

POLITECNICO DI TORINO
Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



TESI DI LAUREA MAGISTRALE

IMPLEMENTAZIONE DI UN MODELLO BIOMECCANICO
PER VALUTARE LA MOBILITÀ CERVICALE TRAMITE
STEREOFOTOGRAMMETRIA

RELATORE:

Prof. Martins Taian

CO-RELATORE:

Dott. Alessandria Marco

CANDIDATO:

Barbero Andrea

ANNO ACCADEMICO 2019-2020

INDICE

1. ABSTRACT	pag. 3
2. INTRODUZIONE	pag. 5
3. STATO DELL'ARTE	pag. 8
3.1. Anatomia della cervicale	pag. 8
3.2. Mobilità cervicale	pag. 13
3.3. La stereofotogrammetria	pag. 16
3.4. Cenni di stimolazione meccanica plantare	pag. 19
4. MATERIALI E METODI	pag. 21
4.1. Protocolli di posizionamento dei markers	pag. 21
4.1.1. Protocollo di Rab, Petuskey, Bagley	pag. 23
4.1.1.1. Definizione dei sistemi di riferimento	pag. 25
4.1.1.2. Applicazione ai segmenti del modello	pag. 26
4.1.2. Protocollo di Bulgheroni, Antonaci, Ghirmai	pag. 31
4.1.2.1. Definizione dei sistemi di riferimento	pag. 32
4.1.2.2. Applicazione ai segmento del modello	pag. 32
4.1.3. Protocollo di Ferrario, Sforza, Serrao	pag. 34
4.1.3.1. Definizione dei sistemi di riferimento	pag. 35
4.1.3.2. Applicazione ai segmenti del modello	pag. 35
4.2. Calcolo degli angoli articolari	pag. 38
4.3. Protocollo sperimentale	pag. 41
5. RISULTATI E DISCUSSIONE	pag. 45
5.1. Confronto tra i protocolli e analisi degli angoli articolari	pag. 45
6. APPLICAZIONE – STIMOLAZIONE MECCANICA PLANTARE	pag. 48
6.1. Descrizione del protocollo sperimentale	pag. 48
6.2. Analisi preliminare dei dati	pag. 51
7. CONCLUSIONI	pag. 56

8. BIBLIOGRAFIA

pag. 57

9. RINGRAZIAMENTI

pag. 59

1. ABSTRACT

Background: L'analisi biomeccanica del movimento dei segmenti anatomici viene sempre più usata in ambito clinico per valutare trattamenti riabilitativi efficaci per i pazienti. La colonna vertebrale costituisce il principale sostegno per il corpo umano ed il tratto cervicale, formato dalle prime 7 vertebre, è la porzione maggiormente sollecitata in quanto consente una grande libertà di movimento.

Il dolore cervicale può presentarsi in attività quotidiane ed è un disturbo pervasivo che risulta essere una delle principali cause di disabilità nel mondo. La valutazione della mobilità cervicale tramite un metodo oggettivo può fornire parametri importanti ai clinici per poter programmare un percorso riabilitativo nei soggetti.

Per questo motivo l'obiettivo del presente lavoro è l'individuazione di un protocollo di posizionamento dei markers sui soggetti per la valutazione degli angoli articolari mediante la stereofotogrammetria.

Materiali e metodi: Si effettua un confronto tra i protocolli già presenti in letteratura che vengono selezionati sulla base di accuratezza, robustezza e affidabilità. I 3 modelli scelti vengono implementati in Matlab; tramite il metodo di ortogonalizzazione di Gram – Schmidt ed il prodotto vettoriale si calcolano le terne di ciascun segmento articolare appartenente al modello. Dopodiché mediante le matrici di rotazione opportunamente moltiplicate tra loro (in modo da evitare di incorrere nel gimbal lock), si ricavano i valori degli angoli articolari.

La prova di acquisizione dei dati viene effettuata su un soggetto volontario con 17 marker applicati sulla cute, in modo da ricostruire i segmenti scheletrici appartenenti a ciascun modello. Si valutano la flessione – estensione, la rotazione assiale e la flessione laterale della testa del soggetto.

Il confronto è stato effettuato mediante una regressione lineare dei dati che consente di valutare una eventuale sovrastima/sottostima di un modello rispetto ad un altro nel calcolo degli angoli articolari.

Risultati e conclusioni: I risultati ottenuti con la regressione lineare mostrano che i modelli confrontati restituiscano gli stessi valori degli angoli articolari. La differenza tra i modelli è dell'ordine di un millesimo di grado e ai fini dello scopo del progetto tale valore risulta poco indicativo; variazioni apprezzabili dell'angolo della testa sono dell'ordine del decimo di grado.

Per una futura applicazione della valutazione della mobilità cervicale che includa un gruppo di controllo e un gruppo intervento si consiglia di utilizzare il protocollo di Rab ¹. I dati preliminari registrati su 3 soggetti mostrano in alcuni casi un miglioramento della mobilità ed in altri una diminuzione dell'angolo articolare. È evidente che la numerosità del campione non sia sufficiente per trarre delle conclusioni scientificamente significative.

2. INTRODUZIONE

I modelli biomeccanici esistenti forniscono stime comparabili della mobilità cervicale?

La colonna vertebrale consente al corpo di mantenere la posizione eretta e costituisce l'unico sostegno per il cranio; a causa della prossimità ad elementi anatomici vitali, come midollo spinale, nervi cranici, arterie ed altri vasi sanguigni, un cambiamento della biomeccanica del rachide cervicale ha effetti negativi su queste strutture creando problemi anche seri alla salute della persona.

Il tratto cervicale, formato dalle prime 7 vertebre che formano la colonna vertebrale, consente una grande libertà di movimento. Il dolore che interessa questa porzione di rachide è un disturbo muscoloscheletrico pervasivo ed una delle principali cause di disabilità nel mondo ^{2,3}. Il dolore è spesso descritto da sintomi soggettivi, ma sono stati individuati anche segni oggettivi (come riduzione del range di movimento, inferiore velocità di movimento, riduzione della forza dei muscoli cervicali, ...) ⁴ che permettono di ricavare parametri utili.

In questo documento viene approfondito l'argomento relativo all'implementazione di un modello biomeccanico del tratto cervicale della colonna vertebrale; in particolare si vuole individuare un protocollo di posizionamento dei markers che consenta di valutare il movimento dell'insieme delle articolazioni che comprendono il segmento cervicale del paziente con il metodo stereofotogrammetrico, ovvero una tecnica tramite la quale si ricostruisce la posizione e l'orientamento di un punto specifico nello spazio mediante l'utilizzo di telecamere.

In letteratura ci sono diversi articoli ⁵ che si occupano di analisi del movimento della parte superiore del corpo, ma pochi si focalizzano sull'analisi della mobilità cervicale ^{1,6,7}. Per questo motivo il presente lavoro si pone come obiettivo quello di identificare i modelli presenti in letteratura che includano il tratto cervicale nella

definizione dei segmenti corporei ed i modelli già sviluppati specificatamente per la valutazione del range di movimento cervicale. La selezione tra i protocolli di posizionamento già validati ha portato all'implementazione di 3 modelli biomeccanici (Bulgheroni et al., 1998; Ferrario et al., 2002; Rab et al., 2002), in ambiente Matlab, i quali includevano i segmenti di testa e tronco. Il modello di Rab inoltre ha permesso di individuare con precisione i punti prossimale e distale che descrivono il segmento cervicale, rendendolo più completo rispetto agli altri modelli. L'accuratezza, la robustezza e l'affidabilità sono caratteristiche che tutti i modelli selezionati presentavano; la non invasività e la riproducibilità dei dati sono fondamentali per la ripetizione frequente delle prove. La quantificazione della cinematica della cervicale richiede strumenti molto precisi, quindi risulta fondamentale implementare un modello biomeccanico che tenga conto dei fattori elencati in precedenza. Inoltre è necessario fornire ai clinici un mezzo adatto per la comprensione del movimento e per valutare l'effetto di interventi riabilitativi.

Il progetto difatti si inserisce all'interno di uno studio più ampio relativo alla valutazione della mobilità cervicale in seguito alla somministrazione di una stimolazione meccanica plantare, svolto parallelamente a questa tesi. Il fine ultimo è quello di fornire uno strumento oggettivo per quantificare il movimento della testa, prima e dopo aver effettuato la stimolazione cutanea per un tempo di 15 minuti, durante il quale ai pazienti viene chiesto di camminare su un tapis roulant. Si vuole verificare e quantificare l'aumento della mobilità cervicale dopo la stimolazione cutanea, in modo da poter eventualmente includere tale stimolazione all'interno di un percorso riabilitativo.

Il presente lavoro di tesi è stato svolto presso il LISiN (Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare), un laboratorio di ricerca del Dipartimento di Elettronica e Telecomunicazioni del Politecnico di Torino. È stato realizzato in collaborazione con la Facoltà di Scienze delle Attività Motorie e Sportive dell'Università di Torino.

Nel corso degli ultimi anni l'Ingegneria Biomeccanica sta assumendo un ruolo sempre più centrale in ambito medico e biologico. Si tratta di un settore in grande espansione che trova la sua applicazione in ambiti differenti: dalla progettazione e lo sviluppo di protesi alla chirurgia robotica, dalla valutazione della postura e del cammino al miglioramento delle performance sportive.

Per quanto concerne la struttura del presente documento, viene inizialmente descritto lo stato dell'arte relativo all'anatomia della cervicale, alla mobilità del tratto cervicale ed al metodo stereofotogrammetrico, mostrando i vantaggi che questo offre rispetto ad altri approcci in relazione alle finalità del progetto. Il capitolo successivo riguarda la scelta dei protocolli di posizionamento dei markers presenti in letteratura e l'implementazione dei modelli biomeccanici, con i relativi risultati derivanti dalle prove di laboratorio. Infine, è presente una breve discussione su ciò che è stato realizzato e sulle possibili applicazioni future.

3. STATO DELL'ARTE

3.1 ANATOMIA DELLA CERVICALE

La colonna vertebrale, detta anche spina dorsale o rachide, è una struttura complessa che insieme a nervi, articolazioni, tendini, legamenti e muscoli che si coordinano tra di loro permette di realizzare un movimento. È composta da 33 o 34 vertebre, che vengono classificate in base alla posizione che occupano ed alla funzione che svolgono; ogni tratto è formato da un numero differente di vertebre: 7 vertebre cervicali, 12 vertebre toraciche, 5 vertebre lombari, 5 vertebre sacrali e 4 o 5 vertebre coccigee. Le sue funzioni principali riguardano:

- Il mantenimento della posizione eretta ed il sostegno del peso corporeo;
- La protezione da urti e vibrazioni che possono danneggiare il midollo spinale;
- Il sostegno della testa e del tronco durante i movimenti.

Le vertebre sono ossa brevi formate da un corpo vertebrale, da due lamine ossee appiattite che saldate tra loro posteriormente formano l'arco vertebrale, e da due radici (o peduncoli). Il corpo vertebrale è la componente più voluminosa e resistente; essa ha forma quasi cilindrica e insieme all'arco delimita il canale vertebrale all'interno del quale scorre il midollo spinale, un fitto fascio di neuroni che consente la comunicazione tra sistema nervoso e il resto dell'organismo. L'arco vertebrale presenta tre prolungamenti: i processi trasversi, ovvero due sporgenze laterali che si sviluppano a partire dal punto di unione dei peduncoli e delle lamine, e il processo spinoso, posto posteriormente, che costituisce un punto di attacco per i muscoli e i legamenti. I peduncoli presentano concavità sui margini superiore e inferiore, che prendono il nome rispettivamente di incisura vertebrale superiore e incisura vertebrale inferiore.

Tra due corpi vertebrali adiacenti sono presenti i dischi intervertebrali, strutture fibrocartilaginee che fungono da ammortizzatori. Nei tratti in cui lo spessore del disco è maggiore, anche l'escursione articolare del rachide è maggiore. I dischi invece non sono presenti nel tratto coccigeo in quanto le vertebre sono fuse a formare l'osso sacro.

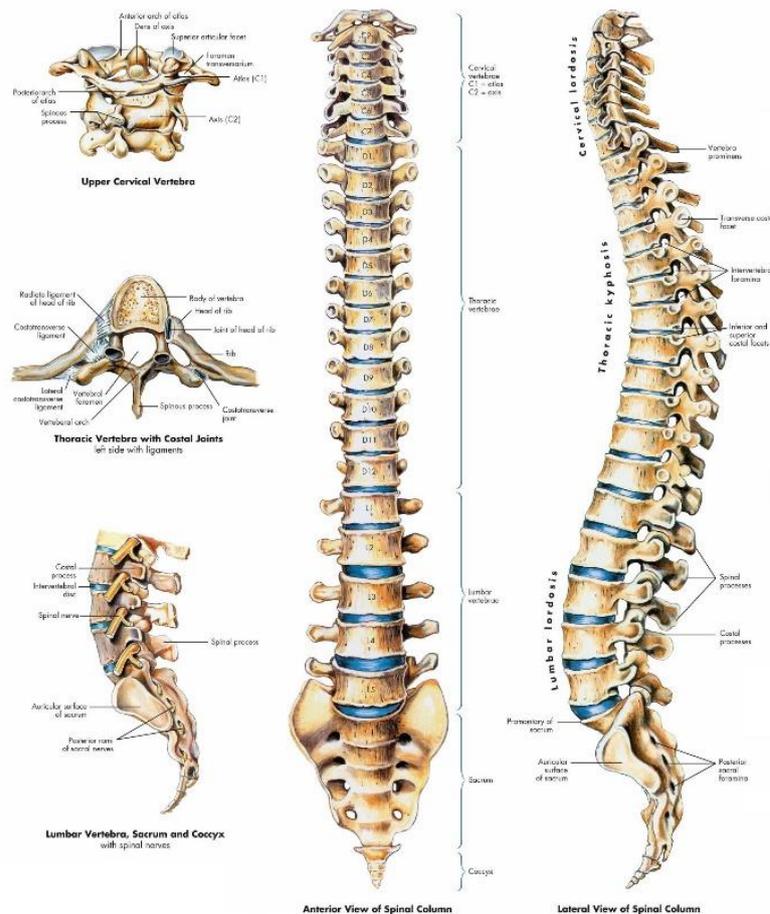


Fig.1 – Anatomia della colonna vertebrale.

La colonna vertebrale sul piano sagittale presenta due curve fisiologiche chiamate:

- Cifosi, con convessità posteriore, nella zona toracica e coccigea della colonna;
- Lordosi, con convessità anteriore, nella zona cervicale e lombare della colonna.

L'alternanza delle curve fornisce una maggior resistenza alle sollecitazioni ed una grande flessibilità e mobilità. Le curve laterali della colonna sul piano frontale sono chiamate Scoliosi; esse sono inclinazioni fisiologiche di lieve entità soltanto a livello toracico.

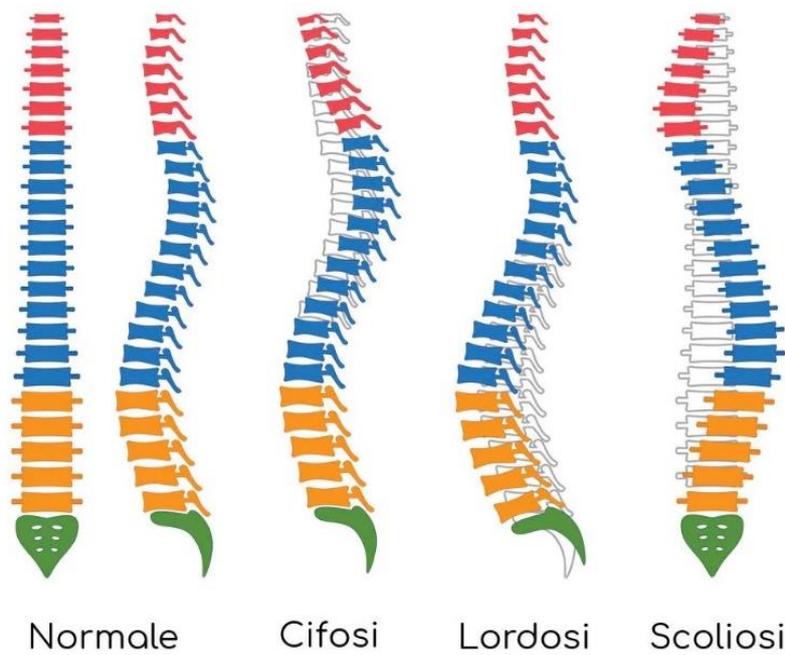


Fig.2 – Alterazione delle curve della colonna vertebrale viste sul piano frontale e sul piano sagittale.

