

POLITECNICO DI TORINO

Facoltà di Ingegneria

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Valutazione della Mobilità Cervicale ai fini di un Intervento Fisioterapico

Può un sottile stimolo cutaneo sotto l'arco plantare influire sulla mobilità cervicale?



Relatore:

Ing. Martins Taian

Correlatore:

Dott. Alessandria Marco

Candidata:

Simona Campisi

Anno Accademico 2020/2021

Abstract

Background: La colonna cervicale è un tratto della colonna vertebrale dotato di elevata mobilità e, conseguentemente, è soggetta a numerosi stress e disordini durante le attività quotidiane. Per questo motivo, l’impatto delle patologie cervicali sulla popolazione mondiale è molto elevato e può degenerare in disabilità più gravi. La complessità del tratto cervicale rende la diagnosi e il trattamento clinico particolarmente ardui, il che è anche accentuato dalla varietà delle sintomatologie e dal fatto che i metodi di valutazione di questa patologia sono ad oggi principalmente qualitativi.

Scopo dello studio: Lo scopo di questo lavoro è quello di valutare se la stimolazione plantare abbia un effetto sulla mobilità cervicale, al fine di verificare se sia possibile un’applicazione terapeutica. La stimolazione è di tipo meccanico e viene ottenuta per mezzo di cunei sottili (1.5mm di spessore) inseriti nella scarpa del soggetto esaminato in quattro posizioni differenti. La mobilità cervicale, invece, viene valutata tramite il ROM (Range of Motion), ottimo per lo studio dei disordini muscoloscheletrici.

Materiali e metodi: le performance di due gruppi di 12 soggetti sono state registrate per mezzo di un sistema optoelettronico, che permette di ricavare gli angoli articolari. Il primo gruppo, detto di controllo, ha eseguito due prove nella sola condizione di assenza di stimolazione; il secondo gruppo, detto di intervento, ha eseguito due prove in quattro condizioni diverse, corrispondenti alle quattro diverse posizioni delle solette. Le prove sono due: acuto e dopo 15 minuti di camminata al tapis roulant, che serve a garantire l’efficacia della stimolazione plantare. Ogni prova prevede l’esecuzione di tre movimenti cervicali: flesso – estensione, flessione laterale e rotazione assiale.

Risultati: I risultati ottenuti non mostrano alcuna differenza significativa tra i ROM ottenuti in acuto e quelli ottenuti dopo 15 minuti di deambulazione. Questo vale sia per il gruppo di controllo sia per il gruppo di intervento; così come per tutte e tre le direzioni spaziali di esecuzione del movimento. Ciò nonostante, nel gruppo di intervento vi è in diversi casi una diminuzione del ROM dopo la camminata su tapis roulant, il che fa pensare ad un aumento della stabilità cervicale a seguito della stimolazione dell’arco plantare.

Inoltre, nella flessione – estensione e nella rotazione assiale, il valore di p ricavato si avvicina molto a 0.05, motivo per cui è ipotizzabile che un eventuale aumento del numero di soggetti reclutati possa provocare una variazione significativa del ROM.

In conclusione, nonostante l'assenza di significatività statistica dei risultati ottenuti, questo lavoro rappresenta un punto di partenza interessante per degli eventuali studi futuri, in quanto un effetto della stimolazione plantare sulla mobilità cervicale permetterebbe al clinico un trattamento molto semplice e per nulla invasivo della patologia.

INDICE

ABSTRACT	1
CAPITOLO 1 – INTRODUZIONE	1
CAPITOLO 2 – STATO DELL’ARTE	3
2.1 ANATOMIA E MOBILITÀ DEL RACHIDE CERVICALE	3
2.1.1 CENNI DI ANATOMIA DELLA COLONNA VERTEBRALE	3
2.1.2 ANATOMIA DEL RACHIDE CERVICALE.....	4
2.1.3 ARTICOLAZIONI E MOBILITÀ CERVICALE	5
2.2 VALUTAZIONE DELLA MOBILITÀ CERVICALE	7
2.2.1 DOLORE CERVICALE.....	7
2.2.2 VARIABILI QUANTITATIVE PER LA DIAGNOSI DEL DOLORE CERVICALE – RANGE OF MOTION	9
2.2.3 VALUTAZIONE DEL ROM CERVICALE TRAMITE SISTEMI OPTOELETTRONICI	10
2.3 LA STIMOLAZIONE PLANTARE COME STRUMENTO TERAPEUTICO	11
2.3.1 DISTRIBUZIONE DEI RECETTORI CUTANEI NELL’ARCO PLANTARE.....	12
2.3.2 EFFETTO DI INSERTI PLANTARI SUL CONTROLLO DI PARTICOLARI DISTRETTI CORPOREI ...	15
CAPITOLO 3 – MATERIALI E METODI.....	18
3.1 PARTECIPANTI	18
3.2 STRUMENTAZIONE	19
3.2.1 SOLETTE PROPRIOCETTIVE.....	20
3.2.2 SISTEMA OPTOELETTRONICO.....	21
3.3 PROCEDURA SPERIMENTALE	22
3.3.1 MODELLO BIOMECCANICO	22
3.3.2 PROTOCOLLO DI LAVORO.....	25
3.3.3 RICOSTRUZIONE DELLA POSA DEI SEGMENTI SCHELETRICI.....	29
3.3.4 STIMA DEGLI ANGOLI ARTICOLARI	33
CAPITOLO 4 – RISULTATI E DISCUSSIONE	39
4.1 VALUTAZIONE DEI RISULTATI.....	39

4.1.1 RISULTATI DEL GRUPPO DI CONTROLLO E LORO RAPPRESENTAZIONE GRAFICA.....	40
4.1.2 RISULTATI DEL GRUPPO SPERIMENTALE E LORO RAPPRESENTAZIONE GRAFICA	41
4.2 DISCUSSIONE	44
4.2.1 LIMITI DELLE PROVE SPERIMENTALI	45
CAPITOLO 5 – CONCLUSIONE.....	46
BIBLIOGRAFIA	49

Capitolo 1 – Introduzione

Il dolore cervicale è una delle maggiori sorgenti di morbidità in molti paesi e, inoltre, colpisce soggetti di ogni età (dai 15 ai 65 anni), interferendo con la loro vita quotidiana. Il problema principale legato ai disordini muscoloscheletrici del tratto cervicale riguarda il fatto che le sintomatologie sono molto diverse, il che rende difficile la diagnosi clinica. In aggiunta, la mobilità cervicale è molto complessa e permette l'esecuzione di diversi movimenti accoppiati. Conseguentemente, un trattamento adeguato di questo tipo di disfunzione è fondamentale per permettere ai pazienti di mantenere un tenore di vita normale e per evitare il sorgere di disabilità più gravi.

Ad oggi, i principali trattamenti non chirurgici del dolore cervicale sono i farmaci antiinfiammatori, esercizi o terapie manuali eseguite da fisioterapisti. Un'analisi del 2009 effettuata a Toronto ha cercato di capire quale, tra queste terapie disponibili, fosse la migliore per il trattamento del dolore cervicale, senza però trovare importanti differenze. Ogni cura, infatti, possiede sia effetti benevoli che dannosi (van der Velde, et al., 2009).

Oltre a ciò, gran parte dei pazienti non riesce a risolvere il problema definitivamente. Secondo uno studio che ha valutato 226 articoli che trattano il decorso del dolore cervicale, si evince che tra il 50% e l'85% delle persone che soffrono di dolore cervicale in un periodo iniziale, segnalerà di averlo anche da 1 a 5 anni dopo. In aggiunta, in molti casi risulta un aumento della patologia nel periodo di follow-up (Carroll, et al., 2010).

Quanto appena descritto permette di capire quanto sia importante riuscire a trovare un trattamento efficace, semplice e quanto più possibile definitivo, nonostante le inevitabili sollecitazioni cui è sottoposto quotidianamente il tratto cervicale.

La stimolazione meccanica plantare potrebbe essere un valido candidato per il trattamento delle patologie cervicali. Le solette podaliche, infatti, sono ampiamente utilizzate in ambito fisioterapico e, soprattutto, posturologico in quanto facili da utilizzare, economiche e per nulla fastidiose per il paziente. Se, però, da un lato è noto che la postura eretta sia sensibile ai feedback tattili e pressori provenienti dalle afferenze cutanee del piede (Strzalkowski, et al.,

2018); dall'altro lo stesso non si può dire della mobilità cervicale, rendendo difficile ipotizzare a priori quali possano essere gli effetti della stimolazione. Ciò nonostante, la presenza di connessioni neurologiche tra piede e tratto cervicale porta a ipotizzare che un eventuale cambiamento nei parametri funzionali della mobilità cervicale possa esserci.

Il protocollo utilizzato prevede l'utilizzo di cunei di spessore 1.5mm inseriti a livello dell'arco plantare in 4 diversi posizionamenti. L'area stimolata è stata ritenuta la più opportuna in quanto, da uno studio precedente, risulta essere densa di recettori cutanei (Strzalkowski, et al., 2015). Lo spessore molto sottile è necessario in quanto bisogna garantire il confort del paziente nell'eventualità di un'applicazione futura. Malgrado ciò, pochissimi sono i lavori che indagano l'effetto della stimolazione meccanica plantare ottenuta con uno spessore così sottile. Il lavoro di (Alessandria & Gollin, 2020), ad esempio, ha ottenuto dei cambiamenti significativi nel ciclo del passo, permettendo di affermare che uno spessore di 1.5mm produca dei cambiamenti funzionali.

Un'informazione importante è estraibile dal lavoro di (Foisy, et al., 2015), secondo cui l'utilizzo di solette dello spessore di 3mm provoca un miglioramento della stabilità posturale. Quanto affermato fornisce uno spunto importante, in quanto è plausibile che un aumento della stabilità posturale provochi un irrigidimento del tratto cervicale e, dunque, una diminuzione della mobilità di questo tratto a seguito della stimolazione.

In questo lavoro viene usato un approccio ingegneristico per valutare il ROM cervicale, parametro cinematico che ci procura informazioni circa la mobilità cervicale. L'acquisizione dei dati viene effettuata per mezzo di un sistema optoelettronico, tecnica standard per l'analisi cinematica tridimensionale e, in seguito, l'elaborazione viene fatta in Matlab. Infine, per mezzo dell'analisi statistica è possibile dare significatività ai risultati finali, permettendoci di capire se la stimolazione plantare provochi una variazione del ROM cervicale o meno.

Capitolo 2 – Stato dell’Arte

2.1 ANATOMIA E MOBILITÀ DEL RACHIDE CERVICALE

Il rachide cervicale è uno dei segmenti costituenti la colonna vertebrale. Esso fornisce supporto al capo e nel contempo consente ampi gradi di movimento per ottimizzare la funzione degli organi di senso che si trovano nel cranio, primo fra tutti la vista (Corno, 2003). I movimenti base di questo tratto sono flessione, estensione, rotazione e inclinazione laterale, ma possono anche essere effettuati in combinazione, consentendo alla testa e al collo una notevole mobilità in varie direzioni.

2.1.1 CENNI DI ANATOMIA DELLA COLONNA VERTEBRALE

La *colonna vertebrale* è il principale sostegno del corpo umano e consta di cinque diversi segmenti: il tratto cervicale, dorsale, lombare, sacrale e coccigeo. Complessivamente, è costituita da 33 – 34 vertebre, ossa irregolari che proteggono il midollo spinale, le radici nervose e alcuni organi interni; permettono l’ancoraggio di legamenti, tendini e muscoli; forniscono flessibilità e mobilità al corpo.

Le *vertebre* hanno una struttura anatomica comune, caratterizzata da due porzioni: una anteriore (*corpo vertebrale*) e una posteriore (*arco vertebrale*). Queste due parti si uniscono a formare il cosiddetto processo spinoso, una prominenza ossea al centro del bordo esterno dell’arco vertebrale [figura 1].

Il corpo vertebrale è la componente più voluminosa e resistente, ha una forma cilindrica e permette il sostenimento dei carichi. L’arco vertebrale, invece, è composto da:

- Due lamine, che passano al processo spinoso nella parte posteriore della vertebra;
- Due peduncoli, che permettono il collegamento col corpo vertebrale.

Nel punto di congiunzione tra lamina e peduncolo ci sono le faccette articolari (o articolazioni zigapofisarie), che rappresentano il punto di congiunzione tra due vertebre e che consentono i movimenti di torsione e flessione della colonna, limitandone al contempo il movimento oltre un certo limite. Infine, tra le vertebre, c’è una struttura fibrocartilaginea detta *disco intervertebrale*, che consente il movimento tra le vertebre e mantiene la stabilità articolare. Inoltre, il suo nucleo polposo funge da ammortizzatore delle forze [figura 1].

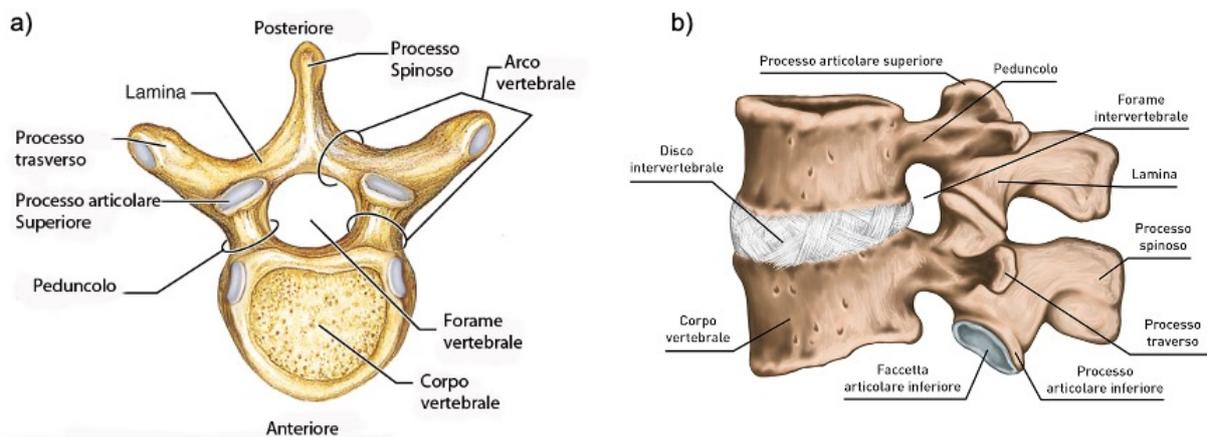


Figura 1. Illustrazione della struttura vertebrale. a) Sezione trasversa della vertebra; b) Sezione laterale della vertebra.

2.1.2 ANATOMIA DEL RACHIDE CERVICALE

Il tratto cervicale consta di sette vertebre (C1 – C7), poste in lordosi e separate dal disco intervertebrale [figura 2]. La curva lordotica cervicale ha un'importanza fondamentale, in quanto raddoppia la resistenza della colonna ai carichi (Corno, 2003).

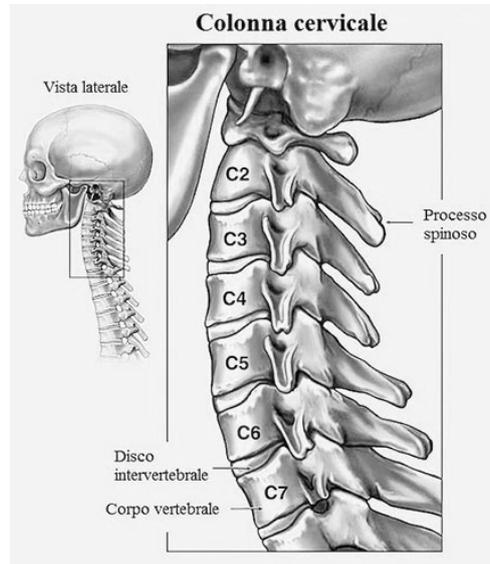


Figura 2. Illustrazione del tratto cervicale della colonna vertebrale.

Le caratteristiche generali delle vertebre cervicali sono quelle comuni descritte nel capitolo 2.1.1, ma la prima (o atlante), la seconda (o epistrofeo) e la settima (o vertebra prominente) hanno delle caratteristiche peculiari:

- L'*atlante* ha una struttura priva di corpo vertebrale a forma di anello, con due masse laterali su cui poggiano i condili occipitali (Corno, 2003) [figura 3.a].
- L'*epistrofeo*, invece, è caratterizzato dalla presenza del dente, struttura che si proietta verticalmente dalla superficie posteriore del corpo vertebrale fino ad inserirsi nell'*atlante* (Corno, 2003) [figura 3.b]. Questa struttura funge da "corpo" dell'*atlante* e fa da perno di rotazione per lo stesso, consentendo un'esecuzione disinvolta del movimento.

Tra C1 e C2 non c'è disco intervertebrale: il movimento è limitato dai legamenti e dalla capsula articolare.

- La settima vertebra cervicale funge da transizione fra le cervicali e le toraciche e si distingue per il lungo processo spinoso, che le conferisce robustezza.

