

Università degli Studi di Milano
Dipartimento di Morfologia Umana e Scienze Biomediche per la Salute

Dottorato di Ricerca in Scienze Morfologiche
XXVI ciclo

ANALISI OPTOELETTRONICA DEL RACHIDE E DEL TORACE IN SOGGETTI AFFETTI DA SCOLIOSI IDIOPATICA

Tesi di Dottorato di

Vincenzo Giovanni Ferrara

Coordinatore: Prof. Virgilio F. Ferrario
Tutor: Prof.ssa Chiarella Sforza
Co -Tutor: Dott.ssa Michela Cristina Turci

A.A. 2012-2013

INTRODUZIONE

Dalla seconda metà del novecento, con l'avvento di sistemi di indagine clinica sempre più complessi e raffinati, lo studio della postura dell'uomo è diventata oggetto di numerosi lavori scientifici. La postura si può definire come la posizione reciproca dei segmenti corporei nello spazio.

Il mantenimento o l'assunzione di una determinata postura è possibile grazie all'interazione delle complesse funzioni del sistema nervoso centrale e periferico.

Quando si studia la postura dell'uomo, l'osservazione deve condurre a valutare l'individuo in maniera globale, come un sistema che ricerca l'omeostasi adattandosi all'ambiente.

Alcune regolazioni fisiologiche sono volontarie e molte altre sono automatiche e riflesse; le risposte di adattamento possono manifestarsi a seguito della ricezione di informazioni provenienti dai principali organi di senso e dalle varie tipologie di recettori situati nell'organismo.

I meccanismi neurologici e fisiologici di regolazione sono sia retroattivi (a *feedback*) sia predittivi (a *feedforward*).

La postura dell'uomo perciò non può essere studiata analiticamente.

Alcuni ricercatori, tra cui Gagey (1999) e Fukuda (1959), studiarono la postura ortostatica dell'uomo; gli studi rilevarono, con indagini strumentali (elettromiografia e rilevazioni su pedane statokinesiometriche), un numero infinito di variazioni nell'attività muscolare dei soggetti.

I risultati indicarono che un individuo, anche se fermo nello spazio, non è inattivo, infatti il suo sistema di regolazione posturale è in perenne funzionamento per garantire il mantenimento dell'equilibrio; tuttavia i ricercatori riportarono che le regolazioni erano talmente fini da non produrre movimento visibile e conclusero che la postura dell'uomo dovesse essere indagata in situazioni dinamiche durante l'esecuzione di un gesto.

La postura dell'uomo perciò deve essere studiata in movimento.

Da pochi anni, grazie ai nuovi sistemi di analisi quantitativa e qualitativa del movimento, siamo in grado di intraprendere uno studio della postura dell'uomo che rispetti i criteri di globalità e dinamicità.

Uno dei distretti più studiati nell'ambito posturale, anche perché localizzazione di numerose patologie e alterazioni, è il rachide, unità funzionale osteo-cartilaginea composta da trenta parti, che collega strutturalmente e funzionalmente il corpo umano.

La patologia più diffusa è sicuramente la scoliosi.

La scoliosi è una complessa deformità tridimensionale della colonna vertebrale caratterizzata da una deviazione laterale e da una rotazione assiale, normalmente accompagnate da una deformità della gabbia toracica.

La definizione classica della *Scoliosis Research Society* individua la scoliosi come una curva di più di 10° Cobb sul piano frontale e le cui modificazioni incidono significativamente sull'evoluzione della scoliosi e la trattabilità ortesica.

In uno stato patologico oltre alle reciproche rotazioni anomale intervertebrali, le stesse singole vertebre si deformano (deformazione intrinseca). Per analogia, la deformità della gabbia toracica non consiste esclusivamente in variazioni della posizione costale e dell'angolo costo vertebrale, ma anche di deformazioni costali intrinseche.

La misura di queste deformità strutturali è fortemente legata alla severità della curva scoliotica (deformazione estrinseca) (Parent et al, 2004).

Fino ad oggi lo studio delle deformità vertebrali strutturali estrinseche ed intrinseche in pazienti affetti da scoliosi è stato limitato alla deformità a cuneo del corpo vertebrale visibile dalle radiografie ed allo studio delle vertebre apicali degli scheletri con deformità scoliotica.

In letteratura le descrizioni e le spiegazioni biomeccaniche di queste deformità sono limitate e talvolta contraddittorie.

Sono state varie metodologie di misurazioni del gibbo costale, dell'angolo costo vertebrale e del dorso scoliotico completamente deforme nella scoliosi, ma finora non è stata fornita alcuna chiara descrizione della deformità costale intrinseca ed estrinseca.

La descrizione e lo studio dei movimenti e delle forze deformanti, nel rachide e nel dorso scoliotici sono essenziali per una migliore comprensione della morfologia delle deformità vertebrali e costali.

Acquisire tali conoscenze è necessario per sviluppare nuove tecniche di *screening*, di diagnosi, di valutazione, di correzione chirurgica e di trattamento mediante corsetto della scoliosi.

In base a quanto esposto, in questa tesi, è stato intrapreso uno studio che osservasse il movimento del rachide e del torace in un gruppo di pazienti scoliotici.

A tal fine, durante i tre anni di frequenza al Dottorato di Ricerca in Morfologia presso il Dipartimento di Scienze Biomediche per la Salute, è stato creato un protocollo originale di analisi del movimento.

Sebbene sia impossibile definire un protocollo universale in grado di soddisfare tutti i quesiti di indagine possibili, un protocollo di ricerca dovrebbe essere specifico, standardizzabile, ripetibile e adattabile alle necessità di indagine che possono presentarsi. Nello specifico, il protocollo che è stato costruito è stato definito per essere allo stesso tempo standardizzato e flessibile, al fine di indagare molteplici parametri di movimento, e per offrire possibilità di compiere ulteriori studi.

Il lavoro di ricerca si è svolto in tre fasi:

- 1 - revisione della letteratura scientifica sull'argomento ed elaborazione del protocollo;
- 2 - modifica e perfezionamento del protocollo in base a *trials* effettuati su soggetti volontari;
- 3 - analisi optoelettronica, tramite il protocollo sviluppato, di un gruppo di soggetti affetti da scoliosi.

ANATOMIA DI RACHIDE E TORACE

CAPITOLO 1

RACHIDE

Il rachide è una formazione osteoartromuscolare che si trova dorsalmente nel tronco. Esso costituisce un supporto per il cranio e per le varie parti del tronco stesso e dà attacco agli arti superiori e inferiori. Ha anche funzioni di contenimento in quanto accoglie nel proprio interno il midollo spinale che lo percorre assialmente per parte della sua lunghezza.

Lo scheletro del rachide è formato dalle vertebre articolate tra loro nella colonna vertebrale; a livello toracico, inoltre, le vertebre sono articolate con le coste, formando la gabbia toracica. I dispositivi osteoarticolari della colonna vertebrale sono provvisti di una ricca muscolatura intrinseca che si estende dalla base cranica sino al coccige.

Questa muscolatura, che prende attacco su metameri contigui o su punti ossei più o meno distanti della colonna vertebrale, conferisce stabilità e mobilità al rachide. Ai muscoli intrinseci si aggiungono poi muscoli estrinseci che, prendendo attacco sulla colonna, se ne allontanano per inserirsi sul tronco e sugli arti.

COLONNA VERTEBRALE

La colonna vertebrale è un complesso formato da segmenti ossei sovrapposti e articolati fra loro, le vertebre. Si presenta come uno stelo osseo situato nella parte dorsale del tronco, sulla linea mediana; si estende in senso retrocaudale, seguendo l'asse longitudinale del corpo, dal cranio con il quale si articola, sino alla pelvi, di cui entra a far parte.

La colonna vertebrale può essere scomposta in quattro segmenti che corrispondono alle quattro parti in cui si divide il tronco e cioè il collo, il torace, l'addome e la pelvi; essi corrispondono rispettivamente al tratto cervicale, toracico, lombare e pelvico.

Il tratto cervicale è formato da sette vertebre cervicali; la prima di esse si articola con l'osso occipitale, che appartiene al cranio, l'ultima con la prima delle vertebre toraciche. Il tratto toracico è costituito da dodici vertebre toraciche con le quali si articolano le coste. Il tratto lombare consta di cinque vertebre, l'ultima delle quali si articola con l'osso sacro (Fig.2.1).

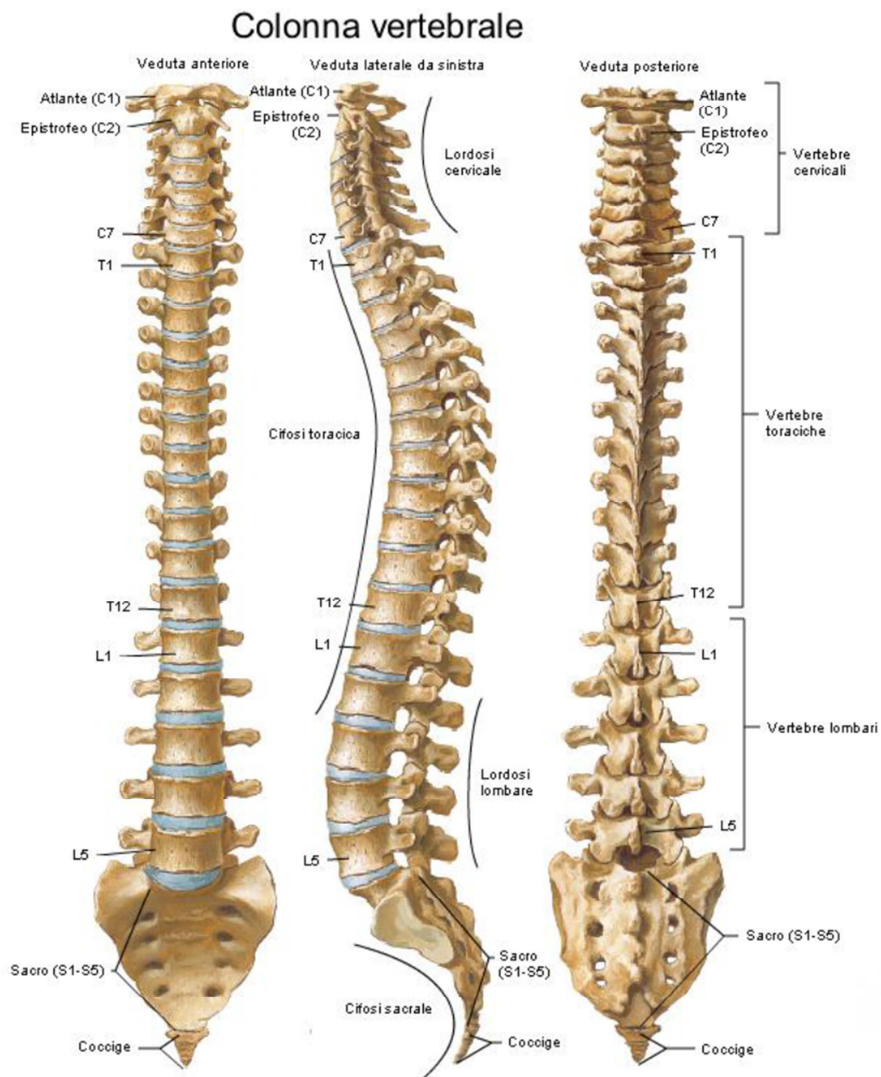


FIG. 2.1 Colonna vertebrale. Veduta anteriore, laterale, posteriore. (Modificata da Netter, 2013).

Il tratto pelvico della colonna vertebrale presenta una struttura differente rispetto a quella delle parti che lo precedono; esso è, infatti, formato da due ossa, il sacro e il coccige, che derivano dalla fusione di numerosi segmenti vertebrali primitivi e che si articolano tra loro; il sacro si articola inoltre con le due ossa iliache del bacino.

Si possono individuare cinque segmenti costitutivi nel sacro, quattro o cinque nel coccige. La colonna vertebrale risulta pertanto formata da trentatré o trentaquattro segmenti ossei.

CARATTERISTICHE GENERALI DELLE VERTEBRE

Facendo eccezione per il sacro e per il coccige, i cui segmenti vertebrali sono modificati e fusi tra loro, si possono riconoscere nelle vertebre caratteristiche generali di costituzione e, inoltre particolarità di conformazione che consentono di assegnarle a un determinato tratto della colonna e in qualche caso di riconoscerle individualmente.

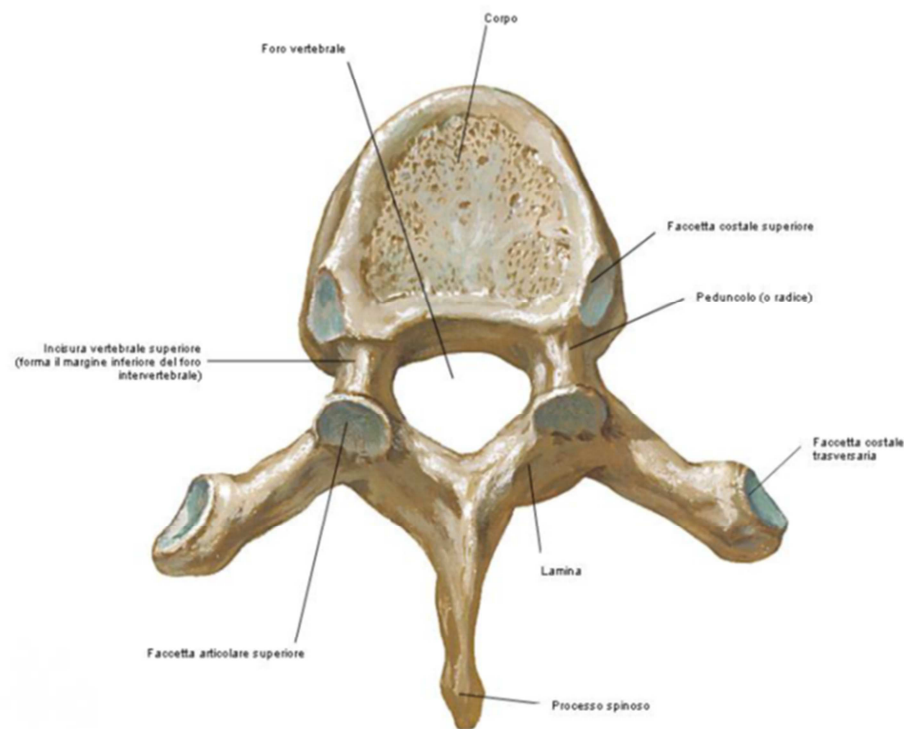


FIG 2.2 Vertebra tipo. Veduta superiore (Modificata da Netter, 2013).

Le vertebre sono ossa brevi formate da un corpo e da un arco vertebrale che, insieme, delimitano un foro vertebrale.

Il corpo è la parte ventrale della vertebra, la più voluminosa e resistente. Ha forma quasi cilindrica e presenta una faccia superiore, una faccia inferiore e una faccia di contorno. Le due facce superiore e inferiore sono lievemente concave al centro, mentre, alla periferia, si sollevano nei margini rispettivamente superiore e inferiore del corpo (Fig.2.2).

