UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MILANO
FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA

Corso di Laurea in Fisioterapia

Presidente: Prof.ssa Anna Maria Di Giulio

UTILIZZO DI UN ESERCIZIO DI BIOFEEDBACK POSIZIONALE NEL CONTROLLO DELLA CIFOSI NELLA MALATTIA DI PARKINSON: ANALISI DI UN SINGLE-CASE.

Candidato:
Umberto LENTI
Matr. n. 728422

Relatore:
Ft. Alessandro CRIPPA

a.a. 2009/10

Flectitur obsequio curvatus ab arbore ramus:
Frangis, si vires experiere tuas.

Un ramo, se lo curvi con dolcezza, si piega;
Ma se usi la forza, si spezza.

(Ovidio, *Ars Amandi*: II; 179-180)

INDICE

- **1. INTRODUZIONE 1**

- 1.1. *Feedback* 1

- 1.1.1. Apprendimento motorio 1

- 1.1.2. Teorie dell'apprendimento motorio 3

- 1.1.3. *Feedback* e *biofeedback*: definizioni 8

- 1.1.4. *Biofeedback*: caratteristiche, tipologie e applicazioni 13

- 1.2. *Feedback* come rinforzo 23

- 1.3. Cifosi 24

- 1.3.1. Significato e biomeccanica della colonna toracica 24

- 1.3.2. Cifosi nella popolazione e sua importanza 28

- 1.3.3. Cifosi nella malattia di Parkinson 31

- 1.4. Obiettivo dello studio 35

- **2. MATERIALI E METODI 36**

- 2.1. Esercizio 36

- 2.1.1. Analisi biomeccanica dell'esercizio 37

- 2.1.2. Materiali 41

- 2.1.3. Descrizione dell'esercizio 42

- 2.1.4. Definizione del protocollo di trattamento 44

- 2.1.5. Parametri di inclusione e descrizione del paziente 44

- 2.2. Misurazioni ed *Outcome* 46

- 2.2.1. *Minimental State Examination* - MMSE 46

- 2.2.2. Arcometro di D'Osualdo 46

- 2.2.3. *Occiput to Wall Distance* - OWD 47

- 2.2.4. *Trunk Impairment Scale* - TIS 48

- 2.2.5. Scala Analogico Visiva per il dolore - VAS 49

- 2.2.6. *Short Form* 36 - SF-36 49

- 2.3. *Single - Case Design* 51

- 2.4. Trattamento dei dati 53

- 2.5. Trattamento statistico 54

- 2.5.1. Statistica descrittiva 54

- 2.5.2. Analisi visuale dei dati 55

- 2.5.3. Correlazione e Statistica di regressione lineare 57

- 2.6. Analisi della SF-36 58

▪ **3. RISULTATI 59**

- 3.1. Angolo di Cobb 59

- 3.1.1. Statistica descrittiva 59

- 3.1.2. *Visual analysis* 60

- 3.2. OWD 61

- 3.2.1. Statistica descrittiva 61

- 3.2.2. *Visual analysis* 62

- 3.2.3. Statistica di regressione 63

- 3.3. TIS 63

- 3.3.1. Statistica descrittiva 63

- 3.4. VAS 64

- 3.4.1. Statistica descrittiva 64

- 3.5. SF-36 64

- **4. DISCUSSIONE 66**

- **5. CONCLUSIONI 75**

- **6. BIBLIOGRAFIA 79**

1. INTRODUZIONE

1.1. Feedback

1.1.1. Apprendimento motorio

L'apprendimento, in generale, può essere definito come il processo che porta ad una modificazione "relativamente" permanente del comportamento, delle conoscenze o delle attitudini di un individuo, acquisita attraverso l'esperienza, e che non può essere attribuita ad eventi patologici, lesioni od a processi di maturazione (Wood *et al*, 2005; Hays, 2006).

Questo processo, comune a diverse specie animali in cui è stato affrontato e studiato per tutto il novecento sia dalla psicologia che dall'etologia (Pavlov, 1927; Skinner, 1938; Thorndike, 1911; Heinroth, 1911; Lorenz, 1937; Tinbergen, 1963; Thorpe, 1956), è risultato valido, da studi comparati, anche per i processi di apprendimento motorio della specie umana (Verplanck, 1956).

Per apprendimento motorio (*motor learning*), in letteratura, si definisce l'acquisizione o la modifica relativamente permanente di abilità motorie, attuata attraverso un complesso processo percettivo - motorio - cognitivo, che esita in un aumento della *performance* dell'individuo, come risultato della pratica e dell'interazione dell'individuo con l'ambiente (Magill, 1980; Woollacott e Shumway-Cook, 1994; Schmidt e Lee, 2005).

L'acquisizione di abilità motorie permette agli individui di aumentare sia le proprie competenze sia le proprie esperienze nell'ambiente, e diviene così di fondamentale importanza per la vita ed il benessere dell'uomo, la cui personalità risulta essere

un sistema aperto che integra in sé nuovi elementi, sia della maturazione spontanea dell'organismo, sia dell'esperienza esterna in rapporto con l'ambiente, e che è pervasa da una continua ricerca di innovazioni e scoperte (Aristarchi e Puggelli, 2000).

In questo senso anche l'azione riabilitativa risulta essere un vero e proprio processo di riapprendimento motorio (Perfetti, 1979; Carr e Shepherd, 1987), operando non solo verso l'acquisizione di nuove abilità ma anche verso il recupero di competenze motorie perse dall'individuo in condizioni patologiche.

Tradizionalmente lo studio dell'apprendimento motorio, che origina come una branca della psicologia sperimentale, è tenuto separato dagli studi che riguardano il "*motor control*", di matrice neurofisiologica, come da quelli che si occupano di sviluppo motorio.

La ricerca per individuare i processi sottostanti al controllo del comportamento motorio ed al suo apprendimento ha coinvolto, di volta in volta negli anni, vari campi di studio: la psicologia, l'etologia, come anche la neurofisiologia e l'ingegneria, finendo per essere influenzata anche dalle diverse teorie educative. Tutte queste branche del sapere umano hanno incentrato i loro studi sulle diverse variabili coinvolte nel processo di apprendimento motorio, al fine di ottenere dei modelli interpretativi da cui elaborare possibili indicazioni applicative per la strutturazione di strategie di insegnamento, miglioramento delle *performance* e recupero delle abilità e competenze, sia in ambito sportivo come in quello riabilitativo (Mantovani, 2004; Winstein, 1991).

Nel contesto di questo lavoro non si vuole effettuare un'accurata discussione sulla storia della ricerca nel campo del *motor learning*, ma per meglio valutare le

implicazioni teoriche sottostanti all'utilizzo di uno strumento come il *biofeedback*, oggetto di questo studio, riteniamo opportuno effettuare un breve accenno ai diversi modelli teorici di apprendimento motorio che si sono alternati ed integrati nel tempo, influenzati dalle varie teorie emerse nel campo della psicologia e di altre branche del sapere (Noble, 1968; Adams, 1987; Winstein, 1991; Newell, 1991).

1.1.2. Teorie dell'apprendimento motorio

Durante gli anni '40 e per buona parte degli anni '50 si può parlare, per la ricerca nel campo dell'apprendimento motorio, di "*task - approach*", in cui gli studi erano incentrati sul raggiungimento di obiettivi e *performance* motorie, secondo le teorie S/R (Stimolo/Risposta) formulate dalla psicologia comportamentale o comportamentismo, dominante in quegli anni.

Il comportamentismo viene in realtà formulato da Watson (1913), che vede il comportamento come *"un senso di azione complessa, manifestata dall'organismo nella sua interezza, come adattamento all'ambiente"*. In esso confluiscono: l'opera di Pavlov (1927) con il paradigma del condizionamento classico; le tre leggi di Thorndike di frequenza, di contiguità e di effetto (Thorndike, 1911) da lui formulate attraverso studi di laboratorio sul comportamento di alcuni gatti; così come anche il condizionamento operante di Skinner (1938) che rappresenta uno dei massimi esponenti della scuola comportamentista. Il paradigma di ogni analisi, di ogni studio e di ogni rappresentante di questo pensiero, diviene lo schema S/R in cui ad ogni stimolo, generalmente rappresentato da un bisogno, segue una reazione data da un comportamento volto a soddisfare il bisogno stesso.

L'apprendimento della reazione corretta avviene quindi attraverso una sequenza di prove ed errori, sino alla soddisfazione dello stimolo da parte dell'individuo.

Dagli anni '60 il comportamentismo viene contrapposto e poi scalzato dalle teorie della psicologia cognitiva o cognitivismo. In essa diviene fondamentale l'organismo come parte attiva ed i suoi processi cognitivi che operano nella programmazione del comportamento, secondo uno schema S/O/R (Stimolo/Organismo/Risposta). Il comportamento diviene così il prodotto dell'elaborazione delle informazioni esterne da parte di un sistema organizzato e gerarchizzato di strutture, meccanismi e processi (la mente), che le trasformano, le valutano e le collegano fra loro al fine di giungere ad un piano utile alla soluzione di un problema; piano che viene continuamente e costantemente verificato in maniera retroattiva dal sistema attraverso dei feedback, e conseguentemente migliorato.

In questo contesto teorico operano personalità di spicco della psicologia come Miller (1960) che esplicitò il controllo retroattivo del feedback sull'elaborazione del comportamento, o come Bruner e Piaget, i cui studi si rivolsero maggiormente al campo pedagogico e dello sviluppo motorio.

Le ricerche sul *motor learning* in questo periodo, influenzate dalla rivoluzione cognitivista si concentrarono sulle operazioni di processazione delle informazioni durante l'acquisizione delle abilità motorie, con una visione di "*process - approach*" in netto contrasto con la visione comportamentista del "*task - approach*" precedente.

E' per esempio in questa fase che Fitts e Posner (1967) elaborano la loro teoria degli stadi dell'apprendimento motorio, individuando nel processo tre distinte fasi

consequenziali: una prima fase cognitiva, seguita da una fase associativa e per ultimo da quella autonoma che porta all'automatizzazione del comportamento motorio.

Nel 1971, rifacendosi alla modellizzazione cibernetica (Wiener, 1948), viene formulata da Adams una prima vera e propria teoria dell'apprendimento motorio, la cosiddetta *closed - loop theory*. In tale teoria Adams individua due differenti rappresentazioni mnemoniche che guidano il processo di apprendimento: una traccia di richiamo con il ruolo di selezionare ed iniziare il movimento in un sistema S/R, ed una traccia di riconoscimento percettivo che porta con sé le informazioni sul movimento corretto per compiere l'azione desiderata. In questo modo ogni movimento viene associato ad un set di informazioni percettive tramite un meccanismo che con la pratica e l'esercizio si perfeziona funzionalmente al compito, in un processo di richiamo motorio - ricognizione sensoriale di tipo uno a uno, in cui la risposta motoria viene sostanzialmente guidata dal feedback sensoriale.

L'importanza e l'influenza della teoria di Adams nel campo dell'apprendimento motorio viene tuttavia a scemare molto rapidamente per la formulazione della teoria dello schema (Schmidt, 1975). La teoria dello schema presentata da Schmidt va infatti a riprendere ed includere le nozioni di richiamo motorio e riconoscimento sensoriale, ipotizzati da Adams, in un processo però di controllo di tipo uno a molti o *open - loop*, che, tramite il concetto di rappresentazione astratta dato dallo schema, derivato dalla psicologia e applicato al *motor learning*, consente quella generalizzazione necessaria a risolvere alcuni problemi che la teoria di Adams portava con sé.

Nascono con questa teoria i concetti di programma motorio e di schema motorio. Il primo, generalizzato, con caratteristiche invarianti che definiscono la forma base del movimento, ed in grado di iniziare un gesto senza la necessità del feedback prodotto dalla risposta, possedendo in sé il set prestrutturato di comandi muscolari capaci di avviare l'azione, ma allo stesso tempo punto di partenza per lo sviluppo di schemi motori basati sulle regolazioni del feedback sensoriale.

Lo schema motorio diviene invece una rappresentazione generale dell'esecuzione di un programma motorio, ed è caratterizzato dall'immagazzinamento mnemonico di quattro diversi tipi di informazioni: le condizioni iniziali, i parametri del programma motorio utilizzati nel gesto, le informazioni sensoriali di risposta e la conoscenza del risultato ottenuto. Queste informazioni e le loro relazioni vengono memorizzate e rappresentano quello che Schmidt chiama schema, differenziandolo ulteriormente, come a suo tempo fece Adams, in schema di richiamo motorio, usato per la selezione della risposta in relazione al contesto, e in schema di riconoscimento sensoriale, usato per la previsione e la valutazione dell'efficienza della risposta. In questo complesso processo cognitivo, l'apprendimento per Schmidt consiste nell'affinamento continuo degli schemi di richiamo e di riconoscimento per ciascun azione. La teoria dello schema attraverso i nuovi concetti esposti andò a risolvere le questioni sollevate e lasciate irrisolte dalla precedente teoria di Adams, ovvero sia il problema dell'immagazzinamento dei dati a livello di SNC, sia quello dell'apprendimento di nuovi gesti e movimenti anche complessi.

Con l'arrivo degli anni '80 un altro importante contributo sia nel campo del *motor control* come del *motor learning* viene apportato dalla cosiddetta teoria

ecologica. Formulata già negli anni ’60 dallo psicologo Gibson (1966), va a sostenere che, analizzando le modalità con cui le informazioni ambientali rilevanti per il comportamento motorio vengono estratte ed utilizzate dal sistema per il controllo del gesto, le diverse azioni necessitano di specifiche informazioni percettive relative ad un’azione mirata posta dal contesto ambientale. La prospettiva ecologica vede quindi l’azione e la percezione come due entità o funzioni reciprocamente correlate, la cui integrazione richiede un ambiente percettivo - motorio che ne favorisca il processo di coordinazione (Shaw e Alley, 1985). In questo senso, l’approccio ecologico al comportamento motorio viene influenzato grandemente anche dalla precedente teoria sistemica del controllo motorio formulata dal neurofisiologo russo Bernstein nel 1967, secondo cui *“la coordinazione del movimento è un processo di controllo dei numerosi gradi di libertà disponibili nei diversi sistemi coinvolti nell’attività motoria”*. Nell’ambito delle diverse teorie ecologiche che vengono elaborate dagli anni ’80, uno spazio rilevante per le sue importanti implicazioni cliniche viene acquisito dalla teoria di esplorazione dello spazio sensoriale e motorio di Newell. Secondo questo modello (Newell *et al.,* 1989; Newell, 1991), l’apprendimento motorio è un processo che aumenta la coordinazione tra azione e percezione in relazione al compito ed alle condizioni ambientali. L’esecuzione di un comportamento motorio avviene attraverso la ricerca della soluzione ottimale con l’esplorazione degli aspetti percettivi e delle risposte motorie più idonee ed appropriate. La strategia di esplorazione di questo spazio motorio e percettivo conduce, tramite i diversi tentativi, alla mappatura delle informazioni percettive e dei parametri dell’azione per la soluzione ottimale. Il ruolo delle informazioni sensoriali svolge così una

funzione prescrittiva definendo il fine dell'azione e la sequenza motoria da apprendere, come anche una funzione di feedback sia durante l'esecuzione del gesto (*concurrent feedback*), che alla fine dello stesso per la valutazione del risultato ottenuto (*terminal feedback*). La visione proposta attraverso questo modello inserisce quindi nel dibattito sul *motor learning* il concetto che, durante l'apprendimento, un soggetto possa essere facilitato durante il processo di esplorazione dello spazio percettivo - motorio ed aiutato nella ricerca della soluzione ottimale al compito da svolgere attraverso l'aumento delle informazioni relative al contesto ed attraverso la dimostrazione e l'imitazione.

1.1.3. Feedback e biofeedback: definizioni

Molto rappresentato nei diversi sistemi biologici e fattore certamente critico anche per l'apprendimento di una determinata abilità motoria, è senza dubbio il concetto di *feedback*, il cui ruolo resta essenziale in tutte le diverse teorie sul *motor learning* formulate negli anni ed esaminate precedentemente. In esse infatti risulta piuttosto costante la presenza di un *feedback* che rechi informazioni, a colui che apprende, sull'esito e risultato della propria risposta motoria (Adams, 1987; Winstein, 1991), sia in ambito di elaborazione del pattern di movimento come anche nel confronto tra il gesto eseguito ed il riferimento corretto.

La traduzione letterale del termine *feedback* è "retroazione", e viene comunemente ad indicare la capacità di un sistema dinamico, qual è in genere un sistema biologico, di tener conto dei risultati del sistema stesso al fine di modificarne le caratteristiche. Questo controllo retroattivo viene condotto attraverso l'utilizzo di "sensori" in grado di rilevare i valori dei parametri in uscita

permettendo così il confronto e la verifica della loro rispondenza con i parametri attesi ed individuando l'eventuale errore e scarto da essi.

Secondo la teoria del *motor control* formulata da Laszlo e Bairstow già nel 1971, ripresa in seguito dagli stessi (1985) così come da altri autori (Borden, 1979; Van der Merwe, 1997), le informazioni relative al movimento sono distinte in tre grosse categorie, ovvero: il *feedback periferico*, cioè le varie informazioni di tipo visivo, tattile uditivo e cinestesico che fungono da input circa la posizione del corpo e le condizioni ambientali precedenti all'azione. Il *feedback interno*, definito anche *scarica corollaria* (Sperry, 1950) o *copia efferente* (Von Holst, 1954), o meglio l'informazione centrale sul *pattern* di movimento eseguito e sul movimento atteso proveniente da cervelletto e gangli della base. Ed infine il *feedback esterno* ovvero le informazioni in entrata sull'effetto del movimento e che rappresentano la differenza tra le risposte date e quelle attese dal sistema (Schmidt e Lee, 2005).

Sia il *feedback periferico* che il *feedback esterno* sono sostanzialmente informazioni sensoriali che il soggetto che esegue l'azione acquisisce sia direttamente dal suo interno così come da una sorgente esterna. A seconda quindi della fonte di origine del *feedback* sensoriale si può parlare di *inherent feedback* o *feedback intrinseco* e di *augmented feedback* o *feedback estrinseco* (Winstein, 1987; Schmidt e Lee, 2005).

Il feedback intrinseco fornisce informazioni sia durante che al termine dell'esecuzione del movimento, ed è inerente alle informazioni sensoriali cinestesiche provenienti dal vestibolo e dai propriocettori presenti nelle diverse strutture muscolo-scheletriche e cutanee del soggetto, o alle informazioni sensoriali dei telocettori quali udito e vista. Questo tipo di *feedback* consente al

soggetto di controllare e valutare il movimento in esecuzione e reca con se informazioni che riguardano la *performance* del movimento stesso. Tuttavia, a seconda del movimento eseguito e della natura sensoriale delle informazioni, il soggetto deve generalmente seguire un percorso di apprendimento per poter valutare le stesse in modo corretto e poterle utilizzare nel processo predittivo dell'errore che consente a sua volta la correzione del movimento in esecuzione ed un rinforzo, cosiddetto soggettivo (Adams e Bray 1970; Adams, 1971). Il *feedback* estrinseco, al contrario, è dato da informazioni provenienti da una fonte esterna al soggetto che esegue il movimento, informazioni che a loro volta aumentano e amplificano il *feedback* intrinseco. Questo tipo di *feedback* può essere fornito, con diverse fonti e con diversi tipi di modalità indipendenti fra loro, su diversi tipi di canali; più alto è il numero di canali sensoriali con cui si somministra al soggetto il feedback estrinseco, maggiore sarà il riferimento di correttezza del movimento ed il conseguente rinforzo (Schmidt e Lee, 2005).

Dal concetto di *feedback* e dal suo ruolo nei processi di controllo e soprattutto di apprendimento del comportamento, anche di quello motorio, nasce il *biofeedback (BFB)* o retroazione biologica.

Secondo quanto stabilito ufficialmente da un'apposita commissione per la nomenclatura presieduta da Schwartz ed approvata il 18 maggio 2008 dalle tre principali organizzazioni professionali americane sul *biofeedback* (AAPB, BCIA, ISNR), il BFB viene oggi definito come *"un processo che consente ad un individuo di imparare come cambiare la propria attività fisiologica al fine di incrementare il suo stato di salute e le proprie performance. Specifici strumenti misurano l'attività fisiologica …e ne riportano rapidamente ed accuratamente le informazioni al*

soggetto. La presentazione di queste informazioni supporta il cambiamento fisiologico desiderato …che può perdurare anche senza il continuo utilizzo dello strumento" (Schwartz e Andrasik, in stampa).

Il *biofeedback*, pur prendendo origine da studi e lavori isolati già della prima metà del 1900, come quello di Bairr (1901) sul controllo volontario dei muscoli auricolari, o quello di Adrian e Matthews (1934) nell'ambito della neurofisiologia e della psicologia sullo studio del ritmo alfa encefalografico, nasce in forma moderna solo nel dopoguerra, intorno agli anni '60, con il contributo delle teorie sul condizionamento operante (Skinner, 1938) e delle altre teorie comportamentaliste, così come della più recente teoria cibernetica di Wiener (1948). In quel periodo la concomitante convergenza e la sovrapposizione di numerosi lavori scientifici in aree tra loro indipendenti portò all'emergenza in ambito scientifico del *biofeedback* quale terreno comune, cosicché molti ricercatori possono essere citati quali i fondatori tra gli anni '50 e '60 del *biofeedback* moderno.

Già al termine degli anni '50 Joe Kamiya stava studiando la capacità di un soggetto di imparare a discriminare e a produrre a comando degli stati corticali alfa o beta (Kamiya, 1969), in seguito Miller e DiCara, con una serie di esperimenti sui topi, dimostrarono per la prima volta la possibilità di influenzare tramite condizionamento operante una serie di processi fisiologici autonomi come la frequenza cardiaca (Miller e DiCara, 1967). Nel 1967 John V. Basmajian pubblica *"Muscle alive"* dimostrando con i suoi studi la possibilità di controllare in maniera consapevole e di poter allenare una singola unità motoria, ponendo così le basi per il ruolo del *feedback* elettromiografico nella riabilitazione, nella rieducazione neuromuscolare e nel trattamento del dolore (Moss *et al.*, 1996). Nel 1969 Miller

pubblica su *Science* un articolo sul condizionamento delle risposte del sistema nervoso autonomo (Miller, 1969), nel medesimo anno vengono pubblicati tre articoli di Elmer Green due sulla regolazione degli stati interni ed uno sul rilassamento (Green, 1969; Green *et al.*, 1970a; Green *et al.*, 1970b), inoltre viene dato alle stampe il compendio *Altered states of consciousness* di Charles Tart (Tart, 1969), con al suo interno importanti articoli sulle tecniche di feedback e di condizionamento operante per il modellamento dei processi neurofisiologici. Il *biofeedback* come modello e tecnica stava nascendo, e prese ufficialmente questo nome nell'ottobre del 1969 a Santa Monica, al primo meeting della *Biofeedback Research Society*, oggi AAPB (*Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback),* appena formatasi.

Da questo momento si avrà una vera e propria proliferazione di studi sul *biofeedback*, che condurranno ai giorni nostri all'individuazione delle sue diverse possibili applicazioni, e con la definizione di specifici protocolli e modalità da poter utilizzare in una sempre più grande varietà di disordini, sia di ordine medico che di tipo psicologico, dall'alcolismo all'incontinenza urinaria (Yucha e Montgomery, 2008).

Questa importante messe di dati e lavori che dagli anni '70 è stata sviluppata in ambito scientifico, si è andata parzialmente a sovrapporre ed intersecarsi, influenzandosi a vicenda, con i risultati delle contemporanee ricerche sul *feedback*, elaborate, come già visto nel campo del *motor control* e del *motor learning*. Questo fatto ha prodotto una situazione che, per molto tempo, e purtroppo tuttora, genera molta confusione e disaccordo tra i diversi autori nell'utilizzo di termini come *feedback estrinseco* (o *augmented feedback*) e *biofeedback*, per

l'assenza di specifiche ed appropriate definizioni, come di opportune classificazioni condivise dall'intera comunità scientifica operante in questo campo.

1.1.4. Biofeedback: caratteristiche, tipologie e applicazioni

Data la base d'azione comune nel processo di *motor learning* e di *motor control* che accomuna i due concetti, noi per evitare fraintendimenti andremo ad utilizzare per questo specifico contesto il termine di *biofeedback* o *BFB* per indicare quella tecnica che sfrutta a fini sportivi, terapeutici e riabilitativi il ruolo del *feedback estrinseco* per la facilitazione dell'apprendimento o riapprendimento di un ben specifico comportamento motorio.

In questo senso è possibile stabilire una breve e sommaria classificazione delle diverse tipologie di *BFB* che nel tempo sono state indagate dai diversi autori ed applicate nel campo della motricità.

Una prima differenziazione può essere stabilita in base alla modalità o dimensioni del *feedback estrinseco* utilizzato. Le modalità o dimensioni del *feedback* devono essere considerate come veri e propri descrittori indipendenti fra loro che permettono di definire meglio il tipo di *feedback* che viene somministrato (Schmidt e Lee, 2005). Sono state individuate dai più svariati autori varie dimensioni (Holding, 1965; Singer, 1980; Huang *et al.*, 2006) e tra esse meritano certamente di essere ricordate:

- Il momento di somministrazione del *feedback*: tramite cui si può identificare un *BFB* di tipo *concorrente*, presentato durante l'esecuzione del movimento, o un *BFB terminale* presentato al termine dell'azione.

Questi due tipi di *feedback* influenzano l'apprendimento motorio in modo differente; in linea generale, mentre il *feedback* di tipo *concorrente* facilita il miglioramento della *performance* durante la pratica ma ne deprime la ritenzione a lungo termine, il *feedback terminale* tende a fare l'opposto riducendo la *performance* durante l'esecuzione ma consentendo un mantenimento dell'apprendimento più a lungo periodo (Schmidt e Wulf, 1997; Park *et al.*, 2000; Schmidt e Lee, 2005; Yiu *et al.*, 2005).

- La tempistica della somministrazione: con cui distinguere un *BFB immediato*, fornito subito dopo l'azione rilevante, o un *BFB ritardato*, qualora la somministrazione del *feedback* venga ritardata di un tempo variabile (generalmente alcuni secondi) rispetto al completamento dell'azione. Questo ritardo, che consente una valutazione del soggetto dei propri *feedback intrinseci*, è stato visto come un fattore che va generalmente ad incrementare l'apprendimento del soggetto (Swinnen *et al.*, 1990).

- La frequenza della somministrazione: individuando un *BFB distinto* o *cumulativo* a seconda che la presentazione del *feedback* avvenga ad ogni *performance* del soggetto o a seguito di più prove di cui rappresenta un valore medio. Studi applicati a questo parametro hanno mostrato come vi sia un vantaggio nell'apprendimento motorio nel caso della bassa frequenza di somministrazione del *BFB cumulativo* (Winstein e Schmidt, 1990), a patto che il *target* non sia complesso (Wulf e Shea, 2002), e l'attenzione del soggetto sia concentrata al movimento del suo corpo (Wulf *et al.*, 2002); nei casi contrari di obiettivo complesso o di attenzione allo stimolo esterno da parte del soggetto, l'apprendimento trae vantaggio da un *BFB* maggiormente frequente.

- La natura del *feedback*: in cui possiamo riconoscere le importanti categorie della *conoscenza del risultato* (*KR*) e della *conoscenza della performance* (*KP*). Nella *KR* il *feedback* viene fornito al soggetto al raggiungimento dell'obiettivo prefissato dall'azione nell'ambiente. E' un *feedback* generalmente terminale che può essere sia molto specifico come anche molto generico ma sempre legato all'*outcome* dell'azione, promuove un apprendimento attivo e motiva il soggetto. La *KP* invece è una modalità in cui il *feedback* può essere di vario tipo, ma è sempre legato alla modalità di esecuzione del movimento o a particolari aspetti dello stesso di cui il soggetto non può o non riesce ad essere consapevole; il *target* è spesso complesso e di tipo cinetico o cinematico. Ai fini dell'apprendimento motorio la *KP* è vantaggiosa quando l'obbiettivo della prova è sconosciuto al soggetto (Newell *et al.*, 1990), mentre lo è la *KR* quando invece il *target* è ben definito e chiaro (Swinnen *et al.*, 1993).

- La precisione del *feedback*: con le conseguenti tipologie di *BFB qualitativo* in cui l'informazione fornita al soggetto riferisce sulla correttezza dell'azione in termini generici di qualità, oppure di *BFB quantitativo* in cui l'informazione reca invece con sé anche una misura della prova con una maggiore precisione nella valutazione della *performance*. Le due forme di *BFB* presentano anch'esse una diversa efficacia ai fini dell'apprendimento motorio; infatti mentre il *feedback qualitativo,* da solo o associato al *quantitativo*, esita in un più rapido ed efficace apprendimento nelle prime fasi dell'esercizio, ma non in una efficace ritenzione dello stesso, il *feedback quantitativo* sembra più efficace nel mantenimento delle competenze acquisite più che nel loro apprendimento, e quindi più utile in una

successiva fase dell'addestramento tramite *BFB* (Gentile, 1972; Schmidt e Lee, 2005; Kilduski e Rice, 2003).

- L'orientamento del *feedback*. con cui si possono distinguere un *BFB statico* in cui la *performance*, seppur corretta, viene eseguita in un contesto statico o senza alcuna relazione con le *Activity of Daily Living* (*ADL*), ed un *BFB dinamico* invece che risulta essere maggiormente *task - oriented*. Tra queste due forme la maggior capacità di apprendimento e ritenzione, con conseguente trasferimento delle competenze motorie acquisite, è ad appannaggio del *BFB dinamico* e della sua visione *task-oriented* (Huang *et al.*, 2006).

Una seconda classificazione può essere effettuata sulla base della natura dell'informazione che lo strumento utilizzato fornisce al soggetto. Lo strumento per il *BFB* infatti, come abbiamo già avuto modo di dire, è in grado di rilevare, tramite specifici sensori, informazioni a cui il soggetto non può o ha difficoltà ad accedere, riportandole alla sua attenzione attraverso un altro canale sensoriale più facilmente disponibile, e che generalmente è costituito da una visualizzazione visiva, uno stimolo uditivo o una stimolazione tattile meccanica come una vibrazione (Huang *et al.*, 2006). La natura dell'informazione rilevata, definendo chiaramente lo scopo dello strumento, è quindi stata largamente utilizzata negli anni da molti autori per caratterizzare il *BFB* utilizzato nei diversi studi e poi applicato a fini terapeutici. Tralasciando le forme di *BFB* che, seppur importanti ed efficaci, vengono utilizzate in ambito neurofisiologico e per i disturbi psicologici e comportamentali, si darà una descrizione sommaria delle principali tipologie di *BFB* impiegate più frequentemente nei disturbi motori a scopo riabilitativo, e tra esse ricordiamo:

- *BFB cinematico*: è un tipo di *BFB* che è in grado di informare il soggetto riguardo a parametri che coinvolgono il movimento puro, come tempo, velocità, e pattern di coordinazione che il soggetto stesso ha difficoltà a percepire, ma che sono critici per la riuscita dell'azione (Schmidt e Lee, 2005).

- *BFB posizionale o cinestesico*: definito anche come *BFB angolare* (Huang *et al.*, 2006) è una particolare forma di *BFB* che informa il soggetto sulla qualità e quantità del movimento di una specifica articolazione, non in relazione con le altre.

- *BFB cinetico*: è il *BFB* che porta al soggetto informazioni sulle misure cinetiche del movimento, ovvero tutte le misure che sono descrittive delle forze messe in gioco e prodotte dalle variabili cinematiche durante il movimento eseguito (Schmidt e Lee, 2005).

- *EMG BFB*: o *elettromiografico*, utilizza elettrodi di superficie applicati alla muscolatura scheletrica per evidenziare i potenziali d'azione che ne inducono la contrazione. E' la forma di *BFB* più datata (Basmajian, 1967; Whatmore e Kohli, 1974) e studiata in numerosi lavori, utilizzata efficacemente a scopo terapeutico in numerosi disturbi quali l'incontinenza urinaria, come anche nel dolore cronico o problemi di tipo comportamentale e psicologico, a livello riabilitativo è stata sfruttata nel controllo del tono muscolare, per aumentarne il reclutamento ed il controllo nei diversi disturbi motori (Huang *et al.*, 2006).

E' infine possibile suddividere le diverse applicazioni del *BFB* in base alle differenti proprietà della somministrazione utilizzata nella terapia, distinguendo in tal modo diverse forme, ognuna con le sue specificità e caratteristiche di efficacia (Maas *et al.*, 2008); tra esse:

- quantità delle prove: è possibile individuare una somministrazione *ridotta* con un basso numero di prove o sessioni, oppure *numerosa* con un elevato numero di prove. Nonostante questo parametro possa essere influenzato da altre caratteristiche della somministrazione del *feedback,* come la variabilità dell'obiettivo, generalmente la letteratura da un vantaggio, soprattutto nella ritenzione delle abilità apprese, alla somministrazione *numerosa* (Shea e Kohl, 1991).

- distribuzione delle prove: in cui la somministrazione del *BFB* può essere *concentrata* con test effettuati in un breve periodo di tempo, o *distribuita* dove il numero di sessioni e prove stabilito viene somministrato in un periodo di tempo più lungo. Per tale caratteristica l'apprendimento dell'abilità ha un incremento, così come anche la ritenzione, nel caso la somministrazione risulti *distribuita* per un lungo periodo di tempo (Shea *et al.*, 2000; Lee e Genovese, 1989).

- variabilità delle prove: con un *BFB* che può essere *costante* quando durante le sessioni il *target* ed il contesto viene mantenuto lo stesso, oppure *variabile* qualora viene somministrato il *feedback* in diversi contesti e per diversi *target*. In questo ambito i benefici della presentazione di un *BFB variabile* rispetto a quello *costante* sono stati confermati da un gran numero di lavori (Wulf e Schmidt, 1997; Van Rossum, 1990), tuttavia tali effetti risultano essere influenzati da altre variabili quali la quantità delle prove effettuate, la loro programmazione e la frequenza del *feedback* (Shea e Kohl, 1991; Giuffrida *et al.*, 2004; Wulf e Shea, 2004). In tal senso il *BFB variabile* appare maggiormente efficace con la presentazione di *target casuali* (Shea *et al.*, 2001) e con effetti più visibili nei bambini (Van Rossum, 1990).

- programmazione delle prove: che vede una somministrazione *fissa* qualora vengano proposti differenti obiettivi in fasi del trattamento separate e successive, o una somministrazione *casuale* nel caso in cui venga presentata una mescolanza di differenti obiettivi nella medesima fase. Numerosi studi hanno dimostrato un maggior beneficio, soprattutto in termini di ritenzione delle capacità apprese attraverso l'utilizzo di un protocollo *casuale* (Wulf e Lee, 1993; Wright *et al.*, 2004), anche se l'apprendimento in realtà risulterebbe ottimizzato da un'iniziale programmazione *fissa*, seguita solo successivamente da quella *casuale* (Shea *et al.*, 2001)

- complessità dell'obiettivo: possiamo così distinguere un *BFB* con *target semplice* o *complesso* a seconda della natura e complessità dell'obiettivo proposto. Anche se a riguardo vi sono controversie, sembra che tuttavia l'acquisizione di un obiettivo complesso non tragga vantaggio dall'apprendimento separato tramite *BFB* delle sue singole parti (Schmidt e Lee, 2005), ma anzi studi recenti suggeriscono che abilità complesse costituite da più componenti motorie siano maggiormente apprese tramite l'utilizzo di *feedback complesso* (Brydges *et al.*, 2007).

- punto di concentrazione: che identifica un BFB in cui l'attenzione può essere *interna* quando rivolta al movimento del proprio corpo, o *esterna* quando invece indirizzata agli effetti del movimento stesso. Anche se solo recentemente diversi autori, valutando questa caratteristica, hanno evidenziato l'ottenimento sia di una facilitazione dell'apprendimento motorio, come anche di una sua maggiore ritenzione e trasferimento, attraverso l'orientamento dell'attenzione del soggetto

verso lo stimolo *esterno* del *BFB* (Wulf *et al.*, 2001; Hodges e Franks, 2001; Seitz e Watanabe, 2005; Wulf, 2007) rispetto all'ambiente *interno*.

In ambito riabilitativo già dagli anni '60 si sono susseguiti numerosi studi sugli effetti del trattamento attraverso l'uso del *biofeedback* per il recupero di deficit motori, spesso in confronto con metodi di terapia tradizionali. In tali studi sono stati sottoposti a valutazione le più svariate tipologie di *BFB*; possiamo trovare lavori sul *BFB cinematico* applicato per esempio all'andatura e al cammino (Koheil *et al.*, 1980; Olney *et al.*, 1989; Colborne *et al.*, 1993; Montoya *et al.*, 1994; Dozza *et al.*, 2007), come anche studi che vanno a valutare l'efficacia del *BFB* di tipo *cinetico*, generalmente applicato al controllo dello spostamento del carico (Winstein *et al.*, 1989; Simmons *et al.*, 1998; Geiger *et al.*, 2001, Eser *et al.*, 2007; Crippa *et al.*, 2009), o alla correzione posturale (Wu, 1997). E' possibile rilevare anche numerose ricerche applicate al *BFB posizionale* (Bjork e Wetzel, 1983; Dursun *et al.*, 1992; Dursun *et al.*, 1996) sia agli arti superiori (Bowman *et al.*, 1979; Greenberge Fowler, 1980) sia a quelli inferiori (Aruin *et al.*, 2000). Ma la forma sicuramente più rappresentata in letteratura è certamente l'*EMG - BFB* applicato sia al recupero della forza muscolare (Kohlmeyer *et al.*, 1996; Petrofsky, 2001), sia della coordinazione neuromotoria (Shumaker, 1980; Wolf *et al.*, 1989; Wolf *et al.*, 1994). Questa forma è stata inoltre applicata al contenimento del dolore (Williams, 1982) come anche al miglioramento del controllo del tono muscolare sia a seguito di danni cerebrovascolari (Lee *et al.*, 1976; Mroczek *et al.*, 1978; Smith, 1979; Hurd *et al.*, 1980; Burnside *et al.*, 1982; Prevo *et al.*, 1982; Wolf e Binder-MacLeod, 1983a; Wolf e Binder-MacLoed, 1983b; Inglis *et al.*, 1984; Mulder *et al.*, 1986; Crow *et al.*, 1989; Mandel *et al.*, 1990; Sunderland *et al.*,

1992; Colborne *et al.*, 1993; Sunderland *et al.*, 1994; Bradley *et al.*, 1998; Armagan *et al.*, 2003; Jonsdottir *et al.*, 2007; Jonsdottir *et al.*, 2010) come pure di danni spinali (Klose *et al.*, 1990; Klose *et al.*, 1993; Brucker e Bulaeva, 1996). L'efficacia dell'*EMG - BFB* è stata inoltre valutata anche attraverso l'elaborazione di diversi studi di *meta - analysis* e di *review* che hanno revisionato la letteratura contemporanea sull'argomento (Wolf, 1983; Schleenbaker e Mainous, 1993; Moreland e Thomson, 1994; Glantz *et al.*, 1995; Moreland *et al.*, 1998 ; Van Dijk *et al.*, 2005; Huang *et al.*, 2006; Woodford e Price, 2007).