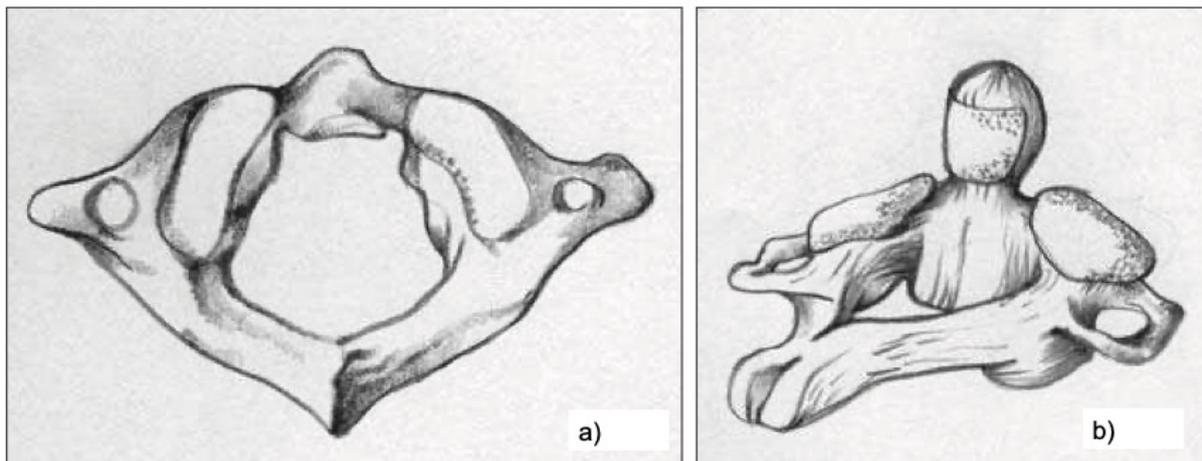


Figura 3. a) Atlante, caratterizzato dall'assenza di corpo vertebrale e da una forma ad anello. b) Epistrofeo, caratterizzato dal dente vertebrale che consente la rotazione assiale dell'atlante.

2.1.3 ARTICOLAZIONI E MOBILITÀ CERVICALE

I movimenti del capo nel suo insieme sono permessi dalle articolazioni che legano le vertebre cervicali tra loro: in base alla disposizione delle faccette articolari vertebrali, il movimento avverrà maggiormente su un determinato piano dello spazio.

Il rachide cervicale si divide in superiore (capo – C1 – C2) e inferiore (C3 – C7). Le vertebre della prima struttura tendono ad essere più piccole ma più mobili; le seconde sono più grandi per poter sostenere carichi maggiori provenienti dal collo e dalla testa. I due segmenti,

superiore e inferiore, si completano l'un l'altro permettendo movimenti di rotazione, inclinazione e flesso – estensione del capo.

In particolare, l'articolazione che unisce la prima vertebra cervicale al cranio (articolazione atlante – occipitale) consente la flesso – estensione e alcuni movimenti moderati di flessione laterale. Circa il 50% del movimento di rotazione dell'intera colonna cervicale, invece, ha luogo tra atlante e epistrofeo. Le articolazioni del rachide cervicale inferiore, invece, consentono due tipi di movimento: flesso – estensione e movimenti misti d'inclinazione – rotazione (Corno, 2003).

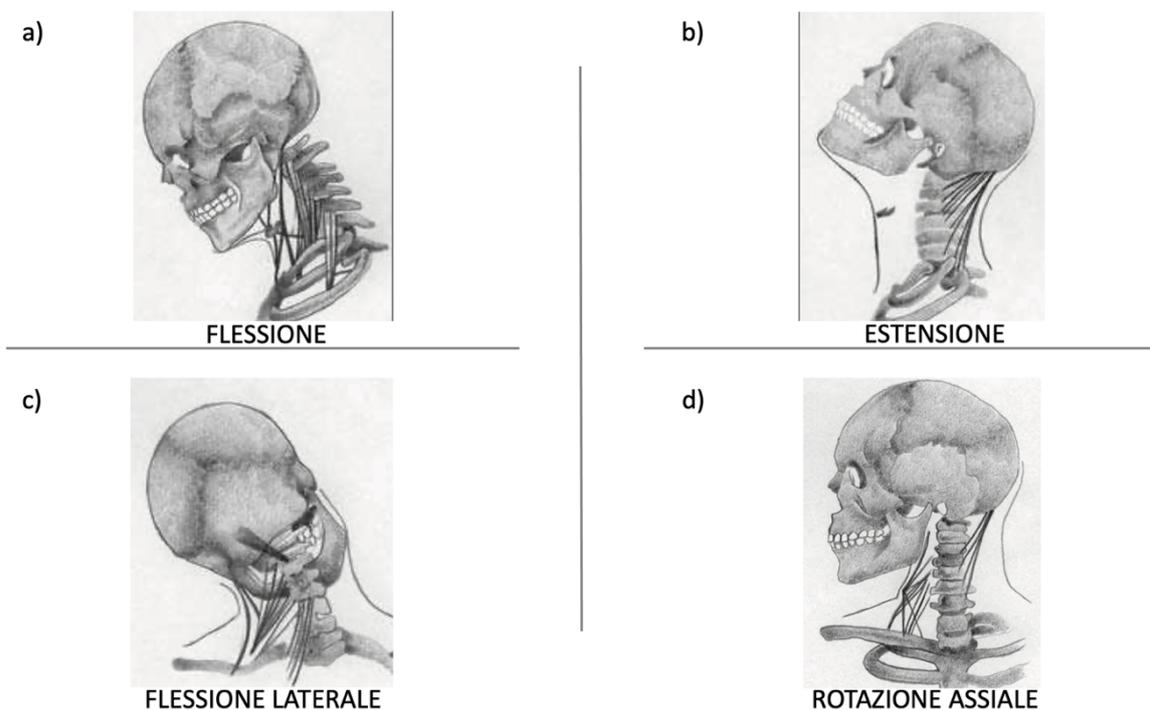


Figura 4. Principali movimenti eseguibili col capo. a) Flessione, il capo è piegato in avanti e il mento si avvicina al torace; b) Estensione, il capo viene piegato all'indietro e il mento si allontana dal torace; c) Inclinazione laterale, il capo viene piegato a destra o a sinistra avvicinando l'orecchio alla spalla; d) Rotazione, il capo viene ruotato a destra o a sinistra, avvicinando il mento alla spalla (Corno, 2003).

Le vertebre da C3 a C7 hanno delle apofisi unciniformi, che formano le cosiddette articolazioni uno – vertebrali. Postero – lateralmente, invece, si trovano le articolazioni interapofisarie posteriori, le quali consentono movimenti d'inclinazione e rotazione, oltre che stabilizzare le vertebre una sull'altra. Infine, le articolazioni uncovertebrali rendono più mobile il rachide cervicale rispetto agli altri segmenti.

Le vertebre, inoltre, sono tenute insieme dai legamenti longitudinali anteriore e posteriore, che forniscono stabilità alla colonna cervicale, limitandone soprattutto l'estensione. Ovviamente, anche l'apparato muscolare ha un ruolo fondamentale nel movimento del tratto cervicale: i muscoli maggiormente coinvolti sono gli estensori e i flessori (soprattutto i muscoli sotto e sopraioidei); il trapezio e lo sternocleidomastoideo (Corno, 2003).

2.2 VALUTAZIONE DELLA MOBILITÀ CERVICALE

La colonna cervicale è la regione della colonna vertebrale più mobile, in quanto fornisce alla testa un ampio grado di movimento. Per questo motivo, diverse patologie possono coinvolgere questo tratto, interferendo con la vita quotidiana del soggetto e causando disagi più o meno disabilitanti.

Dal momento che la mobilità cervicale è molto complessa e che sono possibili diversi movimenti accoppiati, la valutazione clinica della stessa diventa molto difficile e, pertanto, è fondamentale avere a disposizione dei metodi oggettivi che possano aiutare i clinici nella diagnosi.

2.2.1 DOLORE CERVICALE

I disturbi muscoloscheletrici del tratto cervicale hanno un'incidenza molto alta e, conseguentemente, un'influenza significativa sulla società. L'impatto sulla popolazione mondiale, infatti, è di circa due – terzi, secondo solamente ai problemi alla schiena (Vorro, et al., 2013).

La revisione di van Randeraad-van der Zee (van Randeraad-van der Zee, et al., 2016) ha sintetizzato, tramite mappe concettuali, i principali problemi causati dal dolore cervicale, individuando 12 domini principali:

1. ridotta mobilità del collo;
2. dolore;
3. fatica/concentrazione;
4. disturbi fisici, come mal di testa, vertigini, diffusione del dolore alla spalla o al braccio e perdita di forza;
5. aspetti fisiologici;

6. cambiamenti nella vita quotidiana, come andare in bicicletta, guidare, eseguire task al computer o lavori di casa, dormire, leggere, ecc.;
7. partecipazione sociale;
8. conseguenze finanziarie;
9. difficoltà nella scelta del trattamento e nella diagnosi;
10. differenza di opinioni con gli operatori sanitari;
11. incomprensioni con l'ambiente sociale, sia familiare che lavorativo;
12. approccio al disturbo.

Inoltre, diversi studi recenti hanno dimostrato che soggetti con dolore al collo hanno spesso deficit senso – motori e oculomotori (vertigini, difficoltà nella coordinazione degli occhi e della testa, disturbi della stabilità posturale, ecc.), dovuti a un input afferente cervicale anormale che ne influenza il controllo (Treleaven, 2008). A prova di ciò, uno studio del 2018, dal titolo *“Influence of neck torsion on near point convergence in subjects with idiopathic neck pain”*, si è occupato di valutare se soggetti con dolore al collo di tipo idiopatico abbiano un NPC (convergenza del punto vicino) anormale rispetto a un gruppo di controllo (asintomatici). La convergenza del punto vicino dà informazioni sull'insufficienza di convergenza (CI) oculare, un disturbo della propriocezione oculare molto comune. I risultati affermano che effettivamente c'è un deficit nell'NPC in torsione rispetto ad una posizione neutra nei soggetti con dolore al collo idiopatico, probabilmente a causa di un input afferente cervicale anormale, che influenza il movimento degli occhi (Giffard, et al., 2018). Dato che i disturbi della vista potrebbero essere dovuti a diverse cause, le prove sono state eseguite con la testa ferma e il tronco ruotato (torsione) in modo tale da differenziare le cause del sistema nervoso centrale e vestibolare dalle cause cervicali.

È dunque evidente che i disordini del tratto cervicale hanno sintomatologie differenti, che spesso causano disabilità più gravi e, eventualmente, limitazioni funzionali. Per questo motivo, avere a disposizione dei mezzi affidabili per la diagnosi e il trattamento è di fondamentale importanza. Capire se la stimolazione meccanica dell'arco plantare provoca dei cambiamenti nei parametri cinematici associati a questo tratto potrebbe essere un punto di partenza interessante per trovare una terapia semplice ed economica di miglioramento della mobilità.

2.2.2 VARIABILI QUANTITATIVE PER LA DIAGNOSI DEL DOLORE CERVICALE – RANGE OF MOTION

La valutazione di una disfunzione muscoloscheletrica del tratto cervicale avviene principalmente per mezzo di interventi qualitativi quali palpazione, che valuta la risposta del segmento esaminato a particolari movimenti richiesti dal professionista (Vorro, et al., 2013); o scale cliniche, che permettono di ottenere delle valutazioni soggettive del dolore (Duc, et al., 2014).

Dal momento che le lesioni del tratto cervicale e i sintomi ad esse associati sono differenti, sarebbe più opportuno affiancare le metodologie qualitative con dei protocolli quantitativi che permettano al clinico di scegliere la terapia più efficiente e di verificarne i benefici sul paziente.

Una soluzione valida è lo studio di parametri cinematici quali il *Range Of Motion* (ROM), la forza muscolare isometrica o la velocità e fluidità del movimento. (Moreno, et al., 2017). Dato che il ROM è stato definito dal “*Quebec Task Force grading system for whiplash – associated disorders*” uno strumento chiave per aiutare a classificare i disordini e fornire raccomandazioni per il trattamento (Williams, et al., 2009); non sorprende che la maggior parte dei protocolli, tra cui questo, lo preferiscano per la valutazione delle funzioni cervicali. Infatti, mentre le scale cliniche possono fornire una valutazione soggettiva del dolore; questo parametro è usato per quantificare la disabilità clinica (Duc, et al., 2014).

Il ROM indica l’ampiezza di movimento, espressa in gradi, che un’articolazione è in grado di raggiungere nello spazio. Riuscire ad ottenere una misura accurata del ROM cervicale, però, non è affatto facile, sia perché la struttura anatomica del segmento cervicale è molto complessa sia perché sono possibili diversi movimenti accoppiati.

Affinché venga garantita l’attendibilità clinica, inoltre, il ROM deve essere *affidabile* e *valido*. Questo significa che le misure devono essere consistenti nel tempo e che ci deve essere una correlazione tra il metodo utilizzato e un golden standard accettato nel campo (Williams, et al., 2009). Inoltre, è necessario che le misure siano ripetibili e insensibili a fattori esterni (Moreno, et al., 2017).

Williams e altri collaboratori si sono occupati di esaminare diversi studi che hanno calcolato il ROM cervicale. Nella maggior parte dei casi vengono impiegati goniometri o inclinometri

perché mostrano una buona affidabilità e riproducibilità (Williams, et al., 2009). Il golden standard per l'analisi cinematica tridimensionale è, però, il sistema di motion capture, che sfrutta marker retroriflettenti posizionati in corrispondenza di specifici reperi anatomici per computare angoli articolari, misure di velocità e altre variabili oggettive (Vorro, et al., 2013). Per questo motivo, diverse indagini si servono di questa tecnica per la valutazione del ROM cervicale, nonostante sia limitata all'ambiente di laboratorio, richieda l'intervento di un esperto e sia abbastanza costosa.

Per far fronte a questi limiti, uno studio condotto da (Duc, et al., 2014), ha confrontato i profili angolari ottenuti tramite sistema optoelettronico con quelli ottenuti indossando dei sensori inerziali. Effettivamente, i risultati affermano che c'è una buona concordanza nei pattern angolari e, inoltre, il sistema inerziale mostra un'ottima ripetibilità nei ROM ottenuti.

2.2.3 VALUTAZIONE DEL ROM CERVICALE TRAMITE SISTEMI OPTOELETTRONICI

Come già accennato nel capitolo 2.2.2, i sistemi di analisi del movimento permettono di ricavare informazioni su diversi segmenti scheletrici, a partire dalle coordinate 3D di marker posizionati sul paziente in punti anatomici specifici. La precisione associata a questa tecnica la rende un ottimo metodo quantitativo per la valutazione di parametri cinematici associati al tratto cervicale, quali il ROM, per poter aiutare il clinico nella decisione terapeutica.

Per ricavare i dati di interesse, è necessario che il sistema acquisisca una registrazione durante la quale il soggetto esegua il movimento dettato dal protocollo. Ad oggi, ci sono due possibili metodi di esecuzione del movimento, uno attivo e uno passivo. Il primo prevede che il paziente si muova seguendo le indicazioni fornite dal clinico, senza alcuna interazione fisica tra i due; il secondo prevede che una forza esterna venga introdotta dal clinico sul paziente, al fine di muovere il segmento cervicale.

Moreno e altri collaboratori hanno utilizzato un sistema di analisi del movimento per verificare se i profili angolari (flesso – estensione, rotazione assiale e flessione laterale) ottenuti da un movimento attivo e uno passivo, fossero accurati e affidabili (Moreno, et al., 2017). I risultati mostrano che non c'è alcuna differenza significativa tra le due modalità, tranne per la rotazione assiale ($p < 0.05$). Inoltre, è stata osservata una buona affidabilità per tutti i movimenti cervicali. Questo approccio è un ottimo punto di partenza per degli eventuali

approfondimenti successivi, in quanto è probabile che utilizzare insieme i due tipi di movimento, attivo e passivo, possa fornire delle informazioni diagnostiche maggiori nel protocollo clinico, in quanto *“la soggettività delle due singole tecniche potrebbe essere mitigata dalla loro combinazione”* (Moreno, et al., 2017).

Affinché la quantificazione delle azioni diagnostiche possa affiancare le tecniche qualitative già presenti a livello clinico, è necessario verificarne l'efficacia durante un tipico protocollo terapeutico. Un esperimento condotto da (Vorro, et al., 2013), ad esempio, ha impiegato un sistema di motion capture per estrarre alcuni parametri biomeccanici da due gruppi di pazienti (uno di controllo e uno sperimentale) durante un test di screening standard. Ogni soggetto è stato sottoposto a due prove di flessione laterale passiva da parte di due esaminatori, per permettere un confronto sia intra che extra – esaminatore. Il risultato del test statistico afferma che non vi è alcuna differenza significativa nei ROM tra le due prove: la differenza in gradi tra una prova e l'altra, infatti, è davvero piccola per entrambi i clinici. Ci sono invece delle differenze significative nei movimenti passivi tra gruppi: entrambi gli esaminatori, infatti, hanno prodotto un ROM maggiore nei soggetti appartenenti al gruppo di controllo.