Nella circonferenza si considerano una porzione anterolaterale concava, conformata come una doccia orizzontale poco profonda e una porzione posteriore, piana o lievemente concava in senso trasversale, che delimita anteriormente il

foro vertebrale. I corpi delle vertebre contigue si articolano fra loro tramite le facce superiore e inferiore; tra queste si pongono i dischi intervertebrali. L'arco è la parte posteriore della vertebra e insieme con il corpo contribuisce a delimitare il foro vertebrale.

Vi si distinguono, dall'avanti in dietro, due peduncoli, due masse apofisarie, due lamine e un processo spinoso. I peduncoli sono due piccole lamine appiattite e dirette sagittalmente; formano i limiti laterali del foro vertebrale e rappresentano un ponte che unisce l'arco al corpo. Ciascun peduncolo ha una faccia interna prospiciente il foro vertebrale, una faccia esterna che continua sulla faccia laterale del corpo e due margini, superiore e inferiore, che sono concavi in alto e, rispettivamente in basso e prendono il nome di incisive vertebrali; i margini dei peduncoli di due vertebre contigue delimitano, sovrapponendosi, un foro intervertebrale che dà passaggio al nervo spinale.

Le masse apofisarie si trovano posteriormente ai peduncoli; in corrispondenza di esse l'arco vertebrale aumenta di volume e presenta una conformazione alquanto irregolare. In ciascuna massa apofisaria si notano diversi rilievi ossei che si distinguono in un processo articolare superiore, un processo articolare inferiore e un processo trasverso. I due processi articolari, superiore e inferiore, mettono in giunzione gli archi delle vertebre contigue. Il processo trasverso è una propaggine dell'arco diretta in fuori; tramite la sua base esso continua con il peduncolo, con i processi articolari e con la lamina dello stesso lato.

Le lamine vertebrali fanno seguito posteriormente alla massa apofisaria e formano la maggior parte del contorno posteriore del foro vertebrale; sono appiattite, quadrilatera e si dirigono obliquamente dall'alto verso il basso, per convergere sulla linea mediana; la loro faccia anteriore corrisponde al foro vertebrale mentre quella posteriore prosegue nei processi trasversi. Le lamine delle vertebre contigue risultano tra loro embricate.

Il processo spinoso, impari e mediano, prende origine con la sua base, nell'angolo di unione delle due lamine e si porta in dietro; ha forma e direzione variabili nei diversi tratti della colonna vertebrale. Le vertebre presentano la conformazione interna caratteristica delle ossa brevi. Sono cioè formate, per la maggior parte, di sostanza ossea spugnosa rivestita in superficie da una lamina di sostanza compatta. Tali lamine superficiali sono più sottili nel corpo rispetto alle varie parti dell'arco. Nelle cellette della sostanza spugnosa del corpo è contenuto il midollo osseo. Le facce superiori dei corpi e le superfici articolari sono rivestite da cartilagine ialina.

ANATOMIA FUNZIONALE DEL RACHIDE

Il rachide è innanzitutto un contenitore. Nel canale vertebrale trovano infatti posto il midollo spinale, le radici ventrali e dorsali dei nervi spinali, organi del sistema nervoso, le meningi con molti vasi sanguiferi.

Oltre che contenitore, il rachide è una struttura portante della testa, del tronco e degli arti superiori e si configura come un complesso osteoartrolegamentoso e muscolare che assolve un ruolo statico essenziale nell'atteggiamento corporeo.

MOBILITÀ DELLA COLONNA VERTEBRALE

La mobilità coordinata del rachide nei diversi piani dello spazio è consentita dal movimento sincrono e coordinato di tutti i segmenti che lo compongono (segmenti di movimento). Ogni segmento di movimento, che costituisce l'unità funzionale del rachide, è composto da due vertebre adiacenti e dai tessuti molli interposti (il segmento più caudale è costituito dalla quinta vertebra lombare e dalla prima sacrale).

In ogni segmento si distinguono:

a) una porzione anteriore di sostegno (pilastro anteriore), costituita da due corpi vertebrali adiacenti, dal disco intervertebrale, e dai legamenti (legamento longitudinale anteriore e legamento longitudinale posteriore);

b) una porzione posteriore, di guida al movimento (pilastro posteriore), costituita dai peduncoli, dalle lamine, dai processi trasversali e spinosi, dalle articolazioni interapofisarie, dai legamenti giallo, sovraspinoso, interspinoso, intertrasverso e dai muscoli.

Un complesso sistema muscolare formato da vari strati è inserito sul rachide; vi si possono distinguere muscoli assiali, ad azione prevalentemente tonica, automatica, e muscoli trasversali, prevalentemente fasici, a comando volontario.

Se i movimenti che si stabiliscono tra due vertebre vicine sono poco estesi, rilevanti sono invece quelli che la colonna realizza nel suo insieme. Ciò si deve al fatto che il rachide è composto da vari segmenti: i movimenti della colonna sono la risultante dei movimenti di tutte le articolazioni che la compongono. Quattro sono i movimenti di cui la colonna vertebrale è capace:

- 1) flessione;
- 2) estensione;
- 3) inclinazione;
- 4) rotazione (o torsione).

Nella flessione la colonna si inclina in avanti formando un arco a convessità dorsale; i corpi delle vertebre si avvicinano anteriormente, le apofisi spinose si allontanano. Il legamento longitudinale anteriore si allenta, mentre quello posteriore entra in tensione. I legamenti gialli e, in più quelli sopra-spinosi e inter-spinosi si stirano, opponendosi alla flessione.

Una simile condizione si avvera, in senso inverso, quando la colonna si estende (estensione), formando un arco a convessità anteriore. I processi spinosi stringono maggiormente i loro rapporti, i corpi vertebrali si avvicinano posteriormente, il legamento longitudinale posteriore si detende e con esso tutto l'apparato legamentoso degli archi si rilascia; al contrario entra in tensione il legamento longitudinale anteriore (Fig. 2.3 – 2.4).



Fig. 2.3. Flessione della colonna vertebrale.

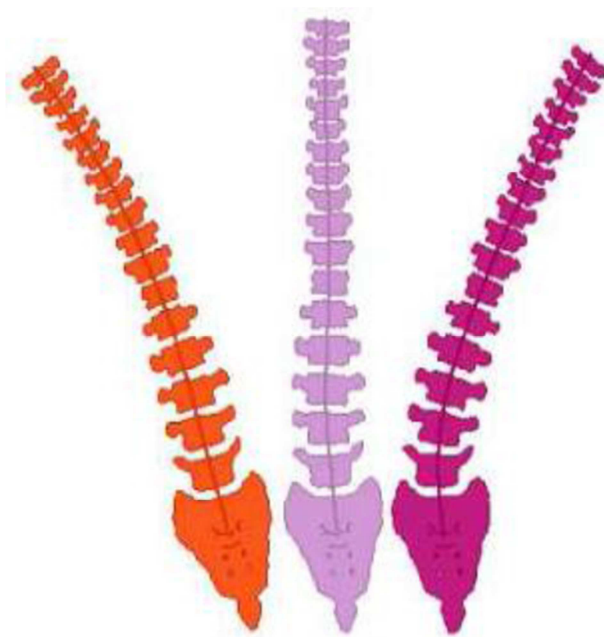


Fig. 2.4. Inclinazione della colonna vertebrale.

Nella rotazione la colonna fa perno intorno ad un asse longitudinale. La rotazione si rende ben visibile attraverso i manifesti movimenti del tronco. I nuclei polposi del disco intervertebrale, stando sull'asse di questo movimento, assumono la funzione di un perno elastico, intorno al quale ruotano i corpi vertebrali. L'anello fibroso del disco funziona invece da freno limitando l'esagerata rotazione delle vertebre. Anche il legamento giallo del lato opposto, mettendosi in tensione, frena questo movimento.

Le differenze anatomiche che presentano le porzioni mobili del rachide concedono a ciascun segmento possibilità di movimenti molto diversi.

Il tratto cervicale, per la dimensione dei dischi intervertebrali e per la particolare disposizione delle faccette articolari, è la parte più mobile della colonna. Sono possibili a questo livello ampi movimenti di flessione e di rotazione. Tra le vertebre C2 e C7 sono possibili movimenti di flessione, estensione, inclinazione e rotazione. In questa porzione del rachide cervicale l'ampiezza di movimento articolare varia in rapporto alla maggiore o minore lassità dei legamenti e alla deformazione dell'anulus di ciascun disco intervertebrale. La porzione dorsale è meno mobile: realizza soltanto scarsi movimenti di flessione e di estensione. L'inclinazione è pressoché nulla. Questa limitazione di movimento è conseguenza della sottigliezza dei dischi e della particolare disposizione

delle faccette articolari, le quali combaciano in senso frontale. Il rachide lombare, per la maggiore altezza ed estensione dei dischi e per la singolare forma dei processi articolari, riportabile a quella di trocoide, riesce a compiere estesi movimenti di flessione e di estensione. Quelli di rotazione e di inclinazione, pur essendo possibili, sono più limitati di quelli descritti per il rachide cervicale. Poiché le faccette lombari contrapposte sono piane ed orientate verticalmente, la mobilità della colonna lombare è pressoché limitata alla flesso-estensione.

TORACE

Il torace è la seconda parte del tronco e si trova tra il collo e l'addome. E' formato da un complesso osteoartromuscolare, la gabbia toracica, che si presenta come un'impalcatura ossea provvista di un'apertura superiore e una inferiore, delimitante un'ampia cavità viscerale nella quale trovano posto le logge pleuropolmonari lateralmente e il mediastino al centro. L'apertura toracica superiore rappresenta il punto di passaggio per visceri, vasi e nervi tra il collo e il mediastino. L'apertura toracica inferiore è "chiusa" dal muscolo diaframma che è attraversato da numerose formazioni viscerali, vascolari e nervose che dal torace passano all'addome e viceversa.

Oltre al complesso osteoartromuscolare del rachide, che è già stato descritto, si devono prendere in esame, nel torace, diverse formazioni scheletriche, articolari e muscolari.

Lo scheletro della gabbia toracica è formato dorsalmente dal segmento toracico della colonna vertebrale, sul quale si articolano dodici paia di coste; la gabbia è chiusa anteriormente da un osso impari e mediano, lo sterno.

Le articolazioni del torace sono quelle costovertebrali e quelle sternocostali.

I muscoli del torace si distinguono in intrinseci ed estrinseci. I primi sono tesi tra i vari segmenti scheletrici del torace; i secondi hanno soltanto l'origine e l'inserzione sullo scheletro toracico.

Tra i muscoli estrinseci sono compresi i muscoli toracoappendicolari, spinoappendicolari e spinocostali; infine, il diaframma si descrive tra i muscoli del torace.

LE COSTE

Le coste sono segmenti scheletrici che si articolano posteriormente con le vertebre toraciche e circoscrivono, come archi, gran parte della cavità toracica. Sono formate da una parte ossea, la costa propriamente detta che è completata in avanti da un tratto cartilagineo, la cartilagine costale. Le coste sono complessivamente dodici paia; le prime sette si uniscono in avanti, tramite la loro parte cartilaginea, allo sterno. L'ottava, la nona e la decima costa si connettono, per mezzo della loro cartilagine, alla cartilagine della costa sovrastante, formando in tal modo una linea arcuata detta arco costale.

L'undicesima e la dodicesima costa, libere da ogni connessione con le precedenti, terminano con una piccola cartilagine appuntita e sono denominate coste libere o *fluttuanti*.

Le coste propriamente dette sono ossa piatte, nastriformi a forma arcuata. Non sono considerate ossa lunghe, in quanto mancano di canale midollare e sono costituite da una lamina superficiale di tessuto osseo compatto e, all'interno, da sostanza spugnosa.

A partire dalla loro articolazione con i corpi vertebrali, i processi spinosi della colonna vertebrale dorsale e le coste si dispongono verso il basso e verso fuori, fino all'angolo costale posteriore dove cambiano completamente direzione, portandosi verso l'avanti e tracciando una curva a convessità esterna.

Sull'angolo costale prende inserzione il muscolo ileocostale.

L'osso costale si sviluppa, nel suo percorso, in una torsione lungo l'asse longitudinale per cui la sua faccia esterna, convessa, volge inferiormente in alto e superiormente in basso-dietro.

Per quanto riguarda le caratteristiche generali, si può ancora osservare che la lunghezza delle coste aumenta dalla prima all'ottava e diminuisce dall'ottava fino alla dodicesima; l'obliquità in basso e in avanti aumenta dalla prima all'ultima e la distanza dal tubercolo all'angolo costale si accresce dall'alto verso il basso gradualmente.

Si distinguono, nelle coste, un corpo e due estremità. L'estremità posteriore, che si articola con la colonna vertebrale dorsale, è ingrossata e forma la testa della costa dove si osservano due faccette articolari che si articolano con le faccette articolari di due

corpi costali contigui. Alla testa fa seguito il collo della costa, sul cui margine superiore si trova la cresta longitudinale dove si inseriscono i legamenti. Tra il collo e il corpo della costa si trova un rilievo osseo, il tubercolo costale, che si articola con la faccetta costale del processo trasverso della vertebra corrispondente. L'estremità anteriore si congiunge, infine, con la cartilagine costale.

Nel corpo della costa si possono considerare una parte ventrale e una parte dorsale, poste rispettivamente davanti e dietro l'angolo costale, vi si distinguono inoltre una faccia esterna, una faccia interna e due margini, superiore e inferiore. Sul margine inferiore tra l'angolo costale e il terzo medio del corpo si trova il solco costale, in cui decorre il fascio vascolonervoso composto da nervi intercostali e vasi intercostali.

LE CARTILAGINI COSTALI

Hanno forma simile a quella della parte ventrale del corpo delle coste, di cui rappresentano la continuazione. Sono quindi laminari, con una faccia esterna, una interna e due margini, superiore e inferiore. Vi si distinguono inoltre due estremità, laterale o costale e mediale o sternale.

L'estremità laterale delle cartilagini presenta una faccetta ellittica che si inserisce nella fossetta dell'estremità anteriore delle coste. L'estremità mediale varia nei suoi caratteri secondo il livello. Nelle prime sette coste essa è costituita da due faccette convergenti a formare una sorta di cuneo che si inserisce nelle incisure articolari dei margini laterali dello sterno. Le estremità mediali delle cartilagini dell'ottava, nona, e decima si uniscono per mezzo di un tratto fibroso con le cartilagini sovrastanti e presentano perciò una connessione soltanto indiretta con lo sterno. Nelle coste fluttuanti le cartilagini costali sono brevi, appuntite e terminano libere.

STERNO

E' un osso piatto, impari e mediano, che chiude anteriormente la gabbia toracica. Si estende dall'alto in basso, dal livello della terza a quello della nona vertebra toracica, con leggera obliquità verso l'avanti. E' formato da tre segmenti, fusi insieme nell'adulto, che, in direzione craniocaudale, si denominano manubrio, corpo e processo xifoideo.

Il manubrio è slargato in alto e nel punto di unione con il corpo forma un angolo detto angolo sternale (del Luys). Il corpo è slargato nella parte di mezzo e ristretto alle due estremità. Il processo xifoideo, assottigliato e appuntito, è assai variabile nello sviluppo e nella forma. Nell'insieme lo sterno presenta una faccia anteriore, una faccia posteriore, due margini laterali, una base e un apice.