Questi diversi studi prodotti negli anni per valutare l'efficacia del *training* attraverso il *biofeedback*, sono stati condotti su pazienti con patologie molto diverse tra loro. Concentrandoci solo su alcune delle patologie più frequenti nell'ambito della riabilitazione neuromotoria, e rimandando ad altri lavori la disamina dell'efficacia sul dolore cronico (Yucha e Montgomery, 2008), è possibile rilevare come i diversi autori si siano concentrati negli anni particolarmente sulla malattia cerebrovascolare sia ischemica che emorragica (vedi la bibliografia precedente sull'emiplegia), in cui le diverse forme di *BFB* sono risultate utili per affrontare le alterazioni esito della noxa patogena. Sono state affrontate tramite *BFB* nei loro diversi aspetti anche le paralisi cerebrali infantili (Talbot e Junkala, 1981; Koheil *et al.*, 1987; Bolek, 2003; Bolek, 2006; Colborne *et al.*, 1994; Toner *et al.*, 1998), così come gli esiti delle lesioni midollari (Klose *et al.*, 1990; Klose *et al.*, 1993; Brucker e Bulaeva, 1996). Le varie forme di *BFB* si sono rivelate poi uno strumento importante nel trattamento della variegata sintomatologia della sclerosi multipla e delle atassie cerebellari (Prosperini *et al.*, 2010; Cardini *et al.*, 2000; Jobst, 1989; Davis e Lee, 1980; Cattaneo *et al.*, 2005), così come nella malattia di

Parkinson (Shumaker, 1980; Marchese etal., 2000; Platz *et al.*, 1998; Rand *et al.*, 2010; Rossi-Izquierdo *et al.*, 2009; Ghoseiri *et al.*, 2009; Guadagnoli *et al.*, 2002).

Analizzando quindi tutta la letteratura a disposizione riguardo l'utilizzo del *BFB* in ambito riabilitativo, e soprattutto le diverse *review* e gli studi di *meta - analysis* effettuati (Wolf, 1983; Schleenbaker e Mainous, 1993; Moreland e Thomson, 1994; Glantz *et al.*, 1995; Moreland *et al.*, 1998 ; Van Dijk *et al.*, 2005; Huang *et al.*, 2006), compresa una recente *Cochrane Review* (Woodford e Price, 2007), è possibile trarre qualche conclusione riguardo all'efficacia del *BFB*. Nonostante infatti vi sia l'evidenza dai singoli lavori che l'utilizzo del *BFB* nelle diverse patologie, riesca ad ottenere dei risultati migliori (per quanto riguarda il reclutamento muscolare, la coordinazione ed il recupero funzionale) rispetto ad un trattamento fisioterapico standard, soprattutto quando viene associato ad esso, l'analisi combinata delle diverse ricerche e delle varie *review* e *meta - analysis*, mostra come questo beneficio non sia evidente in modo significativo (Woodford e Price, 2007). Questa conclusione, apparentemente contraddittoria, deriva essenzialmente dalla diversità ed incongruenza presente nei differenti studi, per quanto riguarda la definizione dei protocolli di ricerca utilizzati, la misurazione degli *outcome* ed il generalmente basso numero di soggetti che fanno parte della singola ricerca, ma che, in tal modo, non possono costituire un campione sufficientemente omogeneo quando combinati fra loro. Va inoltre detto che variabili come la tipologia della lesione, la motivazione e le capacità cognitive del paziente, possono influenzare grandemente l'efficacia di qualsiasi trattamento, e quindi, per questo motivo, sarebbero auspicabili protocolli sperimentali più rigidi, con un campione maggiormente omogeneo valutato attraverso *trials* sperimentali

randomizzati e a doppio cieco, forse irrealizzabili per uno studio sul *BFB* (Huang *et al.*, 2006). La *Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback* (AAPB) e la *International Society for Neurofeedback and Research* (ISNR) hanno sviluppato nel 2001 delle linee guida comuni per la valutazione del *BFB* nelle diverse condizioni cliniche per cui esso è comunemente utilizzato; linee guida che individuano l'efficacia del trattamento su 5 livelli diversi: dal livello 1 "*trattamento non supportato da prove empiriche*", al livello 5 "*trattamento efficace e specifico*" (Moss e Gunkelman, 2002). Per quanto riguarda i disturbi neuromuscolari con un qualche interesse riabilitativo, escludendo il dolore cronico per cui il *BFB* risulta essere un trattamento da 4° livello, forse proprio per i problemi evidenziati precedentemente, inerenti alla natura stessa del meccanismo a *feedback* con cui lo stesso *BFB* lavora, il trattamento si attesta su valori che lo individuano solo come "*probabilmente efficace*" (Yucha e Montgomery, 2008).

1.2. Feedback come rinforzo: significato di uno studio a lungo termine

Nella varia ed elaborata letteratura inerente al *motor learning*, all'*augmented feedback*, ed alle diverse tipologie di *biofeedback*, in questa sede riportata brevemente e solo in parte, vi sono solo pochi autori che concentrano le loro attenzioni sul ruolo che il *feedback estrinseco* potrebbe svolgere quale vero e proprio rinforzo nella fase di apprendimento motorio. Nell'ambito della *KR* è in realtà ormai assodato che tale ruolo di rinforzo esista (Schmidt e Lee, 2005) e sia legato all'attenzione del soggetto nei confronti degli stimoli ambientali (Seitz e Watanabe, 2005; Wulf, 2007; Roelfsema *et al.*, 2010), tuttavia poco o nulla è stato detto sul possibile utilizzo differenziato dell'applicazione del *feedback* come

rinforzo positivo (al fine di incrementare il comportamento motorio corretto) o negativo (al fine di ridurre la frequenza del comportamento scorretto), se non nell'ambito psicologico - comportamentale (Schulman *et al.*, 1978).

Chiarire la possibile differenza di applicazione ed efficacia tra *feedback positivo* e *feedback negativo*, al fine di ottenere un miglior apprendimento, ed una sua più lunga ritenzione nel tempo, potrebbe fornire al campo del *BFB*, e della riabilitazione motoria, un'ulteriore variabile da utilizzare per elaborare al meglio il protocollo terapeutico tramite *biofeedback*. Tale obiettivo ovviamente andrebbe oltre il singolo studio e la singola ricerca, ma necessiterebbe di un lavoro ampio ed a lungo termine che soddisfi rigidi protocolli sperimentali, a partire dalla scelta e progettazione di un esercizio di *BFB* finalizzato, cui applicare successivamente le tipologie di *feedback/rinforzo* oggetto della ricerca.

Ai fini di una ricerca di tale portata, in questo studio si è scelto di limitarci all'elaborazione di un esercizio che permetta di lavorare tramite *biofeedback* sul controllo dei movimenti della colonna toracica lungo il piano sagittale, testandone poi anche l'efficacia nella malattia di Parkinson.

1.3. Cifosi

1.3.1. Significato e biomeccanica della colonna toracica

Durante il periodo prenatale la curvatura sul piano sagittale della colonna vertebrale è rappresentata da un'unica curva (O'Rahilly *et al.*, 1980), sulla quale l'azione muscolare dei movimenti fetali già comincia a sviluppare sia la lordosi cervicale che quella lombare (Bandall *et al.*, 1977; Panattoni e Todrois, 1988). E'

comunque dopo la nascita che si assisterà alla vera e propria formazione delle curve sagittali del rachide, curve che si modificheranno e si andranno a stabilizzare durante tutta la crescita dell'individuo (Voutsinas e MacEwen, 1986; Giglio e Volpon, 2007). Il termine cifosi viene generalmente riferito alla fisiologica curvatura a concavità anteriore propria del tratto toracico della colonna vertebrale (Kado, 2009), ed è caratterizzata da un angolo di curvatura TKA (*Thoracic Kyphotic Angle*) che presenta un incremento progressivo con l'età del soggetto, sia durante la fase di crescita (Fon *et al.*, 1980; Giglio e Volpon, 2007), sia durante l'età più avanzata (Milne e Williamson, 1983; Kado, 2009; Bartynski *et al.*, 2005). Da questi studi, a seconda della diversa modalità di misurazione, l'angolo di cifosi fisiologico viene descritto in un *range* che varia dai 10-25 gradi nel bambino, per poi crescere linearmente sino ai circa 30°-40° nel giovane adulto, e raggiungere in età avanzata (> 65 anni) il valore di 40-50 gradi. Ciononostante ad oggi in letteratura non è stato individuato ancora un valore di *cut-off* universalmente accettato del TKA che discrimini per le diverse fasce di età la cifosi fisiologica da quella che più correttamente andrebbe definita come ipercifosi (Kado, 2009), problema che è dimostrato essere correlato ad una riduzione della qualità della vita e delle capacità funzionali (Ryan e Fraid, 1997; Kado *et al.*, 2005; Takahashi *et al.*, 2005; Briggs *et al.*, 2007), così come ad un aumento del rischio di evenienze pericolose per lo stato di salute (Kado *et al.*, 2004; Kado *et al.*, 2009), soprattutto nel soggetto anziano.

Ad una accurata indagine biomeccanica l'aumento del TKA è stato visto produrre un incremento dello stress a livello delle basse vertebre toraciche, della colonna lombare e della giunzione toraco - lombare (Bartynski, 2005). La relazione

fra carico in stazione eretta e cifosi infatti è risultata essere fortemente lineare, direttamente conseguente allo spostamento della traslazione anteriore della massa del tronco. L'aumento del braccio di forza e del momento flessorio producono, per il fenomeno di scomposizione vettoriale delle forze, un conseguente incremento della forza compressiva sul corpo vertebrale, rispetto alle forze di taglio. Questa prevalenza delle forze compressive, dovuta alla gravità, aumenta notevolmente anche per l'orientamento delle fibre della muscolatura paravertebrale, che corrono parallelamente alla colonna. Infatti nei soggetti ipercifotici la muscolatura assiale, al fine di mantenere la stazione eretta, esercita a livello dei corpi vertebrali una forza risultante compressiva maggiore rispetto al soggetto sano, che si somma alle componenti gravitazionali e che è correlata all'angolo di curvatura della cifosi. Questo carico risultante che aumenta con l'incremento dell'angolo di cifosi, cresce notevolmente soprattutto durante l'esecuzione di attività funzionali nello spazio anteriore (Briggs *et al.*, 2007), concentrandosi prevalentemente sul tratto toracico basso (T6-T12) ma anche sul tratto lombare, con una correlazione dimostrata da Legaye e Duval-Beaupere (2005) che lega la cifosi toracica ed alcuni parametri pelvici quali: l'angolo pelvico, l'angolo sacrale e l'equilibrio del bacino. La modificazione della postura che incorre nel soggetto con ipercifosi, conseguente alla diversa distribuzione delle masse corporee, oltre a produrre l'incremento delle forze di compressione, come poco sopra riportato, può determinare anche una compromissione della forza e delle normali funzioni della muscolatura paravertebrale estensoria a causa della modificazione del rapporto tensione/lunghezza della muscolatura. L'alterata trasmissione dei carichi lungo la colonna è responsabile secondariamente delle alterazioni della mobilità articolare

del rachide, delle eventuali fratture e deformità scheletriche che possono intercorrere nel soma vertebrale e dell'accelerazione dei processi degenerativi a carico del disco intervertebrale, dei piatti cartilaginei e delle faccette articolari (Adams *et al.*, 1996; Van Dieën *et al.*, 2001; Little e Khalsa, 2005). E' necessario ricordare inoltre che, sempre dal punto di vista biomeccanico, l'incremento della cifosi spinale, determina uno spostamento antero - inferiore del centro di massa (COM) lungo il piano sagittale, con un conseguente cambiamento compensatorio della postura da parte del soggetto al fine di mantenere l'equilibrio in stazione eretta (Fig. 1.1). Qualora la mobilità sul piano sagittale della colonna sia compromessa, questa compensazione avviene essenzialmente a carico del bacino e dell'arto inferiore, attraverso l'estensione di anca, ma soprattutto con la flessione di ginocchio ed un incremento della flessione plantare della tibiotarsica. Questo compenso adottato dai pazienti può finire col comportare una minore capacità di utilizzo delle strategie di anca e caviglia per il controllo dell'equilibrio, con inoltre un considerevole aumento della fatica muscolare per la continua attività del quadricipite femorale nel contrastare l'aumentato momento flessorio del ginocchio (Bot *et al.*, 1999), condizioni che risultano maggiormente compromesse nel soggetto anziano con importanti comorbilità a carico di queste strutture.

Il controllo del tronco e la gestione del centro di massa, risulta essere molto importante non solo in posizione eretta ma anche in posizione seduta. In tale posizione infatti il tronco, quale prolungamento dell’arto superiore svolge un ruolo funzionale essenziale per le diverse esigenze funzionali del soggetto, quale, per esempio, il raggiungimento di oggetti posti anteriormente al corpo. La capacità di gestire gli equilibri del tronco durante questo tipo di attività risultano un fattore

critico per la completa indipendenza e la qualità di vita (Dean e Shepherd, 1997). La *performance* nel raggiungimento funzionale di un oggetto richiede un elevato grado di coordinazione non solo dell'arto superiore ma anche del tronco (Dean *et al.*, 1995; Kaminski *et al.*, 1995; Son *et al.*, 1988), sfruttando sia un movimento di rotazione toracica come anche un'estensione della colonna (Duncan *et al.*, 1990). La presenza di un elevato grado di ipercifosi, con la conseguente riduzione della mobilità attiva sul piano sagittale e le conseguenti dinamiche biomeccaniche, è associata tipicamente ad una importante riduzione dell'efficacia funzionale del movimento finalizzato al conseguimento di un obiettivo, incluse le attività di *reaching* anteriore, anche da seduto (Schenkman *et al.*, 2001). Questo dato di mobilità spinale è talmente importante da divenire in letteratura un valore predittivo della distanza di raggiungimento funzionale del paziente (Schenkman *et al.*, 2000), e suggerisce quindi l'importanza della corretta omeostasi della colonna dorsale nel grado di *performance* fisica, e di risultato positivo nelle ADL, anche in posizione seduta.

1.3.2. Cifosi nella popolazione ed importanza in alcune patologie

L'incremento della cifosi toracica, particolarmente quando associato a dolore, è generalmente considerato come sintomo di possibile compressione del corpo vertebrale a seguito di frattura, così come anche di possibili cambiamenti dei tessuti molli correlati all'età (Milne e Williamson, 1983). Tuttavia, in letteratura sono stati individuati diversi fattori che vanno a contribuire all'aumento del TKA, soprattutto in età avanzata anche in assenza di un'importante compressione vertebrale. Un primo fattore che è stato certamente appurato è la degenerazione

asimmetrica del disco intervertebrale (De Smet *et al.*, 1988; Manns *et al.*, 1996; Goh *et al.*, 1999), mentre una seconda possibile causa è la riduzione del tono e della forza muscolare degli estensori della colonna toracica che si verifica con l'aumentare dell'età (Sinaki, 1995; Itoi e Sinaki, 1994). E' stato rilevato un aumento dell'angolo di curvatura anche nei soggetti che presentano un elevato grado di lassità legamentosa e conseguente ipermobilità (Larsson *et al.*, 1987; Grahame, 2003), così come la correlazione dello stesso con i cambiamenti dell'assetto ormonale estrogenico nel periodo post - menopausale nella donna, che induce una alterazione nel collagene del tessuto connettivo, ed una conseguente debolezza legamentosa anche nelle strutture di sostegno passive della colonna (Bartynski *et al.*, 2005).

L'ipercifosi generalmente si rivela quindi come il risultato di una serie di fattori contribuenti, i più importanti e comuni dei quali sono senza dubbio l'osteoporosi e le fratture vertebrali ad essa correlate, che spiegano circa il 40-50% dei casi di ipercifosi nel soggetto anziano (Milne e Williamson, 1983). Oltre ad essi vanno tuttavia ricordate le deformità ossee dei corpi vertebrali non dipendenti da frattura, come avviene in età giovanile nel caso della malattia di Scheurmann, ed i processi degenerativi che possono coinvolgere il disco con riduzione dello spazio intervertebrale, dipendenti da traumi, infezioni, processi degenerativi artrosici e fenomeni infiammatori come nella spondilite anchilosante. Altri fattori dipendenti dall'età del soggetto includono sicuramente la postura, la forza muscolare e la degenerazione legamentosa, con conseguenti fenomeni di calcificazione che possono contribuire a fissare l'aumentato angolo di cifosi dorsale; così come diverse patologie, anche genetiche, tra le quali l'osteogenesi imperfetta, la

sindrome di Marfan e la fibrosi cistica, che possono esitare facilmente in una accentuata curvatura della colonna dorsale (Kado, 2009).

La sola presenza, quindi, di un aumentato angolo di cifosi toracica, anche a seguito del semplice processo di invecchiamento, può rendere la colonna un'importante fonte di problemi per il paziente, soprattutto se di età avanzata. L'ipercifosi infatti, viene oggi considerata come una nuova sindrome geriatrica (Kado, 2009), ovvero come una *"condizione multifattoriale che si verifica allorché gli effetti cumulativi del deterioramento di sistemi diversi, rende il soggetto vulnerabile ai cambiamenti ambientali"* (Tinetti *et al.*, 2000). A questa forma sono infatti correlate ed associate diverse tipologie di problemi che conducono conseguentemente ad alterazioni della qualità della vita e delle capacità funzionali (Ryan e Fried, 1997; Takahashi *et al.*, 2005; Kado *et al.*, 2005), fino ad un incremento della mortalità (Kado *et al.*, 2009).

E' infatti ormai accertato dalla letteratura come l'aumento della cifosi dorsale sia associato ad una riduzione della funzionalità polmonare (Leech *et al.*, 1990; Schlaich *et al.*, 1998; Culham *et al.*, 1994; Di Bari *et al.*, 2004; Harrison *et al.*, 2007), per la limitazione della capacità toracica inspiratoria che va a complicare il quadro di progressiva riduzione della riserva polmonare fisiologico con l'avanzare dell'età. L'ipercifosi, soprattutto nei casi più gravi, è inoltre associata a debolezza muscolare (Kado *et al.*, 2005; Sinaki *et al.*, 1996; Sinaki *et al.*, 2005; Mika *et al.*, 2005; Eagan e Sedlock, 2001), ad una riduzione delle *performance* funzionali nel cammino (Lombardi *et al.*, 2004; Hirose *et al.*, 2004; Antonelli-Incalzi *et al.*, 2007) e nei passasggi posturali (Kado *et al.*, 2005; Antonelli-Incalzi *et al.*, 2007), così come nelle ADL (Kado *et al.*, 2005; Ryan *et al.*, 1994; Cortet *et al.*, 1999), con una

conseguente relazione negativa tra incremento della curva toracica ed attività e capacità fisiche. L'alterazione biomeccanica della distribuzione dei carichi e della postura può portare inoltre come già visto ad alterazioni nel controllo dell'equilibrio statico e dinamico con un aumentato rischio di cadute (Sinaki *et al.*, 2005; Huang e Kado, 2009); di conseguenza, questo, associato alla frequente presenza di osteoporosi, conduce ad un aumentato rischio di fratture, prevalentemente vertebrali (De Smet *et al.*, 1988; Ensrud *et al.*, 1997; Puche *et al.*, 1995; Roux *et al.*, 2010).

Molteplici lavori hanno sviluppato, inoltre, la relazione tra ipercifosi e lombo - dorsalgia (Ensrud *et al.*, 1997; Milne e Lauder, 1974; Ettinger *et al.*, 1994; Weiner *et al.*, 2006; Korovessis *et al.*, 1999) e non è quindi sorprendente come in letteratura appaia, a causa di tutti questi rilievi, che l'aumentato TKA presenti un impatto fortemente negativo sulla salute percepita e sulla qualità della vita da parte del soggetto (Roux *et al.*, 2010; Martin *et al.*, 2002; Nishikawa *et al.*, 2007), sino, come già ricordato, a divenire perfino un fattore di aumentato rischio di mortalità per i pazienti (Kado *et al.*, 2004; Milne e Williamson, 1983; Kado *et al.*, 1999; Kado *et al.*, 2009).

1.3.2. Cifosi nella malattia di Parkinson

La malattia di Parkinson è una patologia cronica progressiva del sistema nervoso centrale, caratterizzata dalla riduzione della produzione di dopamina da parte dei neuroni pigmentati della sostanza nigra, che vanno incontro a degenerazione (McGeer *et al.*, 1987). Descritta per la prima volta da James Parkinson nel 1817, è una patologia oggi molto comune nel soggetto anziano e,

per il progressivo invecchiamento della popolazione mondiale, si prevede possa coinvolgere nel 2020 più di 40 milioni di persone (Morris, 2000).

Quattro sono i principali sintomi che caratterizzano questa patologia, ovvero tremore, rigidità, bradicinesia ed instabilità posturale (Ilson *et al.*, 1983; Quinn e Husain, 1986; Jankovic, 2008; Bridgewater e Sharpe, 1998). Tuttavia a questa patologia sono riferibili anche tutta una serie di altri sintomi; alcuni di essi sono diretti, ovvero correlati direttamente al danno dei gangli della base ed alla riduzione dell'attività dopaminergica del SNC. Vi sono poi degli effetti indiretti, indotti dalla patologia su altri sistemi d'organo del soggetto, ed infine degli effetti compositi, che si determinano attraverso il concorso di entrambe le tipologie precedenti e finiscono col ripercuotersi sulle funzioni del soggetto (Schenkman e Butler, 1989). Dal punto di vista motorio è necessario ricordare che i gangli della base sono strutture fortemente implicate nella formulazione dei programmi motori e nelle risposte posturali (Lieberman, 1988; Rothwell, 1987; Baloh e Honrubia, 1979; Elble, 1998). Essi sono quindi direttamente coinvolti nella bradicinesia (Marsden, 1982), nella riduzione dell'integrazione propriocettiva assiale e delle strategie di controllo del centro di massa (Horak *et al.*, 1992), così come nella rigidità (Cote e Crutcher, 1985; Burke *et al.*, 1977), portando di conseguenza anche all'alterazione delle proprietà delle fibre muscolari ed al conseguente aumento della *stiffness* (Dietz *et al.*, 1988; Dietz, 1997; Koller e Kase, 1986; Jordan *et al.*, 1992).

Nel tempo il paziente parkinsoniano finisce con lo sviluppare il tipico atteggiamento in flessione anteriore definito come camptocormia (Azher e Jankovic, 2005; Webster, 1968). Effetto indiretto della rigidità e delle modificazioni

a carico delle strutture tissutali, sia nella componente contrattile che elastica, della muscolatura di collo, tronco e arti, esso porta con il tempo ad un conseguente accorciamento che limita la mobilità di queste strutture (Weinrich *et al.*, 1988; Hoenn e Yahr, 1967). La perdita di flessibilità della colonna, conduce alla fissazione della postura in ipercifosi, caratteristica dell'atteggiamento camptocormico, che, combinata all'accorciamento dei tessuti molli, determina una successiva riduzione dei movimenti della colonna lombare e del bacino (Schenkman e Butler, 1989; Schenkman, 1992; Jankovic, 2008). In realtà la pronunciata flessione del tronco tipica della malattia di Parkinson, riflette anche la possibile presenza a livello della muscolatura paravertebrale di miopatie focali (Schäbitz *et al.*, 2003), così come si associa generalmente anche ad uno stato di forte ipostenia (Bridgewater e Sharpe, 1998). Questo stato di deficit di forza muscolare risulta essere un effetto dipendente dall'alterazione primaria del sistema nervoso: la riduzione della capacità di reclutamento volontario delle unità motorie associata alla difficoltà di sincronizzarne l'attivazione (Dengler *et al.*, 1990; Rogers, 1991), partecipa all'incapacità da parte del soggetto di sostenere e modulare adeguati livelli di forza muscolare degli estensori spinali, con il conseguente atteggiamento camptocormico, che, pur essendo molto comune nel parkinsoniano, non risulta correlato al grado di gravità della patologia (Tiple *et al.*, 2009).

L'aumento della cifosi toracica presente nel Parkinson e la riduzione della mobilità del rachide sui diversi piani dello spazio, possono portare, come conseguenza indiretta della lesione al SNC, anche ad alterazioni della funzionalità respiratoria con riduzione della capacità vitale (Schenkman e Butler, 1989; Bridgewater e Sharpe, 1998) così come abbiamo già visto accadere nel soggetto anziano,

generando frequentemente complicanze polmonari anche di grave intensità (Hoehn e Yahr, 1967; Vinken *et al.*, 1984; McElvaney *et al.*, 1988). A causa della rigidità, della bradicinesia e della conseguente sedentarietà del soggetto, il tutto associato alla riduzione della capacità polmonare, come anche alla diminuzione dell'*output* cardiaco dovuto alla postura ipercifotica, si assiste nel tempo ad un importante stato di decondizionamento fisico ed una riduzione delle ADL e della qualità della vita (Schenkman e Butler, 1989).

I pazienti affetti da malattia di Parkinson presentano una riduzione del ROM e delle competenze muscolari sia isometriche che isoinerziali della colonna (Bridgewater e Sharpe, 1998). La conseguente riduzione della mobilità di colonna e pelvi nell'atteggiamento cifotico, con lo spostamento del centro di massa dovuto al cambio posturale, associato alle difficoltà neuromuscolari di gestione delle strategie di controllo dell'equilibrio (Schenkman e Butler, 1989) e dell'integrazione delle informazioni propriocettive (Vaugoyeau *et al.*, 2007), origina un'importante instabilità posturale (Jankovic, 2008). Le difficoltà di gestione dei carichi e dell'equilibrio, così come accade nel soggetto anziano, ma aggravato dalla presenza del fenomeno di *freezing*, diviene un rilevante fattore di rischio per le cadute (Jankovic, 2008; Schenkman e Butler, 1989; Grimbergen *et al.*, 2004), sia durante il cammino, sia nella gestione dei passaggi posturali (Schenkman *et al.*, 1997; Inkster e Eng, 2004; Van der Burg *et al.*, 2006; Nikfekr *et al.*, 2002).

Da quanto detto ne consegue che la malattia di Parkinson, per il suo carattere degenerativo e la sua incidenza nella popolazione anziana, già normalmente a rischio di ipercifosi, risulta essere un interessante quadro patologico in cui sviluppare un possibile esercizio riabilitante che consenta al paziente di controllare

la postura, recuperare la mobilità persa, e contrastare le complicanze che derivano da un aumentato TKA della colonna toracica. L'utilizzo del *biofeedback* posizionale in tale contesto rappresenta inoltre un'ulteriore aspetto di interesse, dal momento che consente al paziente di andare a lavorare sull'integrazione centrale delle afferenze propriocettive e sulla consapevolezza del movimento assiale, aspetti in cui il paziente parkinsoniano è fortemente deficitario (Vaugoyeau *et al.*, 2007), sfruttando l'amplificazione dei parametri cinematici fornita dallo strumento di *feedback* opportunamente scelto e somministrato per ottimizzare l'apprendimento motorio del *task*.

1.4. Obiettivo dello studio

Date le premesse sopra riportate, obiettivo di questo lavoro risulta essere la progettazione e valutazione dell'efficacia di un semplice esercizio riabilitativo di *biofeedback* posizionale, ideato per il controllo della cifosi nella malattia di Parkinson, al fine di poterlo utilizzare in un prossimo futuro anche all'interno di un protocollo di studio a lungo termine sui due differenti tipi di *feedback*/ *rinforzo*. Per questo studio, date le premesse sopra riportate, abbiamo scelto di analizzare e riprogettare un esercizio di *biofeedback* posizionale già utilizzato da tempo nella pratica riabilitativa per la correzione dell'estensione del rachide dorsale in posizione seduta, sviluppato dal *team* riabilitativo LaRiCE. dell' I.R.C.C.S. S.Maria Nascente della Fondazione Don Gnocchi di Milano, al fine di perfezionarne l'efficacia biomeccanica.

Per la valutazione clinica del risultato ottenuto si è poi optato per l'analisi attraverso un *single-case design*, fase preliminare di studi futuri più approfonditi.

2. MATERIALI E METODI

2.1. Esercizio

All'interno del Laboratorio di ricerca sulla deambulazione e l'equilibrio - LaRiCE, dell'I.R.C.C.S. S. Maria Nascente della Fondazione Don Gnocchi di Milano, è sempre stato dato molto spazio ad un approccio riabilitativo sul paziente di tipo *task oriented.* Tra le diverse modalità di intervento, che vengono ampiamente sfruttate in tale centro, il *biofeedback* posizionale assume un'importanza rilevante per la sua capacità di riorganizzare qualitativamente il gesto del paziente, all'interno dei differenti contesti funzionali. A questo scopo sono stati studiati e realizzati, quali segnalatori di *feedback*, diversi sussidi (inclinometri, goniometri, puntatori laser ed antenne periscopiche) in grado di permettere il controllo e la gestione, sui diversi piani dello spazio, del movimento di distretti per i quali il paziente ha spesso scarse capacità di padronanza. In tale ambito è stato elaborato l'esercizio di *biofeedback* posizionale che abbiamo scelto di rivalutare e perfezionare dal punto di vista biomeccanico con questo lavoro. Obiettivo dell'esercizio sottoposto a revisione era dare al paziente delle informazioni significative per l'acquisizione di un maggior grado di consapevolezza del comportamento motorio del tronco, segmento non sempre di facile controllo per la difficoltà di focalizzazione del gesto da parte delle capacità attentive del soggetto. Per arrivare ad avere il controllo sul movimento della colonna toracica, in tale esercizio, non veniva considerato sufficiente l'utilizzo di un solo sistema di *feedback*, ma diventava necessario accertarsi che il movimento richiesto non fosse effettuato in altri distretti. Per tale motivo in questo lavoro, la cui valutazione

clinica è stata effettuata nel 2007 da Gentilini (Gentilini *et al*., 2007) su pazienti affetti da malattia di Parkinson, era sfruttato come *feedback* secondario l'utilizzo di un inclinometro posizionato a livello pelvico.

2.1.1. Analisi Biomeccanica dell'esercizio

Lo studio e la riprogettazione dell'esercizio di *biofeedback* sopra menzionato, ideato per la mobilizzazione attiva, la correzione ed il controllo della curvatura del tratto toracico del rachide sul piano sagittale in posizione seduta, ha necessitato un'attenta analisi per la ricerca del movimento corretto, degli eventuali movimenti alternativi che il soggetto può utilizzare nel gesto e del loro possibile controllo durante l'esecuzione dell'esercizio.

Questo studio preliminare è stato effettuato su soggetto sano attraverso l'utilizzo dell'apparato optoelettronico BTS SMART *Motion Capture Sistem*, che sfrutta un sistema di videoripresa composto da 9 videocamere, in uso presso il laboratorio Sa.F.Lo. della Fondazione Don Gnocchi - I.R.C.C.S. S.Maria Nascente di Milano. Tale strumentazione ha permesso di isolare ed analizzare le differenti componenti cinematiche dei diversi segmenti coinvolti nel movimento ricercato. E' stata adottata come standard per l'individuazione dei *markers* anatomici, e per l'acquisizione dei punti di repere da parte del software, la modellizzazione LAMB a 37 *markers* (Fig. 2.1) (Rabuffetti e Crenna, 2004). Per poter semplificare il modello e la sua elaborazione al solo piano sagittale, sono stati utilizzati unicamente i dati ottenuti dai *markers* della colonna vetebrale: C7 e MAXKIF (T10); della pelvi: PSIS_MX (sacro) ed ASIS (SIAS); e dell'arto inferiore: THIGH (terzo medio della coscia) (Fig. 2.2). L'analisi dell'esercizio è stata eseguita in posizione seduta, con

entrambi i piedi appoggiati al suolo (Fig. 2.3). A partire da tale postura, tramite la modellizzazione del corpo (che ci ha consentito di calcolare il movimento nello spazio dei punti analizzati e la dinamica dell'escursione angolare delle articolazioni in esame), è stato possibile determinare la biomeccanica sia del movimento richiesto attraverso l'esercizio, sia degli eventuali movimenti inappropriati. Inizialmente la *visual analysis*, da noi effettuata tramite *motion capture*, è andata ad interessare il movimento nello spazio dei punti di repere, sia nel contesto fisiologico che nella sua possibile manifestazione alternativa.

Dopo aver stabilito gli assi di riferimento dello spazio, analizzando il solo movimento sul piano sagittale di coordinate *x* e *y*, la nostra analisi si è concentrata sui movimenti dei punti C7 e T10 lungo l'asse delle ascisse (indici del movimento della colonna) e sullo spostamento, lungo l'asse delle ordinate, del *marker* posto sulla SIAS, parametro indice di anti/retroversione del bacino, ed utile, nel contesto, per evidenziare i movimenti inadeguati utilizzati dal soggetto. Infatti, dato che la prova viene effettuata in posizione seduta con l'arto inferiore fissato sul piano, tale movimento del bacino va a rappresentare indirettamente anche un movimento compiuto dal paziente a livello dell'articolazione dell'anca.

Nel movimento fisiologico, alla richiesta su un paziente sano di estensione del tratto toracico (Fig. 2.4), è possibile osservare quindi, come visibile sul modello in Fig. 2.5, uno spostamento posteriore lungo l'asse delle ascisse del punto C7 associato al contemporaneo slittamento anteriore sullo stesso piano del punto T10. In questo schema fisiologico di movimento, lo spostamento anteriore del *marker* toracico viene effettuato per poter mantenere stabile il centro di massa del tronco, consentendo il mantenimento dell'equilibrio da seduto, sul piano sagittale.

A questi spostamenti si somma il movimento verso il basso, lungo l'asse delle ordinate, del punto posto sulla SIAS che rappresenta un'antiversione del bacino e, indirettamente, una flessione relativa di anca. A livello di *timing* è poi possibile osservare come il movimento inizi a livello di T10 per proseguire con l'escursione di C7, e solo successivamente coinvolgere anche il bacino per un piccolo grado di movimento (circa dieci volte minore delle escursioni dei due movimenti precedenti), come ben visibile dai grafici relativi di Fig. 2.6.

Qualora il paziente abbia invece difficoltà ad estendere la colonna toracica (Fig. 2.7), alla richiesta di raddrizzamento del tronco possono essere sfruttati dal soggetto alcuni gesti alternativi compiuti attraverso l'alterazione dell'escursione e del *timing* delle articolazioni coinvolte. I movimenti più frequentemente attuati in questo caso sono quelli effettuati attraverso l'estensione di anca ed il coinvolgimento della colonna lombare, spesso associati fra loro, come visibile dal modello in Fig. 2.8. E' così possibile individuare, in tale contesto, uno spostamento posteriore lungo l'asse delle ascisse dei punti cervicale (C7) e toracico (T10), mentre la SIAS compie, lungo l'asse delle ordinate, un contemporaneo slittamento verso l'alto di ampiezza paragonabile ai precedenti. In questo caso, tale movimento va a corrispondere ad una retroversione di bacino, e così, indirettamente, ad un estensione lombare e di anca tipiche dell'alterazione dello schema motorio utilizzato (Fig. 2.9).

Esaminando successivamente anche la cinematica degli angoli coinvolti, ci è stato possibile riconoscere un unico parametro che abbiamo valutato come fondamentale durante l'esecuzione del gesto. Questo parametro è rappresentato dall'angolo dorsale, ovvero l'angolo determinato dai segmenti cervico - toracico

(CT) e toraco - sacrale (TS), costruiti sui punti C7, MAXKIF e PSIS_MX del modello.

L'apertura di questo angolo, obiettivo principale dell'esercizio proposto, nello schema di movimento corretto (Fig. 2.10) viene ottenuta dal soggetto attraverso lo spostamento posteriore del punto cervicale C7, contemporaneamente all'avanzamento del *marker* MAXKIF. Il raddrizzamento del tronco effettuato con lo slittamento posteriore del punto toracico, diviene indicativo di uno schema motorio anomalo e non finalizzato al raggiungimento dello scopo (Fig. 2.11).

La costruzione dell'esercizio, effettuata in seguito a questa semplice analisi cinematica del movimento, attraverso l'applicazione di uno strumento di *biofeedback* posizionale che consenta la verifica macroscopica della dinamica dei punti presi in esame dall'analisi, ci ha consentito di elaborare una modalità di somministrazione tale da permettere al paziente di controllare in maniera corretta l'estensione del tratto toracico della colonna. Il *biofeedback* consente infatti di monitorare in maniera macroscopica lo spostamento nello spazio dei punti presi come riferimento, ed in tal modo, indirettamente, accertare la cinematica degli angoli ed il movimento eseguito nel suo complesso. Pertanto, data l'analisi biomeccanica effettuata, abbiamo applicato all'esercizio due *feedback* differenti: uno per il controllo del segmento cervico - toracico, che vada a monitorare l'estensione dorsale, l'altro a livello del segmento toraco - sacrale per poter verificare il suo eventuale arretramento, con la conseguente manifestazione di un movimento alternativo errato dovuto al coinvolgimento della colonna lombare e/o dell'anca. L'utilizzo di questi due soli riferimenti, monitorati mediante segnalatori di *feedback*, ci ha consentito, nella riprogettazione dell'esercizio, di mantenere sotto

osservazione i diversi possibili schemi di movimento utilizzati nel gesto. E' stato così possibile riuscire a contenere i sistemi di controllo secondario utilizzati, e rendere l'esercizio semplice ma estremamente specifico. In questo modo, risolvendo il compito richiesto, il paziente è in grado di giungere, tramite l'applicazione di questi due *feedback*, al raddrizzamento del rachide dorsale in modo corretto e facilitato. Tale elemento, caratteristico degli esercizi di *BFB* risulta essere ancor più importante nei soggetti in cui, come nella malattia di Parkinson, si assiste ad una ridotta consapevolezza del movimento, e ad un'importante alterazione dell'integrazione propriocettiva.

2.1.2. Materiali

Per l'applicazione del *biofeedback* posizionale, è stato impiegato anche in questo caso il sistema rieducativo "Leonardo", costituito da un kit di elementi modulari ed assemblabili, in relazione ai diversi scopi, per elaborare modelli di esercizio finalizzati al riconoscimento, controllo e correzione da parte del paziente delle proprie alterazioni neuromotorie. Questi elementi sono rappresentati da differenti sussidi associabili a segnalatori di *feedback,* ed applicabili all'occorrenza tramite supporti di velcro ai diversi segmenti del corpo.

