- **Biomeccanica:** permette l'analisi del movimento del soggetto in campo clinico e sportivo al fine di determinare misure non altrimenti individuabili tramite esami tradizionali. Un esempio di tali applicazioni viene dal campo ortopedico con la meccanica del passo atta a correggere mediante l'ausilio di supporti plantari eventuali movimenti o modi di carico errati durante l'esecuzione dell'atto motorio che possono sfociare in infortuni di vario genere all'apparato muscolo scheletrico del paziente.

Un esempio all'avanguardia riguarda l'applicazione di questi sistemi per l'elaborazione di un algoritmo di valutazione della performance motoria associata alla valutazione del rischio di infortunio del legamento crociato anteriore (ACL) per tutte le discipline sportive che prevedono carichi sostenuti all'articolazione del ginocchio (sci, calcio, rugby, pallavolo, basket, etc.) sfociato nel brevetto "ACL Quick Check®" [8] ed in una spin-off dell'Università di Padova.



Figura 3.4 Esempio di tecnologia MoCap per l'analisi prestazionale dei gesti tecnici nello sport

- Ergonomia: i movimenti di un operatore di una linea di assemblaggio o di un magazzino vengono catturati per valutazioni di carattere ergonomico quali il calcolo dei riconosciuti indici ergonomici (ad esempio NIOSH, OCRA, RULA, OWAS, etc.) o di altri KPI atti a valutare l'ergonomicità degli atti motori di un lavoratore al fine di poter dare indicazioni per il miglioramento dell'ambiente di lavoro o l'acquisto di dispositivi di supporto come esoscheletri ai fini del aumento del benessere durante i task lavorativi con riduzione della fatica, miglioramento delle condizioni fisiche, prevenzione degli infortuni che permettono tutti di conseguire un miglioramento delle performance sia in termini di tempi per task sia in termini di gestione del personale infortunato.



Figura 3.5 Utilizzo di un sistema di motion capture per la calibrazione di uno strumento di valutazione ergonomica

3.3 Marker based motion capture system

3.3.1 Architettura del sistema

I sistemi di motion capture a marcatori sono dei sistemi stereo fotogrammetrici, ovvero che permettono di ricostruire la posizione di un oggetto nello spazio di controllo grazie a un numero opportuno di fotogrammi dello stesso presi da posizioni differenti. L'acquisizione dei dati è detta optoelettronica ossia i sensori che permettono la cattura della luce sono elettronici e permettono una raccolta dati affini all'elaborazione tramite sistemi di calcolo informatici. Questi sistemi prevedono un numero opportuno di telecamere posizionate attorno alla scena da registrare. Dei marker sono applicati in vari punti del corpo seguendo dei definiti protocolli di posizionamento. Il sistema prevede in generale una struttura hardware di acquisizione composta da telecamere, illuminatori, schede di acquisizione, calcolatori (PC), marker ed una struttura software necessaria all'elaborazione degli input optoelettronici in dati di output biomeccanici.

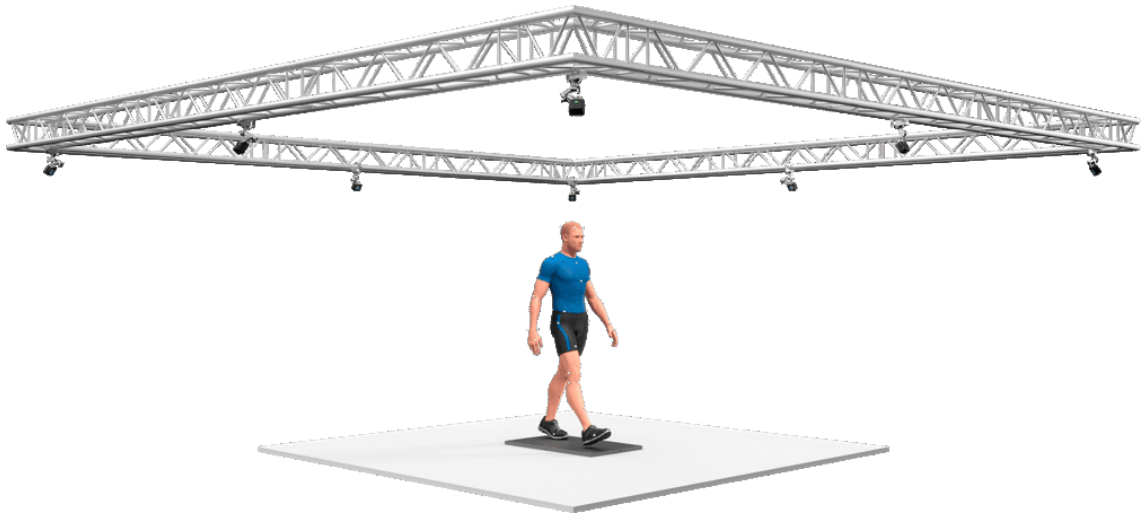


Figura 3.6 Tipica architettura stereofotogrammetrica marker based per la cattura del movimento

3.3.2 Marker

I marker sono dei dispositivi di dimensioni ridotte che vengono stesi sul corpo seguendo degli standard di riferimento su cui si baserà poi l'elaborazione dei dati e il riconoscimento delle parti anatomiche. Essi sono due tipi: attivi e passivi e determinano il successivo metodo di elaborazione dei dati.

3.3.2.1 Attivi

I marker sono costituiti da led luminosi (solitamente a luce infrarossa), il riconoscimento avviene via software illuminando un led alla volta molto rapidamente secondo una sequenza predefinita oppure illuminando tutti i led insieme in combinazione con un software di riconoscimento delle posizioni relative. Esistono anche soluzioni con diverse emissioni cromatiche rendendo più facile il riconoscimento dei tratti anatomici a scapito della pesantezza dell'immagine acquisita che deve essere a colori e non più in scala di grigi. Essendo un sistema attivo permette un alto rapporto SNR (signal to noise ratio) abilitando alla cattura di una scena più ampia grazie alla possibilità di controllo della potenza luminosa emessa e quindi ricevuta dalle telecamere.

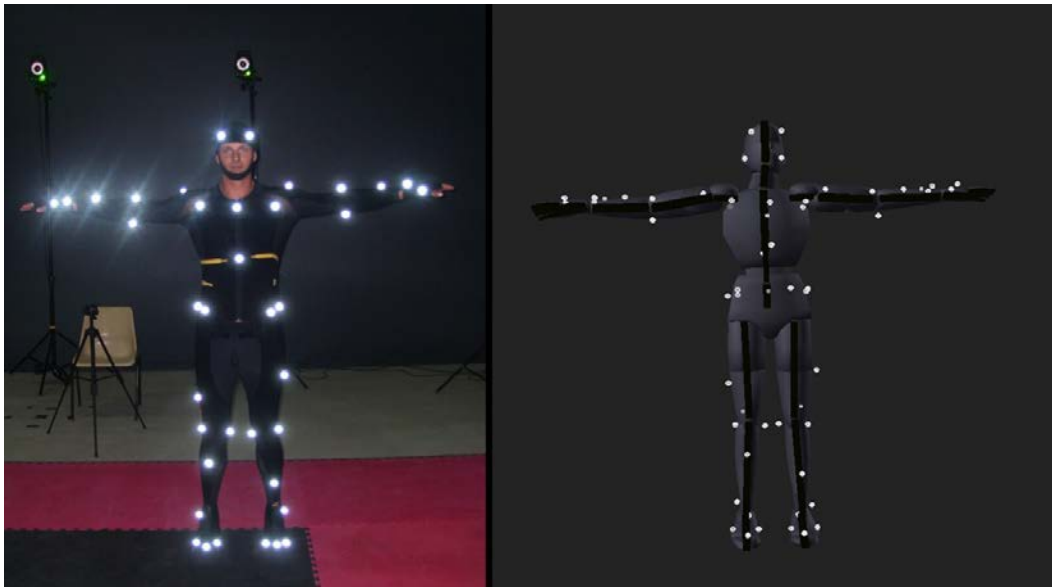


Figura 3.7 Rilevamento con marker attivi, i marker sono apposti su una tuta indossabile per ridurre i tempi di setup

3.3.2.2 Passivi

I marker sono costituiti da un materiale di supporto rivestito da materiale riflettente. La scena è illuminata tramite appositi illuminatori infrarossi e non a seconda del tipo di marker. Il riconoscimento dei tratti anatomici è demandato ad un software che riconosce le posizioni relative dei vari marker e le sovrappone ad un modello biomeccanico. Esistono soluzioni a marker colorati o di forme diverse usate molto nel cinema in cui la scena è ripresa tramite telecamere tradizionali a colori con una conseguente facilità di riconoscimento e sovrapposizione dei diversi punti al modello biomeccanico.



Figura 3.8 Una tuta con sensori passivi di diverse forme utilizzata a scopi cinematografici

3.3.3 Acquisizione dell'immagine ed elaborazione

L'acquisizione dell'immagine avviene tramite sistemi optoelettronici basati su sensori CCD o CMOS che catturano la luce e la trasformano in un segnale elettrico. La scheda di acquisizione computa il segnale e fornisce in output una matrice di vettori RGB o di un valore di intensità luminosa relativi ad ogni pixel sia esso a colori o in scala di grigi.

A questo punto l'immagine è pronta per essere elaborata ai fini del riconoscimento dei marker e dei tratti anatomici. Il riconoscimento generale dei marker avviene per sogliatura ovvero definendo una soglia di intensità luminosa o

di colore che permetta di assegnare un pixel ad un marker o allo sfondo. A seguito dell'isolamento dei marker dal resto dell'immagine è possibile il loro riconoscimento con metodi e algoritmi specifici per il tipo di segnalatore.

3.3.4 Calibrazione del sistema e ricostruzione tridimensionale

Per poter ricostruire la scena nelle tre dimensioni è necessario triangolare le immagini bidimensionali in uscita da ciascuna telecamera. Per la triangolazione è necessario calibrare il sistema con i parametri geometrici di ciascuna telecamera come la lunghezza focale, il coefficiente di distorsione, le coordinate del punto principale e la posizione del sistema di riferimento locale della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto. La posizione del marker nel sistema di riferimento tridimensionale è ottenuta tramite rototraslazioni dei sistemi di riferimento a ritroso fino a giungere al sistema globale. I marker sono così sovrapposti al modello biomeccanico virtuale da cui si potranno estrarre i parametri biomeccanici dei moti come posizioni, velocità e accelerazioni.

3.3.5 Considerazioni

I sistemi opto elettrici marker based offrono un'ottima precisione e fedeltà nella ricostruzione dei modelli biomeccanici e la raccolta dei parametri cinematici dei movimenti. I tempi di setup sono molto lunghi dovendo attaccare dei marker in punti ben specifici sopra la pelle [9] però può essere bypassato grazie all'utilizzo di una tuta con i marker già predisposti a scapito della scalabilità del sistema in quanto la tuta ha lunghezze definite. Le immagini necessitano di elaborazione da parte di software grafico specifico richiedendo un'adeguata potenza di calcolo. Il sistema è altresì soggetto ad errori derivanti dalle incertezze nella rilevazione della posizione del marcatore introdotte dalle telecamere in dipendenza alla loro risoluzione. Altre incertezze introdotte dai sistemi opto elettrici sono le componenti in alta frequenza di rumore elettrico, flickering ed errori di campionamento [9]. Errori di mancata corrispondenza tra marker e posizione

anatomica attesa sono inevitabili in quanto essi sono in contatto con la pelle che è un tessuto molle e non solidale a parti anatomiche quali teste delle ossa o articolazioni descritte dai marker. Ne deriva uno spostamento relativo tra marker e posizione attesa dall'algoritmo che porterebbe ad una variazione della distanza relativa tra essi derivando in una variazione della lunghezza dei tratti anatomici nel modello biomeccanico virtuale. Tale tipo di errore è minimizzabile stendendo con cura i marker nel corpo ma non del tutto eliminabili poiché negli atti, specie se sostenuti, la pelle subisce deformazioni e movimenti relativi rispetto alla struttura ossea sottostante. Possibili errori possono derivare anche da situazioni di occlusione che si verifica quando un marcatore non è nel campo visivo di almeno due telecamere perdendo, di fatto, la possibilità di essere triangolato e posizionato nel volume tridimensionale con derivanti ricadute nella creazione del modello biomeccanico e la derivazione dei parametri da esso.

3.4 Marker less motion capture system

3.4.1 Introduzione

Negli ambiti clinici, sportivi ed ergonomici dove le misurazioni dei parametri biomeccanici deve essere molto accurate per la valutazione dei movimenti è necessario un sistema di cattura dei movimenti molto accurato e solido. La tecnica marker based risponde a questi requisiti peccando, però in vari aspetti. Il tempo di setup del soggetto al quale vanno applicati i marker seguendo i vari protocolli standardizzati è molto lungo. L'attrezzatura richiesta (telecamere ad alta definizione e illuminatori) è molto ingombrante e richiede una laboriosa calibrazione preliminare. È evidente la necessità di disporre di un ambiente di laboratorio controllato in cui tutti gli strumenti siano già calibrati rendendo il sistema difficilmente trasportabile. Oltretutto i marker sono apposti sul un tessuto molle come la pelle, o peggio, su una tuta indossabile che porta a movimenti relativi tra i marker durante gli atti di moto dovuti alle deformazioni che esse subiscono. I marker apposti sul corpo del soggetto sia direttamente sia tramite una

tuta indossabile possono tra l'altro compromettere la naturalità del movimento che porterebbe alla rilevazione di un movimento diverso rispetto a quello normalmente eseguito da un soggetto rendendo falsate le successive considerazioni che possono essere effettuate sulla registrazione che, specie per valutazioni cliniche, sportive ed ergonomiche, devono essere altamente fedeli alla realtà giornaliera. Oltretutto i tempi di setup così lunghi si tramutano in costi non indifferenti rendendo, ad esempio, nelle applicazioni cliniche, le visite molto lunghe e quindi costose per un paziente. Si è resa quindi necessaria la ricerca, a partire dall'architettura marker based descritta sopra, di un'architettura più snella che riducesse il numero di strumenti utilizzati ed il relativo tempo di setup che permettesse al soggetto sotto esame di compiere movimenti naturali ereditando, però, la precisione propria dei sistemi marker based.

3.4.2 Architettura del sistema

I sistemi di motion capture senza marcatori sono dei sistemi optoelettronici stereo fotogrammetrici che permettono la registrazione di una scena tridimensionale e la rilevazione del corpo umano ivi immerso al fine di condurre misurazioni di carattere biomeccanico riguardanti il movimento del soggetto. Sono il tentativo di evoluzione dei più precisi sistemi marker based in un sistema più snello da trasportare che mettere a punto basati sullo sviluppo della computer vision e dell'incremento della potenza di calcolo installata anche nei computer della fascia consumer a prezzi contenuti.

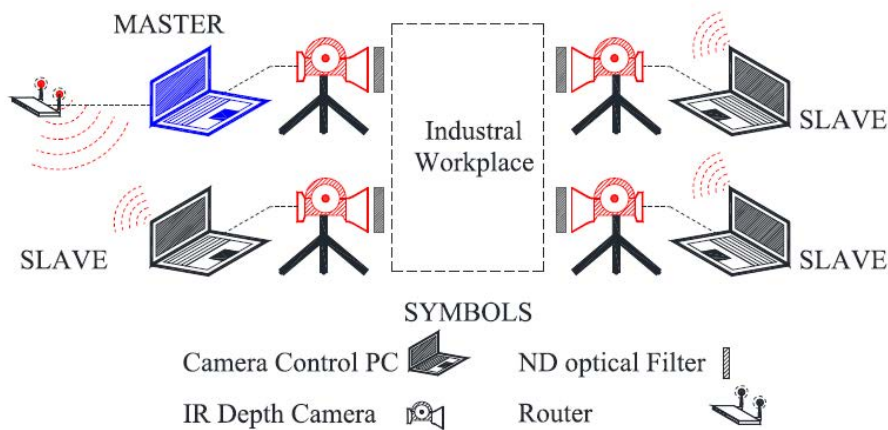


Figura 3.9 Architettura di un sistema marker less utilizzato in ambiente industriale [10]

L'architettura di tali sistemi si basa su un numero adeguato di telecamere selezionato in modo da permettere una copertura ottimale sulla scena. Si necessita di un tipo di telecamere a tempo di volo che permettono di valutare tramite un fascio infrarosso la distanza degli oggetti ripresi in cui va calibrata la distanza relativa tra le telecamere oppure di classiche telecamere ad alte prestazioni in cui va calibrata la distanza tra il sistema di riferimento della telecamera e quello assoluto. Un esempio di telecamere a tempo di volo le Microsoft Kinect di derivazione gaming. A seconda della potenza di calcolo grafico richiesta e di quella disponibile è possibile frazionare il carico di operazioni ed assegnare ad ogni telecamera è un PC con scheda grafica ad alte prestazioni ed ognuno di questi è collegato via WiFi ad un router che convoglia i dati al calcolatore principale che avrà il compito di raccolta, interpretazione e analisi.

3.4.3 Acquisizione dell'immagine ed elaborazione

L'acquisizione dell'immagine avviene tramite sistemi optoelettronici basati su sensori CCD o CMOS che catturano la luce e la trasformano in un segnale elettrico. La scheda di acquisizione computa il segnale e fornisce in output una matrice di vettori RGB o di un valore di intensità luminosa relativi ad ogni pixel sia esso a colori o in scala di grigi.

Una volta ottenute le immagini è necessario isolare il soggetto dallo sfondo estrapolando la silhouette del corpo.

3.4.3.1 Green screen

In caso di registrazione in un laboratorio controllato il compito è facilmente semplificabile apponendo sulle pareti attorno alla scena dei teli di colore uniforme come i classici green screen utilizzati nell'industria cinematografica.

3.4.3.2 Sottrazione dello sfondo

Nel caso di scene statiche è possibile acquisire un'immagine dell'ambiente priva del soggetto da analizzare così da poterla sottrarre alle future immagini in cui il soggetto sarà presente. Nel caso di sfondo in movimento si rende necessario l'utilizzo di algoritmi di sottrazione specifici e molto sofisticati con conseguente aumento della potenza di calcolo richiesta.

3.4.4 Calibrazione e ricostruzione in 3D

Vanno inseriti nell'algoritmo di ricostruzione i dati geometrici che caratterizzano le telecamere e la loro posizione: la distanza focale, le coordinate del punto centrale dell'immagine, i coefficienti di distorsione e le distanze dei sistemi di riferimento delle telecamere rispetto al sistema di riferimento assoluto. Questi parametri permettono la triangolazione delle immagini bidimensionali in uno spazio di lavoro tridimensionale.

Una volta sottratto lo sfondo dall'immagine è possibile binarizzare l'informazione, precedentemente stoccata in dati a colori, in bianco e nero assegnando uno dei due colori allo sfondo e l'altro alla silhouette.

Proiettando nello spazio le varie immagini della stessa silhouette prese da diverse telecamere a diverse angolazioni è possibile ricostruire un modello tridimensionale del corpo acquisito chiamato visual hull³.

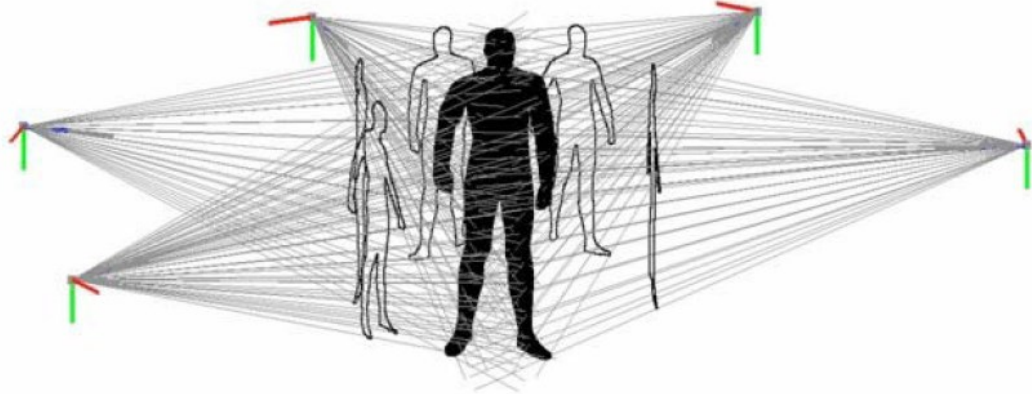


Figura 3.10 Creazione della visual hull di un soggetto

È generato quindi un volume tridimensionale tramite dei pixel tridimensionali chiamati voxel proiettando a virtualmente a ritroso sul piano di ogni singola telecamera i punti che appartengono al corpo, così facendo si aggiungono e tolgono voxel appartenenti e non alla silhouette ad ogni passaggio di proiezione nei diversi piani delle telecamere. La qualità finale del volume creato dipende dal numero e dalla posizione delle telecamere che indicano il livello di discretizzazione della circonferenza della scena. Il numero e la dimensione dei voxel indica il grado di definizione dell'immagine tridimensionale: per avere una ricostruzione ben definita è necessario avere molti voxel di dimensioni ridotte da cui deriva un modello molto pesante da elaborare graficamente alleggeribile mediante rappresentazione octree entro certi limiti.

³ Con il termine visual hull si indica quel volume tridimensionale ricreato tramite la sovrapposizione di più immagini 2D riprese da diversi punti. Ognuna di queste proiezioni, noti i parametri geometrici della telecamera, genera un cono generalizzato nello spazio. La combinazione delle varie immagini dà vita ad una nuvola di punti 3D corrispondente all'oggetto che si sta andando a misurare.

Questo modello tridimensionale è una nuvola di punti che non contiene alcuna informazione biomeccanica e il suo movimento è totalmente slegato rispetto ad un modello biomeccanico virtuale. È necessario creare un altro modello virtuale di riferimento da sovrapporre con la visual hull che possa descrivere la biomeccanica del soggetto. Il modello virtuale è creabile tramite scansione 3D tramite appositi strumenti oppure, se il numero di telecamere a disposizione è elevato, derivabile dalla visual hull. A questo punto il modello di riferimento viene segmentato nelle parti anatomiche di interesse creando una base grazie alla quale è possibile trasportare la segmentazione nei volumi acquisiti dalle telecamere. Il modello grafico è così sovrapposto al modello biomeccanico dal quale è possibile ricavare i parametri di interesse.

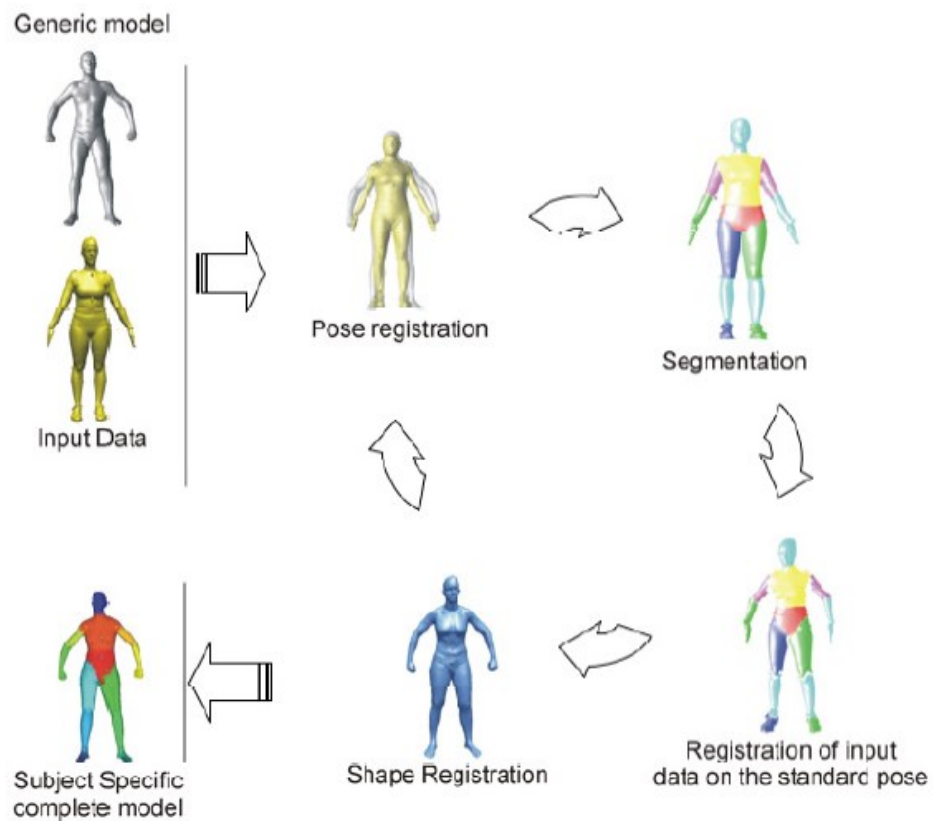


Figura 3.11 Processo di model matching e segmentazione [9]

3.4.5 Considerazioni

I sistemi di cattura del movimento basati sulla metodologia markerless permettono di catturare i movimenti di un soggetto riducendo al minimo i tempi di setup su di esso necessitando solamente della posa e della calibrazione delle telecamere nella scena. Non dovendo indossare marker oppure tute con ingombranti marker apposti sulla superficie, il movimento del soggetto risulta molto più libero e naturale permettendo una cattura fedele al movimento realmente eseguito nella quotidianità. Altro importante fattore a favore di questa metodologia è la non necessità assoluta di disporre di un ambiente di laboratorio controllato, se è vero che con setup a sfondo uniforme (green screen) è molto più agevole il riconoscimento della silhouette rimane altrettanto possibile la cattura dei movimenti in situ grazie a sofisticazioni più raffinate degli algoritmi di riconoscimento per la sottrazione di sfondi complessi o in movimento a vantaggio della naturalità degli atti motori. Infine, essendo la figura del soggetto ricostruita nelle tre dimensioni, è possibile ricavare dal modello parametri geometrici come le inerzie in gioco e le lunghezze anatomiche.

La grande versatilità del metodo descritto è ottenuta demandando a degli algoritmi di riconoscimento il lavoro di tracking delle parti anatomiche che prima era svolto dai marker. Un modello grafico tridimensionale deve essere ricostruito ad ogni frame e sovrapposto al modello di riferimento costruito a priori. Tale manipolazione di dati necessita di algoritmi complessi in aggiunta alla pesantezza dei modelli grafici richiedendo una grande capacità di elaborazione video e dati da parte dai calcolatori e delle schede di acquisizione. Si hanno difficoltà nel riconoscimento di movimenti di rotazione intorno al proprio asse di tratti anatomici a simmetria cilindrica come braccia e gambe risolvibili tramite implementazione nel software che sfruttano altre caratteristiche delle immagini acquisite con ulteriore sofisticazione degli algoritmi e capacità computazionale richiesta. Infine, la qualità della registrazione dipende per la maggior parte dal numero e dalla disposizione delle telecamere richiedendo altresì la disposizione di una scena d'azione limitata circoscritta da esse.

3.5 IMU motion capture system

3.5.1 Introduzione

I sistemi di cattura del movimento stereo fotogrammetrici optoelettronici descritti finora necessitano della configurazione di una scena definita e limitata predisponendo le telecamere in modo corretto e rilevandone le posizioni relative rispetto ad un fissato sistema di riferimento nel volume ripreso. Richiedono altresì capacità di elaborazione grafica elevata da parte dei sistemi di acquisizione e interpretazione per i sistemi marker less nonché degli elevati tempi di setup per quanto riguarda gli approcci marker based. Un approccio che si premette di ridurre quasi a zero i tempi di setup e di svincolare la cattura del movimento da limitazioni degli spazi di ripresa è quello basato sull'applicazione di sistemi inerziali lungo il corpo del soggetto. Le unità di misurazione inerziale (IMU inertial measurement unit) sono dei dispositivi contenenti al loro interno accelerometri, giroscopi e magnetometri utilizzati per misurare accelerazioni, velocità angolari ed orientazioni. Le IMU sono largamente utilizzate nei sistemi di navigazione di veicoli militari e commerciali come aeromobili, sottomarini, navi, satelliti e missili trovando impiego anche nei moderni veicoli senza equipaggio. I sistemi di misurazione inerziale erano presenti anche nei sistemi di navigazione delle missioni Apollo che con la missione Apollo11 ha permesso all'uomo di arrivare sulla Luna.