È chiaro che un'analisi quantitativa di questo tipo abbia fornito al clinico delle informazioni aggiuntive che, tramite palpazione o questionari, non sarebbe in grado di ottenere. Inoltre, i risultati ottenuti per mezzo di approcci puramente qualitativi variano spesso da studio a studio, a causa delle differenze metodologiche, delle diverse esperienze dei clinici, della mancanza di un training sufficiente o di un confronto tra gruppo sintomatologico e non (Vorro, et al., 2013).

2.3 LA STIMOLAZIONE PLANTARE COME STRUMENTO TERAPEUTICO

Dalla letteratura sappiamo che la stimolazione meccanica della pianta del piede influenza particolari distretti corporei. Ciò nonostante, non è ancora stato pubblicato alcuno studio che fornisca informazioni circa un effetto di tale stimolazione sulla mobilità cervicale. Infatti, dato che è nota la presenza di connessioni neurologiche tra piedi e occhi o piedi e postura, la maggior parte degli studi preferisce focalizzarsi su questi aspetti (Alessandria & Gollin, 2020), (Foisy, et al., 2015), (Rothbart, 2013).

Un altro importante elemento da tenere in considerazione è lo spessore della soletta. In fisioterapia sono ampiamente utilizzati inserti sottili, ossia aventi spessore minore di 4mm, per controllare la postura dei pazienti. Il vantaggio riguarda la facilità nell'indossarli, la mancanza di batteria e la possibilità di personalizzazione (Foisy, et al., 2015). Malgrado ciò, vi sono pochissime indagini che valutano l'effetto della stimolazione meccanica plantare ottenuta con solette di spessore minore di 3mm. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che rialzi così fini non riescano ad eccitare i muscoli dell'area stimolata a causa dell'eccessivo spessore della cute. Studi precedenti hanno comunque dimostrato che inserti plantari sottili possano indurre risposte neuromuscolari, variazioni della distribuzione della pressione plantare e della posizione del CoP; oltre che influenzare la postura e i movimenti oculari (Foisy, et al., 2015). Di conseguenza, è plausibile che la stimolazione meccanica dell'arco plantare tramite solette sottili coinvolga i recettori cutanei. Pertanto, è opportuno valutare la distribuzione di tali recettori nella zona di interesse, al fine di analizzarne le proprietà funzionali e di capire quale sia il posizionamento più efficace in termini di cambiamenti dei parametri di interesse.

2.3.1 DISTRIBUZIONE DEI RECETTORI CUTANEI NELL'ARCO PLANTARE

“I recettori cutanei e le afferenze ad essi associate sono le unità fondamentali per la trasduzione e trasmissione di un feedback tattile al sistema nervoso centrale (SNC)” (Strzalkowski, et al., 2015). Quando si presenta una deformazione meccanica della cute, questa viene trasmessa ai meccanocettori cutanei, che trasmettono l'informazione direttamente al SNC.

Esistono diverse evidenze del fatto che gli input cutanei plantari abbiano un ruolo fondamentale nel controllo del cammino e dell'equilibrio. È, infatti, ampiamente dimostrato che la postura eretta sia sensibile ai feedback tattili e pressori provenienti dalle afferenze cutanee del piede (Strzalkowski, et al., 2018). Nonostante questo, poche ricerche si sono occupate della registrazione dell'attività delle afferenze cutanee presenti in quest'area. Il lavoro di (Kennedy & Inglis, 2002) riassume la distribuzione e il comportamento dei recettori cutanei sulla pianta del piede, individuando quattro classi sulla base della loro risposta allo

stimolo e delle caratteristiche dei loro campi recettivi. Lo sviluppo della microneurografia nel 1960 ha poi permesso uno studio più approfondito delle singole afferenze cutanee in soggetti svegli, permettendo di valutarne le soglie di attivazione, le caratteristiche dei campi recettivi e la loro distribuzione (Strzalkowski, et al., 2015), (Strzalkowski, et al., 2018).

Sulla base di quanto finora detto, sono state individuate quattro classi di recettori cutanei, ognuna delle quali è sensibile a particolari caratteristiche degli stimoli. In particolare, sulla base della risposta a uno stimolo sostenuto distinguiamo:

- *Recettori ad adattamento lento*, che si attivano continuamente per tutta la durata dell'eccitazione;
- *Recettori ad adattamento rapido*, che si attivano solamente all'inizio e alla rimozione dello stimolo.

Sulla base delle caratteristiche dei campi recettivi, invece, vi sono:

- *Recettori di tipo I*, che terminano in piccoli e numerosi meccanocettori posizionati negli strati superficiali della pelle (corpuscoli di Meissner nel caso di afferenze ad adattamento rapido (FAI); cellule di Merkel nel caso di afferenze ad adattamento lento (SAI)) e che hanno piccoli campi recettivi con molti hotspot (coincidente con la posizione del terminale del recettore, ossia il punto avente soglia di attivazione minore).
- *Recettori di tipo II*, che innervano un singolo meccanocettore relativamente grande a livello del derma o del tessuto sottocutaneo (corpuscoli di Pacini nel caso di afferenze ad adattamento rapido (FAII); corpuscoli di Ruffini nel caso di afferenze ad adattamento lento (SAII)).

Confrontando i risultati ottenuti da diversi studi, è possibile supporre che la pianta del piede abbia circa 1702 unità (Strzalkowski, et al., 2018), distribuite in maniera differente nelle varie regioni dell'area di interesse [figura 5].

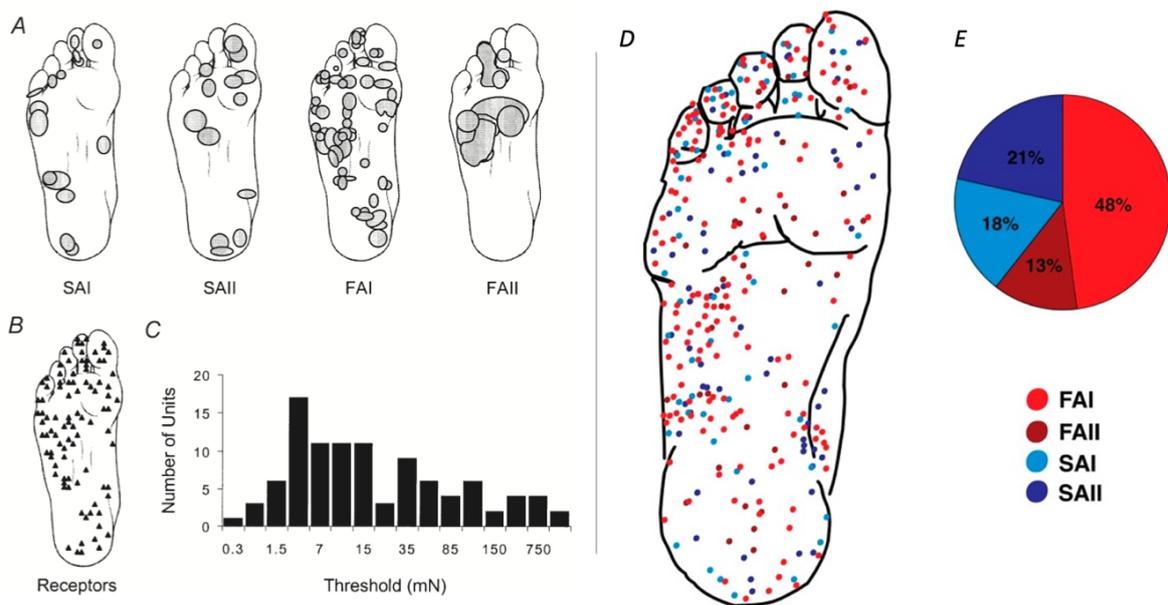


Figura 5. A) distribuzione dei diversi tipi di recettori sulla pianta del piede: SAI = slow adaptive type I; SAII = slow adaptive type II; FAI = fast adaptive type I; FAII = fast adaptive type II. B) posizione approssimata delle unità afferenti per tutti i tipi di recettori. C) distribuzione del numero totale di recettori e livello di soglia per ogni unità (Kennedy & Inglis, 2002). D) Mappa della pianta del piede che evidenzia il centro di tutti i campi recettivi. E) Grafico a torta che rappresenta la ripartizione percentuale di ogni tipo di afferenza cutanea nello studio di Strzalkowski, del 2018 (Strzalkowski, et al., 2018).

Le caratteristiche dei campi recettivi e la soglia di attivazione delle afferenze cutanee variano considerevolmente a seconda della classe (FAI, FAII, SAI, SAII) e della regione (dita, arco plantare, tallone, ecc.) di appartenenza.

Dall'analisi dei risultati ottenuti da due studi differenti, condotti da Strzalkowski rispettivamente nel 2015 e nel 2018, emerge che le afferenze di tipo FA hanno delle soglie di attivazione sensibilmente più basse rispetto a quelle SA. Per quanto riguarda le regioni cutanee, invece, si evince che il tallone ha una soglia maggiore rispetto all'arco plantare e alle dita, il che concorda col fatto che quest'area abbia una soglia percettiva maggiore (Strzalkowski, et al., 2015), (Strzalkowski, et al., 2018). Per quanto riguarda le caratteristiche dei campi recettivi, invece, le afferenze di tipo FAII hanno dei campi recettivi più ampi rispetto alle restanti classi; mentre le dita hanno dei campi recettivi minori rispetto al tallone e al metatarso (Strzalkowski, et al., 2018).

Gli esiti finora riportati sono molto simili a quelli della mano che, però, ha una soglia di attivazione molto più bassa. Questo è dovuto al fatto che l'acuità di quest'ultima è molto maggiore, dal momento che deve essere in grado di manipolare oggetti. D'altro canto, soglie

maggiori lungo il piede sono necessarie per permettergli di mantenere un funzionamento ottimale in condizioni di carico (Strzalkowski, et al., 2015).

Per quanto riguarda la distribuzione dei recettori, lo studio di (Strzalkowski, et al., 2018) ha introdotto una grossa novità rispetto a quanto riportato da (Kennedy & Inglis, 2002). Mentre questi ultimi hanno osservato una distribuzione omogenea dei recettori lungo la pianta del piede, a causa di un numero di soggetti non sufficiente; Strzalkowski ha riportato un aumento della densità dalla zona prossimale (tallone) verso quella distale (dita), con un accumulo maggiore nelle regioni più laterali. Conseguentemente, la pianta del piede possiede delle regioni con innervazioni afferenti più alte (dita e bordi laterali) e più basse (tallone e bordo mediale) (Strzalkowski, et al., 2018).

In virtù di quanto riportato, si evince che il posizionamento degli inserti plantari è molto importante al fine di permettere la stimolazione dell'area più appropriata. Infatti, vi sono evidenze sperimentali sul fatto che gli effetti sono diversi a seconda della zona plantare eccitata (Kennedy & Inglis, 2002). Sulla base della distribuzione dei recettori cutanei riportata in figura 5 e dal momento che l'arco plantare è una zona altamente sensibile dal punto di vista percettivo (Strzalkowski, et al., 2015), si è scelto di posizionare le solette nella parte mediale e laterale dell'arco plantare, secondo quanto descritto nei capitoli successivi.

2.3.2 EFFETTO DI INSERTI PLANTARI SUL CONTROLLO DI PARTICOLARI DISTRETTI CORPOREI

La stimolazione plantare fornisce importanti informazioni circa la posizione del corpo, il cammino e l'equilibrio. Ciò è dovuto al fatto che i recettori cutanei plantari sono sensibili ai cambiamenti nella distribuzione di pressione. Diverse evidenze sperimentali, infatti, suggeriscono che il mantenimento della postura eretta sia influenzato dai feedback tattili e pressori trasmessi al SNC dalle afferenze cutanee presenti nella pianta del piede (Strzalkowski, et al., 2018), (Kennedy & Inglis, 2002). Morasso e Schieppati (Morasso & Schieppati, 1999), ad esempio, hanno riportato evidenze sperimentali del fatto che il sistema nervoso centrale intervenga attivamente nel processo di mantenimento dell'equilibrio, dimostrando i limiti del modello proposto da Winter nel '98, secondo cui la stabilizzazione della postura eretta sia un processo puramente passivo. Per fare ciò, essi si sono serviti del modello del pendolo inverso

[figura 6] per dimostrare che i livelli fisiologici dell'oscillazione corporea sono molto vicini alle soglie di attivazione dei recettori cutanei. In particolare, tali recettori cutanei sono correlati a diversi parametri della forza di reazione al suolo f , indirettamente influenzati dai movimenti di oscillazione. Tra di essi vi è la posizione del CoP u [figura 6], che fornisce informazioni circa il controllo delle oscillazioni – e quindi della postura eretta – e che può essere computato tenendo in considerazione sia la posizione dei recettori (in particolare delle terminazioni di Ruffini e Meissner) sia l'intensità dei segnali rilevati (Morasso & Schieppati, 1999). Data l'evidenza che i meccanismi di stabilizzazione necessitano di un intervento attivo del SNC, nel caso in cui il feedback tattile o pressorio sia ridotto, l'equilibrio o il cammino stesso risulteranno alterati.

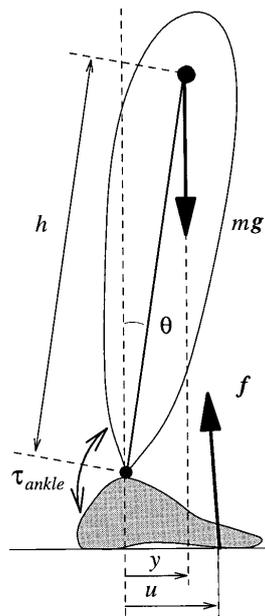


Figura 6. Schema del pendolo inverso del corpo umano sul piano sagittale (Morasso & Schieppati, 1999).

Dal punto di vista clinico, diversi professionisti ricorrono all'uso di inserti plantari al fine di migliorare il controllo posturale dei pazienti. Capire meglio, soprattutto da un punto di vista quantitativo, l'azione di tali inserti potrebbe aiutare a migliorare il trattamento e il clinico nella diagnosi. I risultati ottenuti sono ovviamente differenti a seconda del posizionamento delle solette e dello spessore delle stesse.

Dall'analisi dei risultati ottenuti da (Foisy, et al., 2015), è evidente che l'utilizzo di solette dello spessore di 3mm migliora l'equilibrio e la stabilità posturale, in quanto provoca una diminuzione dell'area superficiale del CoP (centre of pressure). Questo è valido per due diversi posizionamenti: mediale e laterale. Gli stessi risultati non sono stati riscontrati da (Alessandria & Gollin, 2020), i quali non hanno notato cambiamenti significativi né nella stabilità posturale né nella posizione del CoP, a seguito dell'inserimento di solette in posizione interna ed esterna. Lo spessore utilizzato, però, è molto minore del caso precedente (1.5mm). Ciò nonostante, è possibile osservare cambiamenti significativi nel ciclo del passo, il che indica che un rialzo di questo tipo è sufficiente ad indurre dei cambiamenti.

Oltre al controllo posturale, diversi studi suggeriscono che la propriocezione del collo, del tronco e del piede possa agire sui movimenti oculari. Analizzare come la manipolazione delle afferenze plantari possa influenzare sia la postura che i movimenti oculari è molto importante, in quanto il SNC deve sempre controllare contemporaneamente la vergenza oculare e l'equilibrio. Effettivamente, Foisy e altri collaboratori (Foisy, et al., 2015) hanno riportato che la stimolazione meccanica dell'arco plantare ha un effetto sulla vergenza dipendente dall'area del piede stimolata. In particolare, un posizionamento mediale della soletta è più efficace e agisce maggiormente sulla divergenza; un posizionamento laterale della soletta, invece, influenza la convergenza.

Infine, vi sono rilievi del fatto che la stimolazione meccanica della pianta del piede abbia degli effetti sulla posizione dell'atlante. Diverse evidenze mostrano che i cambiamenti dovuti ad un'occlusione possono provocare anche dei cambiamenti del tratto cranio – cervicale (le ossa del cranio possono muoversi se manipolate). (Rothbart, 2013) si è occupato dell'analisi di diverse radiografie fatte su quattro pazienti, dimostrando che, in due soggetti, l'uso contemporaneo di solette e protesi dentali migliora lo spostamento dell'atlante sul piano frontale.

Come già anticipato all'inizio del capitolo, non vi sono ad oggi evidenze sperimentali che confermino un effetto della stimolazione meccanica dell'arco plantare sulla mobilità cervicale.

In aggiunta, non vi sono dati sufficienti a garantire l'efficacia della stimolazione per mezzo di solette molto sottili (1.5mm). Malgrado ciò, è verosimile che tale stimolazione provochi dei cambiamenti dei parametri funzionali della mobilità cervicale (ROM) nei tre piani dello spazio, in quanto esistono connessioni neurologiche tra piedi e tratto cervicale.