La faccia anteriore, detta anche piano sternale, si presenta convessa per la presenza dell'angolo sternale, e rugosa, per le origini che offre a numerosi muscoli del collo, del torace e dell'addome. È percorsa da una serie di rilievi trasversali, il primo dei quali corrisponde alla giunzione tra manubrio e corpo e l'ultimo all'unione tra corpo e processo xifoideo. La faccia posteriore è concava in senso longitudinale e presenta anch'essa le tracce della saldatura dei vari pezzi sternali, è per la maggior parte liscia in quanto dà origine a muscoli solo nelle parti alta e bassa.

I margini laterali dello sterno presentano sette incisure articolari dove si pongono le prime sette cartilagini costali. La prima di esse, per la cartilagine della prima costa, si trova nella parte alta del margine del manubrio, la seconda corrisponde alla giunzione tra manubrio e corpo, a livello dell'angolo sternale, l'ultima è visibile all'unione tra corpo e processo xifoideo.

La base dello sterno, data dal margine superiore del manubrio, è ingrossata e presenta, sulla sua parte di mezzo, l'incisura giugulare. A lato di questa, in corrispondenza degli angoli alla base, si trovano le due incisure clavicolari, dove lo sterno prende rapporto articolare con la clavicola. L'apice è dato dal processo xifoideo che può avere la stessa direzione del corpo o essere inclinato in avanti o in dietro.

ANATOMIA FUNZIONALE DELLA GABBIA TORACICA

Le articolazioni costovertebrali costituiscono unità meccaniche che condizionano i movimenti delle coste durante la respirazione. Il movimento delle coste si fonda sulla rotazione assiale del loro collo.

Per le coste superiori, l'orientamento dell'asse del collo si trova su un piano frontale, in tal modo, il movimento di rotazione determina un aumento del diametro anteroposteriore del torace. Per le coste inferiori, l'orientamento dell'asse del collo è

invece quasi prossimo al piano sagittale, pertanto, il movimento di rotazione determina soprattutto un aumento del diametro trasverso del torace.

A livello delle articolazioni condrosterali si svolgono spostamenti angolari; questi movimenti costali sono messi in atto dalla contrazione dei muscoli intercostali interni e sovracostali con un meccanismo non del tutto chiarito.

All'azione inspiratoria cooperano i muscoli sternocleidomastoideo, gli scaleni, i pettorali e i dentati.

Il più importante muscolo inspiratorio è, però, il diaframma. Quando le sue fibre si contraggono, il centro frenico incomincia ad abbassarsi; questo movimento viene arrestato, da un lato, per la tensione degli organi che occupano lo spazio mediastinico e sono collegati al centro frenico e, dall'altro, per l'opposizione degli organi contenuti, sotto il diaframma, nell'addome.

L'arresto stabilizza il centro frenico che diviene il punto fisso nel seguito della contrazione diaframmatica; il muscolo solleva di conseguenza le coste inferiori; l'allargamento della parte inferiore del torace si associa così a un allungamento della cassa toracica stessa.

Di grande importanza al fine della coordinazione dei movimenti respiratori sono i fusi neuromuscolari dei muscoli respiratori e i centri nervosi bulbari.

L'espiazione è sostanzialmente passiva. Le strutture legamentose della cassa toracica e i polmoni si distendono elasticamente durante l'inspirazione e si caricano di energia potenziale; nell'espiazione, questa energia riporta le pareti della cassa toracica alla posizione di partenza.

Vi sono tuttavia muscoli che favoriscono l'espiazione; essi sono i muscoli intercostali interni, i retti e gli obliqui dell'addome.

L'elasticità delle strutture cartilaginee, articolari e legamentose della cassa toracica è importante non solo per l'ampiezza dei movimenti respiratori, ma svolge evidentemente un ruolo anche nell'inspirazione.

Va rilevato che lo stabilirsi di curve cifotiche e scoliotiche dorsali non fisiologiche esercita influenza negativa anche sulla funzione respiratoria.

LA SCOLIOSI

CAPITOLO 2

2 - LA SCOLIOSI

DEFINIZIONE

La prima definizione di scoliosi, secondo criteri accettati dalla comunità scientifica, risale al 1980 e venne formulata dall'ICIDH (International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps – Classificazione Internazionale delle Menomazioni, Disabilità ed Handicap).

Nel maggio 2001 l'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS) ha elaborato una nuova classificazione ICF (International Classification of Functioning, Disabilities and Health – Classificazione Internazionale della Funzionalità, della Disabilità e della Salute) enunciando una descrizione di sindrome scoliotica che riportiamo di seguito: *“le menomazioni del paziente scoliotico sono classificabili come danni neuromotori, biomeccanici, cardio-respiratori ed estetici. Per quanto riguarda le problematiche relative alla disabilità, infine, queste riguardano in gran parte la scoliosi adulta. Il dolore, per esempio, o una significativa riduzione della capacità di sforzo o delle attività della vita quotidiana o professionale, non fanno parte delle caratteristiche del giovane paziente scoliotico. Viceversa, ci sono due elementi tipici dell'età evolutiva che pure si riflettono pesantemente anche sull'età adulta: la disabilità dovuta a motivi psicologici ed un'altra definibile come iatrogena, laddove il ragazzo affetto da scoliosi non viene valutato per quello che è, ovvero un soggetto che attraversa la crescita e lo sviluppo puberale e si scontra con il proprio corpo, affetto da una forma di patologia che ne mina la struttura portante, che non per niente viene detta colonna”.*

Da quanto riportato emerge come col termine scoliosi si intenda una sindrome complessa che interessa l'individuo dal punto di vista psico-fisico.

In questo studio ci occuperemo delle problematiche scoliotiche che affliggono il corpo umano, tralasciando gli aspetti psicologici e comportamentali. La scoliosi rappresenta un'asimmetria tonico-posturale del rachide che è qualificabile nelle due forme strutturale ed idiopatica, ed è intesa, allo stato attuale, come una patologia statica, atipica, i cui caratteri variano a seconda dell'affezione che l'ha generata.

Per alcuni dei pazienti la causa primaria può essere congenita, mentre la causa secondaria può essere neurogena o miogena, e, se evolutiva, in soggetti adulti, può derivare da fenomeni degenerativi spondilosi. Per definizione, la scoliosi è detta idiopatica se non è accertabile l'eziologia e probabilmente non ha un'unica causa generativa (Kleinberg, 1922).

E' importante sottolineare che il termine scoliosi dovrebbe individuare una sindrome e non un'affezione o una malattia. Si tratta, infatti, di una patologia a causa multifattoriale avente sviluppo tridimensionale.

La scoliosi, sul piano frontale, si manifesta con una postura in inclinazione; sul piano sagittale, con una alterazione delle curve cifotiche e lordotiche; sul piano orizzontale con un movimento di rotazione.

Per scopi pratici la deformità è più convenzionalmente misurata attraverso radiografie sul piano coronale con la tecnica Cobb (Cobb, 1948) .

In realtà, la complessità della deformità scoliotica necessita, per essere descritta, di nuovi metodi di misurazione (Stokes,1994).

CLASSIFICAZIONE

Le scoliosi idiopatiche possono essere classificate secondo la localizzazione iniziale della deformità (scoliosi toraciche, toracolombari, lombari, a doppia curva) e secondo l'età di insorgenza.

Sulla base dell'osservazione di tre distinti periodi di picco di insorgenza, la scoliosi idiopatica è stata classificata in tre fasce di età. È definita scoliosi idiopatica pre-infantile se si manifesta prima dei tre anni; idiopatica infantile se si manifesta nella fascia d'età da cinque a otto anni; idiopatica adolescenziale se compare tra i dieci anni di età fino alla fine della crescita (James, 1954). Questa classificazione è ora ampiamente utilizzata (Pehrsson et al 1992; Robinson et al, 1996).

Tuttavia, poiché spesso non è possibile determinare l'età di insorgenza, l'età al momento della manifestazione viene adottata come canone per effettuare la diagnosi clinica (Sevastik, 2000). L'ottanta per cento o più delle scoliosi idiopatiche vengono diagnosticate in età adolescenziale (Riseborough et al, 1973).

La scoliosi idiopatica dell'adolescente, probabilmente, può essere considerata come un complesso disturbo genetico. C'è spesso una storia familiare positiva, ma il modello di suscettibilità ereditaria non è chiaro. Informazioni attuali suggeriscono che ci sia eterogeneità genetica (McMaster et al, 1993; Miller et al 2000) e ciò indica che molteplici fattori potenziali agiscono in maniera determinante nella sua patogenesi (Sevastik, 2000).

STORIA NATURALE DELLA SCOLIOSI

La revisione della letteratura scientifica sull'eziopatogenesi della scoliosi idiopatica rende possibile tracciarne la storia naturale. La maggior parte dei lavori scientifici si basano su cinque studi nei quali vengono descritti gli effetti della patologia scoliotica in diversi campioni di soggetti provenienti dalla Svezia e da Iowa, Stati Uniti (Pehrsson et al, 1992; Nilsson et al, 1968; Nachemson et al, 2000; Collis et al, 1969; Weinstein et al, 1981).

I campioni citati comprendevano soggetti con i seguenti criteri di inclusione: 10 o più anni di *follow-up*, controlli medici seriati e la compilazione di un questionario circa lo stato di salute connesso alla qualità della vita. Gli *end point* considerati furono: morte, danni alla salute, deformità e qualità della vita .

Due degli studi riguardano campioni composti da soggetti con scoliosi idiopatica non trattati. Il primo campione proveniente da Stoccolma (Nilsson et al, 1968) e il secondo da Göteborg (Pehrsson et al, 1968; Nachemson et al, 2000) .

Nel campione di Stoccolma, il novanta per cento dei 113 pazienti visitati per la prima volta tra il 1913-1918 furono seguiti per quarantacinque anni o fino alla loro morte. La mortalità è stata di 2,2 volte superiore a quella della popolazione normale. La relazione evidenziava tuttavia due punti deboli. In primo luogo, le diagnosi si basarono su note cliniche che erano solitamente integrate da fotografie a figura intera e gli esami radiografici furono eseguiti solo per pochi soggetti. Anche se furono esclusi i pazienti paralitici, la serie potrebbe aver incluso alcuni pazienti con scoliosi congenita. In secondo luogo, il 9% del campione era di età compresa tra i 7 anni e 9 anni al momento del reclutamento.

Il campione di Göteborg includeva 130 pazienti, di età compresa tra 1 e 30 anni, con scoliosi di qualsiasi causa, visitati per la prima volta tra il 1927-1936. Lo studio fu

aggiornato nel 1989, quando i soggetti avevano 56 anni d'età (Pehrsson et al, 1992). Gli effetti dell'età di esordio della scoliosi e i valori della curvatura scoliotica ($<70^\circ$ o $>70^\circ$) furono studiate in rapporto alla mortalità. Non furono osservati decessi in pazienti adolescenti (età 10-16 anni) con scoliosi idiopatica.

Questi risultati furono supportati dagli studi sui campioni di Iowa, USA (Collis et al, 1969; Weinstein et al, 1981). Dei 444 pazienti con scoliosi idiopatica inizialmente studiati, 50 (11%) erano stati successivamente operati per ridurre gli effetti della scoliosi (Ponseti et al, 1950). La loro età media era di 42 anni e il loro *follow-up* di 24 anni al termine dello studio. Il 15% dei soggetti morì prima della conclusione dello studio. Solo uno dei soggetti deceduti, un 54 enne con una scoliosi toracica 142° , potrebbe probabilmente essere attribuita a cuore polmonare secondario alla scoliosi. Nell'ambito di tutto il campione studiato, la scoliosi, potenzialmente, contribuì alla morte per 3 soggetti.

In sintesi, pareva possibile affermare che la scoliosi idiopatica, diagnosticata in età adolescenziale, non comportasse un aumento del tasso di mortalità. Tuttavia, non era possibile escludere che la scoliosi idiopatica dell'adolescente provocasse la morte per insufficienza cardiopolmonare.

In un ulteriore e successivo studio, della durata di 25 anni, condotto su 800 pazienti affetti da scoliosi idiopatica, 11 di essi erano deceduti per insufficienza cardiorespiratoria a causa di scoliosi. In 10 soggetti la scoliosi era stata diagnosticata prima dei 5 anni di età mentre per un solo soggetto la diagnosi era intervenuta a 11 anni di età (Branthwaite, 1986).

In un altro studio viene riportato il caso di un paziente, con diagnosi di scoliosi idiopatica effettuata all'età di 11 anni e 5 mesi, che presentava una curva scoliotica toracica destro-convessa di 40° Cobb. All'età di 12 anni e 1 mese la curva era progredita a 50° e fu consigliato un intervento che venne rifiutato dal paziente. All'età di 44 anni il soggetto è deceduto di insufficienza cardiorespiratoria e la sua curvatura scoliotica in quel momento era di 150° Cobb (Landry , 1996).

In un più recente studio, l'osservazione fu condotta su di un gruppo di 45 pazienti con scoliosi idiopatica con età compresa tra i 16 ed i 67 anni al momento della diagnosi, il rischio di sviluppare insufficienza respiratoria e morte è stato valutato su un periodo di 20 anni; l'insufficienza respiratoria si è verificata solo in pazienti con una capacità vitale

inferiore al 45% e un valore della deviazione scoliotica maggiore di 110° Cobb (Pehrsson et al, 1998).

SEMEIOTICA CLINICA

Le principali manovre semeiotiche che valutano la limitazione della mobilità del rachide e della gabbia toracica sono:

- il test di valutazione di Adams (*forward – bending test*); la positività di tale test è patognomica di scoliosi. Il valore predittivo positivo del *forward – bending test* è variabile, essendo inversamente proporzionale al grado di curvatura e dipendente dalla esperienza degli esaminatori;
- la valutazione con inclinometro (Scoliometer) rappresenta un altro strumento di valutazione che si è affermato negli ultimi anni come estremamente utile nei programmi di screening. Questo strumento misura l'angolo di inclinazione del tronco ed è dotato di una ripetibilità inter-operatore molto elevata, il che consente di determinare delle soglie al di là delle quali intervenire con una radiografia;
- la valutazione con gabbometro (livella) è uno strumento in grado di fornire un ulteriore parametro di valutazione, differente rispetto all'inclinometro, ovvero l'altezza del dislivello tra concavità e convessità della curva.

Recentemente è stato presentato un nuovo strumento che ha dimostrato un'elevata ripetibilità (inclinometro d'Osualdo).

La valutazione radiografica rimane in ogni caso il riferimento standard per la valutazione della sensibilità e specificità dei test di screening (Fig. 2.1)

Il segno di Risser è un ulteriore parametro radiografico di valutazione, utile a dare una indicazione sullo stato di accrescimento del paziente, in quanto desumibile dalla medesima radiografia effettuata per valutare la scoliosi. Altri parametri essenziali da considerare sono la comparsa del menarca nella femmina e lo sviluppo dei segni di Tanner (Tanner, 1978).