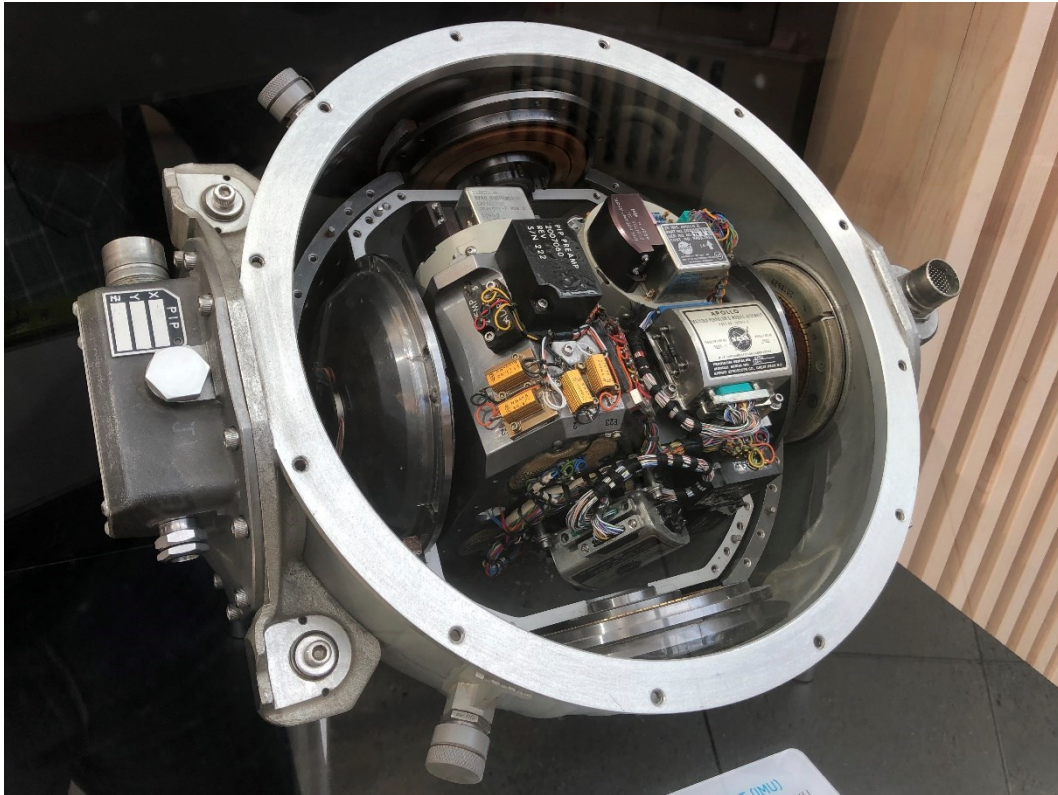


Figura 3.12 Sistema di navigazione inerziale dell'Apollo11

Tali sistemi permettono di risalire anche alla posizione dell'oggetto su cui sono montati tramite successive integrazioni dell'accelerazione e sono tutt'oggi utilizzati nei veicoli moderni in combinazione con il GPS per poterne migliorare la precisione. L'avanzamento della tecnologia ha permesso la miniaturizzazione e la riduzione del costo di questi componenti rendendoli accessibili al pubblico tanto che la maggior parte degli smartphone in commercio ne possiede uno.

3.5.2 Principio di funzionamento delle IMU

Le IMU utilizzate in avionica tutt'oggi sono dei sistemi ingombrati, molto costosi e con un grado di precisione molto elevato estremamente necessario data l'importanza della sicurezza della navigazione dei veicoli in cui sono montate. Tecnologie di misurazione meno costose e piccole hanno abilitato la costruzione di dispositivi di misura inerziale molto più compatti e leggeri. I sensori di

accelerazione e velocità angolare utilizzati sono sistemi micro-elettromeccanici (MEMS) di dimensioni molto ridotte.

3.5.2.1 Accelerometri MEMS

Una massa sospesa tramite delle molle è libera di muoversi in una direzione che sarà allineata con l'asse rispetto al quale si vuole misurare l'accelerazione. Quando essa è sottoposta ad una accelerazione quindi ad una forza le molle si deformano permettendo alla massa di scorrere lungo la direzione prestabilita. Delle armature sono montate solidali alla massa mentre altre armature sono montate in posizione fissa costituendo di fatto un condensatore. Quando si ha un movimento della massa dovuto ad una accelerazione si ha una variazione di posizione relativa tra le armature fisse e quelle mobili che andrà ad alterare la capacità del condensatore che compongono secondo la relazione:

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{S}{d}$$

Da cui, note le costanti dielettriche e la superficie come parametri di progetto, si può risalire alla distanza delle armature tramite la misurazione della capacità del condensatore. La distanza calcolata è correlata alla deformazione delle molle di cui si conosce la costante di rigidità potendo così risalire alla forza e quindi all'accelerazione del sistema in quel determinato asse.

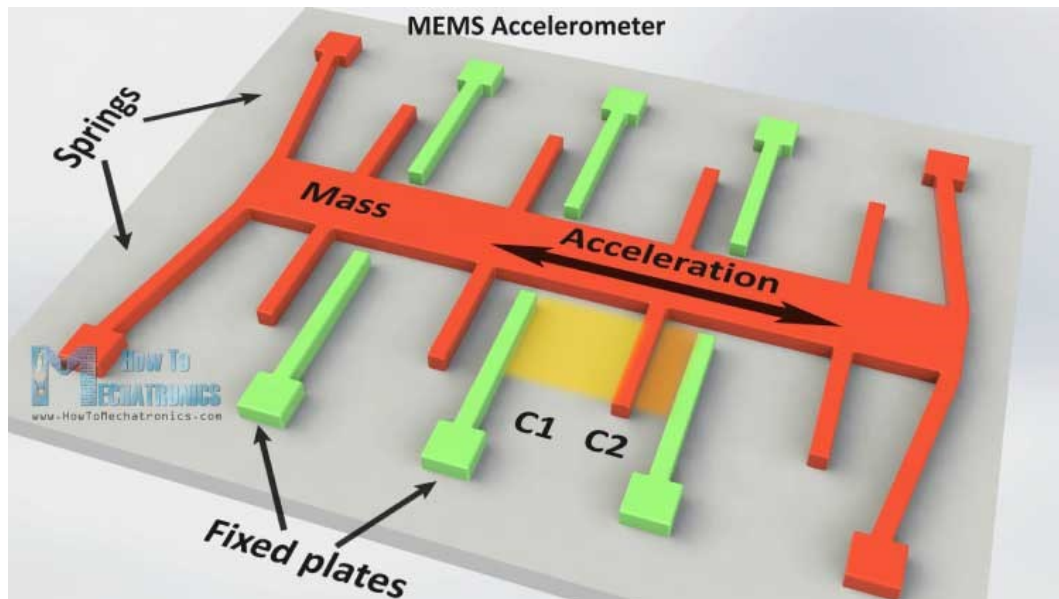


Figura 3.13 Schema di funzionamento di un accelerometro MEMS

Tre di questi dispositivi posti ortogonalmente tra loro lungo i tre assi cartesiani permette di misurare le accelerazioni nelle tre direzioni. Successive integrazioni temporali permettono di risalire alla posizione dell'oggetto.

3.5.2.2 Giroscopi MEMS

Una massa sospesa con delle molle è posta in un sistema che la mette in costante oscillazione lungo una direzione che di fatto conferisce una velocità lineare al sistema. Se questo sistema viene posto in rotazione ad una data velocità angolare esso subirà una forza detta di Coriolis ortogonale alla velocità e quindi alla direzione di oscillazione. La massa sospesa possiede delle armature solidali col suo movimento accoppiate a delle armature fisse. Nel momento in cui questo sistema subisce una forza si ha una deformazione delle molle e un movimento della massa sospesa che è possibile misurare tramite la variazione della capacità del condensatore che esse costituiscono secondo la stessa relazione illustrata nel paragrafo sugli accelerometri 3.5.2.1. La distanza misurata è direttamente proporzionale alla forza subita dal sistema tramite la costante elastica nota delle molle. Nota la forza è possibile ricavare la velocità angolare secondo la relazione di coriolis:

$$F = -2m\omega \times v$$

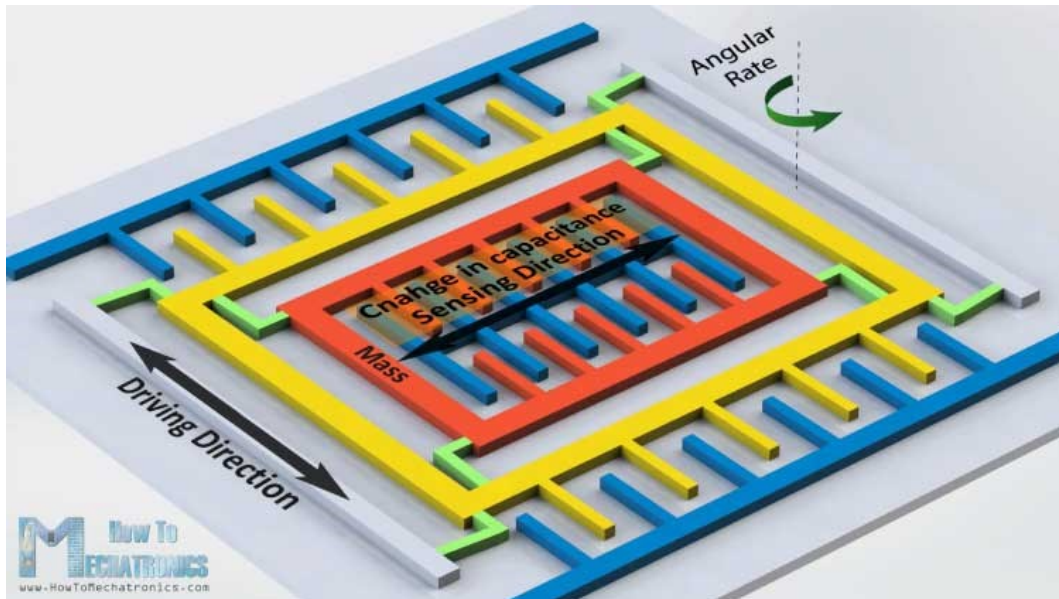


Figura 3.14 Schema di funzionamento di un giroscopio MEMS

Ricavando così la velocità angolare ω . Tre dispositivi come questo posti lungo i tre assi cartesiani permettono di calcolare le velocità di rotazione per ogni asse ed una sua integrazione temporale permette di risalire alla posizione angolare dell'oggetto.

3.5.3 Architettura del sistema

Gli accelerometri e giroscopi descritti sopra possono essere montati assieme ai circuiti di gestione e comunicazione in schede elettroniche molto compatte formando così delle unità di misura inerziali molto piccole. L'integrazione nella medesima scheda dei sistemi di gestione e comunicazione abilita la comunicazione seriale portando a un notevole risparmio sul numero di cavi da connettere tra le unità IMU e l'unità di raccolta dati. I sensori, piccoli e con pochi cavi ciascuno, sono posti sugli arti del soggetto. Le unità sono poste su una tuta leggera ed elasticizzata e comunicano con una unità di controllo posta dietro la schiena che ha il compito di elaborare e trasferire i dati mediante wifi ad un router appositamente configurato e collegato ad un PC. Un sistema di due telecamere in

combinazione ad un tracker indossabile può essere aggiunto al fine di avere il posizionamento nello spazio evitando di ricorrere alla tecnica di dead reckoning⁴. Un software dedicato permette di calibrare il sistema mediante delle pose prestabilite una volta indossato dall'operatore e l'inserimento, semiautomatico (tramite immagini) o manuale, delle lunghezze dei tratti anatomici del soggetto. Lo stesso software permette di visualizzare la registrazione sia in tempo reale sia a posteriori per avere un riscontro diretto della bontà della registrazione ed eventuali interferenze.

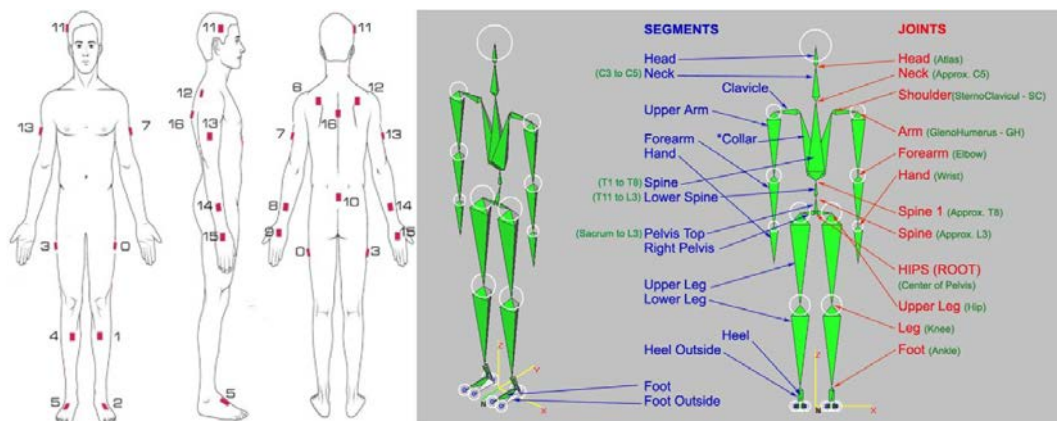


Figura 3.15 Posizionamento dei sensori lungo il corpo

3.5.4 Considerazioni

Grazie alla leggerezza della tuta elasticizzata ed al ridotto ingombro e peso dei sensori che utilizza, il sistema basato su piattaforme inerziali risulta molto leggero e permette l'esecuzione di movimenti naturali da parte dell'operatore. La tuta è altresì facile da indossare in pochi minuti anche senza l'ausilio di un'altra persona e la sua calibrazione è istantanea, a meno serie di interferenze elettromagnetiche, tramite una serie di pose riducendo notevolmente i tempi di setup. La richiesta di capacità di calcolo per arrivare ad un modello biomeccanico virtuale è molto esigua e limitata a delle operazioni di filtraggio del segnale e trasposizione dei sistemi di riferimento in base al metodo di rappresentazione selezionato. Non

⁴ Con il termine dead reckoning si indica quella tecnica utilizzata nella navigazione inerziale che prevede la doppia integrazione nel tempo dei dati provenienti dagli accelerometri al fine di stabilire le coordinate spaziali dell'oggetto.

avendo necessità di riprese tramite telecamere la tuta può essere “persa di vista” e il suo raggio d’azione è solamente limitato alla distanza massima raggiungibile dal dispositivo wifi di comunicazione comunque estendibile tramite dei dispositivi di estensione della copertura di esiguo costo.

I sensori, d’altro canto, sono montati sul tessuto della tuta che è elastico ed essa è indossata dall’operatore e si interfaccia con un tessuto molle come la pelle. Si deduce chiaramente che le IMU non sono solidali alle ossa del soggetto ma hanno un certo grado di movimento relativo sia rispetto alle ossa sia rispetto agli altri sensori lungo la tuta capace di portare a delle incertezze sulle misurazioni. Il sistema, utilizzando dei sensori elettromeccanici, soffre le interferenze elettromagnetiche rendendone difficoltoso il suo utilizzo in ambienti industriali fortemente contaminati disturbi per via della difficoltà di calibrazione dei sensori e dell’affidabilità della misura ottenuta.

Le posizioni spaziali, quando non si usa il sistema optoelettronico in combinazione, sono calcolate mediante doppia integrazione temporale dei valori di accelerazione in uscita dagli accelerometri. Le moderne tute hanno dei sistemi per la riduzione al minimo del rumore elettromagnetico ma non si riesce a eliminare totalmente. Con la doppia integrazione un rumore minimo nella misura degli accelerometri diventa quadratico in posizione dando vita al fenomeno del drift⁵.

3.6 Sistemi MoCap elettromeccanici

3.6.1 Introduzione

I sistemi finora descritti richiedono un impegno economico non indifferente all’acquisto dato il grado di sofisticazione di hardware e software che richiedono nella loro costruzione. È possibile creare dei sistemi mediante sensori molto più economici a resistenza variabile.

⁵ Con il termine drift, in italiano deriva, si indica quel tipo di errore che viene accumulato nel tempo e che a lungo andare porta ad errori nella misurazione. Si nota una vera e propria deriva della posizione misurata rispetto alla posizione reale

3.6.2 Principio di funzionamento del sensore

Una resistenza variabile, o potenziometro, è un componente elettronico composto da un filo di materiale conduttivo avvolto su un corpo composto di materiale isolante. Un morsetto fisso è collegato ad un capo del filo costituendo una delle due interfacce mentre un altro morsetto è collegato ad un selettore attuato meccanicamente tramite vite, pattino o altri meccanismi a seconda delle varie esigenze costruttive. Il selettore “naviga” sopra l’avvolgimento e permette di selezionare la lunghezza di filo sulla quale far passare una corrente. La resistenza elettrica di un filo segue la relazione:

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

Dove ρ è la resistività del materiale, S è la sezione del filo ed l ne è la lunghezza. Se ne deduce che variando la lunghezza attraversata dalla corrente si avrà un effetto lineare sulla variazione della resistenza R , una misurazione inversa permetterà di risalire alla posizione del selettore.

3.6.3 Architettura del sistema

Avendo un dispositivo lineare da cui è possibile ricavare un dato posizionale è possibile cercare di applicarlo al corpo di un soggetto. Essi dovranno essere attuati dagli arti del soggetto in movimento necessitando di un collegamento meccanico solido tra le ossa che confluiscono in una articolazione. È necessario altrettanto assicurarsi che il sensore sia allineato con il sistema di riferimento al quale si appoggia la misura dell’articolazione e che esso mantenga lo stesso allineamento durante l’intero atto motorio. È deducibile che questi tipi di sensore non possono essere applicati direttamente sulla cute del soggetto oppure su una tuta indossabile ma necessitano di una struttura meccanica rigida di supporto.



Figura 3.16 Un sistema MoCap elettromeccanico

La struttura rigida è data da un esoscheletro leggero in alluminio che segue i principali segmenti ossei del soggetto. I segmenti confluiscono in giunti che sono sovrapposti alle articolazioni umane. In ogni giunto è presente un sensore a resistenza variabile per grado di libertà rotazionale che sarà solidale ad uno dei due segmenti (solitamente il prossimale⁶) ed attuato dall'altro segmento (solitamente il distale⁷). I diversi segnali sono raccolti da una unità centrale di raccolta e trasmessi via connessione wifi ad un PC con apposito software di ricostruzione biomeccanica.

3.6.4 Considerazioni

Il sistema elettromeccanico si basa su un tipo di sensore che sfrutta uno dei principi più semplici dell'elettronica. La logica di controllo di tale sistema è

⁶ Con il termine prossimale, in anatomia, si indica una porzione, estremità o elemento costitutivo di un organo, situato alla minore distanza da un convenzionale punto di origine, che per gli arti è il punto di articolazione con il cinto scapolare e pelvico.

⁷ Con il termine distale, in anatomia, si indica una porzione, estremità o elemento costitutivo di un organo, situato alla maggiore distanza da un convenzionale punto di origine, che per gli arti è il punto di articolazione con il cinto scapolare e pelvico.

basilare essenzialmente costituita dal potenziometro e un circuito di condizionamento ed amplificazione. I dati raccolti non subiscono drift e la capacità computazionale richiesta è minima. I potenziometri misurano direttamente i movimenti relativi tra due segmenti anatomici rendendo il dato già pronto all'uso per eventuali utilizzi biomedici o ergonomici. Non ci sono problemi di occlusione non avendo necessità di utilizzare telecamere permettendo di non avere un volume limitato di acquisizione. Inoltre, il sistema non soffre molto i disturbi elettromagnetici che possono presentarsi solamente lungo i cavi di collegamento e non direttamente sul sensore.

Per contro, il sistema richiede una struttura rigida esoscheletrica che, seppur costituita in lega leggera, limiterà i movimenti del soggetto a scapito della naturalezza del movimento eseguito. La configurazione rigida inoltre prevede dei sensori fissi e dei segmenti che non possono essere modificati a seconda della statura dei soggetti portando ad una posizione inaccurata dei giunti lungo il corpo ed un loro mismatch rispetto alle effettive articolazioni. Non è possibile inoltre ricostruire la posizione globale tramite dead reckoning in quanto le accelerazioni, che andrebbero calcolate derivando due volte il segnale posizionale, sono riferite solo a movimenti relativi tra segmenti anatomici a differenza dei sistemi inerziali che dispongono anche di sensori posizionati in punti fissi del corpo come il torace o il bacino.

3.7 Altri sistemi di cattura del movimento

3.7.1 Elettromagnetici

Un campo magnetico viene generato da un trasmettitore dentro un volume di cattura. Dei sensori posti ai giunti del soggetto misurano il campo magnetico in quel punto. Note le caratteristiche del campo magnetico generato è possibile ricostruire posizione ed orientazione di ogni sensore posto lungo il corpo in 6 gradi di libertà. I dati sono inviati via etere dall'unità di raccolta inserita nella tuta pertanto non si presentano problemi di occlusione. Soffre i disturbi elettromagnetici, il volume di cattura è limitato e i dati necessitano di post

processing dovendo essere sovrapposti ad un modello biomeccanico. Non è necessaria una capacità computazionale molto elevata e la naturalezza dei movimenti è conservata in quanto si utilizza una tuta leggera ed elasticizzata appositamente sensorata. Il tempo di setup è composto sia dalla vestizione dell'operatore sia dalla disposizione delle sorgenti di campo elettrico nella scena.

3.8 Sistemi ad ultrasuoni

Si basano sull'utilizzo di onde sonore trasmesse da una sorgente nota. Dei sensori posti lungo gli arti captano il suono prodotto dai trasmettitori. Il loro segnale è trasmesso ad un'unità centrale che permette il loro invio via wifi ad un PC che lo elabora e permette di risalire alla posizione nello spazio dei vari sensori. La misura ottenuta è in tre gradi di libertà spaziali e permette il posizionamento assoluto dell'operatore nella scena ripresa. L'ambiente di registrazione risulta limitato dalla disposizione dei trasmettitori inoltre si riscontrano problemi di occlusione. I sensori sono applicati in una tuta indossabile per permettere la velocizzazione dei tempi di setup mentre i trasmettitori vanno posti attorno alla scena e calibrati nel software con le distanze relative e la posa dei sistemi di riferimento.

3.9 Conclusioni

La soluzione marker based è largamente utilizzata in campo clinico e nell'industria del cinema per una ricostruzione di un modello biomeccanico fedele al corpo dell'operatore sia nelle dimensioni che nei movimenti. La soluzione è versatile e si adatta ad operatori di diverse stature. Richiede tuttavia un tempo di setup notevole dovuto al posizionamento dei marker sul corpo dell'operatore che comunque può essere ridotto con la loro applicazione ad una tuta indossabile che, però, farebbe perdere la versatilità dell'applicazione tra operatori di stature

diverse. L'approccio markerless è meno preciso ma detiene un tempo di setup ridotto non dovendo preparare l'operatore. Non adatto ad usi clinici per la poca precisione nel piano trasversale è però abilitato alla cattura della camminata [11]. Con una precisione di 5.2cm e una deviazione di 0.8cm è stato utilizzato nella registrazione di movimenti in ambito manifatturiero [10]. Entrambi i metodi di acquisizione necessitano di algoritmi grafici richiedendo un notevole sforzo computazionale soprattutto nella versione priva di marker

Il sistema di cattura inerziale permette un tempo di setup rapidissimo che consiste nell'iniziale calibrazione e interfacciamento della tuta con il software di gestione e la vestizione dell'operatore. È garantita la libertà di movimento grazie al trasferimento dei dati via WiFi e alla tecnologia che non richiede di rimanere in uno spazio di lavoro predefinito dal posizionamento delle telecamere in quanto non necessarie. I movimenti risultano naturali grazie alla tuta indossabile elasticizzata che integra i sensori. La quantità di dati è gestibile da un solo PC senza requisiti grafici di alta fascia. Si riportano problemi di calibrazione ed errori di valutazione quando il lavoro è in ambienti con pesanti interferenze elettromagnetiche tuttavia i nuovi modelli di tute a sensori inerziali integrano un sistema di correzione del segnale.

Le tute esoscheletriche elettromeccaniche sono senza dubbio le più accessibili in termini economici ed ereditano moltissimi vantaggi dei sistemi indossabili in termini di setup e indipendenza da elementi fissi nella scena grazie al trasferimento dati senza fili e alla non necessità di telecamere di riferimento. Il sistema tuttavia limita di molto la naturalezza dei movimenti del soggetto misurato in quanto vincolati ai gradi di libertà dell'esoscheletro e dei giunti esterni rendendola poco adatta a valutazioni ergonomiche. Inoltre, seppur di contenuto peso, l'esoscheletro rimane una massa che deve essere fatta muovere dall'operatore; in operazioni veloci come quelle di picking il surplus di forza necessario ad accelerare e frenare i vari segmenti sia linearmente sia angolarmente potrebbe a lungo andare affaticare l'operatore precludendo la possibilità di eseguire una registrazione su molte ore di lavoro.

Le operazioni di picking in ambienti molto estesi come quelli di un magazzino necessitano di un sistema di registrazione che permetta di essere “perso d’occhio” dalla postazione di raccolta dati che con le varie corsie e scaffali risulta occlusa per la maggior parte del tempo. È altresì impensabile di coprire di telecamere degli ambienti così grandi per poter permettere ad un sistema optoelettronico di funzionare in tutta l’area di lavoro in quanto i costi sia di attrezzatura che di tempo di calibrazione avrebbero una crescita molto ripida. Si escludono così dalla scelta quei sistemi che necessitano della preparazione di un volume di registrazione circoscritto come i sistemi optoelettronici, elettromagnetici e ultrasonori che potrebbero risultare più convenienti per registrazione di scene fisse come postazioni di assemblaggio.

La tuta esoscheletrica elettromeccanica, seppur con un costo minore rispetto alla tuta con sensori inerziali, preclude la naturalezza del movimento degli operatori falsando i risultati delle valutazioni ergonomiche.

La scelta tecnologica per questo lavoro ricade sulla tuta a sensori inerziali IMU per la velocità del setup e la indipendenza dall’ambiente circostante essendo capace di comunicare con la postazione di raccolta dati via etere e non soffrendo di problemi di occlusione. Se l’ambiente è circoscritto può essere usata in combinazione con il sistema optoelettronico incluso abilitando la ricostruzione della posizione assoluta nella scena di lavoro e di eventuali percorsi che possono essere oggetto di ottimizzazione. La distanza percorsa tuttavia può essere stimata tramite funzioni di contapassi integrate nei software di elaborazione delle registrazioni oppure è possibile applicare il dead reckoning utilizzando i dati di accelerazioni forniti solamente tramite la SDK proprietaria del fornitore accettando eventuali errori di drift intrinseci e non evitabili.

4 Sviluppo del tool

4.1 Introduzione

La registrazione dei movimenti tramite la tuta inerziale Synertial scelta produce in output una mole di dati notevole già per registrazioni di un paio di minuti. Una registrazione di un minuto a 30 fotogrammi al secondo produce 1800 righe di record con più di 200 colonne, ognuna riferita ad un segmento anatomico. Una mole ridotta di dati può essere analizzata con il software Excel importando il file che deve essere pulito dei separatori per poter assegnare un dato per cella. A questo punto trovando la posizione di un segmento interessato si può visualizzarne l'evoluzione temporale con un grafico ed individuare e valutare ad occhio gli eventi ritenuti notevoli. La maggior parte dei gesti utilizzati in un processo di picking, però, è composta da multipli movimenti contemporanei dei diversi segmenti e ne deriva una difficoltà elevata nel valutare molti parametri per la determinazione del singolo gesto sovrapponendo i diversi grafici. Se questa difficoltà viene poi combinata a delle registrazioni più lunghe, si basti pensare che con soli 10 minuti di registrazione a 30 fps si generano 18000 record, si arriva ad un una complessità notevole.

L'obiettivo è analizzare un processo di picking di almeno di un paio d'ore o meglio, anche di una intera giornata lavorativa per avere una buona base di dati sulla quale effettuare statistiche e cogliere eventuali sovraccarichi di lavoro concentrati. Nasce così la necessità di uno strumento informatico altamente automatico ed interattivo che permetta di processare rapidamente una mole considerevole di dati e che permetta di renderli interattivi e fruibili anche da figure professionali non specializzate in analisi di dati. Deve essere user friendly, come si dice in gergo informatico, richiedendo il minimo intervento necessario da parte dell'utilizzatore finale. Il software deve scavalcare la necessità di pulizia manuale del file di dati e farla in automatico richiedendo solamente il file di registrazione grezzo in uscita dalla tuta come input mediante una procedura semplice e ben nota tramite le classiche finestre di esplorazione delle risorse di Microsoft Windows.

Una volta inserito il file all'utente possono essere chieste al massimo poche variabili necessarie al calcolo degli indici ergonomici come il peso medio degli oggetti sollevati che tra l'altro poteva essere bypassato mediante l'utilizzo della scomoda tuta MoCap elettromeccanica che ha il vantaggio dell'inserimento dei feedback di forza ma una serie di svantaggi discussi nel capitolo precedente. Si noti che un'eventuale integrazione di sensori di forza per risalire alle masse sollevate avrebbe comportato l'aggiunta di un sistema di controllo apposito che avrebbe restituito un file separato da quello della tuta facendo aumentare la complessità di utilizzo da parte dell'utente. Un'eventuale aggiunta di sensori di forza potrebbe essere un interessante argomento di sviluppo in collaborazione con il costruttore del sistema MoCap per poter fornire un unico file con dati sia cinematici che dinamici.

I dati una volta inseriti dovranno essere elaborati da un algoritmo robusto entro i limiti di plausibile utilizzo del sistema (per evitare inutili complicazioni del codice) e gli output dell'elaborazione devono essere dati utili ad analisi ergonomiche come conteggio di determinati movimenti, evoluzione dei movimenti nel tempo o indici ergonomici.

