



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI  
DI GENOVA



## **Università degli Studi di Genova**

Facoltà di medicina e Chirurgia

### **Master in Riabilitazione dei Disturbi Muscoloscheletrici**

A.A 2009/2010

Campus Universitario di Savona

*In collaborazione con Master of Science in Manual Therapy*

*Vrije Universiteit Brussel*



## **METODI DI VALUTAZIONE DEL RACHIDE CERVICALE CON STRUMENTI DI MOTION TRACKING REVISIONE DELLA LETTERATURA**

Candidato:

Dott. Passuello Roberto

Relatore:

Dott. Zimoli Andrea

# **METODI DI VALUTAZIONE DEL RACHIDE CERVICALE CON STRUMENTI DI MOTION TRACKING REVISIONE DELLA LETTERATURA**

## **Abstract**

**Obiettivo:** scopo di questo studio è realizzare una revisione sistematica della letteratura per classificare e analizzare i metodi di valutazione del rachide cervicale eseguiti mediante l'utilizzo di strumenti di motion tracking.

**Background:** il rachide cervicale permette l'orientamento della testa garantendo così l'efficace azione dei principali organi di senso speciali. Lo sviluppo di nuovi strumenti capaci di campionare il movimento e di descriverne le caratteristiche apre nuovi scenari sulle prospettive di indagine.

**Materiali e metodi:** è stata eseguita una ricerca su database elettronici di Medline e PEDro selezionando gli studi in base a criteri predefiniti. Sono stati estrapolati i dati del ROM cervicale rilevati mediante tecnologie di motion tracking su soggetti sani. Sono stati comparati gli studi selezionati in base alla strumentazione utilizzata e ai parametri indagati.

**Risultati:** sono stati reperiti nove studi rispondente ai criteri di inclusione. Data l'eterogeneità degli studi si è proceduto al confronto dei parametri comuni. I valori medi del ROM cervicale ricavati dagli studi sono stati comparati con i valori normativi estrapolate da una recentemente meta-analisi. Sono stati altresì comparati i risultati medi ricavati con due differenti sistemi di motion tracking.

**Conclusioni:** si riscontra una netta prevalenza dell'utilizzo dei sistemi di rilevamento elettromagnetici nella valutazione del rachide cervicale. La loro applicazione nella valutazione del rachide cervicale in vivo risulta ancora ridotta e limitata prevalentemente alla rilevazione del ROM. Le reali potenzialità di tali strumenti nella valutazione qualitativa del movimento sono ancora scarsamente utilizzate. Ulteriori studi dovranno ampliare la capacità di indagine di questi strumenti e le loro applicazione in ambito clinico.

## **INTRODUZIONE**

Il rachide cervicale, oltre che costituire una struttura di protezione dinamica del midollo spinale, riveste un ruolo determinante nei confronti della testa e specificatamente rispetto agli organi sensoriali in essa alloggiati e rispetto alle funzioni orali di alimentazione e fonazione. Tali apparati di senso, al fine di esprimere al meglio e con la massima efficienza le loro funzioni, devono poter esplorare l'ambiente circostante ed essere diretti correttamente verso i loro oggetti di interesse. Questa determinante azione è svolta dal rachide cervicale, che permette i movimenti e l'orientamento della testa nelle tre dimensioni dello spazio.

I movimenti del capo dipendono dall'azione muscolare, ma sono vincolati dalla morfologia e delle caratteristiche meccaniche delle strutture osteo articolari e legamentose del rachide cervicale. Sulla base di ciò, è possibile definire dei modelli teorici di riferimento che, riferendosi le caratteristiche anatomiche delle vertebre cervicali e delle strutture capsulo-legamentose, possono descrivere la cinematica fisiologica del rachide cervicale.

Ai fini descrittivi il rachide cervicale può essere suddiviso in due parti: rachide cervicale superiore e rachide cervicale inferiore.

Il rachide cervicale inferiore è costituito dalle cinque vertebre che si estendono in senso cranio caudale da C3 a C7. Queste sono tra loro molto simili ed esprimono un comportamento cinematico comune.

Il rachide cervicale superiore è costituito dalle tre vertebre che si estendono da C1 a C3. Tali vertebre presentano caratteristiche morfologiche molto diverse che ne influenzano e differenziano i movimenti reciproci [1].

Il range of motion (ROM) della colonna cervicale costituisce un elemento cardine nella valutazione clinica di tale distretto e le sue alterazioni risultano essere correlate con svariati quadri patologici quale lesioni cervicali, neck pain, dolore radicolare e WAD [2].

Il ROM cervicale, inoltre, viene utilizzato come misura di outcome per le mobilizzazioni, manipolazioni o altri trattamenti [3]. L'importanza clinica del ROM è evidenziata anche dalla sua applicazione nella valutazione della disabilità.

Benché questo parametro di valutazione presenti una tale rilevanza clinica e speculativa, si riscontra ancora un limitato accordo tra i ricercatori rispetto al miglior metodo di misurazione. Questo difetto deriva da più fattori: la carenza di procedure standardizzate di valutazione del ROM, la compresenza di molte tecnologie differenti tra loro, la variabilità metodologica nella valutazione della validità ed affidabilità delle differenti procedure [4].

Ulteriori elementi di criticità, nella valutazione del ROM cervicale, sono costituiti da due variabili: età e genere [5,6].

Da tale scenario emerge la difficoltà nell'individuare dei dati normativi dei movimenti cervicali necessari al fine di costituire validi modelli di riferimento rispetto al quale possano essere confrontati dati discostanti che caratterizzano condizioni patologiche.

Attualmente è possibile reperire in letteratura svariati studi sul ROM cervicale, alcuni dei quali comprendono brevi revisioni sul tema. Alcune revisioni, invece, si limitano alla descrizione dei vari metodi di misurazione del rachide cervicale.