EFFETTI DELLA SCOLIOSI

Non sono descritti in letteratura dati sulla qualità di vita del paziente affetto da scoliosi. Ci si può basare sugli studi già riportati precedentemente per ottenere *insight* nella storia naturale della scoliosi idiopatica dell'adolescente.

Sulla base delle risposte ai questionari sulla scoliosi si rileva che le difficoltà maggiori emergono nella progressiva incapacità di svolgere attività fisiche, in particolare nelle donne con le curve superiori a 40° Cobb (Gold berg et al, 1994).

Un altro parametro importante è la presenza di dolore al rachide che nei soggetti scoliotici risulta essere significativamente maggiore rispetto alla normalità della popolazione di controllo (Weinstein et al, 2003; Mayo et al, 1994).

Tuttavia il dolore e la gravità della deformazione non sono strettamente correlati con i valori di una curva scoliotica (Ponseti et al, 1950; Mayo et al, 1994). Cambiamenti artrici non sono associati con un aumento del dolore, mentre lo spostamento del baricentro associato all'aumento della distanza dall'asse longitudinale dell'apice delle curve scoliotiche è correlato ad un aumento del dolore al rachide con conseguente limitazione funzionale (Weinstein et al, 1981).

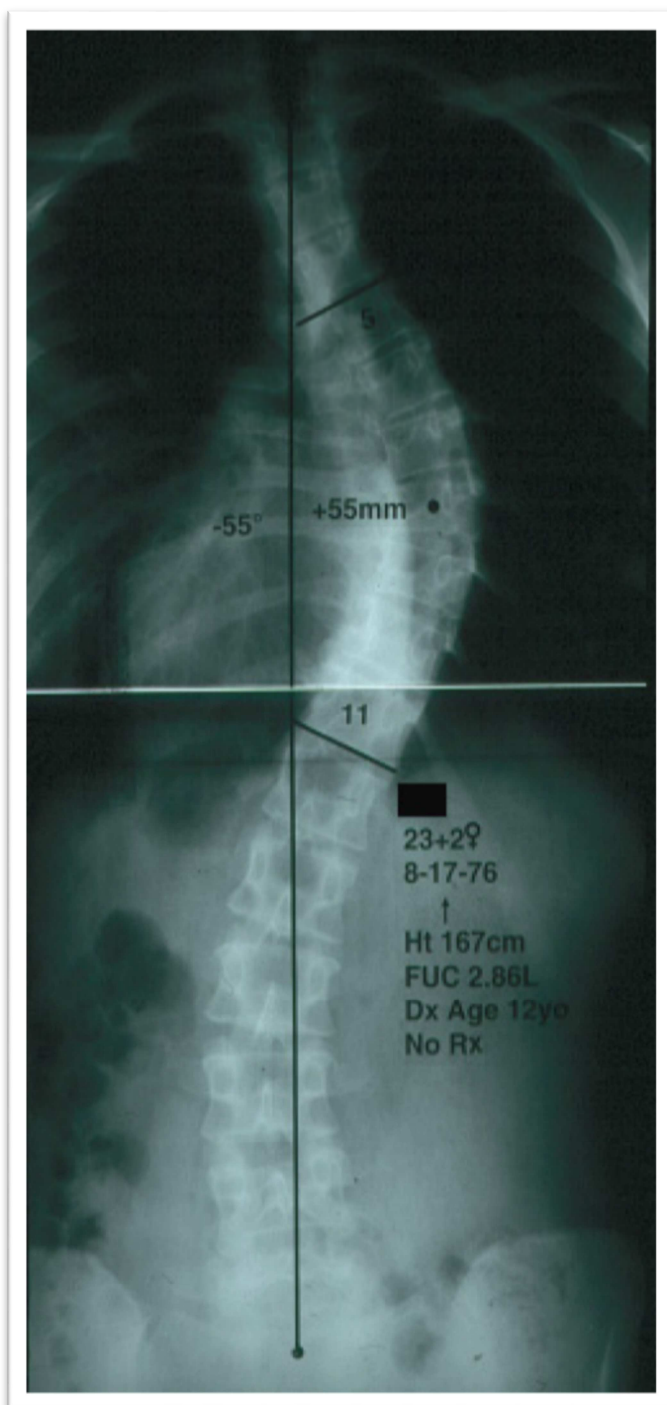


FIG. 2.1 Radiografia del rachide di un soggetto in ortostatismo con proiezione sul piano frontale.

È evidente una scoliosi toraco-lombare a doppia curva. Nella radiografia sono stati tracciati il filo a piombo e le rette passanti per la faccia inferiore della vertebra apicale inferiore e superiore (localizzate a livello dell'undicesima vertebra dorsale e della quinta vertebra dorsale).

Questo metodo di misurazione dei gradi della scoliosi è il metodo Cobb. Su questa proiezione è rilevata una scoliosi di 55 gradi a livello toracico. Sono evidenti inoltre le asimmetrie a carico delle coste dell'emitorace di destra e sinistra.

I SISTEMI DI ANALISI DEL MOVIMENTO

CAPITOLO 3

3 - I SISTEMI DI ANALISI DEL MOVIMENTO

L'analisi del movimento umano ha lo scopo di raccogliere informazioni quantitative relative alla cinematica e alla cinetica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un movimento. In particolare, l'informazione che si vuole ottenere riguarda il movimento assoluto dei segmenti ossei o dei segmenti corporei di interesse, il movimento relativo tra ossa adiacenti (cinematica articolare), le forze scambiate con l'ambiente, il lavoro e la potenza muscolari (cinetica). Le grandezze che forniscono queste informazioni possono essere misurate oppure stimate mediante modelli morfo-funzionali dei tessuti, degli organi, degli apparati, o dei sistemi coinvolti nell'analisi.

Così facendo, possono essere ottenute descrizioni quantitative delle funzioni a carico dell'apparato locomotore in condizioni normali, nonché delle loro variazioni. L'obiettivo è quello di descrivere il movimento umano attraverso precise funzioni matematiche, al fine di capirne l'intima natura, e di usare queste conoscenze per migliorare la qualità della vita dell'uomo (Cappozzo, 2004).

L'analisi del movimento riveste un ruolo importante in diverse aree della medicina e delle scienze umane. Per effettuare uno studio sul movimento umano che abbia un rigore scientifico, cioè un'analisi quantitativa, non può essere considerata sufficiente l'osservazione visiva del fenomeno, ma sono necessari anche la misurazione e l'elaborazione numerica delle grandezze che definiscono il movimento dei vari segmenti corporei nello spazio. Per questo motivo si è sentita la necessità di sviluppare strumenti tecnologici e tecniche di acquisizione sempre più sofisticati.

Storicamente solo alla fine del secolo scorso si è potuto iniziare a parlare di analisi quantitativa del movimento umano. Vengono considerati pionieri in questo campo gli scienziati Muybridge (USA), che utilizzò la tecnica di ripresa fotografica sequenziale e Marey, il quale, per primo, in Francia, schematizzò il movimento con uno *stick diagram* mediante tecniche stroboscopiche. Successivamente la digitalizzazione manuale delle immagini ha permesso interessanti indagini quantitative, che erano state impiegate fino agli inizi degli anni Settanta solo in alcuni laboratori di ricerca.

Tali tecniche richiedevano tempi di elaborazione molto lunghi, dato che le immagini venivano analizzate manualmente una alla volta, e i risultati erano resi disponibili solo in tempi successivi all'analisi, impedendo così di valutare già in laboratorio l'affidabilità delle prove eseguite (Pedotti, 2003).

Negli ultimi anni, diversi centri clinici si sono dotati di laboratori di analisi del movimento, effettuando verifiche su pazienti affetti da diverse patologie (Galli et al, 2001).

I recenti sviluppi tecnologici nei diversi settori della bioingegneria, delle tecnologie elettroniche e dell'informatica hanno contribuito alla realizzazione di sistemi di analisi del movimento dotati delle seguenti caratteristiche:

- tridimensionalità (3D);
- rilevazione automatica ed elaborazione rapida di un elevato numero di parametri motori;
- non invasività;
- minimizzazione dei disturbi causati al soggetto in esame dalle apparecchiature necessarie alla rilevazione dei dati;
- possibilità di fornire informazioni quantitative con elevata precisione e affidabilità; possibilità di effettuare un'analisi integrata multifattoriale: cioè di acquisire contemporaneamente dati relativi alla cinematica (es. traiettorie del movimento), alla dinamica (es. scambio di forze al terreno) ed all'attivazione muscolare (elettromiografia o EMG);
- facile utilizzo;
- costi adeguati;
- riduzione dell'affaticamento del paziente durante la prova.

L'analisi della postura e del movimento umano costituiscono, al giorno d'oggi, una branca del settore biomedico in forte espansione e di grande interesse dal punto di vista clinico, in quanto essi sono il risultato dell'interazione di tre sistemi fisiologici:

- il sistema nervoso;
- il sistema muscolo-scheletrico;
- il sistema sensoriale.

La valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento, nonché delle loro variazioni rispetto ad una situazione di normalità, possono essere di enorme utilità in campo clinico per la diagnosi di particolari patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti, così come per la pianificazione ed il controllo di specifici trattamenti riabilitativi; in particolare, è utile una valutazione quantitativa della postura e del movimento che può essere ottenuta solo utilizzando metodologie e tecnologie appropriate.

Lo studio delle alterazioni posturali e motorie in pazienti con specifiche patologie può dare informazioni molto importanti per conoscere il livello di limitazione funzionale conseguente alla malattia ed il suo evolversi nel tempo. Inoltre, tale approccio può fornire importanti elementi di valutazione riguardo all'efficacia di interventi riabilitativi pianificati per il recupero delle alterazioni proprie della patologia studiata. Risulta quindi di fondamentale importanza soprattutto per questi pazienti potersi avvalere di tecniche innovative e di strumentazioni all'avanguardia che permettano di misurare, descrivere e valutare quantitativamente il movimento (Galli et al, 2001).

I SISTEMI DI MOTION CAPTURE

I sistemi optoelettronici che utilizzano telecamere operanti nella gamma del visibile o dell'infrarosso rappresentano la soluzione tecnologica più diffusa per la stima del movimento umano. Sebbene garantiscano un'accuratezza elevata, tali sistemi forniscono una stima e non una misura diretta delle variabili cinematiche. Essi sfruttano caratteristiche geometriche (punti, linee, aree) localizzate sulla superficie corporea del soggetto le cui immagini acquisite da telecamere sono ricostruite in più dimensioni. È possibile così analizzare l'evoluzione nel tempo della posizione dei bordi dei segmenti anatomici che si muovono nello spazio (Cappello et al, 2003).

I sistemi optoelettronici sono composti da diverse parti che ne determinano la funzionalità. I punti del corpo vengono rilevati tramite dei marcatori sferici (marker), che vengono posti aderenti alla superficie corporea, in punti di repere anatomici stabiliti dal protocollo utilizzato. Ne esistono di attivi (auto illuminati) e passivi (catarifrangenti), ma sono questi ultimi i più comunemente utilizzati. Nei sistemi optoelettronici a marcatori passivi, la telecamera invia il segnale (raggi infrarossi) nello spazio, i marker colpiti dal fascio luminoso riflettono il segnale, inviandolo a loro volta alle telecamere, che riconoscono immediatamente, grazie ad un filtro ottico, i marker rispetto allo sfondo.

Il segnale viene quindi captato dalle telecamere, riconosciuto e trasdotto in segnale elettrico, grazie a dei particolari sensori ottici (CCD o CMOS). In particolare, un sistema optoelettronico multi-camera per la stima del movimento umano a marcatori passivi prevede due sottosistemi principali:

- a) una struttura di acquisizione (telecamere, illuminatori, schede di acquisizione);
- b) una infrastruttura di software di elaborazione.

Lo stadio iniziale prevede la rilevazione dei marker, ossia distinguere, tra i punti acquisiti, quelli che sono significativi (cioè realmente dei marker), e quelli che invece fanno parte dello sfondo, di rumori o disturbi del segnale.

Ci sono tre tecniche principali per effettuare la rilevazione dei marker :

- Sogliatura: l'immagine acquisita viene filtrata da possibili gradienti di illuminazione per migliorare l'accuratezza dell'algoritmo di sogliatura. In seguito si analizza l'istogramma che descrive l'abbondanza relativa dei pixel, rispetto alle frequenze relative ai vari livelli di grigio e si determina la soglia ottima per separare i pixel da considerare appartenenti allo sfondo o al marker.
- BlobAnalysis: consiste nell'estrazione dalle immagini dei marker di interesse eliminando le false misure, basandosi sulla forma e dimensione dei marker, calcolandone il baricentro e le dimensioni reali.
- Cross-Correlazione: questa tecnica mappa la forma attesa del marker. Attraverso l'effettiva forma dell'immagine ottenuta viene calcolato il grado di correlazione tra le due.

L'accuratezza della rilevazione dei marker è funzione della risoluzione spaziale con cui vengono visti nel piano immagine della telecamera, che dipende dalla distanza da quest'ultima.

La preparazione di un'acquisizione con un sistema optoelettronico prevede come primo step la calibrazione delle telecamere, ossia la determinazione dei loro parametri geometrici, operazione poi necessaria per la ricostruzione tridimensionale. La calibrazione consente di calcolare i valori numerici per la correzione matematica dei dati acquisiti.

Per la ricostruzione 3D di un punto è necessario che venga visto da almeno due telecamere ad assi ottici non paralleli contemporaneamente (disponendo quindi di almeno due punti 2D), è per questo motivo che si effettua l'acquisizione con un numero cospicuo di telecamere: in tal modo si minimizza la possibilità che un'ostruzione, un'occlusione o un'angolazione sfavorevole impedisca la rilevazione e di conseguenza la ricostruzione di un qualsiasi punto.

Dopo aver ricostruito in ogni istante di tempo la posizione 3D di ciascun marcatore, si passa alla fase di calcolo delle traiettorie (tracking).

Questo è uno dei problemi più complessi di tutta l'analisi del movimento e le informazioni che si possono usare per effettuare questo passaggio sono sostanzialmente di due tipi:

- 1) la regolarità delle traiettorie;
- 2) le informazioni a priori sulla forma e sul tipo di moto del soggetto.

Note le coordinate tridimensionali dei marker è possibile calcolare grandezze angolari, e quindi angoli di flesso-estensione, ab-adduzione e intra-extra rotazione delle principali articolazioni, le velocità, e le accelerazioni, ovvero conoscere quindi in dettaglio la cinematica del segmento corporeo sul quale sono stati applicati i marker.

PIANI DI RIFERIMENTO DEL CORPO UMANO

Nello studio dell'anatomia è indispensabile definire quale sia l'atteggiamento posturale di base del corpo umano, convenzionalmente inteso come posizione anatomica di riferimento.

In generale, l'atteggiamento posturale (o postura) è il rapporto spaziale tra il corpo (o una sua parte) e il mondo esterno, oppure tra le diverse parti del corpo; tale rapporto varia, ovviamente, con il variare delle posizioni assunte dall'individuo mediante i movimenti.