Tali dati poi, da variabili informatiche, devono essere trasformati in qualcosa di visibile ed utilizzabile da parte dell'utente che non dovrà essere chiamato a cercarli nello spazio delle variabili ma averli a portata di mano condensati in un'interfaccia grafica in cui sono mostrati i dati numerici ed eventuali evoluzioni temporali tramite grafici. Il tutto con una grafica gradevole ed interattiva che possa permettere una piacevole esperienza di utilizzo del tool.

Date queste premesse si cercherà di programmare un software che sia quanto più possibile automatico, facile da utilizzare e con un'interfaccia grafica interattiva per la presentazione dei dati. Nei paragrafi a seguire verranno spiegati in dettaglio gli step affrontati tra studio e programmazione secondo il loro ordine logico e cronologico di cui si propone un estratto per punti chiave.

- *Biomeccanica*
Si parte da una sintetica analisi relativa alla meccanica sulla meccanica del corpo umano per poter acquisire e spiegare al lettore i termini specifici della biomeccanica e la scomposizione del movimento in atti motori di base.
- *Studio dei dati*
Una volta compreso il funzionamento meccanico dell'apparato muscolo scheletrico sarà possibile leggere con cognizione il file di output dalla cattura del movimento ed effettuare alcune analisi preliminari.
- *Scelta della piattaforma e scrittura codice*
Lo step successivo sarà la scelta della piattaforma di programmazione seguita dalla vera e propria stesura dell'algoritmo in cui saranno spiegate le logiche utilizzate per il riconoscimento di ogni movimento e per la generazione delle variabili di interesse.
- *Costruzione della grafica*
Una volta conclusa la parte di logica di programmazione sarà il momento della costruzione della grafica.
- *Test*
Infine, un test del programma su registrazioni corte per poter verificare la corrispondenza tra movimenti riconosciuti dal codice con i movimenti reali del soggetto che sarà ripreso anche con una videocamera.

4.2 Biomeccanica

La biomeccanica è quella scienza che studia gli organismi viventi tramite l'applicazione dei principi della meccanica. Le strutture biologiche vengono modellizzate tramite modelli matematici e fisici che ne descrivono il comportamento sotto determinate condizioni. Essa permette di studiare diversi aspetti della funzionalità degli organismi viventi avvalendosi di un ampio spettro di discipline della meccanica come la tribologia utilizzata per lo studio delle superfici di contatto nelle articolazioni come le ginocchia o la meccanica dei fluidi che può studiare il flusso del sangue nei vasi sanguigni.

Ai fini di questo lavoro si utilizzeranno dei semplici principi di biomeccanica applicati all'apparato muscoloscheletrico umano ai fini dell'analisi del movimento.

Per le descrizioni anatomiche il corpo umano è attraversato da tre piani perpendicolari tra loro che permettono di avere un sistema di riferimento valido per la descrizione di ogni movimento o posizione.

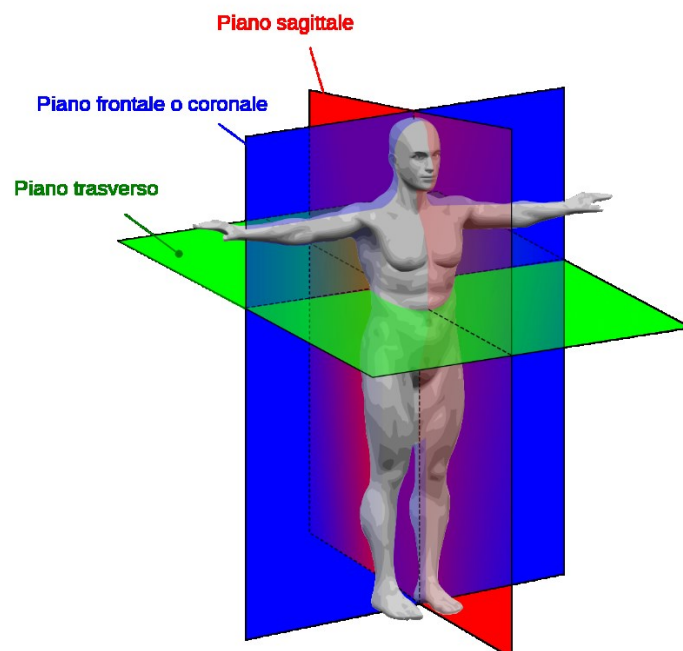


Figura 4.1 Rappresentazione dei piani anatomici

4.2.1 Piano sagittale

È un piano che decorre in senso antero-posteriore e divide il corpo in due parti, destra e sinistra. Il piano tra gli infiniti piani sagittali che divide il corpo in due parti simmetriche e di uguale massa è detto piano sagittale mediano. Gli altri piani sagittali rispetto a quello mediano possono essere mediali, ovvero più vicini al mediano, o laterali, ovvero più lontani dal mediano.

I movimenti che possono essere effettuati su questo piano sono le flessioni o le estensioni degli arti. Sono chiamati di flessione tutti quei movimenti che avvicinano un tratto anatomico rispetto un osservatore posto frontalmente rispetto al soggetto ad eccezione dell'avambraccio e della tibia per i quali si definisce come movimento flessorio l'avvicinamento al segmento prossimale⁸ che è il femore nel caso della tibia e l'omero nel caso dell'avambraccio. Sono chiamati di estensione tutti quei movimenti che allontanano un tratto anatomico rispetto all'osservatore posto frontalmente al soggetto ad eccezione di avambraccio e tibia in cui l'estensione descrive un allontanamento rispetto al tratto anatomico prossimale.



Figura 4.2 Raffigurazione di un movimento di estensione dell'anca. Il tratto femorale viene allontanato da un osservatore frontale rispetto al soggetto, in questo caso all destra dell'immagine

⁸ Con prossimale si intende la vicinanza di un punto del corpo rispetto ad un punto convenzionalmente definito centrale. Il braccio è definito prossimale rispetto all'avambraccio mentre l'avambraccio è distale rispetto al braccio. Questa nomenclatura posizionale è applicabile a qualsiasi punto anatomico.

4.2.2 Piano frontale

Il piano frontale o coronale è un piano che si sviluppa parallelamente alla fronte e divide il corpo in due parti, una anteriore e una posteriore. Il piano frontale che divide il corpo in due parti di ugual massa è detto mediano. I piani anteriori rispetto al mediale sono detti ventrali mentre quelli posteriori sono definiti dorsali.

I movimenti che possono essere effettuati su questo piano sono i movimenti di adduzione ed abduzione degli arti e le flessioni laterali del busto. È detto di adduzione il movimento che avvicina un arto al corpo o più precisamente al piano sagittale mentre è definito abduzione il movimento che allontana un arto dal corpo.

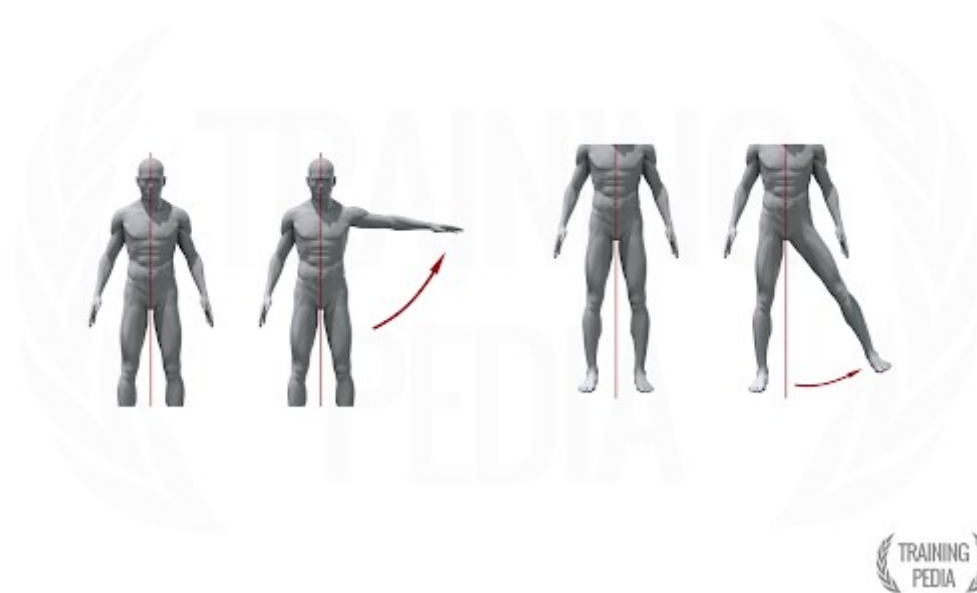


Figura 4.3 Movimenti di abduzione della spalla e dell'anca

4.2.3 Piano trasverso

È un piano che taglia il corpo in due metà, una inferiore e una superiore. In questo piano si svolgono i movimenti di intra ed extra rotazione degli arti, di rotazione della schiena (rachide). Considerando un asse che corre lungo la tibia o l'avambraccio si definiscono rotazioni sul piano trasverso tutte quelle che avvengono attorno a questi assi. Per intra rotazione si intende una rotazione verso il core del corpo mentre per extra rotazione si intende una rotazione esterna rispetto al core del corpo.

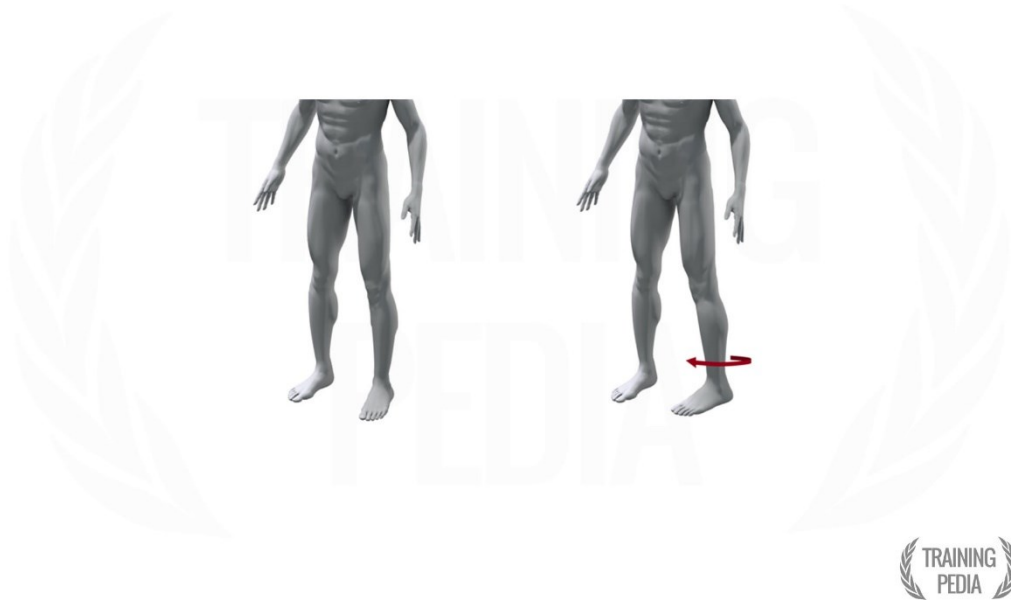


Figura 4.4 Intra rotazione dell'anca

4.2.4 Set di movimenti

Dopo aver definito i sistemi di riferimento anatomici tramite i piani sagittale, coronale e trasverso è possibile definire i singoli movimenti che avvengono in questi piani al fine di poterli riconoscere ed isolare per analizzarli all'interno di un atto motorio complesso. Siccome i movimenti elementari sono molteplici si andranno a descrivere solamente i movimenti necessari per lo svolgimento di questo lavoro di tesi.

4.2.4.1 Flessione della spalla

Il movimento di flessione della spalla può essere definito in modo equivalente anche come flessione dell'omero o flessione del braccio e si riferisce a quel movimento di rotazione che si svolge sul piano sagittale con fulcro nella spalla che porta all'avvicinamento del tratto anatomico del braccio rispetto ad un osservatore posto frontalmente al soggetto sotto studio.

4.2.4.2 Estensione della spalla

Definito in modo equivalente come estensione dell'omero o del braccio si riferisce a quel movimento rotatorio che si svolge sul piano sagittale il cui centro di rotazione è posizionato nell'articolazione della spalla e che determina un allontanamento del braccio rispetto all'osservatore frontale al soggetto in esame.

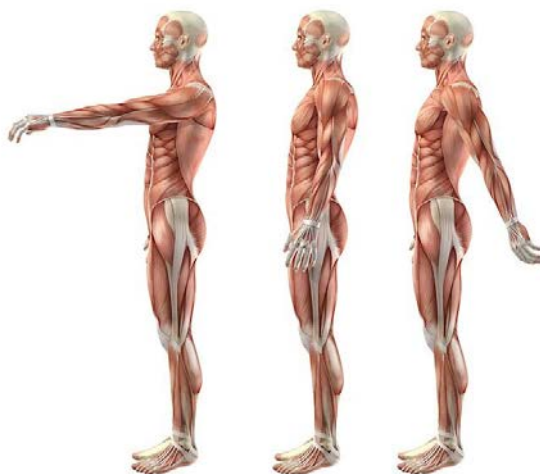


Figura 4.5 A sx un movimento di flessione della spalla mentre a dx un movimento di estensione della spalla

4.2.4.3 *Abduzione della spalla*

Il movimento di abduzione della spalla può essere definito in modo equivalente anche come abduzione dell'omero oppure abduzione del braccio e si riferisce ad un movimento che si svolge sul piano coronale con fulcro nella spalla e che porta all'allontanamento del braccio rispetto al corpo o al piano sagittale mediano.

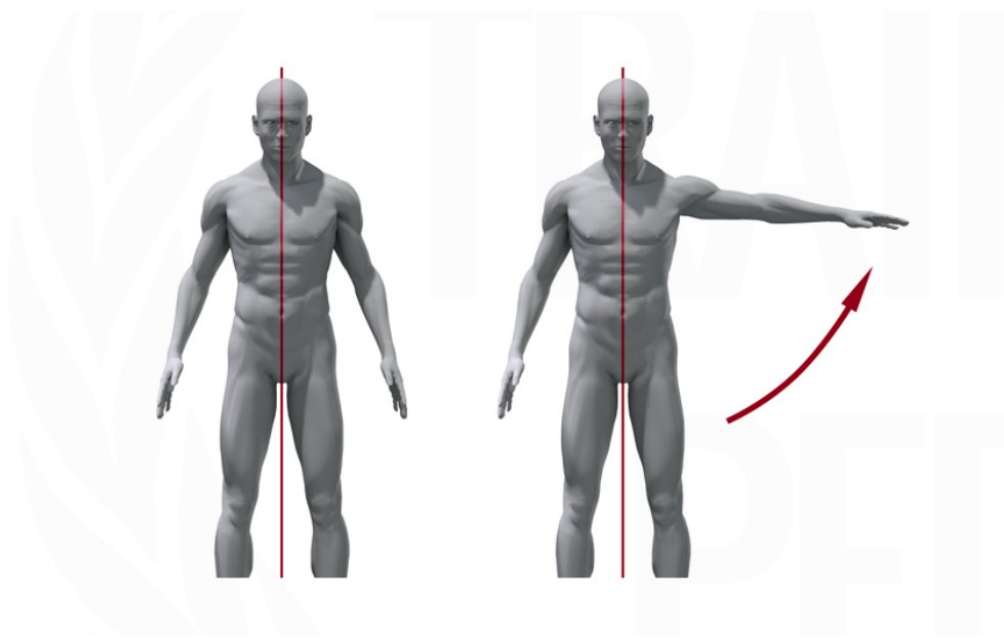


Figura 4.6 Movimento di abduzione della spalla

4.2.4.4 *Flessione del gomito*

Il movimento di flessione del gomito o flessione dell'avambraccio è quel movimento rotatorio che avviene sul piano sagittale con il centro di rotazione posto nel gomito che comporta l'avvicinamento del tratto anatomico dell'avambraccio al braccio ovvero una riduzione dell'angolo all'articolazione tra braccio e avambraccio.

4.2.4.5 *Estensione del gomito*

Con estensione del gomito oppure estensione dell'avambraccio ci si riferisce a quel movimento di rotazione con il centro di rotazione posizionato nel gomito che si svolge sul piano sagittale e che porta all'allontanamento dell'avambraccio

rispetto al suo segmento anatomico prossimale identificato dal braccio ovvero ad un aumento dell'angolo all'articolazione del gomito tra braccio ed avambraccio.

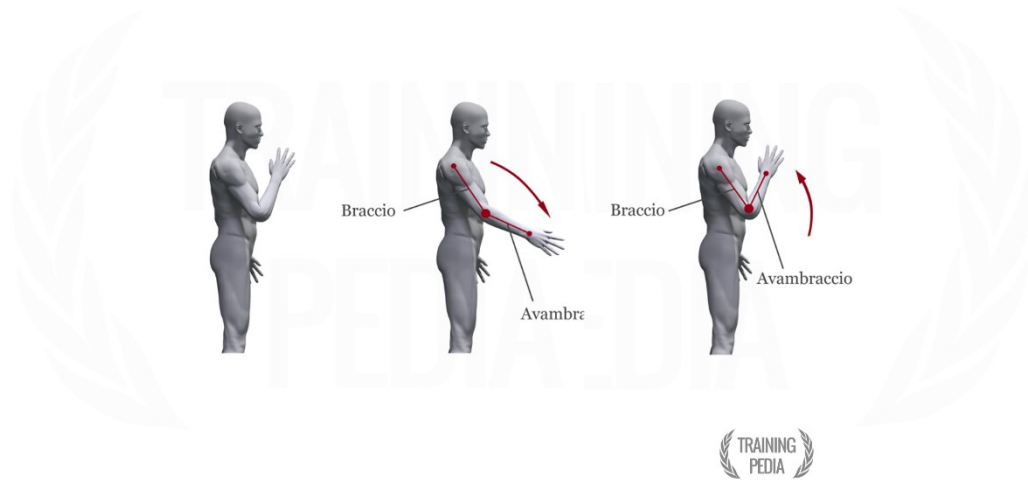


Figura 4.7 Al centro un movimento di estensione del gomito rispetto alla posizione di sinistra. A destra un movimento di flessione del gomito rispetto alla posizione centrale

4.2.4.6 Pronazione dell'avambraccio

Con pronazione dell'avambraccio o intra rotazione dell'avambraccio si indentifica quel movimento rotatorio avente come asse di rivoluzione il segmento congiungente il gomito con il polso che porta ad effettuare una rotazione verso l'interno del core ovvero a gomito flesso ruota il palmo della mano verso il basso.

4.2.4.7 Supinazione dell'avambraccio

La supinazione dell'avambraccio o extra rotazione dell'avambraccio è quel movimento rotatorio che avviene attorno alla congiungente di gomito e polso e che porta ad effettuare una rotazione verso l'esterno del corpo ovvero a gomito flesso ruota il palmo della mano verso il basso.

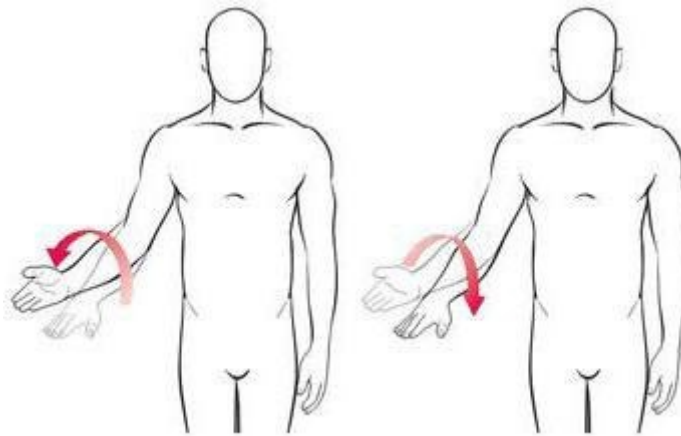


Figura 4.8 A sx supinazione; a dx pronazione

4.2.4.8 Flessione del polso

La flessione del polso o della mano è quel movimento che generalmente giace sul piano sagittale che prevede una rotazione della mano attorno all'asse del polso che permette di avvicinare il palmo della mano all'avambraccio.

4.2.4.9 Estensione del polso

L'estensione del polso o della mano è un movimento rotatorio con fulcro centrato nel polso che giace sul piano sagittale e permette l'avvicinamento del dorso della mano all'avambraccio.

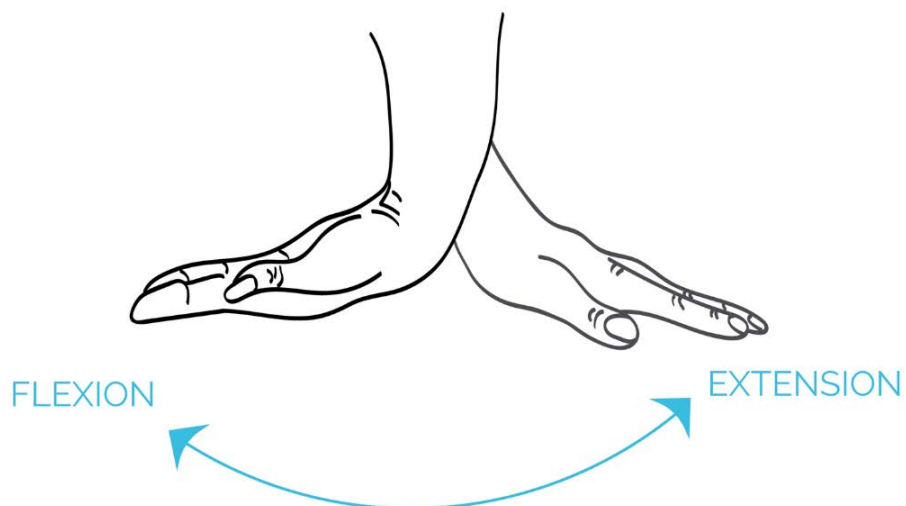


Figura 4.9 Flessione ed estensione del polso

4.2.4.10 Deviazione ulnare

La deviazione ulnare è un movimento rotatorio con centro di rotazione posizionato nel gomito che avviene su un piano parallelo al palmo della mano. Tale movimento avvicina la mano all'ulna⁹ riducendo l'angolo al polso tra ulna e asse metacarpale del dito medio.

4.2.4.11 Deviazione radiale

Il movimento di deviazione radiale è una rotazione attorno ad un centro posizionato del polso che avviene su un piano parallelo al palmo della mano. Il movimento avvicina la mano al radio¹⁰ riducendo l'angolo al polso tra radio e asse metacarpale del dito medio.

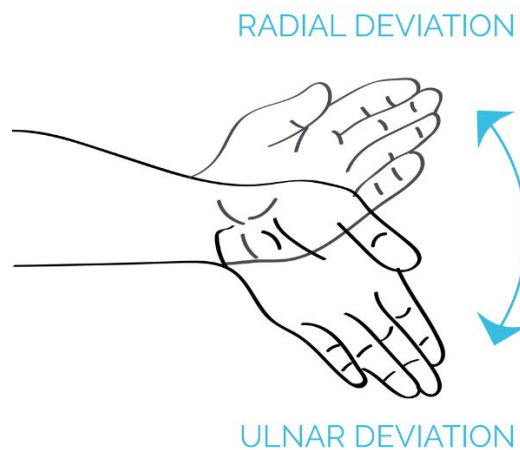


Figura 4.10 Illustrazione di deviazione radiale e ulnare

4.2.4.12 Flessione della schiena

O anche flessione del busto o del tronco è un movimento rotatorio composto da più rotazioni delle articolazioni vertebrali sul piano sagittale che avvicinano il busto alle cosce anteriormente.

⁹ L'ulna è l'osso esterno delle due ossa lunghe che compongono l'avambraccio.

¹⁰ Il radio è l'osso interno delle due ossa lunghe che compongono l'avambraccio.

4.2.4.13 Estensione dell'anca

L'estensione dell'anca chiamata anche estensione della coscia o del femore è un movimento rotatorio avente come centro di rotazione l'anca che avviene sul piano sagittale e consiste nell'allontanamento della gamba da un osservatore posto frontalmente.

4.2.4.14 Flessione dell'anca

Con flessione dell'anca o del femore o della gamba ci si riferisce a quel movimento rotatorio che si sviluppa sul piano sagittale e con fulcro nell'anca che avvicina la gamba all'osservatore posto frontalmente.



Figura 4.11 A sx estensione dell'anca; a dx flessione dell'anca

4.2.4.15 Flessione del ginocchio

La flessione del ginocchio o della tibia è un movimento rotatorio con fulcro nel ginocchio che si svolge sul piano sagittale e consiste nell'avvicinamento del polpaccio alla coscia ovvero una riduzione dell'angolo al ginocchio tra tibia¹¹ e femore¹².

¹¹ La tibia è il principale osso lungo che corre dal ginocchio alla caviglia

¹² Il femore è l'unico osso lungo della coscia la cui inserzione prossimale è indistinguibile con l'anca e termina all'articolazione del ginocchio

4.2.4.16 Estensione del ginocchio

L'estensione del ginocchio o della tibia consiste in una rotazione centrata sul ginocchio che avviene sul piano sagittale e allontana il polpaccio dalla coscia ovvero aumenta l'angolo all'articolazione tra tibia e femore.

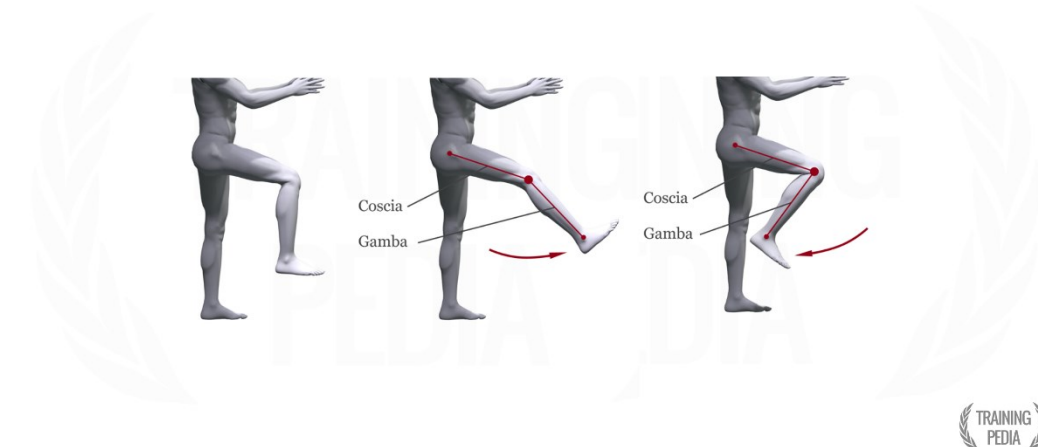


Figura 4.12 Al centro un'estensione del ginocchio; a dx una flessione del ginocchio

4.3 Registrazione e studio preliminare dei dati

4.3.1 Registrazione

Prima di iniziare la registrazione è necessario rilevare le lunghezze dei tratti anatomici del soggetto investigato ed inserirli nel software di calibrazione fornito dal produttore per poter produrre un modello biomeccanico fedele. Ne segue una calibrazione mediante l'esecuzione di una sequenza di due pose predefinite necessaria per l'allineamento dei sensori al modello biomeccanico virtuale. La lista di sensori elencata nel software di registrazione permette di valutare la bontà della calibrazione di ciascuna IMU mediante dei classici segnali visivi a colori (rosso, giallo, verde) per poter intervenire con una ulteriore calibrazione del sensore interessato mediante un movimento ripetuto a forma di "8". La fase preliminare alla registrazione si conclude con l'inserimento della frequenza di campionamento. La registrazione vera e propria può essere avviata e il modello biomeccanico virtuale allineato alla tuta ne segue e mostra a video tutti i

movimenti in tempo reale come ulteriore check della fedeltà della registrazione. È possibile poi estrarre due tipi di file di registrazione, uno rotazionale di formato “.bvh” e uno posizionale di formato “.csv” su cui sarà possibile effettuare successivi studi.

4.3.2 File BVH

I dati della registrazione dei movimenti sono processati, puliti dal rumore ed archiviati in un file dal di formato BioVision Hierarchy di estensione “.bvh”. Tale file è strutturato in due parti distinte: l’header o intestazione e i dati veri e propri. La parte dell’intestazione contiene informazioni sulla posa dei sistemi di riferimento, su quanti sensori sono attivi, su quali tratti anatomici sono registrati e quanti canali di dati sono rilevati: 6 canali se si rilevano traslazioni e rotazioni oppure soli 3 canali se si rilevano solamente le rotazioni. Nel caso del sistema utilizzato per questo lavoro l’unico sensore che ha sei canali sarà il “parent” ovvero la radice da cui vengono estrapolati i sistemi di riferimento che per default è identificata con il bacino ma che è possibile modificare in base alle esigenze. Tuttavia le posizioni spaziali X,Y,Z risultano nulle in tutte le registrazioni poiché effettuate senza il tracker¹³ per essere svincolati da vincoli di occlusione dello spazio di lavoro. Ne consegue un modello biomeccanico virtuale che effettua i movimenti sul posto come se fosse sopra ad un tapis roulant che però non ha influenza negativa sullo studio in oggetto in quanto non sono necessarie le posizioni spaziali assolute dell’operatore.