Il tratto cervicale è formato dalle prime 7 vertebre che formano la colonna vertebrale, in particolare dalla vertebra C1 (Atlante) alla C7 (Prominente). La morfologia delle vertebre consente a questa parte di rachide di compiere movimenti molto ampi e conferisce grande flessibilità alla struttura.

Il rachide cervicale può essere suddiviso in 4 unità, ciascuna con una morfologia unica che ne determina la cinematica ⁸:

- L'atlante; l'unione tra il capo e l'atlante forma l'articolazione atlanto – occipitale che consente di compiere soltanto movimenti di flesso – estensione in quanto l'atlante è concavo ed il condilo occipitale è convesso;

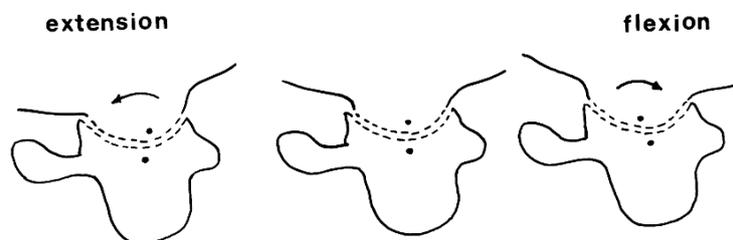


Fig.3 - Articolazione Atlanto–Occipitale; vista laterale destra della flesso – estensione dell'articolazione. La figura centrale raffigura il condilo occipitale in appoggio in posizione neutra. In flessione la testa ruota in avanti, ma anche il condilo trasla all'indietro, come indicato dallo spostamento del punto di riferimento. La combinazione inversa di movimenti avviene in estensione.

- L'epistrofeo; esso genera insieme all'atlante l'articolazione atlanto – assiale e consente di effettuare movimenti ampi in direzione assiale;

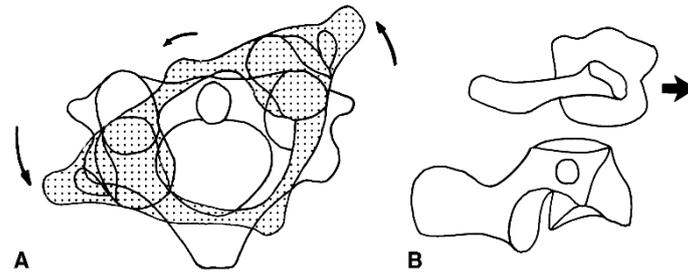


Fig.4 - Articolazione Atlanto-Assiale; l'arco anteriore dell'atlante (ombreggiato) scorre attorno al processo odontoideo. Nella vista laterale destra, la massa laterale dell'atlante sublussa in avanti attraverso il processo articolare superiore dell'epistrofeo.

- La giunzione C2-C3; la differenza morfologica in questo tratto è dovuta all'articolazione zigoapofisaria (presente tra due faccette articolari di due vertebre adiacenti), in quanto i processi articolari superiori di C3 sono orientati anche in direzione mediale, formando una cavità in cui i processi articolari inferiori sono accolti. Ciò implica che durante la rotazione assiale del collo, la direzione di accoppiamento con la flessione sia opposta a quella vista dalle vertebre inferiori;

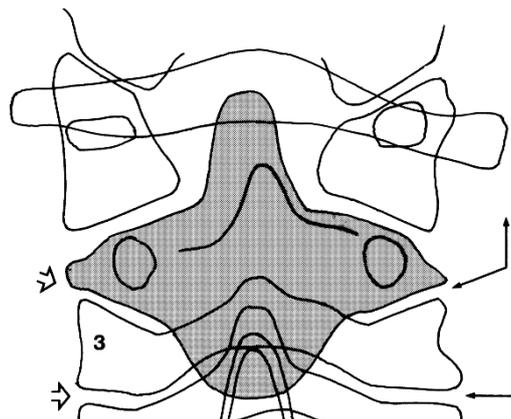


Fig.5 - Articolazione Zigoapofisaria; essa è inclinata medialmente ed il corpo vertebrale si immerge come una radice profonda nella colonna vertebrale.

- La colonna; il tratto successivo alla vertebra C3 assume le caratteristiche tipiche della colonna vertebrale con i corpi vertebrali impilati l'uno sull'altro,

separati dai dischi vertebrali. Le articolazioni tra le vertebre sono tipicamente a sella ed il corpo vertebrale è libero di flettersi in avanti sul piano sagittale e lateralmente attorno ad un asse perpendicolare alle faccette.

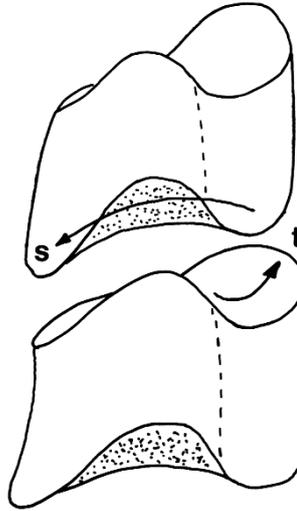


Fig.6 - Articolazione intervertebrale a sella; la superficie inferiore del corpo vertebrale è concava verso il basso nel piano sagittale (s). La superficie superiore del corpo vertebrale inferiore è concava verso l'alto nel piano trasversale (t).

3.2 MOBILITÀ CERVICALE

Per mobilità cervicale si intende il movimento libero del capo nello spazio in un range articolare massimo possibile. Il metodo stereofotogrammetrico permette di valutare la mobilità cervicale a partire dal posizionamento dei markers sul paziente, ricavando gli angoli articolari nello spazio. Esistono diversi protocolli di posizionamento dei markers⁴ che consentono di ricostruire i segmenti di testa, collo, tronco e bacino, fondamentali per l'analisi della parte superiore del corpo umano. Gli articoli specifici per la valutazione della mobilità cervicale sono in minore quantità^{1,6,7}, soprattutto perché non esiste un gold standard ma si adattano i diversi protocolli per lo studio della cinematica degli arti superiori alla specifica richiesta dell'esperimento.

La cervicale è coinvolta in tutti i movimenti che si compiono durante la giornata; in seguito a movimenti scorretti, traumi o lacerazioni, la funzione di trasmissione al di sotto della vertebra interessata può subire delle modifiche, comportando una perdita di sensibilità e movimento, spasticità muscolare, difficoltà di respirazione o perdita di funzione vescicale e intestinale. I danni di minore entità si manifestano come una diminuzione della mobilità cervicale, accompagnata spesso da dolore. Quest'ultimo, sia che si localizzi al muscolo, all'articolazione o in corrispondenza del nervo, è una condizione determinata dai nervi⁹. I fattori meccanici alla base del dolore sono la pressione sulla radice, sul tronco e sulle terminazioni nervose, e la tensione sulle strutture che ospitano terminazioni nervose sensibili alla deformazione, come nello stiramento o nella contrattura muscolare. I sintomi ed il trattamento variano a seconda del tipo di disturbo. Il dolore è spesso legato alla presenza di una contrattura o di un'inflammatione muscolare; il muscolo splenio della testa e del collo, il trapezio e il muscolo elevatore della spalla sono causa di tali dolori.

Si stima che nella popolazione tra il 30% e il 50% degli adulti incorra in un dolore cervicale in un qualsiasi anno¹⁰. La cervicalgia difatti è uno dei disturbi muscolo – scheletrici più diffuso al giorno d'oggi; risulta essere negli USA al terzo posto della

classifica di spesa annuale (\$88B) per la cura ed il trattamento dei pazienti, dopo diabete e cardiopatie ischemiche ¹¹.

La patologia principale legata alla diminuzione della mobilità cervicale, come già visto, è la cervicalgia. Si tratta di un dolore localizzato nella parte superiore del tronco che si protrae per mesi o anni, ma può essere avvertito anche in altre sedi.

La cervicalgia è causata da postura scorretta, colpo di frusta, stress e tensioni emotive, sedentarietà, sport traumatici (lotta, rugby, boxe), ernie del disco. In particolare, il colpo di frusta si verifica in seguito ad un brusco movimento del tratto cervicale in iperflessione o iperestensione. In questo caso il dolore è ben localizzato sui muscoli della regione cervicale che aumentano di consistenza e rigidità limitando i movimenti del capo.

È prevedibile che un dolore alla cervicale possa presentarsi in un soggetto anche durante semplici attività quotidiane e rendere lo svolgimento di esse più difficoltoso, essendo debilitante, oltre che dal punto fisico, anche sul piano psicologico.

La mobilità della colonna vertebrale è consentita da movimenti sincroni e coordinati di tutti i segmenti che la compongono nei diversi piani dello spazio. In particolare, durante le prove effettuate in questo progetto sono stati valutati i seguenti movimenti:

- Flessione in avanti sul piano frontale;
- Estensione sul piano frontale;
- Flessione laterale;
- Rotazione attorno all'asse longitudinale.

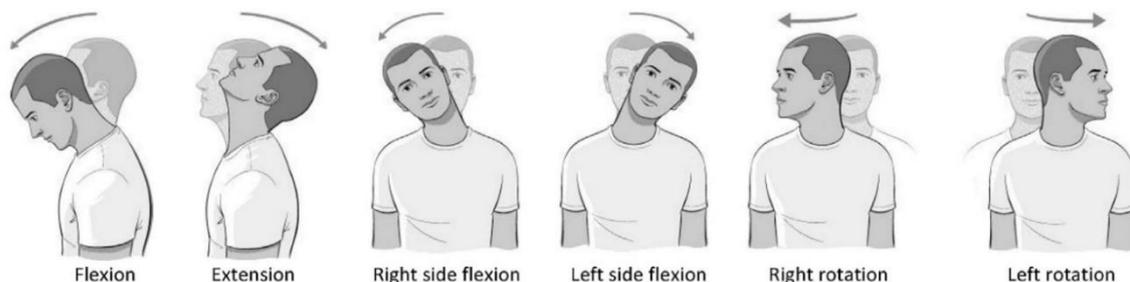


Fig.7 - Movimenti del collo effettuati durante le prove.

Risulta quindi fondamentale individuare un protocollo di posizionamento dei markers efficiente che consenta di valutare la mobilità in soggetti sani, in soggetti che hanno una limitazione nel movimento legata a fattori muscolari (stiramento o contrattura), ma anche in soggetti patologici (ernia cervicale o artrosi).

3.3 LA STEREOFOTOGRAMMETRIA

I sistemi di analisi del movimento (Motion Capture Technology) consentono di ricavare informazioni del corpo umano o porzioni di esso in termini di posizione e orientamento dei segmenti articolari, angoli articolari, connessioni scheletriche o deformazioni della pelle rispetto al sistema di riferimento scelto.

La stereofotogrammetria è una tecnologia che ricostruisce la posizione di un corpo tramite l'utilizzo di due o più immagini fotografiche prese da posizioni diverse (visione stereoscopica). Tali sistemi forniscono in output la posizione e l'orientamento di un punto nello spazio, tramite cui, mediante un software apposito, si risale al movimento effettuato dal soggetto.

Si tratta di una valutazione qualitativa e quantitativa oggettiva tramite uno strumento di acquisizione in grado di fornire parametri utili allo studio delle condizioni del paziente. Si riescono a generare in modo completo dati di tipo statico, cinematico e dinamico durante l'esecuzione di un compito specifico.

La stereofotogrammetria quindi è una tecnica non invasiva che consente di ricostruire la posizione di un punto che si muove nello spazio, fornendo le coordinate X, Y e Z che esso assume durante tutta la durata dell'acquisizione (tempo di osservazione) rispetto ad un sistema di riferimento scelto.

L'analisi del movimento però può essere effettuata anche mediante altre tecnologie: i sistemi ottici (con o senza l'utilizzo di markers) e i sistemi non ottici (elettromeccanici, elettromagnetici, inerziali, acustici e fibre ottiche). I sistemi ottici che utilizzano i markers sfruttano sistemi differenti:

- Markers riflettenti (passivi), la cui posizione viene registrata da telecamere ad infrarosso (lunghezza d'onda tra 780 nm e 820 nm);
- Markers a LED (attivi) che necessitano di una fonte di alimentazione esterna e la loro posizione viene registrata da telecamere nel visibile.

I dispositivi markerless invece effettuano la ricostruzione del movimento direttamente tramite software. Si tratta di una tecnologia più costosa che in modo automatico ricostruisce il volume del paziente e, con l'integrazione delle misure

antropometriche, fornisce in output parametri utili ai clinici. Spesso questi sistemi sfruttano le conoscenze dell'Intelligenza Artificiale e del Machine Learning per la ricostruzione automatica dei segmenti articolari.

Gli strumenti non ottici si suddividono in:

- Elettromeccanici; consentono di misurare l'angolo formato tra due segmenti corporei di un soggetto, come avviene negli elettrogoniometri. Essi sono poco costosi e non hanno problemi di occlusione, ma il range di movimento ristretto, l'ingombro sul corpo del soggetto ed il fatto che non restituiscano la posizione globale del segmento corporeo fanno risultare questi strumenti non adatti al nostro scopo;
- Elettromagnetici; utilizzano sensori posizionati sul corpo del paziente per misurare il campo magnetico di bassa frequenza generato da una sorgente di trasmissione (emettitore). Consentono di registrare informazioni di posizione e di orientamento; la forza del campo nello spazio è attenuata con la distanza dalla sorgente, influenzando la risoluzione della misura. Hanno il vantaggio di essere poco ingombranti e poco costosi, ma operano in un range ridotto, richiedono molta precisione nella calibrazione, risentono particolarmente di variazioni di temperatura ed infine la presenza di apparecchiature elettroniche o ferromagnetiche alterano le misurazioni;
- Inerziali; sono basati su accelerometri e giroscopi. Essi sono poco costosi e hanno ingombro e interferenza minimi, con il vantaggio di lavorare in un ampio range di movimento. Soffrono però di drift e risultano molto inaccurati, difatti piccole variazioni strutturali generano errori non trascurabili.

Mentre gli strumenti inerziali e i sistemi elettromagnetici spesso sono usati per quantificare il movimento degli arti superiori, i sistemi ottici di analisi del movimento che sfruttano la presenza di markers sono ampiamente usati in applicazioni e ricerche cliniche ⁴. Sulla base delle informazioni acquisite in merito ai

sistemi di analisi del movimento disponibili è stato scelto di utilizzare la tecnica stereofotogrammetrica.

I vantaggi della stereofotogrammetria riguardano l'accuratezza dei risultati in termini di qualità della stima della posizione di un marker, la precisione, la robustezza del sistema molto alta, l'affidabilità, la riproducibilità, l'indipendenza dal numero di markers utilizzati e l'assenza di ostacoli al movimento effettuato.

Gli svantaggi sono relativi ai costi della strumentazione, all'occlusione eventuale di markers durante il movimento e alla necessità di effettuare le misurazioni in uno spazio chiuso, come un laboratorio.

3.4 CENNI DI STIMOLAZIONE MECCANICA PLANTARE

La stimolazione meccanica sfrutta l'attivazione dei meccanocettori cutanei situati nell'epidermide e nel derma per indurre contrazioni volontarie attraverso via riflessa e per aumentare o inibire l'eccitabilità muscolare. A livello cutaneo troviamo meccanocettori di diverso tipo, classificati in base alla velocità di adattamento:

- Corpuscoli di Merkel a lento adattamento di tipo 1 (Slow Adaptive I);
- Corpuscoli di Ruffini a lento adattamento di tipo 2 (Slow Adaptive II);
- Corpuscoli di Meissner a rapido adattamento di tipo 1 (Fast Adaptive I);
- Corpuscoli di Pacini a rapido adattamento di tipo 2 (Fast Adaptive II);
- Fibre nervose libere ad adattamento intermedio.