Non si riscontrano, tuttavia, studi che giungano a sintetizzare in maniera complessiva la letteratura inerente ai dati normativi del ROM cervicale [6].

Quando si affronta il tema della valutazione del rachide cervicale non è, tuttavia, sufficiente limitarsi alla misurazione del ROM. Questo parametro, infatti, esprime una quantità rilevabile in condizioni statiche, alla fine dei movimenti concessi sui tre piani dello spazio. Esso permette di descrivere, in termini analitici, la quantità di movimento del rachide cervicale, non offre, però, nessuna indicazione rispetto alla qualità del movimento misurato. A tal scopo è necessario rilevare altre variabili: velocità angolare, accelerazione angolare, jerk. Con gli strumenti convenzionali (goniometri, inclinometri, cronometri) è possibile misurare il ROM statico e calcolare in maniera approssimata la velocità angolare media la quale, tuttavia, è un parametro troppo grossolano per poter descrivere la qualità del movimento. È necessario, per contro, misurare i valori istantanei di velocità ed accelerazione nonché il jerk, ossia, le derivate di primo, secondo e terzo ordine dello spazio rispetto al tempo. Tale scopo è raggiungibile utilizzando strumenti di motion tracking i quali, con diverse modalità, consentono la misurazione tridimensionale del ROM dinamico mediante il campionamento del movimento sui tre piani dello spazio in intervalli di tempo molto piccoli. Ciò permette di poter calcolare, per tutte le componenti

del movimento analizzato, i parametri cinematici tendenti ai valori di velocità e accelerazione istantanei.

Nel presente studio si cercherà, pertanto, di analizzare i vari sistemi di motion tracking, le loro peculiarità e criticità, in particolare facendo riferimento alle fonti di letteratura in cui l'uso di tali strumenti viene applicato nella valutazione del rachide cervicale.

## **SISTEMI DI MOTION TRACKING**

Per motion tracking si intende il processo di registrazione del movimento e la sua traduzione in un modello digitale. Nel corso degli ultimi decenni sono state sviluppate diverse tecnologie in grado di assolvere a tale funzione. I sistemi di motion tracking, altresì conosciuti come "motion capture", hanno trovato applicazione in svariati campi della scienza e della tecnologia: inizialmente l'ambito militare (come spesso accade per quasi tutte le nuove tecnologie al loro esordio), estendendosi poi ai settori dell'intrattenimento, dello sport, della medicina e della robotica. Un notevole sviluppo di queste tecnologie, in particolar modo, si è recentemente verificato sotto la spinta dell'industria cinematografica, che le utilizza per registrare i movimenti di attori umani e utilizzare queste informazioni per l'animazione di modelli digitali bidimensionali o tridimensionali.

In ambito clinico, al fine di valutare la cinematica del corpo umano sono state adottate diverse soluzioni di monitoraggio le quali si basano su diverse tecnologie di rilevamento.

In particolare, i sistemi di motion tracking utilizzano usualmente sensori per misurazioni di tipo meccanico, acustico, ottico, elettromagnetico e inerziale.

Ogni approccio presenta i propri punti di forza vantaggi e limiti.

Il rilevamento meccanico viene generalmente utilizzato per determinare angoli articolari. In generale, il sistema è costituito da due o più componenti meccaniche interconnesse con trasduttori elettromeccanici, quali potenziometri o giroscopi. Quando l'utente esegue un movimento, i trasduttori si muovono

reciprocamente permettendo così di estrapolare l'angolo articolare. Benché questi sistemi siano in grado di misurare direttamente a livello dell'articolazione, la loro applicazione ai segmenti corporei risulta essere scomoda, soprattutto se protratta nel tempo, e tende ad impedire i movimenti.

Il rilevamento meccanico presenta, quindi, alcune limitazioni specifiche: le difficoltà di campionamento per le articolazioni complesse provviste di gradi di libertà multipli (i.e. la spalla); la variabilità/imprecisione della posizione di connessione dei sensori ai segmenti corporei, dovuta alla mobilità dei tessuti molli; la necessità di ricalibrare il sistema in ragione della variabilità interindividuale delle caratteristiche antropometriche.

Il rilevamento acustico opera utilizzando impulsi ultrasonici. Esso può determinare la posizione del sensore in due modalità: misurando il tempo di trasmissione dell'impulso, oppure misurando la coerenza di frase intercorrente tra il segnale in trasmissione e il segnale captato da un microfono.

I limiti fisici del suono costituiscono un limite per l'accuratezza di questi sistemi, per la frequenza di campionamento e per il loro raggio d'azione [14].

Il fenomeno della riflessione del suono può, a sua volta, alterare il campionamento del movimento disturbando la ricezione dei sensori.

Per limitare le alterazioni dei segnali è indispensabile mantenere il contatto visivo diretto tra la fonte del segnale acustico e il sensore evitando di interporre ostacoli.

I sistemi di rilevazione radio o a microonde, operano prevalentemente sul principio di misurazione del tempo di trasmissione, analogamente a quanto accade per i sistemi di rilevamento acustico.

Il principale limite di questo sistema consiste nella velocità di propagazione delle onde radio che viaggiano estremamente più velocemente delle onde sonore. Tale fatto rende più complesso e meno preciso il processo di misurazione del tempo di trasmissione.

I sistemi di rilevamento ottico (optoelettronici) comprendono un'ampia gamma di tecnologie. In generale, i sistemi ottici determinano la posizione utilizzando telecamere multiple in grado di tracciare markers specifici posizionati sui segmenti corporei e allineati con precisi punti di repere ossei. L'esatta posizione spaziale dei markers viene calcolata a partire dalle immagini registrate delle telecamere e ricorrendo metodi di triangolazione [12].