¹³ Il tracker è un emettitore di radiazione infrarossa in dotazione al sistema insieme a delle fotocamere infrarosse d’ambiente. Tale sistema permette di integrare i vantaggi dei sistemi optoelettronici ad un sistema prettamente inerziale. La tecnologia abilita il sistema alla registrazione della posizione assoluta all’interno dell’ambiente di lavoro opportunamente circoscritto dalle telecamere infrarosse. In questo caso si perde uno dei punti forti del sistema inerziale wireless che è la possibilità di non avere a portata d’occhio il soggetto in esame.

4.3.2.1 Sistemi di riferimento

Il file di registrazione BVH è un file ad organizzazione gerarchica in cui si definisce un nodo radice riferito ad un sistema di riferimento assoluto nello spazio e dei nodi figli in cascata posizionati in diversi punti del corpo ed assegnati ad un tratto anatomico. Ogni nodo figlio può essere padre di un nodo gerarchicamente inferiore, generalmente ogni nodo ha come padre un nodo prossimale fino ai nodi terminali come le dita della mano o il piede che non avranno nodi figli. Ogni nodo ha un sistema di riferimento proprio derivato dal padre tramite una rototraslazione. Ad esempio, l'avambraccio ha come sistema di riferimento quello del padre indentificato dalla spalla ereditando le stesse direzioni degli assi; a sua volta la spalla ha come padre un nodo spinale distale che avrà come padre uno spinale prossimale rispetto a sé stesso fino ad arrivare al nodo radice del bacino. Tale gerarchia permette di relativizzare il movimento dei tratti anatomici rispetto ai loro prossimali al fine di rendere le misure comprensibili ed allineate ai movimenti base identificati dalla biomeccanica. Ne consegue che una rotazione di tutto il corpo sul piano trasverso venga assegnata solo al nodo radice senza ricadere nei nodi figli per evitare letture scorrette come l'assegnazione, in questo esempio, di una extra rotazione d'anca. Il sistema di riferimento assoluto è composto dall'asse X perpendicolare al piano sagittale, dall'asse Z perpendicolare al trasverso e dall'asse Y perpendicolare al piano coronale.

4.3.2.2 Dati

I dati nel file bvh sono disposti come record di riga numerati con un numero progressivo, crescente ed univoco che identifica anche il numero del frame attuale rispetto all'inizio della registrazione permettendo anche di collocare correttamente il record nell'arco temporale. Ogni tratto anatomico è rappresentato da 3 colonne che ne identificano le rotazioni nei piani anatomici principali ad eccezione del bacino che, essendo nodo radice, ne ha 6: tre posizioni e tre rotazioni. I dati rotazionali sono identificati con gli atti motori di base mediante una cross reference.

		Axis Perpendicular to Sagittal Plane		Axis Perpendicular to Frontal Plane		Axis Perpendicular to Transverse Plane (Longitudinal)				
International Society of Bio-mechanics JCS		(-) Z	(+) Z	(-) X	(+) X	(-) Y	(+) Y			
Animazoo Kinematic Model JCS		(+) X	(-) X	(+) Y	(-) Y	(+) Z	(-) Z			
Animazoo Modified BVH Output JCS		(+) X	(-) X	(-) Z	(+) Z	(+) Y	(-) Y			
Segment Bearing IMU Sensor	Joint(s) Measured	BVH Output Column no.		BVH Output Column no.		BVH Output Column no.				
Head	Head	Flexion	65	Extension	Lateral Rot. LEFT	64	Lateral Rot RIGHT	Axial Rot. Left	66	Axial Rot. Right
Lower Neck	Neck C3-C5	Flexion	62	Extension	Lateral Rot. LEFT	61	Lateral Rot RIGHT	Axial Rot. Left	63	Axial Rot. Right
Left Clavicle*	Clavicle + Scapula**	Axial Rot. Fore	38	Axial Rot. Back	Depression	37	Elevation	Retraction	39	Protraction
Right Clavicle*		Axial Rot. Fore	50	Axial Rot. Back	Elevation	49	Depression	Protraction	51	Retraction
Dorsal Middle Upper Arms	GlenoHumerus (GH) Joint	Extension	41	Flexion	Adduction	40	Abduction	Outward Medial Rotation	42	Inward Medial Rotation
		Extension	53	Flexion	Abduction	52	Adduction	Inward Medial Rotation	54	Outward Medial Rotation
Dorsal, Distal 1/3rd of Lower Arms	Elbow	Extension	44	Flexion	Not Used Anatomically		Supination (External Rotation)	45	Pronation (Internal Rotation)	46
		Extension	56	Flexion	Not Used Anatomically		Pronation (Internal Rotation)	57	Supination (External Rotation)	58
Dorsal Capitate of Hands	Wrist	Adduction	47	Abduction	Flexion	46	Extension	Not Used Anatomically		
		Adduction	59	Abduction	Extension	58	Flexion	Not Used Anatomically		
Thorax T1-T8	Spine T1-L5	Flexion	35	Extension	Lateral Flexion LEFT	34	Lateral Flexion RIGHT	Rotation Left	36	Rotation Right
Lumbar L1-L5	IMU to L5****	Flexion	32	Extension	Lateral Flexion LEFT	31	Lateral Flexion RIGHT	Rotation Left	33	Rotation Right
Pelvis	Pelvis/Sacral	Flexion	5	Extension	Lateral Flexion LEFT	4	Lateral Flexion RIGHT	Rotation Left	6	Rotation Right
Dorsal Middle Upper Legs/Thighs	L Hip	Extension	8	Flexion	Adduction	7	Abduction	External Rotation	9	Internal Rotation
	R Hip	Extension	20	Flexion	Abduction	19	Adduction	Internal Rotation	21	External Rotation
Below Tibial Tuberosity Ventral	Knee	Flexion	11	Extension	Not Used Anatomically					
		Flexion	23	Extension	Not Used Anatomically					
Left Foot	Ankle	Plantar Flexion	14	Dorsi Flexion	Inversion	13	Eversion	Not Used Anatomically		
Right Foot		Plantar Flexion	26	Dorsi Flexion	Eversion	25	Inversion	Not Used Anatomically		

Figura 4.13 Cross reference tra dati e atti motori

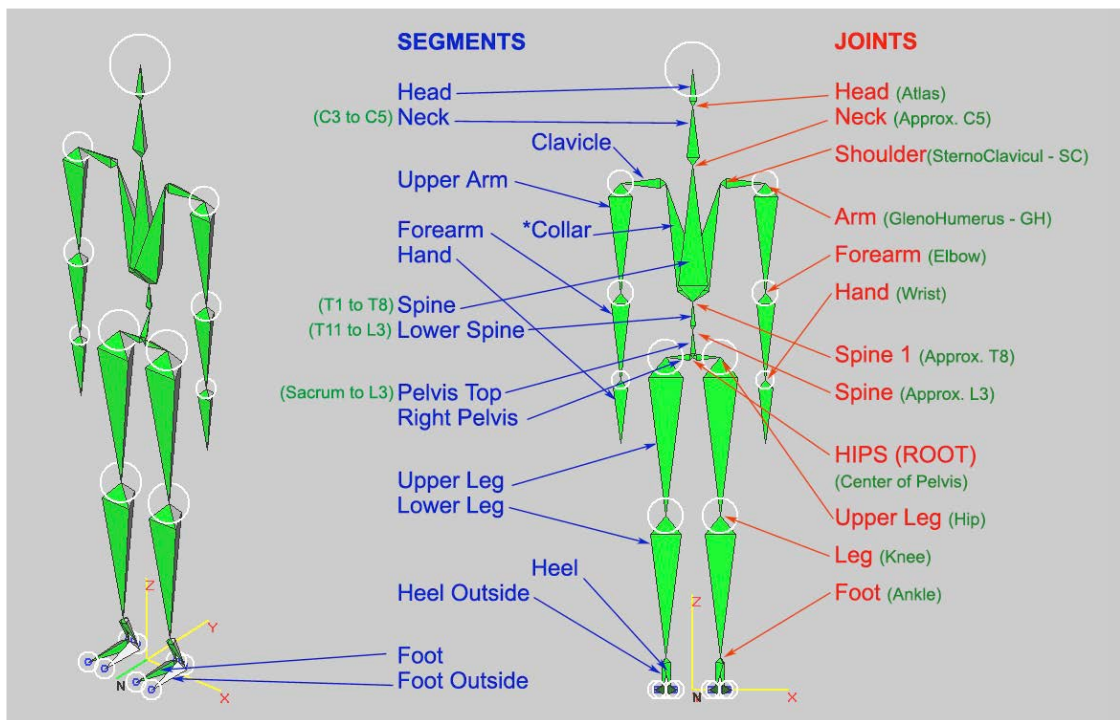


Figura 4.14 Modello biomeccanico semplificato con l'indicazione dei principali tratti anatomici

4.3.3 File CSV

I dati del file BVH contengono solamente parametri rotazionali dei vari segmenti anatomici e non possono fornire direttamente le informazioni posizionali. Il metodo utilizzato fino a poco tempo fa era l'applicazione di un algoritmo open source di parsing del file BVH dal quale si calcolavano le posizioni dei tratti. Il file Biovision infatti contiene un'intestazione in cui sono registrate tutte le informazioni dei sistemi di riferimento utilizzati con l'indicazione dei parametri di offset rispetto al sistema di riferimento padre del proprio tratto prossimale. La struttura dell'intestazione è altresì gerarchica e permette all'algoritmo di riconoscere in automatico il numero di discretizzazioni del corpo effettuate tramite i sensori. In questo modo viene creata una struttura ad albero in cui ogni cella costituisce il database di un singolo tratto anatomico ed è collegata a celle padri riferite a tratti prossimali, a celle figlie riferite a tratti distali oppure a foglie ovvero tratti terminali del modello biomeccanico come le dita. Una volta costruita, questa struttura viene riempita dei dati rotazionali per ogni tratto anatomico semplicemente ereditando quelli del file BVH; a questo punto i dati posizionali sono calcolati rispetto al sistema di riferimento radice del bacino tramite matrici di rototraslazione che permettono di ricondurre il tutto al sistema padre ed assegnati come coordinate X, Y, Z ad ogni tratto.

Il test di questo algoritmo riporta un tempo di esecuzione molto lungo per ogni analisi: circa dell'ordine dei dieci secondi di calcolo per registrazioni di poco più di un minuto ma rimaneva l'unico disponibile fino a quando il nuovo aggiornamento software fornito dal produttore della tuta permetteva di demandare queste operazioni al software stesso durante la registrazione del movimento in una sorta di tempo mascherato. Ne consegue la possibilità di estrarre un file di estensione CSV che contiene i parametri posizionali di tutti i tratti. Il file è sostanzialmente una tabella con colonne separate da virgola e interi record separati da spazi. Una intestazione delle dimensioni di una sola riga etichetta le diverse colonne con i nomi dei tratti a cui sono riferite. Ogni riga è assegnata ad un time frame ed è identificata con un numero progressivo univoco che numera i

frame dall'inizio della registrazione. I dati posizionali sono coordinate spaziali X, Y, Z e indicano, in centimetri, la posizione relativa del tratto rispetto alla radice posizionata per default nel bacino.

4.4 Scelta della piattaforma

La piattaforma più semplice e ad uso comune per l'analisi ed elaborazione dei dati è il pacchetto Excel di Microsoft. Attraverso linguaggio di programmazione visual basic è possibile programmare degli script oppure degli oggetti trascinabili sullo spazio di lavoro come pulsanti o caselle di testo. Il limite della piattaforma è dato dalle apparenti difficoltà nel gestire grandi moli di dati e la costante presenza di essi sullo spazio di lavoro rendendoli vulnerabili ad eventuali modifiche accidentali da parte dell'utilizzatore.

Un'alternativa più performante di Excel è data dalla piattaforma Matlab, di uso comune nell'analisi dati. Le molte librerie a disposizione e la possibilità di creare dei pacchetti installabili come un software classico ne fanno una importante alternativa al già citato Excel. La scrittura degli script avviene in un linguaggio simile al C, è possibile programmare ad oggetti e creare applicazioni con grafica nonché tenere sotto controllo l'evoluzione delle variabili all'interno del workspace. I dati sono tenuti dentro al workspace e l'utente non vi ha accesso diretto prevenendo così eventuali sovrascritture o altri errori umani. La promessa della piattaforma è altresì quella di un'elevata efficacia nella gestione di moli di dati considerevoli

4.5 Riconoscimento dei movimenti e metodo utilizzato

Come detto nel paragrafo 4.2 ogni movimento complesso dell'apparato muscoloscheletrico è composto da atti motori di base che sommati tra loro o effettuati in sequenza indentificano un certo tipo di movimento. Ad esempio, una camminata è composta, a partire dalla posizione eretta o punto di riposo da:

- Flessione d'anca
- Estensione del ginocchio
- Flessione dorsale della caviglia
- Flessione spalla opposta
- Flessione del ginocchio

Per quanto riguarda la parte di avanzamento della gamba per l'inizio di un passo. Al momento d'attacco della pianta del piede al suolo si hanno dei micromovimenti legati all'ammortizzazione dell'impatto i cui effetti verranno analizzati nei capitoli successivi di stesura dell'algoritmo. Il passo continua con:

- Estensione d'anca
- Estensione del ginocchio
- Flessione plantare della caviglia
- Estensione della spalla
- Flessione del ginocchio

A cui si aggiunge contemporaneamente il movimento della gamba opposta che segue uno schema di movimento speculare a partire dal secondo elenco.

Questa sequenza di atti motori identifica univocamente la camminata rispetto a tutti gli altri movimenti. Essa, però, è molto complessa da riconoscere dovendo analizzare la sequenza corretta di tutti quei movimenti di base. È però possibile restringere il campo di ricerca a dei movimenti discriminanti che, con un buon livello di confidenza, permettono di restringere il sottoinsieme dei movimenti possibili ed indentificare una camminata per plausibilità del movimento. Infatti, il set di movimenti complessi che un operatore può eseguire in un contesto di

magazzino è limitato ad un ristretto sottoinsieme di movimenti possibili e probabili. Non ci si aspettano movimenti non adatti al contesto come gesti sportivi che certamente possono essere eseguiti dall'operatore e mal riconosciuti ma con una probabilità bassa.

Per ogni movimento di interesse, quindi, si procederà alla sua scomposizione in atti semplici e all'ipotesi di uno o più atti che possono identificare con buona probabilità quel movimento. A questo punto si valuteranno le evoluzioni temporali dei parametri che li caratterizzano mediante dei grafici in Excel per estrarne dei numeri di soglia da utilizzare nell'algoritmo di riconoscimento che verrà quindi testato per verificare la corrispondenza tra movimenti riconosciuti e movimenti realmente eseguiti mediante registrazioni video.

4.6 Stesura del codice

La programmazione è eseguita cercando di aderire alle specifiche che si sono poste come fondamentali in fase di ideazione e spiegate nell'introduzione di questo capitolo. Il programma deve essere user friendly e totalmente automatico in cui gli interventi dell'operatore siano minimi ed indispensabili. Deve poter essere utilizzato da tutti senza un background di programmazione quindi gli interventi richiesti non possono riguardare il codice o il workspace ma solamente finestre di dialogo windows. I dati di output devono essere e semplici da leggere con possibilità di interazione per letture approfondite.

In questo capitolo si vedrà passo per passo il processo di programmazione nello stesso ordine con cui compare all'interno del codice a partire dall'acquisizione dei dati dai file di registrazione per poi passare al riconoscimento dei singoli movimenti ed alla costruzione della grafica. Verrà spiegato il funzionamento delle strutture logiche ideate e i passi effettuati per ottenerle al fine di fornire, seppure in piccolo, un riferimento per chi vorrà cimentarsi in lavori analoghi e una spiegazione esaustiva per il lettore che non ha basi di programmazione seguendo anche quello che è stato il percorso di apprendimento del sottoscritto per lo svolgimento di questo lavoro.

4.6.1 Struttura del codice

Il codice di programmazione è uno script di Matlab scritto in un linguaggio simile al C. Esso può essere diviso in quattro parti principali in cui la precedente è necessaria alla successiva ma che sono ben distinte:

- **Acquisizione dei dati:** è la parte del codice dove sono scritte le righe di istruzioni per l'acquisizione dei dati tramite interfaccia windows e il loro immagazzinamento in strutture matriciali nel workspace delle variabili per renderle fruibili alle analisi.
- **Dichiarazione delle variabili:** ogni struttura logica necessita di alcune variabili per funzionare, alcune di esse sono semplicemente delle variabili temporanee o degli indici di scansione per una determinata funzione, altre

sono delle variabili che contengono dati riassuntivi utili. Esse vengono dichiarate a zero prima di entrare nella prossima parte di codice dove sarà impossibile dichiararle poiché, essendo un ciclo, verrebbero inizializzate ad ogni passaggio perdendo le proprie informazioni.

- **Riconoscimento dei movimenti:** è la parte di codice dove sono presenti tutte le strutture logiche necessarie al riconoscimento dei movimenti. Per motivi di ordine ogni logica di riconoscimento ha un suo slot di righe dove si sviluppa senza incrociarsi con istruzioni di altre logiche di riconoscimento. Ogni slot è delimitato da righe di commento per rimarcare la separazione. In alcune strutture si scrivono anche dei dati riassuntivi in una matrice necessaria alla grafica del tool e costituisce l'unico intreccio tra parti diverse.
- **Costruzione della grafica:** è l'insieme di istruzioni necessarie alla presentazione dei dati in un'interfaccia grafica interattiva e gradevole. Alcune sue parti sono presenti negli slot del riconoscimento dei movimenti al fine di efficientare il codice.

4.6.2 *Acquisizione dei dati*

I dati sono disponibili in due file diversi in uscita dalla registrazione dei movimenti e devono essere importati e resi disponibili nel workspace delle variabili per le successive analisi. Il compito di questa parte di programma è rendere la procedura di importazione semplice e con una interfaccia di uso comune come la esplora risorse di Windows.

4.6.2.1 *Selezione dei file*

Si trova nei manuali di Matlab una funzione che tramite una libreria di windows permette di aprire una classica finestra di dialogo del sistema operativo. La richiesta del tipo di file viene scritta nel titolo della finestra di dialogo e i file selezionabili sono filtrati nei formati BVH, CSV e TXT per evitare la selezione di file non idonei. Una volta selezionato il file, una variabile vettoriale di due

elementi viene riempita con il percorso file e con il nome del file. Sono riportate di seguito le due funzioni utilizzate per acquisire il puntamento ai file di dati. Le due funzioni vengono utilizzate in sequenza per ridurre i tempi di intervento dell'operatore: infatti se venisse utilizzata una con la conseguente importazione dei propri dati e poi l'altra assieme alla propria importazione ci sarebbe un intervallo di tempo in cui l'utente dopo il primo inserimento dovrebbe aspettare l'intera importazione del primo file per poi selezionare il secondo. Nel caso di file di grosse dimensioni l'intervallo di attesa tra un inserimento e l'altro potrebbe essere non indifferente. In questo modo i due file da inserire vengono chiesti uno dopo l'altro e l'importazione di entrambi parte dopo l'inserimento del secondo ed ultimo file.

```
[file,path] = uigetfile({'*.bvh'; '*.txt';}, 'Seleziona  
registrazione posizioni angolari tuta BVH/TXT');  
  
[file1,path1] = uigetfile({'*.csv'; '*.txt';}, 'Seleziona  
registrazione posizioni spaziali tuta CSV/TXT');
```

4.6.2.2 Importazione

I due file, come già spiegato nel 4.3, sono dei record numerati progressivamente secondo il timeframe di appartenenza in una struttura tabulare. Entrambi i file sia BVH sia CSV hanno le righe delimitate dal carattere “a capo” e le colonne delimitate da spazi nel caso del BVH e da virgole nel CSV: tali aspetti sono considerati nelle variabili `opts` e `opts1` nelle quali sono dichiarati altri aspetti dei file da importare che per compattezza non verranno viste nel dettaglio ma che saranno possibili da vedere nel codice integrale in appendice. I file vengono letti da una funzione di lettura tabelle settata con le variabili di opzione (`opts`) e che restituisce la tabella dentro ad una istanza nel workspace.

```
pos = readtable(fullfile(path,file), opts);  
pos = table2array(pos);
```

Si mostra la funzione di lettura del file per il BVH dove prima viene importata la tabella dal file puntato dal vettore in una istanza chiamata “pos” che poi viene convertita in una matrice molto più comoda da navigare con indici numerici. La

stessa sequenza di comandi è scritta per il file CSV che verrà inserito nell'istanza "pos1". Le due tabelle importate, essendo riferite alla stessa registrazione, devono coincidere nella numerosità dei record e infatti sono coincidenti a meno di una riga che nel caso del BVH importa anche l'informazione contenente la frequenza di campionamento senza doverla chiedere manualmente all'utente.

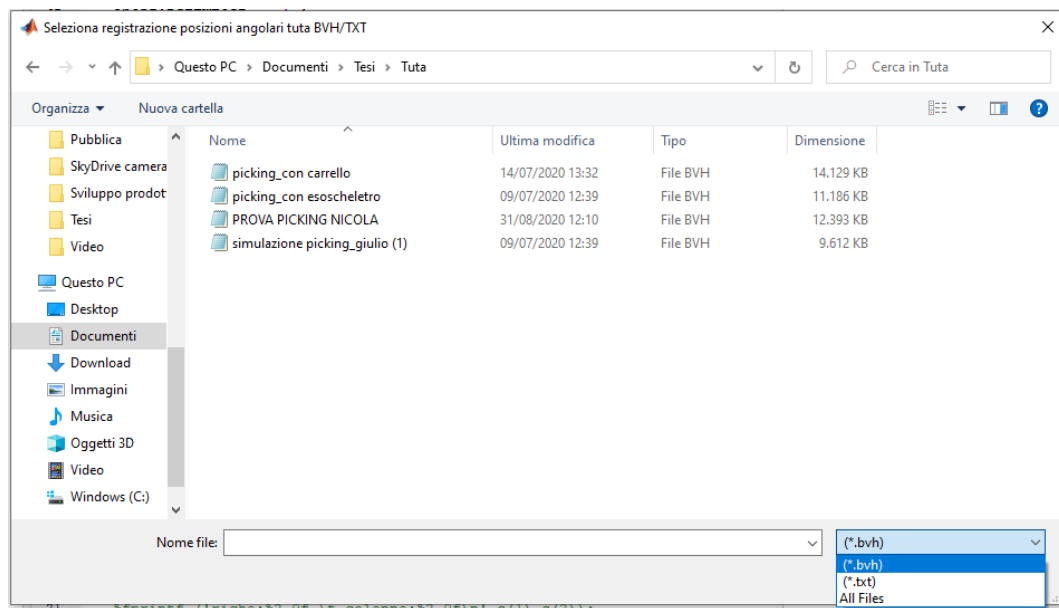


Figura 4.15 Finestra di dialogo per l'inserimento del file BVH

4.6.3 Struttura principale

4.6.3.1 Introduzione

Dopo lo spezzone di istruzioni utilizzate per l'acquisizione dei dati si procede con la dichiarazione di tutte le variabili necessarie ai blocchi di riconoscimento presenti nella struttura principale o main. Per dare un filo logico all'esposizione, però, la maggior parte delle variabili verrà illustrata nel paragrafo del riconoscimento di appartenenza in una sezione apposita.

4.6.3.2 Variabili utilizzate

Per il funzionamento della struttura principale sono state utilizzate delle variabili numeriche che sono poi utilizzate da tutti i blocchi di riconoscimento interni alla struttura, una sorta di variabili di servizio, elencate di seguito.

- pos: è la variabile matrice che contiene tutti i dati angolari provenienti dall'importazione del file BVH della registrazione MoCap ereditando la formattazione tabulare del file.
- pos1: è la variabile matriciale che contiene i dati posizionali provenienti dall'importazione del file CSV ereditandone la formattazione tabulare.
- s: è una variabile vettore da due elementi utilizzata come contenitore della funzione size che permette di conoscere le dimensioni della matrice pos. In particolare, sarà utile il primo elemento che indica il numero di righe per evitare di uscire dai limiti dei dati durante la scansione
- i: è la variabile principale della struttura ed è utilizzata come indice per navigare all'interno dei dati. Essa parte da 2 (poiché nel primo record dei dati che indicizza si hanno le informazioni sui timeframe) e arriva alla dimensione massima della matrice.
- Cronometro: variabile cronometrica intera che conta i secondi di registrazione. Ad ogni ripetizione del ciclo viene incrementata del tempo per frame.
- t: è una costante acquisita a inizio programma e identifica il tempo per frame.
- B: è una matrice di righe pari al numero di righe dei file di dati e di numero di colonne uguale a quello dei movimenti di cui si vuole conoscere il posizionamento nel tempo. Verrà spiegata nel dettaglio nella sezione sulla grafica

4.6.3.3 Logica di programmazione

La struttura principale è una struttura logica molto semplice che permette di navigare all'interno dei dati ed effettuare le analisi. Essa è un grande ciclo for scansionato dalla variabile i fino all'esaurimento della matrice. La variabile i viene utilizzata come indice per il numero di riga da scansionare e viene incrementata di 1 ad ogni ripetizione del ciclo. La struttura principale termina il suo lavoro quando la scansione della matrice di dati è completata. Ad ogni ripetizione del ciclo viene aggiornata la variabile cronometro del tempo per frame.

La struttura principale contiene al suo interno i diversi blocchi necessari ai diversi tipi di riconoscimento dei movimenti che opereranno con le proprie variabili e con quelle di servizio che saranno utilizzate da tutti i blocchi. Ad ogni riga indicizzata dalla main un blocco analizzerà i record di sua competenza effettuando le proprie operazioni, al termine di esse il blocco successivo entrerà in funzione. Alla fine della tornata l'indice di riga è aggiornato e una nuova riga è data in analisi.

4.6.4 Piegamento su entrambe le gambe

4.6.4.1 Introduzione

Questo blocco di riconoscimento ha l'obiettivo di riconoscere il movimento di piegamento sulle ginocchia al fine di conteggiare le volte in cui esso avviene e la sua durata complessiva. Per fare ciò è necessario trovare dei parametri discriminanti per riconoscere il movimento dal set di movimenti possibili ed individuare un modo per riconoscerli all'interno dei dati registrati.

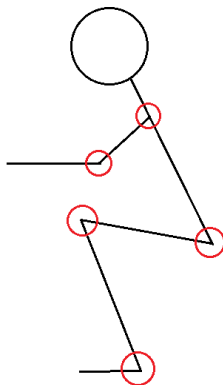


Figura 4.16 Piegamento sulle gambe

4.6.4.2 Individuazione del movimento

Il movimento prevede la flessione d'anca e del ginocchio quindi i parametri da visualizzare verosimilmente sono le evoluzioni angolari di femore (upleg) e tibia (leg) nel piano sagittale ovvero le rotazioni in X. I dati angolari indicano per il femore l'angolo che il suo asse compie rispetto all'asse del corpo (positivo se

flessione, negativo per l'estensione). Per la tibia è l'angolo che essa compie rispetto all'asse del femore, negativo se flessione, positivo se estensione.

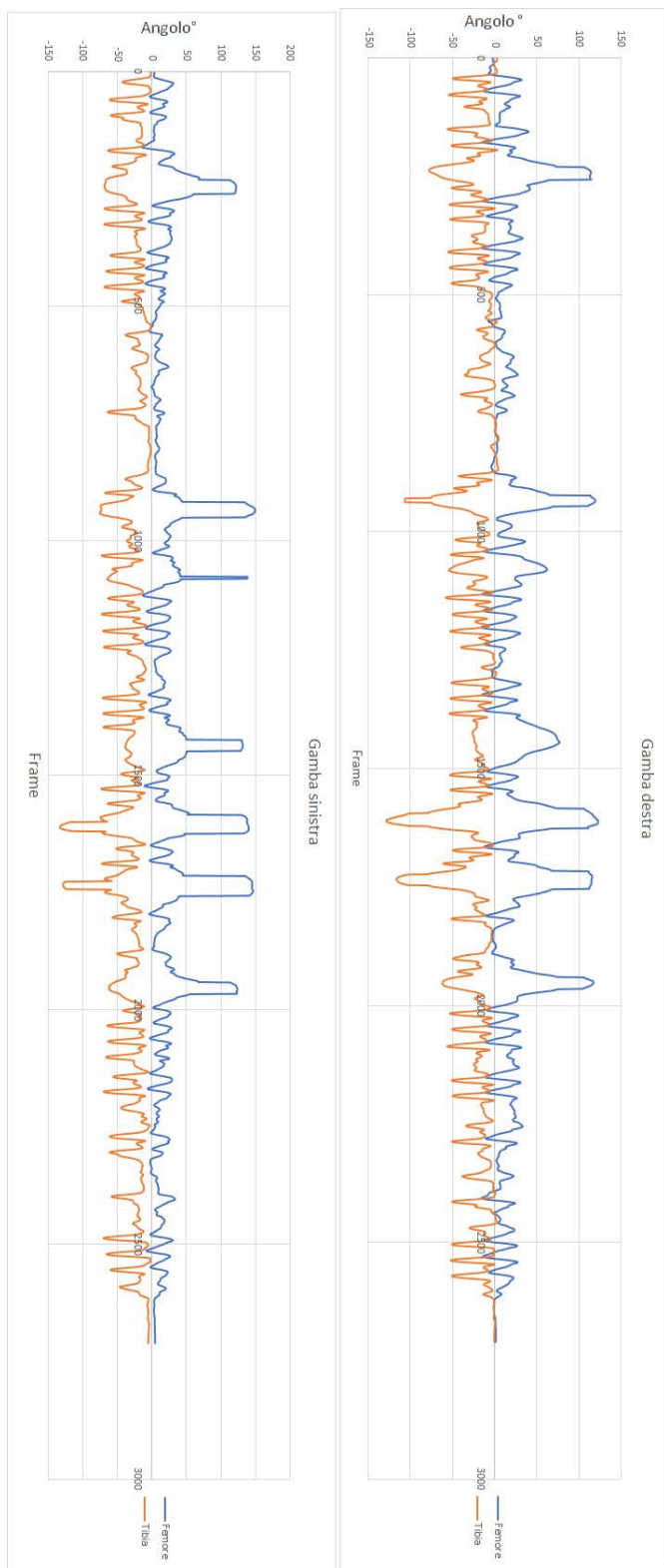


Figura 4.17 Evoluzione temporale degli angoli di femore e tibia di entrambe le gambe nel piano sagittale durante un picking

Analizzando l'evoluzione del femore destro si notano due picchi (terzo e quarto sopra i 50°) non accentuati come gli altri ma è altresì visibile la propensione del soggetto a flettere la coscia destra meno di quella sinistra. Il contemporaneo picco del femore sinistro, molto più accentuato, permette di confermare il movimento. Sono quindi individuabili sette picchi quasi contemporanei quanto riguarda l'angolo dei femori. Da notare che in entrambe le gambe, un angolo di soglia impostato a 50° permette di conteggiare anche i picchi meno accentuati come il terzo e quarto della gamba destra.