Il semplice esercizio che viene proposto in questo studio, revisione dell'esercizio precedente dopo ottimizzazione tramite l'analisi biomeccanica con la *motion capture*, prevede l'utilizzo di un puntatore laser applicato sul paziente, tramite supporto sternale, all'altezza di T3, e di una antenna periscopica, di circa 50 cm, applicata su supporto addominale a livello di T10. Viene inoltre utilizzata una lavagna di lavoro, su cui viene proiettato l'indicatore laser, che presenta una scala

verticale con valori numerici di riferimento (Fig. 2.12), ed un tavolo da lavoro che reca, invece, un'area bersaglio in grado di mantenere una traccia visiva degli spostamenti compiuti. In tale area, la proiezione data dalla punta dell'antenna è richiesto che non si discosti (Fig. 2.13) e soprattutto fuoriesca posteriormente. Rispetto al modello biomeccanico studiato tramite videoacquisizione, tale posizionamento dei sussidi consente al puntatore laser, che nel movimento richiesto viene mosso lungo il piano sagittale, di assumere il ruolo di segnalatore *feedback* per il controllo del segmento cervico - toracico. Il movimento dell'antenna invece, sviluppato sul piano trasversale, serve al paziente come *feedback* per il controllo del segmento toraco - sacrale. Lo schema di movimento corretto per il raddrizzamento del tronco, che viene richiesto al paziente, prevede quindi l'innalzamento dell'indicatore laser associato all'avanzamento dell'antenna sul piano (Fig. 2.14). Tale sequenza, temporalmente simultanea, consente l'apertura dell'angolo dorsale. Quando il soggetto risponde correttamente al compito, riesce a risolvere il suo problema funzionale. Il sistema risulta sufficientemente adattabile per essere sottoposto ad una taratura ad ogni trattamento, consentendo di accompagnare i miglioramenti del soggetto nel tempo e permettendo al paziente stesso di valutare le variazioni intraseduta della propria *performance*.

2.1.3. Descrizione dell'esercizio

Il paziente viene posizionato di fronte al tavolo ed alla lavagna di lavoro in posizione seduta con anca e ginocchia flessi a 90°, i piedi vengono mantenuti appoggiati al suolo e le mani poste sulle ginocchia in posizione neutra, per tutta la

durata dell'esercizio. Una volta applicati al paziente, i supporti in posizione di riposo vengono tarati sulle scale presenti sul tavolo e sulla lavagna. Da questa situazione di partenza viene richiesta una estensione del rachide massimale che consenta di elevare l'indicatore del laser sulla lavagna, mantenendo il riferimento dell'antenna all'interno del bersaglio posto sul piano del tavolo (Fig. 2.15), ed evitando che ne esca posteriormente. La natura del bersaglio rappresentato sul tavolo di lavoro consente, inoltre al paziente, di visualizzare a posteriori la traccia lasciata dalla proiezione dell'antenna, permettendo in tal modo l'apprendimento dello schema di movimento corretto in modo rapido e facilitato (Fig. 2.16). Come noto, l'aumento della cifosi dorsale, associata alla rigidità della gabbia toracica e alla riduzione del movimento, sono alla base, nella malattia di Parkinson, dell'evoluzione della sindrome respiratoria restrittiva (Hoehn e Yahr, 1967; Vinken *et al.*, 1984; McElvaney *et al.*, 1988). Il movimento di estensione si richiede venga quindi accompagnato da un esercizio respiratorio che parta da una espirazione profonda con decontrazione del busto, seguito da una inspirazione profonda e lenta, dapprima addominale ed in seguito costale, contemporanea all'estensione del rachide. Il ritorno alla posizione di riposo del busto viene accompagnato da una espirazione profonda altrettanto lenta e di direzione contraria: dapprima toracica e per ultimo addominale. Gli atti respiratori, così come i movimenti di estensione del rachide, non devono essere accelerati ma sufficientemente ritmici da consentire una buona armonia motoria, ed il corretto controllo della postura da parte del paziente attraverso l'ausilio dei due diversi *feedback* applicati.

2.1.4. Definizione del protocollo di trattamento - Somministrazione BFB

Per il seguente studio, data la natura della patologia con cui ci siamo confrontati, si è scelto di somministrare al paziente un *terminal biofeedback*, continuo ed immediato, con *dual-task* diretta alla conoscenza della *performance* (*KP*), di tipo quantitativo per quanto riguarda l'estensione della colonna, e di tipo qualitativo per il controllo dei movimenti in altri distretti. Per ottimizzare l'apprendimento nella malattia di Parkinson, secondo quanto riportato in letteratura (Ghoseiri *et al.*, 2009; Guadagnoli *et al.*, 2002; Landers, 2005), il *feedback* motorio viene somministrato con una frequenza del 100% e con l'attenzione del paziente mantenuta, da parte dell'operatore, sullo stimolo fornito dal *BFB* esterno. Ad ogni seduta sono effettuate dal paziente 3 serie da 15 ripetizioni della durata di 30 secondi ciascuna, con intervallo di recupero di 20 secondi tra ogni ripetizione. Tra una serie e l'altra viene rispettata una pausa di 1 minuto per il recupero in cui viene eliminata qualsiasi risposta *feedback* da parte degli strumenti. Ogni ripetizione, come sopra riportato, viene associata ad inspirazioni ed espirazioni controllate per incrementare l'attività respiratoria del soggetto. Durante le pause, si è dimostrato efficace l'utilizzo di rinforzo verbale positivo, per facilitare la prosecuzione dell'esercizio e ridurre l'eventuale ansia dovuta agli errori effettuati.

2.1.5. Parametri di inclusione e descrizione del paziente

Per questo studio clinico abbiamo stabilito alcuni semplici parametri, necessari per effettuare la scelta di un paziente che fosse idoneo al trattamento riabilitativo analizzato. A tale scopo venivano posti quali criteri di inclusione: la

presenza di malattia di Parkinson, compensata farmacologicamente, ad uno stadio Hoehn-Yahr (Hoehn e Yahr, 1967) non superiore a due. Era richiesta la ovvia presenza di ipercifosi, senza tuttavia l'evidenza radiologica di alterazioni vertebrali morfo - strutturali tali da rendere controindicata la mobilizzazione attiva della colonna. Si chiedeva inoltre un buono stato cognitivo, pari ad almeno 24 punti alla valutazione con MMSE, ed una sufficiente capacità visiva, al fine di poter recepire ed elaborare cognitivamente il *feedback* somministrato dallo strumento. Non sono stati inseriti limitazioni per quanto riguarda l'età o il sesso dei candidati.

Il soggetto che è stato scelto per il *single-case* elaborato in questo studio, risponde appieno ai requisiti richiesti per l'inserimento nel protocollo di trattamento. E' infatti un soggetto di sesso femminile di 81 anni, affetto da malattia di Parkinson al secondo stadio Hoehn-Yahr, in compenso farmacologico, con uno stato cognitivo di 24,5 alla valutazione con MMSE, ed elevato grado di cifosi. All'anamnesi si rilevava concomitante stato di osteoporosi e di rachialgia, prevalentemente lombare, per la quale si era giunti, dopo visita fisiatrica, al trattamento riabilitativo. Al momento dello studio, inoltre, non si evidenziavano importanti alterazioni morfo - strutturali della colonna visibili ad indagine radiologica. E' necessario riportare che durante tutte le fasi dello studio, così come nell'immediato periodo precedente e successivo, il soggetto è stato sottoposto ad attività di intervento riabilitativo standard per la malattia di Parkinson. Per l'inserimento nel protocollo di lavoro, il paziente è stato edotto sin da subito sulla natura dello studio ed è risultato consenziente al trattamento.

2.2. Misurazioni ed Outcome

Il paziente è stato sottoposto all'inizio e durante il trattamento a diverse misurazioni per la rilevazione di parametri essenziali alla valutazione dell'efficacia dell'esercizio, ed al raggiungimento degli *outcome* primari e secondari prefissati dal protocollo. Tali valutazioni sono state tutte eseguite nel pomeriggio, ad orario programmato, al fine di garantirne la ripetitività e minimizzare la possibile influenza di fattori esterni, dovuti per esempio alla tempistica della terapia farmacologica.

2.2.1. MiniMental State Examination - MMSE

Data la natura degenerativa sul SNC della malattia di Parkinson, che coinvolge in alcuni casi anche le capacità cognitive e comportamentali (Sawamoto *et al.*, 2007; Jankovic, 2008), si è resa necessaria, per una buona *compliance* del paziente alle istruzioni dell'esercizio proposto, un'analisi preliminare delle competenze del soggetto. Tale valutazione è stata effettuata attraverso l'utilizzo della *Minimental State Examination* - MMSE (Folstein *et al.*, 1975); test di facile e rapida somministrazione, che, per la buona attendibilità nella determinazione del grado di deficit cognitivo, è ampiamente utilizzato nella pratica clinica dei pazienti anziani, e, pertanto, utilizzato in questo lavoro come screening preliminare nell'individuazione del paziente ottimale da inserire nello studio.

2.2.2. Arcometro di D'Osualdo

La misurazione della cifosi, rappresenta l*'outcome* primario del lavoro qui presentato. Per effettuare questa valutazione si è scelto di utilizzare come prima

metodica l'arcometro di D'Osualdo (D'Osualdo *et al.*, 1997). Questo strumento (Fig. 2.17), in modo semplice e diretto, permette di stimare attraverso l'*Index of Kyphosis* - *IK*, indice del TKA della curvatura dorsale, l'angolo di Cobb della cifosi rilevato da misura radiografica. La misura tramite arcometro presenta una buona correlazione con la misura dell'angolo di Cobb, e, nonostante non possa sostituirne l'utilizzo a causa della sua variabilità, rappresenta uno strumento utile, nella pratica, per valutare rapidamente e senza rischi l'andamento della cifosi.

Per la misurazione il paziente viene posto in stazione eretta con gli arti superiori flessi a 90°, e, in tale posizione, vengono rilevati tramite palpazione i punti di repere di T1 e T12. Su tali punti viene posto lo strumento che permette di misurare la corda sottesa all'arco di cifosi e la sua distanza dallo stesso. Tramite una semplice formula trigonometrica è quindi poi possibile calcolare, su modello geometrico, l'angolo sotteso all'arco di circonferenza, che rappresenta, in vivo, l'angolo di Cobb specifico della cifosi misurata sul paziente (Fig. 2.18).

2.2.3. Occiput to Wall Distance - OWD

Data l'importanza del parametro di *outcome* primario, si è deciso di effettuarne una valutazione attraverso una seconda metodica rappresentata dall'*Occiput to Wall Distance* - OWD. Tale misura rappresenta una semplice stima del grado di cifosi del paziente, ed è stata largamente utilizzata a livello sia clinico che epidemiologico, soprattutto nella spondilite anchilosante (Viitanen *et al.*, 1998; Viitanen *et al.*, 1995). Vari studi in letteratura ne hanno dimostrato la correlazione con l'instabilità posturale, con la debolezza muscolare ed il deterioramento delle *performance* fisiche nel soggetto anziano (Kado *et al.*, 2005; Balzini *et al.*, 2003;

Antonelli-Incalzi *et al.*, 2007), ed anche con forme dispnoiche da disfunzione respiratoria ostruttivo/restrittiva (Di Bari *et al.*, 2004). Per effettuare tale misurazione il paziente si posiziona con i talloni ed il sacro contro un muro, e, mantenendo il mento orizzontale, effettua il tentativo di raggiungere con l'occipite il muro. In tale situazione viene effettuata dall'operatore la misurazione, registrando la distanza che intercorre tra occipite e muro (Viitanen *et al.*, 1998).

2.2.4. Trunk Impairment Scale - TIS

La *Trunk Impairment Scale* - TIS rappresenta uno strumento utilizzato per misurare il grado di deterioramento motorio del tronco e le *performance* del paziente. La TIS consiste di tre sottoscale che, attraverso delle richieste motorie al paziente in posizione seduta, quali l'esame della stabilità, della flessione selettiva laterale del tronco e della rotazione selettiva dei due cingoli, indagano l'equilibrio statico, l'equilibrio dinamico in posizione seduta e la coordinazione motoria. La scala è stata creata e validata inizialmente per il paziente emiplegico (Verheyden *et al.*, 2004), per poi essere testata anche in soggetti con sclerosi multipla (Verheyden *et al.*, 2006a) e con trauma cranico (Verheyden *et al.*, 2006b). Date le caratteristiche della malattia di Parkinson, a seguito della sua verifica anche in tale patologia (Verheyden *et al.*, 2007), la TIS risulta essere un utile strumento, secondo i suoi autori, per valutare la *performance* del tronco ed il grado di compromissione del paziente dovuto alla patologia. Per tale motivo, in questo lavoro, abbiamo voluto utilizzare tale scala quale *outcome* secondario, e come misura della *performance* del soggetto.

2.2.5. Scala Analogico Visiva per il dolore - VAS

Come già più volte affermato, anche in questo lavoro, nei diversi casi di ipercifosi spesso si assiste alla presenza di fenomeni di sintomatologia dolorosa a livello dorso - lombare, la cui intensità risulta difficile da valutare (Weiner *et al.*, 2006). E' ormai dato comune infatti che la multidimensionalità del fenomeno algico suggerisce la complessità della sua quantificazione, a causa dei diversi vissuti ed esperienze del paziente che possono influenzarne l'intensità (Katz e Melzack, 1999). In questo senso si è scelto di utilizzare come strumento di misurazione del dolore una Scala Analogico Visiva - VAS data da una retta orizzontale di 10 cm, con due estremità che corrispondono ai valori di "nessun dolore" e "massimo dolore possibile" (oppure "massimo dolore di cui si ha avuto esperienza"). Questo strumento è uno strumento unidimensionale, che ci permette di quantificare tuttavia ciò che il malato soggettivamente percepisce come dolore nel complesso delle sue variabili fisiche, psicologiche e spirituali, senza distinguere quali di queste componenti abbia ruolo maggiore. La VAS in letteratura è stata più volte validata come strumento altamente riproducibile di misurazione e comparazione del dolore, soprattutto per il dolore cronico (Price *et al.*, 1983; Dixon e Bird, 1981), e in tale contesto rappresenta un buon indice di *outcome* secondario, data la presenza di dolore nel paziente di riferimento.

2.2.6. Short Form 36 - SF36

La *Short-Form* 36 - SF-36, è un scala polivalente che esamina la salute del soggetto attraverso un questionario di sole 36 domande. La versione definitiva è stata messa a punto negli anni '90 (Ware e Sherbourne, 1992; McHorney *et al.*,

1993; McHorney *et al.*, 1994) ed è andata incontro negli anni a numerose validazioni nei più svariati campi con una vasta letteratura in merito, subendo, in seguito, degli aggiornamenti a versioni più calibrate (Ware, 2000). Il questionario, strumento di questa valutazione, viene autosomministrato dal paziente stesso e produce un profilo di 8 parametri i cui valori pesati rappresentano una stima dei diversi aspetti della salute psico - fisica dell'individuo. Tra questi parametri vi sono così l'attività fisica svolta, le limitazioni fisiche ed il dolore, la salute generale e la vitalità del soggetto, le attività sociali, le limitazioni date dallo stato emotivo ed infine la salute mentale. Queste vere e proprie sottoscale possono essere riassunte, per una valutazione più precisa dei risultati, da due indici sintetici, uno relativo alla salute fisica (*ISF*), ed uno a quella mentale (*ISM*). I risultati ottenuti dalla valutazione, che restano generici senza una specificazione di età, sesso e patologia, possono inoltre, tramite opportuna elaborazione, essere adeguatamente pesati per le specifiche caratteristiche del paziente, e così permettere confronti con la rispettiva popolazione di riferimento. La SF-36 è quindi una scala che, tradotta in più di cinquanta lingue come parte del progetto *International Quality of Life Assessment (IQOLA)*, è stata ampiamente utilizzata per la valutazione dello stato di salute delle popolazioni, permettendo di valutare l'effetto che su di essa hanno le diverse patologie, ed i differenti trattamenti sanitari. McDowell and Newell (1996) avevano già fornito un resoconto completo dello sviluppo di tale scala, ma, più recentemente, in letteratura è stata giudicata come la misura di *outcome* sanitario e di qualità della vita più valida e validata per il paziente non specifico (Garratt *et al.*, 2002). Rappresenta, in questo studio, uno degli *outcome*

secondari che vengono presi in considerazione per verificare l'efficacia dell'esercizio, ed il suo effetto sulla qualità della vita.

2.3. Single - Case Desing

Data la natura preliminare di questo studio, ed il suo obiettivo prettamente clinico di dimostrare la corretta progettazione e l'efficacia di un esercizio che utilizza il *biofeedback*, abbiamo scelto di utilizzare, la forma del *single - case*. Questo ci ha permesso di ovviare alla difficoltà di ottenimento di un campione di pazienti sufficientemente ampio ed omogeneo come caratteristiche e patologia, consentendoci invece di limitare non solo i tempi di realizzazione del progetto, ma di contenere anche i costi che un programma di ricerca metodologicamente corretto avrebbe certamente impiegato.

Il disegno scelto per questo tipo di studio è il modello di tipo ABA.

In esso sono si possono identificare tre fasi temporalmente successive, organizzate in 12 sedute nell'arco di 3 settimane, che verranno di seguito accuratamente descritte.

Fase A - *Baseline - BL*: è la fase iniziale, che corrisponde ad una condizione di "non trattamento", in cui si rilevano i valori di partenza del soggetto (*baseline*), ipotizzandone una certa stabilità. In questa fase sono state effettuate 3 sedute, in ognuna delle quali sono state rilevate: tre misurazioni della cifosi toracica attraverso l'arcometro di D'Osualdo ed una rilevazione del medesimo *outcome* primario mediante OWD. Inoltre è stata realizzata una valutazione del dolore tramite la VAS ed una valutazione della *performance* motoria del tronco attraverso la TIS. Alla prima seduta di *baseline* sono state somministrate la MMSE per

valutare le capacità cognitive del paziente, e la SF-36 per ottenere una stima iniziale dello stato di salute percepito, e della qualità della vita.

Fase B - *Trattamento* - *TRATT*: è la fase intermedia dello studio e quella in cui viene somministrato l'esercizio terapeutico. Durante questa fase il soggetto viene rivalutato ad ogni seduta alla ricerca di una variazione del *trend* dei parametri di riferimento impostati durante il *baseline*. Per il nostro studio sono state effettuate sul paziente 3 sedute settimanali per un totale di 6 sedute, in ognuna delle quali sono state eseguite tre misurazioni della cifosi mediante arcometro ed una mediante OWD, sia prima della somministrazione dell'esercizio (fase *PRE*), che dopo (fase *POST*). Successivamente all'esecuzione dell'esercizio, in ogni seduta è stata rilevata una valutazione della VAS ed una della TIS. Al fine di aumentare la *compliance* del paziente all'esercizio e favorirne la generalizzazione ed il trasferimento delle competenze apprese alla vita quotidiana, sono state fornite, in sede di seduta, indicazioni di lavoro domiciliare da associare ad esercizi respiratori utili anche al contenimento di eventuali stati ansiosi.

Fase A - *Valutazione finale* - *VF*: è la fase terminale del lavoro. Corrisponde ad un ritorno al *baseline* con la sospensione del trattamento. Durante questa fase ci si aspetta che le rivalutazioni degli *outcome* tornino gradualmente ai valori del *baseline* indicando, in tal modo, l'efficacia della fase di trattamento. Per questo momento dello studio abbiamo progettato l'esecuzione di 3 sedute di valutazione. In ognuna di esse sono state compiute tre misurazioni della cifosi mediante arcometro ed una mediante OWD. E'stata effettuata, inoltre, in ciascuna seduta, una rivalutazione della VAS per il dolore ed una rilevazione della *performance* tramite TIS.

Nonostante la buona aderenza del paziente al protocollo, tuttavia, per motivi imprevisti ma non inerenti allo stato di salute del soggetto, si è verificata la cancellazione della prima delle sedute di valutazione finale previste, con l'impossibilità di un suo recupero successivo. I valori di questa seduta, quindi, quando la natura del parametro lo ha permesso, sono stati da noi interpolati matematicamente con una stima per permettere di completare in modo appropriato il set di dati. La nuova somministrazione del questionario SF-36, al fine di recepire al termine del trattamento gli eventuali cambiamenti dello stato di salute e di qualità della vita, è stata conseguentemente posticipata alla seconda seduta della fase di VF.

2.4. Trattamento dei dati.

I dati ottenuti dal paziente hanno subito un processo di trattamento prima di essere utilizzati per l'analisi. Per quanto si tratta infatti della serie di valori di stima dell'angolo di Cobb mediante arcometro di D'Osualdo, al fine di ridurre eventuali BIAS ed errori, si è scelto di lavorare su valori maggiormente rappresentativi, frutto di un'operazione di media aritmetica delle tre misurazioni effettuate in ogni singola valutazione.

Inoltre dove possibile, per ottenere un set di dati aderente al progetto iniziale, si è cercato di interpolare il dato mancante della fase di VF. Dopo l'analisi dell'andamento dei valori del parametro di *performance* (TIS) e per la natura altamente soggettiva del dolore e della sua misurazione (VAS), abbiamo scelto di compiere l'interpolazione del dato mancante unicamente nelle due serie temporali

riguardanti la valutazione della cifosi, ovvero la stima dell'angolo di Cobb e la misura del valore di OWD, che rappresentano l'*outcome* primario dello studio.

Per operare questa interpolazione dapprima è stata effettuata una stima lineare attraverso il calcolo della media aritmetica tra l'ultimo dato di trattamento ed il primo dato di valutazione finale effettivamente misurati sul paziente (Fig. 2.19; Fig. 2.22). In seguito abbiamo condotto, sul set di dati originali, la ricerca e l'individuazione della funzione lineare di grado *n* che rappresenta il *trend* della serie (Fig. 2.20 - 2.21; Fig. 2.23 - 2.24), e che ci ha permesso di ottenere una seconda stima del valore cercato. Il dato da interpolare, infine, è stato ottenuto dalla media aritmetica tra queste due stime (Tab. 2.1 - 2.2; Tab. 2.3 - 2.4).

I dati acquisiti durante lo studio sono infine stati raggruppati per parametro, suddivisi per fase clinica del trattamento e rappresentati in una tabella riassuntiva (Tab. 3.1). Tutte le analisi e rappresentazioni dei dati sono state effettuate tramite il *software Microsoft EXCEL*.

2.5 Trattamento statistico

2.5.1. Statistica descrittiva

Le serie di dati ottenuti, suddivise per parametro e fase di studio, hanno subito inizialmente una semplice analisi per individuarne gli indicatori statistici descrittivi, sia di posizione (media, mediana e moda), come di dispersione (errore standard, varianza e deviazione standard). Inizialmente, per ogni parametro, si è voluto raffigurare l'andamento dei valori medi nelle varie fasi. Poi, per i parametri di *outcome* primario, dopo aver calcolato in ogni serie lo scarto che ogni valore

presentava con il precedente, abbiamo scelto di visualizzare anche tale termine di raffronto attraverso la rappresentazione del suo andamento nel tempo. Questo è stato fatto sia per i valori assoluti, come anche per quelli relativi. Tale raffronto, operato per i dati di angolo di Cobb e di OWD nelle diverse fasi di studio, ci ha consentito di avere una prima valutazione numerica dell'andamento temporale del *trend*, così come anche del possibile momento di maggior efficacia dell'esercizio.

2.5.2. Analisi visuale dei dati

La letteratura ci insegna che lo studio di un *single case* non consente al ricercatore grandi valutazioni ed inferenze rispetto ad altre modalità di ricerca. Questa tipologia, tuttavia, rimane tuttora molto utilizzata sia in ambito clinico come anche in quello riabilitativo per la valutazione dei trattamenti effettuati; ciò accade per il minor grado organizzativo richiesto, ma soprattutto per i minori costi impiegati. Nonostante tale tipo di studi richieda di raccogliere un elevato numero di dati per poter ottenere un qualche grado di significatività, molto spesso tale prerequisito non viene o non può essere soddisfatto. Questo si presenta a causa di svariati fattori, dalla scarsa *compliance* dei pazienti all'esaurimento delle risorse necessarie per il proseguimento del lavoro. Per tale motivo sono stati sviluppati in letteratura svariate metodiche per l'analisi del *single - case design* che permettono di effettuare una valutazione significativa anche da un esiguo numero di dati. La maggior parte di queste metodiche sono analisi visuali non parametriche operate sulla rappresentazione grafica della serie temporale dei valori; ed è con questo tipo di analisi che abbiamo deciso di operare sui set di dati dell'*outcome* primario ottenuti dal paziente durante l'esecuzione del protocollo.

Nello specifico si è deciso di utilizzare, e poi confrontare fra loro, tre diverse tipologie di *visual analysis* utilizzate correntemente negli studi a soggetto singolo, che vanno ad esaminare le diverse caratteristiche dell'andamento di una serie: pendenza, direzione e livello del *trend*.

La prima di queste metodiche è quella della *Split Middle Line* che necessita della costruzione della *Celeration Line* corrispondente alla fase di BL; attraverso tale metodologia è stato possibile confrontare la fase di *baseline* dello studio con le diverse fasi successive ad esso, e testare il risultato ottenuto tramite test binomiale (Portney e Watkins, 2007; Zhan e Ottenbacher, 2001). Una significatività in tale test può assumere il valore di indice di cambiamento, tra una fase e l'altra, della pendenza del *trend* iniziale.

I dati sono stati elaborati anche mediante lo strumento della *Two Standard Deviation Band* (Portney e Watkins, 2007). In letteratura la significatività di tale metodica è riportata come presente in caso due punti consecutivi cadano al di fuori della banda di ±1 DS. Dal momento che, in una popolazione a distribuzione normale, all'interno del *range* di ±1 DS dalla media è compreso il 68% dei valori, abbiamo stabilito di utilizzare il test binomiale, per quantificare in modo più puntuale il grado di significatività del risultato ottenuto. Tale test in questo caso è stato impostato ad una sola coda con una $p=0,16$. La significatività rilevata dal test assume il valore di una probabile modificazione quantitativa dei valori e del livello del *trend*.

Per finire abbiamo utilizzato come terzo strumento il metodo *Non - overlap of All Pairs - NAP* (Parker e Vannest, 2009). In tale analisi non parametrica, in cui ad ogni punto di una fase viene associato un valore dato dal confronto di

sovrapposizione con ciascun punto della fase successiva, si ottiene il valore di *NAP*, ovvero un rapporto fra i confronti che non mostrano sovrapposizione ed i confronti totali, espresso in percentuale e significativo solo se superiore al 95%. Questo tipo di analisi permette di focalizzare l'attenzione sulla componente direzionale del *trend*. Operando quindi in questo modo, e sfruttando le diverse tipologie di strumenti per l'analisi visuale dei dati, abbiamo potuto effettuare una valutazione più completa che valuta, sul set di dati, l'intero andamento del *trend* e le sue caratteristiche peculiari. Tutte le analisi grafiche sono state eseguite attraverso l'ausilio del *software Microsoft EXCEL*.

2.5.3. Correlazione e Statistica di Regressione lineare

Per i dati di OWD e le stime medie dell'angolo di Cobb rilevate mediante arcometro di D'Osualdo, dal momento che rappresentano una diversa misurazione del medesimo *outcome* primario, abbiamo scelto di applicare un confronto tramite la statistica di regressione alla ricerca di un grado di correlazione tra le due diverse modalità di misura. Sono così stati ricercati l'indice di correlazione di Pearson *R*, il corrispondente coefficiente di determinazione R^2, che ne misura il *fitting,* l'errore standard della stima e la relativa statistica *t*, per valutarne la significatività. Attraverso tale metodica i due parametri sono stati filtrati confrontando fra loro prima i valori rilevati durante tutte le fasi dello studio, poi escludendo le misurazioni relative alla fase PRE, per poi effettuare la rispettiva visualizzazione grafica della retta di regressione con relativa equazione.

2.6. Analisi della SF-36

La SF-36, autosomministrata dal paziente prima e dopo il ciclo di trattamento, è stata raccolta ed elaborata in modo da ottenere, per ogni valutazione, il profilo del paziente organizzato negli 8 punteggi di cui la SF-36 si compone. I valori sono poi stati riportati in tabelle e confrontati graficamente tra loro; sono stati inoltre calcolati i diversi indici di salute fisica (*ISF*) e mentale (*ISM*), trattati anch'essi graficamente. I diversi punteggi e gli indici riassuntivi sono di seguito stati normalizzati per poter essere confrontati con la popolazione media italiana, e con la rispettiva popolazione di soggetti di uguale sesso ed età del paziente, ad ottenere delle informazioni ulteriori sullo stato di salute del soggetto.

3. RISULTATI

Una volta acquisite, e trattate per l'interpolazione del dato mancante, le diverse valutazioni programmate dallo studio sono state raggruppate in una tabella riassuntiva organizzata per fasi e per parametri (Tab. 3.1). Da questi dati di partenza è stato possibile effettuare tutta l'analisi ed il trattamento dei dati.

3.1. Angolo di Cobb

3.1.1. Statistica descrittiva

La serie di valori, raffigurata in Fig. 3.1, così come riportato dalla sezione dei materiali e metodi, è stata organizzata per fase di trattamento e per ognuna di esse è stata effettuata un'analisi descrittiva che riporti gli indicatori di posizione quali media, mediana e moda della serie di dati, ed i rispettivi indicatori di dispersione come errore standard, varianza campionaria e deviazione standard. I valori ottenuti sono riassunti e descritti in Tab. 3.2. Per una maggiore comprensione, i valori medi di angolo di Cobb durante le diverse fasi di trattamento, sono stati organizzati in Fig. 3.4, in cui è possibile osservare l'andamento delle medie (e relative DS) del parametro nelle diverse fasi. Si può evidenziare dall'elaborazione effettuata come il valore medio della fase di trattamento sia più basso rispetto alla fase di *baseline* come anche alla fase di valutazione finale, in cui la media ritorna a valori paragonabili con quelli inizali. Anche la fase PRE risulta mostrare valori più elevati rispetto alla POST, la cui bassa DS dimostra un certo grado di stabilità delle misurazioni di partenza. La serie di

dati è stata poi raffigurata eliminando dapprima la fase POST (Fig. 3.2), ed in seguito la fase PRE (Fig. 3.3), e su questi dati è stata effettuata la rispettiva analisi degli scarti, relativi ed assoluti (Fig. 3.5; Fig. 3.6). Da questa analisi si può notare come durante entrambe le fasi di trattamento vi sia una generica tendenza alla riduzione dei valori (*media POST= - 0,51; media PRE= - 0,38*), possibile indice di un *trend* in diminuzione, e come le variazioni maggiori si verifichino nelle sedute iniziali del trattamento, evento ben visibile analizzando la fase POST del diagramma relativo. Concentrando l'analisi ai soli scarti tra valori PRE e POST della singola seduta, invece, e osservandone l'andamento (Fig. 3.7) è possibile notare come lo scarto tenda a ridursi col proseguire delle sedute di trattamento.

3.1.2. Visual analysis

La *Visual Analysis* effettuata al fine di evidenziare l'andamento del *trend* nelle diverse fasi e rilevarne una qualche differenza significativa ha visto, come già osservato, l'utilizzo di differenti metodiche. Per utilizzare la *Split Middle Line* si è dapprima agito graficamente con l'individuazione, nella fase di *baseline*, della relativa *Celeration Line* (Fig. 3.8) che ha consentito di ottenere dalla sua analisi grafica i rapporti di *Split Middle Line* delle diverse fasi rispetto al *baseline* - BL (Tab. 3.3). I confronti ottenuti dalla *visual analysis* sono stati filtrati dal semplice test binomiale, che ha prodotto risultato positivo per i confronti tra la fase di BL e quelle del TRATT e del POST, entrambe con differenza significativa (*p= 0,02*).

L'analisi grafica della *Two Standard Deviation Band* - TSDB, elaborata rispetto alla media e DS della fase di BL, ha confermato, per la presenza di almeno due punti consecutivi esterni alla banda, la significatività dei confronti BL *vs* TRATT, BL *vs*

POST, ed anche BL *vs* PRE (Fig. 3.9); valutazione poi confermata anche dall'utilizzo del test binomiale (con $p= 0,16$) che ha confermato per gli stessi confronti una alta significatività ($p< 0,01$), come da tabella relativa (Tab. 3.4).

Al trattamento visuale attraverso il *Non - Overlap of All Pairs - NAP*, effettuato per l'intera serie di dati (Fig. 3.10) e per le distinte fasi PRE e POST (Fig. 3.11), è possibile rilevare invece una differenza altamente significativa per i confronti BL *vs* POST, PRE *vs* POST e POST *vs* VF, come visibile dai valori ottenuti riportati nelle rispettive tabelle (da Tab. 3.5 a Tab. 3.12).

3.2. OWD

3.2.1. Statistica descrittiva

Il medesimo trattamento, effettuato sulla serie temporale relativa all'angolo di Cobb, è stato applicato anche alla serie di dati di OWD rilevati nel corso del lavoro e sottoposti ad interpolazione del dato mancante (Fig. 3.12). In Tab. 3.13 sono riportate le medesime descrizioni statistiche utilizzate per il parametro precedente, che permettono di descrivere la popolazione di valori di OWD nelle diverse fasi. Mentre in Fig. 3.15 è evidenziato l'andamento del valore medio (e relativa DS) del parametro di OWD, nelle diverse fasi del *single - case design.* L'osservazione dei valori permette di evidenziare un andamento del tutto paragonabile a quello dell'altro parametro di misurazione dell'*outcome* primario, ovvero con i valori più bassi relativi alla fase TRATT e, relativamente a questa, alla fase POST.

Anche in questo caso abbiamo raffigurato la serie di dati eliminando la fase POST

(Fig. 3.13), ed in seguito la fase PRE (Fig. 3.14), eseguendone l'analisi degli scarti (Fig. 3.16; Fig. 3.17). E', in tal modo, possibile evidenziare come durante tutte le fasi del trattamento vi sia una riduzione dei valori (*media POST= - 0,50; media PRE= - 0,33*), anche in questo caso indice di *trend* in diminuzione, che si inverte al momento del VF (*media POST= 0,83; media PRE= 0,50*). Le variazioni più ampie si verificano, anche in questo caso, tendenzialmente nelle sedute iniziali del trattamento, anche se con un certo ritardo nella risposta del parametro alle variazioni esercitate nel protocollo di lavoro. L'analisi degli soli scarti tra valori PRE e POST della singola seduta, visibili in Fig. 3.18, mostra un andamento relativamente anomalo, con uno scarto che tende ad aumentare con la prosecuzione delle sedute.

3.2.2. Visual analysis

La *Statistical Visual Analysis*, applicata alla serie di dati dell'OWD, attraverso la *Split Middle Line* della fase BL (Fig. 3.19), ha permesso di evidenziare tramite test binomiale (Tab. 3.14) una differenza significativa solamente al confronto tra BL e TRATT (*p= 0,02*), in cui tale valore di significatività è tuttavia indice unicamente di un cambio di pendenza del *trend*, dal momento che i dati si posizionano prevalentemente al di sopra della SML. Il successivo utilizzo della *Two Standard Deviation Band* (Fig. 3.20), ha mostrato un alto grado di significatività per tutti i confronti analizzati (*p= <0,01*) come riportato nella Tab. 3.15, con i risultati del test binomiale ad una coda. Per quanto riguarda la *Non - overlap of All Pairs o NAP*, i cui grafici di calcolo per le diverse fasi dello studio sono riportati in Fig. 3.21 e Fig. 3.22, si è mostrata una differenza significativamente rilevante

(NAP *>95%*) nei confronti BL *vs* TRATT e BL *vs* VF. Sono inoltre significativi i confronti tra la fase di *baseline* ed entrambe le fasi PRE e POST del trattamento, mentre non risultano significativi i rimanenti confronti analizzati (Tab. 3.16 - 3.23).

3.2.3. Statistica di regressione

I valori di OWD sono stati ulteriormente sottoposti a elaborazione statistica per rilevare il grado di correlazione con il precedente parametro di valutazione della cifosi, ovvero l'angolo di Cobb rilevato attraverso l'arcometro di D'Osualdo. Analizzando l'intera serie di dati è possibile individuare una modesta correlazione tra i due parametri (*R= 0,70*), che aumenta lievemente escludendo dal confronto i valori rilevati nella fase di pre esercizio - PRE (*R= 78*). Entrambe le stime sono risultate altamente significative alla statistica *t* (come evidente nelle Tab. 3.24 e Tab. 3.25, che riassumono la statistica di regressione), e sono di seguito rappresentate graficamente nei rispettivi diagrammi (Fig. 3.23; Fig. 3.25) associati con relativa equazione lineare (Fig. 3.24; Fig. 3.26).

3.3 TIS

3.3.1. Statistica descrittiva

La serie di valori parametrici della TIS (Fig. 3.27), ottenuta durante le tre settimane di trattamento e suddivisa per fasi, è stata anch'essa descritta attraverso i suoi specifici indicatori statistici (Tab. 3.26) (arrotondati all'unità per quanto riguarda gli indicatori di posizione), e rappresentata per visualizzare l'andamento dei parametri medi nel corso del lavoro (Fig. 3.28). Osservando

l'andamento dei dati si nota un aumento del valore durante la fase di trattamento, che tende a mantenersi sostanzialmente anche nella fase successiva di VF.

3.4. VAS

3.4.1. Statistica descrittiva

Anche la serie del parametro di VAS (Fig. 3.29), relativo al dolore percepito dal paziente, ha subito il medesimo trattamento di statistica descrittiva, riassunta in Tab. 3.27, per fasi di lavoro. E' stato inoltre rappresentato graficamente, come per i parametri precedenti, l'andamento dei valori medi con la loro relativa DS (Fig. 3.30). L'analisi del dato visualizzato permette di confermare sull'*outcome* secondario un andamento che denota un miglioramento, seppur piccolo, del dolore percepito dal paziente nella fase di TRATT, condizione che si mantiene nella fase finale di valutazione dello studio (VF).

3.5. SF-36

Al termine dell'analisi abbiamo analizzato la valutazione della SF-36, rilevata sia prima dell'inizio del trattamento che subito dopo. Le valutazioni, riassunte rispettivamente nelle Tabelle 3.28 e 3.29, sono state raffigurate nelle Figure 3.31 e 3.32, in cui sono messe a confronto con la valutazione media della popolazione italiana. Per un confronto omogeneo dei dati tuttavia, dapprima abbiamo scelto di effettuare una loro rappresentazione appaiata e normalizzata rispetto ai valori della popolazione italiana (Fig. 3.33); in seguito è stata condotta la stessa

operazione, confrontando i dati normalizzati con la popolazione di riferimento, ovvero la popolazione nazionale di pari sesso ed età (Fig. 3.34). Da questa analisi è rilevabile come l'andamento dei parametri di salute fisica subiscano nel tempo un miglioramento a seguito del trattamento, anche se, tuttavia, restano notevolmente al di sotto delle medie, sia della popolazione italiana sia di quella di riferimento (*Media ± 1 DS*). I parametri di salute mentale rilevati, invece, rimangono sostanzialmente costanti tra le due valutazioni, ed anche piuttosto elevati, restando in linea con i valori medi degli individui di pari sesso ed età. Entrambe queste considerazioni sono ulteriormente confermate ed evidenziabili dall'osservazione dell'andamento dei due indici riassuntivi, *ISF* e *ISM*, quando confrontati fra loro e con i valori normalizzati della popolazione (Fig. 3.35).