Sotto la pianta del piede sono stati identificati 106 recettori cutanei, di cui 31 a lento adattamento e 75 a rapido adattamento. Si possono identificare 9 zone sotto la pianta del piede sulla base dell'attività osservata nei soggetti ¹².

La loro posizione viene mostrata in Figura 8:

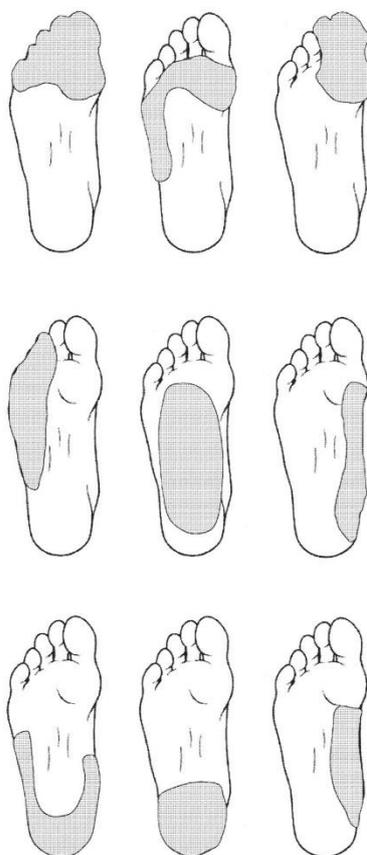


Fig.8 – Nove regioni osservate sotto la pianta del piede, mappate durante una stimolazione multi-unità.

La stimolazione sotto plantare è stata studiata in letteratura da un numero limitato di autori, che si sono focalizzati sull'applicazione di un cuneo di 3 mm di spessore. Nessuno, finora, ha analizzato la relazione tra miglioramento funzionale e stimolazione meccanica con un cuneo di spessore inferiore ai 3 mm ¹³.

Il progetto attuale è finalizzato all'individuazione di un protocollo di posizionamento dei markers che consenta di valutare il range di movimento cervicale prima e dopo una stimolazione meccanica con un cuneo sotto plantare dello spessore di 1,5 mm posto all'interno della scarpa del soggetto.

In questo modo si dovrebbe riuscire ad ottenere un miglioramento della mobilità in un determinato piano in relazione al posizionamento dei cunei, che vanno inseriti in zone predefinite, in accordo con la distribuzione delle regioni mappate da Kennedy et al. ¹².

I risultati attesi dalla stimolazione sono i seguenti:

- Miglioramento della flessione - estensione sul piano sagittale con il posizionamento del cuneo in posizione interna ed esterna sotto il piede;
- Miglioramento della rotazione assiale sul piano trasversale verso destra dopo il posizionamento del cuneo internamente nel piede destro ed esternamente nel piede sinistro. La condizione opposta dovrebbe procurare un miglioramento della rotazione verso sinistra;
- Miglioramento della flessione laterale destra in seguito al posizionamento del cuneo internamente al piede destro ed esternamente nel piede sinistro. Il posizionamento opposto dovrebbe determinare un miglioramento nella flessione verso sinistra.

4. MATERIALI E METODI

4.1 PROTOCOLLI DI POSIZIONAMENTO DEI MARKERS

I modelli biomeccanici per la valutazione della mobilità cervicale sono stati implementati in Matlab (The Mathworks, Inc. R2020a) che costituisce una via di interfaccia con il sistema Vicon Nexus 2.9 utilizzato per l'analisi del cammino. Vicon è l'azienda di riferimento per i sistemi di motion capture e Nexus è il software che consente l'acquisizione dei dati.

Come già visto in precedenza, esistono in letteratura alcuni protocolli di posizionamento dei markers che consentono di ricostruire i segmenti articolari utilizzati per diversi scopi, soprattutto per lo studio della cinematica degli arti superiori. È stato notato che gli articoli specifici per la valutazione della mobilità cervicale sono in minore quantità, soprattutto perché non esiste un gold standard ma si adattano i protocolli in funzione dell'analisi che viene fatta. La ricerca in letteratura si è focalizzata su quei protocolli che rappresentavano i segmenti di testa, collo, tronco e bacino, identificando tali segmenti con markers, la cui posizione nei punti di reperi anatomici viene definita in modo chiaro e accurato.

Sono stati analizzati 20 protocolli descritti nell'articolo di Valevicius et al. ⁴ e ne sono stati selezionati 5 sulla base del fatto che in questi sono inclusi i segmenti di testa, tronco e bacino; in particolare 2 protocolli includono il segmento del collo, molto utile al nostro scopo. Per la valutazione della mobilità cervicale difatti è necessario valutare l'angolo formato tra la testa e il collo o, in alternativa, l'angolo formato dal capo rispetto al sistema di riferimento del laboratorio, verificando la staticità del tronco. La presenza degli altri segmenti corporei consente comunque un'analisi più dettagliata e completa del movimento.

Nel dettaglio ora vedremo i protocolli principali:

<i>AUTORI</i>	<i>ANNO</i>	<i>N° MARKERS</i>	<i>TESTA</i>	<i>COLLO</i>	<i>TRONCO</i>	<i>BACINO</i>
<i>BULGHERONI ET AL.</i>	1998	6	✓	X	✓	X
<i>FERRARIO ET AL.</i>	2001	6	✓	X	✓	X
<i>RAB ET AL.</i>	2002	10	✓	✓	✓	✓
<i>PETUSKEY ET AL.</i>	2007	10	✓	✓	✓	✓
<i>LOBO-PRAT ET AL.</i>	2012	6	✓	X	✓	X
<i>VANEZIS ET AL.</i>	2015	8	✓	X	✓	X

Il protocollo di Bulgheroni et al. ⁶ è stato specificatamente sviluppato per lo studio della mobilità della colonna vertebrale e prevede l'applicazione di 3 markers per individuare il segmento testa e 3 per il tronco. I test effettuati includevano la misura del ROM (Range of Motion) cervicale durante la realizzazione della flessione-estensione, flessione laterale e rotazione assiale del capo; i risultati hanno mostrato una buona affidabilità, riproducibilità e un'applicazione clinica semplice.

Il protocollo di posizionamento descritto da Ferrario et al. ⁷ è stato utilizzato per la quantificazione del ROM della testa in soggetti adulti. I soggetti sono stati valutati in posizione seduta, con un bastone tra i gomiti, dietro la schiena, chiedendo di assumere una posizione naturale; in questo modo è stato minimizzato il movimento del tronco durante la prova.

Rab et al. ¹ hanno modellizzato la parte superiore del tronco mediante 4 segmenti: testa, collo, tronco e bacino. La descrizione della metodologia, della posizione dei markers e delle relative articolazioni coinvolte nei movimenti sono descritte in modo molto accurato. Nonostante l'articolo non sia di recente pubblicazione (2002), si può constatare l'eccellente validità del lavoro in termini di metodologia e descrizione delle procedure di ottenimento dei risultati.

Il modello di Lobo-Prat et al. ¹⁴ è specifico per la quantificazione del movimento degli arti superiori in soggetti affetti da disturbi neurologici ed effettua la ricostruzione della posizione dei segmenti articolari mediante markers, la cui

posizione è definita a partire dalla combinazione di altri modelli (Schmidt et al. 1999; Rau et al. 2000; Rab et al. 2002 e Mackey et al. 2005).

Infine, il modello di Vanezis et al.¹⁵ propone un protocollo applicabile a diverse condizioni patologiche e l'autore si pone come obiettivo quello dell'analisi del movimento degli arti superiori in compiti specifici.

Dopo una completa analisi di tutti i possibili protocolli di posizionamento dei markers si è deciso di effettuare un confronto sui 3 modelli e di implementarli in Matlab:

- Protocollo 1: modello di Rab, Petuskey, Bagley;
- Protocollo 2: modello di Bulgheroni, Antonaci, Ghirmai;
- Protocollo 3: modello di Ferrario, Sforza, Serrao.

Vediamo ora nel dettaglio come sono stati definiti i protocolli di posizionamento dei markers.

4.1.1 PROTOCOLLO 1: RAB, PETUSKEY, BAGLEY

Il modello è composto da 4 segmenti corporei (testa, collo, tronco e bacino) individuati da 10 markers posizionati come in Figura 9:

- 1 marker sulla vertice della testa HTOP (Head Top);
- 2 markers LEAR (Left Ear) e REAR (Right Ear) sull'arcata zigomatica sinistra e destra;
- 1 marker C7 sulla settima vertebra cervicale;
- 1 marker STERN (Sternum) sull'incisura giugulare;
- 2 markers LACR (Left Shoulder) e RACR (Right Shoulder) dietro l'articolazione acromion – clavicola sinistra e destra;
- 2 markers LASIS (Left Hip) e RASIS (Right Hip) sulla spina iliaca antero – superiore sinistra e destra;
- 1 marker SACR (Sacrum) sulla seconda vertebra sacrale S2.

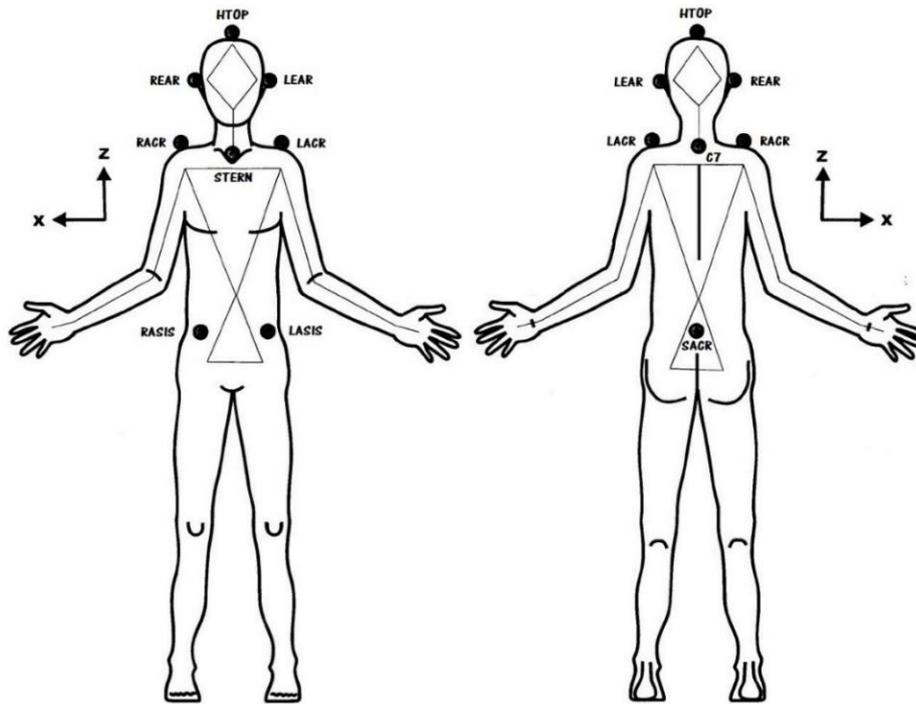


Fig.9 – Posizionamento dei markers sul soggetto per l'analisi cinematica.

Questi 10 markers sono posizionati in punti di riferimento ossei prominenti in modo che siano facilmente identificabili e riproducibili, dove inoltre il tessuto sottocutaneo ha uno spessore molto piccolo in modo da minimizzare gli artefatti da movimento (così come indicato dall'autore).

I segmenti articolari sono definiti da un punto prossimale ed uno distale situati in un centro comune e da un terzo punto non collineare per l'orientamento rotazionale. Le posizioni delle articolazioni sono calcolate come offset a partire da punti di reperi anatomici predefiniti. Gli offset relativi alla posizione dei centri articolari specifici sono espressi come frazioni della distanza tra i markers individuali o tra punti individuati sui segmenti che collegano gli stessi (Tabella 1). Questo metodo consente di fare una analisi rapida senza richiedere specifiche misure per ciascun soggetto.

Tabella 1 – Offset dalle articolazioni espressi come percentuale della lunghezza del segmento di riferimento

ARTICOLAZIONE	MARKER DI RIFERIMENTO	SEGMENTO DI RIFERIMENTO	SPOSTAMENTO DEL CENTRO DELL'ARTICOLAZIONE		
			LATERALE (X)	ANTERIORE (Y)	SUPERIORE (Z)
TESTA	ORECCHIE (REAR AND LEAR)	DISTRANZA TRA LE ORECCHIE	PUNTO MEDIO		
PARTE DISTALE DEL COLLO	CENTRO DELLA TESTA (HC)	DISTANZA TRA SOMMITÀ E CENTRO DELLA TESTA	0 %	0 %	- 100 %
PARTE PROSSIMALE DEL COLLO	C7	DISTANZA C7 – STERNO	PUNTO MEDIO		
ANCA DESTRA	RASIS	DISTANZA TRA I MARKERS RASIS E LASIS	- 22 %	- 18 %	- 34 %
ANCA SINISTRA	LASIS	DISTANZA TRA I MARKERS RASIS E LASIS	- 22 %	- 18 %	- 34 %
SPALLA DESTRA	ARTICOLAZIONE ACROMION-CLAVICOLARE (AC) SINISTRA (LACR)	DISTANZA TRA I MARKERS RACR E LACR	0 %	0 %	- 17 %
SPALLA SINISTRA	ARTICOLAZIONE ACROMION-CLAVICOLARE (AC) DESTRA (RACR)	DISTANZA TRA I MARKERS RACR E LACR	0 %	0 %	- 17 %

Le misure degli offset in Tabella 1 sono stati ottenuti sia tramite misure dirette di entrambi gli arti di scheletri adulti e pediatrici sia da dati disponibili in letteratura relativi a 7 cadaveri ¹⁶.

4.1.1.1 DEFINIZIONE DEI SISTEMI DI RIFERIMENTO

Ciascun segmento che ricostruisce il modello scheletrico del soggetto è identificato da un sistema di riferimento che include una terna di assi X, Y e Z. Per ottenere i 3 versori ortogonali tra loro è stato utilizzato il metodo di ortogonalizzazione di Gram – Schmidt che consente di costruire una famiglia di vettori ortogonali partendo da vettori linearmente indipendenti.

Il processo di ortogonalizzazione di Gram – Schmidt afferma che in uno spazio vettoriale V su R e definiti v_1, v_2, \dots, v_N vettori linearmente indipendenti di V , allora esistono u_1, u_2, \dots, u_N appartenenti a V tali che:

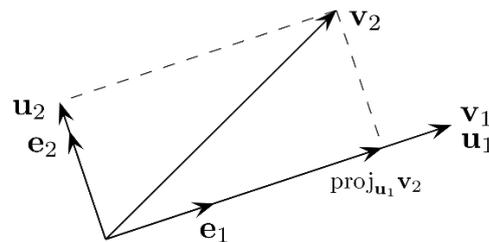
- Siano a due a due ortogonali $u_i \cdot u_j = 0 \quad \forall i \neq j$
- Il sottospazio generato da $\{v_1, v_2, \dots, v_N\}$ coincide con quello generato da $\{u_1, u_2, \dots, u_N\}$

$$u_1 = v_1$$

$$u_2 = v_2 - \frac{v_2 \cdot u_1}{u_1 \cdot u_1} u_1 = v_2 - \text{proj}_{u_1}(v_2)$$

$$u_3 = v_3 - \frac{v_3 \cdot u_2}{u_2 \cdot u_2} u_2 = v_3 - \text{proj}_{u_2}(v_3)$$

$$u_K = v_K - \sum_{j=1}^{K-1} \text{proj}_{u_j}(v_K)$$



Con questo metodo quindi si può identificare un asse principale a partire dal posizionamento dei markers sul soggetto. Si ottiene il secondo vettore mediante il metodo di Gram – Schmidt e infine, per il calcolo del terzo vettore, si effettua il prodotto vettoriale tra i due vettori precedenti.