Esistono sistemi a markers passivi e sistemi a markers attivi. I primi usano luce infrarossa riflessa che viene emessa da LED posizionati attorno alla telecamera per determinare la posizione dei markers. I sistemi a markers attivi usano LED a luce infrarossa pulsata installati su ogni segmento corporeo per determinarne la posizione. Un vantaggio dei marker attivi consiste nel fatto che essi possono essere automaticamente distinti in quanto ognuno può pulsare a frequenze predefinite [7].

Il limite più significativo dei sistemi optoelettronici è dato dal fenomeno dell'occlusione ottica che si verifica ogni qualvolta una richiesta traccia luminosa venga bloccata da un oggetto interposto tra le telecamere e i trackers[12].

In questi sistemi, inoltre, possono verificarsi distorsioni del segnale a causa di altre fonti luminose o di riflessi che possono determinare l'effetto dei markers fantasma.

I sistemi optoelettronici, in virtù della loro capacità di tracciare il movimento in contesti ambientali estesi, vengono utilizzati prevalentemente nei programmi rivolti allo studio delle cammino (gait analysis) [10].

I sistemi di rilevamento elettromagnetico utilizzano dei sensori posizionati sui segmenti corporei per misurare il vettore di campo magnetico generato localmente da un trasmettitore. La fonte emittente è costituita da tre bobine perpendicolari che generano un campo magnetico quando attraversate da corrente elettrica.

I sensori tridimensionali misurano la forza del campo la quale è indirettamente proporzionale alla distanza dalla sorgente [13].

I sensori e l'emettitore sono collegati ad un processore che calcola la posizione e l'orientamento di ogni singolo sensore basandosi sui valori del campo elettromagnetico da esso rilevati permettendo così le misurazioni su sei gradi di

libertà (tre movimenti lineari sui tre piani dello spazio e tre movimenti angolari sui tre assi ortogonali).

I vantaggi più significativi dei sistemi di rilevamento elettromagnetico sono costituiti dalla loro elevata accuratezza e precisione nonché dal fatto che essi non sono soggetti a fenomeni di occlusione ottica. Infatti il corpo umano, e qualsiasi altra struttura non ferromagnetica, vengono liberamente e attraversati dalle linee di forza del campo magnetico.

Per contro, i punti deboli di questi sistemi di rilevazione sono strettamente dipendenti dalle caratteristiche fisiche proprie del campo magnetico. I campi magnetici, infatti, diminuiscono rapidamente la loro potenza all'aumentare della distanza dalla sorgente e vengono facilmente alterati dalla presenza di materiali ferromagnetici collocati all'interno del volume di misurazione del campo [8].

La limitata portata rende i sistemi di rilevazione elettromagnetica inadeguati a specifici studi del movimento che richiedano spostamenti su ampi spazi come ad esempio accade nell'analisi del cammino. Essi sono preferibili per il campionamento di movimenti complessi in quanto non soggetti all'occlusione ottica dipendente dall'interposizione dei segmenti corporei tra la sorgente del campo e i sensori. Tali strumenti, inoltre, risultano di difficile utilizzo in settings clinici a causa delle loro complesse procedure di calibrazione e per la ridotta portabilità.

I sistemi di rilevamento inerziale sfruttano la proprietà dei corpi di mantenere costanti le loro velocità lineari e angolari fin tanto che non vengono perturbati da forze o momenti di forza esterni. Sulla base di questi principi i suddetti sistemi di rilevamento inerziale permettono la misurazione dei cambi di posizione e di orientamento [9].

Un esempio biologico di sistema inerziale tridimensionale è costituito dal sistema vestibolare collocato nell'orecchio interno. Esso è in grado di rilevare sia movimenti angolari del capo sia le sue accelerazioni lineari. Questo sistema riveste un ruolo fondamentale nel controllo dell'equilibrio e nella stabilizzazione degli occhi rispetto all'ambiente circostante.

I sensori inerziali miniaturizzati vengono posizionati su ogni segmento corporeo i cui i movimenti devono essere campionati. Un giroscopio misura la velocità

angolare e le variazioni d'inclinazione mentre un accelerometro misura le accelerazioni compresa l'accelerazione di gravità [9].

Il principale vantaggio dei sistemi di rilevamento iniziale consiste nel fatto che sono facilmente trasportabili e del tutto indipendenti e inoltre, non presentano problemi di occlusione visiva né di multitraccia acustica né di interferenza elettromagnetica [11].

Il loro svantaggio è imputabile alla vulnerabilità alle derive di integrazione dipendenti da disturbi e fluttuazioni di bilanciamento. I sensori inerziali, inoltre, non possono essere utilizzati per stimare le loro posizioni e orientamenti reciproci in quanto l'integrazione può essere utilizzata solamente per valutare modifiche nel corso del tempo e la posizione iniziale di ogni sensore è sempre sconosciuta.

I sistemi di realtà virtuale, pur non essendo strumenti di rilevamento, rivestono un ruolo sempre più rilevante nei processi di valutazione del movimento. Infatti, essi vengono utilizzati in associazione a sistemi di tracking ottico o più spesso elettromagnetico per visualizzare i movimenti campionati o per costruire specifici tasks motori permettendo di realizzare degli ambienti di sintesi, interattivi e tridimensionali, che fungono da interfaccia dinamica tra uomo e computer.

Sinteticamente, la realtà virtuale può essere descritta dall'integrazione di tre fattori: immersione, interazione e immaginazione (triangolo di Burdea).

L'immersione rappresenta il grado di coinvolgimento dell'utente. Maggiormente i suoi organi di senso sono stimolati dal computer, maggiormente egli è immerso nell'ambiente virtuale e distaccato da quello reale.