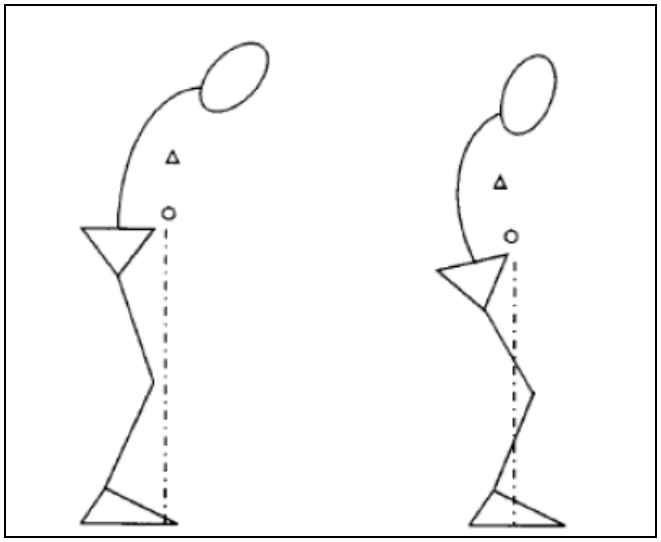


Figura 1.1: Spostamento del Centro di Massa del tronco rispetto al corpo in presenza di cifosi (sx), con il cambiamento posturale conseguente (dx) (da Bot *et al.*, 1999).

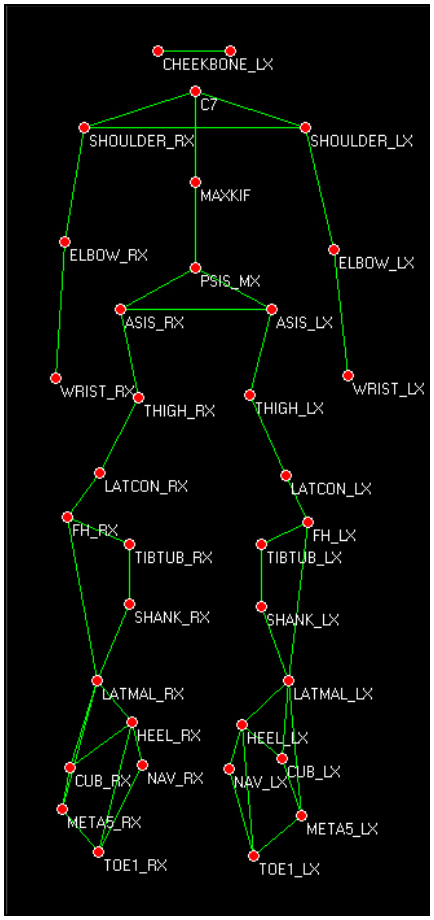


Figura 2.1: Modello biomeccanico LAMB (Rabuffetti e Crenna, 2004).



Figura 2.2: Posizione di partenza per l'analisi del movimento.

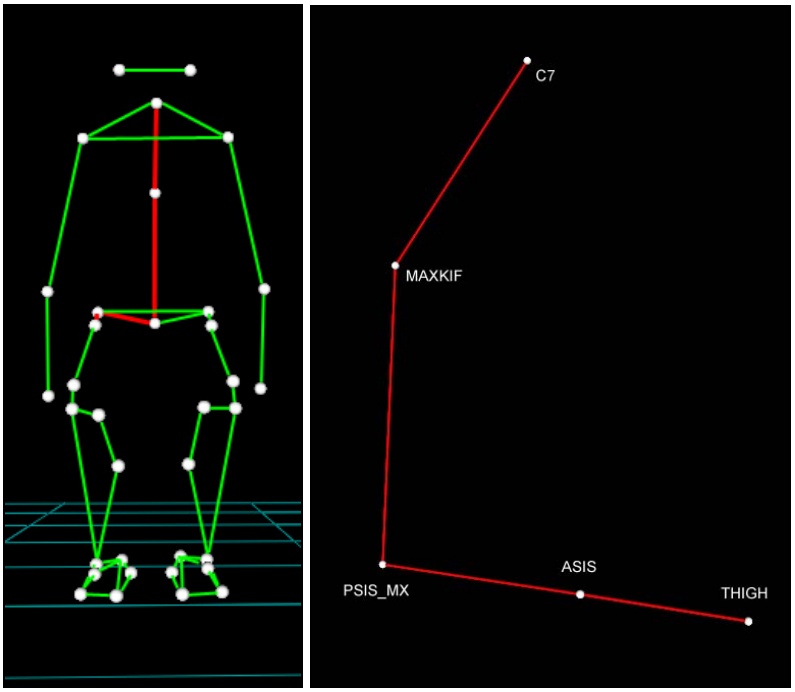


Figura 2.3: Modello LAMB, semplificato per questo studio. Visione sul piano frontale (sx) e sagittale (dx) in posizione seduta, con il particolare dei *markers* presi in esame (in rosso).



Figura 2.4: Movimento di raddrizzamento del tronco fisiologico, attraverso l'estensione dorsale.

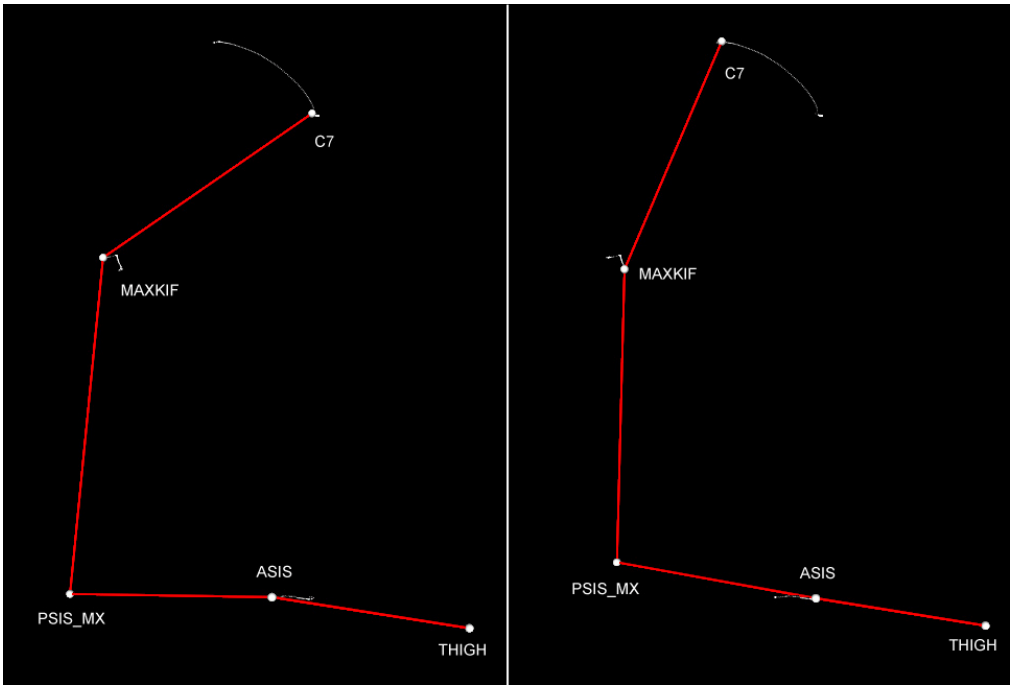


Figura 2.5: Movimento di raddrizzamento del tronco fisiologico, visualizzato attraverso il modello LAMB.

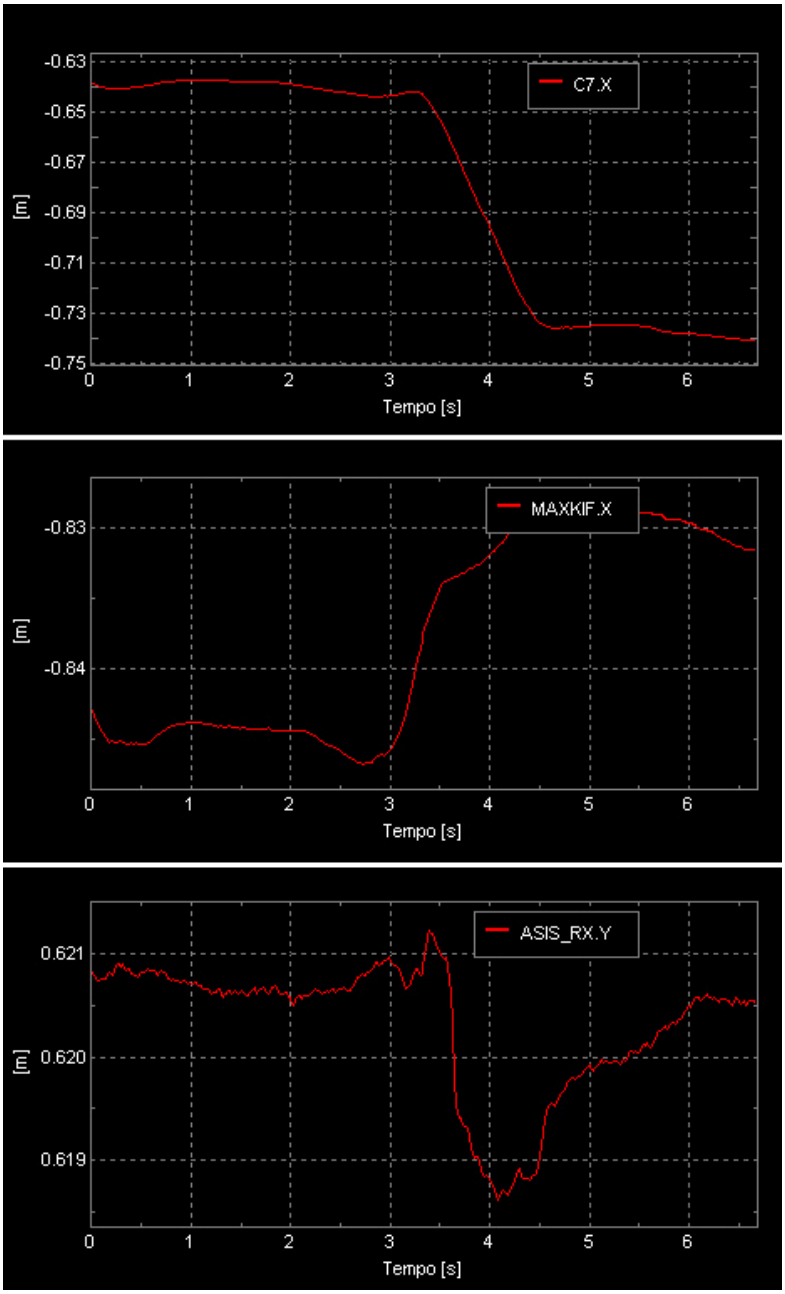


Figura 2.6: Grafici della cinematica dei punti del modello, durante il raddrizzamento del rachide attraverso lo schema fisiologico di movimento (dall'alto: C7 - MAXKIF - ASIS).



Figura 2.7: Movimento di raddrizzamento del tronco con schema motorio errato.

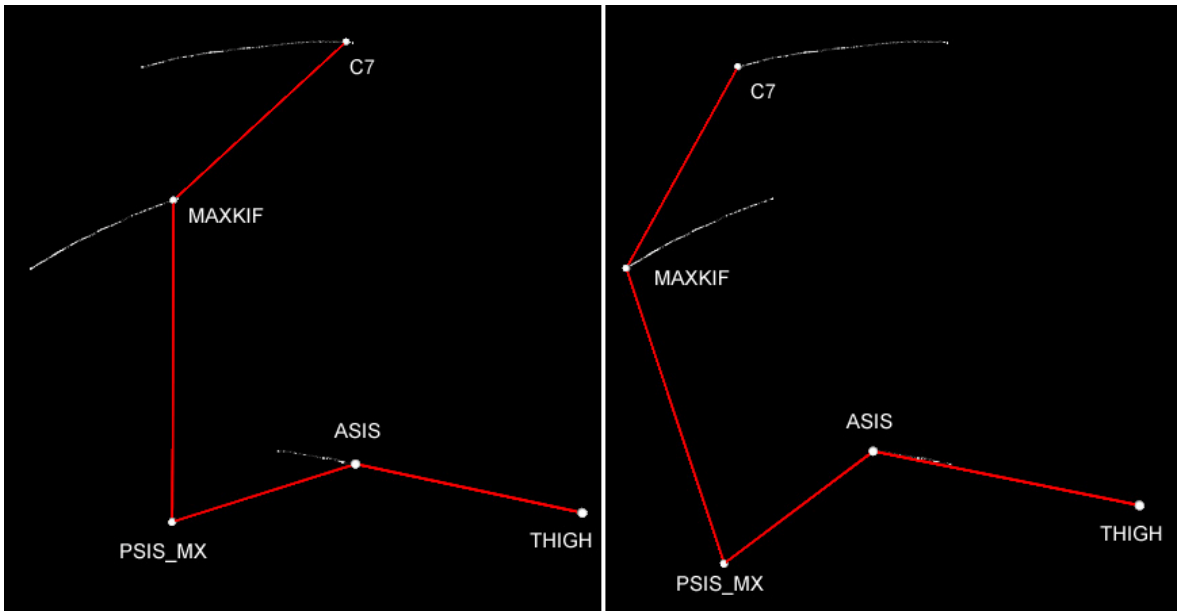


Figura 2.8: Movimento di raddrizzamento del tronco con schema motorio errato, visualizzato attraverso il modello LAMB.

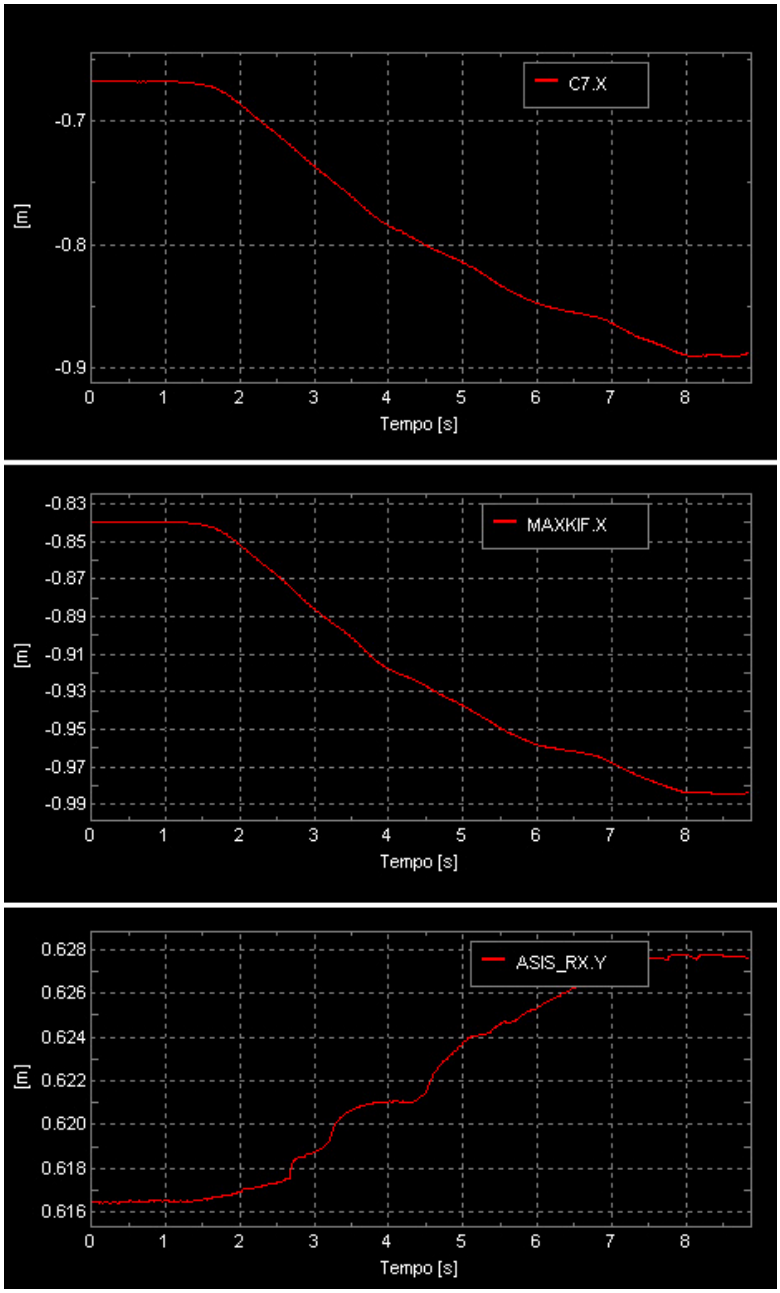


Figura 2.9: Grafici della cinematica dei punti del modello, durante il raddrizzamento del rachide attraverso schema errato di movimento (dall'alto: C7 - MAXKIF - ASIS).

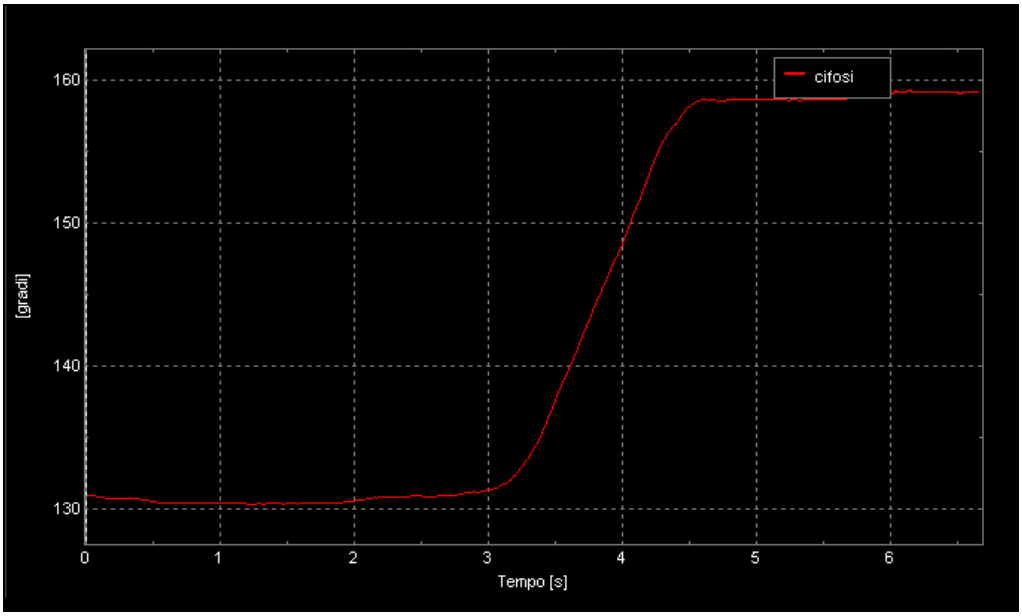


Figura 2.10: Grafico della cinematica dell'angolo dorsale, durante il raddrizzamento del rachide attraverso lo schema fisiologico di movimento ($\Delta \sim 25°$).

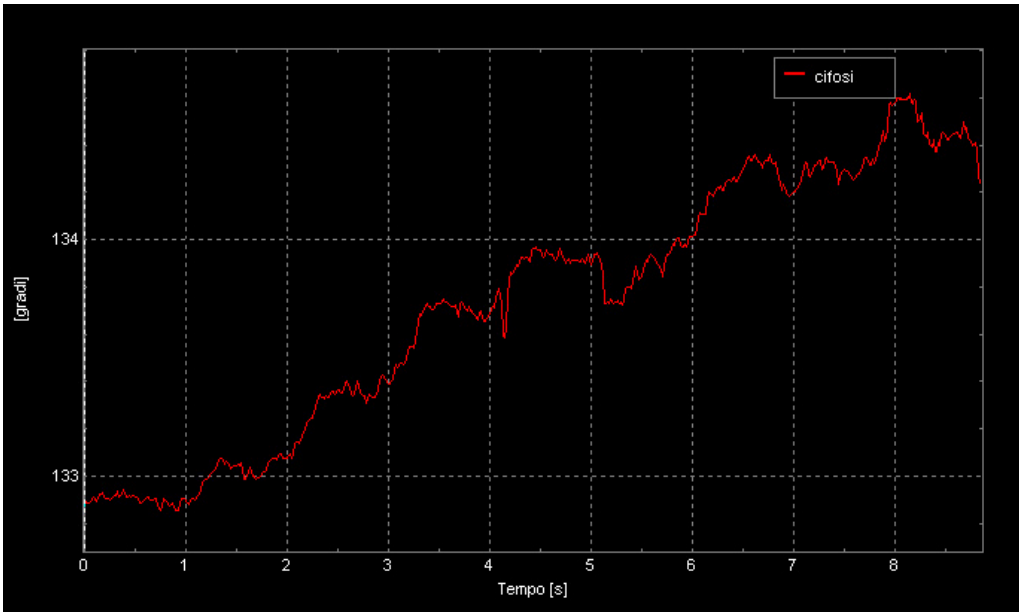


Figura 2.11: Grafico della cinematica dell'angolo dorsale, durante il raddrizzamento della colonna attraverso schema motorio errato ($\Delta \sim 2°$).

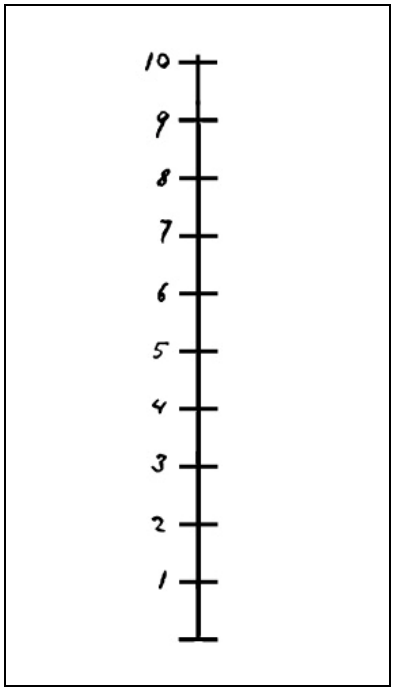


Figura 2.12: Scala applicata alla lavagna di lavoro, riferimento per il puntatore laser.

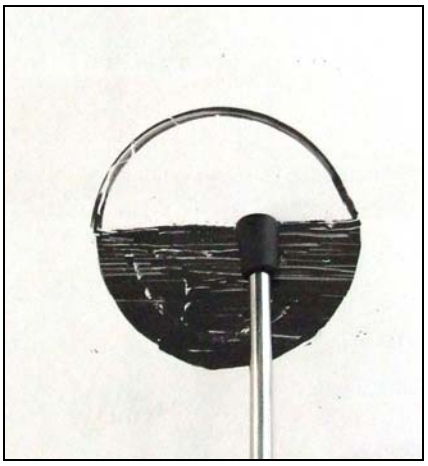


Figura 2.13: Bersaglio applicato al piano di lavoro, riferimento per l'antenna (l'area nera è l'area in cui la proiezione dell'antenna non deve cadere).

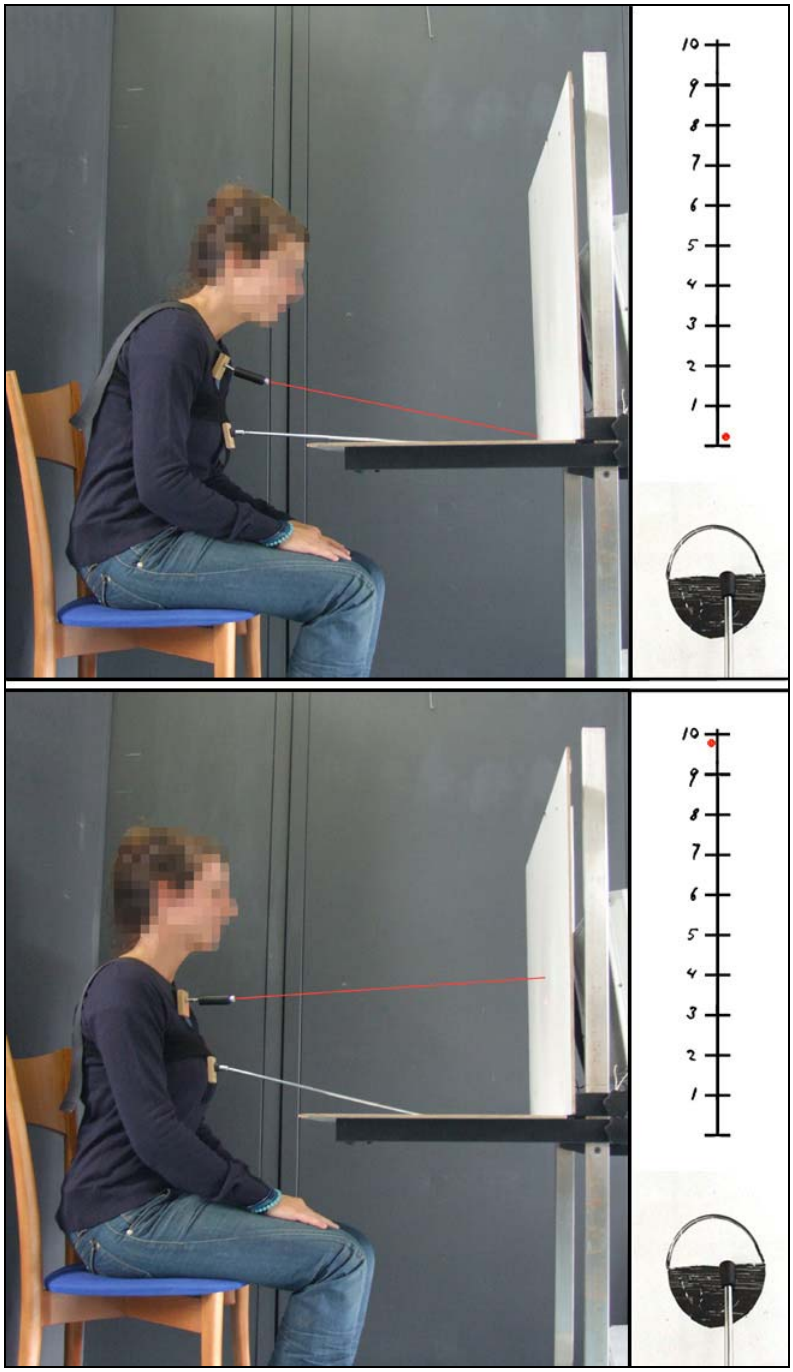


Figura 2.14: Descrizione esercizio. In alto posizione di partenza in flessione; in basso posizione dopo l'estensione della colonna toracica. I riferimenti *feedback* di laser ed antenna (a destra) mostrano l'esecuzione corretta del movimento.



Figura 2.15: Somministrazione dell'esercizio al paziente. In alto posizione di partenza in cifosi; in basso posizione dopo l'estensione della colonna toracica, attraverso la facilitazione con *feedback*.

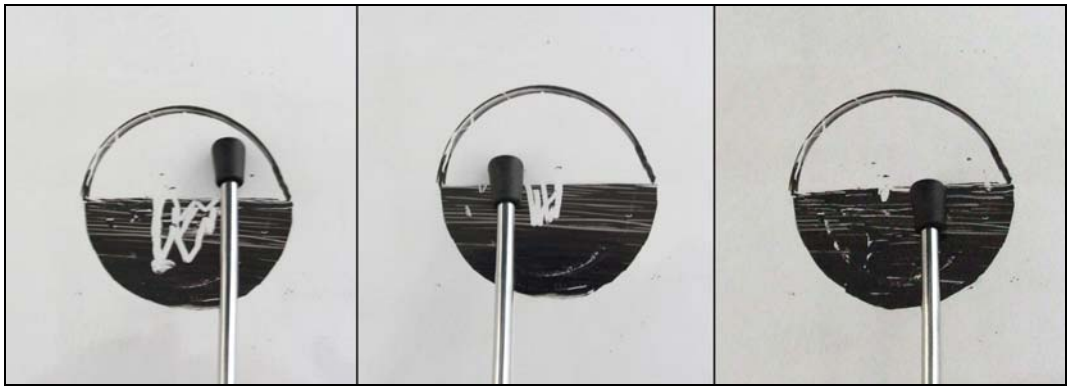


Figura 2.16: Tracce visive lasciate sul bersaglio dalla proiezione dell'antenna durante la fase di apprendimento dello schema di movimento corretto. E' possibile osservare come (da sx a dx) gli spostamenti posteriori dell'antenna, corrispondenti ai movimenti del segmento toraco - sacrale, si riducano nel tempo sino all'apprendimento del fisiologico schema motorio di estensione della colonna, durante la singola seduta.

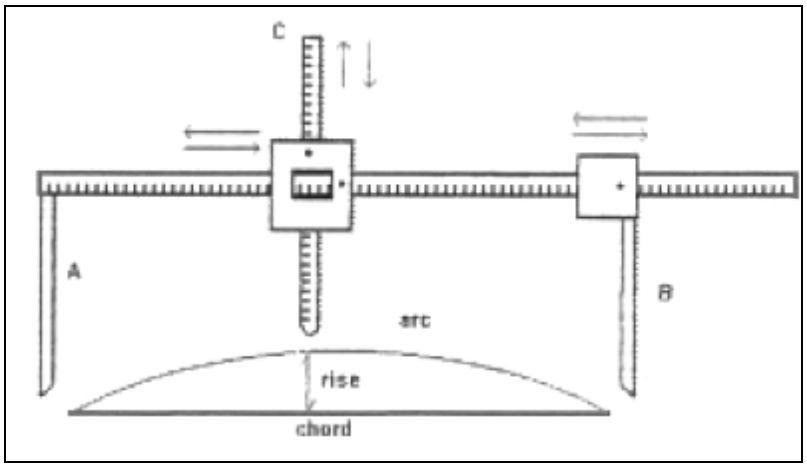


Figura 2.17: Arcometro di D'Osualdo. La corda è misurata dalle barre laterali (A e B), la freccia dalla barra intermedia C. (da D'Osualdo *et al.*, 1997).

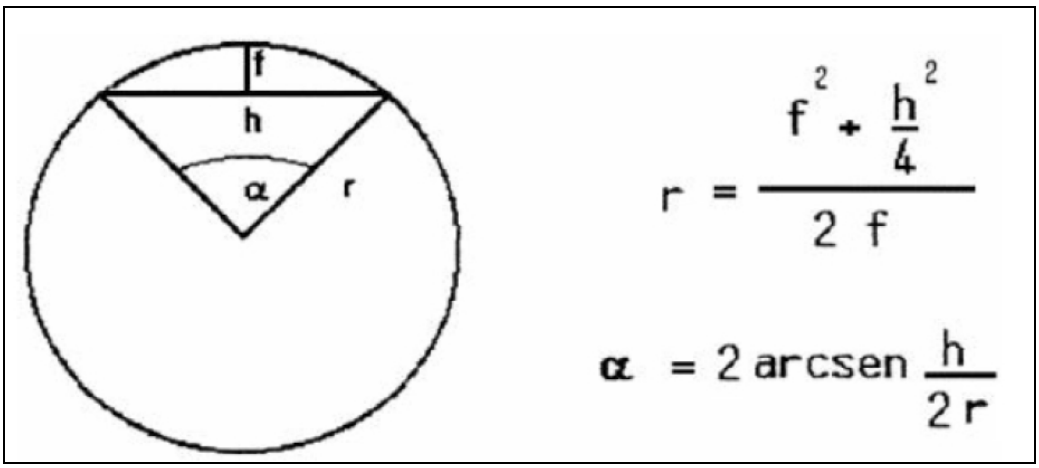


Figura 2.18: Modello trigonometrico utilizzato per calcolare l'angolo sotteso all'arco di cifosi e corrispondente all'angolo di Cobb (modificato da D'Osualdo *et al.*, 1997).

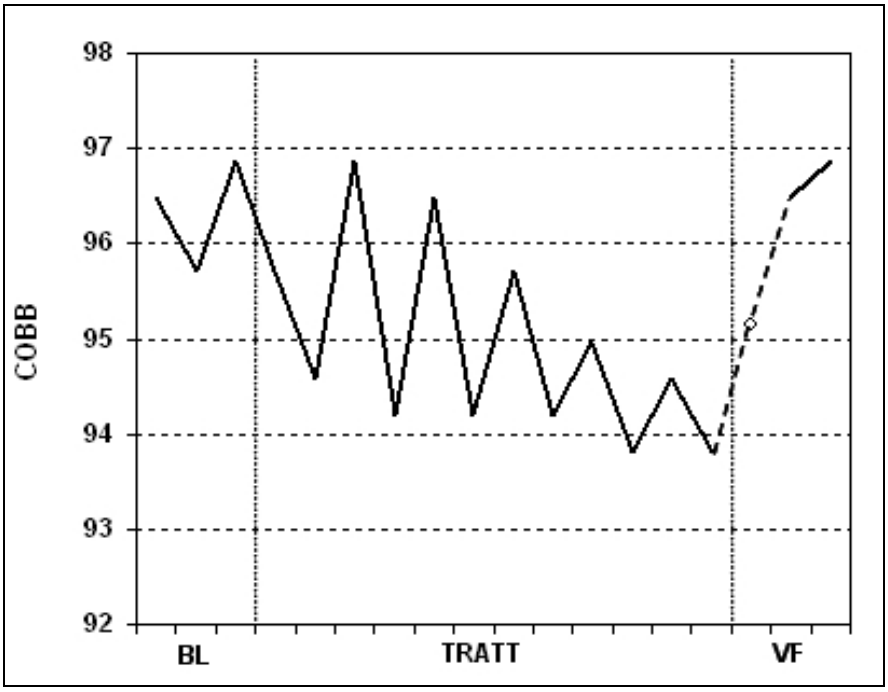


Figura 2.19: Interpolazione lineare punto mancante della serie angolo di Cobb (in gradi).

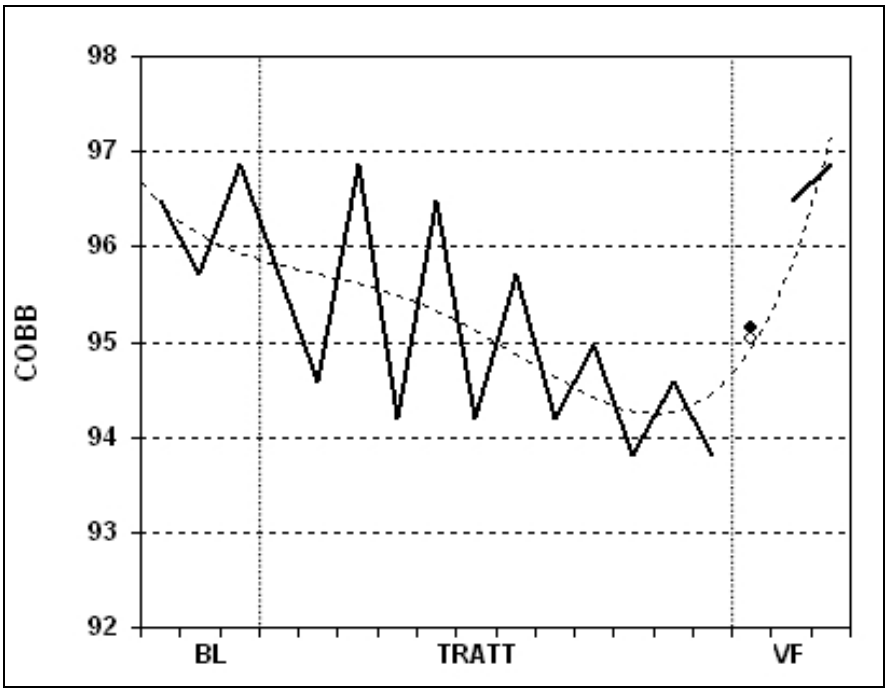


Figura 2.20: Grafico del *trend* della serie angolo di Cobb (in gradi). In nero il punto derivato da interpolazione lineare, in bianco il valore di interpolazione definitiva.

$$Y = 0{,}0005x^4 - 0{,}0145x^3 + 0{,}1411x^2 - 0{,}6555x + 96{,}98$$

Figura 2.21: Equazione lineare del *trend* della serie angolo di Cobb.

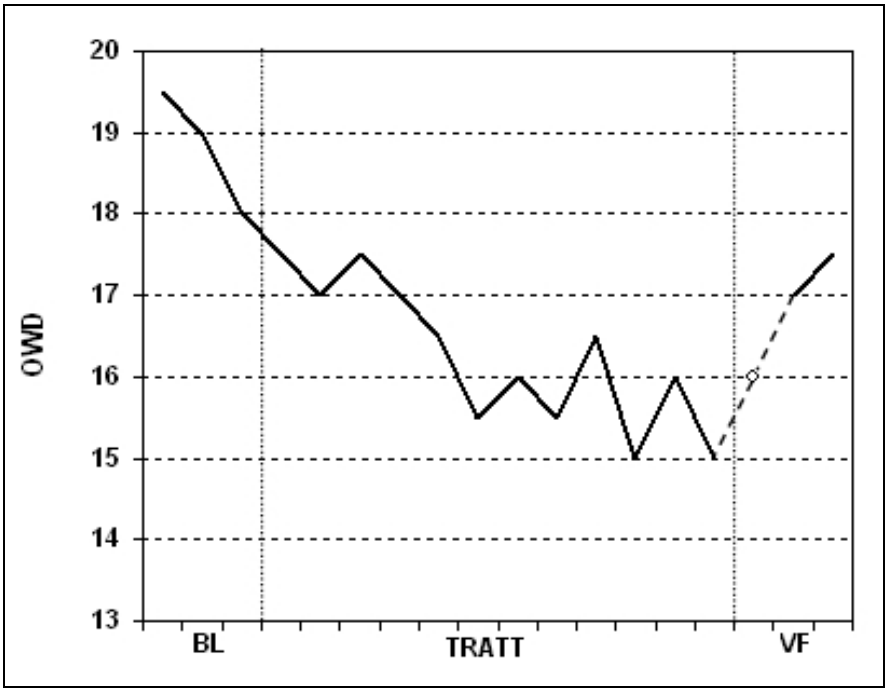


Figura 2.22: Interpolazione lineare punto mancante della serie OWD (in cm).