La terna di vettori viene infine trasformata in una terna di versori applicando la definizione:

$$e_K = \frac{u_K}{\|u_K\|}$$

4.1.1.2 APPLICAZIONE AI SEGMENTI DEL MODELLO

Ciascun segmento articolare viene descritto nello spazio da una terna di versori calcolata con la metodologia descritta precedentemente. Di seguito si illustrano i passaggi effettuati per la ricostruzione della terna di ciascun segmento:

1. TESTA

La testa è definita a partire da 3 markers posizionati su orecchio destro (REAR), orecchio sinistro (LEAR) e vertice della testa (HTOP). Il quarto punto che consente di collegare la testa al segmento del collo è ricavato dalla tabella degli offset dei centri articolari in cui viene specificata la posizione; questo punto è chiamato NT (Neck Top).

Il centro articolare del segmento è posizionato nel punto HC (Head Center) che si ottiene come punto medio tra i markers posizionati sulle orecchie:

$$HC = \frac{(REAR + LEAR)}{2}$$

Quindi, si applica il processo di ortogonalizzazione di Gram – Schmidt:

$$vettZ_head = HTOP - HC$$

$$vettREAR_HC = REAR - HC$$

$$vettX_head = vettREAR_HC - \frac{vettREAR_HC \cdot vettZ_head}{vettZ_head \cdot vettZ_head} vettZ_head$$

$$vettY_head = vettZ_head \times vettX_head$$

$$versX_head = \frac{vettX_head}{||vettX_head||}$$

$$versY_head = \frac{vettY_head}{||vettY_head||}$$

$$versZ_head = \frac{vettZ_head}{||vettZ_head||}$$

2. COLLO

Il collo è definito come il segmento che collega i punti NT e NB (Neck Bottom) le cui posizioni sono ottenute tramite la Tabella 1, dove sono indicate come “Parte distale del collo” e “Parte prossimale del collo” rispettivamente. È stato però necessario effettuare una modifica alla posizione di NT, come vedremo al fondo del paragrafo,

perché è stato verificato che, in particolare durante la flessione laterale, i segmenti di testa e collo, così come implementati, si muovevano in direzione opposta tra loro. La terna di versori che descrive il segmento è definita nel seguente modo:

$$vettZ_neck = NT - NB$$

$$vettSTERN_NB = STERNUM - NB$$

$$vettY_neck = vettSTERN_NB - \frac{vettSTERN_NB \cdot vettZ_neck}{vettZ_neck \cdot vettZ_neck} vettZ_neck$$

$$vettX_neck = vettY_neck \times vettZ_neck$$

$$versX_neck = \frac{vettX_neck}{||vettX_neck||}$$

$$versY_neck = \frac{vettY_neck}{||vettY_neck||}$$

$$versZ_neck = \frac{vettZ_neck}{||vettZ_neck||}$$

3. TRONCO

Il tronco è rappresentato a partire dai markers posizionati su spalla destra RACR e spalla sinistra LACR e da quelli sulle spine iliache sinistra LASIS e destra RASIS. A partire da questi 4 markers è stato calcolato il sistema di riferimento del tronco:

$$vettZ_trunk = MPSH - MPP$$

Il vettore in direzione longitudinale è ottenuto mediante l'unione di due punti: MPSH (Mid Point Shoulder) e MPP (Mid Point Pelvis), che rappresentano rispettivamente il punto medio tra i due markers sulle spalle e il punto medio tra i markers posizionati sulle spine iliache.

$$vettRACR_MPSH = RACR - MPSH$$

$$vettX_trunk = vettRACR_MPSH - \frac{vettRACR_MPSH \cdot vettZ_trunk}{vettZ_trunk \cdot vettZ_trunk} vettZ_trunk$$

$$vettY_trunk = vettZ_trunk \times vettX_trunk$$

$$versX_trunk = \frac{vettX_trunk}{||vettX_trunk||}$$

$$versY_trunk = \frac{vettY_trunk}{||vettY_trunk||}$$

$$versZ_trunk = \frac{vettZ_trunk}{||vettZ_trunk||}$$

Per la rappresentazione grafica del tronco viene calcolato un ulteriore punto, ovvero il punto medio C tra i markers che descrivono il bacino; questo consente di rappresentare il tronco come un triangolo ai cui vertici sono presenti i markers sulle spalle e il punto C.

$$C = \frac{(LASIS + RASIS + SACRUM)}{3}$$

4. BACINO

Il bacino viene rappresentato come un triangolo ai cui vertici sono presenti i markers LASIS, RASIS e SACRUM. Il centro articolare è ottenuto mediante il calcolo del punto medio tra i markers; in alternativa è possibile calcolarlo come centro della circonferenza circoscritta al triangolo formatosi. La terna dei versori è calcolata nel seguente modo:

$$vettY_pelvis = MPP - SACR$$

$$vettRASIS_MPP = RASIS - MPP$$

$$vettX_pelvis = vettRASIS_MPP - \frac{vettRASIS_MPP \cdot vettY_pelvis}{vettY_pelvis \cdot vettY_pelvis} vettY_pelvis$$

$$vettZ_pelvis = vettX_pelvis \times vettY_pelvis$$

$$versX_pelvis = \frac{vettX_pelvis}{||vettX_pelvis||}$$

$$versY_{pelvis} = \frac{vettY_{pelvis}}{\|vettY_{pelvis}\|}$$

$$ersZ_{pelvis} = \frac{vettZ_{pelvis}}{\|vettZ_{pelvis}\|}$$

Il modello completo ottenuto tramite Matlab rappresenta i segmenti articolari di testa (in nero), collo (in rosso), tronco (in verde) e bacino (in blu).

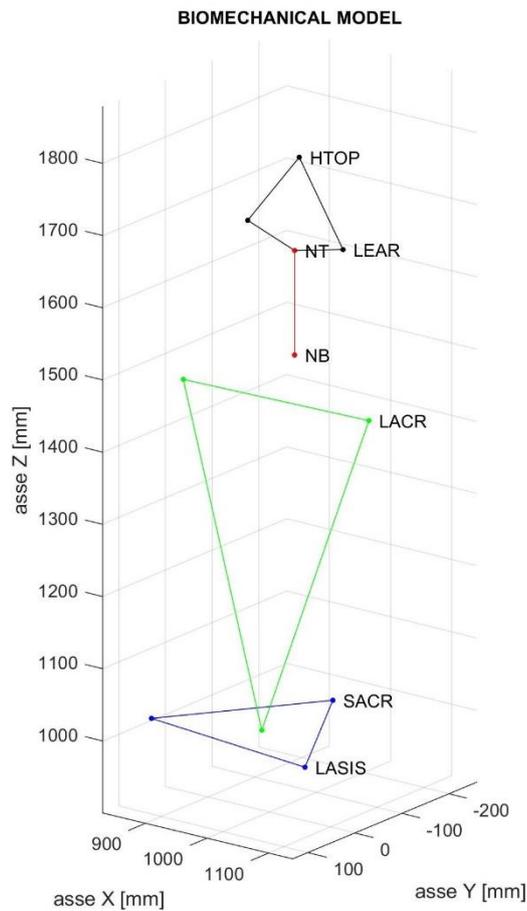


Fig.10 – Modello di Rab completo implementato in Matlab.

Le posizioni di NT e NB, inizialmente calcolate come mostrato finora, sono state modificate. È stato difatti necessario calibrare il modello mediante lo spostamento di NT in direzione $-Z$ di una quantità pari ad una percentuale (20%) della distanza tra HC e HT. Inoltre NB è stato spostato di un offset in direzione X e Y in modo da far coincidere tali coordinate con quelle di NT (i due punti si trovano allineati lungo la direzione Z).

In alternativa, è stato ipotizzato di effettuare una prova in laboratorio in cui si effettua un movimento della testa che consente di stabilire in modo certo che il collo non si è mosso. Ciò significa realizzare una flessione e una rotazione in un range molto ridotto, poiché per angoli più ampi il collo contribuisce necessariamente al movimento. In questo modo sarebbe possibile ricavare la posizione di NT esatta che consente di valutare la mobilità cervicale nel miglior modo possibile.

4.1.2 PROTOCOLLO 2: BULGHERONI, ANTONACI, GHIRMAI

Il modello biomeccanico prevede l'utilizzo di 6 markers per la ricostruzione dei segmenti di testa e tronco. I markers sono posizionati come in Figura 11:

- 1 marker sulla protuberanza occipitale esterna EOP (External Occipital Protuberance);
- 2 markers a 4 cm dal vertice della testa a sinistra LH (Left Head) e a destra RH (Right Head);
- 1 marker sulla settima vertebra cervicale C7;
- 2 markers LACR (Left Shoulder) e RACR (Right Shoulder) dietro l'articolazione acromion – clavare sinistra e destra.

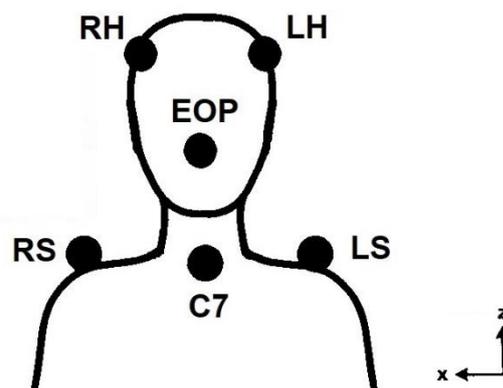


Fig.11 – Posizionamento dei markers sul soggetto per l'analisi cinematica.

Nel test effettuato dagli autori dell'articolo a cui si fa riferimento, è stato utilizzato anche un sistema di riferimento tecnico sia per la calibrazione che per una miglior ricostruzione del movimento del soggetto dovuta ad una parziale occlusione di alcuni markers. Vista la corretta ricostruzione della posizione dei markers da parte

del software Nexus e l'assenza di occlusione dei markers grazie all'elevato numero di telecamere presenti in laboratorio, il sistema di riferimento tecnico non è stato utilizzato.

4.1.2.1 DEFINIZIONE DEI SISTEMI DI RIFERIMENTO

Il metodo con cui sono stati calcolati i sistemi di riferimento dei segmenti di testa e tronco sono i medesimi utilizzati per il modello di Rab et al. ¹. Ciascun segmento è identificato da un sistema di riferimento che include una terna di assi X, Y e Z, ortogonali tra loro (ottenuta mediante il metodo di ortogonalizzazione di Gram – Schmidt, illustrato nel dettaglio nella sezione 5.1.1.1).

4.1.2.2 APPLICAZIONE AI SEGMENTI DEL MODELLO

Per ciascun segmento articolare è stato definito il sistema di riferimento nel seguente modo:

1. TESTA

La testa è definita a partire dai 3 markers LH, RH e EOP. Il centro articolare del segmento è posizionato nel punto MPH (Mid Point Head) che si ottiene come punto medio tra LH e RH:

$$MPH = \frac{(LH + RH)}{2}$$

Quindi, si applica il processo di ortogonalizzazione di Gram – Schmidt:

$$vettX_head = RH - MPH$$

$$vettMPH_EOP = MPH - EOP$$

$$vettZ_head = vettMPH_EOP - \frac{vettMPH_EOP \cdot vettX_head}{vettX_head \cdot vettX_head} vettX_head$$

$$vettY_head = vettZ_head \times vettX_head$$

$$versX_head = \frac{vettX_head}{||vettX_head||}$$

$$versY_head = \frac{vettY_head}{||vettY_head||}$$

$$versZ_head = \frac{vettZ_head}{||vettZ_head||}$$

2. TRONCO

Il tronco è rappresentato dai markers posizionati su spalla destra RS e sinistra LS, il cui punto medio è definito come MPS (Mid Point Shoulder). Il terzo marker non collineare è rappresentato da C7, che consente di identificare la terna nel seguente modo:

$$vettX_trunk = RS - LS$$

$$vettC7_MPS = C7 - MPS$$

$$vettY_trunk = vettC7_MPS - \frac{vettC7_MPS \cdot vettX_trunk}{vettX_trunk \cdot vettX_trunk} vettX_trunk$$

$$vettZ_trunk = vettX_trunk \times vettY_trunk$$

$$versX_trunk = \frac{vettX_trunk}{||vettX_trunk||}$$

$$versY_trunk = \frac{vettY_trunk}{||vettY_trunk||}$$

$$versZ_trunk = \frac{vettZ_trunk}{||vettZ_trunk||}$$

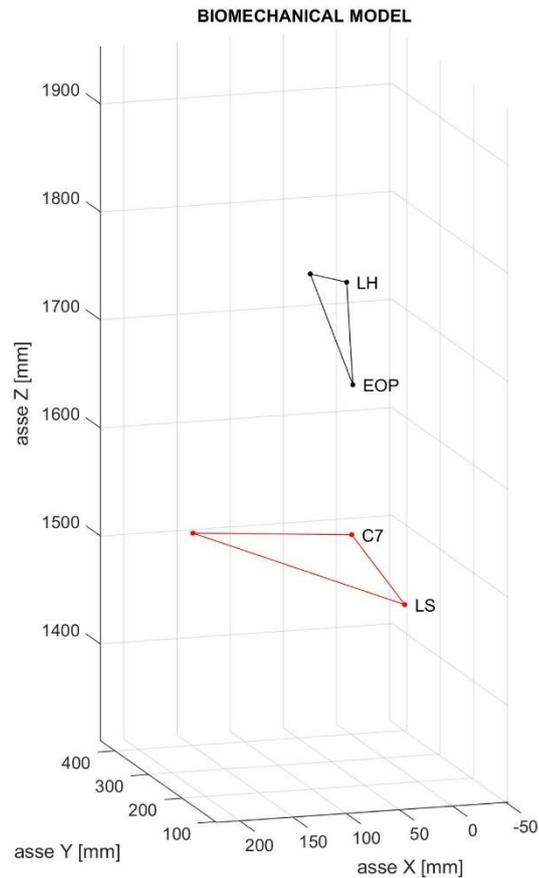


Fig.12 – Modello di Bulgheroni completo implementato in Matlab.

4.1.3 PROTOCOLLO 3: FERRARIO, SFORZA, SERRAO

Il modello biomeccanico prevede l'utilizzo di 6 markers per la ricostruzione dei segmenti di testa e tronco, posizionati nel seguente modo:

- 1 marker sulla fronte nella zona della glabella GLAB;
- 2 markers LSR (Left Superciliary Ridge) e RSR (Right Superciliary Ridge) sull'arcata sopracciliare sinistra e destra;
- 1 marker sul processo spinoso della terza vertebra dorsale D3;
- 2 markers LSH (Left Shoulder) e RSH (Right Shoulder) dietro l'articolazione acromion – claveare sinistra e destra.

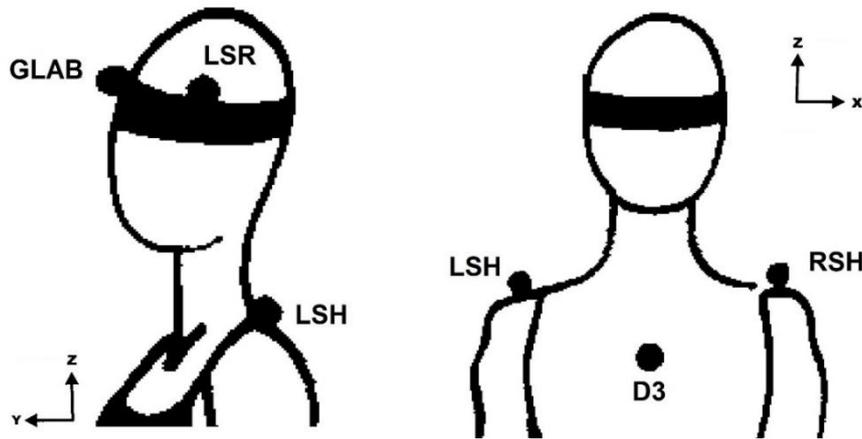


Fig.13 – Posizionamento dei markers sul soggetto per l'analisi cinematica.

Mediante questi markers, alcuni comuni agli altri protocolli, è stato possibile implementare i segmenti di testa e tronco senza incorrere in problematiche significative. Lo spessore cutaneo posto sotto ciascun marker è molto piccolo, tale da non generare artefatti da movimento.