Capitolo 3 – Materiali e Metodi

3.1 PARTECIPANTI

Per l'implementazione del setup sperimentale sono stati reclutati 24 soggetti (sia uomini che donne), di età compresa tra 21 e 35 anni, privi di dimorfismi del rachide e degli arti inferiori, fratture recenti dello scheletro degli arti inferiori, patologie neurologiche o recenti lesioni muscolari. Ognuno di essi ha fornito il proprio consenso scritto prima della partecipazione alle prove e il comitato bioetico d'ateneo dell'Università degli Studi di Torino ha approvato il progetto.

Per mezzo di un processo di randomizzazione, i partecipanti sono stati suddivisi in due gruppi: uno di intervento e uno di controllo, ognuno dei quali formato da 12 individui. Il primo gruppo ha effettuato le prove previste dal protocollo sperimentale con dei cunei in sughero inseriti nella scarpa, al fine di ottenere la stimolazione meccanica dell'arco plantare. Il secondo gruppo, invece, ha effettuato le stesse prove, ma in assenza di stimolazione. Questa divisione è necessaria per dare significatività ai risultati finali.

La tabella 1 sotto riportata schematizza le caratteristiche antropometriche dei soggetti esaminati. Si è preferito raccogliere anche i dati relativi al peso e all'altezza dei soggetti, oltre che l'età, per avere un'idea più chiara sull'uniformità dei partecipanti.

Tabella 1. Informazioni antropometriche dei soggetti reclutati.

	Media	Deviazione Standard
ETÀ (anni)	24.82	3.20
ALTEZZA (cm)	172.14	9.19
PESO (kg)	68.05	12.76

3.2 STRUMENTAZIONE

I task previsti dal protocollo sperimentale sono stati eseguiti presso il centro di analisi del movimento del Politecnico di Torino, dotato di 12 telecamere ad infrarosso (modello Vero 2.2) per il tracking di marker passivi. Tramite il software di acquisizione ed elaborazione dati Nexus si estrae il modello scheletrico del soggetto, da cui vengono ricavati gli angoli articolari cervicali α , β e γ (rispettivamente flesso-estensione, flessione laterale e rotazione assiale). Utilizzare la stereofotogrammetria per valutare la mobilità cervicale è stata reputata la via migliore in quanto, come già precisato nel capitolo 2.2.3, è considerata il golden standard per l'analisi della cinematica articolare tridimensionale.

Per ottenere la stimolazione plantare sono stati utilizzati dei cunei in sughero dello spessore di 1.5mm, lunghezza 6cm e larghezza 3cm [figura 7]. Si è scelto uno spessore del genere in quanto delle prove precedenti ne hanno dimostrato la significatività in termini di risultati ottenuti (Alessandria & Gollin, 2020) e per tutta una serie di vantaggi associati agli inserti sottili e già elencati nel capitolo 2.3.

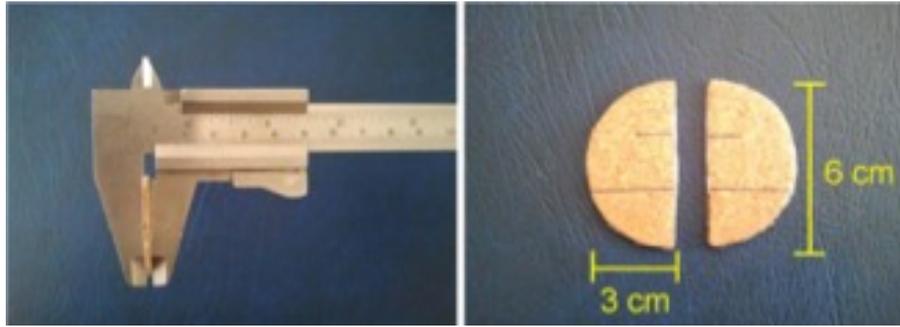


Figura 7. Cunei impiegati per ottenere la stimolazione meccanica dell'arco plantare.

Affinché la stimolazione meccanica risulti efficace, è necessario che trascorra un certo periodo di adattamento, durante il quale il soggetto deve camminare con le solette inserite nella scarpa. Per permettere l'esecuzione di tutte le prove all'interno della stessa stanza, si è usufruito dell'impiego di un tapis roulant.

3.2.1 SOLETTE PROPRIOCETTIVE

Come già anticipato nel capitolo precedente, la stimolazione meccanica dell'arco plantare è ottenuta tramite dei cunei in sughero, inseriti nella scarpa del soggetto. Essi sono stati scelti a forma di mezzaluna, in modo tale da occupare tutta l'area plantare che si intende stimolare. Data la mancanza di informazioni in letteratura circa il migliore posizionamento da adottare per la nostra applicazione, si è scelto di provare quattro diverse collocazioni delle solette, tipiche della posturologia, che vengono riassunte nella tabella e nella figura seguenti. La regione stimolata è quella dell'arco plantare, come già spiegato nel capitolo 2.3.1.

Pertanto, non è soltanto importante capire se l'inserimento della soletta provochi una variazione del ROM cervicale, ma anche se gli angoli finali siano influenzati dal posizionamento della stessa o meno.

L'ipotesi di partenza presuppone infatti che, a seconda dell'area stimolata, si possa osservare una variazione della mobilità in una precisa direzione dello spazio piuttosto che in un'altra (come osservabile nella presentazione del progetto di ricerca stesa da (Alessandria & Vieira, 2020)).

Tabella 2. Breve descrizione delle 4 diverse posizioni di posizionamento dei cunei.

Posizione	Descrizione
Internal Heel Wedge	Entrambi i cunei sono posti in corrispondenza del muscolo adduttore dell'alluce, in entrambi i piedi.
External Heel Wedge	Entrambi i cunei sono posti in corrispondenza del muscolo abductore del mignolo, in entrambi i piedi.
Internal/External Heel Wedge Right	Nel piede destro il cuneo viene inserito esternamente; nel piede sinistro viene inserito internamente.
Internal/External Heel Wedge Left	Caso opposto a quello precedente.

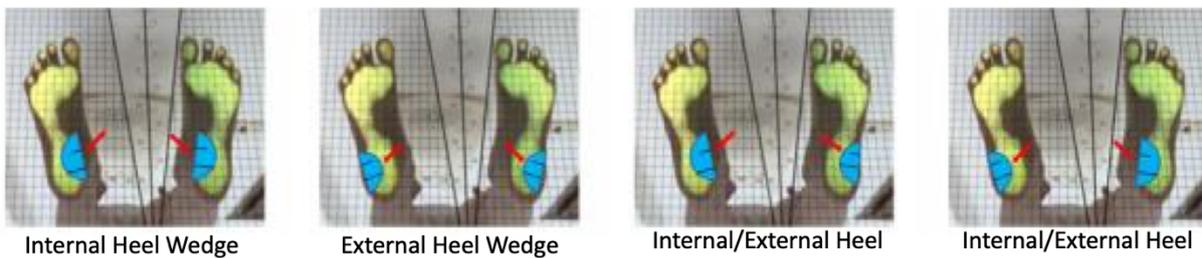


Figura 8. Posizionamento dei cunei nelle scarpe dei pazienti.

Durante le prove, un operatore esperto si è occupato dell'inserimento dei cunei nella scarpa dei soggetti, secondo quanto indicato nella presentazione del progetto di ricerca precedentemente citato (Alessandria & Vieira, 2020).

3.2.2 SISTEMA OPTOELETTRONICO

Come già accennato nei capitoli precedenti, per ricavare gli angoli articolari si sono sfruttati la stereofotogrammetria e un software di modellazione ed elaborazione per l'analisi del movimento (Nexus), grazie al quale è stato possibile ricostruire la cinematica del soggetto testato e, di conseguenza, ricavare gli angoli articolari.

Per ottenere il modello scheletrico del soggetto, è anzitutto necessario posizionare dei marker riflettenti in corrispondenza di specifici reperi anatomici. Un'analisi precedente (Barbero, 2020) ha confrontato diversi modelli biomeccanici degli arti superiori, al fine di determinare il

più opportuno a ricostruire la cinematica del soggetto per questa applicazione. La descrizione del protocollo adottato in questo studio è riportata nel capitolo successivo.

Definito il frame rate (100Hz), si passa alla registrazione video, durante la quale il soggetto esegue il task previsto dal protocollo sperimentale. L'acquisizione fornisce in uscita un frame immagine a scala di grigi con un certo numero di spot corrispondenti ai marker nello spazio, che vanno labellizzati correttamente per poter ricostruire le coordinate 3D degli stessi (ossia ogni spot deve essere assegnato a un marker specifico). Questo procedimento fornisce le coordinate tridimensionali dei marker nel sistema di riferimento del laboratorio.

Infine, tramite una successiva elaborazione dei dati al calcolatore (*Matlab*) è possibile definire, per ogni segmento scheletrico, un sistema di riferimento locale. Per poter fare ciò, è necessario che su ogni segmento scheletrico si trovino almeno tre marker. Grazie a questo è poi possibile stimare i profili degli angoli articolari lungo le tre direzioni (X, Y, Z) nel tempo.

3.3 PROCEDURA SPERIMENTALE

Lo scopo dello studio è quello di valutare se il ROM dei profili angolari sia influenzato o meno dalla stimolazione meccanica plantare. Eventualmente, verranno anche discussi i meccanismi che regolano l'interazione tra l'appoggio podalico e la cervicale sotto l'influenza di una particolare stimolazione plantare. In tal senso, è stato proposto un setup sperimentale opportuno, che permetta di valutare gli angoli articolari cervicali in diverse condizioni di eccitazione.

3.3.1 MODELLO BIOMECCANICO

Il sistema optoelettronico deve essere affiancato da un modello scheletrico che permetta di definire i segmenti rigidi; le connessioni tra di essi e il limite di range of motion di ogni articolazione. Per di più, vi è un'ulteriore semplificazione, in quanto la procedura selezionata specifica anche quale sia il posizionamento corretto dei marker per ogni segmento scheletrico.

Il modello biomeccanico scelto come riferimento è quello di Rab (Rab, et al., 2002-04), in quanto il più completo rispetto agli obiettivi posti. Tale scelta non è casuale, ma è il risultato di un lavoro di tesi precedente (Barbero, 2020), il quale obiettivo è stato proprio l'individuazione del miglior protocollo di posizionamento dei marker per la valutazione degli angoli articolari cervicali. La selezione dei migliori protocolli è stata fatta seguendo principalmente la revisione proposta nell'articolo "*Use of optical motion capture for the analysis of normative upper body kinematics during functional upper limb tasks: A systematic review*" (Valevicius, et al., 2018). Da tale indagine è emerso che i migliori modelli sono quello proposto da Rab, da Bulgheroni e da Ferrario.

Nonostante essi siano equivalenti in termini di accuratezza degli angoli articolari, si è scelto di proseguire implementando il protocollo di Rab per la semplicità applicativa e perché permette di ricavare tutti i parametri di interesse.

La procedura selezionata prevede il posizionamento di 18 marker in corrispondenza di reperi anatomici facilmente identificabili e riproducibili tra i vari soggetti. In tal modo si ottengono 10 segmenti: testa, collo, cintura scapolare, braccio sinistro, braccio destro, mano sinistra, mano destra e bacino (Rab, et al., 2002-04).

Dato che questo studio indaga la sola mobilità cervicale, si è preferito tralasciare i segmenti delle braccia e delle mani, in quanto superflui. Conseguentemente, il numero di marker è ridotto a 10, in modo da individuare 4 segmenti corporei (testa, collo, tronco e bacino) [figura 9].

Il vantaggio di questo modello riguarda il fatto che i marker sono posizionati in regioni in cui il tessuto sottocutaneo è minimo, in modo tale da "*minimizzare gli artefatti associati a tale variabile*" (Rab, et al., 2002-04).

La collocazione dei marker viene eseguita da un operatore esperto, in grado di individuare tutti i reperi anatomici di interesse. In particolare, i marker sono stati posizionati come segue:

- *Head Top* (HTOP), sul punto più alto del cranio.
- *Right Ear* (REAR), anteriormente al trago, sull'arcata temporo – zigomatica.
- *Left Ear* (LEAR), nella stessa posizione del marker REAR, ma dal lato opposto.

- *C7*, in corrispondenza dell'omonima vertebra del tratto spinale. Il procedimento di posizionamento prevede l'iniziale flessione del capo del soggetto, in modo da rendere più prominenti ed evidenti i tre processi spinosi del passaggio cervicale – dorsale. Dopo che l'operatore ha posizionato tre dita in corrispondenza delle prominente spinali, viene chiesto al soggetto di effettuare la massima estensione del capo. Durante questo movimento, la vertebra *C7* sparisce completamente e non viene più percepita dall'operatore. Quindi, si chiede al soggetto di riportare la testa in posizione neutra e si dispone il marker.
- *STERN*, sull'incisura giugulare.
- *Right Acromion (RACR)*, lateralmente all'articolazione acromion – clavicola.
- *Left Acromion (LACR)*, nella stessa posizione di *RACR* ma dal lato opposto.
- *Right Anterior Superior Iliac Spine (RASIS)*, in corrispondenza dell'omonima sporgenza ossea, che corrisponde al passaggio dal margine superiore dell'osso iliaco a quello anteriore.
- *Left Anterior Superior Iliac Spine (LASIS)*, posizionato ugualmente a *RASIS* ma sul lato opposto.
- *SACR*, posteriormente in corrispondenza della vertebra *S2* (seconda vertebra sacrale). Questa prominente viene individuata come il punto medio della linea immaginaria che unisce le spine iliache postero – superiori. Questo punto, solitamente, si trova subito al di sopra del termine della linea interglutea.

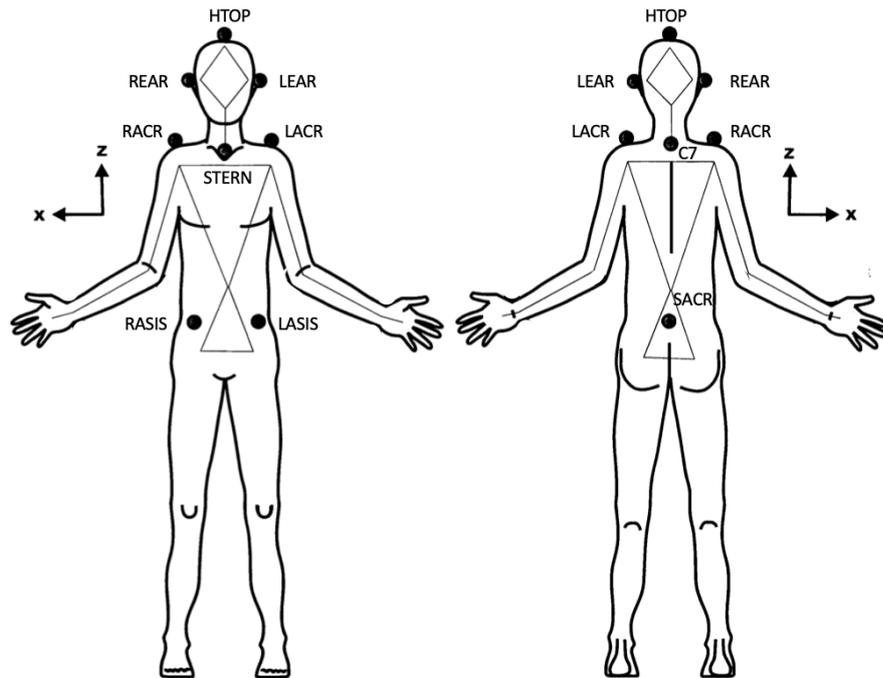


Figura 9. Rappresentazione del posizionamento dei marker adottato per il protocollo sperimentale e nomenclatura adottata.

Anche il sistema di riferimento globale è stato scelto seguendo le linee guida proposte dall'articolo di riferimento [figura 9]. Pertanto, l'asse X è diretto lateralmente verso destra (asse medio – laterale); l'asse Y in avanti (asse postero – anteriore) e l'asse Z verso l'alto (asse infero – superiore). Ne consegue che le rotazioni attorno all'asse X, Y e Z corrispondono, rispettivamente, a flessione – estensione (α), flessione laterale destra/sinistra (β) e rotazione assiale destra/sinistra (γ).

3.3.2 PROTOCOLLO DI LAVORO

Per poter ottenere informazioni significative circa la mobilità cervicale, è stato reclutato un numero di soggetti che permettesse una distribuzione omogenea nei due gruppi selezionati. Ognuno di essi ha eseguito un task specifico, che prevede l'esecuzione di tre rotazioni del collo in sequenza attorno ai tre assi principali (X, Y e Z). Il compito richiesto viene eseguito solamente una volta in quanto si suppone che il movimento sia ripetibile. A supporto di ciò si fa riferimento ad uno studio del 2018, che conferma l'idea che le articolazioni cervicali ripetano il loro movimento in modo accurato (Wang, et al., 2018). Tramite fluoroscopia video

in tempo reale, il lavoro in questione ha dimostrato l'assenza di differenza significativa tra gli angoli di flesso – estensione ottenuti da due prove eseguite sia nello stesso giorno sia a distanza di un giorno. Lo studio indica che i movimenti articolari di flessione ed estensione cervicale sono ripetibili (Wang, et al., 2018).