Per quanto riguarda l'evoluzione temporale dell'angolo delle tibie si hanno dei picchi negativi (ovvero di rotazione antioraria rispetto alla posizione di calibrazione) in corrispondenza dei picchi al femore ma essi non sono così accentuati e, a volte non presenti come nei picchi 1,3,4,7 di destra e 1,2,3,4,7 di sinistra. Non si ha una demarcazione netta quindi dei minimi angolari delle tibie nel movimento di piegamento rispetto a quelli nel movimento di camminata pertanto si sceglie un valore basso di soglia a 20° poiché comunque è una rotazione presente nel movimento di piegamento sulle gambe e permette di cautelarsi da eventuali errori di conteggio aggiungendo specificità al riconoscimento.

4.6.4.3 Variabili utilizzate

Per il funzionamento la struttura logica necessita, oltre a quelle globali di servizio, di alcune variabili proprie che essa potrà utilizzare in esclusiva durante l'intera esecuzione della struttura principale.

- *piegato*: variabile binaria utilizzata come flag per identificare lo stato del movimento, rimarrà positiva per tutta la durata del movimento per poi tornare negativa al rientro in posizione neutra.
- *piegamentigambe*: variabile intera utilizzata per contare il numero di movimenti durante tutto l'arco della registrazione.
- *tgambe*: variabile intera che conteggia ad ogni riconoscimento il tempo totale di inginocchiamento durante tutta la registrazione.

4.6.4.4 Logica di programmazione

Si vogliono quindi conteggiare le volte in cui l'operatore esegue un piegamento sulle gambe, per quanto tempo rimane piegato e il posizionamento temporale del gesto.

Viene identificata la posizione di inizio del movimento a partire dalla quale si può considerare un piegamento. Come visto nel capitolo precedente essa può essere individuata dalla rotazione contemporanea dei femori in senso orario di 50° (flessione) rispetto alla verticale e, come aggiunta di un vincolo di backup, delle tibie in senso antiorario (flessione) di 20°. Queste condizioni devono essere soddisfatte contemporaneamente. Il movimento, poi, è considerato concluso al momento del rientro di tutti e quattro i parametri angolari sotto la soglia fissata.

Una semplice scansione dei dati con una condizione if sui quattro parametri sopra citati porterebbe al conteggio del movimento per ogni frame in cui si sviluppa il piegamento sulle gambe. Lo stesso movimento verrebbe contato tante volte quanti frame esso occupa. Si deve quindi pensare ad un modo che conteggi il piegamento una sola volta. Un approccio logico che permette di ovviare a questo problema è l'utilizzo di una variabile di flag.

```
if (pos(i,245)<-20 && pos(i,224)<-20 && pos(i,221)>50 &&
pos(i,242)>50 && piegato==0)
    piegato=1;
    piegamentigambe=piegamentigambe+1; %inizio piegamento
flaggo e conto se ginocchio e anca flettono
end
if (piegato==1)
    tgambe=tgambe+t; %aggiungo tempo frame per ogni frame da
piegato (flaggato)
    B(i,1)=1;
end
if (pos(i,245)>-20 && pos(i,224)>-20 && pos(i,221)<50 &&
pos(i,242)<50)
    piegato=0; %concludo movimento togliendo flag quando
ginocchio e anca tornano dritti
end
```

La struttura logica è composta da tre istruzioni condizionali. La prima riconosce l'ingresso nella posizione di piegamento con una condizione AND a legare i

quattro parametri angolari che identificano il movimento più il flag a 0, ovvero che il movimento non è iniziato nei frame precedenti. Se tutti e quattro rispettano la condizione si entra all'interno delle istruzioni successive conteggiando il movimento incrementando il contatore e portando il flag a 1 (vero).

La seconda condizione controlla se il flag è positivo, quindi se il movimento è in corso. In caso di positività viene conteggiato il tempo del frame all'interno del cronometro e scritto un valore 1 all'interno della matrice B nella riga corrispondente al numero di frame attuale e nella colonna riservata ai piegamenti sulle gambe.

La terza condizione identifica la condizione di uscita in cui tutte e quattro le rotazioni tornano al di sotto dei parametri che identificano il movimento. Si è voluto mettere la condizione su tutte e quattro contemporaneamente per evitare di concludere prima del dovuto il movimento a causa di asimmetrie soggettive date da prevalenze di forza tra parte destra e sinistra del corpo. Una volta riconosciuta la posizione di rientro, il flag viene riportato a 0 (negativo).

In termini pratici ad ogni inizio del ciclo principale viene selezionato un record da analizzare, se questo record ha i parametri oltre la soglia lo si conteggia e si indica che il movimento è iniziato. A questo punto, essendo iniziato, la seconda condizione ne registra il tempo e la sua collocazione temporale: queste due operazioni non sono effettuate nella prima fase del riconoscimento poiché devono valere per tutta la durata del movimento che non prevede di entrare più nelle condizioni della prima struttura per ottimizzazione dell'algoritmo. La terza condizione (fine movimento) ovviamente non si avvera nella stessa riga della prima (inizio movimento). Nel nuovo giro del ciclo si seleziona la riga successiva, il flag sarà settato positivo quindi non si entra nelle condizioni della prima struttura ma direttamente nella seconda che conteggerà come valido quel frame. In caso di rientro del movimento il flag è riportato al valore negativo.

4.6.5 Inginocchiamento

4.6.5.1 Introduzione

Questa parte di codice ha lo scopo di individuare, conteggiare e cronometrare un movimento di inginocchiamento sia con un solo ginocchio a terra che con entrambi. Individuati i parametri che permettono di discriminare il movimento sarà possibile comporre una struttura logica simile a quella utilizzata per il riconoscimento dei piegamenti sulle gambe.

4.6.5.2 Individuazione del movimento

Il movimento con un solo ginocchio a terra (disegno a sinistra) prevede la flessione di un'anca quindi una flessione ovvero di una rotazione oraria di almeno 70° rispetto alla posizione di riposo (gamba a sinistra nell'immagine sottostante) e una lieve rotazione antioraria (estensione entro i 45°) della tibia della stessa. Per l'altra gamba (destra) si avrà un'estensione d'anca non eccessiva quindi una rotazione antioraria (si possono utilizzare valori entro 45° per includere un'ampia modalità d'esecuzione dello stesso movimento) e una rotazione antioraria della tibia.

La posizione con entrambe le ginocchia terra prevede le anche dritte o, al massimo, flesse entro i 60° se il soggetto si siede sulle caviglie. Le ginocchia eseguono contemporaneamente una flessione di almeno 90°

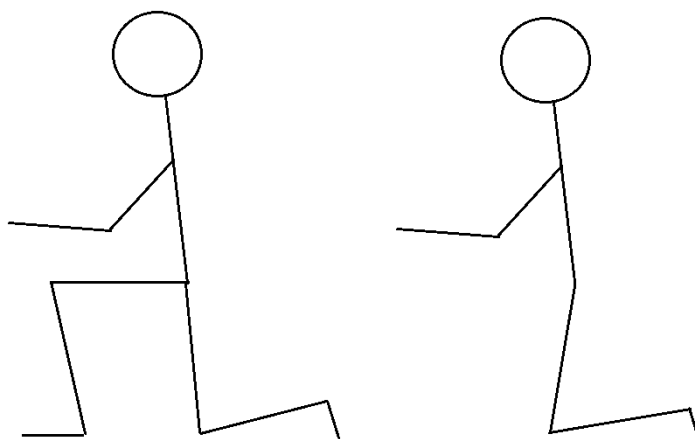


Figura 4.18 Illustrazione del movimento di inginocchiamento

4.6.5.3 Variabili utilizzate

Si dichiarano delle variabili necessarie al funzionamento del blocco logico.

- inginocchiato: variabile binaria necessario al singolo conteggio del movimento. Essa viene settata positiva appena si riconosce un movimento mentre torna negativa appena si ha un rientro.
- inginocchiamenti: variabile numerica che conteggia gli inginocchiamenti durante tutta la registrazione.
- tinginocchiato: variabile numerica temporale che conteggia il tempo di inginocchiamento in secondi.

4.6.5.4 Logica di programmazione

Sicuramente il movimento con un ginocchio può essere riconosciuto mediante la flessione di una gamba che può iniziare il movimento con un angolo orario di 70° mentre l'altra rimane dritta o al massimo esegue una estensione di, al massimo, 45°. La tibia della gamba che sta in alto (sinistra nella figura soprastante) può essere controllata con una flessione di almeno 45° per aggiungere specificità al riconoscimento. Non si ritiene necessario controllare la rotazione della gamba stesa al terreno che può variare in base alla soggettività di esecuzione del movimento.

L'ingresso nel secondo tipo di inginocchiamento può essere determinato con una flessione massima di entrambe le anche di 60° per particolareggiare il movimento rispetto ad un piegamento sulle gambe in cui esse eseguono delle flessioni molto maggiori e contemporaneamente ad una flessione di almeno 90° di entrambe le ginocchia.

```
if (xor(pos(i,245)<-45 && pos(i,242)>70 && pos(i,221)<0 &&
pos(i,221)>-45 && inginocchiato==0, pos(i,242)<0 && pos(i,242)>-45
&& pos(i,224)<-45 && pos(i,221)>70 && inginocchiato==0))%ginocchio
sx a terra anca sx dritta, ginocchio dx a terra anca dx dritta
    inginocchiato=1; %condizione inginocchiamento una a terra

    inginocchiamenti=inginocchiamenti+1;
end
```

```

    if (pos(i,245)<-90 && pos(i,224)<-90 && pos(i,221)<60 &&
pos(i,242)<60)%ginocchia a terra
        inginocchiato=1; %condizione inginocchiamento due a terra
        inginocchiamenti=inginocchiamenti+1;
    end
    if (inginocchiato==1)
        tinginginocchiato=tinginginocchiato+t; %conto tempo
        inginocchiamento finchè flag dice inginocchiato
        B(i,2)=1;
    end
    if (pos(i,221)<70 && pos(i,242)<70 && pos(i,245)>-20 &&
pos(i,224)>-20)
        inginocchiato=0; %concludo movimento togliendo flag quando
        ginocchio e anca tornano dritti
    end
end

```

Il blocco è composto da quattro istruzioni condizionali in cui le prime due riconoscono i due tipi di movimento, la terza conteggia mentre la quarta è la condizione di rientro alla posizione di riposo che determina la fine della posa per entrambi i tipi di movimento.

La prima condizione riconosce il movimento con un ginocchio a terra con un vincolo di esclusività per cui una gamba deve essere alta e l'altra bassa una alla volta, se entrambe le condizioni si avverassero il movimento non sarebbe corrispondente e l'OR esclusivo darebbe risultato falso. In caso di riconoscimento il flag di esecuzione viene settato al valore vero e il movimento conteggiato.

La seconda condizione, più semplice, riconosce il movimento con entrambe le ginocchia a terra e opera sulle stesse variabili della prima settando il flag a positivo e conteggiando il movimento. Ovviamente se si avvera la prima condizione non si avvera la seconda e viceversa per incompatibilità dei movimenti.

La terza condizione, se il movimento è in atto, aggiorna il cronometro e registra un valore 1 nella matrice B nella riga corrispondente al time frame attuale nella colonna riservata agli inginocchiamenti. Con la quarta condizione di verifica se femori e tibie contemporaneamente tornano dritti indicando come una posizione di rientro quella già determinata per i piegamenti sulle gambe che prevedeva

flessione delle ginocchia minore di 20° e flessione delle anche minore di 70° . Il flag torna a valore nullo.

4.6.6 Piegamenti della schiena

4.6.6.1 Introduzione

Questo blocco di riconoscimento ha lo scopo di conteggiare e cronometrare la durata dei piegamenti sulla schiena. Individuata la posizione di ingresso nel movimento sarà possibile scrivere una struttura logica analoga ma più semplice rispetto ai movimenti precedentemente descritti.

4.6.6.2 Individuazione del movimento

Il movimento di piegamento della schiena è piuttosto facile da comporre con atti di base.

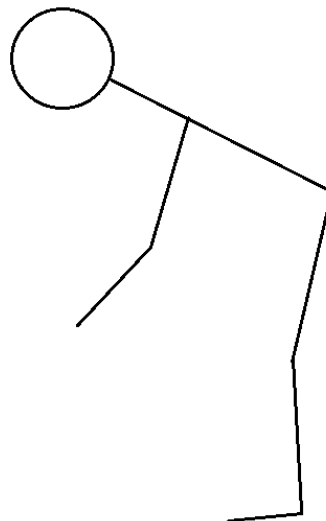


Figura 4.19 Illustrazione di un piegamento della schiena

Esso infatti è composto da tante piccole flessioni delle vertebre, l'una rispetto all'altra. Ci sono diversi modi di eseguire questo movimento ad esempio nel caso di un incurvamento che è composto da un'ampia flessione delle vertebre dorsali e una flessione più blanda del tratto lombare oppure un piegamento a schiena dritta

con una maggior flessione del tratto lombare e una flessione quasi assente nel tratto dorsale. Entrambi questi movimenti di piegamento della schiena prevedono una flessione del tratto lombare che può essere utilizzata singolarmente per il riconoscimento. Il tratto spinale è discretizzato in quattro parti dal sistema di misura utilizzato: spine, spine1, spine2, spine3 con la prima che comincia dal bacino e l'ultima che arriva al tratto cervicale. Basterà quindi analizzare il tratto denominato "spine".

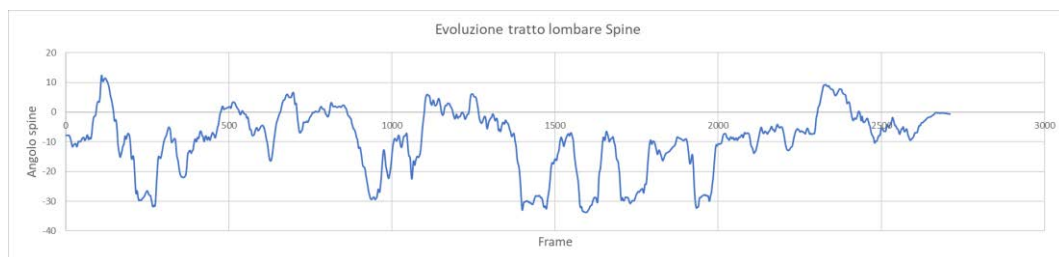


Figura 4.20 Evoluzione temporale del tratto lombare

È ragionevole supporre che un angolo di 20° di flessione, da intendersi come un valore negativo nei dati, possa decretare un piegamento della schiena.

4.6.6.3 Variabili utilizzate

Per il blocco logico riservato alla schiena si utilizzano tre variabili.

- schiena: flag necessario al singolo conteggio che indica se il movimento è in atto.
- piegamentischiena: variabile numerica che conteggia le volte in cui si esegue il movimento durante la registrazione.
- tschiena: variabile numerica che conteggia il tempo di piegamento della schiena in secondi.

4.6.6.4 Logica di programmazione

La logica necessaria al riconoscimento è molto semplice e si limiterà a riconoscere se la flessione della schiena supera in 20° di flessione conteggiando

una sola volta l'esecuzione del singolo movimento e registrandolo nella matrice B.

```
if (pos(i,11)<-20 && schiena==0) %flag inizio
    schiena=1;
    piegamentischiena=piegamentischiena+1;
end
if (schiena==1)
    tschiena=tschiena+t; %conto tempo
    B(i,3)=1;
end
if (pos(i,11)>-20)
    schiena=0; %concludo movimento via flag
```

La struttura è composta da tre istruzioni condizionali. La prima controlla se la flessione lombare supera i 20°, se il movimento non è mai iniziato dà valore positivo conteggiando il movimento e settando il flag. Se la flessione c'è ma il movimento è iniziato nei frame precedenti non entra nelle istruzioni della prima condizione passando direttamente alla seconda. La seconda parte è adibita al conteggio, fintantoché il movimento è in atto registra la sua presenza nella colonna riservata alla schiena al numero di riga corrispondente al frame nella matrice B e ne conteggia il tempo di esecuzione.

La terza condizione determina il rientro dal movimento quando la flessione torna ad un valore inferiore ai 20° riportando il flag al valore falso.

4.6.7 Contapassi

4.6.7.1 Introduzione

Si vuole costruire una funzione che permetta di contare i passi durante la registrazione e, grazie ad essi, conteggiare il tempo in cui l'operatore ha camminato. Il riconoscimento del passo richiede una logica più complicata dei movimenti sopra descritti e una discriminazione del movimento più specifica.

4.6.7.2 Individuazione del movimento

La meccanica del passo è più complicata rispetto ai movimenti riconosciuti finora, essa infatti è composta da una sequenza di movimenti base uguale per tutti i

soggetti: flessione anca, estensione ginocchio, estensione anca e flessione ginocchio. Il modo di camminare, però, è soggettivo e comporta lievi modifiche con l'aggiunta di alcuni movimenti strettamente personali da parte dell'individuo che possono essere dati dallo stato di salute delle sue gambe, da eventuali asimmetrie di forza o dal tipo di calzature utilizzate. Si deve cercare quindi di trovare un discriminante comune a tutte le camminate in modo da poterlo applicare al riconoscimento. Il movimento è eseguito dalle gambe, quindi movimenti d'anca e del ginocchio e richiede una analisi sperimentale dei dati di una camminata per essere compreso adeguatamente. Si evitano analisi al moto oscillatorio delle braccia collegato alla camminata poiché non sempre presente data la soggettività del movimento e, dato il contesto, la marcata probabilità di avere qualche cosa in mano oppure un carrello da spingere che porterebbe a deduzioni non veritiere.

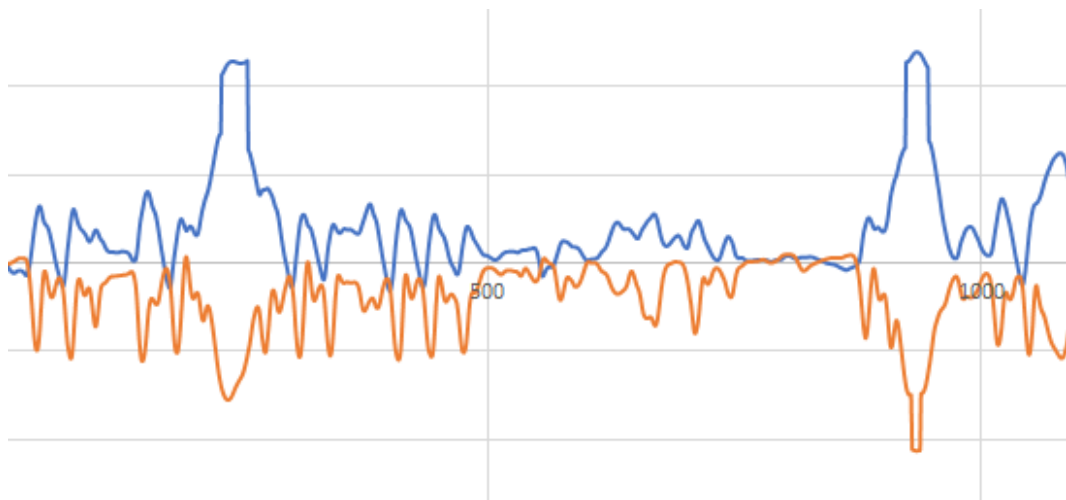


Figura 4.21 Particolare di una camminata durante un processo di picking, in blu femore, in arancione tibia

Nell'immagine si riporta una registrazione di femore e tibia durante un processo di picking che comprendeva la camminata verso gli oggetti da prelevare e il prelievo sia di oggetti bassi, con piegamento delle gambe, sia di oggetti in alto alzando le braccia. Si notano chiaramente i due picchi più alti di flessione d'anca e flessione del ginocchio associati ai piegamenti sulle gambe. Ad intervallare i piegamenti, che verosimilmente identificano un picking, si ha una camminata da

un oggetto al successivo. Si nota che i picchi del ginocchio, in arancione, siano molto più puliti e definiti rispetto ai picchi d'anca. Il si può anche notare che per ogni picco di flessione del ginocchio vi è associato, poco più avanti, un nuovo picco di flessione dello stesso. Il picco grande determina il movimento di richiamo della tibia alla fine del passo, ovvero quel movimento che serve a portare il piede in alto per poter evitare interferenze col terreno durante la flessione della gamba necessaria ad iniziare il passo successivo. Il picco più piccolo associato in media è sempre presente e consiste in quel movimento di ammortizzazione che esegue il ginocchio flettendosi ogni volta che il piede anteriore tocca terra. La soggettività determina una diversa ampiezza del movimento di ammortizzazione ma è difficile che esso non ci sia.

Per il riconoscimento di un singolo passo, quindi, è possibile contare i minimi nell'evoluzione temporale della tibia, ovvero il momento in cui il piede viene richiamato in alto per cominciare un altro passo, prestando attenzione a non contare anche i massimi, più piccoli, relativi al movimento di ammortizzazione che porterebbero ad un conteggio doppio. Si nota che le ammortizzazioni sono mediamente di un valore di flessione minore di 30° quindi possono essere pulite mediante una soglia di 30° dimodoché esse non vengano conteggiate nel computo dei passi. Ai fini del riconoscimento dei minimi non si utilizza un approccio differenziale che permetterebbe di riconoscere un picco cercando gli zeri di funzione che individuerrebbero senza distinzione un massimo, un minimo e un riposo e, essendo uno una derivazione numerica, potrebbero risultare sporchi. Si opta per una verifica del minimo valutando quando un valore di flessione risulta minore sia del precedente che del successivo. La soglia di 30° garantisce di non conteggiare i picchi dovuti all'ammortizzazione. Non è necessario controllare entrambe le gambe perciò si sceglie arbitrariamente la gamba sinistra, una volta riconosciuti i passi che essa svolge basterà moltiplicare quel numero per due per avere il totale.

Ci si deve cautelare dal conteggio di picchi lontani tra loro ovvero tra il termine della camminata che avviene con un ultimo passo e la ripresa di esse che avviene

con un nuovo passo. Contando solamente i picchi verrebbe cronometrato il tempo di camminata tra essi che andrebbe nel computo del tempo di camminata totale. Se questi due picchi fossero intervallati da un minuto di riposo esso verrebbe conteggiato erroneamente come tempo di camminata. Per ovviare questo problema si sono confrontati i tempi plausibili per passo tra tre individui ovvero il tempo che trascorre da quando una singola gamba ha effettuato un passo a quando effettua il prossimo determinando un tempo accettabile entro i tre secondi. Qualsiasi passo con tempo maggiore di tre secondi non viene conteggiato come tale poiché non lo è. In questo modo si possono non conteggiare come passi le pause tra camminate. Per non conteggiare come passi i piegamenti che, anch'essi hanno dei picchi di flessione del ginocchio, è necessario porre un filtro all'ampiezza della flessione dell'anca. Infatti, se durante un piegamento sulle gambe si abbiano flessioni importanti delle gambe, durante la camminata non si hanno flessioni così importanti. Si individua una flessione a 50° come limite ampiamente rispettato dalla camminata ma ampiamente superato da un piegamento che permette di non computare quest'ultimi nel conteggio dei passi.

4.6.7.3 Variabili utilizzate

Si utilizzano le seguenti variabili per il funzionamento del blocco.

- temp: cronometro temporaneo, misura la distanza temporale tra un passo e il successivo in secondi.
- tempocamminata: variabile numerica conta globalmente il tempo di camminata lungo tutta la registrazione in secondi.
- contapassi: variabile numerica che conta globalmente i passi effettuati.

4.6.7.4 Logica di programmazione

La variabile temporanea viene fatta partire insieme al ciclo principale. Il blocco logico del contapassi indaga sulla cella precedente e successiva rispetto a quella attualmente sotto scansione con la variabile i globale. Guardando avanti e indietro in un vettore di dati che ha un inizio e una fine si può incorrere nell'uscita dai suoi limiti che blocca l'esecuzione del programma segnalando un errore. Ci si cautela

da questa condizione limite che si verifica in qualsiasi registrazione facendola funzionare solamente quando il contatore globale è maggiore di due e minore della dimensione del vettore di dati.

```
temp=temp+t;
    if (i>2 && i<s(1))
        if (pos(i,245)<pos(i+1,245) && pos(i,245)<pos(i-
1,245)&&pos(i,245)<-30 && pos(i,242)<50)
            if (temp<3) %passo valido se sotto 3 secondi
                tempocamminata=tempocamminata+temp;
                temp=0;
                contapassi=contapassi+1;
                B(i,5)=1; %passo solo in quell'istante, toc toc
            else temp=0;
        end
    end
end
```

Una volta cautelati dall'uscita dai limiti dei dati, si verifica se si è in presenza di un minimo controllando se il valore precedente e successivo siano maggiori dell'attuale. Il picco affinché sia valido deve passare il check per sogliare l'ammortizzazione in flessione di 30° e la flessione d'anca entro i 50° per non conteggiare i piegamenti come passi. Una volta individuato il picco si interroga se la variabile temporanea sia minore di 3s, in tal caso il passo è confermato, il cronometro della camminata viene aggiornato così come il contapassi, il temporaneo viene azzerato e si segna il passo nella matrice B nella riga corrispondente al timeframe e colonna riservata ai contapassi. Se, invece, il temporaneo è maggiore di 3s esso viene azzerato e il passo non computato. La variabile temporanea nel frattempo conteggia e verrà indagata appena ci sarà il prossimo picco.

4.6.8 Braccia sopra la testa

4.6.8.1 Introduzione

Il movimento di braccia sopra la testa è piuttosto semplice e la logica viene ereditata dai movimenti di piegamento delle gambe in cui si rende necessario conteggiare il movimento una volta sola nel corso della sua durata. I parametri da valutare sono pochi essendo composto da un solo atto motorio.

4.6.8.2 Riconoscimento del movimento

Il movimento è composto da una flessione di spalla (braccio, arm) e, in base alla soggettività, del gomito (avambraccio, forearm). Per portare le braccia sopra la testa sicuramente è necessario il movimento della spalla ma a causa della variazione del movimento tra diversi operatori che possono portare le mani sopra la testa con combinazioni differenti di flessioni di spalle e gomiti si preferisce valutare la tabella con i dati posizionali in altezza di testa ed entrambe le mani contando semplicemente quando una o entrambe vanno sopra la testa.

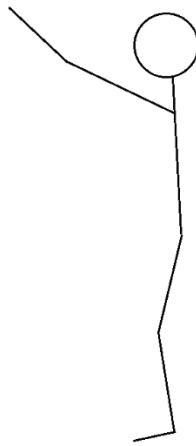


Figura 4.22 Posa con braccia sopra la testa

4.6.8.3 Variabili utilizzate

Si utilizzano le seguenti variabili per il riconoscimento della posa.

- braccia: variabile binaria di flag che rimane accesa durante tutta la permanenza nella posa e permette di conteggiare il movimento una volta singola.
- tbraccia: variabile numerica intera che conteggia in secondi il tempo generale di permanenza con le braccia sopra la testa.
- bracciasopra: variabile numerica intera che conteggia le volte in cui si è rimasti in con le braccia sopra la testa.