4.1.3.1 DEFINIZIONE DEI SISTEMI DI RIFERIMENTO

Il metodo di calcolo dei sistemi di riferimento dei segmenti di testa e tronco è lo stesso che è stato utilizzato per il modello di Rab et al. ¹. Ciascun segmento è identificato da un sistema di riferimento che include una terna di assi X, Y e Z, ortogonali tra loro, ottenuta mediante il metodo di ortogonalizzazione di Gram – Schmidt, illustrato nel dettaglio nella sezione 5.1.1.1.

4.1.3.2 APPLICAZIONE AI SEGMENTI DEL MODELLO

Per ciascun segmento articolare è quindi stato calcolato il sistema di riferimento nel seguente modo:

1. TESTA

Il capo è stato definito a partire dai markers denominati RSR, LSR e GLAB. I primi due, essendo allineati lungo l'asse medio – laterale, consentono di definire il primo vettore lungo l'asse X:

$$vettX_{head} = RSR - LSR$$

Per definire l'asse di supporto che consente di applicare il metodo di Gram – Schmidt è necessario individuare il punto medio MPH (Mid Point Head) come punto medio tra i markers posizionati sulle arcate sopracciliari:

$$MPH = \frac{RSR + LSR}{2}$$

$$vettGLAB_MPH = GLAB - MPH$$

$$vettY_head = vettGLAB_MPH - \frac{vettGLAB_MPH \cdot vettX_head}{vettX_head \cdot vettX_head} vettX_head$$

$$vettZ_head = vettZ_head \times vettX_head$$

$$versX_head = \frac{vettX_trunk}{||vettX_trunk||}$$

$$versY_head = \frac{vettY_trunk}{||vettY_trunk||}$$

$$versZ_head = \frac{vettZ_trunk}{||vettZ_trunk||}$$

2. TRONCO

Il tronco è stato definito in modo molto simile al protocollo di Bulgheroni et al. in quanto i markers posizionati sulle articolazioni acromion – clavicolari sono i medesimi, mentre il terzo marker non collineare è posizionato sulla terza vertebra lombare D3.

La terna è stata ottenuta nel modo seguente:

$$vettX_trunk = RSH - LSH$$

$$MPS = \frac{RSH + LSH}{2}$$

$$vettMPH_D3 = MPS - D3$$

$$vettY_{trunk} = vettMPS_D3 - \frac{vettMPS_D3 \cdot vettX_trunk}{vettX_trunk \cdot vettX_trunk} vettX_trunk$$

$$vettZ_trunk = vettZ_head \times vettX_head$$

$$versX_trunk = \frac{vettX_trunk}{||vettX_trunk||}$$

$$versY_trunk = \frac{vettY_trunk}{||vettY_trunk||}$$

$$versZ_trunk = \frac{vettZ_trunk}{||vettZ_trunk||}$$

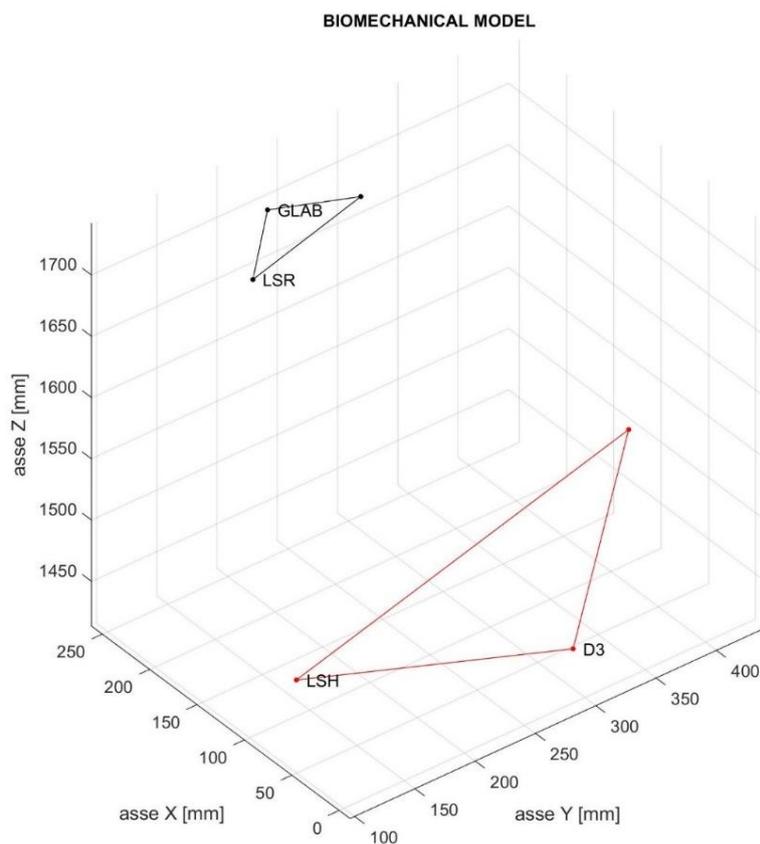


Fig.14 – Modello di Ferrario completo implementato in Matlab.

4.2 CALCOLO DEGLI ANGOLI ARTICOLARI

La cinematica articolare è la descrizione del movimento relativo tra due segmenti ossei contigui, quello prossimale e quello distale. Permette di ottenere informazioni relativamente a spostamenti, velocità, accelerazioni e angoli.

Il metodo che viene usato per descrivere l'orientamento di una terna rispetto ad un'altra include le matrici di rotazione, che sono definite come:

$$R_X = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha & -s\alpha \\ 0 & s\alpha & c\alpha \end{bmatrix}$$

$$R_Y = \begin{bmatrix} c\beta & 0 & s\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\beta & 0 & c\beta \end{bmatrix}$$

$$R_Z = \begin{bmatrix} c\gamma & -s\gamma & 0 \\ s\gamma & c\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Nella notazione precedente sono state utilizzate le abbreviazioni seguenti: $s\alpha$ per indicare il seno dell'angolo alfa e $c\alpha$ per indicare il coseno dell'angolo alfa. Lo stesso è stato fatto per gli angoli β e γ . Il pedice relativo al nome della matrice di rotazione indica l'asse attorno al quale viene effettuata la rotazione.

Le relazioni tra gli angoli e i movimenti effettuati dal soggetto sono:

- L'angolo α corrisponde alla flessione e all'estensione del capo sul piano sagittale, ruotando attorno all'asse medio – laterale (lungo X);
- L'angolo β si ricava mediante la flessione laterale della testa sul piano frontale, con una rotazione attorno all'asse antero – posteriore (lungo Y);
- L'angolo γ rappresenta la rotazione assiale della testa sul piano trasversale, attorno all'asse longitudinale (lungo Z).

Moltiplicando tra loro in modo opportuno le matrici di rotazione è possibile ricavare una matrice che descrive l'orientamento di una terna rispetto ad un'altra. In questo caso sono state applicate le rotazioni di $R_X(\alpha)$, di $R_Y(\beta)$ e infine di $R_Z(\gamma)$, ottenendo:

$$R_{XYZ}(\alpha\beta\gamma) = R_Z(\gamma) \cdot R_Y(\beta) \cdot R_X(\alpha) = \begin{bmatrix} c\gamma & -s\gamma & 0 \\ s\gamma & c\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c\beta & 0 & s\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -s\beta & 0 & c\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c\alpha & -s\alpha \\ 0 & s\alpha & c\alpha \end{bmatrix}$$

Si ottiene:
$$R_{XYZ}(\alpha\beta\gamma) = \begin{bmatrix} c\beta c\gamma & sas\beta c\gamma - cas\gamma & cas\beta c\gamma + sas\gamma \\ c\beta s\gamma & sas\beta s\gamma + cac\gamma & cas\beta s\gamma - sac\gamma \\ -s\beta & sac\beta & cac\beta \end{bmatrix}$$

Questa è la matrice che si ottiene per la rotazione specificata precedentemente, difatti se si cambia l'ordine delle moltiplicazioni delle 3 matrici di rotazione base si ottiene un risultato finale diverso.

Tale matrice è molto utile in quanto i valori numerici che la compongono sono calcolabili tramite le coordinate dei markers restituite dal sistema di Motion Capture del laboratorio.

$$R_{XYZ}(\alpha\beta\gamma) = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{23} & r_{33} \end{bmatrix}$$

I valori all'interno della matrice rappresentano la descrizione del sistema di coordinate di un corpo relativo ad un sistema di riferimento scelto. Per esempio, la descrizione del sistema di coordinare della testa rispetto al sistema di riferimento del laboratorio è descritto dalla matrice ${}^{LAB}R_{TESTA}$:

$${}^{LAB}R_{TESTA} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{23} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{TESTA} \cdot X_{LAB} & Y_{TESTA} \cdot X_{LAB} & Z_{TESTA} \cdot X_{LAB} \\ X_{TESTA} \cdot Y_{LAB} & Y_{TESTA} \cdot Y_{LAB} & Z_{TESTA} \cdot Y_{LAB} \\ X_{TESTA} \cdot Z_{LAB} & Y_{TESTA} \cdot Z_{LAB} & Z_{TESTA} \cdot Z_{LAB} \end{bmatrix}$$

Eguagliando le equazioni si ottiene:

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{23} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c\beta c\gamma & sas\beta c\gamma - cas\gamma & cas\beta c\gamma + sas\gamma \\ c\beta s\gamma & sas\beta s\gamma + cac\gamma & cas\beta s\gamma - sac\gamma \\ -s\beta & sac\beta & cac\beta \end{bmatrix}$$

È possibile estrarre così gli angoli α , β e γ a partire dalla matrice di rotazione:

$$\beta = atan2(-r_{31}, \sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2})$$

$$\gamma = atan2(r_{21}/\cos\beta, r_{11}/\cos\beta)$$

$$\alpha = \text{atan2} (r_{32}/\cos\beta, r_{33}/\cos\beta)$$

La sequenza di rotazione utilizzata non è casuale, difatti la seconda rotazione attorno all'asse Y è quella che permette di evitare di incorrere nel problema del gimbal lock (blocco cardanico). Esso consiste in una situazione in cui viene perso un grado di libertà dal sistema dovuto ad un allineamento in configurazione parallela, bloccandolo in uno spazio a due dimensioni.

Nel nostro specifico caso è stata scelta la rotazione attorno all'asse antero – posteriore come asse centrale, in quanto la flessione laterale sul piano frontale non raggiunge il valore critico di 90°, in cui si verifica il gimbal lock. Nel caso le rotazioni attorno ai 3 assi fossero tutte superiori a 90°, l'alternativa che risolve il problema è data dall'utilizzo dei quaternioni, ovvero un'estensione dei numeri complessi che introducono un'ulteriore coordinata spaziale.

4.3 PROTOCOLLO SPERIMENTALE

Il confronto viene effettuato applicando su un soggetto volontario tutti i markers di tutti e 3 i modelli; in questo modo, svolgendo i compiti specifici di mobilitazione del collo, si confrontano i valori degli angoli articolari in ogni piano per ciascun protocollo.

Sono stati utilizzati 17 markers in totale (14 mm di raggio, fissati su una base in plastica di 17 mm) per definire i segmenti di testa, collo, tronco e bacino nei diversi protocolli selezionati. I markers sono stati fissati al soggetto con nastro biadesivo di spessore 0,25 mm, applicabile sia su tessuti che sulla pelle (lo spessore del nastro è tale da essere trascurato). È stata utilizzata una fascia elastica regolabile con interno antiscivolo per il fissaggio del marker sul vertice della testa. Si è deciso di usare questa fascia in quanto è facile da indossare per i soggetti, non produce movimento relativo con i capelli durante la prova ed è sufficientemente sottile da non alterare i risultati. È stata preferita ad una cuffia da nuoto in silicone perché questa comprime il capo in caso di prove di lunga durata.

Il processo completo che porta all'acquisizione dei dati di posizione dei markers durante le prove si compone di diversi step:

- Mascheramento e calibrazione delle telecamere; il primo processo consente di oscurare e non considerare i pixel delle camere che identificano punti di luce riflessa come markers e quindi evita che durante l'acquisizione si acquisiscano markers in posizioni non corrette. La calibrazione delle telecamere è il processo che permette il passaggio dalle coordinate 3D ad una immagine 2D mediante la creazione di una matrice di calibrazione. Viene posta quindi una bacchetta con luci LED a distanza nota (Active Wand) all'interno del volume di acquisizione e la si muove in modo casuale, affinché si possano eliminare le distorsioni ottiche delle videocamere e si determini in modo accurato la posizione dei markers;
- Si prepara il soggetto attaccando tutti i markers necessari alla ricostruzione dei segmenti corporei e si effettua una prova di calibrazione statica ed una

dinamica per il riconoscimento e l'etichettatura automatica dei markers. Per effettuare ciò, il primo giorno di utilizzo di Vicon è stato creato un modello biomeccanico nuovo, in un file VST, per uno specifico set di markers. Il modello VST può essere utilizzato per tutte le prove successive, a patto che i soggetti siano equipaggiati dello stesso set di markers descritto nel file. Tale file contiene i nomi dei markers, dei segmenti e delle connessioni tra essi.

- Si può così effettuare la prova in cui il soggetto esegue i movimenti prestabiliti di flessione – estensione, rotazione assiale e flessione laterale; si acquisiscono le coordinate di tutti i markers in funzione del sistema di riferimento del laboratorio ad una frequenza di campionamento di 100 Hz;
- Infine avviene l'esportazione dei dati in formato .mat per la successiva implementazione dei modelli in Matlab. Il file esportato contiene una struttura *m.markername* in modo da facilitare la lettura dei dati.

L'implementazione del modello biomeccanico è stata realizzata interamente su Matlab, effettuando in primo luogo un filtraggio dei dati acquisiti da Vicon Nexus relativi a ciascun marker. Il filtraggio, eseguito tramite il filtro Yulewalk passa basso, ha consentito di eliminare le rapide variazioni dei valori di posizione dei markers. Dopo aver eliminato il valor medio, tramite lo spettro del segnale si nota che più del 95% dell'energia è contenuta entro 5 Hz, frequenza che è stata impostata come frequenza di taglio.

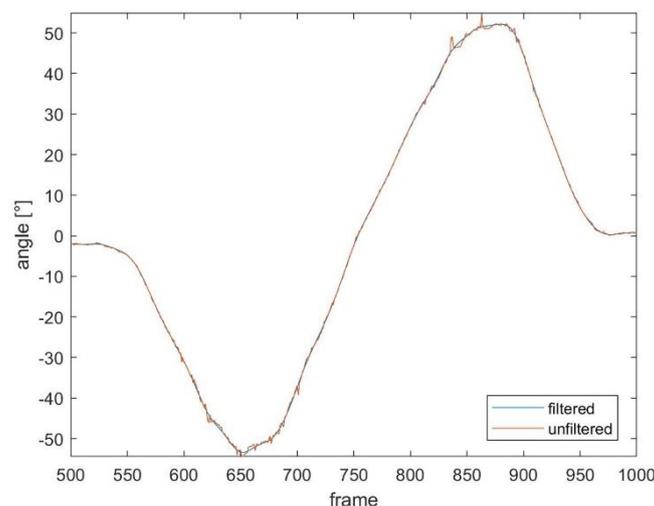


Fig.15 – Confronto tra i valori dell'angolo alfa del modello di Ferrario prima e dopo aver effettuato il filtraggio della posizione dei markers.

Dopodichè sono stati calcolate le terne di ciascun segmento e sono stati ricavati gli angoli articolari tramite le matrici di rotazione, con il metodo descritto in precedenza.