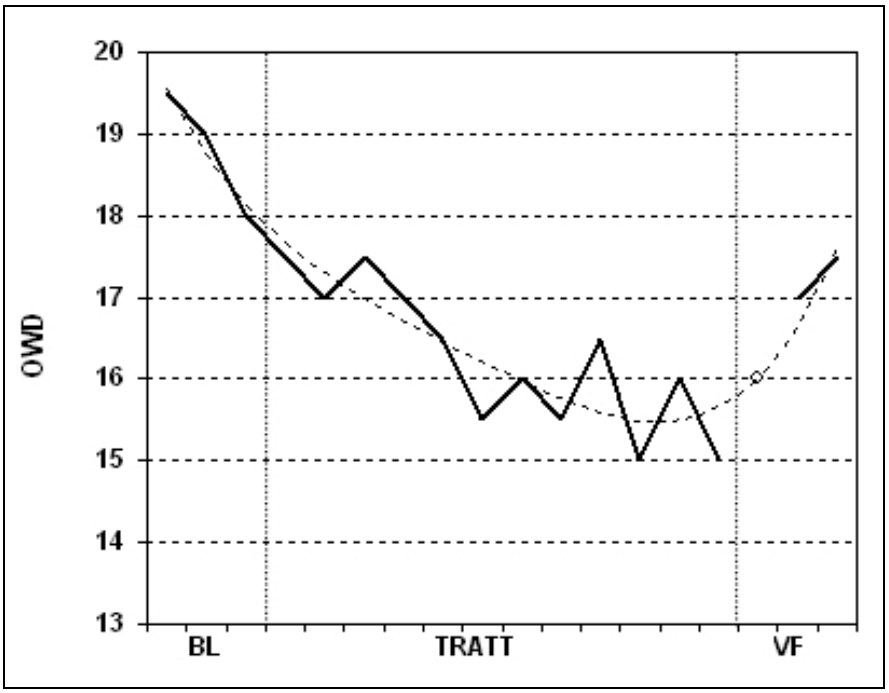


Figura 2.23: Grafico del *trend* della serie OWD (in cm). In bianco il valore di interpolazione definitiva.

$$Y = 0{,}0004x^4 - 0{,}0125x^3 + 0{,}1624x^2 - 1{,}2118x + 20{,}624$$

Figura 2.24: Equazione lineare del trend della serie OWD.

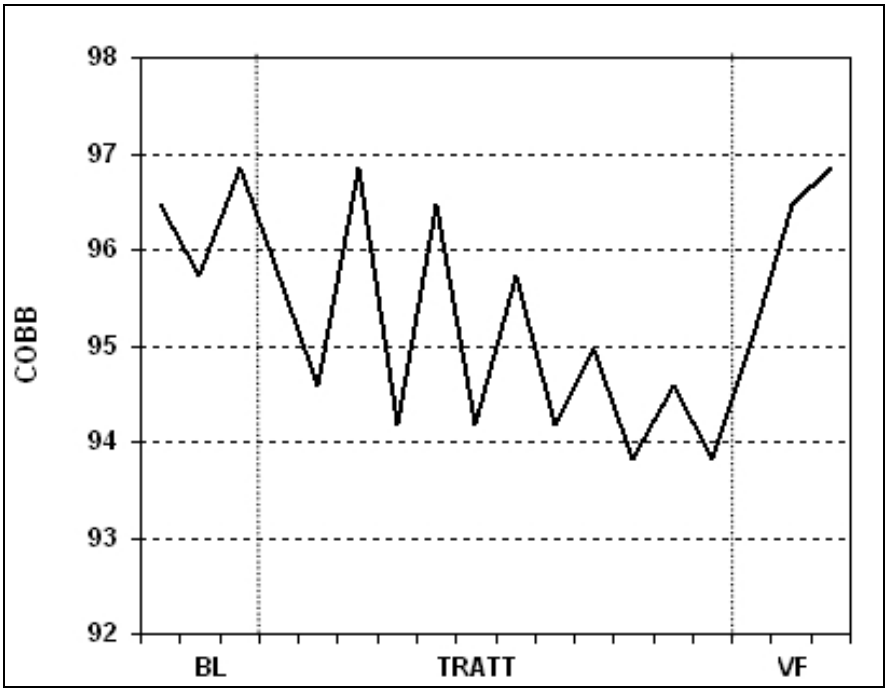


Figura 3.1: Grafico della serie di dati dell'angolo di Cobb (in gradi).

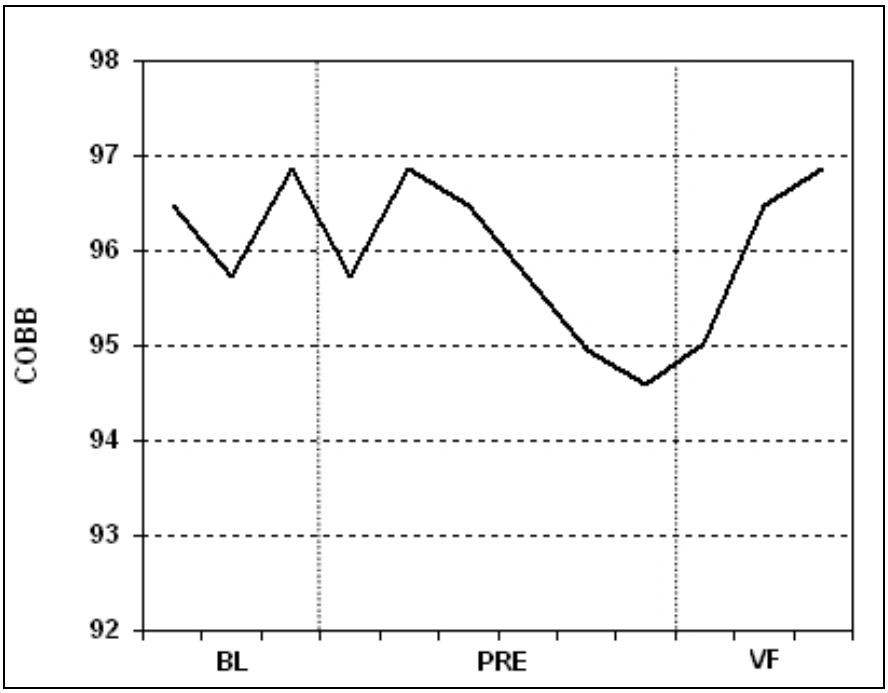


Figura 3.2: Grafico della serie di dati dell'angolo di Cobb. La fase di trattamento riporta unicamente le valutazioni effettuate nella fase pre somministrazione-PRE (in gradi).

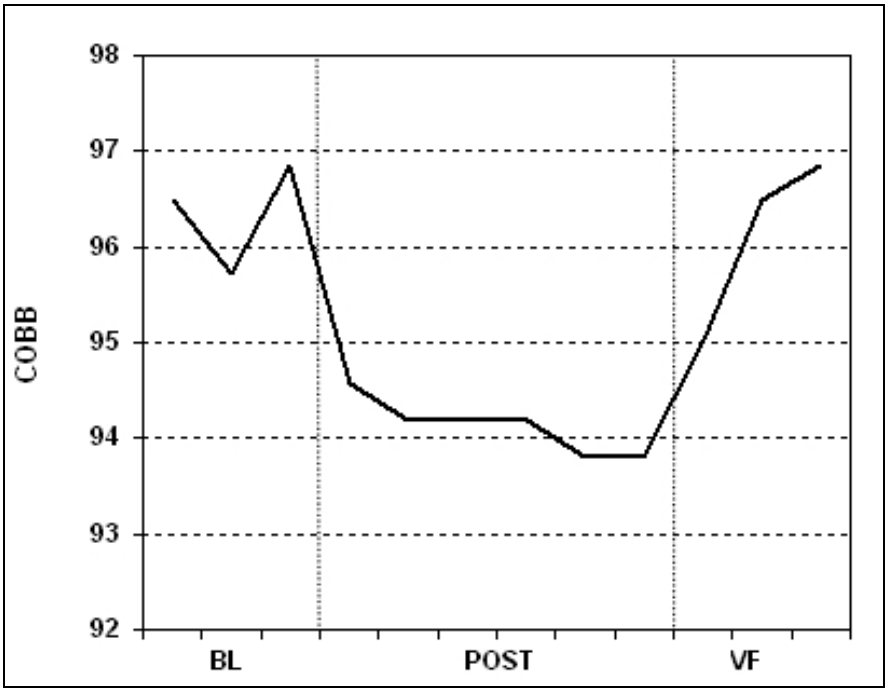


Figura 3.3: Grafico della serie di dati dell'angolo di Cobb. La fase di trattamento riporta unicamente le valutazioni effettuate nella fase post somministrazione-POST (in gradi).

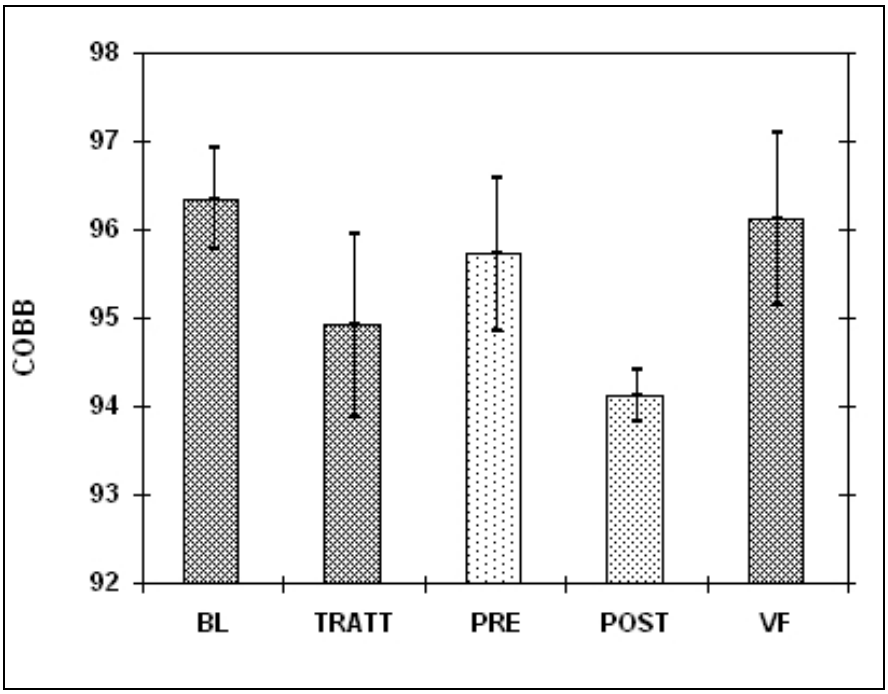


Figura 3.4: Medie (±DS) della serie di dati dell'angolo di Cobb (in gradi) suddivise nelle diverse fasi dello studio.

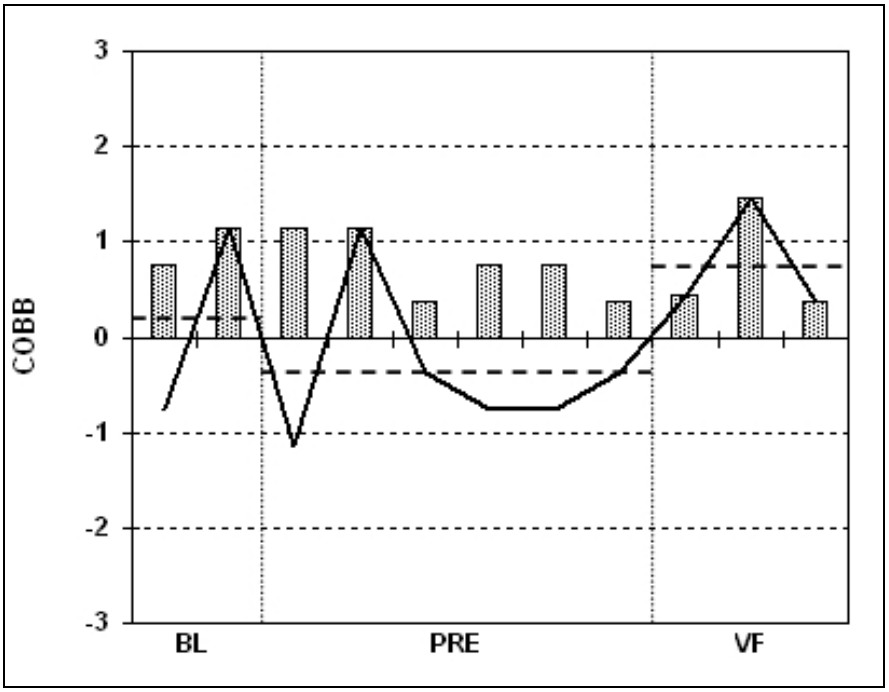


Figura 3.5: Grafico degli scarti tra valori, della serie dell'angolo di Cobb focalizzata sulle misurazioni pre somministrazione-PRE (in gradi). Sono riportati gli scarti in valore relativo (*linea continua*), in valore assoluto (*istogramma*), e le medie per fase (*linea tratteggiata*) *BL=0,19*; *PRE=-0,38*; *VF=0,76*.

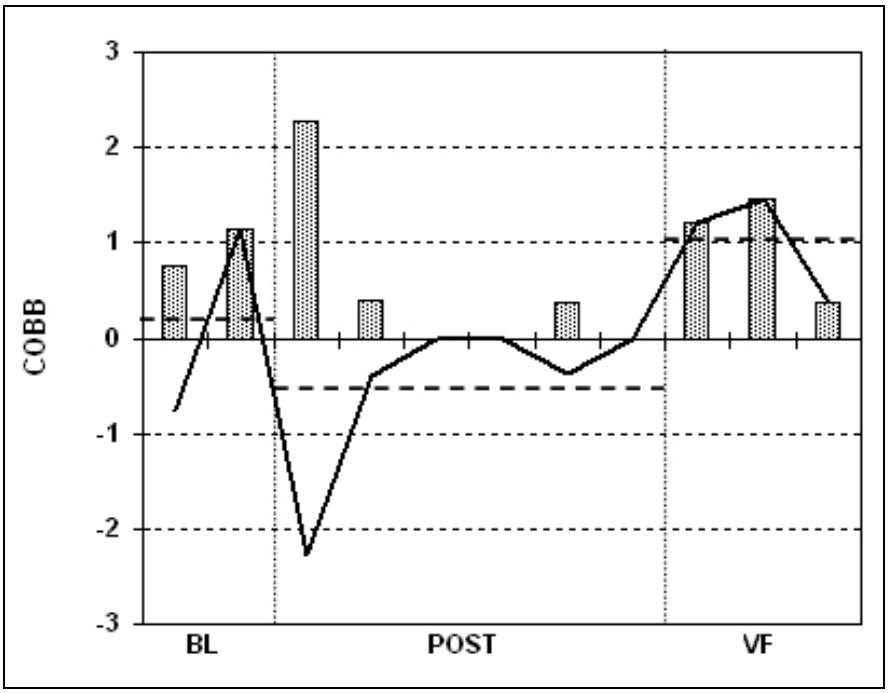


Figura 3.6: Grafico degli scarti tra valori, della serie dell'angolo di Cobb focalizzata sulle misurazioni post somministrazione-POST (in gradi). Sono riportati gli scarti in valore relativo (*linea continua*), in valore assoluto (*istogramma*), e le medie per fase (*linea tratteggiata*) *BL=0,19*; *POST=-0,51*; *VF=1,02*.

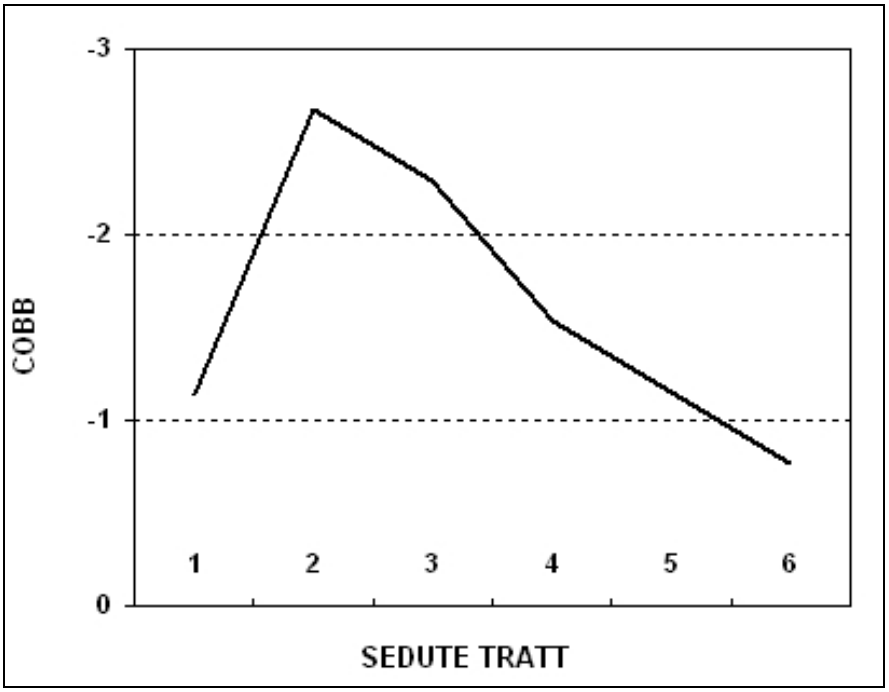


Figura 3.7: Grafico degli scarti tra i valori pre e post somministrazione (PRE vs POST) della serie di dati dell'angolo di Cobb (in gradi), durante le sei sedute di trattamento.

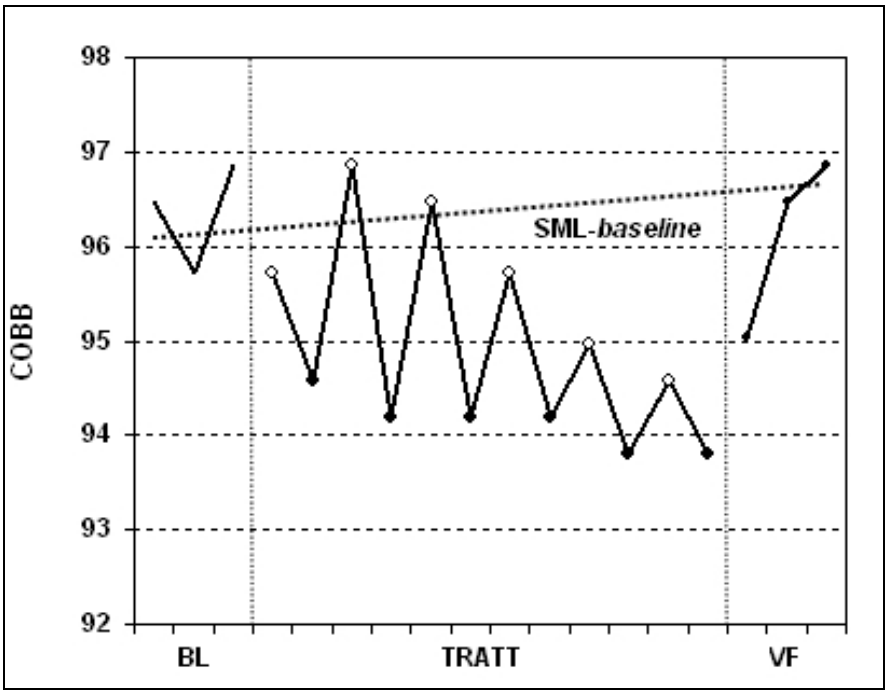


Figura 3.8: Grafico di *Visual Analysis* attraverso l'uso della *Split Middle Line* della fase BL (*mediane= 96,10 e 96,29*) della serie di dati dell'angolo di Cobb (in gradi). In bianco i punti della fase PRE.

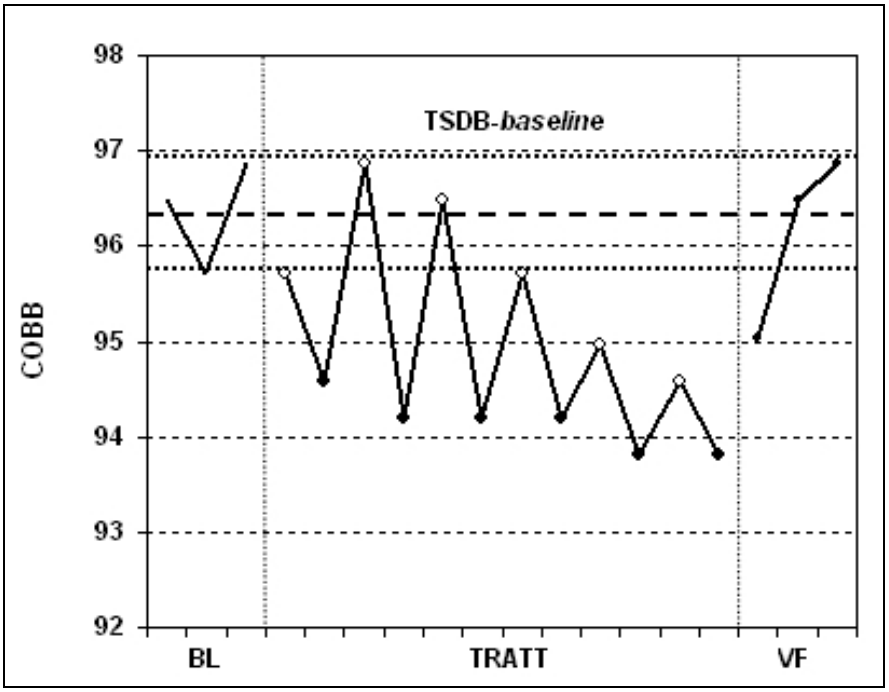


Figura 3.9: Grafico di *Visual Analysis* attraverso l'uso della *Two Standard Deviation Band* della fase BL (*media= 96,35; DS= 0,58*) della serie di dati dell'angolo di Cobb (in gradi). In bianco i punti della fase PRE.

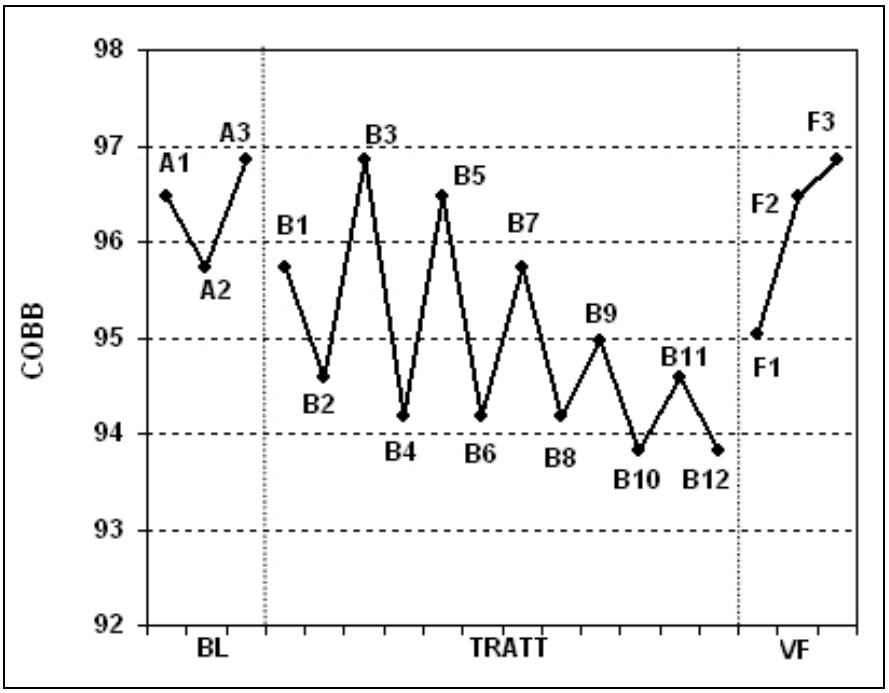


Figura 3.10: Grafico di *Visual Analysis* attraverso l'uso della *Non-overlap of All Pairs* tra le diverse fasi della serie di dati dell'angolo di Cobb (in gradi).

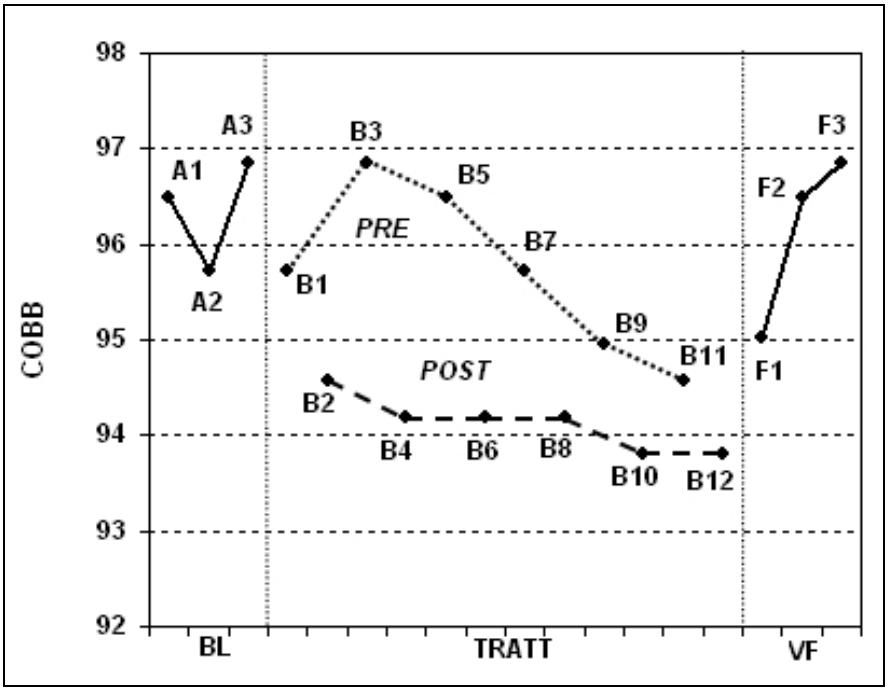


Figura 3.11: Grafico di *Visual Analysis* attraverso l'uso della *Non-overlap of All Pairs* tra le diverse fasi della serie di dati dell'angolo di Cobb (in gradi), dopo separazione dei valori pre e post intervento (*PRE= linea a puntini*; *POST= linea tratteggiata*).

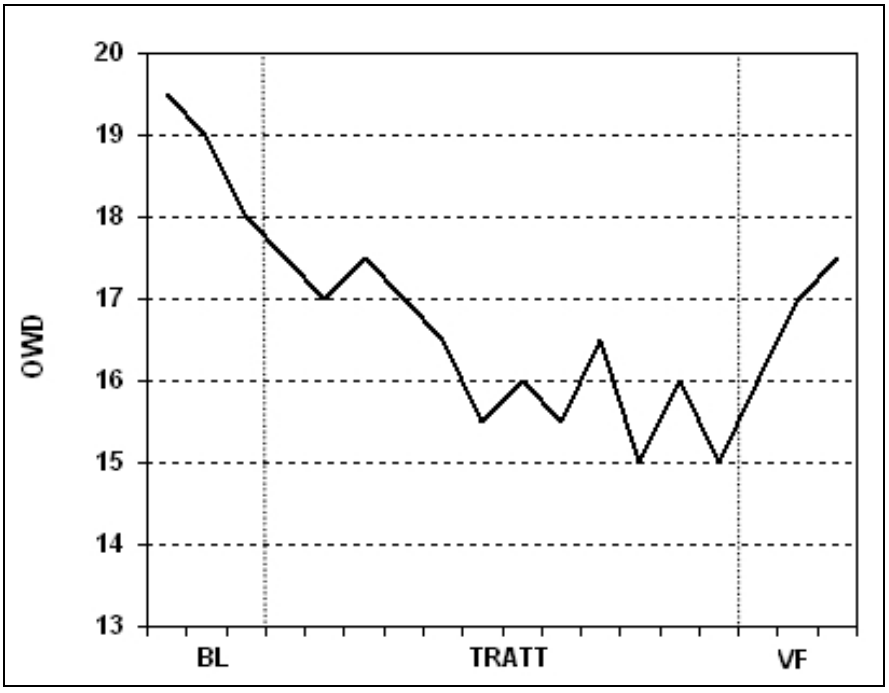


Figura 3.12: Grafico della serie di dati di OWD (in cm).

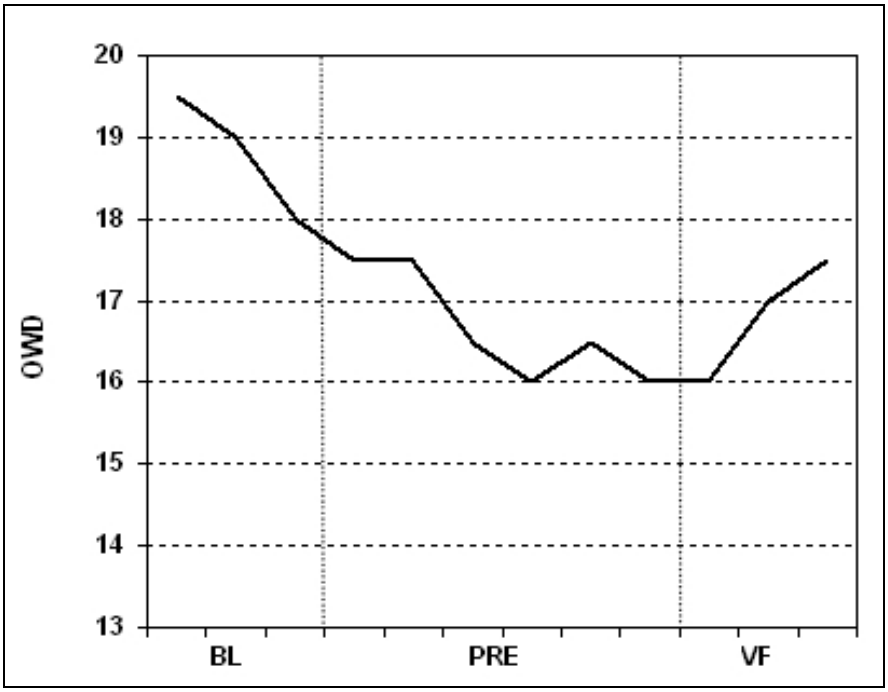


Figura 3.13: Grafico della serie di dati di OWD. La fase di trattamento riporta unicamente le valutazioni effettuate nella fase pre somministrazione-PRE (in cm).

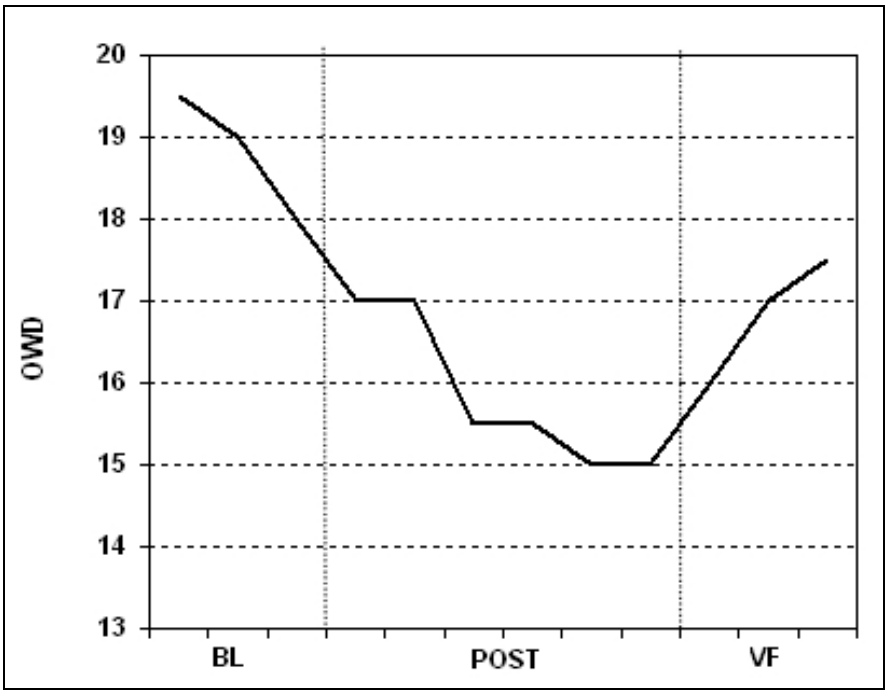


Figura 3.14: Grafico della serie di dati di OWD. La fase di trattamento riporta unicamente le valutazioni effettuate nella fase post somministrazione-POST (in cm).

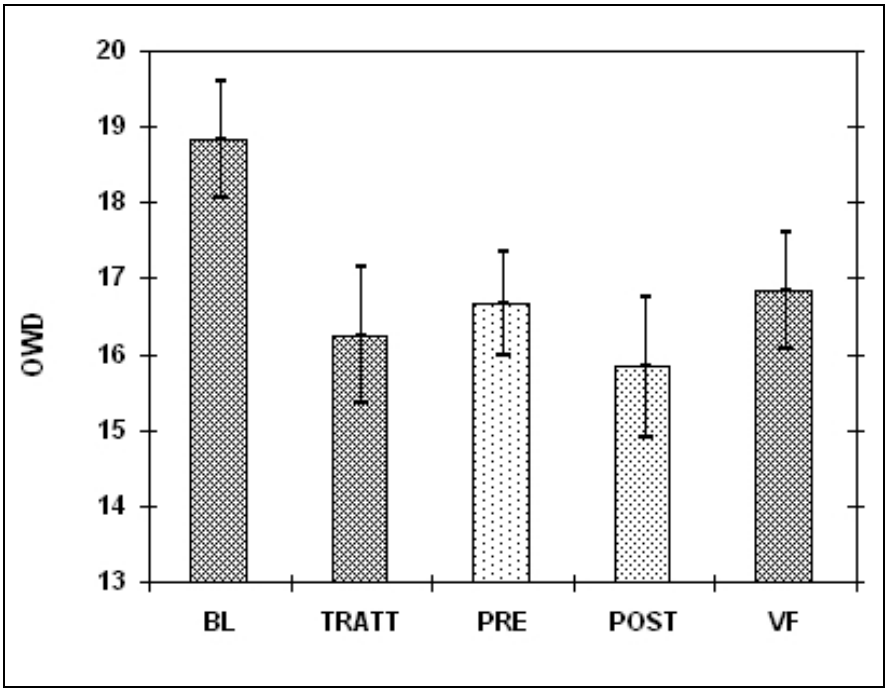


Figura 3.15: Medie (±DS) della serie dati di OWD (in cm) suddivise nelle diverse fasi dello studio.

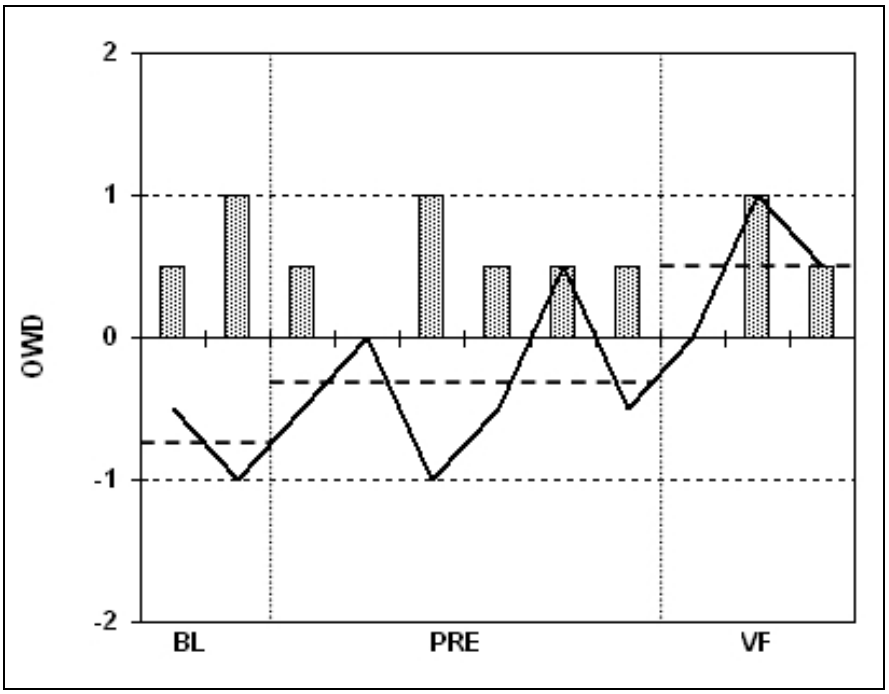


Figura 3.16: Grafico degli scarti tra valori, della serie di dati di OWD, focalizzata sulle misurazioni pre somministrazione-PRE (in cm). Sono riportati gli scarti in valore relativo (*linea continua*), in valore assoluto (*istogramma*), e le medie per fase (*linea tratteggiata*) *BL=-0,75*; *PRE=-0,33*; *VF=0,50*.

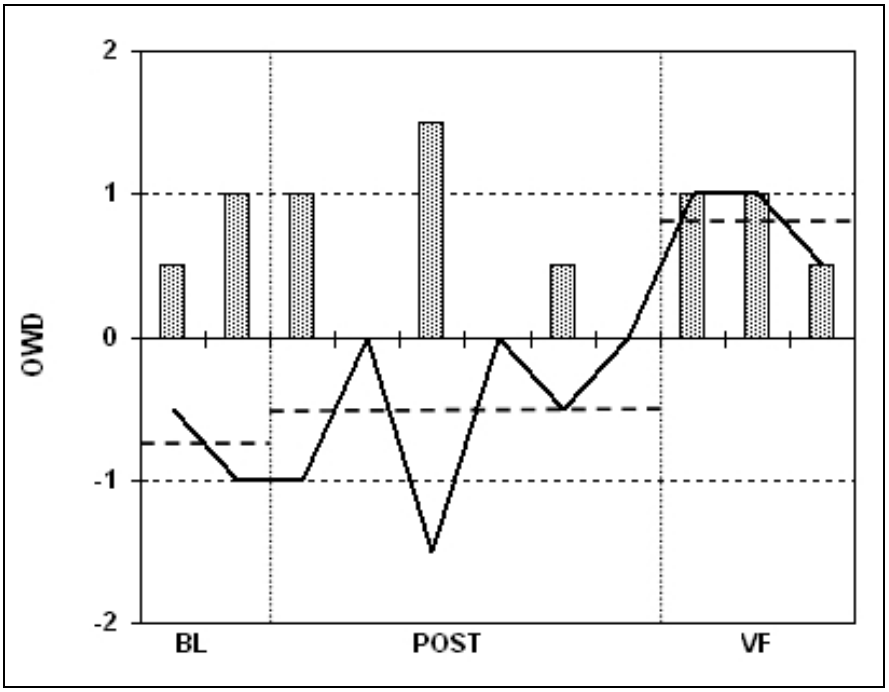


Figura 3.17: Grafico degli scarti tra valori, della serie dei dati di OWD, focalizzata sulle misurazioni post somministrazione-POST (in cm). Sono riportati gli scarti in valore relativo (*linea continua*), in valore assoluto (*istogramma*), e le medie per fase (*linea tratteggiata*) *BL=-0,75*; *POST=-0,50*; *VF=0,83*.

