



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI
DI GENOVA



Università degli Studi di Genova

Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche

Dipartimento di Neuroscienze, Riabilitazione, Oftalmologia, Genetica e Scienze Materno-
Infantili

Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici

A.A. 2015/2016

Campus Universitario di Savona

Cinematica del rachide cervicale durante tecniche High Velocity Low Amplitude Thrust (HVLA) : revisione di studi in vivo

Candidato:

FLAVIA BUSATTO

Relatore:

MARCO MINACCI

INDICE

1. ABSTRACT	3
2 .INTRODUZIONE	4
3. MATERIALI E METODI	8
3 .1 CRITERI DI ELEGGIBILITA.....	8
<i>Studi</i>	8
<i>Partecipanti</i>	8
<i>Intervento</i>	8
<i>Misure di Outcome</i>	8
3.2 METODO DI RICERCA.....	8
<i>Criteri di inclusione</i>	8
<i>Criteri di esclusione</i>	9
<i>Stringhe di ricerca</i>	9
3.3 RACCOLTA E ANALISI DEI DATI	10
<i>Estrazione dei dati</i>	10
<i>Valutazione dei bias</i>	10
4. RISULTATI	11
4.1 SELEZIONE DEGLI STUDI	11
4.2 CARATTERISTICHE DEGLI STUDI	13
<i>Disegno di studio</i>	13
<i>Numerosità campionaria</i>	13
<i>Setting</i>	13
<i>Metodo di elezione dei soggetti</i>	13
<i>Soggetti</i>	14
<i>Intervento</i>	14
<i>Metodo di misurazione</i>	18
<i>Risultati</i>	19
5. DISCUSSIONE	29
<i>Conclusioni</i>	31
<i>Limiti</i>	32
6. BIBLIOGRAFIA.....	33

1. ABSTRACT

Background: numerosi studi indagano l'efficacia clinica della manipolazione a bassa ampiezza e alta velocità (HVLAT), parallelamente ad essi cresce l'interesse nei confronti della cinematica dei segmenti vertebrali durante l'esecuzione di tale manovra e dei possibili rischi ad essa correlati. La conoscenza del comportamento biomeccanico del rachide cervicale in tale frangente è però ancora limitata.

Obiettivi: approfondire lo studio della cinematica del rachide cervicale durante la manipolazione allo scopo di indagare, attraverso l'analisi di studi in vivo, l'ammontare del ROM indotto dalla manipolazione al rachide cervicale sia a livello regionale che segmentale e ricercare quali tecniche permettono di raggiungere ROM segmentali e regionali inferiori, riducendo eventuali rischi per il paziente.

Metodi: la ricerca è stata condotta dal 28 Giugno 2016 al 1 Febbraio 2017 attraverso la revisione di banche dati quali MEDLINE, PEDro ed EMBASE con i seguenti limiti: studi clinici che analizzano la cinematica del rachide cervicale durante l'HVLAT condotti su soggetti in vivo pubblicati in inglese o francese dal 1990.

Risultati: la ricerca ha prodotto un totale di 595 articoli dei quali ne sono stati selezionati 7 che soddisfacevano tutti i criteri di eleggibilità. Non sono stati revisionati 2 ulteriori articoli a causa dell'impossibilità di reperirne il full-text per un totale di 5 articoli inclusi.

Conclusioni: dai risultati emersi è possibile osservare che il displacement vertebrale raggiunto durante la manipolazione del rachide cervicale non sembra eccedere quantitativamente il ROM fisiologico. La rotazione assiale, in particolare, sembra ridursi tanto maggiore è il grado conferito alla componente in side bending e con manovre che prevedono l'aggiunta di più leve secondarie, indicando queste ultime come le più sicure da utilizzare nella pratica clinica.

2. INTRODUZIONE

La manipolazione vertebrale è una tecnica terapeutica che consiste in un impulso ad alta velocità, bassa ampiezza e bassa forza impressa dal terapeuta ad uno o più segmenti vertebrali (HVLAT: “high velocity low amplitude thrust”).

Essa viene applicata da lungo tempo nel trattamento di molteplici disordini muscolo-scheletrici (Di Fabio 1999) e nello specifico è raccomandata per il trattamento del dolore cervicale di origine meccanica (Gross 2015).

Largamente praticata da diversi professionisti nell’ambito sanitario, in particolare fisioterapisti, chiropratici e osteopati, si è stimato che negli Stati Uniti ogni anno vengano effettuate tra 18 e 38 milioni di queste manovre terapeutiche (Shekelle and Coulter, 1997).

La manipolazione può produrre diversi effetti positivi, quali: aumento del ROM attivo (Whittingham 2001), miglioramento della funzione, modulazione del tono muscolare, del controllo motorio e del dolore in soggetti che lamentano “neck pain”(Coulter 1998, Tseng 2006, Pickar 2002, Dunning 2012).

Parallelamente ai numerosi studi che indagano l’efficacia clinica dell’HVLAT, cresce l’interesse nei confronti della cinematica dei segmenti vertebrali durante l’esecuzione di tale manovra e dei possibili rischi ad essa correlati; purtroppo permane ancora una limitata conoscenza del comportamento biomeccanico del rachide cervicale in tale frangente. Una recente revisione sistematica di studi sulla manipolazione cervicale afferma che l’analisi è spesso limitata al punto di contatto tra il terapeuta e il soggetto, fornendo scarse informazioni riguardo il movimento del rachide durante l’esecuzione della tecnica (Downie 2010).

Le direzioni di movimento indotte dal thrust rispettano i movimenti cinematici del rachide cervicale e sono principalmente flessione, estensione, rotazione, flessione laterale (“side bending”) e traslazione (“side shift”). Viene definita leva primaria la direzione prevalente in cui viene conferito l’impulso del thrust mentre le componenti di movimento utilizzate per focalizzare la manipolazione sul segmento di interesse e ridurre il ROM della leva primaria sono dette leve secondarie.

Esistono molteplici procedure manipolative usate nella pratica clinica che differiscono per l’ammontare del grado conferito a ciascuna delle componenti cinematiche utilizzate (in particolare rotazione, “side bending” e “side shift”) per la posizione pre-manipolativa e per il diverso grado di “displacement” indotto. Tra le prime tecniche manipolative esposte in

letteratura troviamo quelle descritte da Kirk che prevedono una esclusiva o prevalente leva primaria: l'autore definisce "Rotary Break" la manipolazione in rotazione e "Direct Break" quella in flessione combinata a "side bending" (Kirk 1985).

Le tecniche manipolative che introducono le leve secondarie vengono spesso definite in letteratura come Composite Lever Technique (CLT) (Klein 2003) o Multiple Component Technique (MCT) (Dugailly 2015); è in continua crescita il numero di studi che ne raccomandano l'utilizzo al fine di minimizzare i possibili rischi correlati alla manipolazione cervicale (Hing 2003). Secondo una revisione sistematica la manipolazione vertebrale, in particolare se applicata al distretto cervicale, è frequentemente associata a effetti collaterali di entità da lieve a moderata quali il peggioramento del dolore cervicale e la dolenzia muscolare. In alcuni casi può inoltre essere associata a complicanze molto più gravi come dissezioni dell'arteria vertebrale e stroke anche se, concludono gli autori, la loro incidenza non è ancora conosciuta (Ernst 2007).

Il movimento indotto dal terapeuta con l'HVLAT è la risultante di un momento di forze applicate al segmento target. Sebbene allo stato di conoscenza attuale sia impossibile asserire una connessione causale certa tra HVLAT cervicali ed eventi cerebrovascolari (Rubinstein 2008, Chung 2015), il rischio di incorrere in tali eventi crescerebbe all'aumentare del ROM raggiunto con la manipolazione: nello specifico, il rischio sembra aumentare con l'utilizzo di tecniche manipolative che conducono l'articolazione oltre il limite fisiologico e molto prossime al limite anatomico dell'articolazione (tecniche end-range), in particolare nella rotazione assiale (Danek 1989).