In particolare, nell'atteggiamento posturale di base, il corpo è in stazione eretta e presenta: la testa in equilibrio sulla colonna vertebrale; l'asse visivo ortogonale all'asse longitudinale del corpo; le arcate dentali in occlusione; gli arti superiori pendenti lungo la superficie laterale del tronco; il palmo della mano rivolto anteriormente; gli arti inferiori verticali e accostati tra loro; il piede ad angolo retto rispetto all'asse della gamba.

Affinché la stazione eretta sia in equilibrio, è necessario che il centro di gravità del corpo (coincidente nell'individuo adulto con la 3° vertebra lombare) si proietti sull'area d'appoggio dei piedi; occorre ricordare che dalla nascita alla vita adulta, il centro di gravità tenda a spostarsi inferiormente.

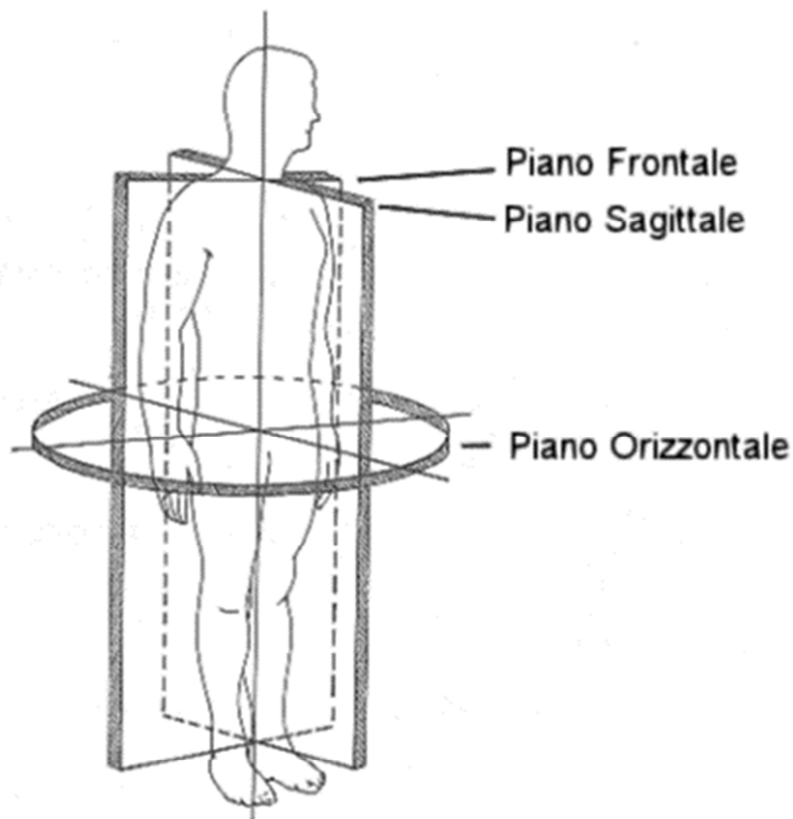


FIG. 3.1. Piani di riferimento anatomici e assi di rotazione per l'identificazione dei movimenti umani.

La posizione e l'orientamento degli assi di una formazione anatomica sono definiti in funzione di piani di riferimento corrispondenti ai tre assi cartesiani dello spazio, utilizzando i termini correlati a tali piani. I piani di riferimento del corpo umano (Fig. 3.1) sono:

il piano sagittale: è detto anche piano di simmetria bilaterale, che, passando per l'asse longitudinale del tronco, divide il corpo umano in due metà speculari, destra e sinistra, dette antimeri;

il piano frontale (o coronale): rappresenta tutti i piani (o le sezioni) verticali, ortogonali al piano sagittale mediano di simmetria;

il piano trasversale (od orizzontale): rappresenta tutti i piani (o le sezioni) orizzontali, ortogonali ai piani sagittali e frontali.

MATERIALI E METODI

CAPITOLO 4

4 - MATERIALI E METODI

Le recenti innovazioni nella tecnologia dei sistemi di “cattura” del movimento mediante sensori inerziali (Lee et al, 2003), sensori elettromagnetici (Pearcy & Hindle, 1989) e marker riflettenti hanno consentito di analizzare, sotto il punto di vista quantitativo, la motricità della colonna vertebrale nelle tre dimensioni dello spazio.

Attraverso il sistema optoelettronico a marker riflettenti passivi è possibile studiare e comprendere in maniera approfondita l'eziologia e il decorso di alcune patologie della colonna vertebrale attraverso l'analisi cinematica della stessa.

La registrazione del movimento avviene in maniera simultanea in tutti i livelli della colonna vertebrale mentre sono eseguiti movimenti complessi.

Le misurazioni e l'analisi del movimento reciproco del torace e del rachide sono state eseguite secondo il protocollo OMAST (Optoelectronic Motion Analysis Spine Thorax) sviluppato presso il LAM dell'Università degli Studi di Milano, nei primi due anni di frequenza al Dottorato di Ricerca in Morfologia.

Il protocollo di analisi, mediante un sistema optoelettronico, permette di definire un modello anatomico tridimensionale del torace e del rachide e di misurarne i movimenti reciproci, ottenendo informazioni interpretabili clinicamente. Il sistema è basato sull'analisi del movimento di ventisei Marker passivi riflettenti posti su punti di repere anatomici.

4.1 PROTOCOLLO DI RICERCA

Lo scopo di questo progetto di ricerca è di eseguire un'analisi quantitativa del torace e del rachide in un campione di soggetti scoliotici, durante l'esecuzione di un bending test anteriore (Test di Adams).

Il test di Adams è comunemente impiegato in clinica per evidenziare la diagnosi di scoliosi idiopatica e di modificazioni posturali del rachide (Fig. 4.1).



FIG. 4.1 Esecuzione del test di Adams. Durante la flessione del tronco è possibile evidenziare la presenza di gibbi costali sulla parete toracica posteriore prodotte dalle rotazioni automatiche dei corpi vertebrali.

Attraverso l'analisi dei dati raccolti è stato possibile studiare l'effetto della scoliosi sulla cinematica del rachide e del torace, misurandone la quantità di movimento durante la flessione.

La creazione del protocollo optoelettronico è riassunto negli schemi (FIG. 4.2-3).

Lo schema della FIG. 4.2 descrive i passaggi generali per la formulazione del protocollo di analisi del movimento in 3D e gli scopi della sua elaborazione.

La FIG. 4.2 specifica le varie fasi di elaborazione del protocollo in connessione con lo *study design* per l'analisi dei movimenti del rachide e del torace. Vi sono inoltre descritti alcuni accorgimenti da adottare per ovviare agli inconvenienti che sono emersi durante la creazione del protocollo.

CAMPIONE

Hanno partecipato allo studio 10 soggetti, 5 maschi e 5 femmine, di età compresa tra i 13 e i 21 anni affetti da scoliosi toraco-lombare ($19^{\circ} \pm 2,11^{\circ}$ Cobb). I dati sono stati raccolti tra aprile e novembre del 2013.

Il consenso informato è stato ottenuto per ciascun partecipante.

Di ciascun soggetto, è stata rilevata la statura, il peso, ed è stato calcolato l'indice di massa corporea (Body Mass Index, BMI).

I dati antropometrici sono stati raccolti nel seguente modo: il peso dei soggetti è stato misurato con una bilancia di tipo medico, la statura utilizzando uno statimetro.

Ogni soggetto, a piedi nudi e con indumenti leggeri, è stato posto sulla bilancia. Per le misurazioni della statura, i soggetti erano posti al centro della piattaforma, con la

schiena e i talloni appoggiati allo statimetro e la testa orientata secondo il piano di Francoforte (piano passante per i punti Porion e Orbitale, cioè dalla sommità del meato acustico esterno al punto più declive dell'orbita).

Mantenendo una postura ben eretta, i soggetti, dovevano inspirare profondamente e trattenere il respiro. L'esaminatore, a questo punto, abbassava il piano di Broca fino a toccare il capo, senza esercitare una massima pressione. E' stato calcolato, inoltre, l'indice di massa corporea (BMI, Body Mass Index) di ogni soggetto rapportando la massa corporea al quadrato della statura (kg/m^2) (tab.1 – 2).

Soggetto	Età	Scoliosi Cobb (gradi)	Statura (cm)	Massa corporea (kg)	BMI ($\text{kg} \times \text{m}^{-2}$)
1	14 aa	18	148	45	20,5
2	15 aa	17	151	43	18,9
3	15 aa	15	158	48	19,2
4	19 aa	19	167	52	18,6
5	21 aa	21	171	51	17,4

Tab.1 Statistica descrittiva delle caratteristiche antropometriche del campione femminile; statura (cm), massa corporea (Kg), BMI (Body Mass Index, indice di massa corporea), scoliosi (gradi Cobb).

Soggetto	Età	Scoliosi Cobb (gradi)	Statura (cm)	Massa corporea (kg)	BMI (kg x m ⁻²)
1	14 aa	22	155	61	25
2	15 aa	19	160	68	27
3	15 aa	21	164	69	26
4	16 aa	20	170	67	23
5	18 aa	18	178	75	24

Tab. 2 Statistica descrittiva delle caratteristiche antropometriche del campione maschile; statura (cm), massa corporea (Kg), BMI (Body Mass Index, indice di massa corporea), scoliosi (gradi Cobb).

Sono, infine, state calcolate media e *deviazione standard* (SD), per i valori antropometrici del campione descritto (tab.3).

	Età	Scoliosi Cobb (gradi)	Statura (cm)	Massa corporea (kg)	BMI (kg x m-2)
Media	16,20	19,00	162,20	57,90	21,91
SD	2,35	2,11	9,52	11,45	3,37

Tab. 3 Statistica descrittiva (Media e *Deviazione Standard*) delle caratteristiche antropometriche del campione dello studio.

DEFINIZIONE DEL PROTOCOLLO DI RICERCA

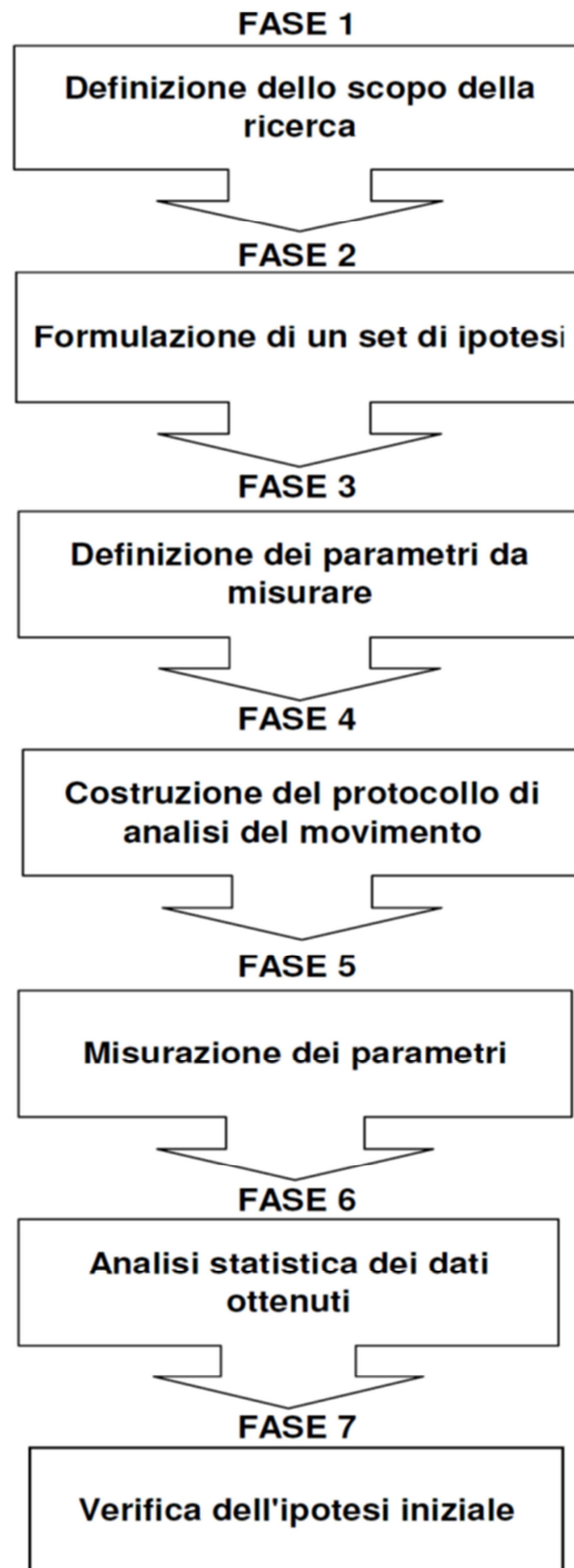


FIG. 4.2 - ALGORITMO PER LA DEFINIZIONE DEL PROTOCOLLO OMAST-F.

PROTOCOLLO DI ANALISI DEL MOVIMENTO

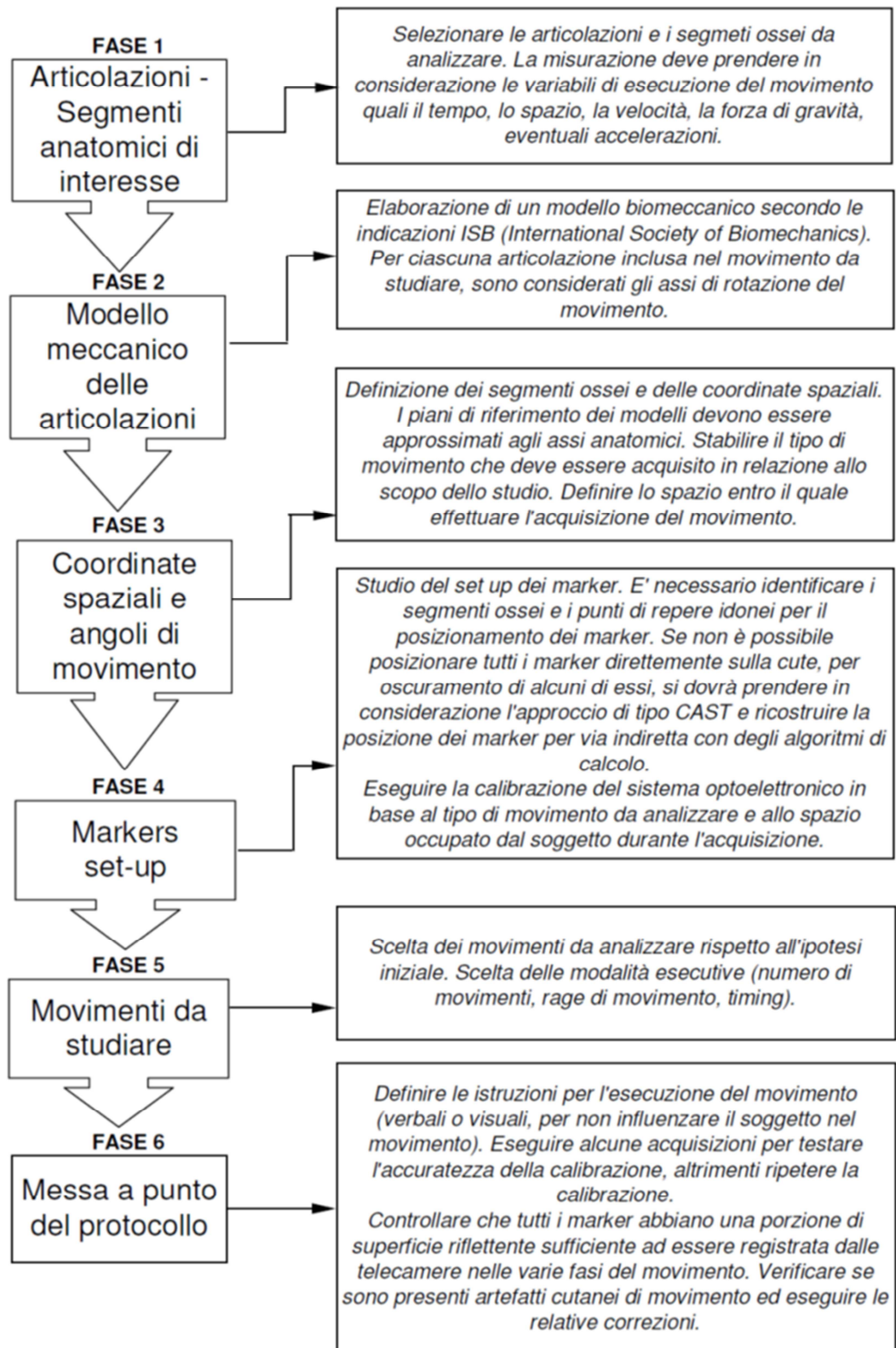


FIG. 4.3 - ALGORITMO PER LA COSTRUZIONE DEL PROTOCOLLO OMAST. ESPLICAZIONE DELLA 4ª FASE DELL'ALGORITMO FIG. 4.1.