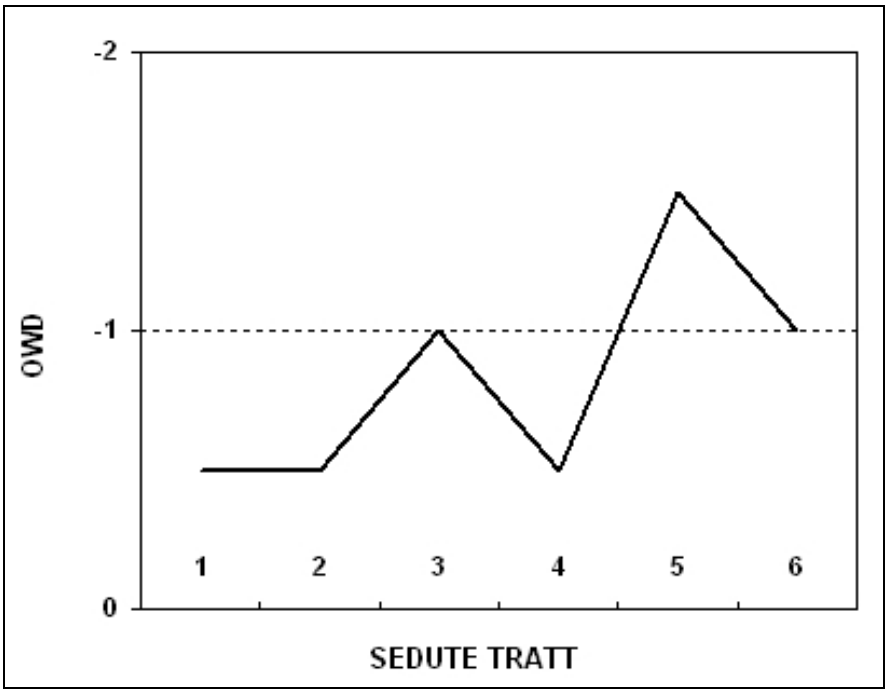


Figura 3.18: Grafico degli scarti tra i valori pre e post somministrazione (PRE vs POST) della serie di dati di OWD (in cm), durante le sei sedute di trattamento.

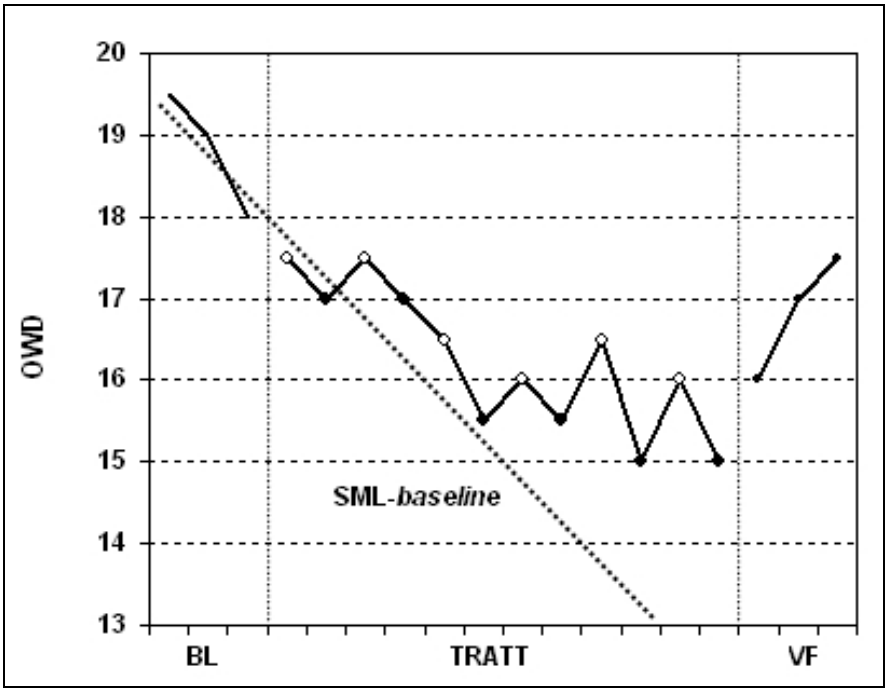


Figura 3.19: Grafico di *Visual Analysis* attraverso l'uso della *Split Middle Line* della fase BL (*mediane= 19,25 e 18,50*) della serie di dati di OWD (in cm). In bianco i punti della fase PRE.

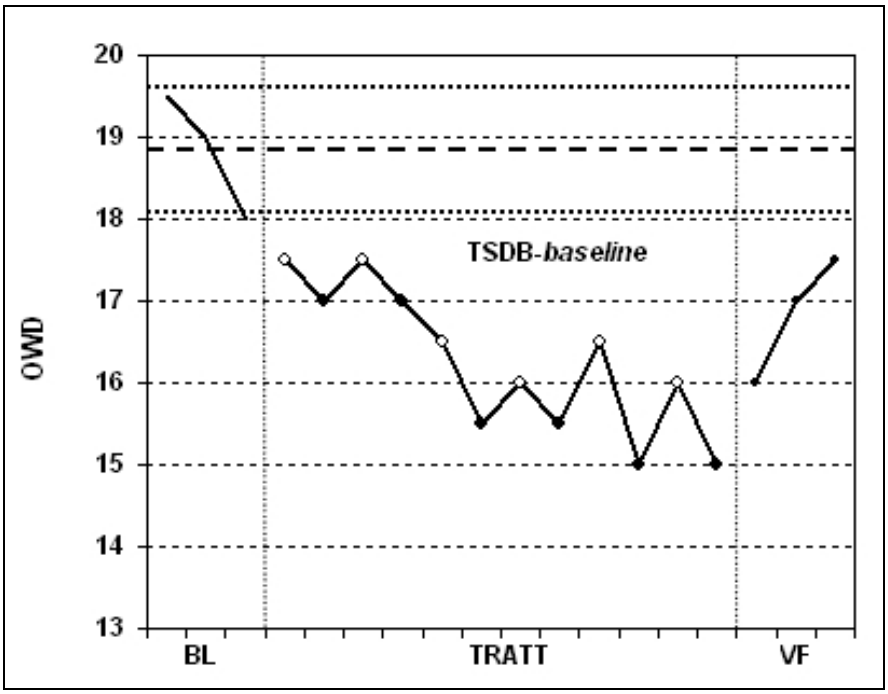


Figura 3.20: Grafico di *Visual Analysis* attraverso l'uso della *Two Standard Deviation Band* della fase BL (*media= 18,83; DS= 0,76*) della serie di dati di OWD (in cm). In bianco i punti della fase PRE.

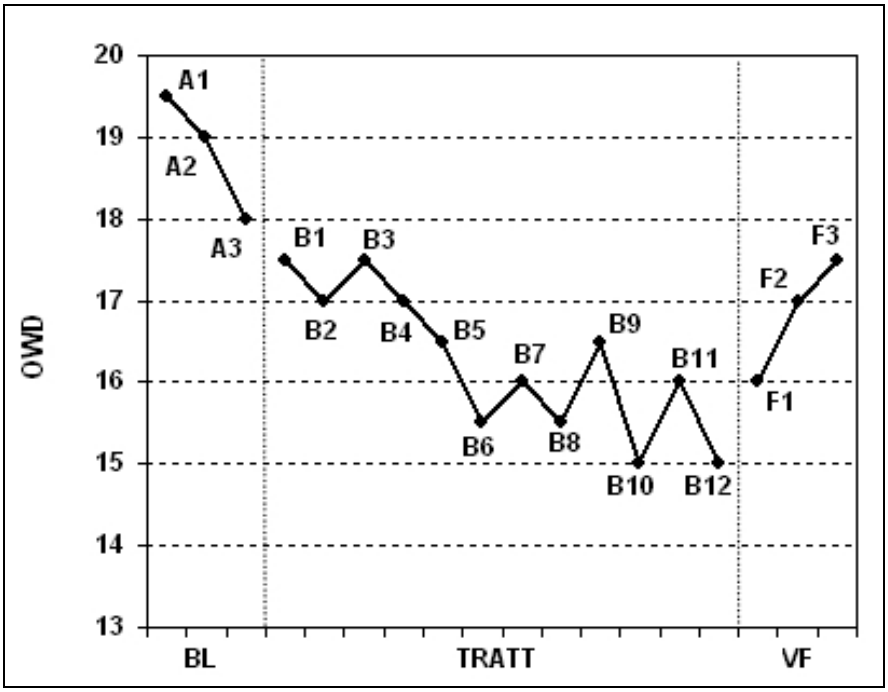


Figura 3.21: Grafico di *Visual Analysis* attraverso l'uso della *Non-overlap of All Pairs* tra le diverse fasi della serie di dati di OWD (in cm).

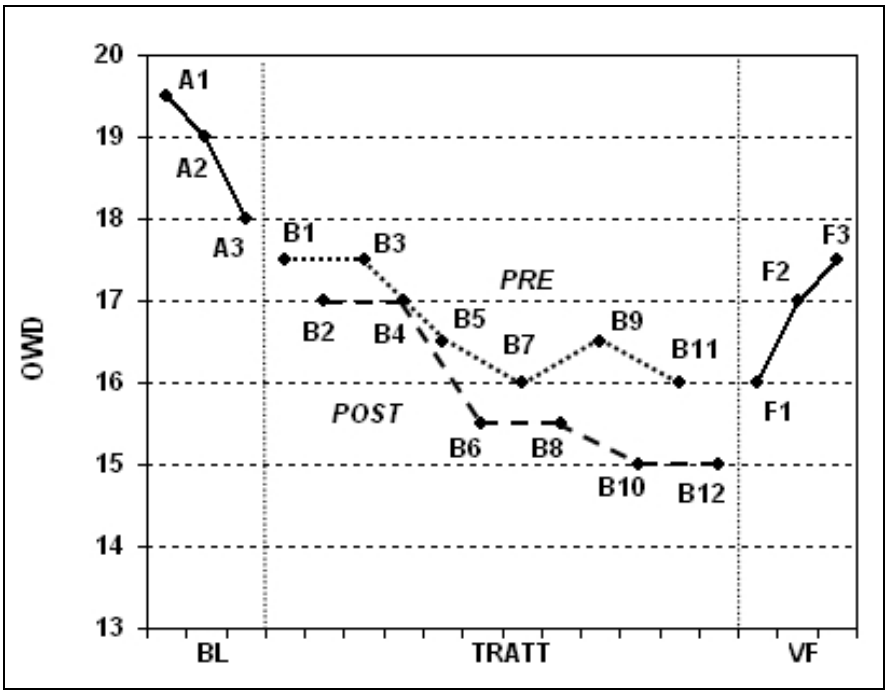


Figura 3.22: Grafico di *Visual Analysis* attraverso l'uso della *Non-overlap of All Pairs* tra le diverse fasi della serie di dati di OWD (in cm), dopo separazione dei valori pre e post intervento (*PRE= linea a puntini*; *POST= linea tratteggiata*).

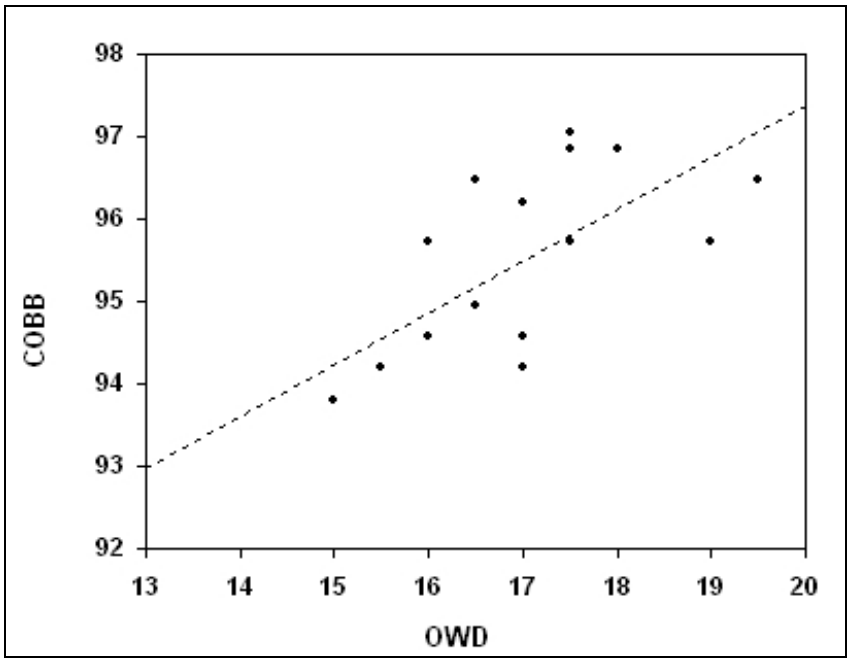


Figura 3.23: Grafico della retta di regressione tra OWD (in cm) ed angolo di Cobb (in gradi), nelle fasi BL-TRATT-VF (*R= 0,70*).

Y = 0,6279x + 84,813

Figura 3.24: Equazione della retta di regressione per la fase BL-TRATT-VF.

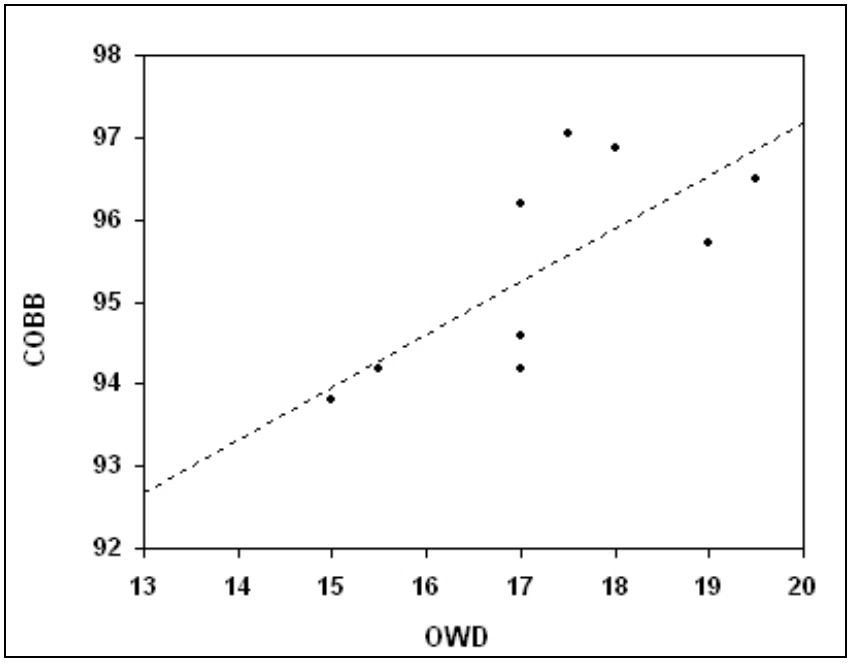


Figura 3.25: Grafico della retta di regressione tra OWD (in cm) ed angolo di Cobb (in gradi), nelle fasi BL-POST-VF (*R= 0,78*).

Y = 0,6445x + 84,292

Figura 3.26: Equazione della retta di regressione per la fase BL-POST-VF.

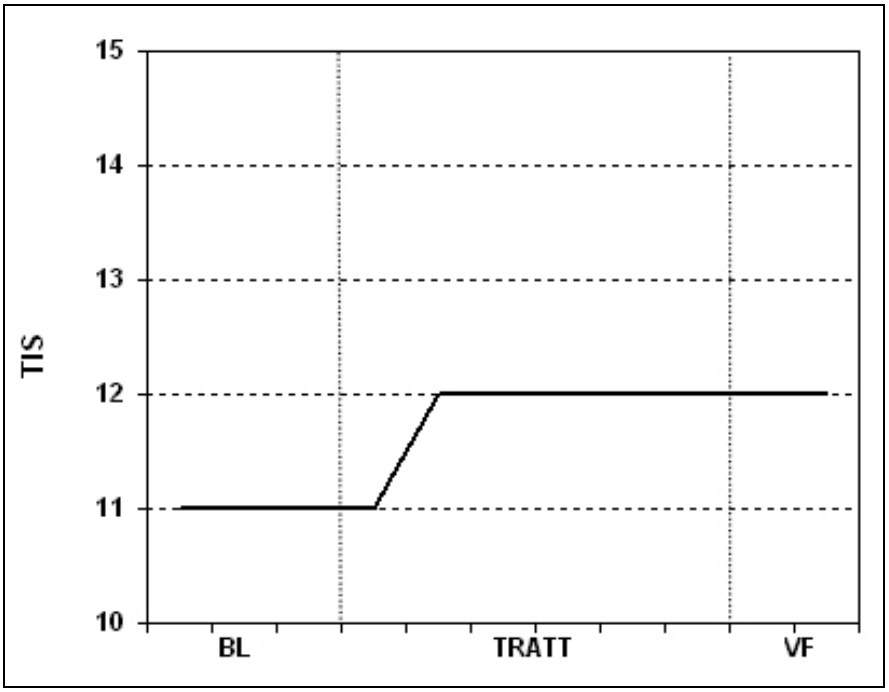


Figura 3.27: Grafico della serie dei valori di TIS.

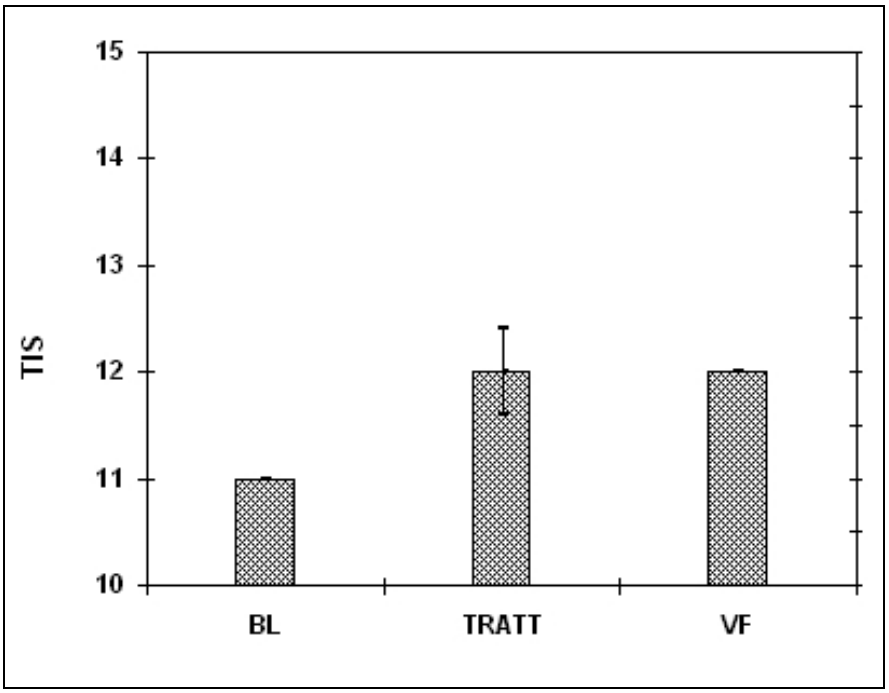


Figura 3.28: Medie (±DS) del valore di TIS suddivise nelle diverse fasi dello studio.

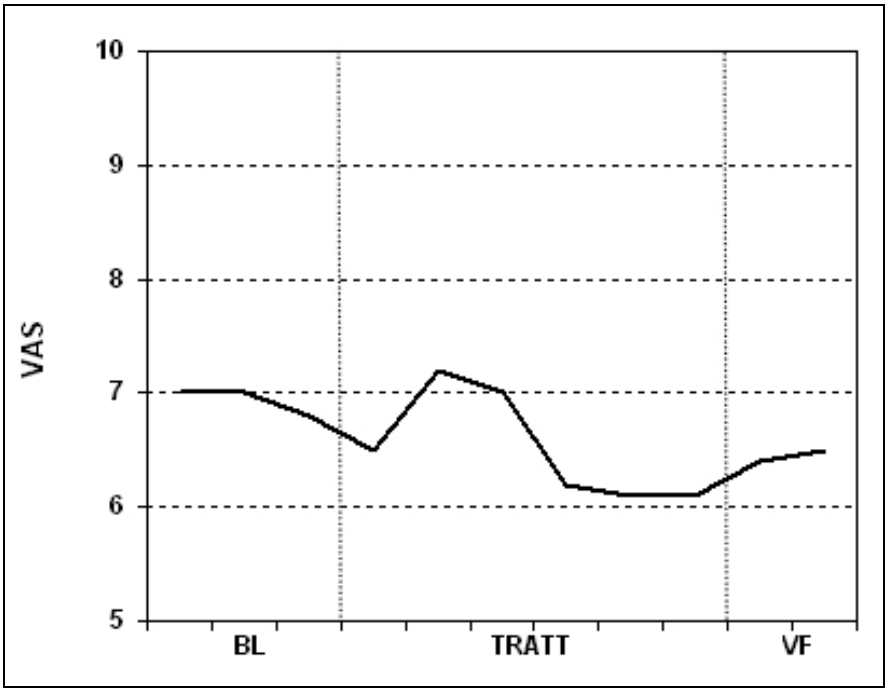


Figura 3.29: Grafico della serie dei valori di VAS.

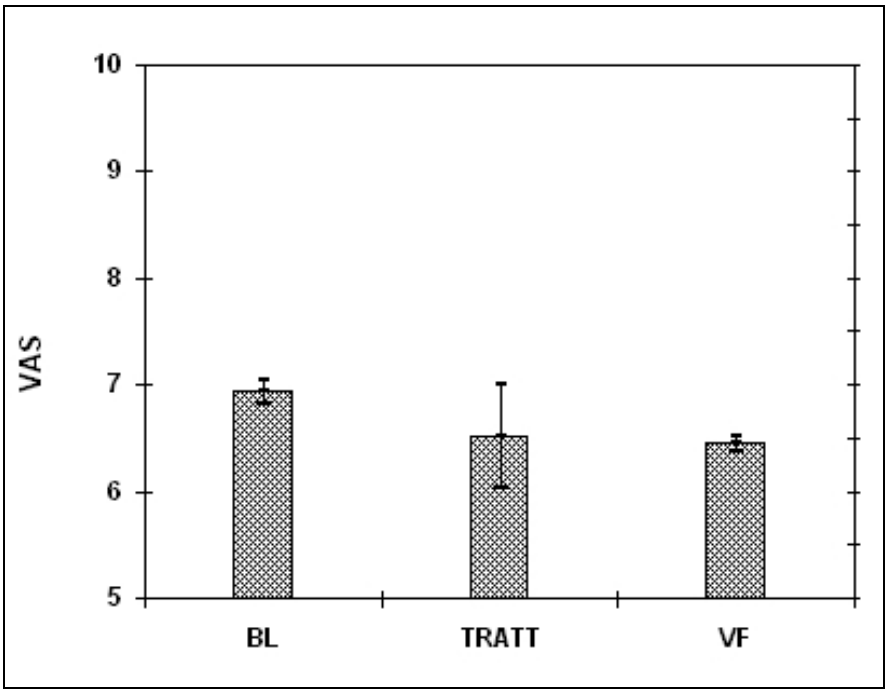


Figura 3.30: Medie (±DS) del valore di VAS suddivise nelle diverse fasi dello studio.

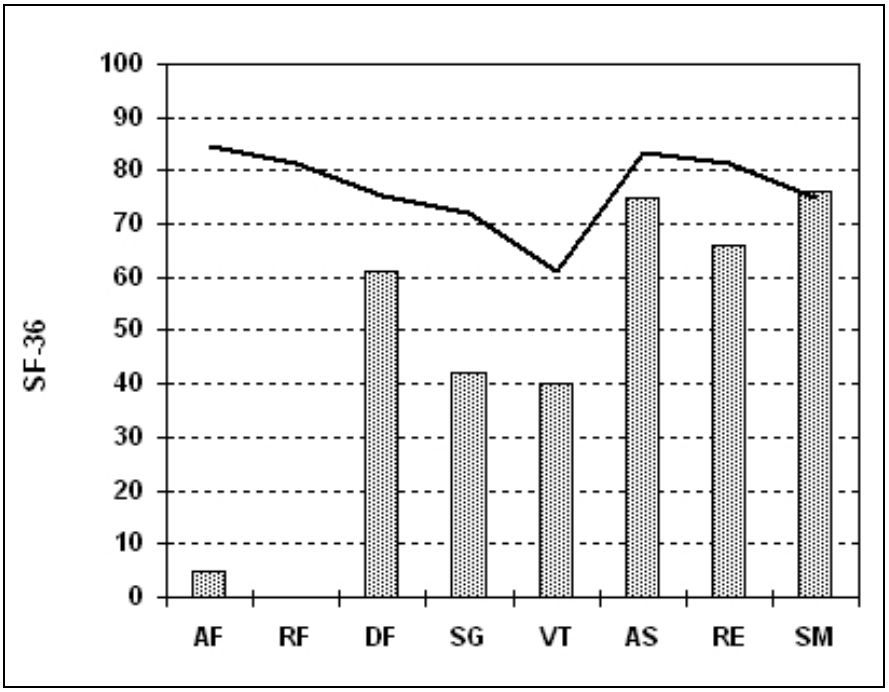


Figura 3.31: Valori della SF-36 iniziali del paziente (*istogramma*), rapportati alla media della popolazione italiana (*linea continua*).

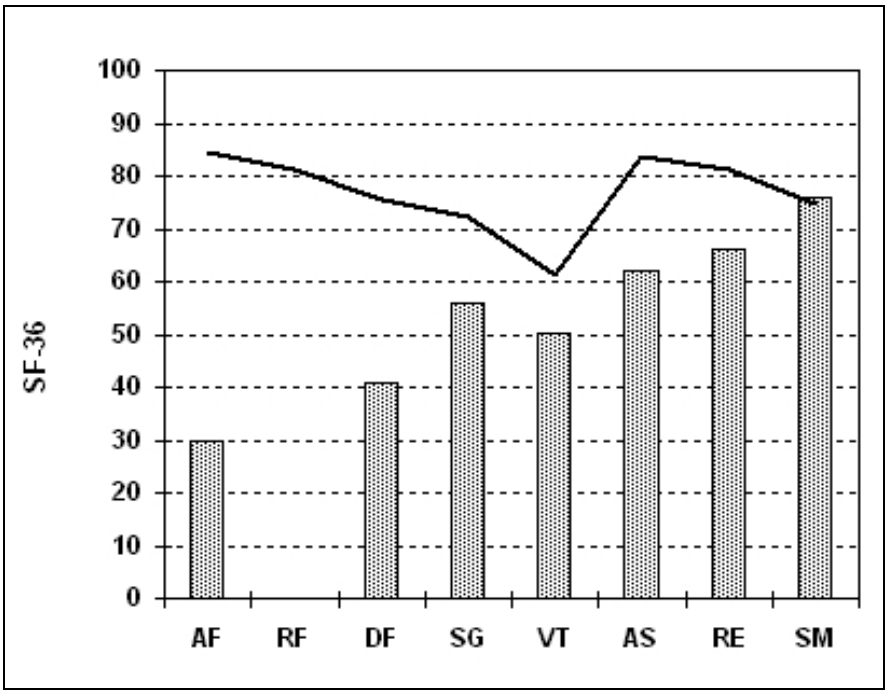


Figura 3.32: Valori della SF-36 finali del paziente (*istogramma*), rapportati alla media della popolazione italiana (*linea continua*).

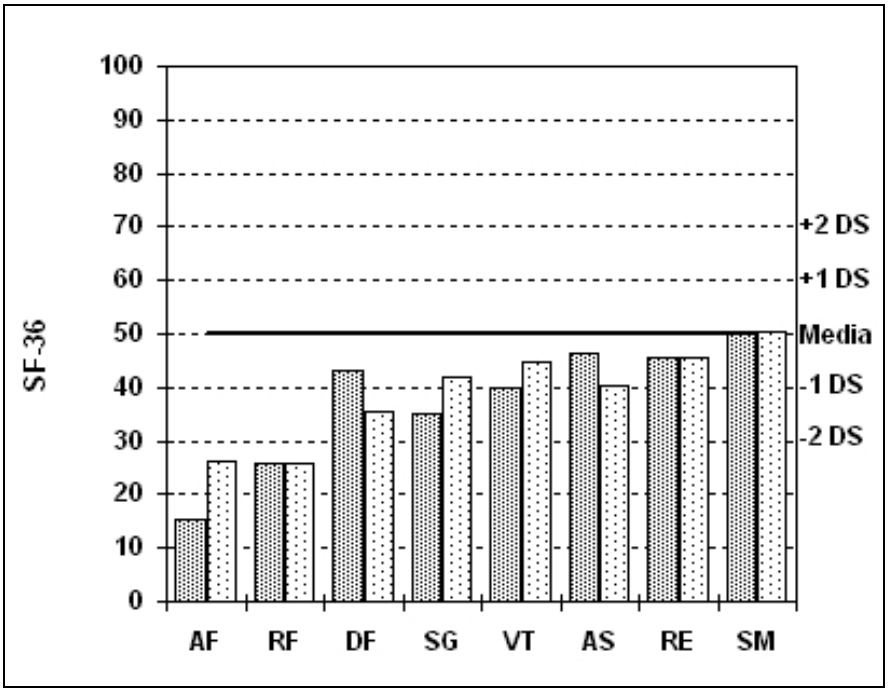


Figura 3.33: Confronto tra i valori della SF-36 iniziali (*colonne scure*) e post-trattamento (*colonne chiare*), normalizzati rispetto alla popolazione italiana (*media= 50*, *linea continua*).

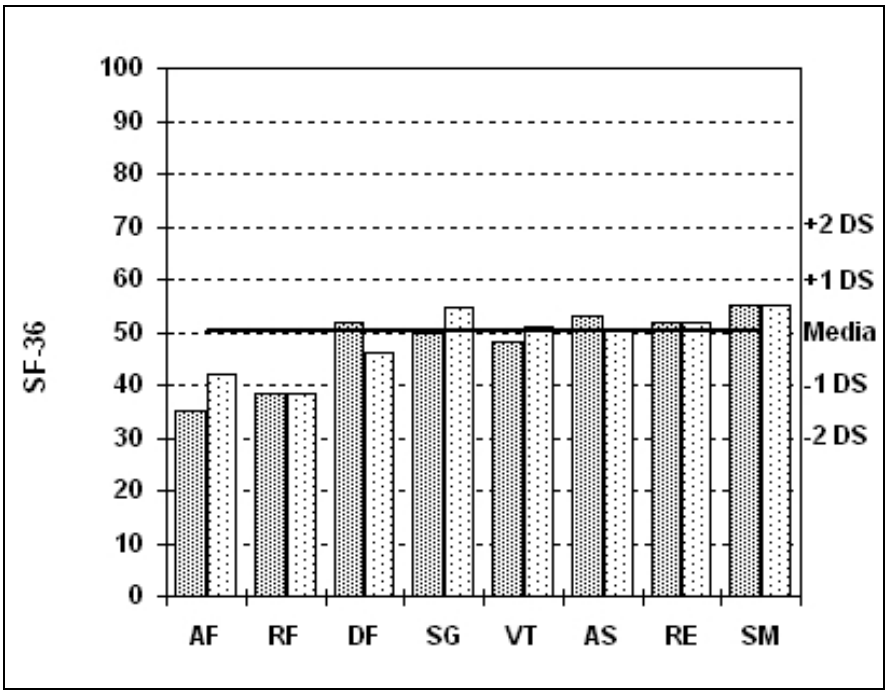


Figura 3.34: Confronto tra i valori della SF-36 iniziali (*colonne scure*) e post-trattamento (*colonne chiare*), normalizzati rispetto alla popolazione italiana di pari sesso ed età (*media= 50*, *linea continua*).

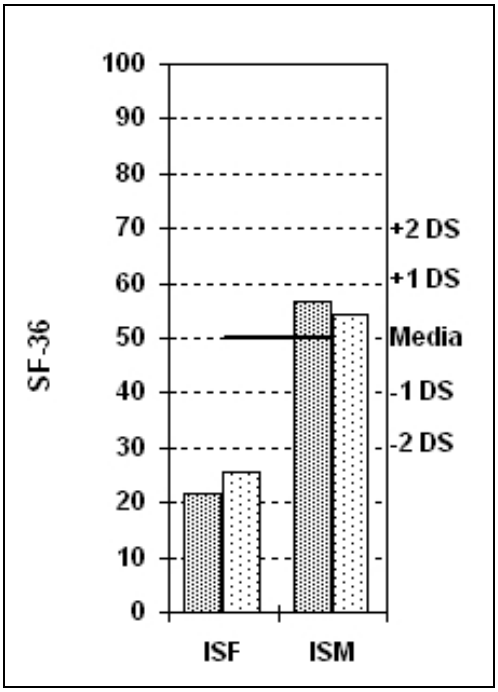


Figura 3.35: Confronto tra gli indici riassuntivi della SF-36 iniziali (*colonne scure*) e post-trattamento (*colonne chiare*), normalizzati rispetto alla popolazione italiana (*media= 50*, *linea continua*).

	Lineare
Punto TRATT	93,81
Punto VF	96,48
Media	**95,15**

Tabella 2.1: Valori di interpolazione lineare del dato mancante della serie dati dell'angolo di Cobb (in gradi).

	Intetrpolazione dato Cobb
Lineare	95,15
Trend	94,90
Media	**95,03**

Tabella 2.2: Interpolazione del dato mancante della serie dati dell'angolo di Cobb (in gradi).

	Lineare
Punto TRATT	15,00
Punto VF	17,00
Media	**16,00**

Tabella 2.3: Valori di interpolazione lineare del dato mancante della serie dati di OWD (in cm).

	Intetrpolazione dato OWD
Lineare	16,00
Trend	16,00
Media	**16,00**

Tabella 2.4: Interpolazione del dato mancante della serie dati di OWD (in cm).

Fase	Seduta	Data	Angolo di Cobb (in °)		OWD	TIS	VAS	SF-36		MMSE
			Media	DS	cm		cm	ISF	ISM	
A-BL	1	26/04/2010	96,48	1,14	19,50	11,00	7,00	21,60	56,70	24,50
A-BL	2	28/04/2010	95,72	0,66	19,00	11,00	7,00			
A-BL	3	30/04/2010	96,86	1,74	18,00	11,00	6,80			
B-TRATT	4-PRE	03/05/2010	95,72	0,66	17,50					
B-TRATT	4-POST	03/05/2010	94,58	0,66	17,00	11,00	6,50			
B-TRATT	5-PRE	05/05/2010	96,86	1,74	17,50					
B-TRATT	5-POST	05/05/2010	94,19	1,15	17,00	12,00	7,20			
B-TRATT	6-PRE	07/05/2010	96,48	1,14	16,50					
B-TRATT	6-POST	07/05/2010	94,19	1,15	15,50	12,00	7,00			
B-TRATT	7-PRE	10/05/2010	95,72	0,66	16,00					
B-TRATT	7-POST	10/05/2010	94,19	1,15	15,50	12,00	6,20			
B-TRATT	8-PRE	12/05/2010	94,96	0,66	16,50					
B-TRATT	8-POST	12/05/2010	93,81	1,33	15,00	12,00	6,10			
B-TRATT	9-PRE	14/05/2010	94,58	0,66	16,00					
B-TRATT	9-POST	14/05/2010	93,81	0,67	15,00	12,00	6,10			
A-VF int	10	n.n	95,03		16,00					
A-VF	11	19/05/2010	96,48	1,14	17,00	12,00	6,40	25,50	54,50	
A-VF	12	21/05/2010	96,86	1,74	17,50	12,00	6,50			

Tabella 3.1: Tabella riassuntiva delle misurazioni dello studio.

	Media	ES	Mediana	Moda	Varianza	DS	n.
BL	96,35	0,34	96,48	nn	0,34	0,58	3
TRATT	94,92	0,30	94,58	94,19	1,07	1,03	12
PRE	95,72	0,35	95,72	95,72	0,75	0,87	6
POST	94,13	0,12	94,19	94,19	0,08	0,29	6
VF	96,12	0,56	96,48	nn	0,93	0,97	3

Tabella 3.2: Tabella di statistica descrittiva della serie dei dati dell'angolo di Cobb (in gradi) nelle diverse fasi dello studio.

	vs SML BL	BT p=0,5	
TRATT	2/12	**0,02**	*
POST	6/6	**0,02**	*
PRE	2/6	0,34	
VF	1/3	0,50	

Tabella 3.3: Tabella dei rapporti di *Split Middle Line* del BL della serie dati dell'angolo di Cobb, e risultato del confronto al test binomiale (*p= 0,50*).

	vs TSDB BL	BT p=0,16	
TRATT	10/12	**< 0,01**	**
POST	6/6	**< 0,01**	**
PRE	4/6	**< 0,01**	**
VF	1/3	0,33	

Tabella 3.4: Tabella dei rapporti di *Two Standard Deviation Band* del BL della serie dati dell'angolo di Cobb, e risultato del confronto al test binomiale (*p= 0,16*).

	BL vs TRATT
A1	1,50
A2	3,00
A3	0,50
NAP	0,86

Tabella 3.5: Tabella valori di NAP di BL vs TRATT per l'angolo di Cobb.

	BL vs PRE
A1	1,50
A2	3,00
A3	0,50
NAP	0,72

Tabella 3.6: Tabella valori di NAP di BL vs PRE per l'angolo di Cobb.

	BL vs POST	
A1	0,00	
A2	0,00	
A3	0,00	
NAP	**1,00**	**

Tabella 3.7: Tabella valori di NAP di BL vs POST per l'angolo di Cobb (**).

	BL vs VF
A1	1,50
A2	2,00
A3	0,50
NAP	0,56

Tabella 3.8: Tabella valori di NAP di BL vs VF per l'angolo di Cobb.

	PRE vs POST
B1	0,00
B3	0,00
B5	0,00
B7	0,00
B9	0,00
B11	0,00
NAP	**1,00** **

Tabella 3.9: Tabella valori di NAP di PRE vs POST per l'angolo di Cobb (**).

	PRE vs VF
B1	1,00
B3	2,50
B5	1,50
B7	1,00
B9	0,00
B11	0,00
NAP	0,67

Tabella 3.10: Tabella valori di NAP di PRE vs VF per l'angolo di Cobb.

	POST vs VF
B2	0,00
B4	0,00
B6	0,00
B8	0,00
B10	0,00
B12	0,00
NAP	**1,00** **

Tabella 3.11: Tabella valori di NAP di POST vs VF per l'angolo di Cobb (**).

	TRATT vs VF
B1	1,00
B2	0,00
B3	2,50
B4	0,00
B5	1,50
B6	0,00
B7	1,00
B8	0,00
B9	0,00
B10	0,00
B11	0,00
B12	0,00
NAP	0,83

Tabella 3.12: Tabella valori di NAP di TRATT vs VF per l'angolo di Cobb.

	Media	ES	Mediana	Moda	Varianza	DS	n.
BL	18,83	0,44	19,00	nn	0,58	0,76	3
TRATT	16,25	0,26	16,25	17,50	0,80	0,89	12
PRE	16,67	0,28	16,50	17,50	0,47	0,68	6
POST	15,83	0,38	15,50	17,00	0,87	0,93	6
VF	16,83	0,44	17,00	nn	0,58	0,76	3

Tabella 3.13: Tabella di statistica descrittiva della serie dei dati di OWD (in cm) nelle diverse fasi dello studio.

	vs SML BL	BT p=0,5
TRATT	10/12	**0,02** *
POST	5/6	0,11
PRE	5/6	0,11
VF	3/3	0,12

Tabella 3.14: Tabella dei rapporti di *Split Middle Line* del BL della serie dati di OWD, e risultato del confronto al test binomiale ($p= 0,50$).

	vs TDSB BL	BT p=0,16
TRATT	12/12	**< 0,01** **
POST	6/6	**< 0,01** **
PRE	6/6	**< 0,01** **
VF	3/3	**< 0,01** **

Tabella 3.15: Tabella dei rapporti di *Two Standard Deviation Band* del BL della serie dati di OWD, e risultato del confronto al test binomiale ($p= 0,16$).