Tenendo in considerazione il possibile rischio derivante dalla manipolazione, cresce l'interesse nei confronti dell'analisi cinematica del rachide cervicale durante l'HVLAT. Nell'analisi della cinematica del rachide sono diversi i valori che gli autori prendono in considerazione. Una costante è certamente la misurazione del range of motion, anche se viene più frequentemente valutata la sua variazione tra prima e dopo il thrust in termini di effetto clinico e non come quantità di movimento raggiunta durante la manipolazione (Dunning 2012). Il ROM cervicale è misurato in alcuni trial a livello regionale attraverso il movimento relativo del capo rispetto al tronco durante la manipolazione (Klein 2003) o a livello segmentale tramite marcatori posizionati in specifici punti di repere vertebrali (Salem 2013). Alcuni studi inoltre valutano primariamente il picco di movimento raggiunto con la manipolazione mentre altri analizzano la variazione del grado di traslazione della vertebra come differenza tra il massimo grado angolare raggiunto con il thrust e la posizione pre-manipolativa (Millan 2012).

Altri parametri considerati sono inoltre la velocità angolare, la forza espressa dal terapeuta durante il thrust, la presenza o meno del fenomeno di cavitazione, la ripetibilità intra e inter-operatore e la correlazione di questi ultimi con le variazioni del ROM (Downie 2010).

Di particolare rilevanza sembra essere lo spostamento (“displacement”) del segmento vertebrale inteso come variazione tra la posizione iniziale (pre-manipolativa) e finale (post-manipolativa).

Sono stati recentemente pubblicati da Dugailly et al. due studi in vitro nei quali viene condotta un’analisi tridimensionale della cinematica del rachide cervicale durante il thrust. Nel primo si dimostra come il displacement vertebrale raggiunto durante la manipolazione del rachide cervicale superiore non superi quantitativamente il ROM fisiologico, in particolare per quanto riguarda la rotazione assiale. Tale risultato è confermato nel secondo studio relativamente al displacement globale del rachide cervicale rispetto al tratto toracico e sembrerebbe inoltre esserci una limitata variabilità intra e inter-operatore nella ripetibilità delle componenti biomeccaniche indotte con il thrust (Dugailly 2014). Un altro studio valuta la forza applicata dal terapeuta, il displacement indotto e la variabilità intra e inter –operatore attraverso un dinamometro lineare collegato ad un simulatore utilizzato per l’insegnamento di una tecnica di thrust dai chiropratici (“toggle recoil”) frequentemente applicata a C1-C2. I risultati mostrano che displacement indotto da un singolo operatore o da diversi terapeuti può variare fino al 50% (Graham 2010).

Per valutare quantitativamente il movimento vertebrale durante la manipolazione del rachide cervicale sono stati sviluppati e descritti in letteratura diversi metodi i quali si avvalgono di vari sistemi di monitoraggio che tracciano e descrivono la cinematica del collo e del torace in vitro e in vivo. La metodica più ricorrente per la misurazione dei parametri sopra citati è sicuramente quella che utilizza marcatori riflettenti (“markers”), spesso diodi ad infrarossi, riconosciuti da sistemi optoelettronici avanzati (Klein 2003, Ngan 2005) o in alcuni casi singoli sensori inerziali che combinano dati derivanti da accelerometri, giroscopi e magnetometri triassiali (Cuesta-Vargas 2011).

Tuttora è spesso difficile confrontare i dati di differenti studi a causa di un’eccessiva variabilità nel posizionamento dei markers anatomici: nonostante infatti siano stati validati degli standard per la loro applicazione, essi non vengono ancora sistematicamente utilizzati (Wu 2002).

L’obiettivo del posizionamento dei markers è di definire gli assi x,y e z attraverso i quali poter descrivere i movimenti principali del rachide cervicale in flessione estensione e flessione laterale. Naturalmente ciò risulta più semplice nella sperimentazione su cadavere la

quale consente un posizionamento accurato su punti di repere anatomici chiaramente individuabili. La variabilità di collocazione dei marcatori dipende inoltre dalla possibile difficoltà che questi indurrebbero nell'esecuzione della tecnica da parte dell'operatore. Alcuni autori affermano infatti che sarebbero da preferire sistemi a singolo sensore che ostacolerebbero meno l'operatore durante la manipolazione (Cuesta-Vargas 2011). Altri autori utilizzano invece elmetti appositamente confezionati e adattabili al soggetto esaminato in quanto sembra esserci un alto livello di accuratezza e ripetibilità (Feipel 1999).

Obiettivi

Considerati dunque il crescente utilizzo della manipolazione in pratica clinica e i possibili, anche se rari, eventi avversi ad essa correlati è fondamentale approfondire lo studio della cinematica del rachide cervicale durante tale pratica allo scopo di:

- indagare, attraverso l'analisi di studi in vivo, l'ammontare del ROM indotto dalla manipolazione al rachide cervicale sia a livello regionale che segmentale
- ricercare quali tecniche permettono di raggiungere ROM segmentali e regionali inferiori, riducendo eventuali rischi per il paziente;
- conoscere l'effetto meccanico della tecnica per essere più efficaci nel suo insegnamento.

A tal proposito, il lavoro di seguito esposto metterà a confronto studi recenti sulla cinematica del rachide cervicale durante l'HVLAT in vivo.

3. MATERIALI E METODI

3.1 CRITERI DI ELEGGIBILITA'

Studi

Studi clinici in vivo pubblicati dopo il 1990

Partecipanti

Gli studi sono condotti con soggetti volontari asintomatici

Intervento

L'intervento riguarda l'esecuzione di una manipolazione ad alta velocità e bassa ampiezza (HVLAT)

Misure di outcome: analisi della cinematica

Gli strumenti scelti nei diversi articoli per l'analisi della cinematica

3.2 METODO DI RICERCA

Gli articoli sono stati reperiti da un singolo operatore attraverso la revisione di banche dati quali: MEDLINE, PEDro ed EMBASE. La ricerca degli studi è stata condotta dal 28 Giugno 2016 al 1 Febbraio 2017 con i seguenti limiti:

Criteri di inclusione

Studi sperimentali in vivo;

Studi pubblicati in inglese o francese;

Studi pubblicati dal 1 Gennaio 1990;

Studi che analizzano la cinematica del rachide cervicale durante la manipolazione a bassa ampiezza e alta velocità (HVLAT)

Criteri di esclusione

Studi in vitro;

Studi in silico;

Studi su animali;

Studi che analizzano effetti neurofisiologici o clinici;

Studi che analizzano parametri non osteocinematici o artrocinematici;

Studi che analizzano la cinematica durante la mobilizzazione;

Studi che analizzano la cinematica in segmenti vertebrali diversi da quello cervicale;

Revisioni.

Stringhe di ricerca

Le stringhe di ricerca utilizzate sono:

Per MEDLINE

((((((((((biomechanical phenomena[MeSH Terms]) AND cervical vertebrae[MeSH Terms]
AND Humans[Mesh] AND English[lang])) AND manipulation, cervical[MeSH Terms] AND
Humans[Mesh] AND English[lang]) AND Humans[Mesh] AND English[lang])) OR
((((((((((((((((((((manipulation) AND cervical AND Humans[Mesh]) OR
manipulation,cervical[Mesh]) AND ((kinematics[MeSH Terms])OR "biomechanics")) AND
Humans[Mesh]) NOT lumbar) AND Humans[Mesh])) AND Humans[Mesh] AND
English[lang])) NOT "in vitro") AND Humans[Mesh] AND English[lang])) NOT "thoracic")
AND Humans[Mesh] AND English[lang])) AND Humans[Mesh] AND English[lang])) NOT
"sacro iliac") AND Humans[Mesh] AND English[lang])) NOT "mouse") AND
Humans[Mesh] AND English[lang])) AND Humans[Mesh] AND English[lang])) AND
((((((((((((((((((((manipulation) AND cervical AND Humans[Mesh]) OR
manipulation,cervical[Mesh]) AND ((kinematics[MeSH Terms])OR biomechanical
phenomena [MeSH Terms])) AND Humans[Mesh]) NOT lumbar) AND Humans[Mesh]))
AND Humans[Mesh] AND English[lang])) NOT "in vitro") AND Humans[Mesh] AND
English[lang])) NOT "thoracic") AND Humans[Mesh] AND English[lang])) AND
Humans[Mesh] AND English[lang])) NOT "sacro iliac") AND Humans[Mesh] AND
English[lang])) NOT "mouse") AND Humans[Mesh] AND English[lang])) AND
Humans[Mesh] AND English[lang])) AND Humans[Mesh] AND English[lang])) OR