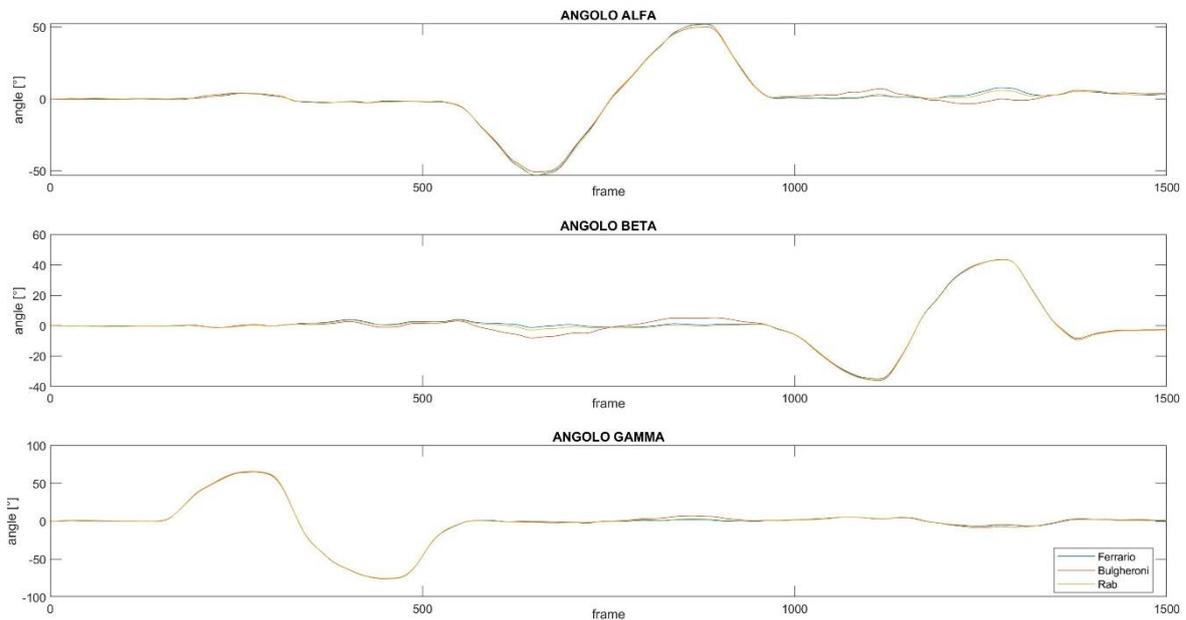


Fig.16 – Dati grezzi relativi agli angoli articolari ottenuti per i 3 modelli durante i movimenti effettuati dal soggetto. Viene visualizzato il numero di frame di acquisizione in ascissa e il corrispondente valore di angolo articolare in gradi in ordinata.

I modelli sono stati quindi confrontati mediante una regressione lineare dei dati, in cui si traccia una retta per prevedere la variabile risposta (Y, considerata come variabile indipendente, sull'asse delle ordinate) sulla base della variabile esplicativa (X, sull'asse delle ascisse). L'assunzione che viene fatta è che la relazione tra le due variabili sia realmente lineare, come si può prevedere in modo teorico in quanto i valori di angolo calcolati in due modelli dovrebbero coincidere.

La retta di regressione è descritta matematicamente dalla relazione:

$$Y = a + b X$$

Dove a rappresenta l'intercetta sull'asse Y, mentre b è la pendenza della retta (detta coefficiente angolare), che misura la variazione di Y quando X varia di una unità. Se il valore di b è maggiore dell'unità allora significa che i valori di X più grandi prevedono valori di Y più grandi (sottostima della misura); al contrario se b è minore dell'unità, i valori di X più grandi prevedono valori di Y più piccoli (sovrastima della misura).

La regressione lineare è stata implementata in Matlab mediante la funzione *regress*, la quale consente di ricavare l'intervallo di confidenza per i parametri stimati. Alla stima della pendenza è associata un'incertezza, la quale è misurata dall'errore standard:

$$ES_b = \sqrt{\frac{MS_{RESIDUA}}{\sum(X_i - \bar{X})^2}}$$

Al numeratore è presente la media dei quadrati dei residui, mentre al denominatore si ha la devianza di X (somma dei quadrati di X). Minore è l'errore standard, migliore è la precisione della misura e più bassa è l'incertezza nella stima della pendenza. Così si può definire l'intervallo di confidenza del parametro β come:

$$b - t_{\alpha(2),df} ES_b < \beta < b + t_{\alpha(2),df} ES_b$$

$t_{\alpha(2),df}$ è il valore critico a due code della distribuzione t con $df = n - 2$ gradi di libertà. La funzione *regress* considera un intervallo di confidenza al 95% ($\alpha = 0.05$).

5. RISULTATI E DISCUSSIONE

5.1 CONFRONTO TRA I PROTOCOLLI E ANALISI DEGLI ANGOLI ARTICOLARI

Per effettuare il confronto tra i protocolli di posizionamento sono stati selezionati solamente i frame in cui è stato realizzato il movimento. In Figura 17 si può notare il profilo degli angoli alfa, beta e gamma formati tra la testa e il sistema di riferimento del laboratorio.

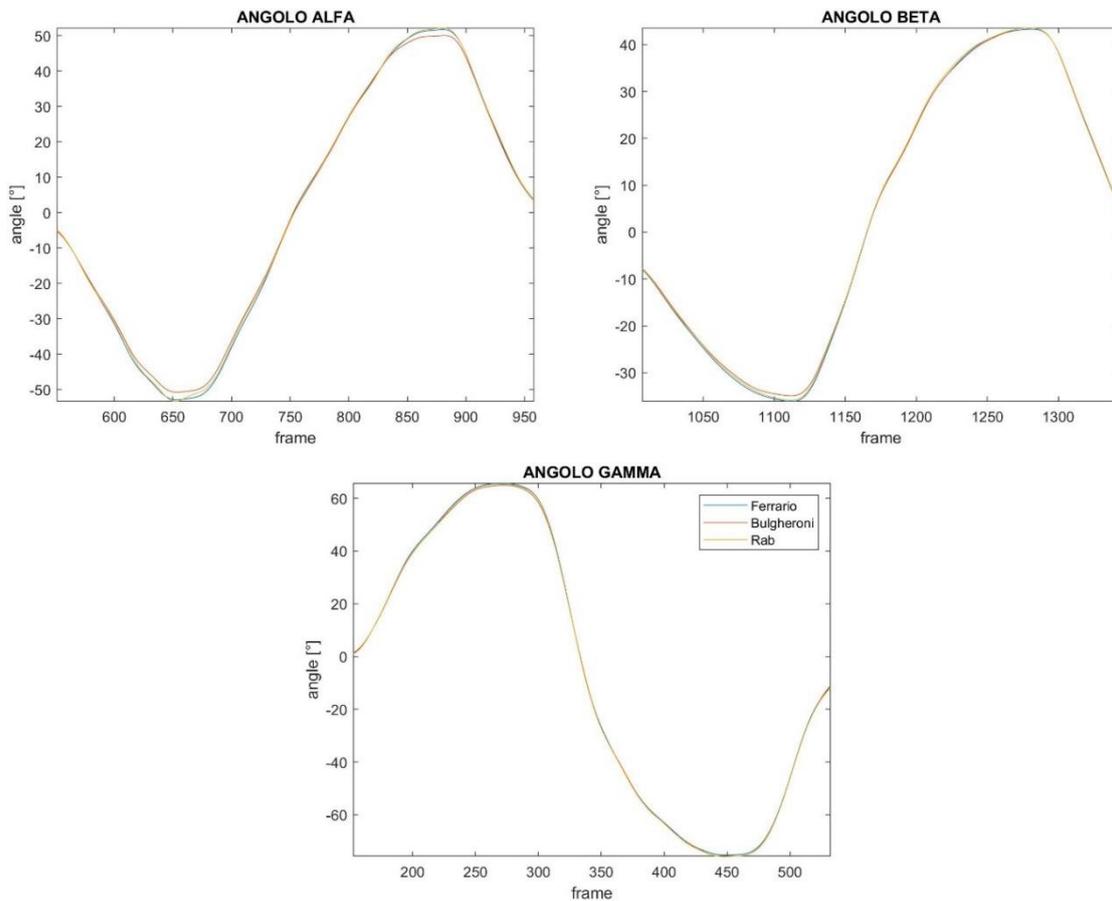


Fig.17 – I frame selezionati per effettuare il confronto mediante regressione lineare sono soltanto quelli in cui è stato effettuato il movimento. In ascissa è presente il numero di frame e in ordinata il valore di angolo articolare corrispondente.

La regressione lineare ha consentito di estrapolare i valori di coefficiente angolare (pendenza della retta) e intercetta. Sono stati confrontati separatamente i modelli di Ferrario e Bulgheroni con il modello di Rab, scelto come variabile indipendente.

I risultati ottenuti sono mostrati nelle tabelle sottostanti.

Tabella 2 – Valori di coefficiente angolare e intercetta con i rispettivi intervalli di confidenza delle misure. Valori ottenuti tramite regressione lineare tra i profili angolari restituiti dai modelli di Rab e Ferrario.

	ALFA	BETA	GAMMA
COEFF. ANGOLARE	1,0041	1,0014	0,9998
INT. CONFIDENZA LIMITE INFERIORE	1,0030	1,0010	0,9995
INT. CONFIDENZA LIMITE SUPERIORE	1,0051	1,0019	1,0001
INTERCETTA	-0,2384	-0,2921	0,3451
INT. CONFIDENZA LIMITE INFERIORE	-0,2755	-0,3050	0,3297
INT. CONFIDENZA LIMITE SUPERIORE	-0,2013	-0,2793	0,3604

La regressione lineare mostra che il coefficiente angolare assume un valore pari a 1, dimostrando che i modelli effettuano la stima degli angoli articolari in modo uguale. La differenza è presente alla terza cifra decimale, ovvero per valori pari ad 1/1000 di grado. Questo valore risulta essere poco significativo per lo scopo del progetto, in quanto variazioni significative del ROM cervicale si attestano su un decimo di grado. Si può così affermare con evidenza statistica che i modelli siano equivalenti. Lo stesso ragionamento può essere effettuato per i dati restituiti dal confronto tra i modelli di Rab e Bulgheroni, in Tabella 3 sottostante. In questo caso il coefficiente angolare risulta essere pari a 1 per quanto riguarda l'angolo gamma. Per gli angoli alfa e beta si ha una sottostima della misura degli angoli da parte del modello di Bulgheroni di un valore rispettivamente pari al 2,95% e 1,31%.

Tabella 3 – Valori di coefficiente angolare e intercetta con i rispettivi intervalli di confidenza delle misure. Valori ottenuti tramite regressione lineare tra i profili angolari restituiti dai modelli di Rab e Bulgheroni.

	ALFA	BETA	GAMMA
COEFF. ANGOLARE	1,0295	1,0131	1,0033
INT. CONFIDENZA LIMITE INFERIORE	1,0281	1,0123	1,0027
INT. CONFIDENZA LIMITE SUPERIORE	1,0308	1,0138	1,0040
INTERCETTA	-0,4445	-0,3932	0,4718
INT. CONFIDENZA LIMITE INFERIORE	-0,4911	-0,4148	0,4393
INT. CONFIDENZA LIMITE SUPERIORE	-0,3978	-0,3717	0,5043

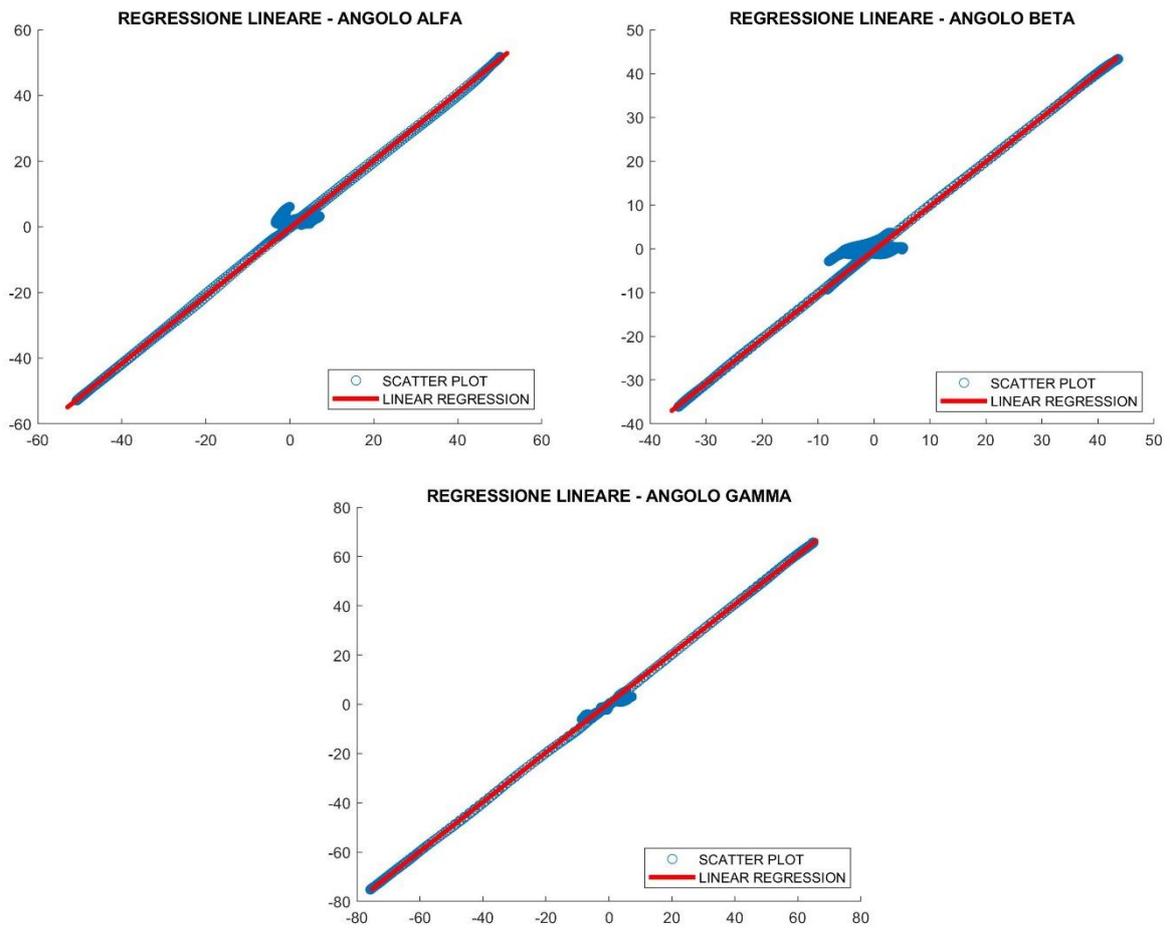


Fig.18 – Regressione lineare relativa agli angoli alfa (flessione sul piano sagittale), beta (flessione sul piano frontale) e gamma (rotazione sul piano trasversale) nel confronto tra i modelli di Bulgheroni e Rab.

6. APPLICAZIONE – STIMOLAZIONE MECCANICA PLANTARE

6.1 DESCRIZIONE DEL PROTOCOLLO SPERIMENTALE

Dopo aver effettuato il confronto ed aver valutato i valori degli angoli articolari restituiti dai 3 modelli, è stato possibile individuare il protocollo di posizionamento dei markers di Rab come il modello da applicare alla valutazione del range di movimento cervicale prima e dopo la stimolazione meccanica plantare.

Vista la uguaglianza tra i modelli nella stima degli angoli (dimostrato nel paragrafo precedente), è stato fatto un ragionamento pratico per l'esclusione di 2 modelli dal set up sperimentale. Nel protocollo proposto da Bulgheroni sono presenti 3 markers sulla testa, i quali potrebbero essere fissati in modo stabile sui capelli soltanto con la cuffia da nuoto. Come già visto, a causa della lunga durata totale delle prove che verranno effettuate, la cuffia non può essere utilizzata perché comprime il capo. Dovrebbe quindi essere realizzata una fascia elastica ad hoc per il set di markers descritto dal protocollo.

Per quanto riguarda il modello di Ferrario, per l'individuazione del tronco si utilizza un marker sulla terza vertebra dorsale D3 che risulta essere difficilmente individuabile tramite palpazione da parte del clinico.

Il modello di Rab, dal punto di vista dell'applicazione sul soggetto del set di markers, non presenta criticità. I markers sono posizionati in punti di riferimento prominenti delle ossa, facilmente individuabili dal clinico, in tempi molto brevi. Si è scelto di procedere con questo modello per l'applicazione sperimentale in laboratorio.