Come specificato nei capitoli precedenti, gli angoli di interesse sono: flesso – estensione frontale, flessione laterale e rotazione assiale. I soggetti appartenenti al gruppo di controllo hanno eseguito solamente due prove: una prima e una dopo 15 minuti di camminata su tapis roulant. I soggetti del gruppo di intervento hanno effettuato, invece, 9 prove totali: una prova iniziale senza alcun cuneo ('Baseline') e due prove per ciascuna posizione del cuneo nella scarpa (una prima e una dopo la camminata di 15 minuti). Lo schema seguente riassume tutte le prove [figura 10].

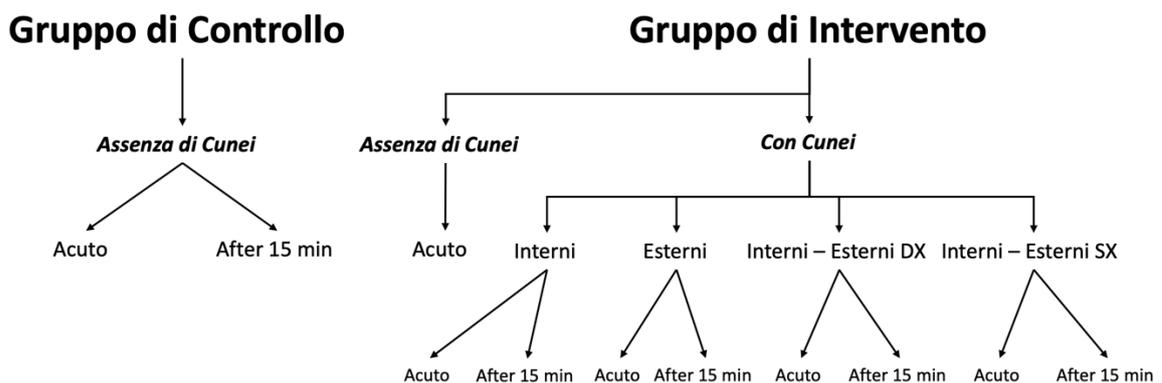


Figura 10. Schema riassuntivo delle prove eseguite per ogni soggetto.

La motivazione per cui si è selezionata una durata di 15 minuti della camminata su tapis roulant è puramente applicativa: infatti, da delle prove eseguite in passato, si è ricavato che solamente dopo tale tempo i risultati mostravano cambiamenti significativi (Alessandria & Gollin, 2020). La velocità è stata impostata su 4 km/h.

Il primo step della procedura prevede il posizionamento dei marker sul soggetto per mano di un operatore esperto, secondo quanto indicato nel capitolo 3.2.1.

Prima dell'esecuzione del task, però, è necessario eseguire tre procedure, due di calibrazione e una di definizione del sistema di riferimento globale:

1. *Calibrazione delle telecamere*, che permette al sistema optoelettronico di trovare la relazione tra le coordinate del piano immagine della telecamera (2D) e le coordinate X, Y e Z del marker nello spazio (3D). Essa viene eseguita sfruttando un oggetto di geometria nota, detto Active Wand, sopra il quale si trovano dei marker – LED posti in posizioni conosciute. Durante la calibrazione questa bacchetta viene mossa casualmente all'interno del volume di prelievo, permettendo al sistema di ricavare i parametri delle telecamere, utili alla ricostruzione tridimensionale della posizione dei marker. Infatti, dal momento che le coordinate 3D dei LED non sono sconosciute come invece saranno nelle prove successive, è facile estrapolare la relazione tra di esse e le coordinate dei marker stessi nel piano immagine della telecamera.

Questa calibrazione viene fatta una sola volta, prima di iniziare tutte le prove, a meno che il sistema non ne necessiti di una seconda perché la visualizzazione dei marker non risulta stabile.

2. *Definizione del sistema di riferimento del laboratorio*, in modo tale che il software fornisca in uscita le coordinate 3D dei marker rispetto ad esso. Questo procedimento viene eseguito posizionando all'interno del volume di prelievo tre marker. Individuati questi marker, l'utente ha il compito di definire manualmente l'origine, l'asse principale e quello secondario.

3. *Calibrazione del soggetto*, che permette di aggiornare i parametri del modello scheletrico VST già presente nel sistema, sulla base del soggetto in esame. Per ottenere una precisione maggiore, sono state effettuate due prove:

- *Statica*, durante la quale il soggetto rimane fermo in posizione eretta per 5-6 secondi;
- *Dinamica*, durante la quale il soggetto, dopo 2 secondi iniziali in cui rimane fermo, muove la testa in maniera casuale, mantenendo però il tronco fermo quanto più possibile.

Questa seconda calibrazione deve essere ripetuta per ogni soggetto perché, anche se il modello scheletrico di riferimento è lo stesso, il posizionamento dei marker non è mai identico e, inoltre, le caratteristiche antropometriche differiscono.

Terminati questi tre step, il soggetto può iniziare la prima prova, che è la medesima sia per il gruppo di controllo sia per quello di intervento. Il movimento da eseguire è il seguente: si parte sempre da una posizione neutra, ossia in posizione eretta con le braccia lungo i fianchi e lo sguardo fisso davanti a sé. Trascorsi almeno 2 secondi dall'inizio dell'acquisizione, il soggetto esegue i tre movimenti cervicali, nel seguente ordine: flessione in avanti e indietro; rotazione destra e sinistra; flessione laterale destra e sinistra [figura 11]. Per poter distinguere più facilmente i tre movimenti nella successiva fase di elaborazione dei dati, viene chiesto di ritornare alla posizione neutra ogni qualvolta si termini un movimento. La velocità di esecuzione è a discrezione dell'individuo.

Ogni prova prevede che il soggetto esegua la massima escursione possibile, per far sì che il ROM valutato corrisponda allo stesso gesto in tutti i soggetti. Inoltre, è necessario che le spalle e il tronco restino quanto più possibile fermi.

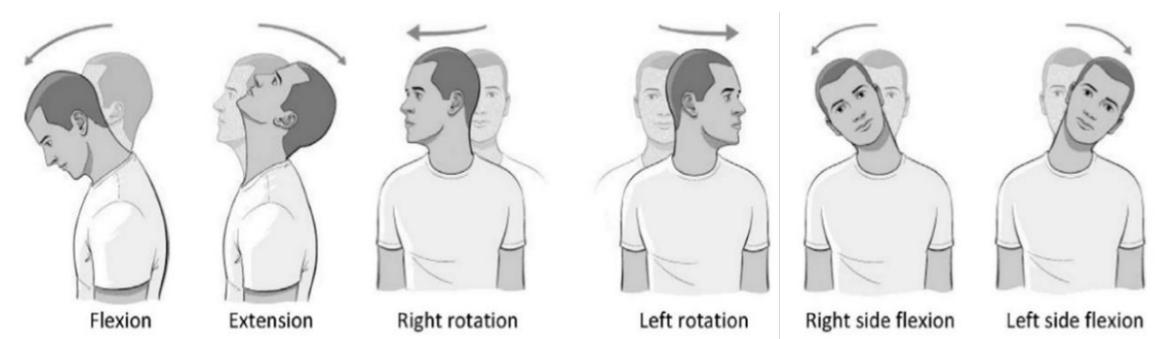


Figura 11. Rotazioni eseguite dal soggetto esaminato durante la prova. L'ordine di esecuzione è quello riportato: flessione – estensione; rotazione assiale destra – sinistra; flessione laterale destra – sinistra.

Terminata la prova, i soggetti del gruppo di controllo ne eseguono una seconda identica, dopo aver camminato sul tapis roulant. I soggetti del gruppo di intervento, invece, passeranno all'esecuzione della prova con i cunei inseriti nelle scarpe. La sequenza di prove è quella schematizzata nella figura 11.

Al termine di ogni prova è necessaria un'elaborazione dei dati acquisiti per poter estrarre le coordinate 3D dei marker rispetto al sistema di riferimento del laboratorio. A seguito della registrazione, il software fornisce in uscita un frame immagine nero contenente un certo numero di spot grigi, che è necessario assegnare al marker corretto. Questa assegnazione,

detta labeling, viene effettuata in automatico dal software, ma l'intervento da parte dell'operatore è quasi sempre necessario per correggere eventuali riconoscimenti errati, labellizzare i marker non riconosciuti o colmare eventuali gap. A titolo di esempio è riportata un'immagine [figura 12], che illustra il modello ottenuto a seguito del labeling.

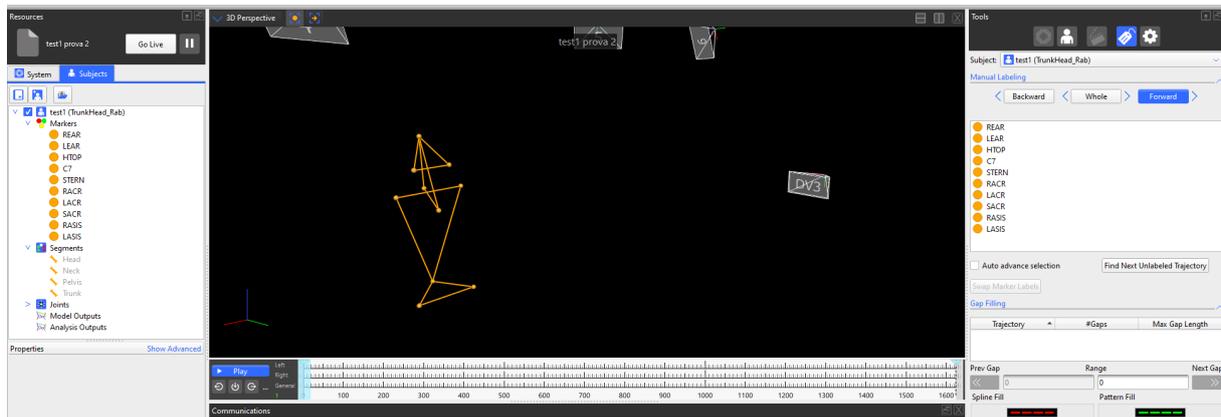


Figura 12. Esempio schermata Vicron Nexus. La prova è quella di calibrazione statica del soggetto 4. Il processo di calibrazione è già stato eseguito correttamente, infatti tutti e 10 i marker sono chiaramente visibili. Sulla sinistra sono anche riportati i 4 segmenti di interesse (Testa, Collo, Bacino e Tronco).

Terminate tutte le prove, i dati vengono esportati in formato “.mat” perché la successiva elaborazione, finalizzata a ricavare gli angoli articolari, viene effettuata in Matlab.

3.3.3 RICOSTRUZIONE DELLA POSA DEI SEGMENTI SCHELETRICI

I dati esportati da Nexus forniscono in output una struttura contenente le coordinate 3D dei 10 marker, nel sistema di riferimento globale.

Per poter stimare gli angoli articolari è anzitutto necessario definire un sistema di riferimento locale per ogni segmento rigido del modello, che può ruotare e/o traslare rispetto al sistema di riferimento globale.

Come già descritto in precedenza, il modello da noi adottato individua 4 segmenti corporei, ossia testa, collo, tronco e bacino. Nonostante questo, visto che gli angoli valutati sono quelli della testa rispetto al tronco, solamente i sistemi di riferimento locale di questi due segmenti sono stati esaminati.

1. TESTA

Il segmento testa è stato schematizzato come un rombo i cui vertici corrispondono a HTOP, REAR, LEAR e NT (Neck Top). L'origine del sistema di riferimento è HC, punto medio tra i due marker posizionati nelle orecchie, che idealmente coincide col centro della testa.

$$\overrightarrow{HC} = \frac{\overrightarrow{LEAR} + \overrightarrow{REAR}}{2}$$

Conseguentemente, è possibile ottenere il vettore Z della testa e il suo versore associato.

$$\begin{aligned}\vec{z}_{head} &= \overrightarrow{HTOP} - \overrightarrow{HC} \\ \hat{e}_{z_{head}} &= \frac{\vec{z}_{head}}{|\vec{z}_{head}|}\end{aligned}$$

Gli assi X e Y si estraggono a partire da un vettore ausiliario, \vec{r} , che definisce, insieme al vettore \vec{z} , il piano frontale della testa.

$$\vec{r} = \overrightarrow{REAR} - \overrightarrow{HC}$$

$$\begin{aligned}\vec{y}_{head} &= \vec{z}_{head} \times \vec{r} \\ \hat{e}_{y_{head}} &= \frac{\vec{y}_{head}}{|\vec{y}_{head}|}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\vec{x}_{head} &= \vec{y}_{head} \times \vec{z}_{head} \\ \hat{e}_{x_{head}} &= \frac{\vec{x}_{head}}{|\vec{x}_{head}|}\end{aligned}$$

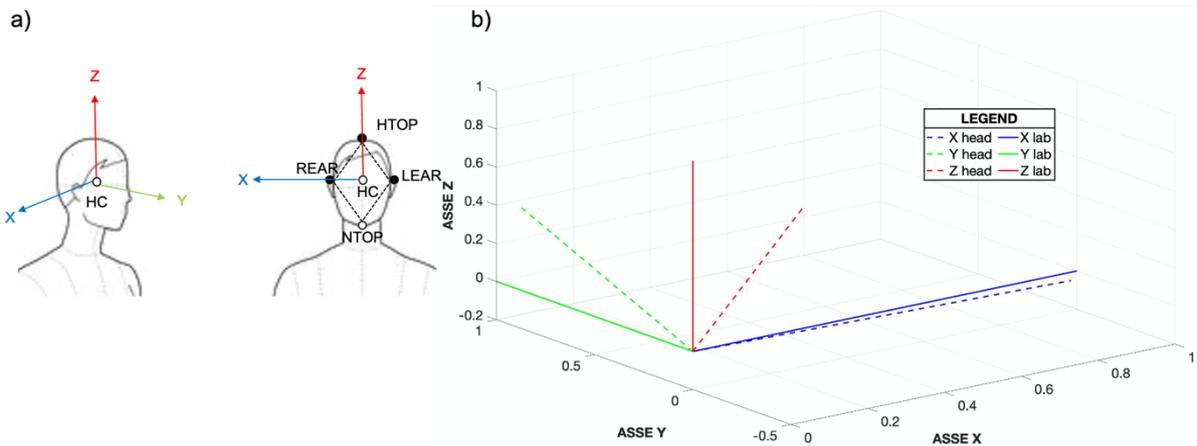


Figura 13. a) Rappresentazione del sistema di riferimento locale della testa. b) Plot Matlab del primo frame del SDR locale della testa (linea tratteggiata) rispetto al sistema di riferimento globale (linea continua).

2. TRONCO

Il sistema di riferimento locale del tronco è definito a partire da 4 marker, due posizionati sulle spalle (RACR e LACR) e due sul bacino (RASIS e LASIS). L'origine è posizionata in MPP (Mid Point Pelvis), punto medio tra RASIS e LASIS.

$$\overrightarrow{MPP} = \frac{\overrightarrow{RASIS} + \overrightarrow{LASIS}}{2}$$

Per poter ricavare l'asse Z è prima necessario definire un altro vettore, MPSH (Mid Point Shoulder), punto medio tra i due marker posizionati sulle spalle.

$$\overrightarrow{MPSH} = \frac{\overrightarrow{RACR} + \overrightarrow{LACR}}{2}$$

$$\vec{z}_{trunk} = \overrightarrow{MPSH} - \overrightarrow{MPP}$$

$$\hat{e}_{ztrunk} = \frac{\vec{z}_{trunk}}{|\vec{z}_{trunk}|}$$

Il vettore ausiliario \vec{r}_2 definisce, insieme all'asse Z del tronco, il piano frontale, da cui poi verrà ottenuto l'asse Y e, infine, l'asse X.

$$\vec{r}_2 = \overrightarrow{R\dot{A}SIS} - \overrightarrow{M\dot{P}P}$$

$$\vec{y}_{trunk} = \vec{z}_{trunk} \times \vec{r}_2$$

$$\hat{e}_{ytrunk} = \frac{\vec{y}_{trunk}}{|\vec{y}_{trunk}|}$$

$$\vec{x}_{trunk} = \vec{y}_{trunk} \times \vec{z}_{trunk}$$

$$\hat{e}_{xtrunk} = \frac{\vec{x}_{trunk}}{|\vec{x}_{trunk}|}$$

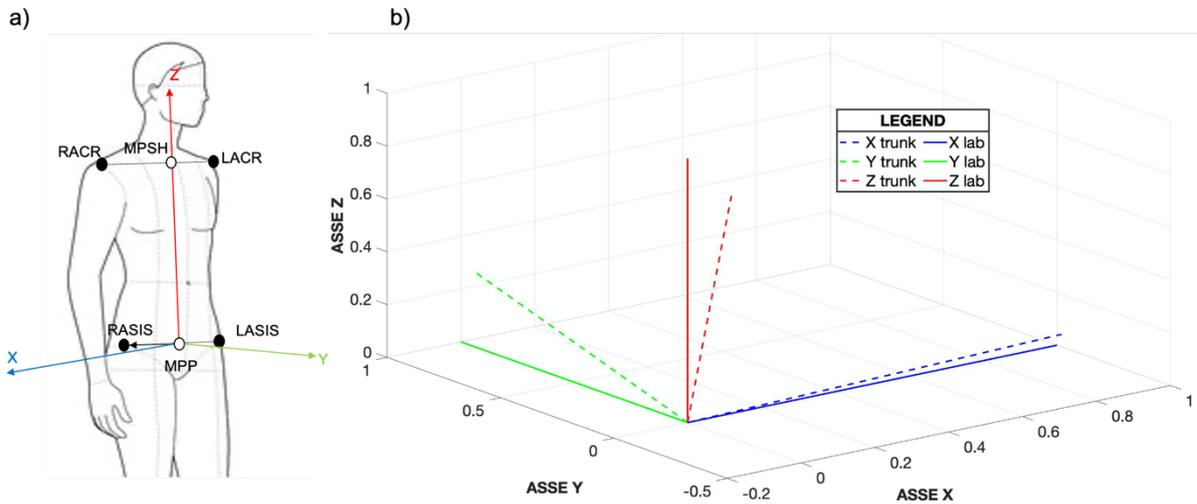


Figura 14. a) Rappresentazione del sistema di riferimento locale del tronco. b) Plot Matlab del primo frame del SDR locale del tronco (linea tratteggiata) rispetto al sistema di riferimento globale (linea continua).