L'interazione è data dal livello di scambio di informazioni realizzabile tra uomo e ambiente virtuale che viene mediato dal sistema VR.

L'immaginazione coincide con il grado di libertà concesso al progettista nel realizzare l'ambiente virtuale, permettendogli di costruire una gamma di scenari che si estende da quelli più aderenti al mondo reale fino a quelli caratterizzati da alterazioni della realtà o completamente immaginari.

In una diversa interpretazione viene introdotto il concetto di "presenza" in sostituzione di quello di immersione. Per presenza si intende il numero di stimoli

scambiati con l'ambiente virtuale e di conseguenza il grado della sensazione di trovarsi all'interno di esso. Un minore grado di presenza induce nell'utente la sensazione di osservare l'ambiente virtuale dall'esterno, come attraverso una finestra, mentre un'elevata presenza evoca la sensazione di essere parte dello stesso [15].

L'interazione con l'ambiente virtuale può avvenire in modalità immersiva e non immersiva. La realtà virtuale immersiva viene simulata visivamente per mezzo di un casco (head mounted device – HMD) che permette la visione stereoscopica attraverso piccoli monitors collocati di fronte a ciascun occhio e che sincronizza il punto di vista dell'ambiente virtuale con i movimenti della testa. L'HMD è inoltre provvisto di cuffie in grado di fornire stimoli acustici atti ad esaltare l'orientamento spaziale e la localizzazione. Questo sistema coinvolge profondamente l'utente facendolo sentire parte dell'ambiente virtuale. Presenta, per contro, due limiti rilevanti: il costo elevato dei dispositivi impiegati ed un effetto indesiderato noto come cybersickness. Quest'ultimo può emergere nel caso in cui si verifichino degli errori di sincronizzazione tra la posizione reale dell'utente e l'immagine dell'ambiente riprodotta dal sistema. La conseguente incoerenza di informazioni visive e vestibolari esperite, può indurre la suddetta condizione di cybersickness caratterizzata da nausea, vomito, cefalea, sonnolenza, alterazioni dell'equilibrio e incoordinazione oculo-manuale [16].

La VR immersiva può altresì essere riprodotta con sistemi più complessi la cui massima espressione ad oggi è rappresentata dal CAVE™ system (Cave Automatic Virtual Environment) che simula ambienti virtuali tridimensionali ad alta definizione in cui possono interagire più persone. Questo sistema è rappresentato da una stanza le cui pareti sono costituite da display a retroproiezione sui quali vengono proiettate immagini stereoscopiche. L'effetto tridimensionale è realizzato attraverso la visione selettiva di tali immagini per singolo occhio indossando speciali occhiali con otturatore a LCD che diviene trasparente in sincrono con il refresh rate del monitor o il frame rate del proiettore.

Il grado di immersione è proporzionale alla quantità e qualità dei feedback multi-sensoriali resi disponibili dal sistema VR. I sistemi attuali sono stati sviluppati fornendo all'utente informazioni prevalentemente visive ed acustiche. Solo in seguito sono state elaborate interfacce aptiche in grado di fornire feedback

somestesici e cinematici come il tatto, la vibrazione, la pressione o la forza. La simulazione di altri stimoli sensoriali quali gli odori ed il gusto, allo stato attuale, si basa su tecnologie limitate e trova ancora una minima applicazione nei sistemi VR.

La realtà virtuale non immersiva o desktop VR prevede un minore grado di presenza e sfrutta dispositivi più semplici e relativamente economici. L'utente percepisce l'ambiente virtuale tridimensionale come se lo osservasse attraverso una finestra. Allo scopo si utilizzano monitors, display LCD o videoproiettori sui quali la tridimensionalità viene simulata per mezzo di artifici ottici caratterizzanti il senso di profondità di campo nella visione monoculare: prospettiva lineare, interposizione, movimento di parallasse, distribuzione di ombre e di illuminazione e prospettiva aerea [17]. La presenza viene aumentata anche per mezzo di sistemi acustici stereofonici, dolby surround e più recentemente con tecniche di multicanalità virtuale. Negli studi clinici viene data preferenza all'utilizzo dei sistemi VR non immersivi in quanto si sono rivelati più pratici, più economici di quelli immersivi e perché hanno dimostrato in tutti i casi di non procurare effetti collaterali di cybersickness.

## **MATERIALI E METODI**

È stata condotta una ricerca consultando le banche dati elettroniche di Medline e PEDro utilizzando come parole chiave: "cervical spine", "neck", "motion tracking", "motion capture", "range of motion, Articular [MeSH]" e "assessment". I limiti temporali imposti si estendono dal 1990 a maggio 2011.

La ricerca dei dati è successivamente proseguita basandosi sui riferimenti bibliografici degli articoli reperiti e permettendo così l'inclusione di fonti rilevanti ai fini del presente studio le quali non erano state estrapolate dai motori di ricerca a causa dell'assenza delle parole chiave nella loro indicizzazione.

Sono stati selezionati gli studi rispondenti ai due criteri inclusione coesistenti. Gli studi, al loro interno, dovevano prevedere sempre la valutazione cervicale e la misurazione del ROM attivo su soggetti sani o almeno su un gruppo di controllo di soggetti asintomatici. Negli studi, l'esecuzione dell'attività valutativa doveva avvenire mediante l'utilizzo di strumenti di motion tracking.

Non sono stati ammessi tutti quegli studi rispondenti ai seguenti criteri di esclusione: analisi circoscritte a porzioni limitate del rachide cervicale, assenza di gruppi di controllo asintomatici, valutazioni in vitro, presenza di traumi spinali non mielici che avessero richiesto stabilizzazione chirurgica, esiti di mielolesioni.