	BL vs TRATT
A1	0,00
A2	0,00
A3	0,00
NAP	**1,00** **

Tabella 3.16: Tabella valori di NAP di BL vs TRATT per OWD (**).

	BL vs PRE
A1	0,00
A2	0,00
A3	0,00
NAP	**1,00** **

Tabella 3.17: Tabella valori di NAP di BL vs PRE per OWD (**).

	BL vs POST
A1	0,00
A2	0,00
A3	0,00
NAP	**1,00** **

Tabella 3.18: Tabella valori di NAP di BL vs POST per OWD (**).

	BL vs VF
A1	0,00
A2	0,00
A3	0,00
NAP	**1,00** **

Tabella 3.19: Tabella valori di NAP di BL vs VF per OWD (**).

	PRE vs POST
B1	0,00
B3	0,00
B5	2,00
B7	2,00
B9	2,00
B11	2,00
NAP	0,78

Tabella 3.20: Tabella valori di NAP di PRE vs POST per OWD.

	PRE vs VF
B1	2,50
B3	2,50
B5	1,00
B7	0,50
B9	1,00
B11	0,50
NAP	0,56

Tabella 3.21: Tabella valori di NAP di PRE vs VF per OWD.

	POST vs VF
B2	1,50
B4	1,50
B6	0,00
B8	0,00
B10	0,00
B12	0,00
NAP	0,83

Tabella 3.22: Tabella valori di NAP di POST vs VF per OWD.

	TRATT vs VF
B1	2,50
B2	1,50
B3	2,50
B4	1,50
B5	1,00
B6	0,00
B7	0,50
B8	0,00
B9	1,00
B10	0,00
B11	0,50
B12	0,00
NAP	0,69

Tabella 3.23: Tabella valori di NAP di TRATT vs VF per OWD.

	BL-TRATT-VF
R	**0,70**
R^2	**0,49**
ES	0,85
n.	17
Stat t	3,81
p-value	**< 0,01**

Tabella 3.24:Tabella di statistica di regressione tra OWD ed angolo di Cobb, nelle fasi BL-TRATT-VF.

	BL-POST-VF
R	**0,78**
R^2	**0,61**
ES	0,85
n.	11
Stat t	3,72
p-value	**< 0,01**

Tabella 3.25:Tabella di statistica di regressione tra OWD ed angolo di Cobb, nelle fasi BL-POST-VF.

	Media	ES	Mediana	Moda	Varianza	DS	n.
BL	11	0,00	11	11	0,00	0,00	3
TRATT	12	0,17	12	12	0,17	0,41	6
VF	12	0,00	12	12	0,00	0,00	2

Tabella 3.26: Tabella di statistica descrittiva della serie dei dati di TIS nelle diverse fasi dello studio.

	Media	ES	Mediana	Moda	Varianza	DS	n.
BL	6,93	0,07	7,00	7,00	0,01	0,12	3
TRATT	6,52	0,20	6,35	6,10	0,23	0,48	6
VF	6,45	0,05	6,45	nn	0,01	0,07	2

Tabella 3.27: Tabella di statistica descrittiva della serie dei dati di VAS nelle diverse fasi dello studio.

	AF	RF	DF	SG	VT	AS	RE	SM	ISF	ISM
Punti	5,0	0,0	61,0	42,0	40,0	75,0	66,0	76,0		
Media	84,5	81,2	75,5	72,2	61,1	83,6	81,3	74,8	50,0	50,0
DS	22,9	33,8	23,6	20,2	20,9	22,4	33,0	18,0	10,0	10,0
Norm. Pesata	35,0	38,2	52,0	49,9	48,0	53,1	51,8	55,0		
Punti norm.	15,3	26,0	43,0	35,0	39,9	46,2	45,4	50,6	21,6	56,7

Tabella 3.28: Tabella dei valori ed elaborazione della SF-36 rilevata in fase iniziale, pre-trattamento.

	AF	RF	DF	SG	VT	AS	RE	SM	ISF	ISM
Punti	30,0	0,0	41,0	56,0	50,0	62,0	66,0	76,0		
Media	84,5	81,2	75,5	72,2	61,1	83,6	81,3	74,8	50,0	50,0
DS	22,9	33,8	23,6	20,2	20,9	22,4	33,0	18,0	10,0	10,0
Norm. Pesata	42,0	38,2	46,0	54,7	51,0	50,0	51,8	55,0		
Punti norm.	26,2	26,0	35,4	42,0	44,7	40,3	45,4	50,6	25,5	54,5

Tabella 3.29: Tabella dei valori ed elaborazione della SF-36 rilevata in fase finale, post-trattamento.

	Cobb			OWD		
	SML di BL	TSBD	NAP	SML di BL	TSBD	NAP
BL vs TRATT	*	**	-	*	**	**
BL vs POST	*	**	**	-	**	**
BL vs PRE	-	**	-	-	**	**
PRE vs POST			**			-
TRATT vs VF			-			-
POST vs VF			**			-
PRE vs VF			-			-
BL vs VF	-	-	-	-	**	**

Tabella 4.1: Tabella riassuntiva delle significatività rilevate nello studio attraverso i diversi strumenti di analisi.

4. DISCUSSIONE

Per analizzare in modo globale l'efficacia dell'intervento terapeutico attraverso l'utilizzo dell'esercizio di *biofeedback* da noi proposto in questo studio, abbiamo riassunto in una tabella i risultati ottenuti sui parametri di *outcome* principale, dai differenti test visuali utilizzati per l'analisi dei dati (Tab. 4.1). Da una prima osservazione è possibile notare come i risultati delle diverse metodiche utilizzate abbiano in generale una concordanza tra loro piuttosto bassa (*14:24* ~ 58%), che sale però al 70% (*7:10*) paragonando fra loro i risultati della *Two Standard Deviation Band* e della *Non - Overlap of All Pairs*. Approfondendo l'analisi ai singoli parametri, la concordanza maggiore tra i test si ha all'esame della stima dell'angolo di Cobb attraverso arcometro di D'Osualdo (*8:12* ~ 67%), mentre si assesta al 50% (*6:12*) quando siamo andati a testare la significatività dei dati rilevati tramite OWD.

La discordanza ottenuta dai test è da attribuire sicuramente in parte alla natura della *visual analysis*, che ricordiamo è una valutazione che è possibile effettuare su rappresentazioni grafiche delle serie temporali anche quando la mancanza di un numero cospicuo di valori non rende possibile l'utilizzo di test inferenziali più approfonditi. L'analisi visuale quindi, oltre ad essere influenzata dalla numerosità del campione, subisce però anche l'influsso che su di essa opera l'eventuale autocorrelazione dei dati (Ximenes *et al.*, 2009), condizione molto frequente nello studio dei *single - case*. A questo bisogna senza dubbio aggiungere che mentre il metodo della *Split Middle Line*, operando attraverso la costruzione della *celeration line* di una serie, è molto sensibile alla componente "pendenza" del *trend* ed alla

sua eventuale variazione, la *Two Standard Deviation Band* è uno strumento che valuta soprattutto il cambio di livello della serie di dati operando sui valori medi (Portney e Watkins, 2007). Tra esse si colloca la terza metodica utilizzata, che andando a quantificare la sovrapposizione fra i diversi punti permette di stimare principalmente la direzione del *trend* del set di dati.

Quanto detto ci permette una riflessione più ponderata sui risultati ottenuti ed un'analisi più approfondita delle diverse caratteristiche dei *trend* individuati.

Valutando i risultati ottenuti, l'utilizzo dell'esercizio di *biofeedback* da noi proposto sembrerebbe avere prodotto, per i parametri di *outcome* primario, un generale cambiamento significativo rispetto ai valori di partenza sia per quanto riguarda la pendenza che per il livello e la direzione del *trend*, soprattutto andando a considerare le misurazioni rilevate subito dopo la somministrazione (POST).

La stima dell'angolo di Cobb, ottenuta mediante arcometro, sembrerebbe mostrare una consistente e progressiva riduzione dei valori durante la fase di trattamento, apparente già dalla prima seduta per i valori post somministrazione, ma che con il tempo tende ad estendersi anche ai valori pre esercizio.

Valutando l'andamento degli scarti pre - post trattamento di Fig. 3.7, il risultato atteso di aumento del grado di estensione massimale della colonna toracica, ottenuto sin da subito attraverso l'esercizio proposto, sembrerebbe tuttavia dissolversi nell'intervallo interseduta, almeno nelle prime fasi, per poter poi assestarsi e mantenersi a valori più o meno costanti a distanza di circa una settimana dall'inizio del trattamento. Dall'analisi effettuata sembrerebbe emergere, comunque, come particolarmente significativa la differenza fra i valori rilevati durante il trattamento e la fase di *baseline*. Non solo, ma è possibile rilevare una

probabile significatività anche nella differenza tra la fase di trattamento e la successiva valutazione finale, così come rispetto alle rilevazioni pre somministrazione. Questa differenza che sembrerebbe affiorare dall'analisi effettuata, inoltre, tende ad interessare tutte le caratteristiche dell'andamento del set di dati, ovvero pendenza, direzione e livello. Si può dedurre, da quanto detto, l'elevato grado di specificità ed efficacia che l'esercizio proposto parrebbe possedere sulla mobilizzazione della colonna lungo il piano sagittale, ma, contemporaneamente, traspare dai dati la scarsa ritenzione delle competenze apprese da parte del paziente. Questa circostanza, determinata in parte dalla limitata tempistica del protocollo impostato con un numero di sedute ristretto a sei, in parte è dovuta anche alla natura stessa dell'atteggiamento cifotico presente nella malattia di Parkinson. In tale patologia infatti, oltre alle secondarie degenerazioni strutturali, rivestono un ruolo primario ed essenziale le alterazioni delle dinamiche di integrazione propriocettiva e di controllo motorio, che richiedono un tempo certamente più lungo ed un'intensità più elevata di intervento.

Il parametro di *Occiput to Wall Distance* va a misurare anch'esso il medesimo *outcome* primario e presenta in questo studio un andamento sostanzialmente paragonabile a quello della stima precedente, con un *trend* che subisce, a seguito del trattamento, una riduzione significativamente importante. Questo cambiamento, prevalentemente focalizzato sulla componente del livello, sembrerebbe prodursi in modo molto più graduale rispetto agli eventi occorsi durante il protocollo di lavoro. Inoltre, nonostante sia ben visibile a livello grafico un netto incremento della pendenza al termine delle sedute di somministrazione, il

risultato ottenuto da l'impressione di riuscire a mantenersi maggiormente stabile anche in fase di valutazione finale, probabilmente per la stessa risposta ritardata del parametro che diverrebbe ben visibile ad un numero più consistente di valutazioni. Malgrado la similarità dei risultati ottenuti, sono tuttavia rilevabili alcune importanti peculiarità nell'andamento di questo set di dati. Difatti, oltre al ritardo nella risposta all'inizio dell'esercizio ed al suo termine, è possibile individuare una differenza sostanziale nella tendenza degli scarti tra le fasi pre e post somministrazione. Mentre questa differenza nella stima con arcometro tende nel tempo a ridursi, effetto della parziale ritenzione cumulativa dell'esercizio, per quanto riguarda L'OWD, tale scarto mostra l'inaspettata tendenza ad aumentare. Tale caratteristica, così come il lento *timing* di risposta del parametro ai cambiamenti esterni, sono con tutta probabilità da addebitare alla natura indiretta della misurazione, influenzata dalla biomeccanica e dalla dinamica del tratto cervicale. Fattore questo che possiamo considerare responsabile delle discrepanze rilevate, così come anche del modesto grado di correlazione tra i due valori utilizzati nello studio per la misurazione della cifosi.

Andando ad osservare i risultati ottenuti dall'analisi di statistica descrittiva sui parametri di *outcome* secondario, come il grado di *performance* del tronco, il dolore percepito e la qualità di salute del soggetto, è possibile rilevare come il trattamento sembrerebbe avere prodotto un sostanziale miglioramento, mantenuto poi anche nella successiva fase di sospensione della somministrazione.

Per quanto riguarda la *Trunk Impairment Scale* si è assistito, con l'esercizio proposto, ad un incremento della valutazione complessiva già alla seconda seduta; livello conservatosi poi intatto anche successivamente. E' evidenziabile, in tale

contesto, come il punto guadagnato dal soggetto a seguito del trattamento sia il terzo della prima sezione, inerente all'equilibrio statico da seduto. In tale prova, in cui si richiede al paziente di accavallare attivamente una gamba sull'altra senza spostare posteriormente il tronco, risulta necessario, per la corretta gestione del centro di massa, un buon grado di mobilità e di controllo della colonna toracica soprattutto sul piano sagittale, oggetto ed obiettivo del nostro intervento riabilitativo. E' ipotizzabile, data la natura dell'esercizio, mirata al solo piano sagittale, l'impossibilità di un ulteriore miglioramento attraverso la valutazione con tale scala. Tale strumento valutativo infatti esamina le capacità residue del paziente anche negli altri piani dello spazio che risultano essenziali, nel recupero delle *performance* motorie del tronco, soprattutto nella malattia di Parkinson in cui si assiste ad una riduzione dei movimenti di rotazione e di svincolo dei cingoli.

Analizzando attentamente la valutazione del dolore lombare percepito dalla paziente sembrerebbe possibile evidenziare una sua riduzione a seguito del trattamento, mantenuta anche durante la sospensione dell'esercizio. Questa riduzione del livello della VAS, coerentemente con quanto riportato in letteratura da Gentili *et al.* (2007), si è dimostrata molto piccola (*< 1*) ma apparentemente importante a livello clinico, considerando la stabilità del valore dimostrata nella fase di *baseline*. In tale quadro, degno di nota è certamente l'evoluzione della variazione della VAS durante la fase di trattamento; è possibile infatti rilevare, dall'andamento del set di dati, la presenza di un picco di dolore durante la prima settimana di somministrazione, che supera con il suo valore massimo (*7,20*) anche il livello medio del *baseline* (*6,93*). Possiamo ipotizzare a posteriori che questo picco sia stato provocato dalla maggiore attività di mobilizzazione attiva sul piano

sagittale del rachide toracico. Tale procedura pensiamo possa avere portato, almeno nelle prime fasi del trattamento, ad un maggiore stress biomeccanico sulle strutture articolari intervertebrali, soprattutto della cerniera dorso - lombare. A seguito tuttavia del recupero nella mobilità dorsale, e nel controllo del movimento corretto, si è determinata una diminuzione delle forze assorbite a livello lombare e dello stress vertebrale conseguente, con una successiva riduzione e contenimento, seppur modesti, della sintomatologia algica.

I risultati ottenuti a livello di qualità della vita, e valutati attraverso la scala della salute percepita SF-36, ci consentono di effettuare alcune considerazioni riassuntive importanti. Analizzando infatti il confronto tra i punteggi pre e post trattamento, e concentrandoci sui primi quattro parametri, relativi alle condizioni fisiche, è possibile osservare un discreto grado di miglioramento, soprattutto se confrontato con la popolazione di pari sesso ed età. Questa variazione positiva del punteggio sembrerebbe confermare, anche in questo lavoro, come l'apprendimento della scomposizione del gesto ed il controllo del movimento volontario, qualora associati ad un miglioramento delle capacità respiratorie e degli stati di ansia, portino il paziente affetto da malattia di Parkinson ad un miglioramento delle capacità di coordinazione e dell'impegno psicofisico (Gentili *et al.*, 2007). Tale evoluzione è evidenziabile anche dall'analisi degli indici riassuntivi, in cui, associata ad una sostanziale stabilità dell'indice di salute mentale (*ISM*), si presenta un incremento dell'indice di salute fisica (*ISF*), ancor più importante considerando il valore *media ± DS* della popolazione sottoposta a confronto (Fig. 3.39). In questo quadro riteniamo che sarebbe utile, nella prossima prosecuzione dello studio, approfondire la portata di questa tipologia di esercizio riabilitativo

attraverso una valutazione anche del quadro di funzionalità polmonare prima e dopo l'intervento

Per riassumere, la valutazione della proposta di esercizio elaborata in questo studio sembrerebbe essere sufficientemente positiva ed in linea con quanto rilevabile in letteratura su esercizi e pazienti simili (Gentili *et al.*, 2007). Bisogna comunque ammettere che questo tipo di valutazione si presenta limitata e con un notevole grado di relatività insito nella natura del *design* scelto. Pur essendo idonea infatti per studi preliminari, inseriti in un processo di ricerca più ampio, tale esperienza non consente una efficace generalizzazione clinica che richiederebbe, a tal fine, un protocollo di ricerca numericamente più corposo ed articolato secondo lo schema caso/controllo.

Lo studio biomeccanico preliminare, tuttavia, effettuato in fase di progettazione, si è dimostrato molto efficace nel determinare le componenti essenziali del gesto e nel permetterci di individuare gli appropriati *feedback* da utilizzare nell'esecuzione dell'esercizio. Tali *feedback* sono riusciti ad amplificare adeguatamente gli spostamenti dei punti critici caratterizzati sul modello, e si sono dimostrati di facile applicazione. L'esercizio così progettato, per le caratteristiche di elevata adattabilità al paziente ed alla sua patologia, nonostante abbia già un ruolo nell'approccio *task oriented* come strumento riabilitativo a se stante nel miglioramento delle strategie di movimento, può essere facilmente implementato ed adattato alle diverse esigenze, inserendolo in un protocollo che preveda anche lo svincolo dell'arto superiore in compiti di prensione e manipolazione.

Infatti, a prescindere dalla tipologia di somministrazione che rende un esercizio di *biofeedback* altamente personalizzabile agli obiettivi del terapista ed alle esigenze

del paziente, alla struttura di base dell'esercizio progettato per lo studio è possibile associare ulteriori movimenti, ed ottenere un attività controllata in tutti i piani dello spazio. A livello terapeutico questo può essere molto importante poiché un processo riabilitativo che permetta al paziente di recuperare la mobilità ed il controllo motorio della colonna non solo sul piano sagittale, ma anche su quello frontale e soprattutto su quello trasversale, consente una migliore gestione della postura del tronco e dei suoi spostamenti da seduto. Questo permette al paziente fin da subito di svincolare gli arti superiori, di consentire loro un'attività funzionale più nobile e finalizzata al compito di *reaching* (Dean e Shepherd, 1997), ed inoltre è possibile che possa portare a facilitazioni anche nel controllo dell'equilibrio e del centro di massa in stazione eretta e durante la deambulazione. Tutto ciò si traduce conseguentemente in una maggiore sicurezza nelle attività giornaliere, in un più alto grado di autonomia, in una riduzione di complicanze da traumatismi per caduta e da una migliore qualità della vita nel suo complesso. Tali obiettivi sono *outcome* auspicabili e quasi imprescindibili in un intervento riabilitativo, come quello qui presentato, che si indirizza al soggetto affetto da malattia di Parkinson, o più genericamente al paziente anziano.

L'esercizio proposto, a livello di pratica riabilitativa, si è dimostrato inoltre uno strumento di facile esecuzione, di elevata ripetibilità nei tempi e nelle intensità somministrate, di grande velocità e plasticità nell'allestimento, nonché di costi piuttosto contenuti; tutti parametri, questi, piuttosto rilevanti ai fini pratici di utilizzo nelle strutture sanitarie odierne.

Rinviando quindi ad ulteriori e successivi studi che accertino la reale entità del miglioramento perseguibile sui vari *outcome* da parte della nostra proposta,

riteniamo tuttavia che essa, data la sua particolare specificità di azione e l'elevato grado di versatilità, dato dalla natura dell'esercizio stesso e dai sussidi con cui è stato applicato, rappresenti un ottimo strumento per la riabilitazione posturale del tronco nella malattia di Parkinson, come anche nelle diverse alterazioni fisiologiche e patologiche che conducono il soggetto ad una eccessiva rigidità in flessione della colonna toracica, soprattutto in età avanzata.

5. CONCLUSIONI

L'esercizio da noi progettato e proposto nell'ambito di questo lavoro sembrerebbe aver dimostrato un buon grado di efficacia nel controllo dell'*outcome* principale, così come di quelli secondari prefissati nel trattamento del paziente affetto da malattia di Parkinson, e coinvolto nello studio.

Abbiamo assistito, a seguito del trattamento, ad un possibile aumento della mobilità attiva della colonna toracica, con una riduzione dell'angolo di cifosi, rilevato sia attraverso la stima dell'angolo di Cobb mediante arcometro di D'Osualdo, che con l'utilizzo dell'*Occiput to Wall Distance*. L'efficacia del trattamento sembra essersi tuttavia dimostrata poco duratura, probabilmente a causa della limitata intensità e frequenza impostata nel protocollo di lavoro.

Il trattamento sembrerebbe aver consentito al paziente un aumento delle *performance* motorie del tronco, seppur limitate al piano sagittale, misurate mediante scala *Trunk Impairment Scale*. L'esercizio si sarebbe mostrato inoltre valido, anche nel controllo del dolore localizzato a livello di rachide, consentendo una riduzione limitata ma sufficientemente stabile della sintomatologia algica, rilevata mediante VAS.

Nel complesso gli indici fisici della SF-36, utilizzata per quantificare lo stato di salute e la qualità della vita del paziente, hanno subito un miglioramento, soprattutto se paragonati alla popolazione di pari sesso ed età del soggetto in esame, con un complessivo miglioramento psicofisico.

Purtroppo nonostante tali risultati, la natura del *single - case design* non ci consente di effettuare alcun tipo di generalizzazione clinica o terapeutica, permettendoci però di valutare, in modo preliminare, la correttezza progettuale e di intervento dello strumento riabilitativo descritto.

Scopo di questo lavoro era infatti la creazione di un esercizio di *biofeedback* posizionale che consentisse in modo semplice, ma efficace, il controllo della colonna dorsale sul piano sagittale, fungendo in tal modo da utile strumento nei processi riabilitativi che a vario grado coinvolgono la gestione del tronco e del centro di massa in posizione seduta.

La proposta di lavoro da noi progettata, partendo da un esercizio sviluppato in precedenza, dopo attenta valutazione e modellizzazione biomeccanica, è risultata possedere, mantenendo le caratteristiche degli esercizi di *biofeedback*, un notevole grado di specificità. Infatti, anche se in modo semplificato ed apparentemente semplice, essa consente di apprendere la gestione nello spazio di punti biomeccanicamente importanti nel movimento, il cui spostamento viene amplificato attraverso lo strumento. Lo sfruttamento del meccanismo di *feedback* per l'apprendimento motorio inoltre consente all'operatore di accedere a risorse e vie preferenziali per giungere al *transfert* ed alla generalizzazione dei movimenti appresi da parte del paziente in sede di esercizio, permettendone l'automatizzazione in modo facilmente ripetibile nel tempo e nell'intensità. L'attività di apprendimento motorio della fisiologica estensione del rachide toracico proposta con questo lavoro, consente di ottenere un incremento della capacità di gestione del centro di massa e dell'equilibrio del tronco in posizione seduta. Il controllo del tronco e la capacità di raddrizzare correttamente il rachide, permettono inoltre di

liberare l'arto superiore per compiti funzionali di maggior valore e volti all'autonomia, producendo, nel soggetto patologico, un notevole aumento della qualità della vita. E' ipotizzabile inoltre la possibile generalizzazione delle nuove competenze apprese, anche ad altre condizioni posturali, con un incremento della capacità di gestione dell'equilibrio statico in posizione eretta, sino all'equilibrio dinamico durante la deambulazione.

Va detto che la tipologia di intervento, elaborata attraverso questa ricerca nel contesto del *task - oriented approach*, possiede inoltre un notevole grado di versatilità e flessibilità, potendosi adattare a diversi contesti ed a diverse patologie, sino a divenire uno strumento costruito sul singolo paziente per un processo riabilitativo personalizzato nei modi e nei tempi di somministrazione. Questa caratteristica di flessibilità viene poi ulteriormente esaltata dall'utilizzo, come insieme di sussidi, del sistema rieducativo "Leonardo", la cui variabilità di assemblaggio, stanti i concetti biomeccanici basilari dell'esercizio, consente soluzioni terapeutiche varie nel concetto della "ripetizione senza ripetizione". Quanto detto ci fa considerare l'esercizio proposto un valido strumento riabilitativo per il riapprendimento motorio del tronco quindi, non solo nei soggetti con malattia di Parkinson, ma in tutti i casi in cui vi sia un alterato controllo posturale del tratto toracico della colonna, potendo associare al movimento proposto anche movimenti aggiuntivi nei diversi piani dello spazio, controllati e gestiti anch'essi tramite gli stessi meccanismi di *feedback*.

Ulteriori e successivi lavori, con un campione certamente più numeroso e dotati di gruppo di controllo, saranno necessari per verificare l'effettiva validità dell'esercizio

da noi proposto, nelle diverse patologie cui può essere applicato, a partire proprio dalla malattia di Parkinson.

Per concludere è necessario aggiungere che, tuttavia, nell'ottica di uno studio a lungo termine sull'apprendimento motorio per la caratterizzazione del ruolo svolto dal *feedback* quale rinforzo, differenziando l'effetto che sull'apprendimento motorio potrebbe avere il *feedback positivo* rispetto a quello *negativo*, l'esercizio progettato in questa tesi può rappresentare la base di lavoro ideale, apportando le necessarie modifiche strumentali, con cui indagare e permettere così di approfondire le conoscenze dei meccanismi di *motor learning* attraverso l'uso del *feedback*.

6. BIBLIOGRAFIA

- ADAMS J.A, BRAY N.W. A closed-loop theory of paired-associate verbal learning. *Psychological Review*. 77 (5):385-405; 1970.

- ADAMS J.A. A closed-loop theory of motor learning. *Journal of Motor Behaviour*. 3:111-150; 1971.

- ADAMS J.A. Historical review and appraisal of research on the learning, retention, and transfer of human motot skills. *Psychological Bulletin*. 101:41-74; 1987.

- ADAMS M.A, MCMILLAN D.W, GREEN T.P, DOLAN P. Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine*. 21:434-438; 1996.

- ADRIAN E.D, MATTHEWS B.H.C. The berger rhythm: potential changes from the occipital lobes in man (From the Physiological Laboratory, Cambridge). *Brain*. 57:355-385; 1934.

- ANTONELLI-INCALZI R, PEDONE C, CESARI M, DI IORIO A, BANDINELLI S, FERRUCCI L. Relationship between the occiput-wall distance and physical performance in the elderly: a cross sectional study. *Aging Clinical and Experimental Research*. 19:207-212; 2007.

- ARISTARCHI Q.A, PUGGELLI F.R. Elementi di psicologia. Vita e Pensiero; Milano, 2000.

- ARMAGAN O, TASCIOGLU F, ONER C. Electromyographic biofeedback in the treatment of the hemiplegic hand: a placebo-controlled study. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 82:856-861; 2003.

- ARUIN A.S, SHARMA A, LARKINS R, CHAUDHURI G. Knee position feedback: its effect on management of pelvic instability in a stroke patient. *Disability and Rehabilitation*. 22:690-692; 2000.

- AZHER S.N, JANKOVIC J. Camptocormia: pathogenesis, classification and response to theraphy. *Neurology*. 65:355-359; 2005.

- BADNALL K.M, HARRIS P.F, JONES P.R.N. A radiographic study of the fetal spine. I. The development of the secondary cervical curvature. *Journal of Anatomy*. 123:777-782; 1977.

- BAIR J.H. Development of voluntary control. *Psychological Review*. 8:474-510; 1901.

- BALOH R.W, HONRUBIA V. Clinical neurophysiology of thevestibular system. F. A. Davis Co.; Philadelphia, PA, 1979.

- BALZINI L, VANNUCCHI L, BENVENUTI F. Clinical characteristics of flexed posture in elderly women. *Journal of the American Geriatrics Society.* 51:1419-1426; 2003.

- BARTYNSKI W.S, HELLER M.T, GRAHOVAC S.Z, ROTHFUS W.E, KURS-LASKY M. Severe thoracic kyphosis in the older patient in the absence of vertebral fracture: association of extreme curve with age. *American Journal of Neuroradiology.* 26:2077-2085; 2005.

- BASMAJIAN J.V. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. Williams and Wilkins; Baltimore, 1967.

- BERNSTEIN N.A. The coordination and regulation of movement. Pergamon press; London, 1967.

- BJORK L, WETZEL A. A positional biofeedback device for sitting balance: suggestion from the field. *Physical Therapy*. 63 (9):1460-1461; 1983.

- BOLEK J.E. A preliminary study of modification of gait in real time using surface electromyography. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 28 (2):129-138. 2003.

- BOLEK J.E. Use of multiple-site performance-contingent SEMG reward programming in pediatric rehabilitation: a retrospective review. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 31 (3):263-272; 2006.

- BORDEN G.J. An interpretation of research on feedback interruption in speech. *Brain and Language*. 7:307-319; 1979.

- BOT S.D.M, CASPERS M, VAN ROYEN B.J, TOUSSAINT H.M, KINGMA I. Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: a pilot study. *Rheumatology*. 38:441-443; 1999.

- BOWMAN B.R, BAKER L.L, WATERS R.L. Positional feedback and electrical stimulation: an automated treatment for the hemiplegic wrist. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 60:497-502; 1979.

- BRADLEY L, HART B.B, MANDANA S, FLOWERS K, RICHES M, SANDERSON P. Electromyographic biofeedback for gait training after stroke. *Clinical Rehabilitation*. 12:11-22; 1998.

- BRIDGEWATER K.J, SHARPE M.H. Trunk muscle performance in early Parkinson's disease. *Physical Therapy* 78 (6):566-576; 1998.

- BRIGGS A.M, VAN DIEËN J.H, WRIGLEY T.V, GREIG A.M, PHILLIPS B, KAI LO S, BENNELL K.L. Thoracic kyphosis affects spinal loads and trunk muscle force. *Physical Therapy* 87 (5):595–607; 2007.

- BRUCKER B.S, BULAEVA N.V. Biofeedback effect on electromyography responses in patients with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 77:133-137; 1996.

- BRYDGES R, CARNAHAN H, BACKSTEIN D, DUBROWSKI A. Application of motor learning principles to complex surgical tasks: Searching for the optimal practice schedule. *Journal of Motor Behavior*. 39:40-48; 2007.

- BURKE D, HAGBART L.K.E, WALLIN B.G. Reflex mechanisms in parkinsonian rigidity. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 9:15-23; 1977.

- BURNSIDE I.G, TOBIAS H.S, BURSILL D. Electromyographic feedback in the remobilization of stroke patients: a controlled trial. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 63:217-222; 1982.

- CARDINI R, SANTAMBROGIO G.C, MINCARONE P, CATTANEO D. Computerized assessment of voluntary control in the shift of the center of pressure: a pilot study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 14 (2):119-126; 2000.

- CARR J.H, SHEPHERD R.B. Movement science: foundation for physical therapy in rehabilitation. Aspen Publishers; Rockville, Maryland, 1987.

- CATTANEO D, FERRARIN M, FRASSON W, CASIRAGHI A. Head control: volitional aspects of rehabilitation training in patients with multiple sclerosis compared with healthy subjects. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 86 (7):1381-1388; 2005.

- COLBORNE G.R, OLNEY S.J, GRIFFIN M.P. Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait**.** *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 74:1100-1106; 1993.

- COLBORNE G.R, WRIGHT F.V, NAUMANN S. Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: A controlled study. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 75 (1):40-45; 1994.

- CORTET B, HOUVENAGEL E, PUISIEUX F, ROCHES E, GARNIER P, DELCAMBRE B. Spinal curvatures and quality of life in women with vertebral fractures secondary to osteoporosis. *Spine*. 24:1921-1925; 1999.

- COTE L, CRUTCHER M.D. Motor functions of the basal ganglia and disease of neurotransmitter metabolism. In: Principles of neural science, 2th edition. Kandall E.R, Schwartz J.H. Elsevier Science Publishing Co. Inc.; New York, NY: pp.523-534; 1985.

- CRIPPA A, JONSDOTTIR J, PARELLI R, RABUFFETTI M, CASIRAGHI A, CATTANEO D. Positional biofeedback to improve gait in subjects with stroke. *Gait Posture*. 30:23; 2009.

- CROW J.L, LINCOLN N.B, NOURI F.M, DE WEERDT W. The effectiveness of EMG biofeedback in the treatment of arm function after stroke. *International Disability Studies*. 11:155-160; 1989.

- CULHAM E.G, JIMENEZ H.A, KING C.E. Thoracic kyphosis, rib mobility, and lung volumes in normal women and women with osteoporosis. *Spine*. 19:1250-1255; 1994.

- DAVIS A.E, LEE R.G. EMG biofeedback in patients with motor disorders: an aid for co-ordinating activity in antagonistic muscle groups. *The Canadian Journal of Neurological Sciences*. 7 (3):199-206; 1980.

- DE SMET A.A, ROBINSON R.G, JOHNSON B.E, LUKERT B.P. Spinal compression fractures in osteoporotic women: patterns and relationship to hyperkyphosis. *Radiology*. 166:497-500; 1988.

- DEAN C.M, SHEPHERD R.B, ADAMS R. Intersegmental coordination during reaching in seated subjects. In: Proceedings of the 12th International Congress of World Confederation of Physical Therapy. Abstract. Washington, DC. pp:720; 1995.

- DEAN C.M, SHEPHERD R.B. Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke. A randomized controlled trial. *Stroke*. 28 (4):722-728; 1997.

- DENGLER R, KONSTANZER A. GILLESPIE J. Behavior of motor units in parkinsonism. *Advances in Neurology*. 53:167-173; 1990.

- DI BARI M, CHIARLONE M, MATTEUZZI D, ZACCHEI S, POZZI C, BELLIA V. Thoracic kyphosis and ventilatory dysfunction in unselected older persons: an epidemiological study in Dicomano, Italy. *Journal of the American Geriatrics Society*. 52:909-915; 2004.

- DIETZ V, BERGER W, HORSTMANN G.A. Posture in Parkinson's disease: Impairment of reflexes and programming. *Annals of Neurology*. 24:660-669; 1988.

- DIETZ V. Neurophysiology of gait disorders: present and future applications. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 103:333-355; 1997.

- DIXON J.S, BIRD H.A. Reproducibility along a 10 cm vertical VAS. *Annales Rheumatic Disease*. 40 (1):87-89; 1981.

- D'OSUALDO F, SCHIERANO S, IANNIS M. Validation of clinical measurement of kyphosis with a simple instrument, the arcometer. *Spine*. 22 (4):408-413; 1997.

- DOZZA M, WALL III C, PETERKA R.J, CHIARI L, HORAK F.B. Effects of practicing tandem gait with and without vibrotactile biofeedback in subjects with unilateral vestibular loss. *Journal of Vestibular Research*. 17 (4):195-204; 2007.

- DUNCAN P.W, WEINER D.K, CHANDLER J, STUDENSKI S.A. Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*. 45:M192- M197; 1990.

- DURSUN E, CECELI E, CAKCI A, TUZUNALP O, OZTURK O, TELATAR Z. Effectiveness of a new joint position biofeedback training system development and its application on hemiplegic patients. Biomedical Engineering Days, 1992, Proceedings of the 1992 International: 18-20 Aug 1992, Istanbul, Turkey: pp. 2246 -2248; 1992.

- DURSUN E, HAMAMCI N, DONMEZ S, TUZUNALP O, CAKCI A. Angular biofeedback device for sitting balance of stroke patients. *Stroke*. 27:1354-1357; 1996.

- EAGAN M.S, SEDLOCK D.A. Kyphosis in active and sedentary post-menopausal women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 33:688-695; 2001.

- ELBLE R.J. Gait and freezing in Parkinson's disease: breakfast seminar 4.2. In: Proceedings of the 5th International Congress of Parkinson's Disease and Movement Disorders. New York, NY, 1998.

- ENSRUD K.E, BLACK D.M, HARRIS F, ETTINGER B, CUMMINGS S.R. Correlates of kyphosis in older women. The Fracture Intervention Trial Research Group. *Journal of the American Geriatrics Society*. 45:682-687; 1997.

- ESER F, YAVUZER G, KARAKUS D, KARAOGIAN B. The effect of balance training on motor recovery and ambulation after stroke: a randomized controlled trial. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine.* 44 (1):19-25; 2007.

- ETTINGER B, BLACK D.M, PALERMO L, NEVITT M.C, MELNIKOFF S, CUMMINGS S.R. Hyphosis in older women and its relation to back pain, disability and osteopenia: the study of osteoporoyic fractures. *Ostoporosis International*. 4:55-60; 1994.

- FITTS P.M, POSNER M.I. Human performance. Brooks/Cole ed.; Belmont, California, 1967.

- FOLSTEIN M.F, FOLSTEIN S.E, MCHUGH P.R. Mini-mental state. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research*. 12 (3): 189-198; 1975.

- FON G.T, PITTM.J, THIES A.C.JR. Thoracic kyphosis: range in normal subjects. *American Journal of Roentgenology*. 134:979-983; 1980.

- GARRATT A, SCHMIDT L, MACKINTOSH A, FITZPATRICK R. Quality of life measurement: bibliographic study of patient assessed health outcome measures. *British Medical Journal*. 324(7351):1417; 2002.

- GEIGER R.A, ALLEN J.B, O'KEEFE J, HICKS R.R. Balance and mobility following stroke: effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. *Physical Therapy*. 81 (4):995-1005; 2001.

- GENTILE A.M. A working model of skill acquisition with applicationto teaching. *Quest*. 17:3-23; 1972.

- GENTILI S, CAPICI S, GIGANTE G. Il biofeedback posizionale nel trattamento del dolore posturale nella malattia di Parkinson. *Europa Medicophysica*. 43(3):S1-S4; 2007.

- GHOSEIRI K, FOROGH B, SANJARI M.A, BAVI A. The effect of a vibratory lumber orthosis on walking velocity in patients with Parkinson's disease. *Prosthetics and Orthotics International*. 33 (1):82-88; 2009.

- GIBSON J.J. The senses considered as perceptual systems. George Allen & Unwin; London, 1966.

- GIGLIO C.A, VOLPON J.B. Development and evaluation of thoracic kyphosis and lumbar lordosis during growth. *Journal of Children's Orthopaedics*. 1:187-193; 2007.

- GIUFFRIDA C.G, SHEA J.B, FAIRBROTHER J.T. Differential transfer benefits of increased practice for constant, blocked, and serial practice schedules. *Journal of Motor Behavior*. 34:353-365; 2002.