Dalla definizione dei sistemi di riferimento locali si ottiene il modello scheletrico completo del soggetto in esame, utile per valutare i profili degli angoli cervicali.

È necessario precisare, però, che tutti i dati in ingresso sono prima stati filtrati al fine di rimuovere le rapide oscillazioni della posizione dei marker. Dal momento che queste oscillazioni sono ad alta frequenza, si è impiegato un filtro passabasso di Chebyshev di tipo 1 e di ordine 5, con frequenza di taglio 3Hz, scelta perché il contenuto spettrale della posizione dei marker è concentrato sulle basse frequenze. La figura 15 mostra l'effetto del filtraggio in due casi in cui l'oscillazione della posizione del marker è più o meno evidente.

Inoltre, per sopprimere la distorsione introdotta dal filtro, che non ha fase lineare, è stato eseguito un filtraggio a doppia passata.

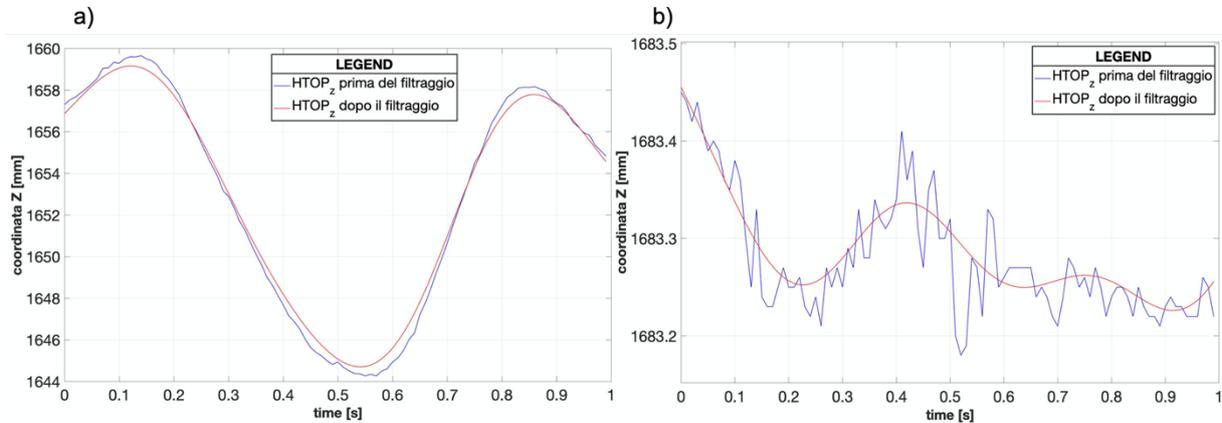


Figura 15. Componente z del marker HTOP prima e dopo il filtraggio passabasso, nel primo secondo di acquisizione. a) Soggetto 19, in cui le oscillazioni sono meno evidenti. b) Soggetto 3, in cui le oscillazioni sono molto evidenti.

3.3.4 STIMA DEGLI ANGOLI ARTICOLARI

Per estrarre gli angoli articolari è necessario calcolare la matrice di rotazione del segmento distale rispetto al prossimale, ossia del tronco rispetto alla testa. Sono stati valutati questi due segmenti del modello perché la terna del tronco non potrà mai essere coincidente con quella del laboratorio, per quanto ogni soggetto cerchi di mantenere il busto fermo. Perciò, valutare l'orientamento della testa rispetto al tronco, piuttosto che rispetto al sistema di riferimento globale, fornisce degli angoli più veritieri.

Il primo passo prevede l'allineamento iniziale delle due terne testa e tronco. Questo è necessario perché, nonostante idealmente tutti i sistemi di coordinate dovrebbero avere lo stesso orientamento quando il soggetto è in posizione neutra, nella realtà questo non succede, il che porta a degli errori di stima degli angoli. Conseguentemente, è stata effettuata una calibrazione che permetta di rimuovere il disallineamento iniziale tra le terne dei due segmenti [figura 16].

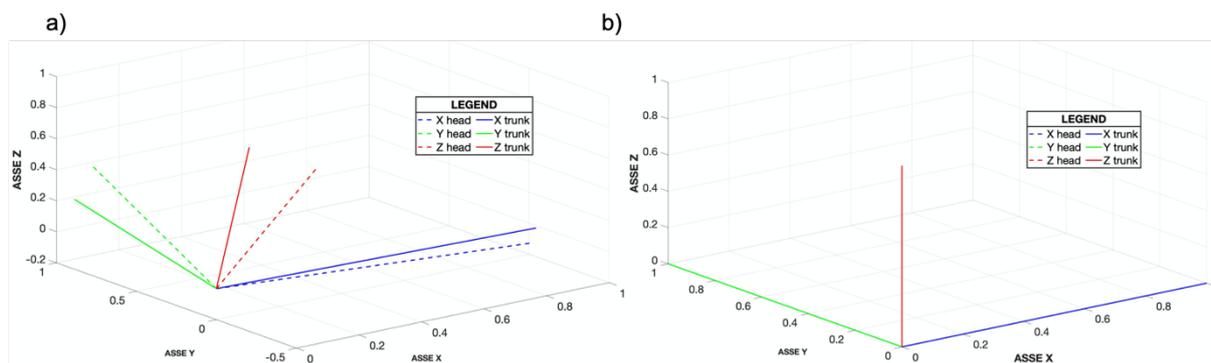


Figura 16. a) Orientamento iniziale della testa (linea tratteggiata) rispetto al tronco (linea continua) prima della calibrazione. b) Dopo la calibrazione i due sistemi di riferimento coincidono.

Per allineare le due terne è necessario ruotare quella iniziale della testa (ossia la media dei primi 100 campioni) fino ad ottenerne una nuova, che abbia lo stesso orientamento della terna iniziale del tronco. Questo nuovo sistema di coordinate si ottiene tramite tre rotazioni successive illustrate nella figura 17 e qui descritte:

- Una rotazione attorno all'asse Z del tronco di un *angolo* ϑ , per proiettare l'asse Z della testa nel piano XZ del tronco;
- Una rotazione attorno all'asse Y del tronco di un *angolo* φ , in modo tale da far coincidere l'asse Z della testa con quello del tronco;
- Un'ultima rotazione attorno all'asse Z del tronco di un *angolo* α , per allineare le due terne.

Le coordinate della testa devono essere espresse nel sistema di riferimento del tronco e non in quello del laboratorio, affinché la calibrazione sia corretta.

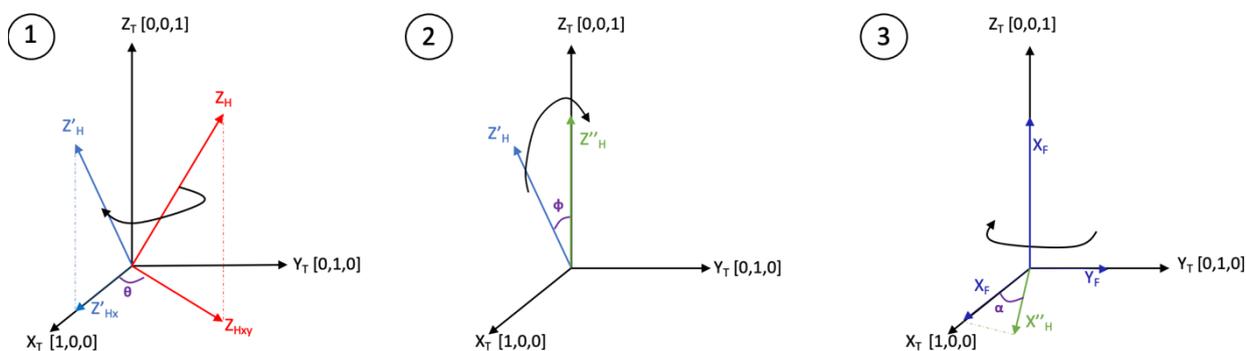


Figura 17. Sequenza di rotazioni che permettono l'allineamento della terna della testa con quella del tronco. 1) La prima rotazione attorno all'asse Z del tronco di un angolo ϑ proietta l'asse Z della testa sul piano XZ del tronco. 2) La seconda rotazione attorno all'asse Y del tronco di un angolo φ fa sì che $Z_T = Z_H$. 3) Anche l'asse X e Y della

testa hanno ruotato durante i primi due movimenti, motivo per cui si troveranno sfasati di un angolo α . La terza rotazione attorno all'asse Z permette di rimuovere questo sfasamento.

Da questa operazione si ottiene una matrice di rotazione R che viene pre-moltiplicata per le coordinate iniziali 3D della testa, fornendone delle nuove, utili al calcolo degli angoli. La matrice di orientamento R è data dal prodotto delle tre matrici di orientamento risultanti dalle tre rotazioni successive.

$$R = R_{z\alpha} \cdot R_{y\varphi} \cdot R_{z\theta}$$

Estrate le nuove coordinate, è possibile ricavare la matrice di orientamento del tronco rispetto alla testa (${}^H_T R$), data dal prodotto tra la matrice di orientamento del tronco rispetto al laboratorio (${}^L_T R$) e la matrice di orientamento del laboratorio rispetto alla testa (${}^H_L R$).

$${}^H_T R = {}^L_T R \cdot {}^H_L R$$

I componenti della matrice di rotazione (3x3) prendono il nome di *coseni direttori* e vengono calcolati come da teoria. A titolo esplicativo, si riporta un esempio riferito a due generici sistemi di coordinate {A} e {B}, ma lo stesso principio è stato applicato al nostro caso per ricavare tutte le matrici di interesse.

$${}^A_B R = [{}^A X_B \quad {}^A Y_B \quad {}^A Z_B] = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{X}_B \cdot \hat{X}_A & \hat{Y}_B \cdot \hat{X}_A & \hat{Z}_B \cdot \hat{X}_A \\ \hat{X}_B \cdot \hat{Y}_A & \hat{Y}_B \cdot \hat{Y}_A & \hat{Z}_B \cdot \hat{Y}_A \\ \hat{X}_B \cdot \hat{Z}_A & \hat{Y}_B \cdot \hat{Z}_A & \hat{Z}_B \cdot \hat{Z}_A \end{bmatrix} \quad [1]$$

I componenti della matrice ${}^H_T R$ servono per ricavare gli angoli articolari, dato che qualunque orientamento di un SDR distale rispetto a un prossimale può essere pensato come il risultato di tre rotazioni successive. Il metodo scelto per descrivere l'orientamento del SDR della testa è chiamato "X – Y – Z Fixed Angles" secondo cui, a partire da un SDR coincidente con quello di riferimento {A}, la matrice di orientamento è espressa come segue:

$${}^A_B R = \begin{bmatrix} c\alpha \cdot c\beta & c\alpha \cdot s\beta \cdot s\gamma - s\alpha \cdot c\gamma & c\alpha \cdot s\beta \cdot c\gamma + s\alpha \cdot s\gamma \\ s\alpha \cdot c\beta & s\alpha \cdot s\beta \cdot s\gamma + c\alpha \cdot c\gamma & s\alpha \cdot s\beta \cdot c\gamma - c\alpha \cdot s\gamma \\ -s\beta & c\beta \cdot s\gamma & c\beta \cdot c\gamma \end{bmatrix} \quad [2]$$

Questa notazione vale solamente se l'ordine di rotazione è X, Y e Z, rispettivamente di un angolo γ , β e α . Dal momento che la matrice di orientamento è nota, in quanto conosciamo le componenti espresse dalla formula [1], è possibile ricavare gli angoli incogniti.

$$\beta = \text{Atan2} \left(-r_{31}, \sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2} \right)$$

$$\alpha = \text{Atan2} \left(\frac{r_{21}}{c\beta}, \frac{r_{11}}{c\beta} \right)$$

$$\gamma = \text{Atan2} \left(\frac{r_{32}}{c\beta}, \frac{r_{33}}{c\beta} \right)$$

Nel caso di nostro interesse, però, gli angoli α e γ sono invertiti rispetto alla formula qui sopra riportata, perché l'orientamento scelto per gli assi X, Y e Z è diversa.

Valutando gli angoli in ogni istante di campionamento, è possibile ottenere l'andamento di α , β e γ nel tempo, ossia durante l'esecuzione della prova [figura 18]. Questi grafici vengono usati per trovare i parametri di interesse per la valutazione della mobilità cervicale.

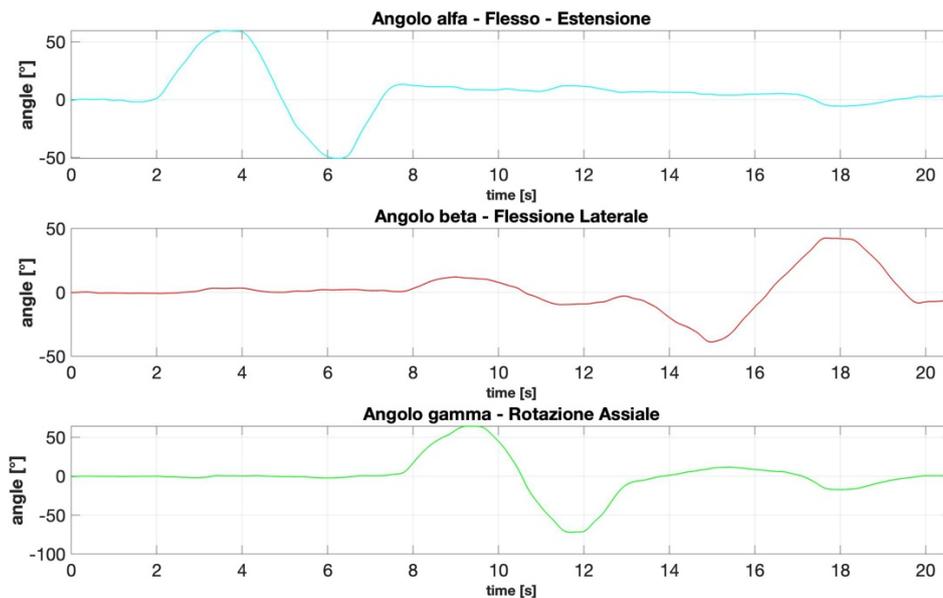


Figura 18. Andamento degli angoli articolari nel tempo relativi ad una prova del soggetto 2. Dato che la sequenza di rotazioni durante la prova è X-Z-Y, il primo picco è relativo ad α ; il secondo a γ e il terzo a β .

I grafici riportati nella figura 18 hanno un andamento simile tra di loro, in quanto mostrano un picco in corrispondenza dell'intervallo di tempo in cui il soggetto esegue una determinata rotazione. Di conseguenza, su scala temporale, il primo picco è presente nell'angolo α (flesso – estensione); il secondo nell'angolo γ (rotazione assiale) e il terzo nell'angolo β (flessione laterale). Ovviamente, i picchi sono due, uno positivo e uno negativo, perché le rotazioni avvengono lungo due diverse direzioni.