Sono state analizzate le tecnologie di motion tracking utilizzate nei diversi studi evidenziando campi d'indagine condivisi e confrontabili. Sono stati confrontati esclusivamente dati relativi a campioni di soggetti sani.

## RISULTATI

Nelle banche dati elettroniche esplorate sono stati reperiti nove studi rispondenti ai criteri di inclusione ed esclusione sovraesposti. Nella tabella 1 vengono confrontati in funzione di quattro parametri: lo strumento di motion tracking utilizzato, l'oggetto di analisi, la numerosità del campione e la sua composizione.

(Tab. 01)

Autore	Strumento utilizzato	Oggetto di analisi	Numerosità campione	Età (anni)	F/M
Woodhouse A. [18]	EMD (Polhemus Fastrak)	Alterazioni del controllo motorio in relazione al ROM cervicale in soggetti con WAD, neck pain cronico non traumatico e controlli asintomatici	57	32,8 ± 10,9 21 ÷ 61	28:29
Assink N. [19]	EMD (Ascension Flock of Birds)	ROM cervicale in soggetti asintomatici	50	44,4 ± 9,9 (range non indicato)	26:24
Sarig-Bahat H. [20]	EMD (Polhemus Fastrak)	Valutazione dell'affidabilità, inter ed intra esaminatore del dispositivo "Fastrak" nella valutazione del movimento cervicale	34 (6 drop-out)	28,6 ± 7,5 22 ÷ 55	25:9
Dall'Alba P.T. [21]	EMD (Polhemus Fastrak)	Confronto del rom cervicale, primario congiunto, in soggetti asintomatici e con WAD	89	39,2 ± 14,2 18 ÷ 65	48:41
Wang S. [22]	USD (CMS 70P Zebris)	Valutazione dell'affidabilità e validità del dispositivo CMS 70P; confronto dei modelli di ROM cervicale in soggetti asintomatici giovani e middle-age.	80 A = 40 B = 40	A 21,9 ± 0,6 20 ÷ 30  B 55,8 ± 1,3 40 ÷ 65	Non indicato
Dwir Z. [23]	USD (CMS 70P Zebris)	Valutazione della validità del dispositivo CMS 70P nello studio della riproducibilità delle rilevazioni del RO cervicale in soggetti asintomatici	25	38,5 ± 7,61 26 ÷ 48	22:3

<b>Autore</b>	<b>Strumento utilizzato</b>	<b>Oggetto di analisi</b>	<b>Numerosità campione</b>	<b>Età (anni)</b>	<b>F/M</b>
Jordan K. [24]	EMD (Polhemus Fastrak)	Valutazione dell'affidabilità, inter ed intra esaminatore del dispositivo "Fastrak" nella valutazione del ROM cervicale in soggetti asintomatici	72 A = 40 B = 32	A 33,7 ± 9,21 18 ÷ 55  B 35,1 ± 9,90 22 ÷ 57	A 33:7  B 16:16
Trott P.H. [25]	EMD (Polhemus Isotrak)	Valutazione del ROM cervicale attivo in funzione dell'età e del genere	120 (suddivisi in quattro gruppi di 30 elementi)	A: 20 ÷ 29 B: 30 ÷ 39 C: 40 ÷ 49 D: 50 ÷ 59	A: 15:15 B: 15:15 C: 15:15 D: 15:15
Gelalis I. [26]	EMD (Ascension Flock of d'Birds)	Valutazione dell'affidabilità e riproducibilità del dispositivo EM "Flock of Birds" nella valutazione del ROM cervicale in soggetti asintomatici	10	29,3 (sd non indicata) 20 ÷ 37	Non indicato

In quasi tutti gli studi presi in considerazione il ROM cervicale attivo è stato valutato nelle sue componenti di flessione, estensione, side bending (dx/sx), rotazione (dx/sx).

Si sottolinea come i diversi autori abbiano optato per diverse scelte rispetto alla misurazione di cicli completi di movimento, di cicli parziali o della sovrapposizione di entrambi.

Per ciclo completo si intende l'esecuzione di un movimento nella sua interezza senza interromperlo al raggiungimento della posizione neutra. Per ciclo parziale si intende l'esecuzione del movimento a partire dalla posizione neutra fino al raggiungimento dell'end range in un'unica direzione[20].

Nella tabella 2 vengono raggruppati i sopracitati dati esprimendo i valori medi e le relative deviazioni standard.

(Tab. 02)