((((cervical vertebrae[MeSH Terms]) AND manipulation, spinal[MeSH Terms]) AND range of motion, articular[MeSH Terms]))) OR (((((Herzog[Author]) AND ("1990"[Date - Completion] : "3000"[Date - Completion]))) AND manipulation, cervical[MeSH Terms]))) OR (((((Kawchuk[Author]) AND ("1990"[Date - Completion] : "3000"[Date - Completion]))) AND manipulation, cervical[MeSH Terms])) AND kinematics[MeSH Terms])

Per PEDro

- “cervical spine manipulation”
- “high velocity thrust”
- “biomechanics” AND “manipulation”

Per EMBASE

("cervical manipulation" OR "high velocity thrust") OR (("manipulation" OR "high velocity thrust") AND ("neck" OR "head" OR "cervical spine")) AND "kinematics" OR "biomechanics" AND "humans" AND LIMIT-TO(topics, "movement, human, cervical")

3.3 RACCOLTA E ANALISI DEI DATI

Estrazione dei dati

Gli studi sono stati selezionati da un singolo operatore. Nel caso non fossero stati chiaramente eleggibili per la ricerca, venivano ridiscussi con il relatore in base ai criteri preposti, per raggiungere una decisione comune.

Valutazione dei bias

Essendo una revisione narrativa, non sono state effettuate valutazioni critiche/qualitative degli studi inclusi.

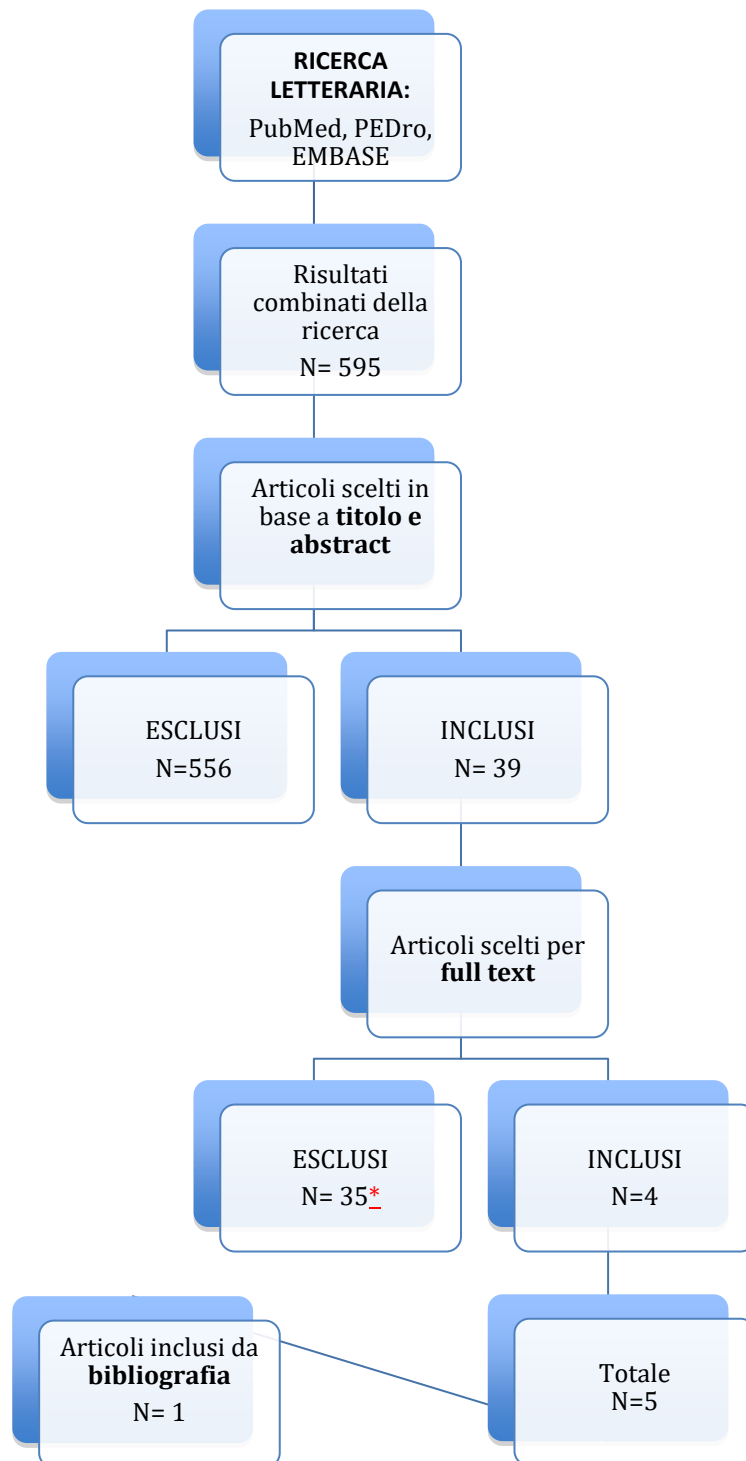
4. RISULTATI

4.1 SELEZIONE DEGLI STUDI

La ricerca attraverso le banche dati ha prodotto 152 risultati su Medline, 221 su PEDro e 222 su EMBASE per un totale di 595 articoli.

Al vaglio dei titoli e degli abstract sono stati esclusi 556 studi tra i quali alcuni comparivano come doppi. Procedendo alla lettura del testo integrale per i restanti 39, sono stati scartati 33 articoli in quanto non soddisfacevano i criteri di eleggibilità. Non sono stati revisionati 2 ulteriori articoli a causa dell'impossibilità di reperirne il full-text (Kawchuk 1993, Dugailly 2012) per un totale di 35 articoli esclusi in questa fase. Sono stati inclusi dunque nella revisione 4 studi i quali rispettavano tutti i criteri sopra citati. Un ulteriore articolo è stato poi approvato per eleggibilità analizzando le bibliografie degli studi precedentemente selezionati, per un totale di 5 articoli inclusi. *Figura 1*

Figura 1



*(N=33 esclusi per non eleggibilità + N=2 per irreperibilità del full-text)

4.2 CARATTERISTICHE DEGLI STUDI

Disegno di studio

Studi descrittivi della biomeccanica del rachide cervicale durante la manipolazione.

Numerosità campionaria

Un totale di 75 soggetti hanno partecipato ai 5 studi con una numerosità campionaria che va da un minimo di 8 (Ngan 2005) a un massimo di 18 (Triano and Schultz 1994) soggetti.

Setting

Gli studi inclusi sono stati condotti in quattro Paesi: due in Belgio (Klein 2003, Dugailly 2015), uno in Cina (Ngan 2005) e uno in Spagna (Williams 2013) e uno negli Stati Uniti-Michigan (Triano 1994).

Metodo di elezione dei soggetti

I soggetti sono stati reclutati in tre articoli tra gli studenti frequentanti la stessa università nella quale è stato condotto lo studio (Klein 2003, Williams 2013, Dugailly 2015) mentre nei restanti due non è specificato il metodo di reclutamento (Triano 1994, Ngan 2003). *Tabella 1*

Soggetti

AUTORE	Partecipanti	M	F	Età media	S/A
Williams 2013	13	6	7	25.3	A
Klein 2003	14	11	3	26.5 (2.3)	A
Ngan 2005	8	3	5	25.5 (5.3)	A
Dugailly 2015	12	5	7	30 (11)	A
Triano 1994	11 (Set A)	7	4	Range: 22-49	A
	7 (Set B)	4	3	Range: 22-49	A

Tabella 1

S=SINTOMATICI, A=ASINTOMATICI

()= Deviazione standard

Intervento

Williams et al. 2013 valuta la cinematica del segmento C4-C5 confrontandone l'esecuzione da entrambi i lati. A ciascun soggetto vengono somministrate due differenti tecniche, definite "upslope" e "downslope", eseguite rispettivamente da due diversi terapeuti. Nel primo caso l'obiettivo è quello di portare in blocco il rachide cervicale inferiore per focalizzare la manipolazione sulla faccetta articolare della vertebra superiore al segmento bloccato. L'intento è di simulare, teoricamente, l' "apertura" dell'articolazione come accade durante il movimento accoppiato di flessione e rotazione controlaterale del capo. Nel secondo il blocco è diretto ai livelli vertebrali superiori e il movimento indotto dal thrust alla vertebra sottostante al blocco simulerebbe, sempre nella teoria, la "chiusura" delle faccette articolari come in estensione e flessione omolaterale del rachide cervicale (Hing 2003).