Dopo aver posizionato sul soggetto tutti i markers in modo corretto si procede con l'acquisizione di una prova, chiamata "*Baseline*", in cui vengono effettuati i movimenti di flesso – estensione, flessione laterale e rotazione assiale.

Dopodichè vengono inseriti i cunei plantari nelle scarpe in diverse posizioni, a seconda della prova che si vuole effettuare.

I cunei si posizionano nel seguente modo:

- Internal Heel Wedge (*InternalHW*); si posizionano i cunei in entrambi i piedi sotto il muscolo abduktore dell'alluce. Il clinico disegna una linea verticale in corrispondenza dell'inserzione del muscolo in modo da allinearla successivamente con la linea tracciata sul cuneo;
- External Heel Wedge (*ExternalHW*); i cunei vengono posizionati sotto il muscolo abduktore del mignolo del piede. Si ripete lo stesso procedimento precedente per individuare la posizione dell'inserzione del muscolo;
- Internal External Heel Wedge destro (*InternalExternalHW_DX*); i cunei vengono posizionati internamente nel piede sinistro sul muscolo abduktore dell'alluce ed esternamente nel piede destro sul muscolo abduktore del mignolo;
- Internal External Heel Wedge sinistro (*InternalExternalHW_SX*); i cunei vengono posizionati internamente nel piede destro sul muscolo abduktore dell'alluce ed esternamente nel piede sinistro sul muscolo abduktore del mignolo.

Per la descrizione della procedura completa effettuata dal clinico per l'individuazione dell'inserzione dei muscoli abduktori si rimanda all'articolo di Alessandria et al.¹³.

Dopo aver effettuato l'acquisizione *Baseline*, si procede con le 4 prove, le quali prevedono una sequenza identica di operazioni:

- Acquisizione con Vicon di una prova denominata "*Acuto*" in cui il soggetto effettua i movimenti nel seguente ordine: flessione ed estensione del collo, rotazione assiale a destra e sinistra, e flessione laterale a destra e sinistra;
- Camminata di 15 minuti su un tapis roulant a velocità 4 km/h e pendenza nulla, in modo più naturale possibile;

- Acquisizione con Vicon di una prova denominata "After15min" dopo la camminata, eseguendo la sequenza di movimenti nello stesso ordine della prova *Acuto*.

Si procede quindi con lo spostamento dei cunei plantari e si effettuano nuovamente le acquisizioni di dati e la camminata su tapis roulant.

In totale sono stati testati 3 soggetti volontari che si sono prestati per lo studio.

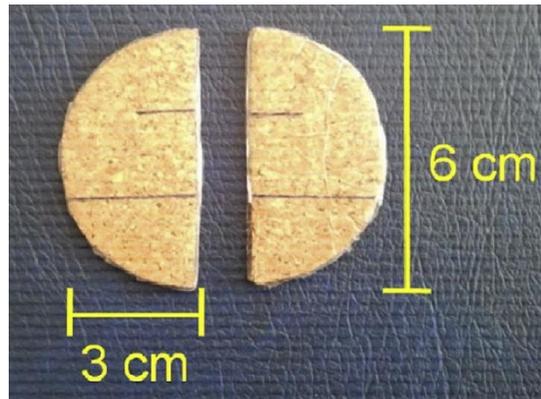


Fig.19 – Cuneo plantare di spessore 1,5 mm.

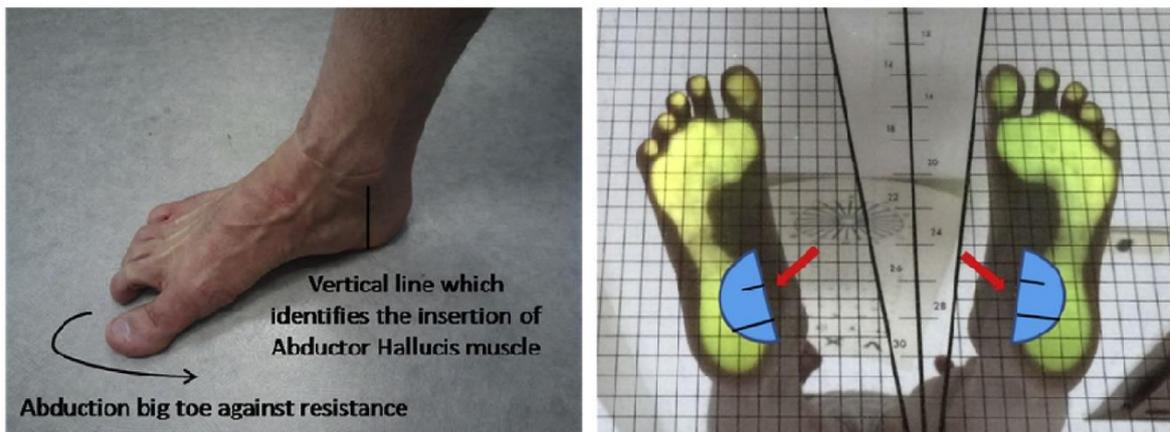


Fig.20 – A sinistra si mostra il metodo utilizzato per l'individuazione dell'inserzione del muscolo abduttore dell'alluce. A destra si indica il corretto posizionamento dei cunei sotto la pianta del piede in posizione interna.



Fig.21 – A sinistra si mostra il metodo utilizzato per l'individuazione dell'inserzione del muscolo abduttore del mignolo. A destra viene visualizzato il corretto posizionamento dei cunei sotto la pianta del piede in posizione esterna.

6.2 ANALISI PRELIMINARE DEI DATI

Il lavoro di processamento dei dati acquisiti in laboratorio ha portato alla valutazione degli angoli articolari in ciascun posizionamento dei cunei plantari. Vengono riportati solamente i dati relativi agli angoli in cui ci si aspetta un miglioramento della mobilità cervicale dopo la stimolazione meccanica. Come già presentato nel paragrafo 3.4, in base alla posizione del cuneo plantare si dovrebbe ottenere un miglioramento della mobilità cervicale in un determinato piano.

In Figura 22 viene mostrato l'angolo cervicale dei 3 soggetti testati prima e dopo aver effettuato la camminata sul tapis roulant con i cunei in posizione *InternalHW*, ovvero entrambi posti internamente al piede. In flessione si nota un miglioramento della mobilità in tutti i soggetti testati; durante il movimento di estensione il soggetto 3 presenta una diminuzione dell'angolo cervicale di $11,89^\circ$. Gli altri due soggetti invece hanno entrambi un miglioramento della loro condizione.

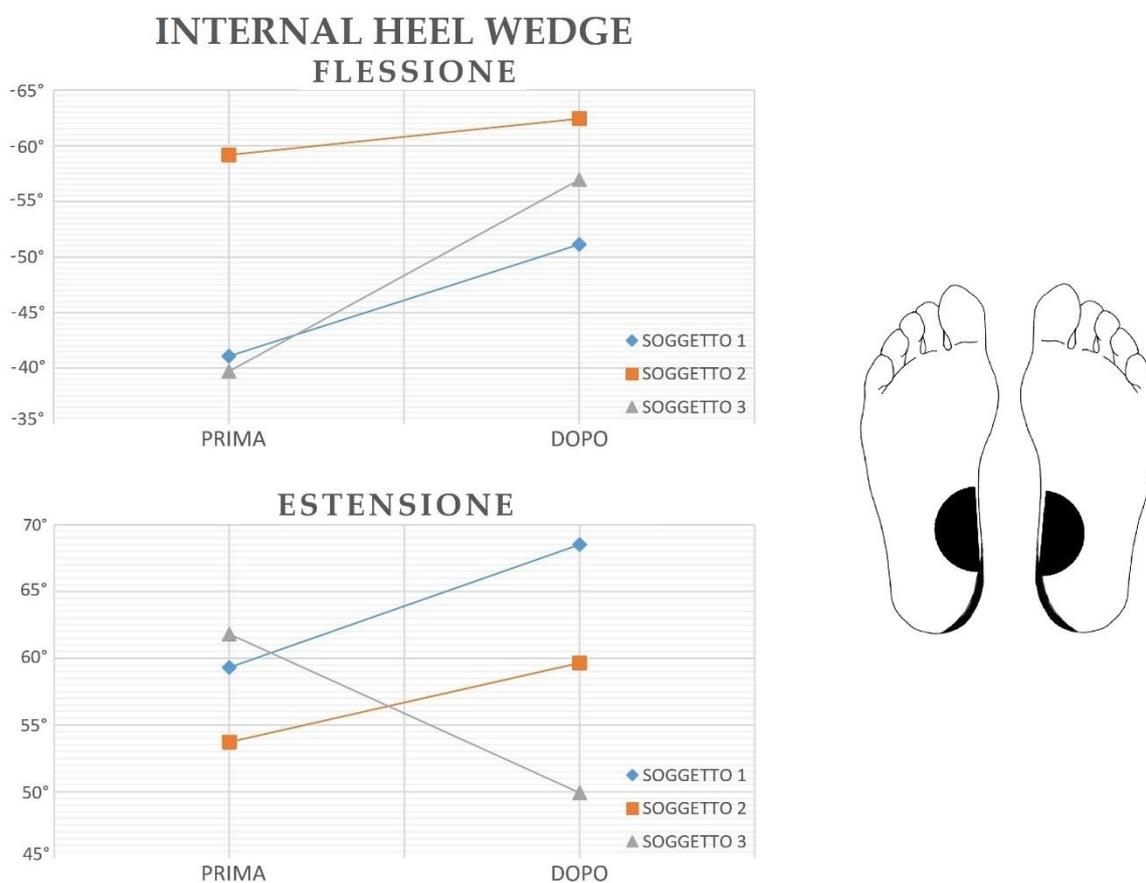


Fig.22 – Andamento dell'angolo cervicale in flessione ed estensione della testa sul piano sagittale con il posizionamento *InternalHW* dei cunei plantari, mostrato nella figura di destra.

Il posizionamento dei cunei in posizione esterna al piede (*ExternalHW*) mostra un miglioramento in flessione nei soggetti; l'estensione risulta diminuire di 7,11° e 7,01° rispettivamente nel soggetto 2 e 3. Il soggetto 1 mostra un miglioramento della mobilità di 3,93°.

I risultati sono mostrati in Figura 23.

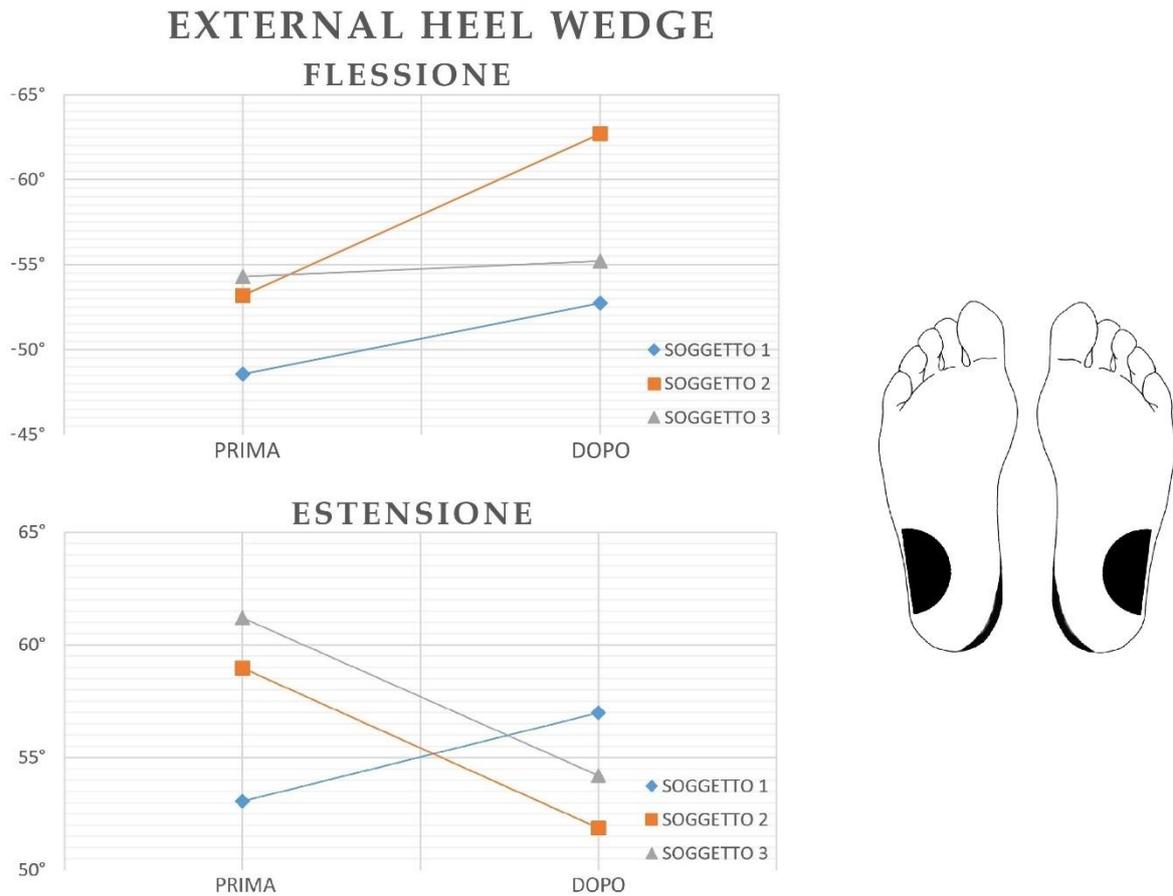


Fig.23 – Andamento dell'angolo cervicale in flessione ed estensione della testa sul piano sagittale con il posizionamento *ExternalHW* dei cunei plantari, mostrato in figura a destra.

Il posizionamento dei cunei in posizione *InternalExternalHW_DX* dovrebbe migliorare la rotazione assiale verso sinistra del capo. Ciò però non si verifica nel soggetto 3 difatti mostra una diminuzione di $5,73^\circ$ nel movimento.

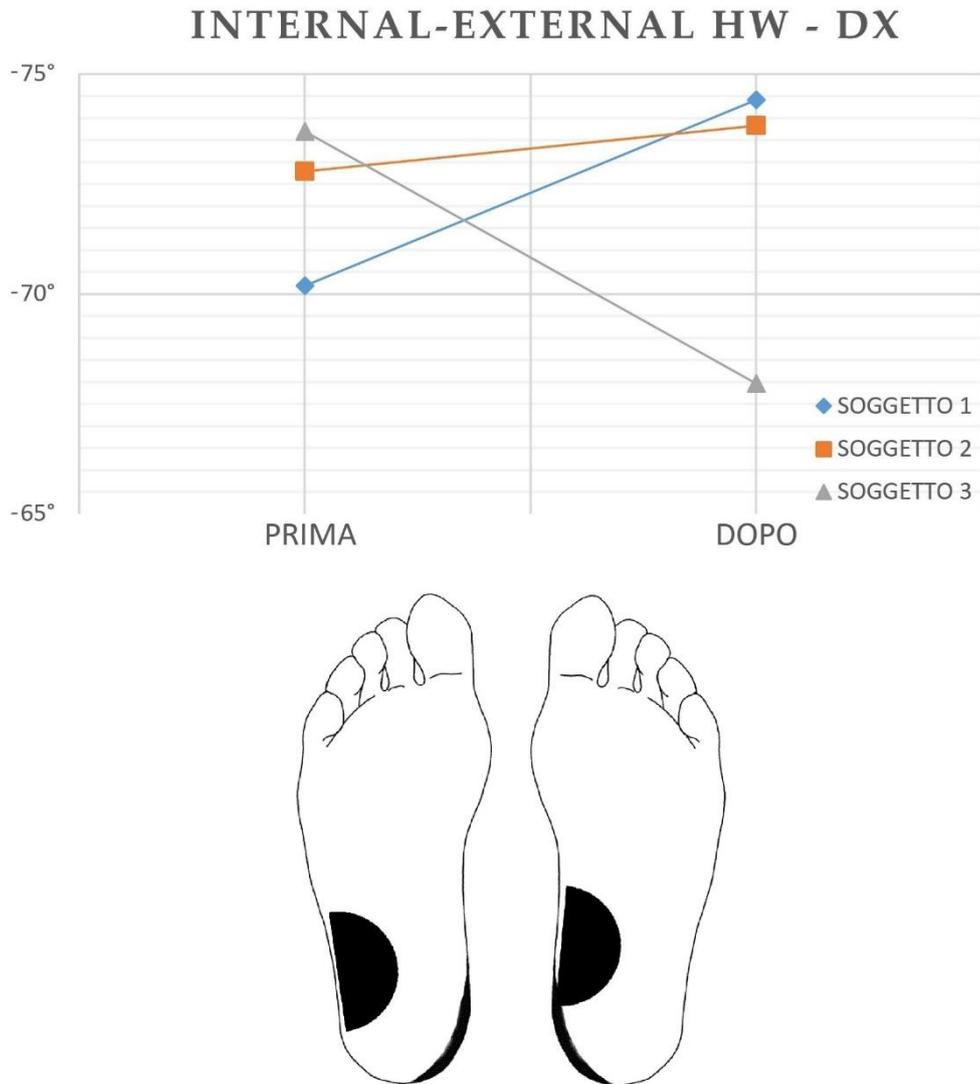


Fig.24 – Andamento dell'angolo cervicale in rotazione verso sinistra sul piano trasversale con il posizionamento *InternalExternalHW_DX* dei cunei plantari, mostrato nella figura in basso.