Durante le restanti fasi della prova non ci sono altri picchi, ma il trend è piuttosto lineare. In realtà, l'esecuzione del movimento non è mai perfetta, ossia è praticamente impossibile che una qualsiasi rotazione avvenga attorno ad un solo asse. Questo fa sì che, ad esempio durante la rotazione attorno all'asse Z, le componenti degli angoli α e β non siano nulle; e lo stesso vale per i restanti casi. Questo non è un problema perché è comunque possibile estrarre i parametri d'interesse in quanto l'ampiezza delle oscillazioni è molto minore di quella raggiunta durante le fasi di picco positivo o negativo.

Il problema sopra descritto si presenta soprattutto nell'angolo β , che ha un contributo importante anche durante la fase di rotazione assiale (durante la quale l'angolo γ presenta i due picchi). Questa difficoltà non è evidente in tutte le prove, ma solamente in alcune e, da un'analisi più approfondita, si è dedotto che si verifica quando il soggetto non è riuscito a mantenere le spalle ferme durante la prova, il che causa una diminuzione del picco raggiunto da α e un aumento della componente β [figura 19].

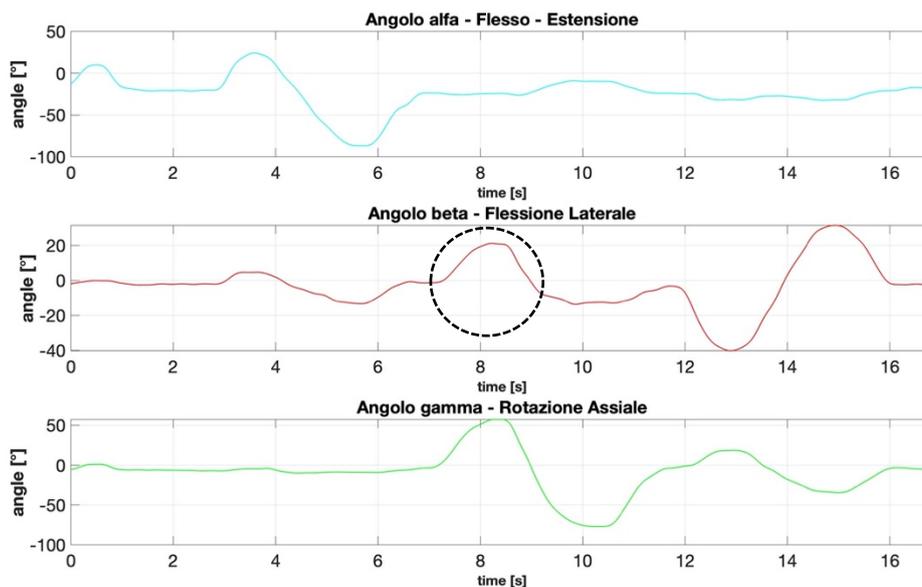


Figura 19. Andamento degli angoli durante una prova eseguita dal soggetto 19. Come evidente, il contributo di β nella fase di rotazione assiale è molto ampio, anche se non è un problema perché, essendo noto l'istante di esecuzione della flessione laterale, è possibile distinguere le due fasi. Il contributo di α nelle altre fasi, invece, è trascurabile.

Come già accennato, il parametro utilizzato per l'analisi della mobilità cervicale è il Range Of Motion, calcolato come differenza tra ampiezza massima e ampiezza minima del profilo angolare.

$$ROM_{\alpha} = \max(\alpha) - \min(\alpha)$$

$$ROM_{\beta} = \max(\beta) - \min(\beta)$$

$$ROM_{\gamma} = \max(\gamma) - \min(\gamma)$$

Infine, tutti i parametri vengono salvati opportunamente per permettere l'analisi successiva di valutazione della mobilità cervicale e di confronto tra gruppo di controllo e di intervento.

Capitolo 4 – Risultati e Discussione

I ROM estratti dai profili angolari dei soggetti esaminati vengono salvati in matrici opportune per la successiva analisi di valutazione della mobilità cervicale. I dati a disposizione sono elencati nella tabella seguente e constano di quattro matrici:

Tabella 3. Riepilogo matrici contenenti i ROM utili alla valutazione della mobilità cervicale.

Matrice	Dimensione	Descrizione
Contr_Acuto	12x3	Contiene i ROM dei 12 soggetti del gruppo di controllo lungo le tre direzioni, durante la prova in acuto.
Contr_After15min	12x3	Contiene i ROM dei 12 soggetti del gruppo di controllo lungo le tre direzioni, durante la prova eseguita dopo la camminata sul tapis roulant.
Int_Acuto	12x3x4	Contiene i ROM dei 12 soggetti del gruppo sperimentale lungo le tre direzioni, durante la prova in acuto. Ogni faccia della matrice corrisponde a una posizione della soletta.
Int_After15min	12x3x4	Contiene i ROM dei 12 soggetti del gruppo sperimentale lungo le tre direzioni, durante la prova eseguita dopo la camminata al tapis roulant. Ogni faccia della matrice corrisponde a una posizione della soletta.

4.1 VALUTAZIONE DEI RISULTATI

Per valutare la significatività statistica dei risultati ottenuti si è scelto di considerare il fattore gruppo in maniera indipendente (controllo e intervento). Inoltre, dato che il movimento del capo è stato eseguito isolatamente nei tre piani, anche le tre direzioni dello spazio sono state considerate variabili indipendenti.

Anzitutto, è stato effettuato un *t-test appaiato* sul gruppo di controllo per verificare se la sola camminata su tapis roulant introduca un cambiamento significativo del ROM o meno. Questo test statistico, infatti, può essere applicato per verificare un cambiamento fra una prima e una seconda misura, effettuata sullo stesso individuo, ripetuta a distanza di tempo.

Dopo aver quantificato l'effetto placebo, si è proseguito eseguendo un'analisi statistica sui ROM del gruppo intervento, lavorando anche in questo caso sulle differenze tra prima e dopo la deambulazione. Nello specifico, è stata condotta un'ANOVA a due fattori con misure ripetute. Infatti, i fattori che influenzano il ROM sono due: il tempo ('Acuto' e 'After15min') e la posizione dei cunei ('External', 'Int_Ext DX', 'Int_Ext SX' e 'Internal'). Inoltre, è lo stesso soggetto ad eseguire la prova nei due frangenti temporali e con i cunei nelle diverse posizioni, motivo per cui le misurazioni sono da considerarsi ripetute.

4.1.1 RISULTATI DEL GRUPPO DI CONTROLLO E LORO RAPPRESENTAZIONE GRAFICA

I dati di partenza dell'analisi dei ROM del gruppo di controllo sono le prime due matrici precedentemente descritte nella tabella 3. L'utilizzo del grafico a barre permette una visualizzazione immediata e semplice dei risultati ottenuti [figura 20].

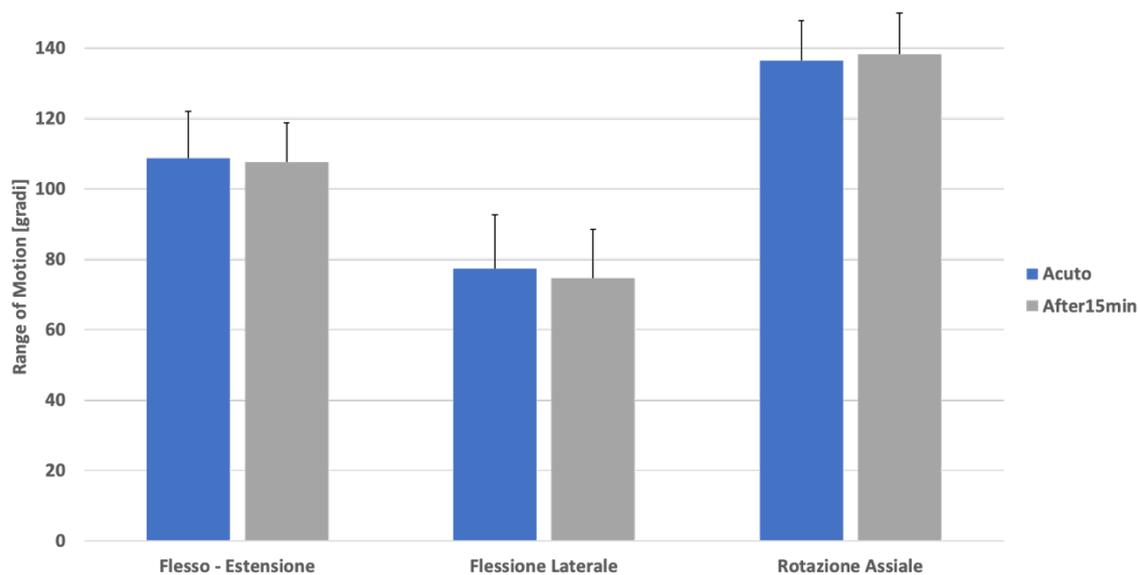


Figura 20. Grafico a barre dei ROM del gruppo di controllo.

Nella figura 20 vengono riportati il ROM medio dei 12 soggetti appartenenti al gruppo di controllo e la deviazione standard ad essi associati come stima dell'errore. I gruppi sono tre, pari al numero di direzioni spaziali attorno alle quali avvengono i movimenti cervicali e, per ognuno di essi, vi sono due valori medi, corrispondenti ai due istanti temporali di esecuzione delle prove.

Il passo successivo prevede capire se la differenza tra i risultati ottenuti in acuto e dopo 15 minuti sia significativa o meno. A tal fine, sono stati eseguiti tre t – test appaiati, in quanto le tre direzioni spaziali vengono considerate separatamente, dal momento che il fattore di interesse è il tempo. L'obiettivo è capire se l'utilizzo del tapis roulant provochi una variazione significativa del ROM in assenza di stimolazione plantare e, in caso affermativo, capire lungo quale direzione avviene questo cambiamento.

L'esito dell'analisi statistica mostra che non vi è alcuna differenza statistica per il gruppo in questione lungo nessuna direzione spaziale, in quanto il valore di p ottenuto è maggiore di 0.05 (considerato il livello soglia di significatività statistica). Conseguentemente, il ROM finale non dipende dal fattore tempo in caso di assenza di stimolazione plantare.

Questa indagine è fondamentale per la successiva sul gruppo di intervento, in quanto permette di discriminare le cause responsabili dei risultati futuri. Difatti, sulla base dei risultati ottenuti sul gruppo di controllo, è possibile affermare che un'eventuale differenza significativa nel gruppo sperimentale sia dovuta alla sola stimolazione plantare.

4.1.2 RISULTATI DEL GRUPPO SPERIMENTALE E LORO RAPPRESENTAZIONE GRAFICA

Nel caso del gruppo di intervento il ROM di flesso – estensione, flessione laterale e rotazione assiale non dipende solamente dal fattore tempo, ma anche dalla posizione dei cunei nella scarpa dei soggetti.

Come nel caso precedente, i risultati sono stati raffigurati tramite grafico a barre: per ogni movimento cervicale vi sono 4 gruppi, corrispondenti alle 4 posizioni dei cunei e ogni gruppo consta di due barre, corrispondenti ai valori medi dei ROM prima e dopo la camminata al tapis roulant. L'errore viene valutato tramite la deviazione standard.

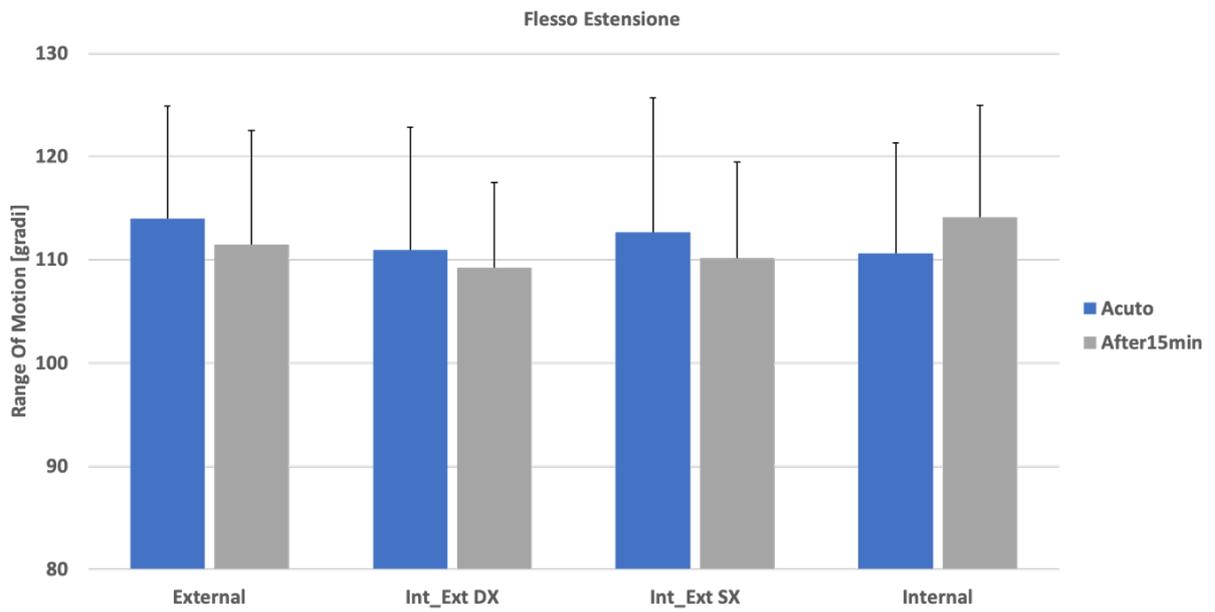


Figura 21. Grafico a barre dei ROM del gruppo di intervento in flesso-estensione.

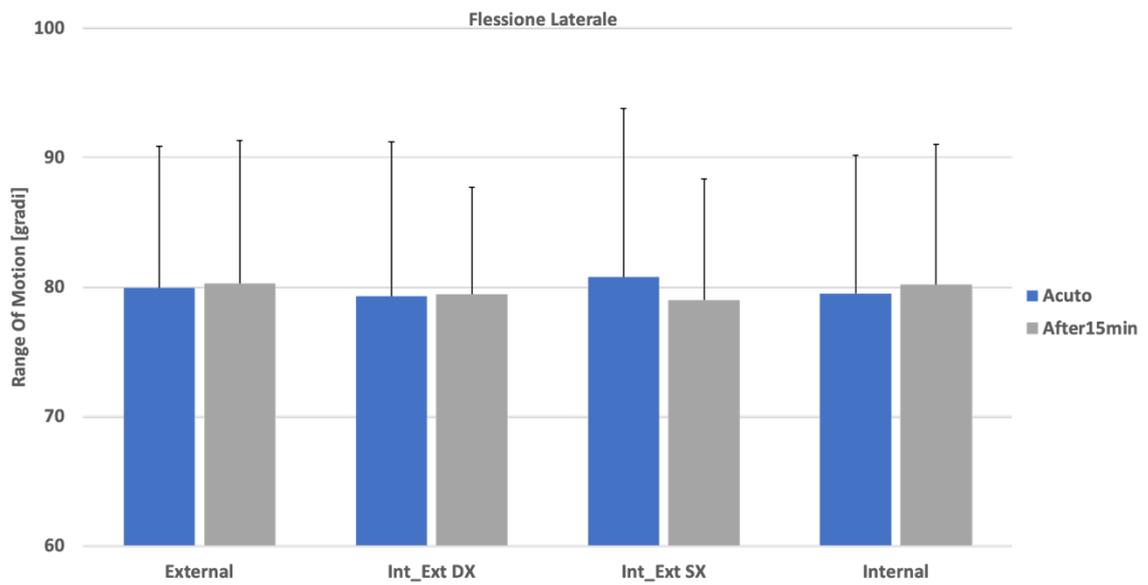


Figura 22. Grafico a barre dei ROM del gruppo di intervento in flessione laterale.

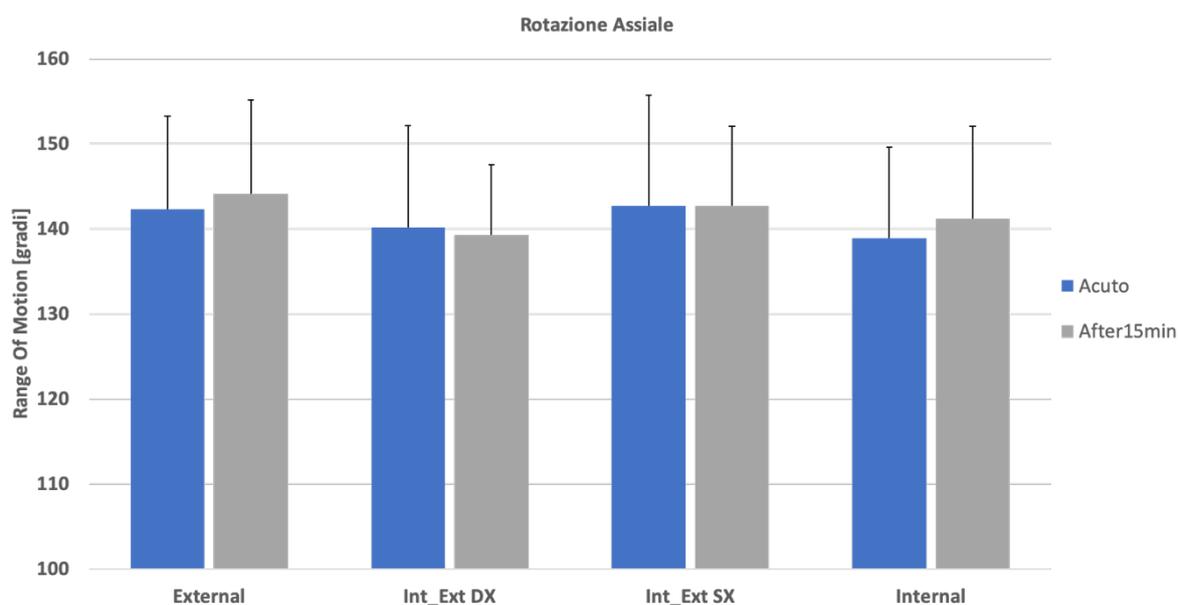


Figura 23. Grafico a barre dei ROM del gruppo di intervento in rotazione assiale.