L'esecuzione della tecnica in "upslope" prevede un presa accogliente della testa, definita

“cradle hold” e contemporaneamente l’articolazione metacarpo-falangea del primo dito del terapeuta contatta la faccetta articolare del livello vertebrale scelto per la manipolazione (esempio a sinistra). La testa viene poi leggermente ruotata dal lato opposto (es. destra) e flessa omolateralmente (es. sinistra) per raggiungere la posizione pre-manipolativa. Il thrust viene effettuato attraverso un rapido movimento di pronazione dell’avambraccio del terapeuta (es. sinistro) che induce un momento rotatorio in direzione dell’occhio controlaterale (es. destra). Per la tecnica in “downslope” (esempio a sinistra) si adottano lo stesso tipo di presa e la stessa posizione pre-manipolativa con l’aggiunta di una componente di traslazione controlaterale indotta da una pressione applicata attraverso la mano (es. sinistra) in direzione della spalla opposta. Il thrust è ottenuto aumentando la componente traslatoria (es. sinistra) in direzione della spalla opposta (es. destra)(Monaghan 2001).

Klein et al. 2013 valuta la cinematica delle vertebre C3 e C5 ciascuna sia a verso destra che verso sinistra attraverso l’esecuzione di una CLT (Composite Lever Technique) da parte di un singolo terapeuta. La tecnica prevede che il paziente sia seduto e la posizione pre-manipolativa viene raggiunta attraverso un movimento di leggera estensione, flessione laterale e rotazione assiale controlaterale combinate ad una leggera trazione lungo l’asse longitudinale del capo. Successivamente il thrust è conferito da un rapido aumento della componente rotatoria (Hartman1983).

Ngan et al. 2005 studia la cinematica del segmento C5-C6 attraverso una singola manipolazione sinistra eseguita in ordine randomizzato, a distanza di almeno 30 minuti, due volte da uno stesso terapeuta (T1) e una volta da un secondo terapeuta (T2 o T3 scelto attraverso randomizzazione). La manipolazione somministrata al paziente è eseguita in posizione supina e la falange prossimale del terapeuta è a contatto con il processo articolare della vertebra scelta (esempio a sinistra). La posizione pre-manipolativa viene raggiunta attraverso una leggera rotazione controlaterale fino a che il movimento è percepito dal terapeuta al livello di contatto. Il thrust è ottenuto con un rapido impulso in rotazione indotto dalla mano di contatto (es. sinistra) mentre l’indice dell’altra mano rinforza il movimento a livello dell’articolazione (Maitland 1986).

Dugailly et al. 2015, analogamente a Klein et al. 2003 studia l’effetto cinematico indotto da una manipolazione eseguita da un singolo terapeuta con focus su una singola vertebra scelta tra C2 e C5. La tecnica utilizzata viene definita MCT (Multiple Component Technique) ossia

una variante modificata della versione descritta da Hartman che prevede esclusivamente side bending e rotazione controlaterale in assenza di estensione e trazione assiale.

Triano et al. 1994 valuta l'effetto biomeccanico a livello di C2 in due differenti setting clinici. Nel primo (SET A) viene analizzato l'effetto della manipolazione eseguita da un singolo terapeuta in "Direct Break" (flessione e side bending) confrontandone l'esecuzione tra lato destro e sinistro. Nel secondo (SET B) la tecnica utilizzata è in "Rotary Break" (rotazione assiale pura) e in questo caso vengono messe a confronto manipolazioni eseguite da sette diversi terapisti esclusivamente sul lato destro del soggetto (Kirk 1985). *Tabella 2*

AUTORE	TECNICA				TERAPISTI	
	TECNICA	POSIZIONE PZ	SEGMENTO TARGET	TOT HVLAT	N° TERAPISTI	ANNI DI ESPERIENZA (manipolazione)
Williams 2013	Downslope (dx+sx) Upslope (dx+sx)	Supino	C4/C5 dx e sx	26 (dati fanno distinzione dati tra cavitazione e non)	2 (T1:Downslope/T2:Upslope)	>5
Klein 2003	CLT Hartman	Seduto	C3 e C5 ciascuna dx e sx	46 (dati considerati se cavitava, potevano ripetere max 4 volte)	1	>20
Ngan 2005	Maitland	Supino	C5/C6	32 solo a sx	3 in ordine randomizzato (T1:2 hvlata ciascun pz, T2eT3:1hvlata a pz)	>7
Dugailly 2015	MCT Hartman	Seduto	Tra C2 e C5	26 (9:C2/C3, 8:C3/C4, 7:C4/C5, 2:C5/C6)	1	20
Triano 1994	SET A: DB	Supino	C2	66 (31dx e 35sx)	1	/
	SET B: RB	Supino	C2	23 solo a dx	7	Range 1-27

Tabella 2

Tabella 2

Dx= destra / Sx= sinistra

Pz= paziente

Downslope= Side Bending+ Rotazione con locking dei segmenti vertebrali inferiori

Upslope= Side Bending+ Rotazione con locking dei segmenti vertebrali superiori

CLT= Composite Lever Technique (Estensione+ Side Bending+ Rotazione controlaterale+ trazione assiale)

Maitland: Chin Hold + Flessione+ Rotazione

MCT= Multiple Component Technique (Side Bending + Rotazione controlaterale)

DB= Direct Break (Flessione + Side Bending)

RB= Rotary Break (Rotazione)

DB ed RB riferimento (KirK C, Lawrence D, Valvo N. States manual of spinal, pelvic and extravertebral technic. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985)

Metodo di misurazione

AUTORE	METODO DI MISURAZIONE	
	Strumento	Posizione markers
Williams 2013	Singolo sensore inerziale (accelerometro+giroscopio+magnetometro triassiali)	Tra le sopracciglia
Klein 2003	Sistema optoelettronico con diodi a infrarossi a 6 gradi di libertà (CA6000)	Elmetto e spinosa di T1
Ngan 2005	Sistema optoelettronico con diodi a infrarossi	Zigomi, inferiormente occhio dx, acromion dx/sx + una triade* sulla fronte e una sullo sterno
Dugailly 2015	Sistema optoelettronico	Elmetto con 4 markers, + manubrio sternale, xifoide, t2,t8, arco zigomatico
Triano 1994	Sistema optoelettronico con diodi a infrarossi	Maschera sul viso e piattaforma rigida sul torace

Tabella 3

Triade: 3 markers posizionati lungo due assi ortogonali

Risultati

Triano et al. 1994 misura i gradi raggiunti in posizione pre-manipolativa dal capo rispetto al torace (*Tabella A*) e successivamente il displacement lineare della stessa durante la manipolazione (*Tabella C*). Lo spostamento del torace nella prima fase è stato giudicato trascurabile dagli autori. Vengono effettuati due set di test. I risultati del SET A valutano la simmetria dell'esecuzione della tecnica in Direct Break (flessione+ side bending) sia nella fase pre-manipolativa (*Tabella A*) che in fase dinamica (*Tabella C*). La posizione pre-manipolativa è conferita in modo simmetrico da ambo i lati con una differenza media di soli 3° tra destra e sinistra (*Tabella A*). La fase dinamica misura il displacement lineare del centro di rotazione della testa rispetto al torace. Vengono distinte due casistiche con l'intenzione di paragonare manipolazioni in cui il terapeuta utilizza un maggior grado di forza (Hard) e quelle invece in cui l'intento è di dare un impulso più moderato (Soft). I valori mostrano effettivamente un maggior displacement raggiunto con la tecnica Hard e anche in questo caso c'è simmetria tra tecnica eseguita sul lato destro e sinistro attraverso uno spostamento lineare che varia al più di 7mm tra i due lati (*Tabella C*). Il SET B misura side bending e rotazione in fase pre-manipolativa e il loro displacement angolare ottenuto con una manipolazione di C2 a destra in Rotary Break (solo rotazione). I valori confrontabili dei due set sono esposti in *Tabella B* nella quale si nota, nella posizione pre-manipolativa, un side bending di 12° per il Rotary Break contro i 23° del Direct Break, il quale però ha solo 8° di rotazione rispetto ai 40° conferiti dalla prima tecnica. Non è purtroppo possibile fare un confronto diretto delle componenti cinematiche in fase dinamica in quanto il displacement delle due tecniche è stato considerato come spostamento lineare e misurato in millimetri (mm) nel SET A (*Tabella C*) mentre il SET B valuta la variazione angolare misurandola in gradi (°). La *Tabella B* mostra valori simili di displacement angolare per il RB sia in rotazione (13°) che in side bending (13°).