Autore	Flessione	Estensione	Side-bending dx	Side-bending sx	Rotazione dx	Rotazione sx
Woodhouse A.	134,0 (20,7)		84,9 (13,8)		151,7 (13,5)	
Assink N.	Baseline: 130,8 (16,3) 6 weeks: 125,1 (19,2) 12 weeks: 126,6 (17,2)		Baseline: 77,4 (14,2) 6 weeks: 77,2 (14,3) 12 weeks: 77,4 (15,1)		Eseguite in massima estensione e in massima flessione: non confrontabili	
*Sarig-Bahat H. (ciclo completo)	A0: 145,3 (11,8) B: 146,2 (13,8) A1: 148,3 (15,1)		Non rilevato		A0: 164,4 (12,6) B: 166,5 (16,2) A1: 163,9 (16,3)	
*Sarig-Bahat H. (ciclo parziale)	A0: 69,3 (8,4) B: 69,1 (9,9) A1: 72,0 (10,9)	A0: 70,0 (11,4) B: 72,5 (10,8) A1: 72,0 (13,0)	A0: 52,9 (10,3) B: 51,2 (10,7) A1: 51,5 (10,2)	A0: 36,5 (11,7) B: 40,9 (10,9) A1: 41,9 (11,1)	A0: 76,1 (8,8) B: 77,9 (8,6) A1: 77,5 (7,5)	A0: 72,0 (7,1) B: 72,6 (7,1) A1: 71,2 (8,5)
Dall'Alba P.T.	47,2 (9,1)	51,8 (11,0)	36,8 (7,6)	38,1 (8,3)	66,8 (8,5)	68,1 (8,9)
Wang S.	52,2 (8,9)	76,5 (16,6)	40,1 (7,1)	39,2 (6,7)		
Dwir Z.	58,7 (11,8)	58,6 (16,0)	30,9 (7,0)	39,7 (6,9)	70,2 (9,7)	70,2 (11,1)
Jordan K. (Ciclo completo)	133,2 (16,72)		90,9 (14,42)		158,4 (15,52)	
Jordan K. (Ciclo parziale)	66,1 (12,76)	68,5 (12,57)	44,9 (8,28)	47,1 (8,02)	76,5 (10,76)	82,7 (12,12)
**Trott P.H.	A: 57,5 B: 46,8 C: 47,4 D: 45,1	A: 76,1 B: 64,8 C: 61,2 D: 60,0	A: 47,6 B: 44,8 C: 39,4 D: 35,4	A: 45,5 B: 40,3 C: 38,8 D: 32,4	A: 78,0 B: 77,5 C: 73,9 D: 70,4	A: 71,7 B: 71,1 C: 64,2 D: 63,4
Gelalis I. (Ciclo completo)	130,0 (19,7)		79,4 (11,0)		140,9 (15,9)	
Gelalis I. (Ciclo parziale)	62,8 (9,7)	62,2 (12,9)	39,3 (5,4)	40,1 (6,6)	69,0 (8,4)	71,9 (8,1)

## DISCUSSIONE

Tutti gli studi selezionati misurano in maniera completa o parziale i movimenti attivi cervicali. Soltanto due di essi hanno come obiettivo esplicito la valutazione del ROM cervicale [19,25], mentre, altri cinque ricorrono la misurazione di tali parametri con lo scopo di evidenziare la validità ed affidabilità degli strumenti utilizzati. Infine, due studi, propongono la comparazione fra i valori del ROM cervicale rilevati su soggetti asintomatici e quelli rilevati su soggetti affetti da WAD o *neck pain* cronico [18,21]. Ciò risulta essere indicativo del fatto che finora l'interesse speculativo si è rivolto prevalentemente alle caratteristiche e potenzialità di questi strumenti di motion tracking, nonché alla valutazione delle

loro funzioni in ambito biomedico, piuttosto che alla loro applicazione a fini clinico-diagnostici.

Della presente indagine emerge inoltre che, malgrado esistano svariate tipologie di sistemi di motion tracking, nelle procedure di valutazione del ROM cervicale si ricorre esclusivamente strumenti di rilevamento elettromagnetico ed ultrasonico con una netta prevalenza dei primi (7:9). I sistemi elettromagnetici, infatti, per la loro versatilità, la relativa economicità e l'indifferenza ai fenomeni di occlusione ottica ed acustica ben si prestano allo studio dei movimenti del tronco degli arti superiori in cui non sia richiesto un eccessivo spostamento rispetto all'emettitore di campo.

Si riscontra in tutti gli studi una numerosità campionaria di soggetti sani di entità medio-piccola spazio con un range variabile da 10 a 120 campioni e una media di  $60 \pm 33$ . Tali dimensioni campionarie permettono sicuramente delle valutazioni contestualizzate ai singoli studi non sono sufficienti a derivare ipotesi con valore inferenziale.

Un unico studio, che peraltro presenta il campione più numeroso, affronta la valutazione del ROM cervicale stratificando il campione in funzione dell'età e del genere [25]. Anche in questo caso la suddivisione del campione in sottoclassi comporta la costituzione di gruppi di piccola entità ( $n=30$ ) insufficienti ai fini dell'individuazione di valori normativi del ROM cervicale, età e genere dipendenti.

In quattro studi su nove il rapporto maschi-femmine varia da 0,97:1 a 1,17:1, in due studi non è definito [22,26], in tre varia da 2,13 a 7,33. Tale composizione campionaria, caratterizzata da ampia variabilità, sottende un bias di campionamento dovuto o ad una assenza di randomizzazione o alla selezione all'interno di una popolazione chiusa, non rappresentativa della popolazione generale.

Nello studio eseguito da Assink et al. vengono effettuate tre rilevazioni del ROM cervicale in flessione, estensione, side bending destro e sinistro, rotazioni in massima flessione e massima estensione ad intervalli di 6 e 12 settimane. Secondo gli autori il ROM varia in maniera significativa, nel corso del tempo, esclusivamente per la rotazioni in flessione ed estensione [19]. Nel presente studio, tuttavia, non sono stati considerati i valori di rotazione in flessione ed

estensione in quanto non confrontabili con le rilevazioni degli altri studi analizzati.

Nello studio di Sarig-Bahat et al. vengono confrontate rilevazioni inter-esaminatore ed intra-esaminatore misurando movimenti a ciclo completo in flessione ed estensione e in rotazione e movimenti a ciclo parziale su tutti i tre piani dello spazio mediante un sistema di rilevazione elettromagnetico. Gli autori giungono ad evidenziare l'affidabilità del sistema utilizzato e la maggiore stabilità nella ripetibilità delle rilevazioni rispetto metodi convenzionali [20].

Da una meta-analisi della mobilità cervicale normativa, condotta da Jasper C. et al. [4], elaborata confrontando misurazioni rilevanti con differenti metodi e tecnologie, è possibile estrapolare una serie di dati normativi medi utilizzabili come modello di riferimento (tabella 03).