DEFINIZIONE DEL PROTOCOLLO DI RICERCA

Articolazioni - Distretti anatomici d'interesse

Distretti anatomici: bacino, rachide sacrale, lombare, dorsale, gabbia toracica.
Articolazioni comprese nel movimento: costo-vertebrale, condro-costale, condro-sternale, articolazioni vertebrali intersomatiche, sacro-iliaca.

Joint Coordinate System (JCS) e Angoli Cardanici

Il sistema di riferimento per il calcolo degli angoli di Cardano è stato definito in accordo con le indicazioni dell'ISB (*International Society of Biomechanics*) e della STC (*Standardization and Terminology Commitee*) (Wu et al, 2002; 2005).

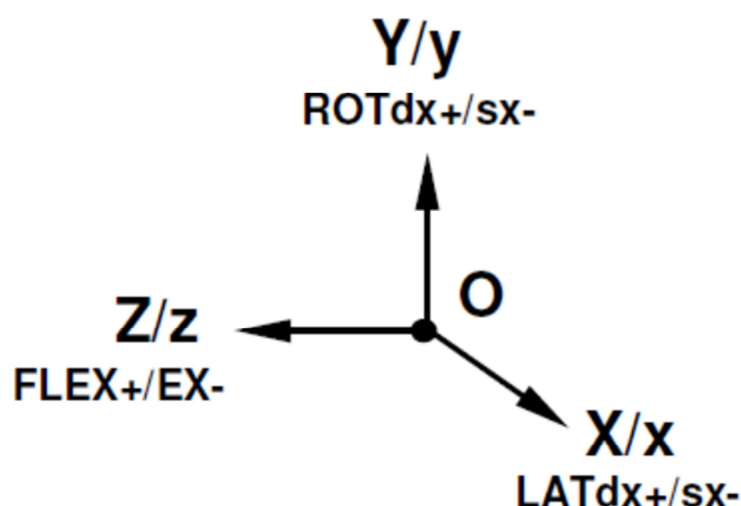


FIG. 4.4 - IL SISTEMA DI COORDINATE SPAZIALI IMPIEGATO (XYZ per una struttura anatomica singola), (XYZ e xyz per un sistema costituito da una coppia di strutture anatomiche).

4.1.2 DEFINIZIONE DEI PARAMETRI DA ANALIZZARE

Il sistema di riferimento per il calcolo degli angoli di Cardano è stato definito in accordo con le indicazioni dell'ISB (*International Society of Biomechanics*) e della STC (*Standardization and Terminology Commitee*) (FIG. 4.4) (Wu et al, 2002; 2005).

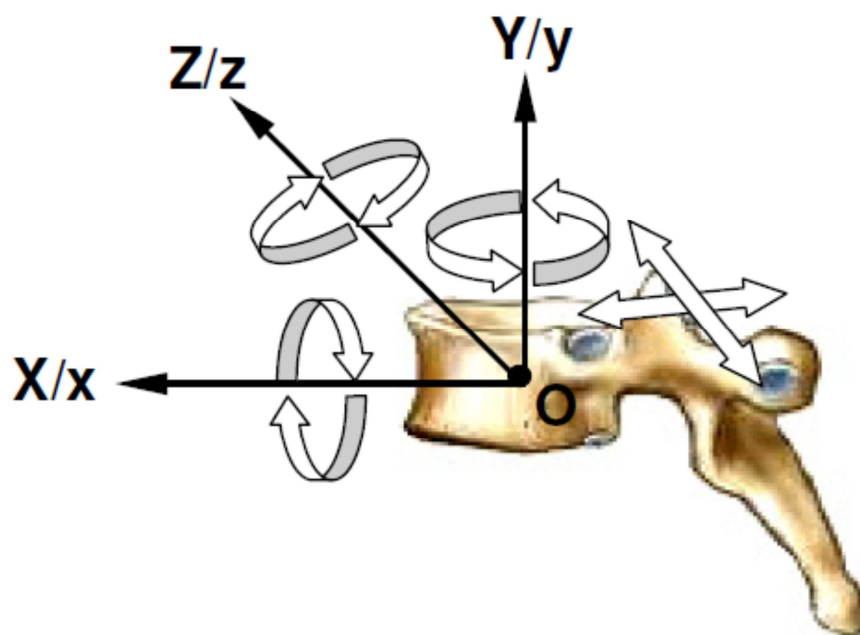


FIG. 4.5 - IL SISTEMA DI COORDINATE SPAZIALI DI UNA VERTEBRA (XYZ per la singola vertebra), (XYZ e xyz per un sistema costituito da una coppia di vertebre).

Joint Coordinate System per la Colonna Vertebrale

Coordinate spaziali per le vertebre

Il sistema proposto riguarda la mobilità intervertebrale tra segmenti contigui. Le articolazioni intervertebrali presentano 6° di libertà, 3 traslazioni e 3 rotazioni. Per questa ragione esistono 6 parametri di movimento, 3 rotazioni e 3 scivolamenti. La mobilità di un segmento rispetto all'altro perciò è la risultante dalla combinazione dei 6° di libertà (FIG. 4.5-6).

Assi di movimento

XYZ (assi prossimali impiegati su di una vertebra) – **xyz** (assi distali impiegati su un sistema di vertebre).

O(o): origine e intersezione degli assi al centro del corpo vertebrale, localizzato a metà tra il piatto vertebrale superiore ed inferiore.

Y(y): asse verticale passante al centro del corpo vertebrale. Il modello in FIG. 4.6 rappresenta il caso particolare in cui Y e y siano complanari. Tale situazione si verifica nel calcolo separato degli istanti di movimento vertebrali, per definire la quantità di

movimento rispetto al bacino. I reperi D2, D4 - D5, D9 sono stati uniti a coppie formando dei segmenti rigidi (vettori vertebrali). Per ragioni di calcolo e modellizzazione, la quantità di movimento tra due vertebre attigue è stata assunta come nulla.

Z(z): asse di rotazione orizzontale passante per le basi dei peduncoli vertebrali. Attorno a questo asse avvengono i movimenti di flessione-estensione sul piano sagittale.

X(x): Asse sagittale perpendicolare agli assi Y(x) e Z(z) per i movimenti di flessione sul piano frontale.

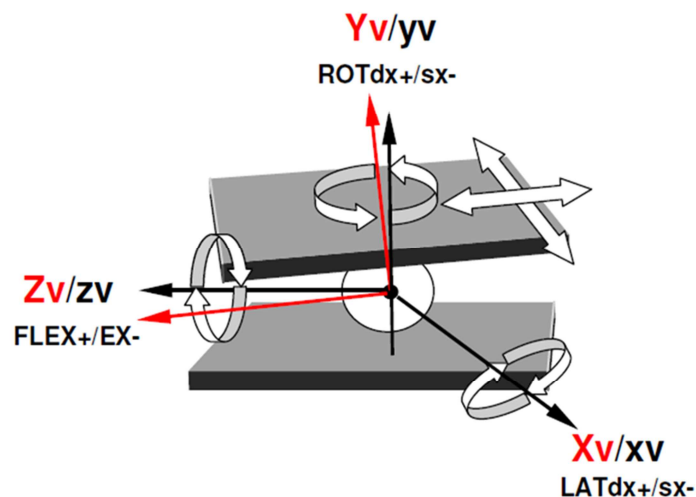


FIG. 4.6 - SISTEMA DI COORDINATE SPAZIALI DI UNA VERTEBRA (X_v , Y_v , Z_v per la singola vertebra), (X_v, Y_v, Z_v e x_v, y_v, z_v per un sistema costituito da una coppia di vertebre). Modellizzazione di un sistema vertebra-disco-vertebra attraverso una cerniera sferica. A) illustrazione dei 6° di movimento concessi per coppia di segmenti vertebrali, rotazione su tre assi X(x)-Y(y)-Z(z) e traslazione sagittale e laterale. B) Caso particolare in cui Y e y sono complanari. Tale situazione si verifica nel calcolo separato degli off-set dei movimenti vertebrali. I reperi D2, D5, D9, L3, L5, S1 sono stati uniti a coppie formando dei segmenti rigidi. Per ragioni di calcolo e modellizzazione la quantità di movimento tra due vertebre attigue è stata assunta come nulla.

Coordinate spaziali per il rachide in toto

Il sistema degli assi X_s , Y_s , Z_s , prende origine nella prima vertebra sacrale, ed è contenuto nel piano formato tra S1 e le SIAS (spina iliaca anteriore superiore) destra e sinistra, con l'asse Y passante per C7 o D1.

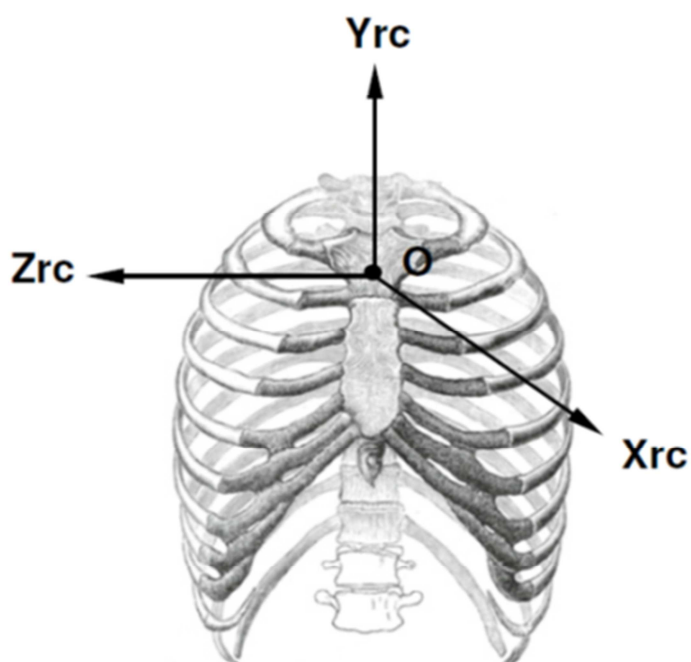
Assi di movimento

Os: origine e intersezione degli assi al centro del piatto articolare superiore di S1.

Ys: asse verticale passante attraverso il centro di due corpi vertebrali, solitamente C7 o D1.

Zs: asse di rotazione orizzontale passante il piano contenente la SIAS destra e sinistra.

Xs: Asse sagittale perpendicolare agli assi Y(x) e Z(z) per i movimenti di flessione sul piano frontale.



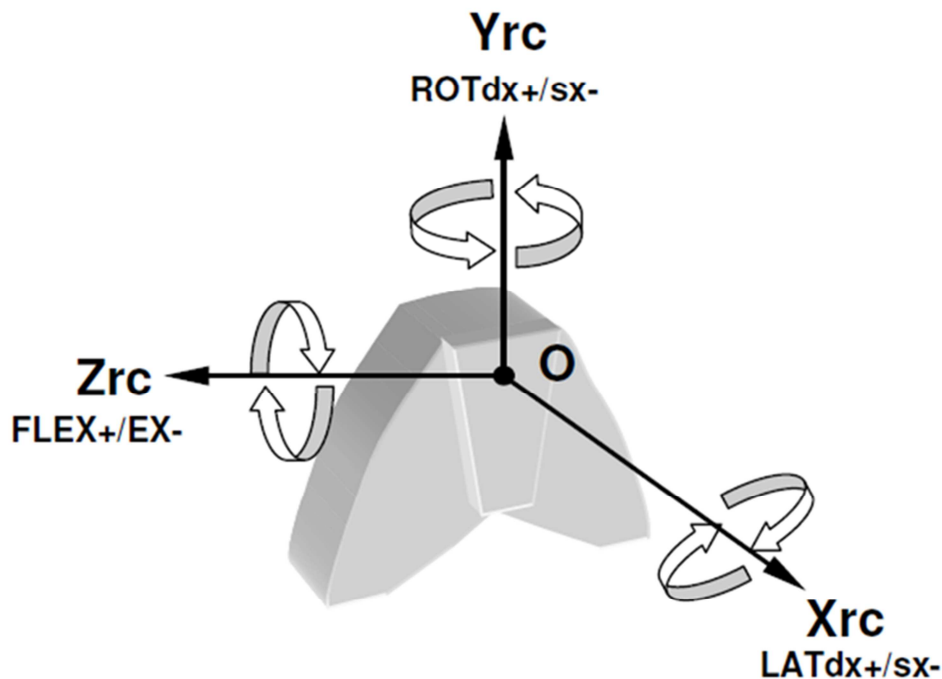


FIG. 4.7 - SISTEMA DI COORDINATE SPAZIALI DEL TORACE (Xrc, Yrc, Zr). Modellizzazione del torace. L'origine coincide con l'incisura giugulare, l'asse Yrc è rappresentato dalla linea che unisce il punto medio tra D9, il processo xifoideo dello sterno e il punto medio tra l'incisura giugulare e D2. L'asse Zrc, avente verso a destra, è la linea perpendicolare al piano formato da incisura giugulare, D2 e il punto medio tra il processo xifoideo dello sterno e D9. L'asse Xrc è perpendicolare agli assi Yrc e Zrc con verso in avanti.

Joint Coordinate System per il torace e le coste

Assi di movimento (FIG. 4.7)

Xrc, Yrc, Zrc: assi principali.

O: origine, coincide con l'incisura giugulare.

Yrc: asse verticale passante per la linea che unisce il punto medio tra D9 e il processo xifoideo dello sterno e il punto medio tra l'incisura giugulare e D1.