	POSIZIONE PRE-MANIPOLATIVA (°)	
	SX	DX
Side Bending	26	23
Rotazione	5	8
Flessione	23	20

Tabella A: SET A

	PRE-MANIPOLATIVA (°)				DISPLACEMENT (°)			
	SIDE BENDING		ROTAZIONE		SIDE BENDING		ROTAZIONE	
	SX	DX	SX	DX	SX	DX	SX	DX
SET A	26	23	5	8	/	/	/	/
SET B	/	12	/	40	/	15	/	13

Tabella B

	DISPLACEMENT (mm)			
	Testa		Torace	
	SX	DX	SX	DX
Soft (Range)	10-21	10-25	6-15	5-12
Hard (Range)	18-44	19-51	12-26	14-24

Tabella C: SET A

Nel trial condotto da Klein et al. 2003 sono state realizzate 56 manipolazioni di cui 46 hanno prodotto cavitazione. Il pattern di displacement tipico durante la manipolazione prevedeva componenti di side bending e rotazione sempre in direzione opposta con una minima estensione e il raggiungimento del picco in rotazione e side bending avveniva simultaneamente. L'effetto del livello di manipolazione (C3 o C5) e del lato (dx o sx) sul ROM raggiunto dalla stessa non è risultato statisticamente significativo ($P > 0.05$). E' stato indagato se la presenza o meno di cavitazione udibile potesse influire sul grado articolare ottenuto nelle varie componenti cinematiche considerate. Dai risultati emerge che la presenza di cavitazione correla con un significativo effetto sul ROM in flesso-estensione ($P = 0.008$), ma non sulla rotazione, side bending né sul displacement angolare derivante dalla somma vettoriale dei tre assi ($P > 0.05$). Nessuna interazione tra le variabili (lato, livello, cavitazione) è risultata significativa ($P > 0.05$) (Tabella E). La rotazione e il side bending hanno evidenziato una leggera ma significativa correlazione tra soggetti ($r = 0.48$; $P = 0.01$). Il più ampio displacement angolare raggiunto in questo studio durante la manipolazione risulta nella somma vettoriale di 75° (rotazione assiale: 45°, side bending: 56° e flesso-estensione: 22°) ottenuta da un thrust con cavitazione. Considerate singolarmente, il maggior grado di

rotazione ottenuto è stato di 46°, 62° in side bending e 23° in flessione-estensione, ciascuna in un soggetto differente (*Tabella D*).

		POSIZIONE PRE MANIPOLATIVA (°)				ROM MASSIMO (°)			
		Side Bending		Rotazione		Side bending		Rotazione	
		Cavitazione	Non Cavitazione	Cavitazione	Non Cavitazione	Cavitazione	Non Cavitazione	Cavitazione	Non Cavitazione
C3	DX	/	/	/	/	43(9)	43(8)	28(8)	27(7)
	SX	/	/	/	/	47(6)	50(6)	33(13)	34(14)
C5	DX	/	/	/	/	43(5)	45(6)	29(10)	30(9)
	SX	/	/	/	/	45(7)	48(10))	28(10)	30(11)

Tabella D

	Side Bending	Rotazione
Livello	P=0.900	P=0.765
Lato	P=0.214	P=0.493
Cavitazione	P=0.066	P=0.542

Tabella E: Effetto del livello, lato e cavitazione sul ROM raggiunto dal HVLAT. Significatività $P < 0.05$.

Nello studio di Ngan et al. 2005 i valori medi raggiunti in posizione pre-manipolativa sono di 54° per la rotazione sinistra, 6° di side bending e 30° flessione ma, come mostrano i dati in *Tabella F*, è stata riscontrata una differenza considerevole tra i terapeuti con valori che si

discostano fino a 12° per il side bending, 10° per la flessione ma solo 4° per la rotazione. La ripetibilità intra e inter operatore è stata esaminata attraverso coefficienti di correlazione inter classe ICC(3,1) e ICC(2,1), il cui valore indica una buona ripetibilità se maggiore di 0.75. Nel confronto inter operatore tra il terapista A (prova 1), B e C l'ICC(2,3) è risultato uguale a 0.484 per la rotazione, 0.088 per la flessione e 0.325 per la flessione laterale. La ripetibilità intra operatore ICC(3,1) delle posizioni pre-manipolative misurate per ogni operatore è risultata maggiore di 0.75 per ciascuna delle tre direzioni considerate (rotazione, side bending e flessione).

La *Tabella G* mostra il displacement raggiunto nelle varie prove in range e in media per ciascun terapista. Nonostante i valori medi del displacement indotto dal thrust fossero simili in ciascuna prova (*Tabella G*), i valori risultano essere statisticamente non significativi sia per le due prove condotte dal singolo terapista A (ICC (3,1) = 0.595) sia nelle prove condotte dai diversi terapeuti A, B e C (ICC(2,1) = 0.324). Gli autori valutano la possibilità che il displacement e l'escursione siano influenzati dal picco di accelerazione e velocità, dalla velocità media o che si influenzino vicendevolmente. A tale proposito in *Tabella H* i risultati evidenziano un alto grado di correlazione tra il displacement indotto dal thrust con la velocità media e il picco di velocità raggiunti durante la manipolazione ($P < 0.001$) ma non con l'escursione ($P=0.002$). L'escursione infatti non sembra essere influenzata da nessuno degli altri parametri considerati ($P>0.001$).

POSIZIONE PRE-MANPOLATIVA (°)	Terapista				
	A(prova 1)	A(prova 2)	B	C	(A1+B+C)/3
Side Bending	3.9(8.9)	2.2(11.7)	15.4(5.5)	5.3(10.5)	5.6(11.9)
Rotazione	56.7(6.6)	57.1(9.5)	52.0(8.0)	52.3(6.1)	53.6(7.0)
Flessione	40.5(5.1)	37.5(6.3)	19.0(15.1)	29.4(9.3)	29,6(13.5)

Tabella F

	Terapista				
	A1	A2	B	C	(A1+B+C)/3
Displacement(°)					
Media	11.6(3.6)	10.9(3.3)	11.6(5.1)	11.0(4.2)	11.4(4.2)
Range	6.0-15.5	6.7-17.2	6.5-22.5	6.7-19.3	6.0-22.5

Tabella G

	Displacement	Escursione
Picco di accelerazione	0.770(P<0.001)	0.324
Picco di velocità	0.918(P<0.001)	0.566(P=0.004)
Velocità media	0.903(P<0.001)	0.539(P=0.007)
Escursione	0.598(P=0.002)	

Tabella H

Nello studio di Williams et al. 2013, la differenza delle posizioni pre-manipolative media delle due tecniche, in Upslope e Downslope, è risultata essere statisticamente significativa sia in rotazione che in side bending ($P < 0.05$) come significativamente differente risulta essere la posizione pre-manipolativa in ciascuna tecnica effettuata dal lato destro rispetto alla stessa dal sinistro ($P < 0.03$) fatta eccezione per la rotazione nella tecnica in Upslope (*Tabella I*).

Il thrust è ottenuto con la combinazione di una componente in rotazione e una in side bending: nella tecnica in Downslope i risultati mostrano il raggiungimento di gradi simili in ciascuna delle due componenti mentre nella tecnica in Upslope viene raggiunto un maggior displacement in rotazione (*Tabella I*). Esiste infatti una differenza significativa tra il displacement in rotazione raggiunto con le due tecniche ($P < 0.01$) ma non per il displacement in side bending.

Il 50% delle manipolazioni è stato accompagnato da cavitazione. Con la tecnica in Upslope la cavitazione era ottenuta più frequentemente a partire da una posizione pre-manipolativa con un minor grado di rotazione sia per la manipolazione dal lato destro che dal sinistro e con un

minor grado di side bending solo per il lato destro. Al contrario, nella tecnica in Downslope la cavitazione si accompagnava più frequentemente con un maggior grado di rotazione e side bending pre-manipolativi da entrambi i lati (*Tabella L*).