4.6.8.4 Logica di programmazione

È necessario conteggiare il movimento una volta e non uscire dai limiti della matrice CSV essendo di una riga più corta rispetto alla matrice BVH che contiene anche l'informazione sul tempo per frame. Quindi l'istante i indicizzato nella BVH corrisponde all'istante $i-1$ nella CSV.

```
    if (or(pos1(i-1,95)>pos1(i-1,64) , pos1(i-1,103)>pos1(i-1,64))
    && braccia==0)
        braccia=1;
        bracciasopra=bracciasopra+1; %flaggo e conto quando almeno
un braccio sale sopra teta
    end
    if (braccia==1)
        tbraccia=tbraccia+t; %aggiungo tempo frame per ogni frame
braccio sopra testa
        B(i-1,4)=1;
    end
    if (pos1(i-1,134)<pos1(i-1,64) && pos1(i-1,32)<pos1(i-1,64))
        braccia=0; %concludo movimento togliendo flag quando
entrambe le braccia scendono
```

L'ingresso nella posa è riconosciuto nella prima una istruzione condizionale con un OR che restituisce un valore positivo se una o entrambe le mani sono andate sopra la testa che viene combinato con un AND per permettere di entrare nel blocco logico solo se il movimento non è già in corso, quindi se il flag è nullo. In tal caso il movimento viene contrassegnato col flag e il contatore della posa viene incrementato.

Il secondo blocco interviene quando la posa è in atto aggiornando il cronometro e inserendo il movimento nella matrice B.

La condizione di uscita termina il blocco quando entrambe le mani vanno al di sotto della coordinata verticale della testa azzerando concludendo il movimento con il flag.

4.6.9 Riposo delle braccia

4.6.9.1 Introduzione

Si vuole stimare il riposo degli arti superiori per determinare il tempo di inattività durante il processo di picking per avere una stima di quanto sia stato intenso il lavoro effettuato e se è riuscito a garantire dei buoni intervalli per riprendersi. La struttura logica inizialmente valutava se gli arti fossero in una posizione di riposo lungo il corpo quindi era derivata dalle strutture logiche già utilizzate. In corso d'opera tuttavia si è valutato quanto fallace fosse quel modo di conteggiare il riposo in quanto venivano valutate solo le posizioni neutre mentre posizioni sedute con le braccia appoggiate a dei poggiali non potevano essere considerate. Si passa quindi ad un approccio derivativo che indica la velocità del movimento degli arti superiori, se non vi è velocità gli arti sono fermi e quindi a riposo. Quest'ultima ipotesi però conteggia come riposi anche i movimenti di inversione del moto (minimi o massimi relativi) e pose mantenute con contrazioni isometriche. Ad esempio, se durante un piegamento sulle gambe si utilizzano le braccia per tenere un oggetto pesante e queste non vengono mosse rispetto alla configurazione di presa allora verrà considerato come riposo. A favore di questa ipotesi però, si ha il fatto che le inversioni di moto durano un solo frame che, con una risoluzione normale a 30fps, introdurrebbero una sovrastima di soli 0.033 secondi. Le condizioni isometriche invece, sono un limite teorico che in pratica sono più difficili da realizzare perfettamente in tutto il range di movimenti. Si immagina una presa con velocità flessoria di braccia e avambracci nulla combinata ad una velocità di abduzione ed adduzione nulla. Si inserisce, quindi, una funzione correttiva che riconosce ed elimina i riposi falsi dovuti al conteggio di inversioni di moto.

4.6.9.2 Riconoscimento del riposo

Per determinare il riposo si derivano i dati posizionali di braccia e avambracci. In particolare, si indaga sulla flessione di spalla e gomito e sull'abduzione e adduzione della spalla. La derivata è puntuale ed è eseguita numericamente

sottraendo da una posizione quella precedente e dividendo per il numero di frame trascorsi, cioè 1. L'unità di misura sarà gradi per frame $^{\circ}/\text{frame}$.

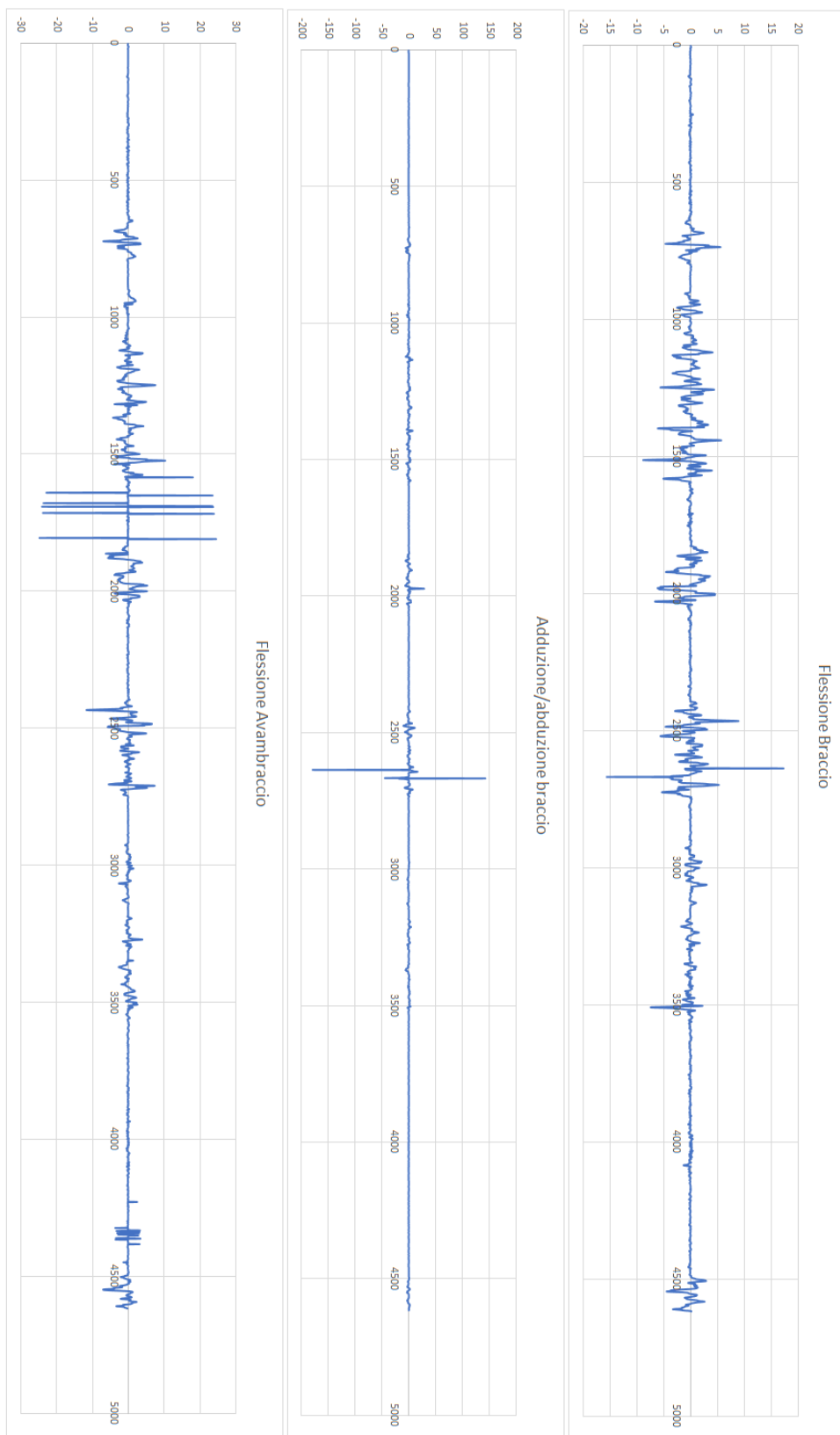


Figura 4.23 Derivate di flessioni e abduzioni/adduzioni utili al riconoscimento del riposo



Figura 4.24 Sovrapposizione dei movimenti sotto esame

Sono fornite le derivate numeriche dei movimenti selezionati per capire l'evoluzione delle velocità di movimento. Una condizione di riposo molto stringente con tutti e tre i movimenti può essere posta per evitare sovrastime. Sovrapponendo i diagrammi si notano chiaramente gli intervalli di riposo dati dai plateau a valore nullo. Ovviamente anche in condizioni di riposo sono presenti micromovimenti che determinano una velocità degli arti non nulla tuttavia i valori sono prossimi allo 0. Un valore limite a tutte le velocità, in valore assoluto, può essere ragionevolmente $0.5^\circ/\text{frame}$ per includere nel conteggio del riposo quei micromovimenti che il corpo umano può avere in condizioni statiche.

4.6.9.3 Variabili utilizzate

Non si ha un utilizzo di variabili proprie nel funzionamento di questa semplice struttura logica. La variabile che conterrà tempo totale di riposo delle braccia verrà aggiornata nei cicli di servizio al di fuori del principale.

4.6.9.4 Logica di programmazione

La logica è molto semplice e demanda al ciclo di servizio il conteggio dei tempi e la pulizia dei riposi falsi costituiti da inversioni di moto.

```
if (or (abs(pos(i,134)-pos(i-1,234))<0.5 && abs(pos(i,133)-pos(i-1,133))<0.5 && abs(pos(i,137)-pos(i-1,137))<0.5 , abs(pos(i,31)-pos(i-1,31))<0.5 && abs(pos(i,32)-pos(i-1,32))<0.5 && abs(pos(i,35)-pos(i-1,35))<0.5))
```

```
    B(i,6)=1;
end
```


La condizione, seppur lunga, è di facile interpretazione: se almeno una delle due braccia è ferma viene conteggiato il riposo. Le derivate di flessione di gomito e spalle e le derivate di abduzione/adduzione delle spalle sono controllate se stabili entro un range di -0.5 e +0.5 mediante un valore assoluto. Se ferme viene registrato un valore vero nella matrice B al time frame e colonna di appartenenza.

4.6.10 Riposo delle gambe

4.6.10.1 Introduzione

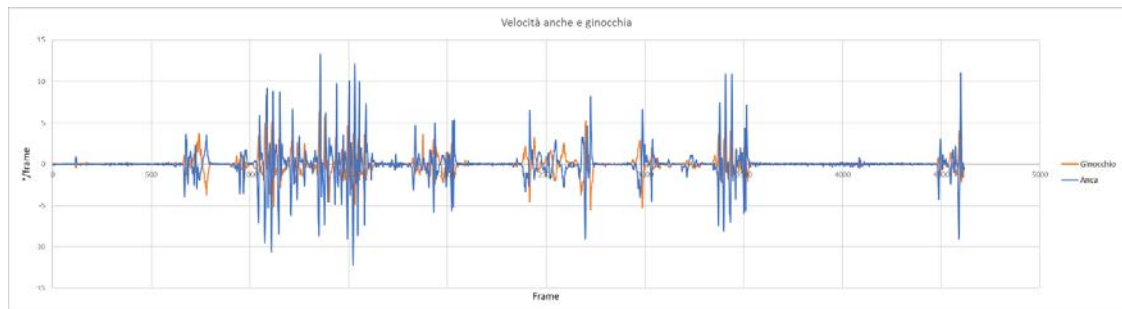
Si vuole costruire un blocco logico per il riconoscimento degli intervalli di riposo degli arti inferiori durante tutto l'arco della registrazione. Inizialmente l'approccio a questo problema era di tipo posizionale in cui veniva riconosciuto un riposo solamente quando gli arti inferiori oscillavano in un range ristretto centrato sulla posizione di calibrazione in posizione eretta. Tuttavia, in corso d'opera sono emersi i limiti dell'approccio in quanto esso conteggiava come riposo solamente una posa tagliando fuori tutte le altre posizioni in cui un operatore si può riposare come l'essere seduti ed essere piegati sulle ginocchia per un periodo di tempo. Una persona si sta riposando se non si sta muovendo salvo le eccezioni date da sforzi in contrazione isometrica dei muscoli in cui il soggetto è fermo con un peso sollevato. In questa condizione il soggetto non si sta riposando ma è fermo.

Si passa quindi ad un approccio derivativo in cui viene eseguita la derivata puntuale di flessioni ed estensioni sia delle anche che delle ginocchia semplicemente applicando la definizione: sottraendo al valore attuale il valore precedente e dividendo per il numero di frame tra uno e l'altro contratto ad uno come valore più piccolo. La derivata risulta nulla quando non si ha del movimento ma anche in condizioni di inversione del moto nelle quali si hanno dei massimi e minimi relativi. Un eventuale algoritmo che conteggia gli zeri delle derivate porterebbe ad un conteggio delle inversioni di moto e delle condizioni isometriche. Le prime possono essere risolte demandando il loro filtraggio ad un ciclo di servizio esterno al principale. Le seconde, a meno di non avere dei sensori di forza, non sono eliminabili però, va considerato il fatto che è una condizione

limite teorica nel senso che difficilmente un operatore rimane in condizioni isometriche con un peso sollevato durante un picking.

4.6.10.2 Riconoscimento del riposo

Il movimento degli arti inferiori è dato a movimento di anca e ginocchio quindi si studierà l'evoluzione di questi due per poter valutare i riposi. A differenza delle abduzioni e adduzioni delle braccia che in un processo di picking possono essere frequenti e determinanti negli atti motori, le abduzioni e adduzioni delle gambe non sono gesti necessari quindi se non si controlla tale movimento per le gambe il conteggio del riposo non ne risente. Si valuta quindi l'evoluzione temporale delle rotazioni sul piano sagittale di anche e ginocchia.



Come per il riposo delle braccia si può limitare l'oscillazione della derivata con un valore assoluto di 0.5 per entrambe le velocità di anca e ginocchio per determinare un riposo.

4.6.10.3 Variabili utilizzate

Non sono necessarie variabili per il funzionamento di questa struttura in quanto l'unica variabile di questo blocco logico che conteggia il riposo delle gambe è aggiornata nel ciclo di servizio al di fuori del principale.

4.6.10.4 Logica di programmazione

La logica è piuttosto semplice: le derivate delle posizioni sono effettuate sottraendo ad un valore il suo precedente in una distanza di un singolo frame omettendo quindi la divisione per uno. La condizione per avere un riposo è che una gamba abbia sia la derivata dell'anca sia quella del ginocchio nulle. Essendo una derivata numerica non si avranno mai dei tratti a derivata perfettamente nulla

ma vi sarà presente del disturbo dato da micromovimenti che il corpo sperimenta anche quando è fermo. Ragion per cui la banda di tolleranza è tra -0.5 e +0.5.

```
if (or (abs(pos(i,245)-pos(i-1,245))<0.5 && abs(pos(i,242)-pos(i-1,242))<0.5, abs(pos(i,224)-pos(i-1,224))<0.5 && abs(pos(i,221)-pos(i-1,221))<0.5))
    B(i,7)=1;
end
```

Se una gamba o entrambe sono ferme si identifica un riposo e lo si indica nella matrice B nella cella corrispondente al time frame attuale e colonna riservata al riposo delle gambe. La matrice B avrà dello sporco, ovvero dei picchi di riposo della durata di pochi decimi di secondo corrispondenti agli errati riconoscimenti di riposo sulle inversioni di moto dove, essendoci massimi o minimi relativi, la derivata risulta nulla. Questo sporco verrà eliminato nei cicli di servizio.

4.6.11 Parametri posturali OCRA checklist

4.6.11.1 Introduzione

La checklist OCRA per essere completata necessita di parametri di forza, frequenza, postura, riposo, durata del lavoro e dei fattori correttivi aggiuntivi. Risulta impossibile con gli strumenti a disposizione riconoscere dei parametri di forza non avendo sensori opportuni ed è altresì complicata la ricerca della frequenza di un dato set esteso di movimenti complessi durante un task. Tuttavia, i parametri posturali, di riposo e durata del lavoro possono essere valutati mediante gli strumenti a disposizione. I parametri di riposo si possono ricavare direttamente dall'output del software mentre per la durata di un task basta registrarlo singolarmente ed affidarsi al cronometro integrato nella grafica. I parametri posturali possono essere ricavati direttamente dalla registrazione MoCap evitando la deduzione di essi da osservazioni ad occhio su registrazioni video. Si vuole integrare quindi la valutazione dei parametri posturali per la checklist OCRA.

4.6.11.2 *Riconoscimento dei movimenti*

Si devono valutare per ogni arto superiore i movimenti di:

- Braccio:
 - Flessione
 - Estensione
 - Abduzione
- Avambraccio
 - Pronazione
 - Supinazione
 - Flessione
- Mano
 - Flessione
 - Deviazione ulnare
 - Deviazione radiale

La parte di presa degli oggetti risulta di difficile implementazione dovendo riconoscere il movimento complesso di dieci dita e viene demandata alla valutazione mediante osservazione diretta.

Il riconoscimento non risulta complicato in quanto non si devono riconoscere atti di moto complessi ma singoli movimenti semplici e valutarli secondo il range indicato dalla Checklist.

4.6.11.3 *Variabili utilizzate*

Le variabili utilizzate sono molteplici e tutte cronometrano il tempo in cui un determinato movimento è oltre ai limiti indicati da OCRA.

Per ogni arto si hanno otto variabili con i nomi composti da:

- prima lettera maiuscola che identifica destra e sinistra (L,D)
- abbreviazione del nome dell'arto (arm=braccio, fore=avambraccio, hand=mano)

- abbreviazione del nome del movimento (flex=flessione, ext=estensione, abd=abduzione, rot=supinazione/pronazione, rad=deviazione radiale, uln=deviazione ulnare)

4.6.11.4 Logica di programmazione

È necessario contare il tempo totale in cui l'operatore è nelle posizioni sfavorevoli indicate dal protocollo OCRA e fornire per ogni tratto anatomico un punteggio massimo per un totale di tre punteggi per ogni arto superiore. Il blocco di conteggio sarà presente nel ciclo principale e non sarà altro che una serie di istruzioni condizionali che aggiorna il proprio cronometro se eccede la condizione prescritta.

```

if(pos(i,32)>80) Larmflex=Larmflex+t; end
if(pos(i,134)>80) Rarmflex=Rarmflex+t; end
if(pos(i,31)>80) Larmabd=Larmabd+t; end
if(pos(i,133)>80) Rarmabd=Rarmabd+t; end
if(pos(i,32)<-40) Larmext=Larmext+t; end
if(pos(i,134)<-40) Rarmext=Rarmext+t; end
%forearm block
if(pos(i,35)>60) Lforeflex=Lforeflex+t; end
if(pos(i,137)>60) Rforeflex=Rforeflex+t; end
if(or(pos(i,36)>60,pos(i,36)<-60)) Lforerrot=Lforerrot+t; end
if(or(pos(i,138)>60,pos(i,138)<-60)) Rforerrot=Rforerrot+t; end
%hand block
if(or(pos(i,40)>45,pos(i,40)<-45)) Lhandflex=Lhandflex+t; end
if(or(pos(i,142)>45,pos(i,142)<-45)) Rhandflex=Rhandflex+t; end
if(pos(i,41)>20) Lhanduln=Lhanduln+t; end
if(pos(i,143)>20) Rhanduln=Rhanduln+t; end
if(pos(i,41)<-15) Lhandrad=Lhandrad+t; end
if(pos(i,143)<-15) Rhandrad=Rhandrad+t; end

```

Un secondo blocco esterno al ciclo principale è necessario a valutare i punteggi per ogni cronometro in base alle prescrizioni. Per ogni tratto anatomico si valuta il massimo dei punteggi tra i movimenti interessati.

```

%OCRA score
%arms
D=max([Larmflex/cronometro,Larmext/cronometro,Larmabd/cronometro])
;
if(D<0.1) Larmflex=2; end
if(D>0.1 && D<0.33) Larmflex=6; end
if(D>0.33 && D<0.5) Larmflex=12; end
if(D>0.5) Larmflex=24; end
D=max([Rarmflex/cronometro,Rarmext/cronometro,Rarmabd/cronometro]);

```

```

if(D<0.1) Rarmflex=2; end
if(D>0.1 && D<0.33) Rarmflex=6; end
if(D>0.33 && D<0.5) Rarmflex=12; end
if(D>0.5) Rarmflex=24; end
%forearms
D=max([Rforeflex/cronometro,Rforerot/cronometro]);
if(D<0.33) Rforeflex=2; end
if(D>0.33 && D<0.5) Rforeflex=4; end
if(D>0.5) Rforeflex=8; end
D=max([Lforeflex/cronometro,Lforerot/cronometro]);
if(D<0.33) Lforeflex=2; end
if(D>0.33 && D<0.5) Lforeflex=4; end
if(D>0.5) Lforeflex=8; end
%hands
D=max([Lhandflex/cronometro,Lhandrad/cronometro,Lhanduln/cronometro]);
if(D<0.33) Lhandflex=2; end
if(D>0.33 && D<0.5) Lhandflex=4; end
if(D>0.5) Lhandflex=8; end
D=max([Rhandflex/cronometro,Rhandrad/cronometro,Rhanduln/cronometro]);
if(D<0.33) Rhandflex=2; end
if(D>0.33 && D<0.5) Rhandflex=4; end
if(D>0.5) Rhandflex=8; end

```

Una funzione di libreria determina il movimento di un gruppo che possiede la maggior frequenza quindi lo assegna ad una variabile di supporto che è D sulla quale verranno fatte le valutazioni per l'assegnazione del punteggio. Per ogni tratto si utilizza la stessa variabile D appena utilizzata per il tratto precedente per non generare altre variabili da aggiungere alle molte già esistenti. Per comodità il punteggio è assegnato alla variabile flessoria (flex) di ognuno dei tratti che sarà poi messa in output nell'interfaccia grafica.

4.6.11.5 Diagnostica

Quando OCRA determina un punteggio alto per una postura emerge una criticità da individuare e risolvere al fine di migliorare l'approccio al lavoro del pickers quindi il suo benessere in termini di ergonomia. Siccome per ogni tratto si ha un punteggio aggregato di più movimenti (ad esempio, per il braccio si hanno flessione, estensione e abduzione) non si ha un'indicazione del movimento critico. Non la si identifica per evitare di intasare l'interfaccia che già ospita sette grafici e una moltitudine di dati. In ogni caso, essendo uno script Matlab è possibile cercare la variabile del gruppo che ha un tempo maggiore direttamente nello

spazio delle variabili posizionato a destra tenendo anche conto che la variabile flessoria contiene il punteggio OCRA del gruppo e non più il tempo. Valutando le altre del gruppo e non trovando criticità allora si può dedurre che la flessione sia stata il movimento critico altrimenti se si notano cronometraggi altri per gli altri elementi del gruppo li si può facilmente individuare. Da tenere presente che l'acquisizione può essere soggetta ad errori soprattutto per le mani dovuti a un cattivo posizionamento del sensore che può uscire dalla sua sede quindi è bene filtrare eventuali errori di misura in fase di setup dell'operatore con la tuta oppure cercare di riconoscerli quando un punteggio OCRA può sembrare eccessivamente alto.

4.6.12 Indice NIOSH

4.6.12.1 Introduzione

L'equazione NIOSH per il calcolo del limite di peso raccomandato in un sollevamento (Recommended Weight Limit, RWL) necessita di parametri di altezza da terra delle mani alla partenza e all'arrivo del sollevamento, distanza orizzontale delle mani alla partenza e all'arrivo, distanza verticale percorsa dalle mani durante il sollevamento, asimmetria della presa, frequenza e coefficiente di accoppiamento. I parametri geometrici possono essere ricavati grazie alla cattura del movimento mentre il parametro di frequenza e di accoppiamento, per i quali è necessario prendere i coefficienti da una tabella e sono più consoni all'intervento umano, possono essere demandati ad un calcolo manuale di semplice moltiplicazione dei due coefficienti per il RWL dato in output nella grafica. La difficoltà di questo blocco logico sarà il riconoscimento del picking che, a rigor di logica, essendo un fenomeno dinamico dovuto alla presa di un oggetto il cui peso non è nullo, necessiterebbe di una lettura di forza e non cinematica per determinare il momento di carico e quello di scarico. La ricerca di un discriminante valido è stata la vera difficoltà di questo blocco per la quale si sono provate molteplici combinazioni di parametri rotazionali e posizionali per trovare delle anomalie nei grafici che individuassero un picking. Si deve così individuare un discriminante cinematico che possa meglio avvicinarsi al riconoscimento di un

evento di picking, in particolare si deve riconoscere un movimento che sarà legato all'utilizzo di entrambe le mani che indica con buona probabilità la presenza di un lifting gravoso che necessita di un controllo sul peso. Si escludono i sollevamenti ad una mano poiché, avendo l'operatore scelto di effettuarlo con solo un arto, è molto probabile che l'oggetto sia molto leggero. Il metodo NIOSH richiede la registrazione dei parametri geometrici sia all'inizio sia alla fine del pick poiché esse individuano le condizioni geometricamente peggiori e più lontane dal corpo. Si possono così determinare i parametri geometrici massimi da poter utilizzare nell'equazione del RWL. Avendo un riconoscimento empirico del movimento e un software che elabora i dati è possibile sfruttarlo per cercare i valori geometrici massimi durante tutto l'arco del pick. Il RWL in output dovrà essere moltiplicato per i coefficienti di accoppiamento (coupling) e di frequenza (frequency multiplier) assistita dall'indicazione grafica dell'altezza media da terra di presa e posa e della frequenza per poter entrare agevolmente nella tabella.

4.6.12.2 Riconoscimento del movimento

Il riconoscimento del movimento risulta estremamente difficoltoso con i metodi visti finora necessitando di un approccio leggermente diverso e il confronto di diversi set di movimenti della registrazione. Dopo molteplici tentativi di trovare anomalie su grafici di distanza di presa e flessione di gomito e spalla si riscontrano dei leggeri picchi nelle evoluzioni di adduzione e rotazione della spalla. Infatti, per prendere un oggetto è necessario chiudere gli arti attorno ad esso e quel movimento è dato da uno dei due o da una loro combinazione.

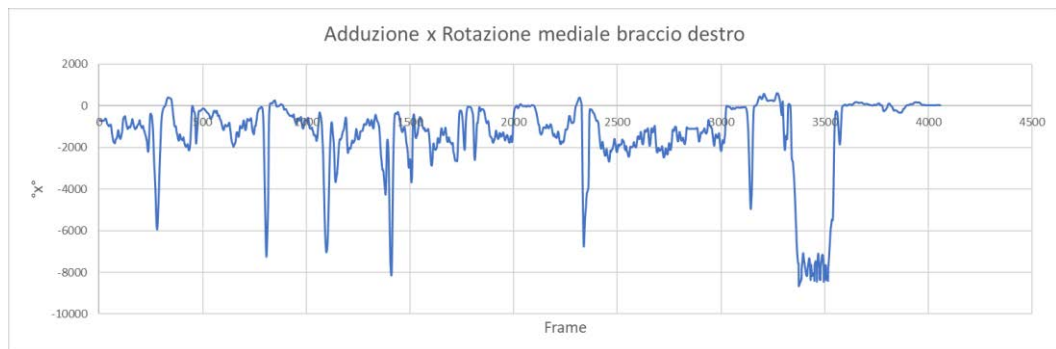


Figura 4.25 Adduzione braccio destro



Figura 4.26 Rotazione mediale braccio destro

Si notano dei picchi più accentuati nell'evoluzione temporale del movimento di rotazione del braccio ma, essendo poco accentuati è difficile stabilire un valore di cut-off. Il movimento di presa di un oggetto è dato da rotazione e adduzione quindi, se esse sono compresenti come ipotizzato, una moltiplicazione tra le due porterebbe ad una auto amplificazione del segnale.



I due movimenti, compresenti in una presa, amplificano l'un l'altro individuando sette picchi ben distinti ed altri tre leggermente più bassi (in ampiezza) che si riferiscono a movimenti meno accentuati su prese meno ampie.

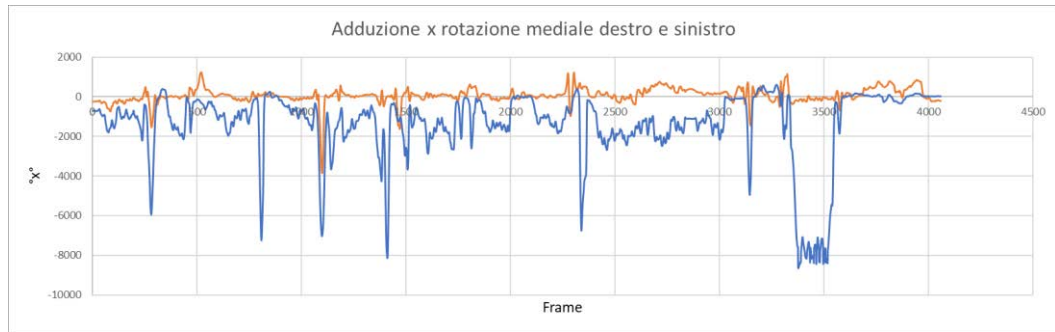


Figura 4.27 Sovrapposizione segnale amplificato

Si notano ben distintamente i picchi che determinano una presa ed è possibile basare una condizione di cut-off su questi dati.

Si nota anche una diversa possibilità di amplificare i dati per poterli rendere più facili da leggere. Nei casi in questione i soggetti utilizzavano maggiormente il movimento rotativo per la presa piuttosto che quello adduttivo per cui è possibile amplificare il solo movimento rotativo elevandolo al quadrato. Tuttavia, questo modo escluderebbe dalla misurazione tutti quei soggetti che prediligono la presa con movimento adduttivo in quanto non presente nell'amplificazione. La condizione quadratica viene comunque lasciata nel codice in formato di commento per eventuali sviluppi o esperimenti futuri ed è attivabile eliminando il simbolo “%” davanti alle due condizioni di ingresso e uscita e aggiungendo lo stesso simbolo davanti alle due conduzioni adduttivo-rotative.