Come già anticipato all'inizio del capitolo, l'analisi statistica condotta è l'ANOVA a due fattori con misure ripetute. Così come per il gruppo di controllo, essa è stata eseguita tre volte, una per ogni direzione dello spazio. Come risultato si ottengono tre p differenti, che forniscono informazioni circa l'influenza del tempo, della posizione delle solette e dell'interazione tra i due sul ROM finale.

Dall'esito dell'analisi statistica risulta che non vi sia alcuna differenza statisticamente significativa in nessun caso, dal momento che i p risultanti hanno tutti valore superiore a 0.05. Ne deriva che né la diversa posizione della soletta né il tempo provocano un cambiamento significativo dei ROM ottenuti.

In verità, nel caso di flesso estensione, risulta un p vicino a 0.05 ($p = 0.094$) nel caso di interazione tra tempo e posizione, intuendo che possa esserci una dipendenza della stimolazione dalla posizione del cuneo. Lo stesso vale nel caso di rotazione assiale, per il quale p è pari a 0.082 nel caso di influenza dalla posizione dei cunei. Ciò fa pensare che un eventuale aumento del numero di soggetti testati possa rivelare, grazie alla migliore conoscenza della dispersione dei dati in esame, un effetto della stimolazione plantare. Lo stesso non è ipotizzabile per i restanti casi, dal momento che i p ottenuti hanno tutti valore superiore a 0.5.

4.2 DISCUSSIONE

Lo studio dei ROM cervicali non ha fornito alcun risultato significativo dal punto di vista statistico. Ciò nonostante, le analisi svolte permettono di trarre considerazioni importanti circa la relazione tra la mobilità cervicale e la stimolazione plantare, fornendo degli spunti importanti per degli eventuali studi futuri.

Anzitutto, nonostante la mancanza di significatività statistica, dai grafici del gruppo di intervento [figure 21, 22, 23] si evince una differenza più sensibile tra i ROM medi in acuto e dopo 15 minuti rispetto a quella del gruppo di controllo. Questo è maggiormente evidente nella flessione – estensione.

In aggiunta, in alcuni casi, la camminata al tapis roulant provoca una diminuzione del ROM (ad esempio nella flessione – estensione, tranne per la posizione interna). Foisy e altri collaboratori hanno studiato la mobilità oculare in una condizione fisiologica in cui il SNC dovesse controllare contemporaneamente la vergenza oculare e l'equilibrio, al fine di verificare se una manipolazione delle afferenze podaliche influenzi sia la postura che i movimenti oculari. Da questo lavoro si evince che la soletta migliora la stabilità corporea, provocando una diminuzione della superficie del CoP e un miglioramento della mobilità oculare (Foisy, et al., 2015).

Sulla base di ciò e dal momento che i movimenti cervicali permettono un'ottimizzazione della vista (Corno, 2003), è plausibile che la stimolazione plantare introduca un miglioramento della stabilità cervicale e, conseguentemente, una diminuzione del ROM ottenuto.

Nel capitolo 2.3 è stata più volte ribadita la mancanza di informazioni in letteratura circa l'efficacia della stimolazione plantare ottenuta tramite inserti sottili. Vi è solamente uno studio che evidenzia il fatto che uno spessore inferiore a 3mm possa avere degli effetti significativi (Alessandria & Gollin, 2020). Ciò nonostante, i dati a disposizione non sono sufficienti a fornire una conoscenza accurata di quali siano i risultati di una stimolazione plantare ottenuta tramite cunei di spessore 1.5mm e, soprattutto, non vi è alcun lavoro che ci dia informazioni circa un effetto di tale stimolazione sulla mobilità cervicale. Questo aspetto, in aggiunta alla mancanza di significatività statistica, rende difficile trarre delle conclusioni

certe, permettendo però di effettuare delle ipotesi che potranno essere eventualmente approfondite.

4.2.1 LIMITI DELLE PROVE SPERIMENTALI

Nonostante (Wang, et al., 2018) abbiano dimostrato che i movimenti di flesso - estensione siano ripetibili nei soggetti, vi sono diversi aspetti che possono influenzare gli angoli ottenuti, fornendo dei risultati angolari poco veritieri.

Come già precisato nel capitolo 2.2.3 è stata scelta un'esecuzione attiva del movimento cervicale, in cui il soggetto si muove autonomamente senza alcuna interazione con l'operatore esperto. Se da una parte questo approccio risulta vantaggioso in quanto fornisce informazioni funzionali rilevanti, dall'altra diversi dubbi sorgono circa la sua efficacia.

Infatti, il fatto che il paziente sia influenzato da diversi fattori psicosociali può provocare un'esecuzione errata del movimento e, di conseguenza, un errore nella stima degli angoli articolari. Inoltre, la tecnica attiva ha un'alta variabilità dei risultati tra soggetti e una bassa capacità di predire sintomi cronici (Moreno, et al., 2017). A prova di quanto appena espresso, diverse volte è stato chiesto ai soggetti di ripetere le prove in quanto eseguite muovendo il tronco o le spalle. Non sarebbe, quindi, impossibile che siano state acquisite delle esecuzioni non corrette. A supporto di ciò, risulta particolarmente difficile la flessione laterale mantenendo le spalle perfettamente ferme dal momento che le faccette articolari non permettono una perfetta lateralizzazione. Inoltre, dei movimenti cervicali puri (ossia attorno ad un solo asse) sono praticamente impossibili.

Un'ulteriore condizione che potrebbe provocare delle variazioni negli angoli è il posizionamento dei marker, che non è sempre perfetto. Comunque sia, durante le prove occorrenze che hanno necessitato un riposizionamento dei marker si sono verificate solamente per il segmento tronco (in particolare quello in posizione sacrale), ma il totale non supera il 10% dei casi totali.

Un aspetto aggiuntivo da tenere in considerazione riguarda i soggetti reclutati. Non essendo mai state eseguite delle prove di questo genere, sono stati utilizzati dei criteri di inclusione poco restrittivi, che prevedono la presenza di soggetti sani. Conseguentemente, non è da

escludere che l'utilizzo del protocollo su dei soggetti patologici fornisca dei risultati diversi. È plausibile supporre che un eventuale effetto della stimolazione plantare sia maggiormente visibile in soggetti che soffrono di patologie cervicali.

Capitolo 5 – Conclusione

Questo lavoro di tesi si prefigge di verificare se una fine stimolazione meccanica, ottenuta per mezzo di inserti plantari dello spessore di 1.5mm, sia in grado di modificare i parametri funzionali della mobilità cervicale nei tre piani dello spazio. La stimolazione viene eseguita in quattro condizioni differenti, ossia con le solette posizionate in quattro modi diversi: internamente sotto entrambi i piedi; esternamente sotto entrambi i piedi; internamente sotto un piede e esternamente nell'altro e viceversa. Questo è necessario in quanto non vi sono sufficienti evidenze sperimentali di quale posizionamento sia il migliore per il raggiungimento dello scopo prefissato. Al contrario, studi precedenti hanno verificato che la zona dell'arco plantare sia molto sensibile a livello percettivo (Strzalkowski, et al., 2015), motivo per cui è stata scelta questa come area da stimolare.

Ad ogni modo, dai risultati dell'analisi statistica condotta sul gruppo di intervento si evince che il posizionamento dei cunei non influenza in modo significativo il ROM finale, lasciando intendere che qualunque posizionamento produca lo stesso effetto sulla mobilità cervicale. Solamente nel caso della rotazione assiale si osserva un valore di p più vicino a quello critico (0.05), ma non comunque sufficientemente piccolo da permettere di trarre conclusioni certe.

Per raggiungere l'obiettivo prefissato, è stato applicato un protocollo sperimentale atto a testare due gruppi di soggetti sani, uno di controllo e uno sperimentale. Il primo ha condotto le prove in assenza di stimolazione plantare; il secondo con i cunei inseriti nella scarpa. Ogni prova ha previsto l'esecuzione di tre movimenti cervicali, pari a flessione – estensione; rotazione assiale e flessione laterale. Un'elaborazione a calcolatore ha permesso poi di estrarre i profili angolari e, da questi, i ROM cervicali lungo le tre direzioni dello spazio.

Al fine di verificare l'effetto della stimolazione meccanica, ogni soggetto ha eseguito la prova per due volte, in acuto e dopo 15 minuti di camminata su tapis roulant. Su entrambi i gruppi, quindi, è stato necessario valutare l'effetto del tempo sul ROM cervicale. Per quanto concerne il gruppo di controllo, non è stata osservata alcuna differenza significativa tra il ROM prima e dopo 15 minuti, motivo per cui è possibile concludere che il tempo non abbia alcun effetto significativo sul ROM. Verificare l'effetto placebo è importante: infatti, se nel gruppo di controllo un'eventuale differenza nel tempo sarebbe dovuta solamente alla deambulazione, nel gruppo di controllo essa potrebbe essere dovuta anche alla stimolazione. Dal momento che noi siamo interessati solamente a quest'ultima, i risultati sul gruppo di controllo permettono di ipotizzare che una differenza significativa tra prima e dopo la camminata su tapis roulant nel gruppo di intervento sia dovuta solamente all'eccitazione plantare.

Nonostante ciò, anche nel gruppo intervento il fattore tempo non ha fornito alcun risultato significativo per nessuna delle tre direzioni spaziali. Ciò significa che la stimolazione plantare non produce alcun cambiamento nella mobilità cervicale, a prescindere dal posizionamento dei cunei nelle scarpe dei soggetti. Solamente nel caso di flessione – estensione è stato ottenuto un valore di p prossimo a 0.05 nel caso di interazione tra fattore tempo e posizionamento dei cunei. Questo fa pensare che il numero di soggetti testati (12 per gruppo) non sia sufficiente a fornire dei risultati significativi.

In aggiunta, dai grafici estratti, si evince che in molti casi la stimolazione abbia provocato una diminuzione del ROM cervicale piuttosto che un aumento dello stesso. Ciò potrebbe essere in accordo con quanto affermato da (Foisy, et al., 2015), secondo cui una stimolazione plantare provoca un aumento della stabilità posturale. Da quanto detto è possibile supporre che vi sia un irrigidimento del tratto cervicale e, conseguentemente, una diminuzione del ROM.

Il lavoro qui proposto, nonostante abbia diverse limitazioni, rappresenta uno spunto interessante sia per diversi studi futuri sia per eventuali applicazioni cliniche. Ad oggi, infatti, non vi sono terapie efficaci a lungo termine per il trattamento delle disfunzioni cervicali, che hanno un impatto significativo sulla popolazione odierna. L'utilizzo di inserti plantari sottili per trattare il dolore cervicale potrebbe essere un approccio molto vantaggioso sia per il clinico,

in quanto semplici da utilizzare; sia per il paziente, dal momento che non danno alcun fastidio, non hanno alcun effetto collaterale e non sono invasive.

Ovviamente, i risultati qui ottenuti non sono sufficienti per validarne l'efficacia clinica o terapeutica. Inoltre, non vi sono sufficienti dati in letteratura che diano informazioni circa gli effetti dei cunei di spessore inferiore a 3mm, come quelli utilizzati in questo protocollo.

Nonostante queste considerazioni, è possibile concludere che degli effetti siano presenti, a conferma del fatto che esiste un collegamento neurologico tra piede e tratto cervicale. Probabilmente, un aumento del numero di soggetti reclutati, un criterio di inclusione più restrittivo e un'esecuzione del movimento da parte dei soggetti più accurata potrebbero fornire dei risultati più significativi.

Bibliografia

Alessandria, M. & Gollin, M., 2020. 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*, pp. 195-201.

Alessandria, M. & Vieira, T. M., 2020. *Can a thin mechanical stimulation on the plantar arch affect on the head mobility?*. Torino.

Barbero, A., 2020. *Implementazione di un modello biomeccanico per valutare la mobilità cervicale tramite la stereofotogrammetria*.

Carroll, L. J. et al., 2010. Course and Prognostic Factors for Neck Pain in the General Population. *Eur Spine J*, 33(45).

Corneil, B. D., Olivier, E. & Munoz, D. P., 2002. Neck Muscle Responses to Stimulation of Monkey Superior Colliculus. I. Topography and Manipulation of Stimulation Parameters. *J Neurophysiol*, Volume 88.

Corno, C., 2003. Rachide Cervicale & Cingolo Scapolare Cenni di Anatomia, Fisiologia Articolare & Biomeccanica. In: *Il dolore cervicale. Strategie contro il dolore. Protocolli chinesiolgici*. s.l.:Alea Edizioni, pp. 1 - 19.

Duc, C. et al., 2014. A wearable inertial system to assess the cervical spine mobility: Comparison with an optoelectronic-based motion capture evaluation. *Medical Engineering & Physics*, Volume 36, pp. 49 - 56.

Foisy, A., Gaertner, C., Matheron, E. & Kapoula, Z., 2015. *Controlling Posture and Vergence Eye Movements in Quiet Stance: Effects of Thin Plantar Inserts*. New York: Susana Martinez-Conde, State University of New York Downstate Medical Center, UNITED STATES.

Giffard, P., Daly, L. & Treleaven, J., 2018. Influence of neck torsion on near point convergence in subjects with idiopathic neck pain. *Musculoskeletal Science and Practice*, Issue 32, pp. 51-56.

Kennedy, P. M. & Inglis, T., 2002. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *Journal of Physiology*, Volume 538.3, pp. 995 - 1002.

Morasso, P. G. & Schieppati, M., 1999. Can Muscle Stiffness Alone Stabilize Upright Standing?. *Journal of Neurophysiology*, Issue 83, pp. 1622-1626.

Moreno, A. J. et al., 2017. *Cervical Spine Assessment Using Passive and Active Mobilization Recorded Through an Optical Motion Capture*. Zaragoza.

Rab, G., Petuskey, K. & Bagley, A., 2002-04. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait & posture*, 15(2), pp. p.113-119.

Rothbart, B. A., 2013. Prescriptive Proprioceptive Insoles and Dental Orthotics Change the Frontal Plane Position of the Atlas (C1), Mastoid, Malar, Temporal, and Sphenoid Bones: A Preliminary Study. *The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice*, Volume 31:4, pp. 300-308.

Strzalkowski, N. D. J., Mildren, R. L. & Bent, L. R., 2015. Thresholds of cutaneous afferents related to perceptual threshold across the human foot sole. *Journal of Neurophysiology*, Volume 114(4), pp. 2144-2151.

Strzalkowski, N. D., Peters, R. M., Inglis, J. T. & Bent, L. R., 2018. Cutaneous afferent innervation of the human foot sole: what can we learn from single-unit recordings?. *Journal of Neurophysiology*, Volume 120(3), pp. 1233-1246.

Treleaven, J., 2008. Sensorimotor disturbances in neck disorders affecting postural stability, head and eye movement control—Part 2: Case studies. *ScienceDirect Manual Therapy*, Issue 13, pp. 266 - 275.

Valevicius, A. M., Hebert, J. S. & Jun, P. Y., 2018. 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*, pp. 1-15.

van der Velde, G. et al., 2009. Identifying the best treatment among common nonsurgical neck pain treatment: a decision analysis.. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*.

van Randerad-van der Zee, C. H. et al., 2016. The burden of neck pain: its meaning for persons with neck pain and healthcare providers, explored by concept mapping. *Qual Life Res*, Issue 25, pp. 1219-1225.

Vorro, J., Bush, T. R., Rutledge, B. & Li, M., 2013. *Kinematic Measures during a Clinical Diagnostic Technique for Human Neck Disorder: Inter- and Intraexaminer Comparisons*.

Wang, X. et al., 2018. Repeatability of Cervical Joint Flexion and Extension Within and Between Days.

Williams, M. A., McCarthy, C. J., Chorti, A. & Cooke, M. W., 2009. *A SYSTEMATIC REVIEW OF RELIABILITY AND VALIDITY STUDIES OF METHODS FOR MEASURING ACTIVE AND PASSIVE CERVICAL RANGE OF MOTION.*