I risultati mostrano differenze non significative nel displacement ottenuto con le manipolazioni esitate in cavitazione e non, sia in side bending che in rotazione per ciascuna tecnica (*Tabella L*) . Il displacement delle due componenti di movimento non sembra dunque essere influenzato dalla presenza o meno di un feedback udibile né per la tecnica eseguita in Downslope né per quella in Upslope .

AUTORE		POSIZIONE PRE MANIPOLATIVA (°)				DISPLACEMENT (°)			
		Side Bending		Rotazione		Side bending		Rotazione	
		SX	DX	SX	DX	SX	DX	SX	DX
Williams 2013	Downslope	22.34 (6.7)	27.32 (7.0)	0.51 (6.2)	4.83 (5.2)	5.33 (1.3)	3.68 (1.6)	5.78 (2.8)	4.99 (2.1)
	Upslope	27.25 (3.8)	32.98 (6.4)	8.53 (4.7)	8.25 (4.2)	4.58 (2.0)	4.45 (1.9)	13.11 (1.8)	12.38 (2.1)

Tabella I

		POSIZIONE PRE MANIPOLATIVA (°)				<u>DISPLACEMENT</u> (°)			
		Side Bending		Rotazione		Side bending		Rotazione	
		Cavit azion e	Non Cavit azion	Cavit azion e	Non Cavit azion	Cavita zione	Non Cavit azion	Cavita zione	Non Cavitaz ion
Downslope	DX	25.9(8 .6)	27.96(6.6)	7.3(6.4)	3.73(4.6)	3.8(1.1)	2.38(3.4)	5.65(3.0)	3.28(4.0)
	SX	24.06(8.4)	20.33(3.9)	2.31(5.2)	1.6(7.0)	5.11(1.1)	5.58(1.3)	5.04(3.0)	6.65(2.5)
Upslope	DX	30.1(4.5)	37.6(6.7)	7.64(3.7)	9.22(5.2)	4.9(1.6)	3.74(2.3)	13.26(2.0)	11.0(1.9)
	SX	27.59(3.7)	26.85(4.3)	7.49(4.5)	9.75(5.1)	4.79(2.0)	4.33(2.0)	13.07(1.7)	13.15(1.9)

Tabella L

Dugailly et al. 2015 hanno condotto la loro ricerca eseguendo un totale di 26 manipolazioni cervicali: 9 su C2, 8 su C3, 7 su C4 e 2 su C5. Tutte le manipolazioni considerate hanno prodotto cavitazione. La *Tabella M* riporta i valori raggiunti nei singoli assi di movimento con la posizione pre-manipolativa, il ROM totale raggiunto a fine manipolazione dalla testa rispetto al tronco e il displacement angolare.

Il valore medio del rapporto tra la rotazione assiale e il side bending (RA/SB) risulta essere di 0.6 ± 0.3 sia per la posizione pre-manipolativa che per il ROM totale e durante il thrust. I risultati dello studio evidenziano una correlazione moderata ma significativa tra il rapporto RA/SB del displacement e il rapporto RA/SB del ROM totale raggiunto con la manipolazione ($P = 0.018$). La *Tabella N* riporta i valori medi per l'asse HA (Helica Axis) ovvero l'asse

risultante dalla somma vettoriale dei tre precedentemente considerati (x, y, z rispettivamente SB, Rot e F/E). I dati esposti indicano un orientamento obliquo dell'asse HA in direzione inferiore, posteriore e omolaterale al lato di contatto articolare tra il punto di applicazione del terapeuta e il soggetto con un'inclinazione sagittale media di 46° e frontale di 33°. Orientamento che però tende a variare considerevolmente tra soggetti con un'inclinazione sagittale che ha un range di valori tra i 7° e gli 83° e frontale tra i 10° e i 50°.

	POSIZIONE PRE-MANIPOLATIVA(°)			ROM TOTALE(°)			DISPLACEMENT(°)		
	SB	RA	F/E	SB	RA	F/E	SB	RA	F/E
Media	31(6)	17(7)	5(3)	39(6)	21(7)	8(5)	8(2)	5(2)	3(2)
Range	20-40	7-24	1-9	28-47	8-30	1-17	6-13	1-10	0-8

Tabella M: SB= side bending, RA= rotazione assiale, F/E= Flessione/Estensione

	Inclinazione asse HA (°)	
	Sagittale	Frontale
Media	46(16)	33(19)
Range	7-83	10-50

Tabella N: HA= Helical Axis asse di rotazione risultante dalla somma vettoriale dei tre assi (x, y, z rispettivamente SB, Rot e F/E).

La *Tabella P* riassume i valori medi del massimo ROM ottenuto in posizione pre-manipolativa e in più HVLAT eseguiti da un singolo terapeuta o da più terapeuti in base allo studio preso in considerazione.

AUTORE		POSIZIONE PRE MANIPOLATIVA (°)				DISPLACEMENT (°)			
		Side Bending		Rotazione		Side bending		Rotazione	
		SX	DX	SX	DX	SX	DX	SX	DX
Williams 2013	Downslope	22.34 (6.7)	27.32 (7.0)	0.51 (6.2)	4.83 (5.2)	5.33 (1.3)	3.68 (1.6)	5.78 (2.8)	4.99 (2.1)
	Upslope	27.25 (3.8)	32.98 (6.4)	8.53 (4.7)	8.25 (4.2)	4.58 (2.0)	4.45 (1.9)	13.11 (1.8)	12.38 (2.1)
Triano 1994						Testa		Torace	
	SET A	23	26	8	5	18-44 mm	19-51 mm	12-26 mm	14-24 mm
	SET B	12	/	40	/	15	/	13	/
Ngan 2005		5.6 (11.9)	/	53.5 (7)	/	/	/	11.4 (4.2)	/
Dugailly 2015		31(6)	/	17(7)	/	8(2)	/	5(2)	/
Kleine 2003						ROM MASSIMO			
	C3	/	/	/	/	50(6)	43(8)	34(14)	27(7)
	C5	/	/	/	/	48(10)	45(6)	30(11)	30(9)

Tabella P

Unità di misura= gradi se non diversamente specificato

()= Deviazione Standard

Dx= destra/ Sx= sinistra

Max= massimo

Testa/Torace: spostamento di ciascuna rispetto alla linea mediana

Le Tabelle Q-R hanno lo scopo di sintetizzare e permettere un rapido confronto tra i valori di side bending e rotazione conferiti con le diverse tecniche manipolative considerate dai vari studi in fase pre-manipolativa, al raggiungimento del massimo ROM e nel calcolo del displacement.

	ROTAZIONE (media°)				
	PRE-MANIPOLATIVA		DISPLACEMENT		ROM MASSIMO
Triano 1994	DB 7	RB 40	DB /	RB 13	/
Klein 2003	/		/		30
Ngan 2005	54		11		/
Williams 2013	D 4	U 8	D 5	U 12	/
Dugailly 2015	17		5		21

Tabella Q : D=Downsolpe, U= Upslope, DB= Direct Break, RB= Rotary Break

	SIDE BENDING (media°)				
	PRE-MANIPOLATIVA		DISPLACEMENT		ROM MASSIMO
Triano 1994	DB /	RB 12	DB /	RB 15	/
Klein 2003	/		/		46
Ngan 2005	6		/		/
Williams 2013	D 24	U 30	D 3	U 4	/
Dugailly 2015	31		8		39

Tabella R: D=Downsolpe, U= Upslope, DB= Direct Break, RB= Rotary Break

5. DISCUSSIONE

Dai valori rilevati da Triano et al. 1994 si osserva una buona simmetria sul piano sagittale sia in fase pre-manipolativa che nel displacement lineare ottenuto dal thrust in Direct Break. Confrontando i valori ottenuti in posizione pre-manipolativa dallo stesso lato si nota un minor grado di side bending in Rotary Break (12°) rispetto al Direct Break (23°) ma un grado di rotazione molto maggiore della prima rispetto alla seconda (rispettivamente 40° e 8°) suggerendo che l'introduzione della leva secondaria in side bending sia utile nella riduzione del ROM in rotazione. Non è possibile fare lo stesso confronto tra i valori registrati durante il thrust perchè nel SET A viene misurato il displacement lineare ottenuto con la manipolazione mentre nel SET B il displacement angolare.