4.6.12.3 Variabili utilizzate

Per il funzionamento del blocco logico della valutazione di RWL secondo NIOSH si utilizzano le seguenti variabili.

- pick: variabile binaria di flag che indica una presa in corso.
- maxh: variabile numerica che contiene la massima altezza delle mani durante la presa. Durante la presa se viene trovato un valore maggiore di quello attuale essa si riaggiorna al nuovo massimo.

- *minh*: variabile numerica che contiene la minima altezza delle mani durante la presa. Durante la presa se viene trovato un valore minore di quello attuale essa si riaggiorna al nuovo minimo.
- *maxd*: variabile numerica che identifica il valore massimo della distanza orizzontale delle mani rispetto al centro delle caviglie.
- *maxaxy*: variabile numerica che identifica il valore massimo di angolo di rotazione della schiena attorno al piano trasverso (torsione).
- *medV*: variabile numerica che somma tutte le altezze massime rilevate e ne fa la media al termine dell'elaborazione per fornire una altezza media utile per l'individuazione del moltiplicatore di frequenza.

4.6.12.4 Logica di programmazione

La condizione di ingresso nel movimento di presa avviene su una condizione stringente in cui la presa è effettuata con entrambe le mani e il movimento non è ancora in corso. Il valore di cut-off selezionato in base ai grafici del 4.6.12.2 è di $1300^{\circ*^{\circ}}$. Una volta riconosciuta la presa il flag di avvenuta presa è settato a vero e i dati geometrici iniziali sono inseriti nelle apposite variabili.

I dati nel file CSV si riferiscono ad una coordinata in centimetri rispetto al bacino. Le mani in alto avranno una coordinata positiva mentre le caviglie avranno una coordinata negativa. Per identificare l'altezza delle mani si sottrae la coordinata delle caviglie alla coordinata delle mani. Generalmente il segno del risultato di questa operazione è positivo salvo il caso raro in cui le mani vadano sotto alle caviglie ma per evitare di inserire valori negativi nell'equazione RWL se ne estrae il valore assoluto. La distanza orizzontale è calcolata semplicemente leggendo il valore assoluto della distanza dei palmi dalle caviglie mentre l'angolo di torsione necessario al calcolo dell'asimmetria è calcolato con il modulo della somma delle rotazioni dei quattro tratti spinali.

Fintantoché si è in condizione di presa (seconda istruzione condizionale) si confrontano i dati delle variabili geometriche con quelli attuali per aggiornare

quelle dei massimi in caso si trovi un numero maggiore e quelle dei minimi in caso si trovi un numero minore.

```

if (abs(pos(i,31)*pos(i,33))>1300 && abs(pos(i,133)*pos(i,135))>1300 && pick==0) %%condizione
adduzione e rotazione
%   if (pos(i,33)^2>2000 && pos(i,135)^2>2000 && pick==0)   %condizione quadratica
    pick=1;
    maxh=(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2;%inizio pick a due
mani con flag e registrazione della posizione verticale iniziale
    minh=(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2;
    maxd=(abs(pos1(i,96))+abs(pos1(i,102)))/2; %registrazione distanza orizzontale
iniziale
    maxaxy=abs(pos(i,12)+pos(i,15)+pos(i,18)+pos(i,21)); %registrazione angolo asimmetria
iniziale
    NIOSHevents=NIOSHevents+1;
end
if (pick==1)
    if (maxh<(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2) %altezza massima
        maxh=(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2;
    end
    if (minh>(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2)%altezza minima
        minh=(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2;
    end
    if (maxd<(abs(pos1(i,96))+abs(pos1(i,102)))/2) %orizzontale massima
        maxd=(abs(pos1(i,96))+abs(pos1(i,102)))/2;
    end
    if (maxaxy< abs(pos(i,12)+pos(i,15)+pos(i,18)+pos(i,21))) %massima asimmetria
        maxaxy=abs(pos(i,12)+pos(i,15)+pos(i,18)+pos(i,21));
    end
end
if (abs(pos(i,31)*pos(i,33))<1300 && abs(pos(i,133)*pos(i,135))<1300 && pick==1)
%condizione adduzione e rotazione
%   if (pos(i,33)^2<2000 && pos(i,135)^2<2000 && pick==1)   %condizione quadratica
    pick=0;%concludo evento NIOSH e calcolo RWL
    B(i,8)=23*(25/maxd)*(1-0.003*abs(maxh-75))*(0.82+(4.5/(maxh-minh)))*(1-
(0.0032*maxaxy));
    medV=medV+maxh;
    maxh=0; maxd=0; minh=0; maxaxy=0;
end

```

La condizione di uscita è esattamente contraria a quella in ingresso con entrambe le mani che tornano in condizione normale. Il flag di presa viene settato a falso, si valuta il valore RWL e lo si inserisce nella matrice B nella sua colonna dedicata, si aggiunge il valore massimo di altezza alla variabile che aggrega le altezze ai fini della media e quindi si azzerano tutti i parametri geometrici per essere pronti per un futuro calcolo.

Un post process è necessario al di fuori del ciclo principale per il calcolo della media delle altezze, la frequenza di lifting ed il minimo RWL.

```

%NIOSH post process
medV=medV/NIOSHevents;
freq=ceil(NIOSHevents/(cronometro/60));
tmp=B(:,8);
RWL=min(tmp(tmp>0));

```

4.6.13 Stima picking

4.6.13.1 Introduzione

Avendo trovato una condizione di presa ai fini del calcolo di RWL è possibile estenderla ai fini di una stima del numero di picking anche ad una mano. Si noti che alcuni picking poco marcati possono sfuggire al criterio ma si notano lievi discrepanze rispetto alle registrazioni video. Il numero di picking è da considerarsi come stima

4.6.13.2 Riconoscimento del movimento

Il movimento viene auto amplificato moltiplicando adduzione e rotazione degli arti come per la condizione del blocco NIOSH. Dovendo riconoscere anche i picking con una sola mano la condizione AND decade rendendo la condizione meno stringente ma, non dovendo cogliere la durata del picking ma solo conteggiarlo, è possibile alzare il valore di cutoff a $4000^{\circ*^{\circ}}$ per aggiungere vincoli e non incorrere in conteggi errati.

4.6.13.3 Variabili utilizzate

Si utilizzano due variabili per il funzionamento del riconoscimento.

- pik: variabile binaria di movimento in corso necessaria a non conteggiare più volte la stessa presa.
- npick: variabile numerica intera che conteggia i picking.

4.6.13.4 Logica di programmazione

La logica è molto semplice e consiste in due sole condizioni: una di ingresso e una di uscita.

Quella in ingresso è valida quando la moltiplicazione di adduzione e rotazione mediale di un singolo arto va sopra al valore di cut-off di $4000^{\circ*^{\circ}}$ e il movimento non è già in corso, il flag viene settato a valore positivo e il picking conteggiato.

Quando l'indicatore scende sotto al valore di cut-off per entrambe le mani il movimento è concluso e il flag posto negativo.

4.6.14 Cicli di servizio

4.6.14.1 Introduzione

La matrice B è una matrice contenente dei valori binari per indicare in che punto del tempo sia avvenuto un movimento. Alcuni blocchi di riconoscimento tuttavia non riescono a compilarla al meglio a meno di non diventare molto complicati e intasare il ciclo principale durante il loro funzionamento. Per questo motivo si decide di scrivere degli algoritmi che post processano la matrice B per renderla pulita e facile da visualizzare. Questi cicli sono un elegante esercizio di complicazione del codice il cui funzionamento complicato da spiegare nel dettaglio passo per passo a parole per cui se ne darà una spiegazione sulla logica di massima.

4.6.14.2 Ciclo di servizio del contapassi

La funzione di contapassi al momento del riconoscimento di un passo inseriva un valore vero nella matrice B. Il vettore del contapassi all'interno della matrice quindi è tutto nullo con dei picchi a 1 corrispondenti ad ogni passo. Affinché sia pulita è necessario collegare i vari passi tra loro per contrassegnare con valore positivo l'intero momento della camminata.

```
for i=2:s(1)-1
    if (B(i,5)==1)
        i=i+1;
        for r=0:s(1)-1
            i=i+1; k=k+1; r=r+1;
            if (i>s(1)-1)
                break
            end
            if (B(i,5)==1)
                break
            end
        end
        if (k<3/t)
            while (k>0)
                B(i-k,5)=1;
                k=k-1;
            end
        else k=0;
        end
    end
end
```

end

Il vettore viene scansionato ed ogniqualvolta si rinviene un passo contrassegnato con 1 si cerca il successivo, se per arrivare al passo successivo sono trascorsi un numero di frame corrispondenti ad un tempo inferiore ai 3 secondi (che è il criterio utilizzato nella funzione `contapassi` per validare o meno un passo) allora a ritroso si mettono dei valori 1 a ritroso fino al passo da cui è partito. Da una visualizzazione ad impulsi si riesce in questo modo ad avere una visualizzazione a blocchi.



Figura 4.28 In alto: grafico della camminata prima dell' algoritmo di servizio; in basso: il grafico della camminata dopo la pulizia

4.6.14.3 Ciclo di servizio del riposo delle braccia e delle gambe

Il blocco del riconoscimento del riposo delle braccia, come già spiegato, individua come riposi tutti i frame a derivata nulla dei movimenti di adduzione, abduzione, flessione di spalla e gomito includendo in essi sia condizioni di affaticamento in isometria (fermo con peso in mano) sia momenti in cui si ha una inversione del moto (massimi e minimi relativi). Se il non riposo in isometria sia impossibile da determinare senza l' utilizzo di sensori di forza è anche vero che in un contesto di magazzino è difficile che un operatore tenga un peso in isometria costituendo quindi un caso limite poco probabile. La pulizia dei falsi riposi dati dalle inversioni di moto determina dei picchi isolati nel vettore corrispondente della matrice B, è necessario pulire i picchi per poter fornire una visualizzazione chiara del riposo nel tempo.

```
for i=2:s(1)-2
    if (B(i,6)==1)
        while (B(i,6)==1)
            k=k+1; i=i+1; if (i==s(1)-1) break; end %pulizia braccia
        end
    end
```

```

end
if (k<=2/t)
    while (k>0)
        B(i-k,6)=0; k=k-1; if (i==s(1)-1) break; end
    end
else k=0;
end
if (i==s(1)-1) break; end
end
end

```

Il vettore viene scannerizzato da capo e appena trova un punto a 1 comincia a contare quanti punti consecutivi vi siano ad 1. Se il numero di frame positivi è almeno della durata di 1.5s (considerato un limite minimo attendibile per un riposo) allora tutti quegli 1 sono lasciati e passa alla scansione successiva. Se, invece, il numero dei frame a 1 è minore del tempo di 1.5s il inizia un ciclo a ritroso che sostituisce quei valori con lo 0.

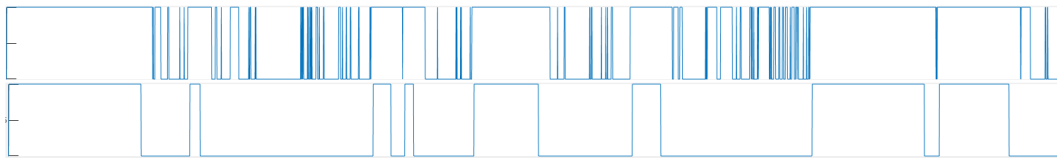


Figura 4.29 Riposo delle braccia prima e dopo il passaggio dell'algoritmo di servizio

Lo stesso algoritmo è applicato per la pulizia dei riposi delle gambe.

Una volta corretti i due vettori vengono scansionati nuovamente per conteggiare il tempo di riposo corretto.

4.6.15 Costruzione della grafica

Dopo aver ottenuto tutti i risultati dai riconoscimenti dei movimenti è necessaria una loro sintesi e presentazione in maniera graficamente chiara e facilmente utilizzabile per le analisi. Si vogliono esporre tutti i movimenti riconosciuti mediante dei grafici che indichino la loro posizione nell'arco temporale della registrazione. Per questo motivo è stata creata la matrice B utilizzata finora da più blocchi di riconoscimento. Essa ha tante colonne quanti sono i movimenti che si vogliono esporre a grafico e tante righe quanti sono i frame della registrazione. Ad ogni colonna è inserito un 1 nella riga i-esima se quel movimento è in atto nel

frame i-esimo. Ogni movimento ha così un vettore a blocchi di 0 e 1 che indicano quando è avvenuto il movimento. L'unico vettore della matrice a non rispondere a questa numerazione è quello della colonna 8 corrispondente ai RWL di NIOSH per il quale si inserisce l'indice calcolato all'istante i-esimo. Eseguendo un plot in pila con la funzione stackedplot(B) si può avere una visualizzazione completa della matrice B dedicata alla grafica. Il plot avrà un asse X comune con valori che non saranno più i numeri di frame ma convertiti in secondi. Tutti i grafici sono interattivi e consentono lo zoom e la navigazione al proprio interno tramite il mouse o touchpad multigesture.

Si vogliono altresì fornire in un riquadro di testo gli indici di performance individuati.

Il logo dell'università ed il nome del software dello stesso colore del logo sono aggiunti per conferire un aspetto gradevole.

Il plot impilato, il riquadro di testo, il logo e il titolo sono gestiti mediante programmazione ad oggetti: ognuno di essi rappresenta un oggetto con delle proprie proprietà come posizione, dimensioni, bordi, carattere, etc. che possono essere selezionate e modificate chiamando i parametri dedicati all'interno dell'oggetto. Alcune procedure di posizionamento sono eseguite modificando la posizione trascinando gli elementi direttamente nello spazio grafico e derivando le coordinate da inserire nei parametri dell'oggetto, altre in modalità try and error inserendo le coordinate a mano fino a raggiungere la posizione desiderata nell'output.

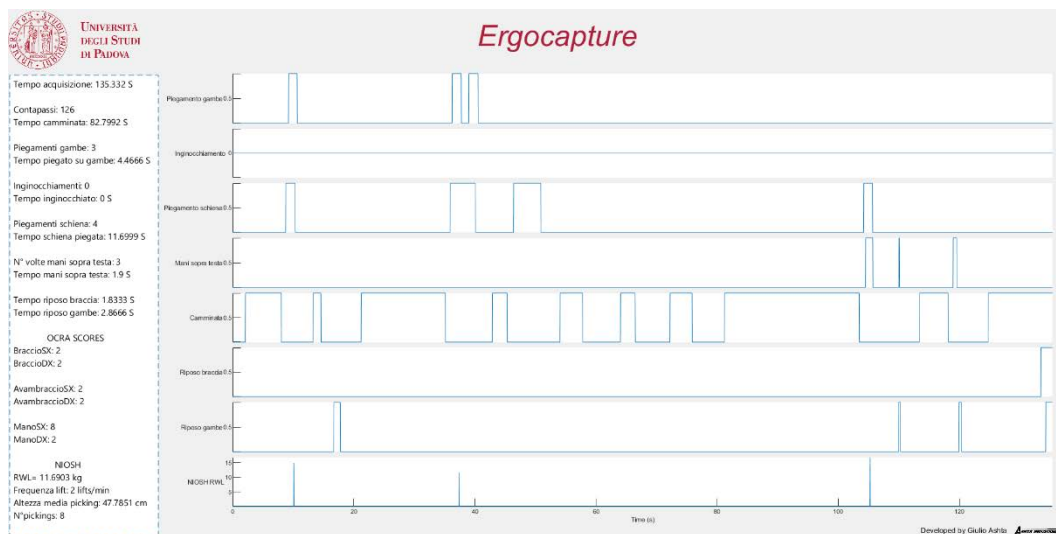


Figura 4.30 Immagine del risultato grafico del software

4.6.16 Test e sviluppi futuri

Il software è stato testato confrontato i dati che sintetizza con le registrazioni video delle stesse simulazioni di picking risultando affidabile nel riconoscimento dei movimenti in campo cinematico. I criteri cinematici per riconoscere un fenomeno dinamico (legato a forze) come nel caso di NIOSH possono essere surclassati in sviluppi futuri con l'implementazione di sensori di pressione alle mani per avere una lettura diretta della presa. Dato il periodo pandemico sfavorevole all'esecuzione di test nell'ambiente di lavoro ci si è dovuti accontentare della taratura del software mediante i test effettuati in ambiente di laboratorio. Eventuali ritarature a seguito di test in magazzino possono essere eseguite semplicemente modificando i valori di soglia dei movimenti. Tuttavia, i riconoscimenti di pose cinematiche non necessitano di ritarature in quanto una posa in laboratorio è identica ad una posa in condizioni di lavoro poiché riconosciuta universalmente con lo stesso nome (es. gambe piegate). Eventuali ritarature possono riguardare i parametri di cut-off di riconoscimento della presa nel blocco NIOSH e nel blocco di stima del picking.

5 KPI introdotti

Il tool si prefissa di calcolare in maniera automatica dei KPI che dovranno utili a chi dovrà eseguire analisi ergonomiche per avere una base di partenza solida per l'individuazione e implementazione delle ottimizzazioni possibili nonché il loro confronto rispetto alla condizione di partenza. In questo capitolo verrà spiegato il motivo della scelta di ogni KPI e gli obiettivi che permette di perseguire. Oltre agli indici calcolati e proposti a grafica è possibile calcolare degli indici derivati come la percentuale di tempo di un determinato movimento oppure il tempo medio richiesto per un movimento semplicemente eseguendo dei rapporti tra gli indici presenti a video. I KPI derivati non vengono calcolati e proposti nella grafica per ragioni di spazio e ordine. Oltre ai KPI numerici si propone uno strumento grafico di monitoraggio della loro evoluzione temporale durante tutto il picking per permettere di valutare ad occhio eventuali anomalie sia singolarmente sia in combinazione con altri indici e costituisce, forse, lo strumento più utile introdotto nel software.

5.1 Contapassi

Il conteggio dei passi indica una stima della distanza percorsa da un operatore durante il suo turno di lavoro e può essere un importante indicatore di sovraccarico degli arti inferiori dovuto ad elevate distanze percorse. Si può anche calcolare un KPI derivato dividendo il numero di passi per i picking totali così da individuare la media di passi per picking. È un indice da minimizzare per ridurre la fatica nei pickers e misura anche, a parità di picking, la buona disposizione delle SKU all'interno del magazzino. Sia i passi sia i passi/picking saranno bassi quando gli articoli più frequenti saranno posizionati in zone accessibili del magazzino, qualora si riscontrassero con frequenza dei viaggi lunghi sarà possibile identificare ed intervenire sul riposizionamento di determinate SKU. il numero di passi è strettamente correlato alle caratteristiche fisiche dell'operatore. Operatori diversi a parità di distanza e di tempo impiegato possono compiere un

numero diverso di passi permettendo di tenere conto nelle considerazioni sull'affaticamento diverse strutture fisiche e diversi operatori.

5.2 Tempo di camminata

Le stesse considerazioni del contapassi sono valide per il tempo di camminata che non è altro che la trasposizione dei passi nel dominio del tempo e costituisce anche un elemento di misurazione della performance pura. Se il contapassi è legato alle caratteristiche fisiche del singolo operatore e permette di valutare il suo affaticamento, il tempo di camminata permette il confronto in termini di tempo di due strategie diverse di picking oppure di una diversa disposizione degli elementi nel magazzino.

5.3 Piegamenti sulle gambe

Il numero di piegamenti sulle gambe permette sia di capire se un movimento è eseguito correttamente, come si vedrà nei paragrafi successivi riguardanti il pannello grafico, sia di capire quante volte è stato necessario un sollevamento da terra in quanto un piegamento sulle gambe è eseguito per portare le braccia ad altezze inferiori a quella del bacino. L'indice è sicuramente da minimizzare in quanto, se elevato, indicherebbe un alto numero di sollevamenti da terra che, anche se con peso limitato ed effettuati correttamente, possono essere un fattore di sovraffaticamento degli arti inferiori. L'indice indica anche la bontà della disposizione delle SKU infatti un alto numero di piegamento sulle gambe o un alto numero di piegamenti/picking sarebbe indice di prodotti frequenti posizionati in modo non ottimale.

5.4 Tempo di piegamenti sulle gambe

Il numero di piegamenti sulle gambe indica un sovraccarico dovuto alla frequenza e la bontà del posizionamento delle SKU ma non permette di capire eventuali criticità in caso di pochi piegamenti che occupano un tempo lungo. Un eventuale tempo prolungato in tale posizione sarebbe sintomo di SKU difficili da

raggiungere o la necessità di dover manipolare prolungatamente gli oggetti a basse altezze dal terreno e porterebbe ad un ovvio affaticamento dell'operatore. La minimizzazione del tempo in questa posizione diminuirebbe sia l'affaticamento dell'operatore sia il tempo necessario per un determinato picking.

5.5 Inginocchiamenti e tempo di inginocchiamento

Gli indicatori degli inginocchiamenti e dei tempi di inginocchiamento ereditano le stesse considerazioni sui piegamenti sulle gambe dei paragrafi 5.3 5.4. L'unica considerazione in più riguarda la criticità della posizione in quanto ulteriormente più critica dei piegamenti sulle gambe soprattutto nelle posizioni statiche quando l'operatore lavora inginocchiato e il peso è scaricato sull'articolazione a contatto col pavimento.

5.6 Piegamenti della schiena e tempo di permanenza

Il piegamento della schiena è senza dubbio il movimento più da evitare durante la manipolazione manuale di carichi, anche lievi. Il sollevamento di carichi con la schiena richiede la generazione di un momento sul piano sagittale al livello del tronco che è ottenuto mediante la contrazione dei muscoli lombari e dorsali. Tale contrazione genera una compressione a carico delle vertebre lombari portando ad infortuni sia vertebrali sia muscolari in funzione del peso, della frequenza e delle accelerazioni introdotte. La frequenza di questi movimenti e il tempo di permanenza nella posa devono essere azzerati il più possibile con training del personale o adozione di dispositivi esoscheletrici che aiutino o neghino l'esecuzione di tale movimento.

5.7 Mani sopra la testa

Le mani sopra la testa implicano un ampio utilizzo dell'articolazione e dei muscoli flessori della spalla che con l'aggiunta di un carico da manipolare e una frequenza elevata portano facilmente ad affaticamento muscolare localizzato alla spalla. Inoltre, si possono avere facilmente carichi al livello della colonna

vertebrale e sulla sua muscolatura dovuta sia all'alta probabilità di carichi dinamici legati al movimento sia alla distanza del peso rispetto al tronco che genera un momento che dovrà essere retto dalla contrazione dei muscoli della schiena e la compressione della colonna vertebrale. Un indice alto per numero di picking indica anche una notevole frequenza di SKU posizionate in alto aprendo ad una valutazione di riposizionamento di determinati articoli. L'ottimizzazione si deve muovere verso la minimizzazione del KPI.

5.8 Tempo mani sopra la testa

Il KPI di conteggio delle volte in cui le mani sono portate sopra la testa fornisce una misura dell'affaticamento per movimenti ripetuti e una possibile distribuzione non ottimale delle SKU frequenti all'interno di un magazzino ma non permette eventuali deduzioni quanto il movimento lo si ripete con poca frequenza. La misura del tempo in cui le mani sono state in questa posizione e il derivato tempo/picking danno una misura del possibile affaticamento derivato da questa posizione scomoda con la spalla flessa inclusa anche nell'indice OCRA.

5.9 Riposi

I cronometri dei riposi di braccia e gambe permettono di misurare direttamente l'eventuale affaticamento di un operatore in base al tempo che si riserva per riposare gli arti. L'obiettivo è sia garantire un numero adeguato di riposi durante il turno sia di bilanciare il lavoro da svolgere affinché l'affaticamento sia minimo e i riposi non necessari. Per questo motivo questi KPI devono assolutamente essere valutati con l'aiuto della grafica.

5.10 OCRA

Gli indicatori OCRA sono semplicemente quelli suggeriti dal protocollo necessari al calcolo del moltiplicatore posturale e identificano un punteggio per ogni tratto anatomico per un totale di 6 punteggi, 3 per braccio, uno per tratto anatomico: braccio, avambraccio, mano riferiti, in ordine, alle articolazioni di spalla, gomito e

polso. L'obiettivo dell'ottimizzazione ergonomica è ridurre ciascuno di questi indicatori attraverso modifiche mirate che permettano all'operatore di utilizzare posture comode degli arti superiori.

5.11 NIOSH

Il KPI legato all'indice NIOSH permette di conoscere il peso massimo consigliato (RWL) per un tipo di movimentazione. È calcolato in base alle condizioni geometriche che si hanno durante la movimentazione di un carico quali la massima altezza di presa, la massima distanza orizzontale di presa e la massima distanza verticale percorsa dalle mani dall'inizio alla fine della movimentazione ovvero da quanto viene preso l'oggetto a quando viene riposto sul carrello. L'obiettivo è l'aumento dell'indice RWL agendo sulle distanze di presa e di viaggio del carico riducendole così da far risultare la movimentazione meno rischiosa per l'operatore. Un RWL basso è sintomo di posizioni di giacenza o di posa (carrello, banco) scomode.

5.12 Stima numero di picking

Il numero di picking viene stimato durante la registrazione per avere la sua indicazione direttamente integrata nel software senza doverlo ricavare da fonti esterne diverse dalla cattura dei movimenti. Può essere utilizzato per valutare le performance di picking dell'operatore ma è un indicatore perlopiù necessario al calcolo dei KPI derivati.

5.13 Grafica dei KPI

Il supporto grafico che permette di valutare l'evoluzione di alcuni KPI calcolati durante tutto l'arco della registrazione è probabilmente la funzione più utile di questo software in quanto permette ad una persona di fare delle valutazioni difficilmente implementabili in un codice di programmazione. È possibile valutare le combinazioni di movimenti tra loro come un lifting eseguito con gambe e schiena oppure valutare la durata di un singolo movimento così da poter

diagnosticare la causa per cui un KPI può risultare elevato. Inoltre, avendo la lista di picking è possibile correlare un movimento sbagliato o un RWL troppo basso ad una precisa SKU e valutarne singolarmente le criticità e poter eseguire interventi mirati. È possibile anche vedere quando sia stato necessario un riposo e quanto lungo sia stato. Lo strumento grafico interattivo attraverso il mouse oppure il touchpad abilita quindi all'individuazione delle singole criticità durante un task permettendo di migliorare i KPI globali attraverso ottimizzazioni mirate.

6 Conclusioni

È stato sviluppato un software di riconoscimento dei movimenti mediante Matlab che permette di analizzare una registrazione MoCap effettuata da una tuta con sensori inerziali da cui dedurre degli indici ergonomici e dei KPI specifici introdotti per le operazioni di movimento manuale dei carichi in contesti di magazzino. Il tool chiede in input solamente i file BVH delle posizioni angolari e il file CSV delle posizioni spaziali degli arti e non richiede ulteriori interventi per il suo funzionamento. L'output è fornito in una visualizzazione grafica di tutti i parametri numerici calcolati e della loro evoluzione nel tempo visualizzata una batteria(stack) di grafici con i quali si può interagire mediante i dispositivi di puntamento disponibili come mouse e touchpad in zoom, navigazione e valutazione dei singoli valori. I KPI forniti possono essere utilizzati direttamente oppure per creare degli indici derivati mediante una loro combinazione. I grafici in stack permettono di valutare in dettaglio i movimenti durante tutto l'arco della registrazione permettendo la diagnostica di eventuali criticità localizzate e l'attuazione di interventi mirati per l'ottimizzazione ergonomica. Il software risulta molto semplice da usare e potrà permettere di trovare criticità all'interno dei processi di picking e valutare se gli eventuali interventi di ottimizzazione abbiano portato a dei benefici confrontando le registrazioni delle configurazioni precedenti e di quelle posteriori all'intervento migliorativo. L'utilizzo di questo software potrà essere utile anche per delle campagne di misurazione dell'efficacia di dispositivi esoscheletrici al fine di guidare nella loro prescrizione nei diversi contesti aziendali ed ergonomici. Purtroppo non è stato possibile eseguire dei test in un caso aziendale reale ma solamente in ambiente di laboratorio per valutarne le performance in analisi di lunghe registrazioni MoCap a causa dello sfavorevole periodo pandemico in atto. Gli algoritmi sono stati ottimizzati il più possibile al fine di essere snelli e rapidi nelle analisi senza intaccare troppe risorse computazionali misurando un paio di secondi di analisi per due minuti di registrazione.

Ringraziamenti

Vorrei ringraziare per primi i miei genitori che mi hanno supportato in tutte le maniere possibili ed in qualsiasi cosa.

Un grazie al resto dei miei familiari e al supporto che mi hanno dato, chi da vicino, chi da molto lontano.

Un ringraziamento speciale a Landia, il cui prefisso è costantemente in evoluzione, che è il gruppo di amici che conosco da più di metà vita e che costituisce la mia seconda famiglia, che ci sono sempre stati e con i quali ho passato un sacco di momenti meravigliosi, ed altri ne passeremo.