Zrc: asse di rotazione orizzontale per i movimenti di flesso-estensione sul piano sagittale. Passa per la linea perpendicolare al piano formato da incisura giugulare, D1 e il punto medio tra il processo xifoideo dello sterno e D9 con verso a destra.

Xrc: asse sagittale perpendicolare agli assi Yrc e Zrc per i movimenti di flessione sul piano frontale, si dirige verso l'avanti.

2.3.5 - Joint Coordinate System per il Bacino

Assi di movimento (FIG. 4.8)

Xb, Yb, Zb per il bacino (assi prossimali) – **xb, yb, zb** (assi distali).

O(o): origine e intersezione degli assi coincidente con la SIAS destra o sinistra.

Y(y): asse verticale perpendicolare all'asse Xb e Zb, attorno al quale avvengono i movimenti di rotazione sul piano orizzontale.

Z(z): asse di rotazione orizzontale per i movimenti di flesso-estensione sul piano sagittale, passa per le SIAS destra e sinistra con verso a destra.

X(x): asse sagittale perpendicolare agli assi Y(x) e Z(z) per i movimenti di flessione sul piano frontale. Esso è parallelo alla linea mediana giacente sul piano costituito sulle SIAS destra e sinistra e sopra le SIPS destra e sinistra con verso anteriore.

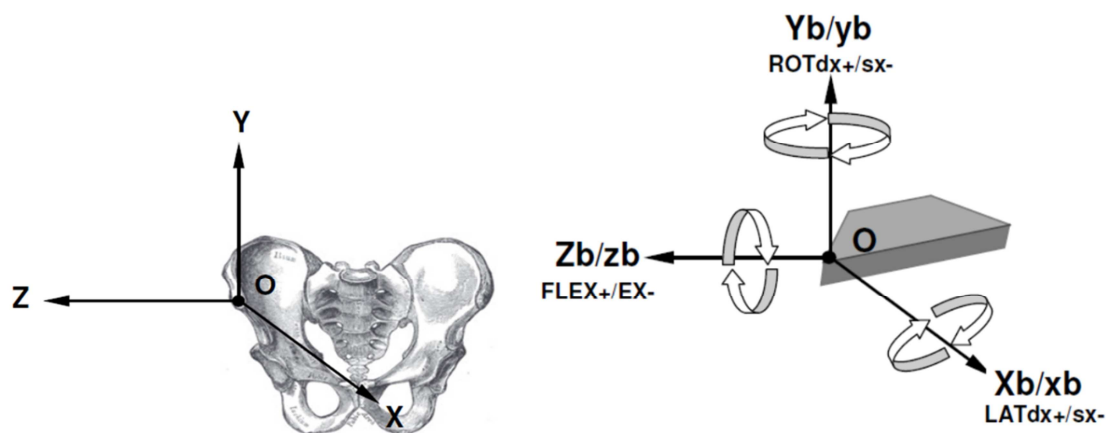


FIG. 4.8 - SISTEMA DI COORDINATE PELVICHE (Xb, Yb, Zb per il bacino), (Xb, Yb, Zb e xb, yb, zb per un sistema costituito da bacino e femore). Modellizzazione del sistema pelvico, bacino-osso sacro, attraverso una piramide tronca con base inferiore costituita da SIAS destra e sinistra, vertici SIPS destra e sinistra. I 3 assi di rotazione permettono al bacino, attraverso l'articolazione sacro-iliaca e l'articolazione coxofemorale di compiere movimenti reciproci, in catena cinetica chiusa, di flesso-estensione, rotazione destra e sinistra, flessione laterale destra e sinistra.



FIG. 4.9 Posizione cutanea dei marker. Vista ventrale e dorsale di un soggetto.

4.2 MARKER SET UP

Per identificare con precisione tutti punti di repere utilizzati nel nostro studio è stato condotto un approfondito esame dell'anatomia umana di superficie. I distretti presi in considerazione sono la parete toracica anteriore, la parete toracica posteriore, la colonna vertebrale, il bacino, la scapola. I 26 marker passivi riflettenti (dimensione 0,5 cm e 1cm) sono stati posizionati, su ciascun soggetto del campione, attraverso le seguenti regole orientative (Fig.4.9) (Tab.4).

PARETE TORACICA ANTERIORE E POSTERIORE

FG	Fossetta Giugulare
2SCdx	seconda articolazione Sterno-Condrale destra
2SCsx	seconda articolazione Sterno-Condrale sinistra
5CCdx	quinta articolazione Condro-Costale destra
5CCsx	quinta articolazione Condro-Costale sinistra
9CCdx	nona articolazione Condro-Costale destra
9CCsx	nona articolazione Condro-Costale sinistra
2ANGdx	Angolo costale posteriore della seconda costa dx
2ANGsx	Angolo costale posteriore della seconda costa sx
5ANGdx	Angolo costale posteriore della quinta costa dx
5ANGsx	Angolo costale posteriore della quinta costa sx
9ANGdx	Angolo costale posteriore della nona costa dx
9ANGsx	Angolo costale posteriore della nona costa sx
PX	Processo Xifoideo dello Sterno

COLONNA VERTEBRALE

D2	apofisi spinosa della seconda vertebra toracica
D5	apofisi spinosa della quinta vertebra toracica
D9	apofisi spinosa della nona vertebra toracica
L3	apofisi spinosa della terza vertebra lombare
L4	apofisi spinosa della quarta vertebra lombare
S1	apofisi spinosa della prima vertebra sacrale

SCAPOLA

Acdx	Acromin dx
Acsx	Acromino sx

BACINO

SIPSdx	Spina Iliaca Posteriore Superiore dx
SIPSsx	Spina Iliaca Posteriore Superiore sx
SIASdx	Spina Iliaca Anteriore Superiore dx
SIASsx	Spina Iliaca Anteriore Superiore sx

Tab.4 Legenda dei 26 punti di repere identificati sui quali sono stati posti i marker passivi per l'analisi del movimento secondo il nostro protocollo.

PARETE TORACICA ANTERIORE

Il torace è descritto in alto da una apertura superiore di forma ellittica ad ampio diametro trasversale. Risulta inclinata secondo un piano obliquo in basso e in avanti. È delimitata anteriormente dall'incisura giugulare e lateralmente dalla prima costa e posteriormente dal margine superiore della prima vertebra toracica. La parete toracica è delimitata inoltre dai margini inferiori delle arcate costali.

Dal punto di vista osteoarticolare è formata dalle coste, dallo sterno, dalla colonna vertebrale toracica e dalle articolazioni sterno-costali e vertebro-costali.

Osservando la parete toracica ventralmente lungo l'asse mediano si riconosce lo sterno. Osso piatto impari, composto cranio caudalmente da tre parti: il manubrio, il corpo, il processo xifoideo.

Sul margine superiore dello sterno è palpabile e visibile un profilo curvilineo detto incisura sovrasternale o giugulare (FG). Si presenta come un'incisura concava verso l'alto. Il manubrio e il corpo dello sterno sono palpabili e sono articolati tra loro in corrispondenza dell'articolazione dello sterno con la seconda costa a destra e a sinistra (2SCdx e 2SCsx) formando l'angolo sternale o del Louis. Tale repere è a forma di angolo diedro sporgente in avanti. La localizzazione di questa articolazione è in corrispondenza della proiezione del bordo inferiore del corpo della quarta vertebra toracica e rappresenta un punto di repere importantissimo nella clinica per individuare le strutture all'interno del torace.

Al di sotto dell'angolo sternale si individua il corpo dello sterno. Alla palpazione anteriore di questa struttura si ritrovano tre o quattro creste trasversali, simili a rugosità verticali sulle quali si inseriscono i fasci sternocondrali del muscolo pettorale.

Situato all'estremità caudale del corpo dello sterno troviamo il processo xifoideo (PX). Esso è posto sul prolungamento della faccia posteriore del corpo dello sterno. Risulta, dunque, leggermente all'interno quando lo si cerca con il tatto. Inoltre il processo xifoideo può terminare con un'estremità bifida che può avere una deviazione in avanti, dietro o lateralmente ed è coperto dai muscoli retti dell'addome. Ciò rende quest'osso meno palpabile.

L'articolazione tra il corpo dello sterno e il processo xifoideo è sullo stesso piano trasverso che passa a in corrispondenza della nona vertebra toracica.

La gabbia toracica è formata da dodici paia di coste, ciascuna con una porzione postero laterale ossea e una porzione anteriore cartilaginea. La prima costa non è facilmente palpabile in quanto posta sotto la clavicola e ricoperta dal muscolo gran pettorale.

Le prime sette coste vengono dette vere e si articolano direttamente con lo sterno attraverso la loro porzione cartilaginea. La numerazione delle coste vere è facile a partire dall'angolo sternale del Louis. Abbiamo così individuato l'estremità sternale

della quinta costa al suo passaggio in cartilagine (5CCdx e 5CCsx, articolazione costo-condrale della quinta costa)

L'ottava, la nona (9CCdx e 9CCsx, articolazione costo-condrale della nona costa) e la decima costa vengono dette false hanno la particolarità di unirsi fra loro attraverso l'estremità anteriore della cartilagine che le prolunga fino alla cartilagine costale situata al di sopra. Le cartilagini delle coste false costituiscono, con quella della settima costa, l'arcata costale.

Le ultime due coste, undicesima e dodicesima vengono chiamate fluttuanti perché la loro terminazione cartilaginea rimane libera.

L'apertura inferiore del torace presenta forma ellittica con grande diametro trasversale, è circa tre volte maggiore dell'apertura superiore. Si presenta inclinata in basso e indietro. È delimitata in avanti dal processo xifoideo che si proietta sulla decima vertebra toracica, indietro dal corpo della dodicesima vertebra toracica. Lateralmente è delimitata dall'arcata costale e dalle coste fluttuanti. Questa apertura è chiusa dal primo motore muscolare della respirazione: il diaframma.

PARETE TORACICA POSTERIORE E COLONNA VERTEBRALE

Lo scheletro assiale a livello toracico è formato dalla colonna vertebrale e dalla gabbia toracica. La colonna vertebrale rappresenta una struttura osteocartilaginea situata posteriormente sulla linea mediana. La colonna vertebrale si articola in alto con il cranio e si estende verso il basso, attraverso la regione del collo e il tronco, fino all'estremità del coccige.

Le vertebre toraciche danno attacco alle dodici paia di coste formando così la gabbia toracica e ai muscoli del cingolo della spalla. Un altro punto di repere molto importante per l'individuazione delle meccaniche di movimento della gabbia toracica è l'angolo posteriore della costa (2ANGdx e 2ANGsx; 5ANGdx e 5ANGsx; 9ANGdx e 9ANGsx). Questo angolo corrisponde al primo cambiamento di direzione della costa nella parte dorsale del torace, a partire dal quale la costa si dirige in basso e in avanti.

I processi spinosi delle vertebre toraciche sono diretti inferiormente e sono tutti palpabili. La loro individuazione è resa più facile chiedendo al paziente di piegarsi in avanti in modo tale da favorirne la lieve sporgenza. I processi spinosi delle ultime

vertebre toraciche e lombari, sono tutti orizzontali e facilmente palpabili. Un punto di repere molto preciso a questo livello è il processo spinoso della quarta vertebra lombare (L4) che si trova a livello del piano intercrestale, cioè la linea ideale che congiunge la sommità delle due creste iliache. Le spine dell'osso sacro, dall'apertura inferiore del canale sacrale e il coccige sono in genere palpabili in flessione.

BACINO

L'osso sacro (S1) è riconoscibile medialmente alle due spine iliache posteriori superiori. Infatti l'osso sacro forma una parte della pelvi unendosi a ciascun lato dell'osso iliaco nell'articolazione sacroiliaca. La cresta iliaca è palpabile dalla spina iliaca anteriore superiore (SIASdx e SIASsx) per tutto il suo decorso fino alla spina iliaca posteriore superiore (SIPSdx e SIPSsx).

4.4 IL MOVIMENTO DA ANALIZZARE

Per effettuare l'analisi del movimento tridimensionale del rachide e del torace è stato scelto il movimento di flessione sagittale. Per ciascun soggetto, il movimento è stato studiato partendo dalla posizione ortostatica e dalla posizione seduta.

Esecuzione della flessione sagittale

I soggetti, posizionati in ortostatismo e successivamente in posizione seduta, con gli arti superiori naturalmente estesi lungo i fianchi, hanno effettuato come *warm up* 5 flessioni sul piano sagittale in successione. Completato il *warm up*, il movimento è stato ripreso tramite rilevazione optoelettronica. La velocità di esecuzione è stata la seguente, 1 secondo per la flessione, 1 secondo a fine movimento, 1 secondo per il ritorno dalla flessione.

4.5 LA STRUMENTAZIONE: IL SISTEMA OPTOELETTRONICO

Il sistema optoelettronico SMART-E (BTS, Italia), già impiegato per precedenti lavori e disponibile presso il LAFAL (Ferrario et al., 2002), è stato utilizzato per osservare e registrare i movimenti del torace e del rachide (FIG.4.10).

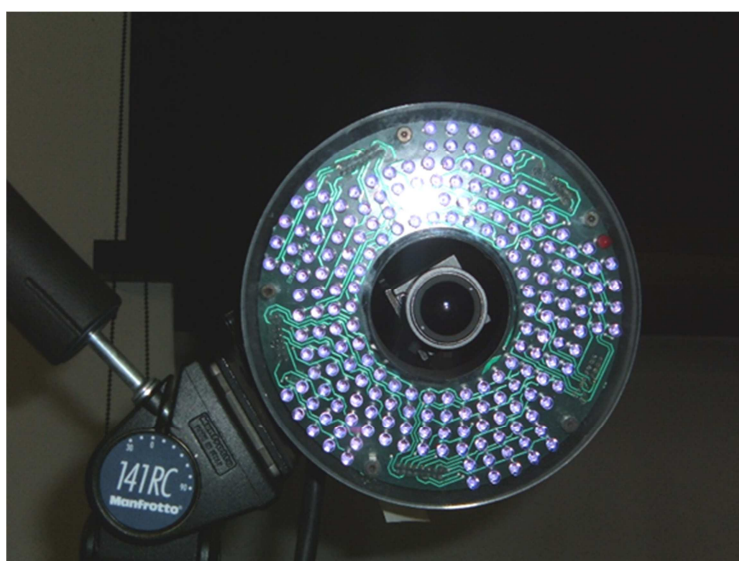


FIG.4.9 - TELECAMERA. Sono visibili l'obiettivo e la corona circostante di LED.

Il sistema di acquisizione optoelettronico SMART System utilizzato è costituito dalle seguenti componenti:

- un'unità hardware: svolge la funzione di riconoscimento dei marker e di calcolo delle coordinate del loro baricentro. Il sistema dal punto di vista hardware è costituito dalle seguenti parti.
- 9 videocamere digitali ad infrarosso (Figura 4.9): le videocamere riprendono con due possibili frequenze pari a 60 e 120 Hz, utilizzano sensori CCD e sono dotate di filtri IR. Sono fornite di un obiettivo, di emettitori ad infrarosso e sono tutte sincronizzate tramite un segnale specifico. I sensori delle telecamere sono sensibili alle radiazioni del vicino infrarosso e il segnale acquisito è rappresentato dalla radiazione luminosa emessa dai leds riflessa nella direzione di provenienza dei marker passivi. I leds sono accesi in modo sincrono con l'immagine video e ciò permette di evitare distorsioni d'immagine causate dal movimento dei marker.
- Illuminatori: ci sono 9 illuminatori, ciascuno dei quali è montato su ciascuna una videocamera; generano luce nell'infrarosso ad alta potenza e sono dotati di un controllo digitale. La durata di ciascun impulso luminoso è di 250 μ s ed è ottimizzata per evitare inconvenienti con la luce solare e l'illuminazione dell'ambiente.