(Tab. 03)

	Flessione	Estensione	Side bending dx	Side bending sx	Rotazione dx	Rotazione sx
Ciclo completo	126 (12)		86 (5)		151 (23)	
Ciclo parziale	52 (7)	71 (5)	44 (0)	42 (2)	73 (11)	71 (11)

Sulla base dei dati estratti dagli studi selezionati, come riportati in tabella 2, è stato possibile calcolare i valori medi del ROM cervicale valutato con i sistemi di motion tracking (tabella 04).

(Tab. 04)

	Flessione	Estensione	Side bending dx	Side bending sx	Rotazione dx	Rotazione sx
Ciclo completo	135,50 (8,81)		81,20 (5,58)		157,63 (9,79)	
min	125,10		77,20		140,90	
max	148,30		90,90		166,50	
Ciclo parziale	57,85 (9,96)	66,18 (7,65)	42,90 (7,03)	40,04 (3,83)	73,98 (4,13)	70,83 (5,05)
min	45,10	51,80	30,90	32,40	66,80	63,40
max	72,00	76,50	52,90	47,10	78,00	82,70

Non disponendo di dati nativi, su cui sono basati i risultati della meta-analisi di Jasper, non risulta possibile comparare i valori medi mediante il "t test".

Per tale motivo la comparazione è stata eseguita su base percentuale considerando i dati di Jasper come unitari.

(Tab 05)

	Flessione	Estensione	Side bending dx	Side bending sx	Rotazione dx	Rotazione sx
Ciclo completo	7,01 %		-5,91 %		4,21 %	
Ciclo parziale	10,11 %	-7,28 %	-2,56 %	-4,89 %	1,33 %	-0,24 %

Come riportati in tabella 5, si nota che gli scostamenti di maggiore entità rispetto ai parametri di riferimento avvengono i movimenti di flesso-estensione, sia a ciclo completo che a ciclo parziale. Per contro, la maggior congruenza si riscontra nei movimenti di rotazione.

È stata eseguita un'ulteriore analisi sulla base dei dati ricavati, ossia confrontando le valutazioni eseguite mediante i sistemi di rilevazione elettromagnetici e quelle eseguite con i sistemi di rilevazione ad ultrasuoni.

(Tab. 06)

EM device	Flessione	Estensione	Side bending dx	Side bending sx	Rotazione dx	Rotazione sx
Ciclo parziale	58,33 (10,83)	65,91 (7,30)	44,38 (6,41)	40,16 (4,22)	74,36 (4,15)	70,89 (5,31)
min	45,10	51,80	35,40	32,40	66,80	63,40
max	72,00	76,10	52,90	47,10	78,00	82,70

(Tab. 07)

Ultrasound device	Flessione	Estensione	Side bending dx	Side bending sx	Rotazione dx *	Rotazione sx *
Ciclo parziale	55,45 (4,60)	67,55 (12,66)	35,50 (6,51)	39,45 (0,35)	70,20 (9,70)	70,20 (11,10)
min	52,20	58,60	30,90	39,20	=	=
max	58,70	76,50	40,10	39,70	=	=

Nella tabella sei sono stati riportati i dati ricavati con i sistemi elettromagnetici mentre nella tabella sette sono stati raccolti dati rilevati con i sistemi ad ultrasuoni. In solo uno dei due studi in cui sono stati utilizzati i sistemi di ultrasuoni sono stati misurati i valori di rotazione del rachide cervicale.

In questo caso è stato possibile applicare il "t test" per la comparazione dei dati medi rispetto ai valori di flessione-estensione e di side bending.

(Tab. 08)

	Flessione	Estensione	Side bending dx	Side bending sx	Rotazione dx	Rotazione sx
p	0,728	0,797	0,104	0,823	n.a.	n.a.

Malgrado i valori medi non presentino variazioni assolute rilevanti, il "t test" fa emergere la non significatività statistica delle differenze intercorrenti.

Anche questa, comunque, deve essere un'interpretazione da contestualizzare al limitato numero di studi reperito, in particolare rispetto ai sistemi di rilevazione ad ultrasuoni.

Si sottolinea come in quasi tutti gli studi siano stati utilizzati i sistemi di motion tracking per la valutazione quantitativa del ROM cervicale.

Solamente nello studio di Dwir et al. sono stati valutati parametri cinematici del movimento cervicale mediante un sistema di rilevamento ad ultrasuoni [23]. In questo caso, tuttavia, lo studio si limita alla valutazione della velocità angolare media che valutata singolarmente costituisce un parametro insufficiente e troppo grossolano per la descrizione qualitativa del ROM cervicale mentre, per un'interpretazione curata ed esauriente, dovrebbe essere associata alla valutazione dell'accelerazione angolare e del jerk.

## CONCLUSIONI

Lo studio del movimento umano, ad oggi, può fruire di innumerevoli mezzi di misurazione. Tra questi figurano gli strumenti di motion tracking che si caratterizzano sia per la loro precisione e accuratezza sia per la loro capacità di campionare il movimento anche nel corso dell'esecuzione di gesti funzionali. Nella valutazione del rachide cervicale viene data preferenza all'utilizzo di sistemi di rilevamento elettromagnetico e solo in misura minore a quelli ad ultrasuoni. Alcuni degli studi analizzati hanno dimostrato l'affidabilità e la validità di tali strumenti. Al momento, tuttavia, non è possibile discriminare quale, tra

questi due tipi di dispositivi, presenti il maggior grado di affidabilità e validità. Infatti, in tutti gli studi analizzati che hanno affrontato questo tema, le metodologie di indagine si dimostrano estremamente eterogenee e i dati risultanti sono difficilmente confrontabili.