Il posizionamento dei cunei plantari in posizione *InternalExternalHW_SX* mostra infine un peggioramento della mobilità cervicale in 2 soggetti; il miglioramento lo si nota soltanto nel soggetto 1 di un valore pari a $2,28^\circ$.

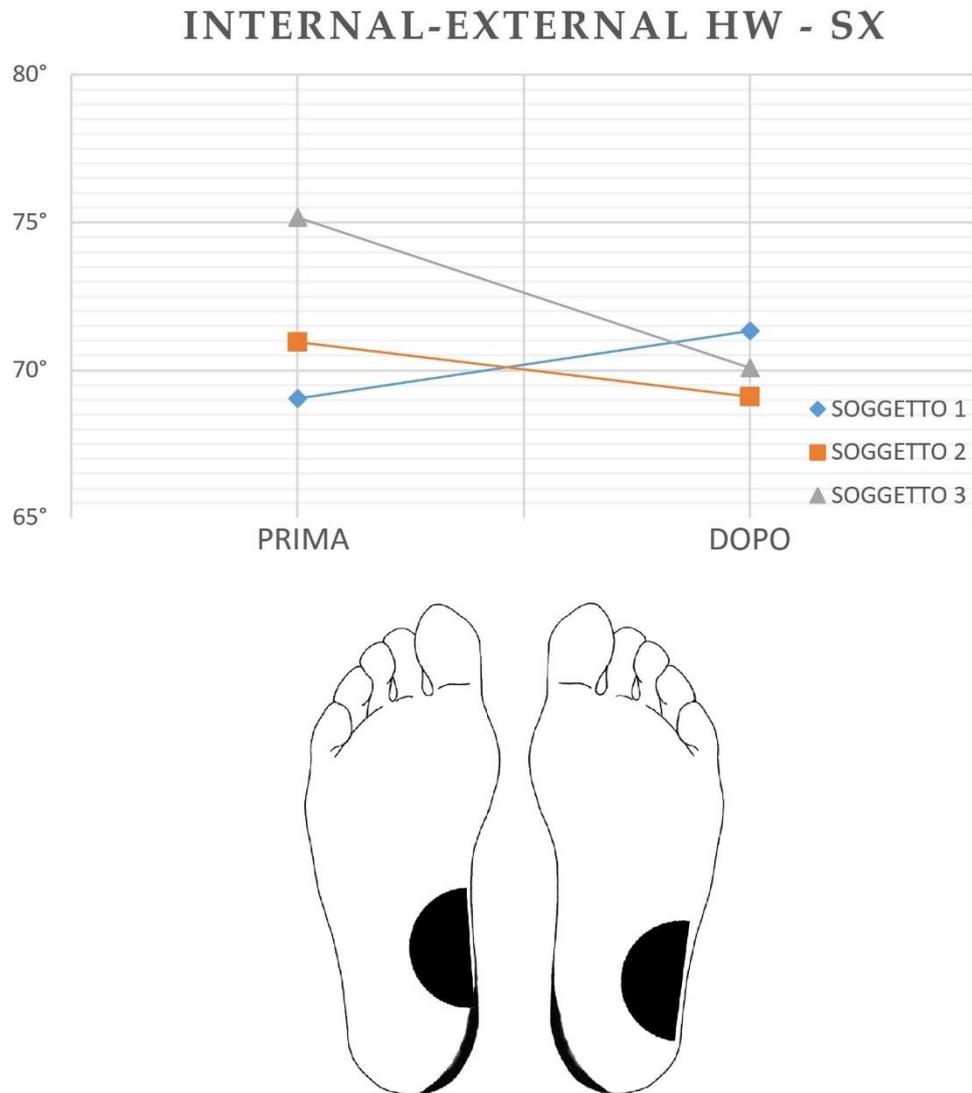


Fig.25 – Andamento dell'angolo cervicale in rotazione verso destra sul piano trasversale con il posizionamento *InternalExternalHW_SX* dei cunei plantari, mostrato nella figura in basso.

Per quanto riguarda la flessione laterale, ci si aspetta un miglioramento verso sinistra nel posizionamento *InternalExternalHW_DX* e verso destra nel posizionamento opposto dei cunei.

I risultati ottenuti prima e dopo la stimolazione sono mostrati in Figura 26.

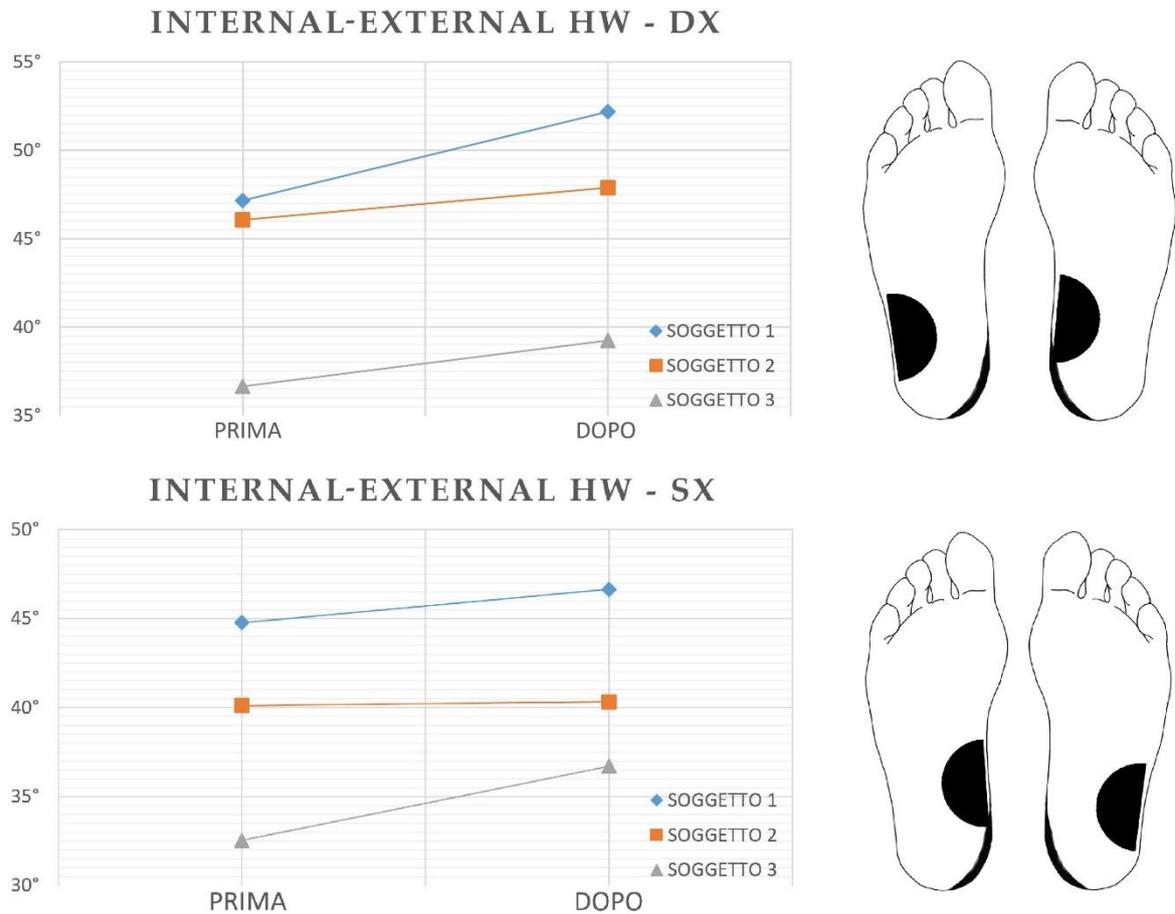


Fig.26 – Andamento dell’angolo cervicale in flessione laterale sul piano frontale con i posizionamenti *InternalExternalHW_SX* e *InternalExternalHW_DX* dei cunei plantari, mostrati nelle due figure di destra.

I risultati presentati in questo capitolo sono dati preliminari su un numero di soggetti limitato. Per questo motivo non è stato possibile trarre delle considerazioni statistiche in merito al fatto che il posizionamento dei cunei sotto plantari porti ad un miglioramento della mobilità cervicale.

7. CONCLUSIONI

L'obiettivo del presente documento è l'individuazione di un protocollo di posizionamento di markers sui soggetti per valutare l'angolo articolare cervicale tramite la stereofotogrammetria. Dopo una ricerca dei protocolli già presenti in letteratura, sono stati selezionati 3 modelli che ricostruiscono la parte superiore del corpo umano, in particolare i segmenti di testa e tronco. I modelli sono stati implementati in Matlab e sono state calcolate, oltre alle terne di riferimento di ciascun segmento, le matrici di rotazione affinché si potessero ricavare gli angoli articolari formati tra i segmenti stessi.

È stato effettuato un confronto tra i 3 modelli mediante la regressione lineare. Ricavando i dati relativi al coefficiente angolare della retta interpolatrice, si è potuto verificare che i modelli sono equiparabili. I dati hanno mostrato difatti una differenza dell'ordine del millesimo di grado. Tale differenza è trascurabile per il fatto che le variazioni apprezzabili degli angoli articolari sono dell'ordine del decimo di grado. L'utilizzo di uno tra i 3 modelli implementati non influenza la correttezza della misurazione e possono essere considerati equivalenti per le prove sperimentali.

Questo studio risulta essere il punto di partenza di un'applicazione futura che includa un numero di soggetti molto più ampio. Si vuole inoltre testare un gruppo di controllo e un gruppo intervento. Il gruppo di controllo comprende un campione di soggetti che svolgono l'esperimento seguendo la stessa procedura dei soggetti appartenenti al gruppo intervento, ma senza applicare la stimolazione meccanica.

Con questo documento quindi si fornisce uno strumento utile ai clinici per il calcolo degli angoli articolari. Si fornisce una descrizione dettagliata che permette non soltanto di valutare la mobilità cervicale, ma anche altri movimenti. È presente difatti una descrizione dettagliata della procedura che consente di implementare ulteriori segmenti articolari.

8. BIBLIOGRAFIA

1. G. Rab, K. Petuskey, A. Bagley – A method for determination of upper extremity kinematics – *Gait Posture* 2002; 15:113–119
2. D. Hoy, L. March, A. Woolf, F. Blyth, P. Brooks, E. Smith, R. Buchbinder - The global burden of neck pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study - *Annals of the Rheumatic Diseases* 2014; 73:1309–1315
3. R. Fejer, K.O. Kyvik, J. Hartvigsen - The prevalence of neck pain in the world population: a systematic critical review of the literature – *European Spine Journal* 2006; 15(6):834–848
4. H.S. Bahat, P.L. Weiss, Y. Laufer - The Effect of Neck Pain on Cervical Kinematics, as Assessed in a Virtual Environment – *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2010; 91(12):1884-1890
5. A.M. Valevicius, P.Y. Jun, J.S. Heberta, A.H. Vette - Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks: A systematic review - *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2018; 40:1-15
6. M. Bulgheroni, F. Antonaci, S. Ghirmai, G. Sandrini - A 3D kinematic method for evaluating voluntary movements of the cervical spine in humans – *Functional Neurology* 1998; 13(3):239-45
7. V.F. Ferrario, C. Sforza, G. Serrao, G. Grassi, E. Mossi - Active range of motion of the head and cervical spine: a three-dimensional investigation in healthy young adults - *Journal of Orthopaedic Research* 2002;20(1):122-129
8. N. Bogduk, S. Mercer – Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics – *Clinical Biomechanics* 2000; 15(9):633-648
9. Florence Peterson Kendall, Elizabeth Kendall McCreary, Patricia Geise Provance – *I muscoli, Funzioni e test* – Verduci Editore
10. L.J. Carroll, S. Hogg-Johnson, G. van der Velde, S. Haldeman – Course and Prognostic Factors for Neck Pain in the General Population: Results of the Bone and Joint Decade 2000–2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders – *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 2009;32(2):S87-S96

11. M. Alizadeh, G. Knapik et al. – Biomechanical musculoskeletal models of the cervical spine: A systematic literature review – *Clinical Biomechanics* 2020; 71:115-124
12. P.M. Kennedy, J.T. Inglis - Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole – *Journal of Physiology* 2002; 538:995–1002
13. M. Alessandria, M. Gollin - Proprioceptive effects on gait and postural stability through mechanical stimulation with an Internal and External Heel Wedge: An interventional single-arm study - *Journal of Bodywork & Movement Therapies* 2020; 24(3):195–201
14. J. Lobo-Prat, J.M. Font-Llagunes, C. Gómez-Pérez, J. Medina-Casanovas, R.M. Angulo-Barroso – New biomechanical model for clinical evaluation of the upper extremity motion in subjects with neurological disorders: An application case - *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 2014; 17(10)
15. Van der Helm FCT, Veeger HEJ, Pronk GM, Van der Woude LHV, Rozendal RH. Geometry parameters of musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism – *Journal of Biomechanics* 1992; 25:129–44
16. Vanezis, M. A. Robinson, N. Darras – The reliability of the ELEPAP clinical protocol for the 3D kinematic evaluation of upper limb function – *Gait & Posture* 2015; 41(2):431–439

9. RINGRAZIAMENTI

Giunto al termine del percorso universitario, vorrei dedicare un paragrafo del mio elaborato a tutte le persone che hanno condiviso con me i momenti migliori di questi anni.

Ringrazio il mio relatore, il Professor Taian Martins Vieira, e il mio co-relatore, il Dottor Marco Alessandria, per la disponibilità e professionalità che hanno dimostrato in questi mesi di lavoro, per i suggerimenti e per le preziose indicazioni che mi hanno fornito per la stesura dell'elaborato. Ringrazio vivamente i soggetti che si sono resi disponibili per le prove in laboratorio; senza la loro partecipazione non sarebbe stato possibile portare a termine il lavoro.

Ringrazio i miei genitori, Enrico e Rossella, che mi hanno sempre assecondato in ogni decisione e mi sono stati di grande aiuto nelle scelte che hanno segnato il mio percorso. Sono stati e saranno sempre un esempio da seguire, il loro supporto e i loro consigli non sono mai mancati. Ringrazio i miei nonni, Alfredo e Tina, che hanno accompagnato il mio percorso e che mi hanno dimostrato un affetto incondizionato.

Ringrazio la mia fidanzata Lucrezia, che mi ha supportato in tutti questi anni e mi ha spronato a dare sempre il meglio. Grazie per condividere le gioie e le fatiche di ogni giorno, con te accanto risulta tutto più semplice.

Ringrazio i miei amici di sempre, Giacomo e Tommaso, che hanno condiviso gioie, successi e sacrifici, rendendo questo traguardo ancora più prezioso. Grazie a tutti gli Amici che sono sempre stati presenti, che mi hanno dato consigli e che mi hanno fatto crescere dal punto di vista umano e professionale.