I risultati ottenuti da Klein et al. 2003 mostrano come il ROM massimo raggiunto con la tecnica di manipolazione presa in esame sia significativamente minore del ROM fisiologico attivo (Feipel et al. 1999). Questo dato risulta rilevante per la rotazione assiale, ritenuta essere correlata ad un maggior rischio di sviluppare effetti avversi cerebrovascolari (Danek 1989). In particolare la rotazione assiale data dalla manipolazione che introduce più leve secondarie (CLT), mediamente 30° , è minore rispetto alla manipolazione effettuata in rotazione (RB) ma maggiore rispetto a quella in side bending (DB) prese in esame da Triano et al. 1994. Ciò suggerisce l'importanza del considerare tecniche che introducano leve secondarie, in particolare il side bending per ridurre il grado di rotazione assiale e i rischi ad esso attribuiti. In questo studio non sono state riscontrate differenze cinematiche significative tra le manipolazioni con o senza cavitazione. Il ROM ottenuto con la manipolazione non sembra significativamente correlato al livello manipolato non essendoci differenze significative tra il displacement angolare di C3 rispetto a C5.

Nello studio condotto da Ngan et al. 2005 i risultati mostrano come la posizione pre-manipolativa sia raggiunta principalmente attraverso una componente in rotazione assiale, in media di 54° , ma anche con un certo grado di flessione, mediamente 30° . Tali valori risultano maggiori dei 7° in rotazione e 22° in flessione registrati da Triano et al. 1994 per la manipolazione in rotazione (RB) a livello di C2. La differenza potrebbe essere giustificata dal sommarsi dell'escursione articolare dei segmenti superiori al segmento target considerato da Ngan et al. 2005 ossia C5-C6. Dai risultati è possibile osservare una buona riproducibilità

intra operatore ma una discreta differenza nel conferimento della posizione pre-manipolativa da parte di diversi terapisti. Il displacement ottenuto con il thrust inoltre è di 11° in media in accordo con i 13° rilevati da Triano et al. 1994 e non paragonabile alla media di 30° in rotazione rilevata da Klein et al. 2003 in quanto lo studio non registra valori di displacement come differenza tra posizione post-manipolativa e pre-manipolativa ma solamente il massimo range of motion raggiunto con la manipolazione. Alla valutazione quantitativa delle componenti cinematiche durante il thrust inoltre si evince una considerevole variabilità inter e intra- operatore. Dalle differenze osservate è plausibile la possibilità di attitudini personali dei differenti terapisti a determinate posizioni pre-manipolative e al grado delle componenti cinematiche conferite durante la manipolazione.

Dai risultati di Williams et al. 2013 si evince come, tra la tecnica in Upslope e quella in Downslope, le componenti cinematiche differiscano sia in posizione pre-manipolativa che nel displacement indotto dal thrust. Nella posizione pre-manipolativa di entrambe le tecniche è preponderante la componente in side bending mentre la rotazione assiale conferita con la tecnica in Upslope (media 8°) risulta significativamente maggiore rispetto al Downslope (media 4°) ma comunque molto limitata rispetto al grado riportato dallo studio di Ngan et al. 2005 (54° in media). A differenza dello studio citato inoltre, il thrust è stato ottenuto con un grado di rotazione assiale in Upslope che raggiungeva i 14.8° come valore massimo, minore dei 22.5° di Ngan et al. 2005. La posizione pre-manipolativa differisce significativamente se la stessa tecnica viene eseguita a sinistra o a destra con maggiori gradi raggiunti in quest'ultimo lato, trattandosi dell'arto dominante del terapeuta con il quale potrebbe essere espressa una maggiore forza ottenendo dunque un maggior range articolare di ciascuna componente.

Mentre nel thrust in Downslope le componenti sono conferite per lo più in egual misura (rotazione in media 5° e side bending 3°), la tecnica in Upslope manifesta una maggior tendenza alla rotazione (mediamente 12° contro i 4° di side bending), tale caratteristica può rappresentare un dato utile da considerare in clinica nella scelta della tecnica manipolativa da utilizzare riducendo, con la prima in particolare, lo stress in rotazione e il rischio ad essa correlato. Nel thrust non si evidenziano importanti differenze cinematiche tra la manipolazione effettuata dal lato destro e sinistro. L'ampiezza delle componenti ottenuta dal thrust è stata giudicata influente nelle complicanze legate a lesioni delle arterie cervicali. Alla luce di tali conoscenze, le manipolazioni attualmente in uso sono evolute da tecniche basate su una componente rotatoria prevalente a tecniche che inseriscono leve secondarie al fine di

focalizzare maggiormente il thrust al segmento di interesse ed evitare di avvicinarsi al limite articolare fisiologico riducendo i rischi. Dal confronto tra le variabili tra il gruppo di manipolazioni che ha prodotto cavitazione udibile e quelle non cavitate si osserva come, i gradi di displacement angolare ottenuti abbiano solo una moderata influenza sulla riproduzione di cavitazione in accordo con le rilevazioni di Klein et al. 2003.

I valori in posizione pre-manipolativa rilevati da Dugailly et al. 2015 mostrano una rotazione media (17°) maggiore sia a quella riscontrata da Triano et al. 1994 (7°) che a quelli di Williams et al. 2013 (4° per il Downslope e 8° per l'Upslope) ma inferiori al valore medio registrato da Ngan et al. 2005 (54°). Per quanto riguarda i valori ottenuti con il thrust, sia la rotazione assiale totale (21°) sia il displacement (5°) risultano inferiori agli studi precedentemente messi a confronto. Tale rilevazione suggerisce che sia effettivamente utile l'inserimento di leve secondarie per ridurre il ROM di ognuna di esse durante la manipolazione. Per tutte le componenti cinematiche il ROM massimo ottenuto è minore dei massimi gradi articolari fisiologici riportati in letteratura per lo stesso movimento (Feipel et al. 1999), confermando il ridotto rischio associato alla manovra. Il rapporto tra il ROM massimo in rotazione assiale e in side bending RA/SB descrive il rapporto tra le due componenti durante la manipolazione. Tale valore risulta essere minore nel presente studio rispetto a quello ottenuto da Klein et al. 2003. L'accoppiamento controlaterale di rotazione e side bending è in accordo con tutti gli studi precedentemente citati.

Conclusioni

Tenuto conto del possibile rischio di sviluppare eventi cerebrovascolari associato alla manipolazione cervicale, in particolare all'aumentare della componente in rotazione assiale (Danek 1989), obiettivo primario della presente revisione era di indagare il ROM ottenuto con il thrust attraverso l'analisi di studi in vivo. A conferma di quanto evidenziato da un recente studio condotto su cadavere (Dugailly 2014), il confronto dei dati precedentemente discussi permette di concludere che il displacement vertebrale raggiunto durante la manipolazione del rachide cervicale non sembra eccedere quantitativamente il ROM fisiologico, in particolare per quanto riguarda la rotazione assiale (Feipel et al. 1999). I valori emersi mostrano come la rotazione sia ridotta tanto maggiore è il grado conferito alla componente in side bending (*Tabelle Q-R*). Inoltre la riduzione della rotazione si verifica in particolare con manovre che

prevedono più leve secondarie, indicando queste ultime come le più sicure da utilizzare nella pratica clinica. Solo due autori (Triano et al. 1994 e Williams et al 2013) però fanno un confronto diretto tra diverse tecniche manipolative, va dunque tenuto conto che i risultati ottenuti dai diversi trial non derivano da metodi di misurazione che prevedano uno standard condiviso

Gli studi presentati valutano il ROM regionale cervicale mentre la cinematica segmentale è scarsamente indagata. La tecnologia ad oggi disponibile per l'analisi della cinematica segmentale vertebrale si avvale prevalentemente di elettrodi ad ago o tomografia computerizzata ed è correntemente in uso per condurre studi su cadavere (Dugailly 2014) . Al momento, tali metodiche invasive non rendono dunque eticamente possibile un'analisi segmentale accurata della cinematica vertebrale in vivo.