- GLANTZ M, KLAWANSKY S, STASON W, BERKEY C, SHAH N, PHAN H, CHALMERS T.C. Biofeedback therapy in poststroke rehabilitation: a meta-analysis of the randomized controlled trials. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 76:508-515; 1995.

- GOH S, PRICE R.I, LEEDMAN P.J, SINGER K.P. The relative influence of vertebral body and intervertebral disc shape on thoracic kyphosis. *Clinical Biomechanics*. 14:439-448; 1999.

- GRAHAME R. Hypermobility syndrome. In: Rheumatology, 3th edition. Hochberg M.C, Silman A.J, Smolen J.S. Mosby; London: pp.2171-2176; 2003.

- GREEN E. Feedback technique for deep relaxation. *Psychophysiology*. 6 (3):371-377; 1969.

- GREEN E, GREEN A.M, WALTERS E.D. Self-regulation of internal states. In: Progress of cybernetics: proceedings of the first international congress of cybernetics. Rose J. Gordon and Breach Science Publishers; London: pp.1299-1318; 1970a.

- GREEN E, GREEN A.M, WALTERS E.D. Voluntary control of internal states: psychological and physiological. *Journal of Transpersonal Psychology*. 2:1-26; 1970b.

- GREENBERG S, FOWLER R.S.JR. Kinesthetic biofeedback: a treatment modality for elbow range of motion in hemiplegia. *The American Journal of Occupational Therapy*. 34:738-743; 1980.

- GRIMBERGEN Y.A, MUNNEKE M, BLOEM B.R. Falls in Parkinson's disease. *Current Opinion in Neurology*. 17 (4):405-415; 2004.

- GUADAGNOLI M.A, LEIS B, VAN GEMMERT A.W, STELMACH G.E. The relationship between knowledge of results and motor learning in Parkinsonian patients. *Parkinsonism and Related Disorders*. 9 (2):89-95; 2002.

- HARRISON R.A, SIMINOSKI K, VETHANAYAGAM D, MAJUMDAR S.R. Osteoporosis-related kyphosis and impairments in pulmonary function: a systematic review. *Journal of Bone and Mineral Research*. 22:447-457; 2007.

- HAYS R.T. The science of learning: a systems theory approach. Brown Walker Press; Boca Raton, Florida: pp.127-174; 2006.

- HEINROTH O. Beiträge zur biologie, namentlich ethologie und psychologie der anatiden. *Proceeding of the International Ornithology Congress*. 5:589-702; 1911.

- HIROSE D, ISHIDA K, NAGANO Y, TAKAHASHI T, YAMAMOTO H. Posture of the trunk in the sagittal plane is associated with gait in community-dwelling elderly population. *Clinical Biomechanics*. 19:57-63; 2004.

- HODGES N.J, FRANKS I.M. Learning a coordination skill: Interactive effects of instruction and feedback. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 72:132-142; 2001.

- HOEHN M, YAHR M. Parkinsonism: Onset, progression, and mortality. *Neurology*. 17:427- 442; 1967.

- HOLDING D.H. Principles of training. Pergamon Press; New York, 1965.

- HORAK F.B, NUTT J.G, NASHNER L.M. Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of the Neurological Sciences*. 111:46-58; 1992.

- HUANG M.H, WOLF S.L, HE J. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 3:11; 2006.

- HUANG M.H, KADO D.M. Hyperkyphosis and fall risk in older community-dwelling women. The study of osteoporotic fractures. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2009 (in stampa).

- HURD W.W, PEGRAM V, NEPOMUCENO C. Comparison of actual and simulated EMG biofeedback in the treatment of hemiplegic patients. *American Journal of Physical Medicine*. 59:73-82; 1980.

- ILSON J, BRESSMAN S, FAHN S. Current concepts in Parkinson's disease. *Journal of Hospital Medicine*. 19:33-58; 1983.

- INGLIS J, DONALD M.W, MONGA T.N, SPROULE M, YOUNG M.J. Electromyographic biofeedback and physical therapy of the hemiplegic upper limb. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 65:755-759; 1984.

- INKSTER L.M, ENG J.J. Postural control during a sit-to-stand task in individuals with mild Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*. 154 (1):33-38; 2004.

- ITOI E, SINAKI M. Effect of back-strengthening exercise on posture in healthy women 49 to 65 years of age. *Mayo Clinic Proceedings*. 69:1054-1059; 1994.

- JANKOVIC J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 79:368-376; 2008.

- JOBST U. Posturographic biofeedback training in equilibrium disorders; (articolo in tedesco). *Fortschritte der Neurologie-Psychiatrie*. 57 (2):74-80; 1989.

- JONSDOTTIR J, CATTANEO D, REGOLA A, CRIPPA A, RECALCATI M, RABUFFETTI M, FERRARIN M, CASIRAGHI A. Concepts of motor learning applied to a rehabilitation protocol using biofeedback to improve gait in a chronic stroke patient: an A-B system study with multiple gait analyses. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 21 (2):190-194; 2007.

- JONSDOTTIR J, CATTANEO D, RECALCATI M, REGOLA A, RABUFFETTI M, FERRARIN M, CASIRAGHI A. Task-oriented biofeedback to improve gait in individuals with chronic stroke: motor learning approach. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 24 (5):478-485; 2010.

- JORDAN N, SAGAR H.J, COOPER J.A. A component analysis of the generation and release of isometric force in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 55:572-576; 1992.

- KADO D.M, BROWNER W.S, PALERMO I, NEVITT M.C, GENANT H.K, CUMMINGS S.R. Vertebral fractures and mortality in older women: a prospective study. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Archives of Internal Medicine*. 159:1215-1220; 1999.

- KADO D.M, HUANG M.H, KARLAMANGLA A.S, BARRETT-CONNOR E, GREENDALE G.A. Hyperkyphotic posture predicts mortality in older community-dwelling men and women: a prospective study. *Journal of the American Geriatrics Society*. 52:1662-1667; 2004.

- KADO D.M, HUANG M.H, BARRETT-CONNOR E, GREENDALE G.A. Hyperkyphotic posture and poor physical functional ability in older community-dwelling men and women: the Rancho Bernardo study. *The Journals of Gerontology Series A. Biological Sciences and Medical Sciences.* 60:633-637; 2005.

- KADO D.M. The rehabilitation of hyperkyphotic posture in the elderly. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine.* 45 (4):583-593; 2009.

- KADO D.M, LUI L.Y, ENSRUD K.E, FINK H.A, KARLAMANGLA A.S, CUMMINGS S.R. Hyperkyphosis predicts mortality indipendent of vertebral osteoporosis in older women. *Annals of Internal Medicine.* 150 (10):681-687; 2009.

- KAMINSKI T.R, BOCK C, GENTILE A.M. The coordination between the trunk and arm motion during pointing movements. *Experimental Brain Research.* 106:457-466; 1995.

- KAMIYA J. Operant control of the EEG alpha rhythm. In: Altered states of consciousness. Tart C.T. Wiley; New York; 1969.

- KATZ J, MELZACK R. Measurement of pain. *Surgical Clinic North America*; 79 (2):231-52; 1999.

- KILDUSKI N.C, RICE M.S. Qualitative and quantitative knowledge of results: effects on motor learning. *The American Journal of Occupational Therapy*. 57 (3):329-336; 2003.

- KLOSE K.J, SCHMIDT D.L, NEEDHAM B.M, BRUCKER B.S, GREEN B.A, AYYAR D.R. Rehabilitation therapy for patients with long-term spinal cord injuries. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 71:659-662; 1990.

- KLOSE K.J, NEEDHAM B.M, SCHMIDT D, BROTON J.G, GREEN B.A. An assessment of the contribution of electromyographic biofeedback as an adjunct therapy in the physical training of spinal cord injured persons. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 74:453-456; 1993.

- KOHEIL R, REG P.T, MANDEL A.R**.** Joint position biofeedback facilitation of physical therapy in gait training. *American Journal of Physical Medicine*. 59:288-297; 1980.

- KOHEIL R, SOCHANIWSKY A.E, BABLICH K, KENNY D.J, MILNER M. Biofeedback techniques and behaviour modification in the conservative remediation of drooling by children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*. 29:19-26; 1987.

- KOHLMEYER K.M, HILL J.P, YARKONY G.M, JAEGER R.J. Electrical stimulation and biofeedback effect on recovery of tenodesis grasp: a controlled study. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 77:702-706; 1996.

- KOLLER W, KASE S. Muscle strength testing in Parkinson's disease. *European Neurology*. 25:130-133; 1986.

- KOROVESSIS P, STAMATAKIS M, BAIKOUSIS A. Segmental roentgenographic analysis of vertebral inclination on sagittal plane in asymptomatic versus chronic low back pain patients. *Journal of Spinal Disorders*. 12:131-137; 1999.

- LANDERS M, WULF G, WALLMANN H, GUADAGNOLI M. An external focus of attention attenuates balance impairment in patients with Parkinson’s disease who have a fall history. *Physiotherapy*. 91:152-158; 2005.

- LARSSON L, BAUM J, MUDHOLKAR G. Hypermobility: features and differential incidence between the sexes. *Arthritis and Rheumatism*. 30:1426-1430; 1987.

- LASZLO J.I, BAIRSTOW P.J. Accuracy of movement, peripheral feedback and efference copy. *Journal of Motor Behavior*. 3:241-252; 1971.

- LASZLO J.I, BAIRSTOW P.J. Perceptual-motor behavior: developmental assessment and therapy. Holt, Rinehart and Winston; Austin, Texas, 1985.

- LEE K.H, HILL E, JOHNSTON R, SMIEHOROWSKI T. Myofeedback for muscle retraining in hemiplegic patients. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 57:588-591; 1976.

- LEE T.D, GENOVESE E.D. Distribution of practice in motor skill acquisition: Different effects for discrete and continuous tasks. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 60:59-65; 1989.

- LEECH J.A, DULBERG C, KELLIE S, PATTEE L, GAY J. Relationship of lung function to severity of osteoporosis in women. *The American Review of Respiratory Disease*. 141:68-71; 1990.

- LEGAYE J, DUVAL-BEAUPERE G. Sagittal plane alignment of the spine and gravity: a radiological and clinical evaluation. *Acta Orthopaedica Belgica*. 71:213-220; 2005.

- LIEBERMAN A. Dopamine agonists: New Perspectives. *Trends in Clinical Neurology*. 4 (3):1-19; 1988.

- LITTLE J.S, KHALSA P.S. Human lumbar spine creep during cyclic and static flexion: creep rate, biomechanics, and facet joint capsule strain. *Annals of Biomedical Engineering*. 33:391-401; 2005.

- LOMBARDI I. JR, OLIVEIRA L.M, MONTEIRO C.R, CONFESSOR Y.Q, BARROS T.L, NATOUR J. Evaluation of physical capacity and quality of life in osteoporotic women. *Ostoporosis International.* 15:80-85; 2004.

- LORENZ K. Biologische fragestellungen in der tierpsychologie (Biological questions in animal psychology). *Zeitschrift für Tierpsychologie*. 1:24-32; 1937.

- MAAS E, ROBIN D.A, AUSTERMANN HULA S.N, FREEDMAN S.E, WULF G, BALLARD K.J, SCHMIDT R.A. Principles of motor learning in treatment of motor speech disorders. *American Journal of Speech-Language Pathology*. 17:277-298; 2008.

- MAGILL R.A. Motor learning: concepts and applications, 1th edition. Wm. C. Brown Group; Dubuque, Iowa: pp.14; 1980.

- MANDEL A.R, NYMARK J.R, BALMER S.J, GRINNELL D.M, O'RIAIN M.D: Electromyographic versus rhythmic positional biofeedback in computerized gait retraining with stroke patients. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 71:649-654; 1990.

- MANNS R.A, HADDAWAY M.J, MCCALL I.W. The relative contribution of disc and vertebral morphometry to the angle of kyphosis in asymptomatic subjects. *Clin. Radiol*. 51:258-262; 1996.

- MANTOVANI C. Feedback e controllo motorio. *Italian Journal of Sport sciences*. 11 (1):23-27; 2004.

- MARCHESE R, DIVERIO M, ZUCCHI F, LENTINO C, ABBRUZZESE G. The role of sensory cues in the rehabilitation of Parkinsonian patients: a comparison of two physical therapy protocols. *Movement Disorders*. 15:879-883; 2000.

- MARSDEN C.D. The mysterious motor function of the basal ganglia: The Robert Wartenberg lecture. *Neurology*. 32:514-539; 1982.

- MARTIN A.R, SORNAY-RENDU E, CHANDLER J.M, DUBOEUF F, GIRMAN C.J, DELMAS P.D. The impact of osteoporosis on quality of life: the OFELY cohort. *Bone*. 31:32-36; 2002.

- MCDOWELL I, NEWELL C. Measuring Health. A guide to rating scales and questionnaires, Oxford & University Press, New York; 1996.

- MCELVANEY N.G, WILCOX P.G, CHUNG A. Pleuropulmonary disease during bromocriptine treatment of Parkinson's disease. *Archives of Internal Medicine*. 148:2231-2236; 1988.

- MCGEER PL, MCGEER EG, ITAGOAK S. Anatomy and pathology of the basal ganglia. *The Canadian Journal of Neurological Sciences.* 14:363-371; 1987.

- MCHORNEY C.A, WARE J.E, RACZEK A.E. The MOS 36-Item Short-Form Health Survey (SF-36): II. Psychometric and clinical tests of validity in measuring physical and mental health constructs. *Medical Care*. 31:247-263; 1993.

- MCHORNEY C.A, WARE J.E, LU J.F, SHERBOURNE C.D. The MOS 36 item short-form health survey (SF-36): III. Tests of data quality, scaling assumptions, and validity among diverse patient groups. *Medical Care*. 32:40-66; 1994.

- MIKA A, UNNITHAN V.B, MIKA P. Differences in thoracic kyphosis and in back muscle strength in women with bone loss due to osteoporosis. *Spine*. 30:241-246; 2005.

- MILLER G, GALANTER E, PRIBRAM K. Plans and the structure of behavior. Holt, Rinehart & Wilson; New York, 1960.

- MILLER N, DICARA L. Instrumental learning of heart rate changes in curarized rats: Shaping and specificity to discriminative stimulus. *Journal of Comparative and Physiological Psychology*. 63:12-19; 1967.

- MILLER N. E. Learning of visceral and glandular responses. *Science*. 163:434-445. 1969.

- MILNE J.S, LAUDER I.J. Age effects in kyphosis and lordosis in adults. *Annals of Human Biology*. 1:327-337; 1974.

- MILNE J.S, WILLIAMSON J. A longitudinal study of kyphosis in older people. *Age Ageing*. 12:225-233; 1983.

- MONTOYA R, DUPUI P, PAGES B, BESSOU P. Step-length biofeedback device for walk rehabilitation. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 32:416-420; 1994.

- MORELAND J, THOMSON M.A. Efficacy of electromyographic biofeedback compared with conventional physical therapy for upper-extremity function in patients following stroke: a research overview and meta-analysis. *Physical Therapy* 74:534-547; 1994.

- MORELAND J.D, THOMSON M.A, FUOCO A.R. Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: A meta-analysis. *Archives of Physical Medical Rehabilitation*. 79 (2):134-140; 1998.

- MORRIS E.M. Movement disorders in people with parkinson disease: a model for physical therapy. *Physical Therapy*. 80 (6):578-597; 2000.

- MOSS D, KASMAN G, FOGEL E. Physical medicine and rehabilitation (Special Issue). *Biofeedback Newsmagazine*. 24:3; 1996.

- MOSS D, GUNKELMAN J. Task force report on methodology and empirically supported treatments: Introduction and summary. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 27 (4):261-262; 2002.

- MROCZEK N, HALPERN D, MCHUGH R. Electromyographic feedback and physical therapy for neuromuscular retraining in hemiplegia. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 59:258-67; 1978.

- MULDER T, HULSTIJN W, VAN DER MEER J. EMG feedback and the restoration of motor control. A controlled group study of 12 hemiparetic patients. *American Journal of Physical Medicine*. 65:173-188; 1986.

- NEWELL K.M, VAN EMMERIK R.E.A, MCDONALD P.V. On simple movements and complex theories (and viceversa). *The Behavioral and Brain Sciences*. 12:229-230; 1989.

- NEWELL K.M, CARLTON M.J, ANTONIOU A. The interaction of criterion and feedback information in learning a drawing task. *Journal of Motor Behavior*. 22:536-552; 1990.

- NEWELL K.M. Motor skill acquisition. *Annual Review of Psychology*. 42:213-237; 1991.

- NIKFEKR E, KERR K, ATTFIELD S, PLAYFORD E.D. Trunk movement in Parkinson's disease during rising from seated position. *Movement Disorders*. 17 (2):274-282; 2002.

- NISHIKAWA Y, ARAYA K, OKAMOTO M, MIYAGUCHI S, YOSHIOKA N, SHIMADA N. Association of thoracic kyphosis with subjective poor health, functional activity and blood pressure in the community-dwelling elderly. *Environmental Health and Preventive Medicine*. 12:246-250; 2007.

- NOBLE C.E. The learning of psychomotor skills. *Annual Review of Psychology*. 19:203-250; 1968.

- O'RAHILLY R, MULLER F, MEYER D.B. The human vertebral column at the end of the embryonic period proper. I. The column as a whole. *Journal of Anatomy*. 131:565-575; 1980.

- OLNEY S.J, COLBORNE G.R, MARTIN C.S. Joint angle feedback and biomechanical gait analysis in stroke patients: a case report. *Physical Therapy*. 69 (10):77-84; 1989.

- PANATTONI G.L, TODROS T. Postural aspects of the human fetal spine: morphometric and functional study. *Panminerva Medica*. 7:250-253; 1988.

- PARK J.H, SHEA C.H, WRIGHT D.L. Reduced–frequency concurrent and terminal feedback: A test of the guidance hypothesis. *Journal of Motor Behavior*. 32:287-296; 2000.

- PARKER R.I, VANNEST K.J. An improved effect size for single-case research: Non-overlap of All Pairs. *Behavior Therapy*. 40 (4):357-367; 2009.

- PARKINSON J. An Essay on the Shaking Palsy. Sherwood, Nesly and Jones; London, 1817.

- PAVLOV I.P. Conditioned reflexes: an investigation of the physiological activity of the cerebral cortex. Oxford University Press; London, 1927.

- PERFETTI C. La rieducazione motoria dell'emiplegico. Libreria scientifica Ghedini; Milano, 1979.

- PETROFSKY J.S. The use of electromyogram biofeedback to reduce Trendelenburg gait. *European Journal of Applied Physiology*. 85:491-495; 2001.

- PLATZ T, BROWN R.G, MARSDEN C.D. Training improves the speed of aimed movements in Parkinson's disease. *Brain*. 21:505-514; 1998.

- PORTNEY L.G, WATKINS M.P. Foundations of clinical research applications to practice. 3Th edition. Prentice Hall Hall; Upper Saddle River, New Jersey, pp:249-262; 2007.

- PREVO A.J, VISSER S.L, VOGELAAR T.W. Effect of EMG feedback on paretic muscles and abnormal co-contraction in the hemiplegic arm, compared with conventional physical therapy. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 14:121-131; 1982.

- PRICE D.D, MCGRATH P.A, RAFII A, BUCKINGHAM B. The validation of VAS as ratio scale measures for chronic and experimental pain. *Pain*. 17 (1):45-56; 1983.

- PROSPERINI L, LEONARDI L, DE CARLI P, MANNOCCHI M.L, POZZILLI C. Visuo-proprioceptive training reduces risk of falls in patients with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*. 16:491-499; 2010.

- PUCHE R.C, MOROSANO M, MASONI A, PEREZ JIMENO N, BERTOLUZZO S.M, PODADERA J.C. The natural history of kyphosis in post-menopausal women. *Bone*. 17:239-246. 1995.

- QUINN N.P, HUSAIN F.A. Parkinson's disease. *British Medical Journal.* 293:379-382; 1986.

- RABUFFETTI M, CRENNA P. A modular protocol for the analysis of movement in children. *Gait Posture*. 20:S77-78; 2004.

- RAND M.K, LEMAY M, SQUIRE L.M, SHIMANSKY Y.P, STELMACH G.E. Control of aperture closure initiation during reach-to-grasp movements under manipulations of visual feedback and trunk involvement in Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*. 201 (3):509-525; 2010.

- ROELFSEMA P.R, VAN OOYEN A, WATANABE T. Perceptual learning rules based on reinforcers and attention. *Trends in Cognitive Sciences*. 14 (2):64-71; 2010.

- ROGERS M.W. Motor control problems in Parkinson's disease. In: Contemporary management of motor control problems: proceedings of the 11 step conference. Lister M.J. Foundation for Physical Therapy Inc. Alexandria, VA, 1991.

- ROSSI-IZQUIERDO M, SOTO-VARELA A, SANTOS-PÉREZ S, SESAR-IGNACIO A, LABELLA-CABALLERO T. Vestibular rehabilitation with computerised dynamic posturography in patients with Parkinson's disease: improving balance impairment. *Disability and Rehabilitation*. 31 (23):1907-1916; 2009.

- ROTHWELL J.C. Control of voluntary movement. Aspen Publishers Inc.; Rockville, MD, 1987.

- ROUX J.P, FECHTENBAUM J, KOLTA S, SAID-NAHAL R, BRIOT K, BENHAMOU C.L. Prospective assessment of thoracic kyphosis in post-menopausal women with osteoporosis. *Journal of Bone and Mineral Research*. 25 (2):362-368; 2010.

- RYAN P.J, BLAKE G, HERD R, FOGELMAN I. A clinical profile of back pain and stability in patients with spinal osteoporosis. *Bone*. 15:27-30; 1994.

- RYAN S.D, FRIED L.P. The impact of kyphosis on daily functioning. *Journal of the American Geriatrics Society*. 45:1479–1486; 1997.

- SAWAMOTO N, HONDA M, HANAKAWA T. Cognitive slowing in Parkinson disease is accompanied by hypofunctioning of the striatum. *Neurology*. 68:1062-1068; 2007.

- SCHÄBITZ W.R, GLATZ K, SCHUHAN C, SOMMER C, BERGER C, SCHWANINGER M, HARTMANN M, GOEBEL H.H, MEINCK H.M. Severe forward flexion of the trunk in Parkinson's disease: Focal myopathy of the paraspinal muscles mimicking camptocormia. *Movement Disorders*. 18 (4):408-451; 2003.

- SCHENKMAN M, BUTLER R.B: A model for multisystem evaluation and treatment of individuals with Parkinson's disease. *Physical Therapy* 69 (11):932-943; 1989.

- SCHENKMAN M.L. Physical therapy intervention for the ambulatory patient. In: Physical therapy managernent of Parkinson's disease. Turnbull G. Churchill Livingstone lnc.; New York, NY: pp.137-192; 1992.

- SCHENKMAN M.L, CUTSON T, KUCHIBHATLA M, CHANDLER J, PIEPER C. Reliability of impairment and physical performance measures for persons with Parkinson's disease. *Physical Therapy* 77 (1):19-27; 1997.

- SCHENKMAN M.L, MOREY M, KUCHIBHATLA M. Spinal flexibility and balance control among community-dwelling adults with and without Parkinson's disease. *The Journals of Gerontology Series A. Biological Sciences and Medical Sciences*. 55:M441-M445; 2000.

- SCHENKMAN M.L, CLARK K, XIE T, KUCHIBHATLA M, SHINBERG M, RAY L. Spinal movement and performance of a standing reach task in Parkinson disease. *Physical Therapy*. 81 (8):1400-1411; 2001.

- SCHLAICH C, MINNE H.W, BRUCKNER T, WAGNER G, GEBEST H.J, GRUNZE M. Reduced pulmonary function in patients with spinal osteoporotic fractures. *Ostoporosis International*. 8:261-267; 1998.

- SCHLEENBAKER R.E, MAINOUS A.G. Electromyographic biofeedback for neuromuscular reeducation in the hemiplegic stroke patient: a meta-analysis. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 74:1301-1304; 1993.

- SCHMIDT R.A. A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*. 82:225-260; 1975.

- SCHMIDT R.A, WULF G. Continuous concurrent feedback degrades skill learning: Implications for training and simulation. *Human Factors*. 39:509-525; 1997.

- SCHMIDT R.A, LEE T.D. Motor control and learning: a behavioral emphasis, 4th edition. Human Kinetics Publishers; Champaign, IL, 2005.

- SCHULMAN J.L, STEVENS Y.M, SURAN B.G, KUPST M.J, NAUGHTON M.J. Modification of activity level through biofeedback and operant conditioning. *Journal of Applied Behaviour Analysis*. 11 (1):145-152; 1978.

- SCHWARTZ M.S, ANDRASIK F. Biofeedback: a practitioner's guide, 4th edition. The Guilford Press; New York, in stampa.

- SEITZ A, WATANABE T. A unified model for perceptual learning. *Trends in Cognitive Sciences*. 9 (7):329-334; 2005.

- SHAW R.E, ALLEY T.R. How to draw learning curves: their use and justification. In: Issues in ecological study of learning. Johnson T.D, Pietrewicz A.T. Erlbaum; Hillsdale: pp.275-304; 1985.

- SHEA C.H, KOHL R.M. Composition of practice: Influence on the retention of motor skills. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 62:187-195. 1991.

- SHEA C.H, LAI Q, BLACK C, PARK J.H. Spacing practice sessions across days benefits the learning of motor skills. *Human Movement Science*. 19:737-760; 2000.

- SHEA C.H, LAI Q, WRIGHT D.L, IMMINK M, BLACK C. Consistent and variable practice conditions: Effects on relative and absolute timing. *Journal of Motor Behavior*. 33:139-152; 2001.

- SHUMAKER R.G. The response of manual motor functioning in Parkinsonians to frontal EMG biofeedback and progressive relaxation. *Biofeedback and Self Regulation*. 5:229-234; 1980.

- SIMMONS R.W, SMITH K, EREZ E, BURKE J.P, POZOS R.E. Balance retraining in a hemiparetic patient using center of gravity biofeedback: a single-case study. *Perceptual and Motor Skills*. 87:603-609; 1998.

- SINAKI M. Musculoskeletal rehabilitation. In: Osteoporosis etiology, diagnosis, and management, 2th edition. Riggs B.L, Melton L.J. Lippincott-Raven; Philadelphia: pp.435-473; 1995.

- SINAKI M, ITOI E, ROGERS J.W, BERGSTRALH E.J, WAHNER H.W,. Correlation of back extensor strength with thoracic kyphosis and lumbar lordosis in estrogen-deficient women. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation.* 75:370-374; 1996.

- SINAKI M, BREY R.H, HUGHES C.A, LARSON D.R, KAUFMAN K.R. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. *Ostoporosis International.* 16:1004-1010; 2005.

- SINGER R.N. Motor learning and human performance: an application to motor skills and movement, 3th edition. MacMillan; New York, 1980.

- SKINNER B.F. The behavior of organisms: an experimental analysis. Appleton; Cent, New York, 1938.

- SMITH KN. Biofeedback in strokes. *The Australian Journal of Physiotherapy*. 25:155-161; 1979.

- SON K, MILLER J.A.A, SCHULTZ A.B. The mechanical role of the trunk and lower extremities in a seated weight-moving task in the sagittal plane. *Journal of Biomechanical Engineering*. 110:97-103; 1988.

- SPERRY R.W. Neural basis of the spontaneous optokinetic response produced by visual neural inversion. *Journal of Comparative Physiology and Psychology*. 43:482-489; 1950.

- SUNDERLAND A, TINSON D.J, BRADLEY E.L, FLETCHER D, LANGTON HEWER R, WADE D.T. Enhanced physical therapy improves recovery of arm function after stroke. A randomised controlled trial. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 55:530-535; 1992.

- SUNDERLAND A, FLETCHER D, BRADLEY E.L, TINSON D.J, HEWER R.L, WADE D.T. Enhanced physical therapy improves recovery of arm function after stroke: a one year follow up study. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 57:856-858; 1994.

- SWINNEN S, SCHMIDT R.A, NICHOLSON D.E, SHAPIRO D.C. Information feedback for skill acquisition: Instantaneous knowledge of results degrades learning. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*. 16:706-716; 1990.

- SWINNEN S, WALTER C.B, LEE T.D, SERRIEN D.J. Acquiring bimanual skills: Contrasting forms of information feedback for interlimb decoupling. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*. 19:1328-1344; 1993.

- TAKAHASHI T, ISHIDA K, HIROSE D. Trunk deformity is associated with a reduction in outdoor activities of daily living and life satisfaction in community-dwelling older people. *Ostoporosis International*. 16:273-279; 2005.

- TALBOT M.L, JUNKALA J. The effects of auditorally augmented feedback on the eye-hand coordination of students with cerebral palsy. *The American Journal of Occupational Therapy*. 35:525-528; 1981.

- TART C.T. Altered states of consciousness*:* a book of readings. John Wiley & Sons; New York, 1969.

- THORNDIKE E.L. Animal intelligence. MacMillian & Co.; New York, 1911.

- THORPE W.H. Learning and instinct in animals. Methuen; London, 1956.

- TINBERGEN N. On aims and methods in ethology. *Zeitschrift für Tierpsychologie*. 20:410-433; 1963.

- TINETTI M.E, WILLIAMS C.S, GILL T.M. Dizziness among older adults: a possible geriatric syndrome. *Annals of Internal Medicine*. 132:337-344; 2000.

- TIPLE D, FABBRINI G, COLOSIMO C, OTTAVIANI D, CAMEROTA F, DEFAZIO G, BERARDELLI A. Camptocormia in Parkinson disease: an epidemiological and clinical study. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 80:145-148; 2009.

- TONER L.V, COOK K, ELDER G.C. Improved ankle function in children with cerebral palsy after computer-assisted motor learning. *Developmental Medicine and Child Neurology*. 40 (12):829-835; 1998.

- VAN DER BURG J.C.E, VAN WEGEN E.E.H, RIETBERG M.B, KWAKKEL G, VAN DIEËN J.H. Postural control of the trunk during unstable sitting in Parkinson's disease. *Parkinsonism and Related Disorders*. 12 (8):492-498; 2006.

- VAN DER MERWE A. A theoretical framework for characterization of pathological speech sensorimotor control. In: Clinical management of sensorimotor speech disorders. McNeil M.R. Thieme; New York: pp.1-25; 1997.

- VAN DIEËN J.H, KINGMA I, MEIJER R. Stress distribution changes in bovine vertebrae just below the endplate after sustained loading. *Clinical Biomechanics*. 16 (suppl. 1):135-142; 2001.

- VAN DIJK H, JANNINK M.J, HERMENS H.J. Effect of augmented feedback on motor function of the affected upper extremity in rehabilitation patients: a systematic review of randomized controlled trials. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 37 (4):202-211; 2005.

- VAN ROSSUM J.H.A. Schmidt's schema theory: The empirical base of the variability of practice hypothesis. A critical analysis. *Human Movement Science*. 9:387-435; 1990.

- VAUGOYEAU M, VIEL S, ASSAIANTE C, AMBLARD B, AZULAY J.P. Impaired vertical postural control and proprioceptive integration deficits in Parkinson's disease. *Neuroscience*. 146:852-863; 2007.

- VERHEYDEN G, NIEUWBOER A, MERTIN J, PREGER R, KIEKENS C, DE WEERT W. The trunk Impairement Scale: a new tool to measure motor impairement of the trunk after stroke. *Clinical Rehabilitation*. 18:326-334; 2004.

- VERHEYDEN G, NUYENS G, NIEUWBOER A, VAN ASCH P, KETELAER P, DE WEERDT W. Reliability and validity of trunk assessment for people with multiple sclerosis. *Physical Therapy* 86:66-76; 2006a.

- VERHEYDEN G, HUGHES J, JELSMA J, NIEUWBOER A, DE WEERDT W. Assessing motor impairment of the trunk in patients with traumatic brain injury: reliability and validity of the Trunk Impairment Scale. *South African Journal of Physiotherapy*. 62:23-28; 2006b.

- VERHEYDEN G, WILLEMS A.M, OOMS L, NIEUWBOER A. Validity of the Trunk Impairement Scale as a measure of trunk performance in people with Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 88:1304-1308; 2007.

- VERPLANCK, W.S. The operant conditioning of human motor behavior. *Psychological Bulletin*. 53:70-83; 1956.

- VIITANEN J.V, KAUTIAINEN H, SUNI J, KOKKO M.L, LEHTINEN K. The relative value of spinal and thoracic mobility measurements in ankylosing spondylitis. *Scandinavian Journal of Rheumatology*. 24:94-97; 1995.

- VIITANEN J.V, KOKKO M.L, HEIKKILA S, KAUTIAINEN H. Neck mobility assessment in ankylosing spondylitis: a clinical study of nine measurements including new tape methods for cervical rotation and lateral flexion. *British Journal of Rheumatology*. 37:377-381; 1998.

- VINKEN W.G, GAUTHIER S.G, DOLLFUSS R.E. Involvement of upper-airway muscles in extrapyramidal disorders: A cause of airflow limitation. *New England Journal of Medicine*. 311:438-442; 1984.

- VON HOLST E. Relations between the central nervous system and the peripheral organs. *British Journal of Animal Behaviour*. 2:89-94; 1954.

- VOUTSINAS S.A, MACEWEN G.D. Sagittal profiles of the spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 210:35–242; 1986.

- WARE J.E, SHERBOURNE C.D. The MOS 36-item short-form health survey (SF-36): I. Conceptual framework and item selection. *Medical Care*. 30:473-483; 1992.

- WARE J.E. SF-36 health survey update. *Spine*. 25:3130-3139; 2000.

- WATSON J.B. Psychology as a behaviorist view. *Psychological Review*. 20 (2):158-177; 1913.

- WEBSTER D. Critical analysis of the disability in Parkinson's disease. *Modern Treatment*. 5:257-282; 1968.

- WEINER D.K, SAKAMOTO S, PERERA S, BREUER P. Chronic low back pain in older adults: prevalence, reliability, and validity of physical examination findings. *Journal of the American Geriatrics Society*. 54:11-20; 2006.

- WEINRICH M, KOCH K, GARCIA F. Axial versus distal motor impairment in Parkinson's disease. *Neurology* 38:540-545; 1988.

- WHATMORE G.B, KOHLI D.R. The physiopathology and treatment of functional disorders: including anxiety states and depression and the role of biofeedback training. Grune & Stratton; New York, 1974.

- WIENER N. Cybernetics: or control and communication in the animal and the machine. Librairie Hermann & Cie; Paris, 1948.

- WILLIAMS J.M. Use of electromyographic biofeedback for pain reduction in the spastic hemiplegic shoulder: a pilot study. *Physiotherapy Canada.* 34:327-333; 1982.

- WINSTEIN C.J. Motor learning considerations in stroke rehabilitation. In: Stroke rehabilitation: the recovery of motor control. Ducan P.W, Badke M.B. Year Book Medical Publishers; Chicago: pp.109-134; 1987.

- WINSTEIN C.J, GARDNER E.R, MCNEAL D.R, BARTO P.S, NICHOLSON D.E. Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 70:755-762; 1989.

- WINSTEIN C.J, SCHMIDT R.A. Reduced frequency of knowledge of results enhances motor skill learning. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*. 16:677-691; 1990.

- WINSTEIN C.J. Knowledge of results and motor learning: implications for physical therapy. *Physical Therapy*. 71 (2):140-149; 1991.

- WOLF S.L. Electromyographic biofeedback applications to stroke patients: a critical review. *Physical Therapy*. 63 (9):1448-1459; 1983.

- WOLF S.L, BINDER-MACLEOD S.A. Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient. Changes in upper extremity neuromuscular and functional status. *Physical Therapy* 63:1393-1403; 1983a.

- WOLF S.L, BINDER-MACLEOD S.A. Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient. Changes in lower extremity neuromuscular and functional status. *Physical Therapy* 63:1404-1413; 1983b.

- WOLF S.L, LECRAW D.E, BARTON L.A. Comparison of motor copy and targeted biofeedback training techniques for restitution of upper extremity function among patients with neurologic disorders. *Physical Therapy* 69:715-735; 1989.

- WOLF S.L, CATLIN P.A, BLANTON S, EDELMAN J, LEHRER N, SCHROEDER D. Overcoming limitations in elbow movement in the presence of antagonist hyperactivity. *Physical Therapy* 74:826-835; 1994.

- WOOD S.E, WOOD E.G, BOYD D. The world of psychology, 5th edition. Allyn and Bacon; Boston: pp.162-201; 2005.

- WOODFORD H, PRICE C. EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews.* 18 (2) CD004585; 2007.

- WOOLLACOTT M.H, SHUMWAY-COOK A. Maturation of feedback control of posture and equilibrium. In: Motor development in children. Fedrizzi E, Avanzini G, Crenna P. John Libbey & Co.; London: pp.59-70; 1994.

- WRIGHT D.L, BLACK C.B, IMMINK M.A, BRUECKNER S, MAGNUSON C. Long-term motor programming improvements occur via concatenating movement sequences during random but not blocked practice. *Journal of Motor Behavior*. 36:39-50; 2004.

- WU G. Real-time feedback of body center of gravity for postural training of elderly patients with peripheral neuropathy. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 5:399-402; 1997.

- WULF G, LEE T.D. Contextual interference in movements of the same class: Differential effects on program and parameter learning. *Journal of Motor Behavior.* 25:254-263; 1993.

- WULF G, SCHMIDT R.A. Variability of practice and implicit motor learning. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*. 23:987-1006; 1997.

- WULF G, MCNEVIN N, SHEA C.H. The automacity of complex motor skill learning as a function of attentional focus. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*. 54A:1143-1154; 2001.

- WULF G, SHEA C.H. Principles derived from the study of simple motor skills do not generalize to complex skill learning. *Psychonomic Bulletin and Review*. 9:185-211; 2002.

- WULF G, MCCONNEL N, GÄRTNER M, SCHWARZ A. Enhancing the learning of sport skills through external-focus feedback. *Journal of Motor Behavior*. 34:171-182; 2002.

- WULF G, SHEA C.H. Understanding the role of augmented feedback: The good, the bad, and the ugly. In: Skill acquisition in sport: Research, theory and practice. Williams A.M, Hodges N.J. Routledge; London: pp.121-144; 2004.

- WULF G. Attention and motor skill learning. Human Kinetics; Champaign, IL, 2007.

- XIMENES V.M, MANOLOV R, SOLANAS A, QUERA V. Factors affecting visual inference in single-case designs. *The Spanish Journal of Psychology*. 12 (2):823-832; 2009.

- YOU E.M.L, VERDOLINI K, CHOW L.P.Y. Electromyographic study of motor learning for a voice production task. *Journal of Speech, Language and Hearing Research*. 48:1254-1268; 2005.

- YUCHA C, MONTGOMERY D. Evidence-based practice in biofeedback and neurofeedback, 2th edition. Association for Applied Psychophysiology & Biofeedback; Wheat Ridge, Colorado, 2008.

- ZHAN S, OTTENBACHER K.J. Single subject research designs for disability research. *Disability and Rehabilitation*. 23 (1):1-8; 2001.