*Un grande grazie ad Ibex R&D per tutte le risate durante e fuori dalle lezioni, per i lavori di gruppo che abbiamo sempre portato avanti con successo e per il supporto che ci siamo dati a vicenda durante gli studi in questo percorso comune:
a mani basse la cosa migliore che potesse capitarmi alla magistrale.*

Ringrazio Serena che ha mi ha guidato nello svolgimento di questo lavoro e rassicurato quando avevo il terrore da pagina bianca, e ringrazio il professor Persona che mi ha permesso di intraprendere un lavoro su un argomento per cui non credevo di avere la possibilità di affrontare durante questo percorso.

*Ringrazio infine due mentori:
Steve, per avermi insegnato a non arrendermi mai
e Tony, per avermi insegnato che si può fare tutto anche con una scatola di rottami e dentro una grotta.*

A voi, che non conosco ma spero di conoscere presto

7 Bibliografia

- [1] J. A. Tompkins, Facilities Planning, 2010.
- [2] G. Richards, Warehouse Management, 2017.
- [3] M. E. Chaffin D.B., An empirical investigation of low back strains and vertebrae geometry, 1969.
- [4] A. G. Chaffin D.B., Occupational Biomechanics, New York, 1984.
- [5] V. P.-A. ., A. G. b. & L. J. F. THOMAS R. WATERS, Revised NIOSH equation for the design and evaluation, 2013.
- [6] ISO 11228.
- [7] P. I. 12295, Ergonomics — Application document for international standards on manual handling and evaluation of static postures, 2014.
- [8] F. S. G. S. V. C. Z. S. Davide Pavan, Knee Injury prevention in rugby players can be addressed through motion capture and plantar pressure analysis: a pilot study, Padova, 2015.
- [9] C. D. M. E. C. Z. S. Silvia Menato, Confronto tra tecnologia markerless e marker-based nell'analisi del cammino tramite acquisizione simultanea, 2010.
- [10] M. Bortolini, M. Faccio, M. Gamberi e F. Pilati, Motion Analysis System (MAS) for production and ergonomics assessment in the manufacturing processes, 2018.
- [11] E. Caseracciu, Z. Sawacha e C. Cobelli, Comparison of Markerless and

Marker-Based Motion Capture Technologies through Simultaneous Data during Gate, 2014.

[12] D. Battini, A. Persona e F. Sgarbossa, Innovative real-time system to integrate ergonomic evaluations into warehouse design and management, Vicenza, 2014.

[13] K. Sunwook e M. A. Nussbaum, Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks, 2013.


```

"VarName170", "VarName171", "VarName172", "VarName173", "VarName174", "VarName175",
"VarName176", "VarName177", "VarName178", "VarName179", "VarName180", "VarName181",
"VarName182", "VarName183", "VarName184", "VarName185", "VarName186", "VarName187",
"VarName188", "VarName189", "VarName190", "VarName191", "VarName192", "VarName193",
"VarName194", "VarName195", "VarName196", "VarName197", "VarName198", "VarName199",
"VarName200", "VarName201", "VarName202", "VarName203", "VarName204", "VarName205",
"VarName206", "VarName207", "VarName208", "VarName209", "VarName210", "VarName211",
"VarName212", "VarName213", "VarName214", "VarName215", "VarName216", "VarName217",
"VarName218", "VarName219", "VarName220", "VarName221", "VarName222", "VarName223",
"VarName224", "VarName225", "VarName226", "VarName227", "VarName228", "VarName229",
"VarName230", "VarName231", "VarName232", "VarName233", "VarName234", "VarName235",
"VarName236", "VarName237", "VarName238", "VarName239", "VarName240", "VarName241",
"VarName242", "VarName243", "VarName244", "VarName245", "VarName246", "VarName247",
"VarName248", "VarName249", "VarName250", "VarName251", "VarName252", "VarName253",
"VarName254", "VarName255", "VarName256", "VarName257", "VarName258", "VarName259",
"VarName260", "VarName261", "VarName262", "VarName263", "VarName264"], "TrimNonNumeric",
true);
opts = setvaropts(opts, ["VarName1", "VarName2", "VarName3", "VarName4", "VarName5",
"VarName9", "VarName11", "VarName12", "VarName13", "VarName17", "VarName21", "VarName25",
"VarName26", "VarName29", "VarName33", "VarName37", "VarName41", "VarName45", "VarName49",
"VarName50", "VarName53", "VarName57", "VarName61", "VarName65", "VarName69", "VarName73",
"VarName77", "VarName78", "VarName79", "VarName80", "VarName81", "VarName82", "VarName83",
"VarName84", "VarName85", "VarName86", "VarName87", "VarName88", "VarName89", "VarName90",
"VarName91", "VarName92", "VarName93", "VarName94", "VarName95", "VarName96", "VarName97",
"VarName98", "VarName99", "VarName100", "VarName101", "VarName102", "VarName103",
"VarName104", "VarName105", "VarName106", "VarName107", "VarName108", "VarName109",
"VarName110", "VarName111", "VarName112", "VarName113", "VarName114", "VarName115",
"VarName116", "VarName117", "VarName118", "VarName119", "VarName120", "VarName121",
"VarName122", "VarName123", "VarName124", "VarName125", "VarName126", "VarName127",
"VarName128", "VarName129", "VarName130", "VarName131", "VarName132", "VarName133",
"VarName134", "VarName135", "VarName136", "VarName137", "VarName138", "VarName139",
"VarName140", "VarName141", "VarName142", "VarName143", "VarName144", "VarName145",
"VarName146", "VarName147", "VarName148", "VarName149", "VarName150", "VarName151",
"VarName152", "VarName153", "VarName154", "VarName155", "VarName156", "VarName157",
"VarName158", "VarName159", "VarName160", "VarName161", "VarName162", "VarName163",
"VarName164", "VarName165", "VarName166", "VarName167", "VarName168", "VarName169",
"VarName170", "VarName171", "VarName172", "VarName173", "VarName174", "VarName175",
"VarName176", "VarName177", "VarName178", "VarName179", "VarName180", "VarName181",
"VarName182", "VarName183", "VarName184", "VarName185", "VarName186", "VarName187",
"VarName188", "VarName189", "VarName190", "VarName191", "VarName192", "VarName193",
"VarName194", "VarName195", "VarName196", "VarName197", "VarName198", "VarName199",
"VarName200", "VarName201", "VarName202", "VarName203", "VarName204", "VarName205",
"VarName206", "VarName207", "VarName208", "VarName209", "VarName210", "VarName211",
"VarName212", "VarName213", "VarName214", "VarName215", "VarName216", "VarName217",
"VarName218", "VarName219", "VarName220", "VarName221", "VarName222", "VarName223",
"VarName224", "VarName225", "VarName226", "VarName227", "VarName228", "VarName229",
"VarName230", "VarName231", "VarName232", "VarName233", "VarName234", "VarName235",
"VarName236", "VarName237", "VarName238", "VarName239", "VarName240", "VarName241",
"VarName242", "VarName243", "VarName244", "VarName245", "VarName246", "VarName247",
"VarName248", "VarName249", "VarName250", "VarName251", "VarName252", "VarName253",
"VarName254", "VarName255", "VarName256", "VarName257", "VarName258", "VarName259",
"VarName260", "VarName261", "VarName262", "VarName263", "VarName264"], "ThousandsSeparator",
",");

[file,path] = uigetfile({'*.bvh'; '*.txt'}, 'Seleziona registrazione posizioni angolari tuta
BVH/TXT');
% Import the data
[file1,path1] = uigetfile({'*.csv'; '*.txt'}, 'Seleziona registrazione posizioni spaziali tuta
CSV/TXT');
pos = readtable(fullfile(path,file), opts);
%%Convert to output type
pos = table2array(pos);
%%fine importazione parametri rotazionali inizio posizionali
%% Setup the Import Options and import the data
opts1 = delimitedTextImportOptions("NumVariables", 262);

% Specify range and delimiter
opts1.DataLines = [2, Inf];
opts1.Delimiter = ",";

% Specify column names and types
opts1.VariableNames = ["Frame", "Root_X", "Root_Y", "Root_Z", "Spine_X", "Spine_Y", "Spine_Z",
"LeftUpLeg_X", "LeftUpLeg_Y", "LeftUpLeg_Z", "RightUpLeg_X", "RightUpLeg_Y", "RightUpLeg_Z",
"LeftLeg_X", "LeftLeg_Y", "LeftLeg_Z", "RightLeg_X", "RightLeg_Y", "RightLeg_Z", "LeftFoot_X",
"LeftFoot_Y", "LeftFoot_Z", "RightFoot_X", "RightFoot_Y", "RightFoot_Z", "LeftToeBase_X",
"LeftToeBase_Y", "LeftToeBase_Z", "RightToeBase_X", "RightToeBase_Y", "RightToeBase_Z",
"RightInFootPinkyEnd_X", "RightInFootPinkyEnd_Y", "RightInFootPinkyEnd_Z",
"LumbarTopSpine1_X", "LumbarTopSpine1_Y", "LumbarTopSpine1_Z", "LumbarThoraxTopSpine2_X",
"LumbarThoraxTopSpine2_Y", "LumbarThoraxTopSpine2_Z", "MidThorax1TopSpine3_X",
"MidThorax1TopSpine3_Y", "MidThorax1TopSpine3_Z", "MidThorax2TopSpine4_X",

```



```

"double", "double", "double", "double", "double", "double", "double", "double", "double",
"double", "double", "double"];

% Specify file level properties
opts1.ExtraColumnsRule = "ignore";
opts1.EmptyLineRule = "read";

pos1 = readtable(fullfile(path1,file1), opts1);
%%Convert to output type
pos1 = table2array(pos1);

%% Clear temporary variables
clear opts1
%fine importazione parametri posizionali
%copia nella cartella corrente il file bvh per postprocess
%copyfile(fullfile(path,file));
%[skeleton,time] = loadbvh(file);

% Clear temporary variables
clear opts
%delete *.bvh;%cancello temporaneo copiato
%APPLICAZIONE
%x= input('Velocità acquisizione (FPS):');
t=pos(1,3); %tempo per frame
%disp('Tempo per frame:');
fprintf('tempo per frame: %2.5f \n', t);
s=size(pos);
fprintf('righe:%2.0f \t colonne:%2.0f\n',s(1),s(2));
%parametri entrambe gambe
piegato=0;
piegamentigambe=0;
tgambe=0;
%parametri inginocchiamento
inginocchiato=0;
inginocchiamenti=0;
tinginocchiato=0;
%parametri schiena
schiena=0;
piegamentischiena=0;
tschiena=0;
%parametri contapassi
temp=0;
contapassi=0;
tempocamminata=0;
cronometro=0;
%parametri mani sopra testa
braccia=0;
bracciasopra=0;
tbraccia=0;
%parametri riposo
temporiposogambe=0;
tempgambe=0;
temporiposobraccia=0;
tempbraccia=0;
B=zeros(s(1),8); %vettore grafica
timer=zeros(s(1),1); %timespan
scan=0;scan1=0; scan2=0;
k=0;%scan per tempo camminata
%variabili OCRA
Larmflex=0; Larmext=0;Larmabd=0;Lforeflex=0;Lforerot=0;Lhandflex=0;Lhandrad=0;Lhanduln=0;
%left timers OCRA
Rarmflex=0; Rarmext=0;Rarmabd=0;Rforeflex=0;Rforerot=0;Rhandflex=0;Rhandrad=0;Rhanduln=0;
%right timers OCRA
%variabili NIOSH
pick=0;minh=0; maxh=0; maxd=0;NIOSHevents=0; maxaxy=0;
medV=0;
%variabili stima picking
pik=0;npick=0;
for i=2:s(1)
    %%OCRA block
    %arm block
    if(pos(i,32)>80) Larmflex=Larmflex+t; end
    if(pos(i,134)>80) Rarmflex=Rarmflex+t; end
    if(pos(i,31)>80) Larmabd=Larmabd+t; end
    if(pos(i,133)>80) Rarmabd=Rarmabd+t; end
    if(pos(i,32)<-40) Larmext=Larmext+t; end
    if(pos(i,134)<-40) Rarmext=Rarmext+t; end
    %forearm block
    if(pos(i,35)>60) Lforeflex=Lforeflex+t; end
    if(pos(i,137)>60) Rforeflex=Rforeflex+t; end

```

```

if(or(pos(i,36)>60,pos(i,36)<-60)) Lforerot=Lforerot+t; end
if(or(pos(i,138)>60,pos(i,138)<-60)) Rforerot=Rforerot+t; end
%hand block
if(or(pos(i,40)>45,pos(i,40)<-45)) Lhandflex=Lhandflex+t; end
if(or(pos(i,142)>45,pos(i,142)<-45)) Rhandflex=Rhandflex+t; end
if(pos(i,41)>20) Lhanduln=Lhanduln+t; end
if(pos(i,143)>20) Rhanduln=Rhanduln+t; end
if(pos(i,41)<-15) Lhandrad=Lhandrad+t; end
if(pos(i,143)<-15) Lhandrad=Lhandrad+t; end
timer(i)=i*t;
cronometro=cronometro+t;
%%%NIOSH block%%%
if (abs(pos(i,31)*pos(i,33))>1300 && abs(pos(i,133)*pos(i,135))>1300 && pick==0)
%%condizione adduzione e rotazione
%   if (pos(i,33)^2>2000 && pos(i,135)^2>2000 && pick==0)   %condizione quadratica
pick=1;
maxh=(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2;%inizio pick a due
mani con flag e registrazione della posizione verticale iniziale
minh=(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2;
maxd=(abs(pos1(i,96))+abs(pos1(i,102)))/2; %registrazione distanza orizzontale
iniziale
maxaxy=abs(pos(i,12)+pos(i,15)+pos(i,18)+pos(i,21)); %registrazione angolo asimmetria
iniziale
NIOSHevents=NIOSHevents+1;
end
if (pick==1)
if (maxh<(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2) %altezza massima
maxh=(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2;
end
if (minh>(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2)%altezza minima
minh=(abs(pos1(i,97)-pos1(i,22))+abs(pos1(i,103)-pos1(i,25)))/2;
end
if (maxd<(abs(pos1(i,96))+abs(pos1(i,102)))/2) %orizzontale massima
maxd=(abs(pos1(i,96))+abs(pos1(i,102)))/2;
end
if (maxaxy< abs(pos(i,12)+pos(i,15)+pos(i,18)+pos(i,21))) %massima asimmetria
maxaxy=abs(pos(i,12)+pos(i,15)+pos(i,18)+pos(i,21));
end
end
if (abs(pos(i,31)*pos(i,33))<1300 && abs(pos(i,133)*pos(i,135))<1300 && pick==1)
%condizione adduzione e rotazione
%   if (pos(i,33)^2<2000 && pos(i,135)^2<2000 && pick==1)   %condizione quadratica
pick=0;%concludo evento NIOSH e calcolo RWL
B(i,8)=23*(25/maxd)*(1-0.003*abs(maxh-75))*(0.82+(4.5/(maxh-minh)))*(1-
(0.0032*maxaxy));
medV=medV+maxh;
maxh=0; maxd=0; minh=0; maxaxy=0;
end
%stima picking%
if (or(abs(pos(i,31)*pos(i,33))>4000 , abs(pos(i,133)*pos(i,135))>4000 && pik==0))
%condizione adduzione e rotazione
%   if (or(pos(i,33)^4>20000000 , pos(i,135)^4>20000000) && pik==0) %condizione quadratica
pik=1;
npick=npick+1;
end
if (abs(pos(i,31)*pos(i,33))<4000 && abs(pos(i,133)*pos(i,135))<4000 && pik==1)
%condizione adduzione rotazione
%   if (pos(i,33)^4<20000000 && pos(i,135)^4<20000000 && pik==1) %condizione quadratica
pik=0; % concludo quando sotto soglia
end
%piegamento su entrambe le gambe
if (pos(i,245)<-20 && pos(i,224)<-20 && pos(i,221)>50 && pos(i,242)>50 && piegato==0)
piegato=1;
piegamentigambe=piegamentigambe+1; %inizio piegamento flaggo e conto se ginocchio e
anca flettono
end
if (piegato==1)
tgambe=tgambe+t; %aggiungo tempo frame per ogni frame da piegato (flaggato)
B(i,1)=1;
end
if (pos(i,245)>-20 && pos(i,224)>-20 && pos(i,221)<50 && pos(i,242)<50)
piegato=0; %concludo movimento togliendo flag quando ginocchio e anca tornano dritti
end
%inginocchiamento
if (xor(pos(i,245)<-45 && pos(i,242)>70 && pos(i,221)<0 && pos(i,221)>-45 &&
inginocchiato==0 && piegato==0, pos(i,242)<0 && pos(i,242)>-45 && pos(i,224)<-45 &&
pos(i,221)>70 && inginocchiato==0 && piegato==0))%ginocchio sx a terra anca sx dritta,
ginocchio dx a terra anca dx dritta
inginocchiato=1; %condizione inginocchiamento o una a terra
inginocchiamenti=inginocchiamenti+1;
end
end

```

```

    if (pos(i,245)<-90 && pos(i,224)<-90 && pos(i,221)<60 && pos(i,242)<60 && piegato==0 &&
inginocchiato==0)%ginocchia a terra
        inginocchiato=1; %condizione inginocchiamento o una a terra
        inginocchiamenti=inginocchiamenti+1;
    end
    if (inginocchiato==1)
        tinginocchiato=tinginocchiato+t; %conto tempo inginocchiamento finche flag dice
inginocchiato
        B(i,2)=1;
    end
    if (pos(i,221)<70 && pos(i,242)<70 && pos(i,245)>-20 && pos(i,224)>-20)
        inginocchiato=0; %concludo movimento togliendo flag quando ginocchio e anca tornano
dritti
    end

    %piegamenti schiena
    if (pos(i,11)<-20 && schiena==0) %flag inizio
        schiena=1;
        piegamentischiena=piegamentischiena+1;
    end
    if (schiena==1)
        tschiena=tschiena+t; %conto tempo
        B(i,3)=1;
    end
    if (pos(i,11)>-20)
        schiena=0; %concludo movimento via flag
    end
    %contapassi destra conta i picchi del ginocchio, se tra due picchi
    %dello stesso ginocchio
    %passano meno di 3 secondi il passo è valido altrimenti è qualcos'altro
    %e viene scartato. I picchi (minimi relativi) legati a micro
    %oscillazioni a riposo non vengono contati perchè sogliati
        temp=temp+t;
    if (i>2 && i<s(1))
        if (pos(i,245)<pos(i+1,245) && pos(i,245)<pos(i-1,245)&&pos(i,245)<-30 &&
pos(i,242)<50)
            if (temp<3) %passo valido se sotto 3 secondi
                tempocamminata=tempocamminata+temp;
                temp=0;
                contapassi=contapassi+1;
                B(i,5)=1; %passo solo in quell'istante, toc toc toc
            else temp=0;
            end
        end
    end
    %mani sopra testa
    if (or(pos1(i-1,95)>pos1(i-1,64) , pos1(i-1,103)>pos1(i-1,64)) && braccia==0)
        braccia=1;
        bracciasopra=bracciasopra+1; %flaggo e conto quando almeno un braccio sale sopra teta
    end
    if (braccia==1)
        tbraccia=tbraccia+t; %aggiungo tempo frame per ogni frame braccio sopra testa
        B(i-1,4)=1;
    end
    if (pos1(i-1,134)<pos1(i-1,64) && pos1(i-1,32)<pos1(i-1,64))
        braccia=0; %concludo movimento togliendo flag quando entrambe le braccia scendono
    end
    %conta riposo braccia old
    %if (pos(i,134)<5 && pos(i,134)>-5 && pos(i,133)<5 && pos(i,133)>-5 && pos(i,31)<5 &&
pos(i,31)>-5 && pos(i,32)<5 && pos(i,32)>-5)
    %if (abs(pos(i,134)-pos(i-1,234))<0.5 && abs(pos(i,133)-pos(i-1,133))<0.5 &&
abs(pos(i,137)-pos(i-1,137))<0.5 && abs(pos(i,31)-pos(i-1,31))<0.5 && abs(pos(i,32)-pos(i-
1,32))<0.5 && abs(pos(i,35)-pos(i-1,35))<0.5)
        % tempbraccia=tempbraccia+t;
        %scanl=scanl+1;
    %else if (tempbraccia>1) %a fine posizione di riposo, se è un riposo lo conto e azzerò il
temporaneo
        % tempbraccia=0;
        % for j=0:scanl
        %     B(i-j,6)=1; %metto a ritroso tutti gli 1 al riposo appena confermato
        % end
        % scan=0;
    % else tempbraccia=0;
    %end
    %end
    %new riposo braccia
    if (or (abs(pos(i,134)-pos(i-1,234))<0.5 && abs(pos(i,133)-pos(i-1,133))<0.5 &&
abs(pos(i,137)-pos(i-1,137))<0.5 , abs(pos(i,31)-pos(i-1,31))<0.5 && abs(pos(i,32)-pos(i-
1,32))<0.5 && abs(pos(i,35)-pos(i-1,35))<0.5))
        B(i,6)=1;
    end

```

```

end
%new riposo gambe
if (or (abs(pos(i,245)-pos(i-1,245))<0.5 && abs(pos(i,242)-pos(i-1,242))<0.5,
abs(pos(i,224)-pos(i-1,224))<0.5 && abs(pos(i,221)-pos(i-1,221))<0.5))
B(i,7)=1;
end
%conta riposo gambe OLD
% if (pos(i,245)<10 && pos(i,245)>-10 && pos(i,242)<10 && pos(i,242)>-10 && pos(i,224)<10
&& pos(i,224)>-10 && pos(i,221)<10 && pos(i,221)>-10)
% tempgambe=tempgambe+t;
%scan=scan+1;
%else if (tempgambe>3) %a fine posizione di riposo, se è un riposo lo conto e azzerò il
temporaneo
% temporiposogambe=temporiposogambe+tempgambe;
% tempgambe=0;
% for n=0:scan
% B(i-n,7)=1; %tolgo a ritroso tutti gli 1 messi ai riposi non riposi
% end
% scan=0;
% else tempgambe=0;
%end
%end
end
contapassi=contapassi*2;
for i=2:s(1)-1
if (B(i,5)==1)
i=i+1;
for r=0:s(1)-1
i=i+1; k=k+1; r=r+1;
if (i>s(1)-1)
break
end
if (B(i,5)==1) %a partire da un primo 1 vado avanti fino al prossimo contando
i frame.
break %se i frame contati sono meno di 100 (entro 3 secondi) è un
passo consecutivo e metto tutti 1 a ritroso
end %magimagia, mi ero dimenticato di commentare e non capivo più
nemmeno io cosa facesse
end
if (k<3/t)
while (k>0)
B(i-k,5)=1;
k=k-1;
end
else k=0;
end
end
%i=i+1;
end
k=0;r=0;
%post braccia
for i=2:s(1)-2
if (B(i,6)==1)
while (B(i,6)==1)
k=k+1; i=i+1; if (i==s(1)-1) break; end %pulizia braccia
end
end
if (k<=2/t)
while (k>0)
B(i-k,6)=0; k=k-1; if (i==s(1)-1) break; end
end
else k=0;
end
if (i==s(1)-1) break; end
end
k=0;r=0;
%post gambe
for i=2:s(1)-2
if (B(i,7)==1)
while (B(i,7)==1)
k=k+1; i=i+1; if (i==s(1)-1) break; end %pulizia braccia
end
end
if (k<=2/t)
while (k>0)
B(i-k,7)=0; k=k-1; if (i==s(1)-1) break; end
end
else k=0;
end
if (i==s(1)-1) break; end
end
end

```

```

k=0; r=0;
for i=2:s(1)-2
    if (B(i,6)==1)r=r+1; end %tempo braccia corretto
    if (B(i,7)==1)k=k+1; end %tempo gambe corretto
end
temporiposogambe=k*t;
temporiposobraccia=r*t;
%NIOSH post process
medV=medV/NIOSHevents;
freq=ceil(NIOSHevents/(cronometro/60));
tmp=B(:,8);
RWL=min(tmp(tmp>0));
%OCRA score
%arms
D=max([Larmflex/cronometro,Larmext/cronometro,Larmabd/cronometro]);
if(D<0.1) Larmflex=2; end
if(D>0.1 && D<0.33) Larmflex=6; end
if(D>0.33 && D<0.5) Larmflex=12; end
if(D>0.5) Larmflex=24; end
D=max([Rarmflex/cronometro,Rarmext/cronometro,Rarmabd/cronometro]);
if(D<0.1) Rarmflex=2; end
if(D>0.1 && D<0.33) Rarmflex=6; end
if(D>0.33 && D<0.5) Rarmflex=12; end
if(D>0.5) Rarmflex=24; end
%forearms
D=max([Rforeflex/cronometro,Rforerot/cronometro]);
if(D<0.33) Rforeflex=2; end
if(D>0.33 && D<0.5) Rforeflex=4; end
if(D>0.5) Rforeflex=8; end
D=max([Lforeflex/cronometro,Lforerot/cronometro]);
if(D<0.33) Lforeflex=2; end
if(D>0.33 && D<0.5) Lforeflex=4; end
if(D>0.5) Lforeflex=8; end
%hands
D=max([Lhandflex/cronometro,Lhandrad/cronometro,Lhanduln/cronometro]);
if(D<0.33) Lhandflex=2; end
if(D>0.33 && D<0.5) Lhandflex=4; end
if(D>0.5) Lhandflex=8; end
D=max([Rhandflex/cronometro,Rhandrad/cronometro,Rhanduln/cronometro]);
if(D<0.33) Rhandflex=2; end
if(D>0.33 && D<0.5) Rhandflex=4; end
if(D>0.5) Rhandflex=8; end
%%grafica
Dashboard=figure('WindowState','maximized');
s=stackedplot(B);
s.XData=timer;
s.DisplayLabels = {'Piegamento gambe','Inginocchiamento','Piegamento schiena','Mani sopra
testa','Camminata','Riposo braccia','Riposo gambe','NIOSH RWL'};
s.XLabel = 'Time (s)';
s.OuterPosition = [0.0828125,-0.048805815160956,1.000000000000001,0.999999999999999];
s.InnerPosition = [0.2128125,0.061194184839044,0.775000000000001,0.815];
s.Position = [0.2128125,0.061194184839044,0.775000000000001,0.815];
% Create textbox
annotation(Dashboard,'textbox',...
[0.002083333333333333 0.00103842159916926 0.140625 0.872274143302181],...
'String',["Tempo acquisizione: "+cronometro+" S",'',"Contapassi: "+contapassi,"Tempo
camminata: "+tempocamminata+" S",'',"Piegamenti gambe: "+piegamentigambe,"Tempo piegato su
gambe: "+tgambe+" S",'',"Inginocchiamenti: "+inginocchiamenti,"Tempo inginocchiato:
"+tinginocchiato+" S",'',"Piegamenti schiena: "+piegamentischiena,"Tempo schiena piegata:
"+tschiena+" S",'',"N° volte mani sopra testa: "+bracciasopra,"Tempo mani sopra testa:
"+tbraccia+" S",'',"Tempo riposo braccia: "+temporiposobraccia+" S',"Tempo riposo gambe:
"+temporiposogambe+" S",'',"
OCRA SCORES: "BraccioSX: "+Larmflex,"BraccioDX:
"+Rarmflex,'"AvambraccioSX: "+Lforeflex,"AvambraccioDX: "+Rforeflex,'"ManoSX:
"+Lhandflex,"ManoDX: "+Rhandflex,'"
NIOSH,"RWL= "+RWL+" kg","Frequenza
lift: "+freq+" lifts/min","Altezza media: "+medV+" cm","N°pickings: "+npick],...
'LineStyle','--',...
'FontSize',12,...
'FontName','Segoe UI Symbol',...
'FitBoxToText','off',...
'EdgeColor',[0 0.447058823529412 0.741176470588235],...
'BackgroundColor',[1 1 1]);
% Create textbox
annotation(Dashboard,'textbox',...
[0.4405833333333333 0.935617862120345 0.0820312477104987 0.05295950028879],...
'Color',[0.690196078431373 0.117647058823529 0.223529411764706],...
'String',{'Ergocapture'},...
'FontSize',40,...
'FontAngle','italic',...
'EdgeColor','none');
% This creates the 'background' axes
ha = axes('units','normalized', ...

```

```

        'position',[0 0.885 0.13 0.11]);
        [img, map, alphachannel] = imread('unipd.png');
        image(img, 'AlphaData', alphachannel);
    % Move the background axes to the bottom
        uistack(ha,'bottom');
    % Load in a background image and display it using the correct colors
    % The image used below, is in the Image Processing Toolbox. If you do not have %access to
    this toolbox, you can use another image file instead.
    % Turn the handlevisibility off so that we don't inadvertently plot into the axes again
    % Also, make the axes invisible
    set(ha,'handlevisibility','off', ...
        'visible','off')

    annotation(Dashboard,'textbox',...
        [0.86 0.00103842159916926 0.0896250000000001 0.0290758047767391],...
        'String',{'Developed by Giulio Ashta'},...
        'LineStyle','none',...
        'FitBoxToText','off');

    %ha = axes('units','normalized', ...
    %         'position',[0.95 0.005 0.05 0.02]);
    %         [img, map, alphachannel] = imread('logo.png');
    %         image(img, 'AlphaData', alphachannel);
    %         uistack(ha,'bottom');
    %         set(ha,'handlevisibility','off', ...
    %             'visible','off')

```