Limiti

L'eterogeneità nella metodologia di svolgimento degli studi ha reso difficile il confronto tra i parametri considerati. Ad eccezione del SET B di Triano et al 1994, tutti gli articoli considerati utilizzano tecniche manipolative a più leve ma esse differiscono tra loro per grado, posizione e/o livello di applicazione. Triano et al. 1994 valuta in uno dei due set il displacement lineare, quest'ultimo non paragonabile con i valori misurati negli studi più recenti che valutano invece il displacement angolare. Klein et al. 2003, rispetto agli altri trial considerati, non valutano né la posizione pre-manipolativa né il displacement ma misurano il ROM massimo raggiunto con la manipolazione. In alcuni articoli (Klein et al. 2003, Williams et al. 20013) i valori vengono suddivisi in due gruppi a seconda della presenza o meno del fenomeno di cavitazione per valutarne la possibile influenza sul ROM raggiunto. Un solo studio conduce un'analisi statistica per verificare la ripetibilità della stessa tecnica manipolativa (Ngan et al. 2005). Ulteriore limite al confronto dei dati emersi è la metodica di misurazione: quasi tutti utilizzano markers optoelettrici riflettenti ma non c'è sempre uno standard condiviso sul loro posizionamento. Infine in tutti i casi l'analisi è condotta su piccoli campioni di soggetti asintomatici, sono quindi necessari ulteriori approfondimenti per capire se i pattern cinematici di soggetti sintomatici possano risultare differenti.

6. BIBLIOGRAFIA

Assendelft WJ, Bouter LM, Knipschild PG. Complications of spinal manipulation: a comprehensive review of the literature. *J Fam Pract* 1996;42(5):475-80.

Bogduk N, Aprill C. On the nature of neck pain, discography and cervical zygapophysial joint blocks. *Pain*. 1993 Aug;54(2):213-7.

Cagnie B, Vinck E, Beernaert A, Cambier D. How common are side effects of spinal manipulation and can these side effects be predicted? *Man Ther*. 2004 Aug;9(3):151-6.

Chung CL, Côté P, Stern P, L'Espérance G. The Association Between Cervical Spine Manipulation and Carotid Artery Dissection: A Systematic Review of the Literature. *J Manipulative Physiol Ther*. 2015 Nov-Dec;38(9):672-6.

Coulter ID. Efficacy and risk of chiropractic manipulation: what does the evidence suggest? *Integr Med* 1998;1(2):61-6.

Cuesta-Vargas AI, Galan-Mercant A, Williams JM. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Phys Ther Rev* 2011;15:462-73.

Di Fabio RP. Manipulation of the cervical spine: risks and benefits. *Phys Ther*. 1999 Jan;79(1):50-65.

Downie AS, Vemulpad S, Bull PW Quantifying the high- velocity, low amplitude spinal manipulative thrust: a systematic review. *J Manipulative Physiol Ther* 2010;33:542-53.

Dugailly, PM., Bonnechère, B., Maroye, L., Van Geyt, B., Salvia, P., Feipel, V. Kinematics analysis and helical axis computation during high velocity-low amplitude cervical spine manipulation: A preliminary study. *Revue de l'Ostéopathie* 2012 Jan; Volume 7, Pages 13-18

Dugailly PM, Beyer B, Sobczak S, Salvia P, Feipel V. Global and regional kinematics of the cervical spine during upper cervical spine manipulation: a reliability analysis of 3D motion

data. *Man Ther* 2014 Oct;19(5):472-7.

Dugailly PM, Beyer B, Sobczak S, Salvia P, Rooze M, Feipel V. Kinematics of the upper cervical spine during high velocity-low amplitude manipulation. Analysis of intra- and inter-operator reliability for pre-manipulation positioning and impulse displacements. *J Electromyogr Kinesiol* 2014 Oct;24(5):621-7.

Dunning JR, Cleland JA, Waldrop MA, Arnot CF, Young IA, Turner M, et al. Upper cervical and upper thoracic thrust manipulation versus nonthrust mobilization in patients with mechanical neck pain: a multicenter randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42:5–18.

Ernst E. Adverse effects of spinal manipulation: a systematic review. *J R Soc Med*. 2007 Jul;100(7):330-8.

Feipel, V., Rondelet, B., Le Pallec, J.P., Rooze, M. Normal global motion of the cervical spine: an electrogoniometric study. *Clin.Biomech*. 1999;14, 462–470.

Graham BA, Clausen P, Bolton PS. A descriptive study of the force and displacement profiles of the toggle-recoil spinal manipulative procedure (adjustment) as performed by chiropractors. *Man Ther*. 2010 Feb;15(1):74-9

Gross A, Langevin P, Burnie SJ, Bédard-Brochu MS, Empey B, Dugas E, Faber-Dobrescu M, Andres C, Graham N, Goldsmith CH, Brønfort G, Hoving JL, LeBlanc F. Manipulation and mobilisation for neck pain contrasted against an inactive control or another active treatment. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015 Sep 23;(9).

Haldeman S, Carey P, Townsend M, Papadopoulos C. Clinical perceptions of the risk of vertebral artery dissection following cervical manipulation: the effect of referral bias. *Spine J* 2002;2(5): 334-42.

Hartman LS. Handbook of osteopathic technique. 1St Edition. London: Chapman & Hall; 1997

Hebert JJ, Stomski NJ, French SD, Rubinstein SM. Serious Adverse Events and Spinal Manipulative Therapy of the Low Back Region: A Systematic Review of Cases. *J Manipulative Physiol Ther*. 2015 Nov-Dec;38(9):677-91.

Hing WA, Reid DA, Monaghan M. Manipulation of the cervical spine. *Man Ther* 2003; 8:2-9.

Hufnagel A, Hammers A, Schonle PW, Bohm KD, Leonhardt G. Stroke following chiropractic manipulation of the cervical spine. *J Neurol* 1999;246:683–8.

Kawchuk GN, Herzog W. Biomechanical characterization (fingerprinting) of five novel methods of cervical spine manipulation. *J Manipulative Physiol Ther*. 1993 Nov-Dec;16(9):573-7.

Kirk C, Lawrence D, Valvo N. *States manual of spinal, pelvic and extravertebral technic*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

Maitland GD. *Vertebral manipulation*. 5th ed. London, UK: Butterworths; 1986; 230–231.

Millan M, Leboeuf-Yde C, Budgell B, Descarreaux M, Amorim MA. The effect of spinal manipulative therapy on spinal range of motion: a systematic literature review. *Chiropr Man Therap*. 2012 Aug 6;20(1):23.

Monaghan M. *Spinal manipulation. A manual for physiotherapists*. 1st ed. New Zealand: Aesculapius; 2001.

Pickar JG. Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J*. 2002 Sep-Oct;2(5):357-71.

Rubinstein SM. Adverse events following chiropractic care for subjects with neck or low-back pain: do the benefits outweigh the risks? *J Manip Physiol Ther* 2008;31:461–4.^[1]_{SEP}

Rubinstein SM, Terwee CB, Assendelft WJ, de Boer MR, van Tulder MW. Spinal manipulative therapy for acute low-back pain. *Cochrane Database Syst Rev*. 2012 Sep 12;(9).

Salem W, Klein P. In vivo 3D kinematics of the cervical spine segments during pre-manipulative positioning at the C4/C5 level. *Man Ther* 2013;18:321-6.

Shekelle P, Coulter I. Cervical spine manipulation: summary report of a systematic review of the literature and a multidisciplinary expert panel. *J Spinal Disord* 1997;10(3):223e8.

Thiel H, Bolton J. Estimate of the number of treatment visits involving cervical spine manipulation carried out by members of the British and Scottish chiropractic associations over a one-year period. *J. Clin Chiropractic* 2004;7(1): 163e7

Tseng Y-L, Wang WTJ, Chen W-Y, Hou T-J, Chen T-C, Lieu F-K. Predictors for the immediate responders to cervical manipulation in patients with neck pain. *Man Ther* 2006;11: 306-15.

White, A.A.III, Panjabi, M.M., *Clinical Biomechanics of the Spine*. Lippincott, Philadelphia. 1978.

Whittingham W, Nilsson N. Active range of motion in the cervical spine increases after spinal manipulation (toggle recoil). *J Manipulative Physiol Ther* 2001; 24(9):552-5.

Wu G, Siegler S, Allard P. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech* 2002;35:543-8