L'uso prevalente degli strumenti di motion tracking è rivolto alla misurazione del ROM cervicale, mentre si evidenzia una lacuna significativa nella loro applicazione per la valutazione della qualità del movimento e delle grandezze fisiche che la caratterizzano. Il loro relativamente recente sviluppo, l'ancora scarsa applicazione in ambito clinico nonché i costi elevati, rappresentano dei fattori chiave che giustificano la scarsa presenza in letteratura di studi inerenti la loro applicazione, in particolare nella valutazione del rachide cervicale. Date le ampie potenzialità di tali strumenti, ulteriori studi dovrebbero essere condotti sia al fine di esaminare i movimenti cervicali in attività funzionali, e di tradurne le caratteristiche in termini analitici, sia allo scopo di migliorarne l'applicazione in ambito valutativo e terapeutico.

## Bibliografia

1. Bogduk N, Mercer S Biomechanics of the cervical spine: I. Normal kinematics. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2000 15 633–48.
2. Strimpakos N., The assessment of the cervical spine. Part 1: Range of motion and proprioception. J Bodyw Mov Ther. 2011 Jan;15(1):114-24.
3. Vavrek D, Haas M, Peterson D. Physical examination and self-reported pain outcomes from a randomized trial on chronic cervicogenic headache. J Manipulative Physiol Ther. 2010 Jun;33(5):338-48.
4. Burdea G.; Coiffet Ph. La réalité virtuelle, Hermès, Prigi, 1993
5. C- Wurtz R.H., Kandel E.R., La percezione del movimento, del senso della profondità e delle forme. In Kandel E.R., Schwartz J.H., Jessel T.M. (a cura di) Principi di Neuroscienze (3 ed). Milano; Casa Editrice Ambrosiana, 2003, pg 552.
6. Youdas JW, Garrett TR, Suman VJ, Bogard CL, Hallman HO, Carey JR., Normal range of motion of the cervical spine: an initial goniometric study., Phys Ther. 1992 Nov;72(11):770-80.
7. Jill Schmidt, Devin R. Berg and Heidi-Lynn Ploeg, Precision, repeatability and accuracy of Optotrak® optical motion tracking systems, Int. J. Experimental and Computational Biomechanics, Vol. 1, No. 1, 2009
8. LaScalza S, Arico J, Hughes R., Effect of metal and sampling rate on accuracy of Flock of Birds electromagnetic tracking system., J Biomech. 2003 Jan;36(1):141-4.
9. Mayagoitia RE, Nene AV, Veltink PH., Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems., J Biomech. 2002 Apr;35(4):537-42.
10. J P Paul, Gait Analysis, Ann Rheum Dis. 1989 March; 48(3): 179–181.
11. Bergmann JH, Mayagoitia RE, Smith IC. A portable system for collecting anatomical joint angles during stair ascent: a comparison with an optical tracking device. Dyn Med. 2009 Apr 23;8:3.
12. Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L., Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background., Gait Posture. 2005 Feb;21(2):186-96.
13. Van Herp G., Rowe P., Salter P., Paul J.P., Three dimensional lumbar spinal kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years., Rheumatology 2000; 39:1337-1340.
14. Coley B, Jolles BM, Farron A, Bourgeois A, Nussbaumer F, Pichonnaz C, Aminian K., Outcome evaluation in shoulder surgery using 3D kinematics sensors., Gait Posture. 2007 Apr;25(4):523-32. Epub 2006 Aug 28.
15. Schuemie MJ, van der Straaten P, Krijn M, van der Mast CA., Research on presence in virtual reality: a survey., Cyberpsychol Behav. 2001 Apr;4(2):183-201.
16. Holden MK., Virtual environments for motor rehabilitation: review., Cyberpsychol Behav. 2005 Jun;8(3):187-211; discussion 212-9.
17. Kiryu T, So RH., Sensation of presence and cybersickness in applications of virtual reality for advanced rehabilitation., J Neuroeng Rehabil. 2007 Sep 25;4:34.
18. Woodhouse A, Vasseljen O., Altered motor control patterns in whiplash and chronic neck pain., BMC Musculoskelet Disord. 2008 Jun 20;9:90.
19. Assink N, Bergman GJ, Knoester B, Winters JC, Dijkstra PU., Assessment of the cervical range of motion over time, differences between results of the Flock of Birds and the EDI-320: a

- comparison between an electromagnetic tracking system and an electronic inclinometer., *Man Ther.* 2008 Oct;13(5):450-5. Epub 2007 Aug 2.
20. Sarig-Bahat H, Weiss PL, Laufer Y., Cervical motion assessment using virtual reality., *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009 May 1;34(10):1018-24.
  21. Dall'Alba PT, Sterling MM, Treleaven JM, Edwards SL, Jull GA., Cervical range of motion discriminates between asymptomatic persons and those with whiplash., *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001 Oct 1;26(19):2090-4.
  22. Wang SF, Teng CC, Lin KH., Measurement of cervical range of motion pattern during cyclic neck movement by an ultrasound-based motion system., *Man Ther.* 2005 Feb;10(1):68-72.
  23. Dvir Z, Prushansky T., Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics., *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000 Nov;15(9):658-64.
  24. Dvir Z, Prushansky T., Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics., *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000 Nov;15(9):658-64.
  25. Trott PH, Pearcy MJ, Ruston SA, Fulton I, Brien C., Three-dimensional analysis of active cervical motion: the effect of age and gender., *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996 Jun;11(4):201-206.
  26. Gelalis ID, DeFrate LE, Stafilas KS, Pakos EE, Kang JD, Gilbertson LG., Three-dimensional analysis of cervical spine motion: reliability of a computer assisted magnetic tracking device compared to inclinometer., *Eur Spine J*. 2009 Feb;18(2):276-81. Epub 2008 Dec 19.