- Lenti: un set completo di sei lenti da 3.5 mm e due zoom da 6-12 mm; sono interscambiabili, permettendo una maggiore flessibilità. La messa a fuoco e il diaframma sono regolabili manualmente.
- HUB: due M-HUB digitali, che forniscono alimentazione e sincronismo alle videocamere e agli illuminatori. Trasmettono il segnale digitale per il controllo della durata e della potenza dell'impulso degli illuminatori ed il segnale per il controllo digitale dell'otturatore in modo sincronizzato con la gestione degli impulsi degli illuminatori. Ciascuno di questi HUB è in grado di gestire un numero massimo di tre videocamere. Un A-HUB analogico viene utilizzato per collegare al sistema dispositivi di tipo analogico.
- Cavi: cavi di connessione per sincronizzare tra loro i vari HUB e per collegare a questi le videocamere, in modo tale da consentire la trasmissione del segnale di sincronismo, di controllo dell'otturatore e di controllo degli illuminatori e la ricezione di segnali video e dati.
- Workstation: si tratta di un personal computer nel quale sono inserite una scheda PCI di acquisizione e conversione analogico-digitale (National Instruments NI 6023E) e due frame grabber PCI (Matrox Meteor II). La prima è collegata all'uscita dell'HUB analogico, mentre le seconde ricevono le uscite dei due M-HUB digitali.

Un sistema software: esso è costituito da tre moduli.

- SMART Capture, per la calibrazione del sistema e l'acquisizione della sequenza dei movimenti. Tale programma permette di controllare completamente il sistema di acquisizione, visualizzare in tempo reale i segnali acquisiti, identificare la posizione dei marker nelle immagini 2D, controllare la sensibilità delle telecamere via software. L'algoritmo di calibrazione consente di calibrare il sistema in pochi minuti; in esso sono inclusi i parametri di linearizzazione delle telecamere e posizione delle piattaforme di forza rispetto al sistema di riferimento del laboratorio. I dati cinematici e dinamici in uscita vengono salvati in un unico file in formato TDF.

- SMART Tracker, per la ricostruzione automatica del movimento. Tale software esegue la ricostruzione tridimensionale dei dati utilizzando i dati bidimensionali acquisiti dalle videocamere e quelli provenienti dalla calibrazione. Permette di assegnare alla traiettoria di un marker un nome specifico che può essere stabilito mediante la creazione di opportuni protocolli clinici avvalendosi di un editor interno. È inoltre possibile visualizzare graficamente anche le pedane di forza e i vettori forza risultanti.
- SMART Analyzer, per la visualizzazione e l'analisi dei movimenti ricostruiti. Si tratta di un software che consente di eseguire un'analisi biomeccanica dei dati cinematici e dinamici, dando la possibilità di sviluppare dei protocolli, sfruttando le librerie IPP della Intel per l'elaborazione numerica dei segnali. Consente di importare dati acquisiti con altri sistemi o elaborati in Matlab e di esportarli. Dal punto di vista grafico, permette di visualizzare l'andamento di ciascun marker nel sistema di riferimento del laboratorio.

Marker (Fig. 4.11): sono costituiti da supporti emisferici di plastica ricoperti da una pellicola di materiale catarifrangente, fissati sulla pelle per mezzo di materiale biadesivo e biocompatibile; i leds inviano luce nell'infrarosso che è riflessa frame dopo frame dai marker e quindi registrata dalle telecamere.



FIG. 4.11 Marker passivi riflettenti. Quelli utilizzati per il nostro protocollo hanno diametro di 1 cm e 0,5 cm.

4.6 LA CALIBRAZIONE DEL SISTEMA

Un fondamentale processo gestito dal calcolatore, attraverso il programma SMART Capture, è la calibrazione del sistema. Esso infatti viene calibrato prima di ogni sessione di acquisizioni, così da fornire dati metrici (in millimetri) privi di distorsioni ottiche o elettroniche, (Brochard et al, 2011). Questa operazione è fondata sull'assunzione del modello geometrico "pinhole", o prospettico, della telecamera.

Una volta posizionate le telecamere e regolati manualmente fuoco e diaframma di ciascuna, è stata effettuata dapprima un'acquisizione statica della terna di riferimento (Fig.4.12), al fine di impostare il sistema cartesiano di laboratorio, rispetto al quale, poi, sono stati rapportati i parametri di calibrazione esterni delle telecamere, nonché le coordinate tridimensionali dei marcatori. La seconda fase della calibrazione del sistema consiste nell'esecuzione della Wand all'interno del campo visivo delle telecamere ad infrarossi.

Terminata la calibrazione, è stata eseguita la verifica di accuratezza lineare (ϵ) del metodo, calcolando il rapporto percentuale tra l'errore medio rilevato (fornito dal software) e la distanza reale nota.



FIG. 4.12 - CALIBRAZIONE DEL SISTEMA SMART. Sono visibili una telecamera e la terna di riferimento.

4.7 ANALISI DEI DATI

I dati provenienti da ciascun processore di segnale sono stati raccolti ed integrati da video hub e successivamente elaborati dai sistemi software di analisi installati nel calcolatore, il quale costituisce la stazione del trattamento secondario.

La funzione principale è stata svolta dallo SMART Tracker, programma che gestisce i processi di calcolo del baricentro pesato dei cluster individuati (che risulta espresso in coordinate “pseudoimmagine” reali positive), l’estrpolazione delle relative coordinate in 3D (coordinate oggetto), e, infine permette le operazioni di classificazione ed “inseguimento” dei marker, nonché la loro rappresentazione grafica.

Prima dell’esecuzione del calcolo è stata inoltre implementata una sogliatura, opportunamente progettata per discriminare i marker reali da riflessi o da altri artefatti. È stato poi costruito un modello per il riconoscimento dei marker (Fig.4.13).

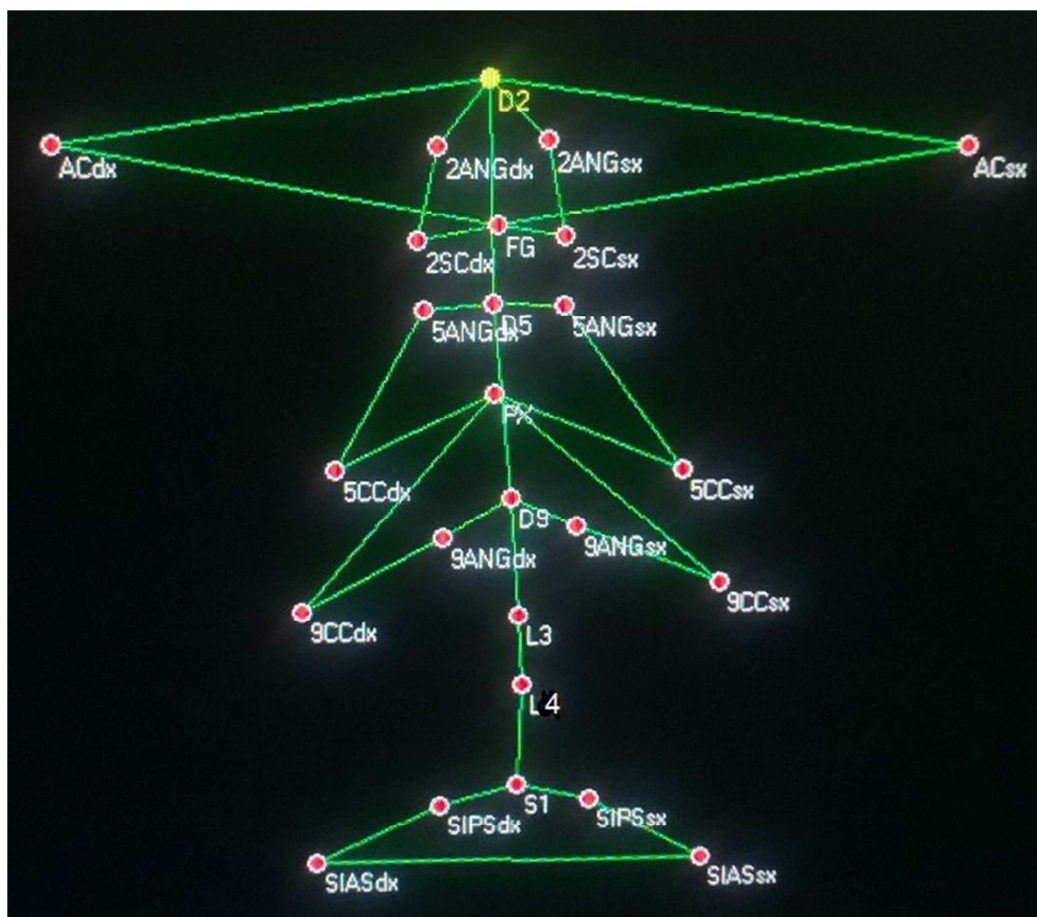


FIG. 4.13 Modello utilizzato per l'elaborazione dei dati con SMART-TRACKER.

CRONOLOGIA DELL'ANALISI DEI DATI

Terminato il tracking dei marker, è stata eseguita l'operazione di filtraggio dei dati attraverso Butterworth pb (3Hz).

Successivamente sono state costruite le terne di riferimento vertebrali, costali e del bacino orientando gli assi secondo le linee guida dell' ISB.

Sono stati poi calcolati i valori angolari degli istanti di movimento, mentre il soggetto compiva la flessione sagittale, rispetto alle 3 terne di riferimento spaziale, poste sulla 2°, 5°, 9° coppia di coste e sul bacino.

Sono stati, poi, definiti 4 piani di riferimento per la ricostruzione tridimensionale del torace e del rachide.

Questa modellizzazione è stata necessaria per effettuare una scomposizione delle componenti di movimento di ciascun piano.

Il primo piano (p1) è stato definito attraverso i seguenti marker: 2SCdx (2° articolazione condro-costale destra); 2SCsx (2° articolazione condro-costale sinistra), D2 (processo spinoso 2° vertebra toracica).

Il secondo piano (p2) è stato definito attraverso i seguenti marker: 5CCdx (5° articolazione condro-costale destra); 5CCsx (5° articolazione condro-costale sinistra), D5 (processo spinoso 5° vertebra toracica).

Il terzo piano (p3) è stato definito attraverso i seguenti marker: 9CCdx (9° articolazione condro-costale destra); 9CCsx (9° articolazione condro-costale sinistra), D9 (processo spinoso 9° vertebra toracica).

Il quarto piano (R) è stato definito attraverso i seguenti marker: (SIASdx (spina iliaca anteriore superiore destra); SIASsx (spina iliaca anteriore superiore sinistra), S1 (processo spinoso della prima vertebra sacrale)

Nel protocollo è stato assunto convenzionalmente che fossero espressi con segno positivo i valori angolari di flessione sul piano sagittale, rotazione sull'asse verticale destra e flessione sul piano frontale destra; espressi con segno negativo, invece, i valori angolari di estensione sul piano sagittale, rotazione sull'asse verticale sinistra e flessione sul piano frontale sinistra.

Sono stati quindi calcolati i valori angolari cinematici al netto dei valori angolari registrati in posizione ortostatica. Sono stati individuati i vettori vertebrali D2-D5, D5-D9, D9-L3, L3-L5 e le relative proiezioni sul piano sagittale XY del bacino. Sono stati, poi,

calcolati gli angoli compresi tra i vettori vertebrali nella Flesso Estensione rispetto al Bacino (FE/Y_{bacino}) (Fig. 4.14).

Inoltre, durante il movimento di flessione, sono stati calcolati i valori angolari del Range Of Motion (ROM) dei piani virtuali p1, p2, p3, R, attorno a ciascun asse cardanico (x,y,z). Tali valori sono stati poi confrontati nei due movienti di flessione con partenza ortostatica e da seduto.

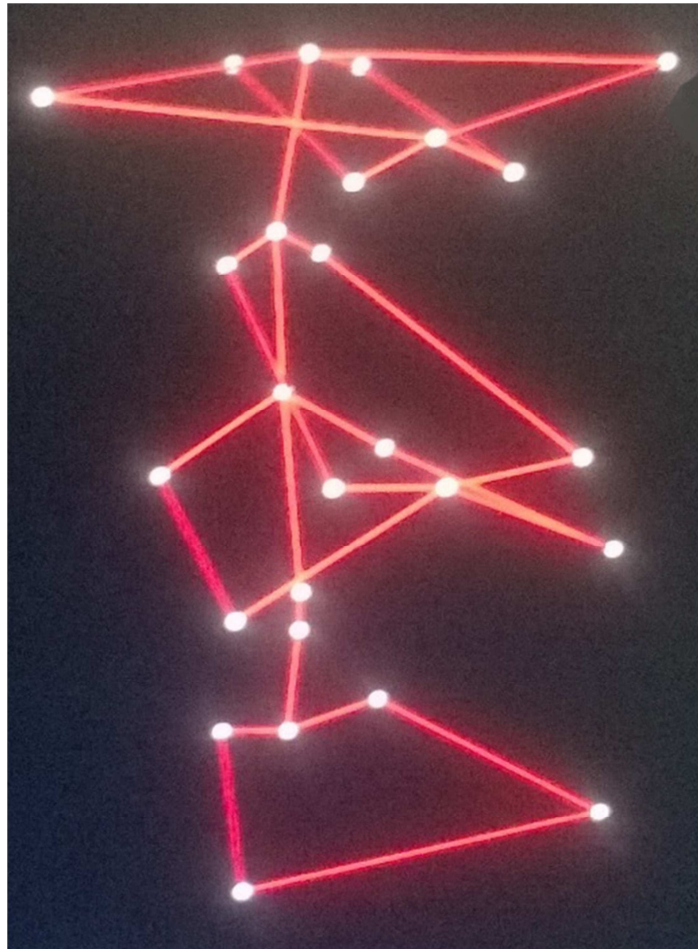


FIG. 4.14 Ricostruzione tridimensionale del soggetto analizzato.

4.8 ANALISI STATISTICA

In primo luogo è stata calcolata la statistica descrittiva delle caratteristiche antropometriche del campione di studio.

In secondo luogo, sono state calcolate Media e Deviazione Standard (SD) dei valori angolari misurati durante il movimento di flessione del tronco partendo dalla posizione ortostatica e da seduto.

I confronti tra il ROM di:

D5-D9-L3-L4 (segmenti vertebrali) e R (piano di riferimento costruito sul bacino),

p1, p2, p3 (piani virtuali costruiti sul torace) e R,

sono stati eseguiti con applicazione del *Test T-Student* per campioni appaiati a due code; il livello di significatività è stato posto con $p \leq 0,05$.

RISULTATI

CAPITOLO 5

5 - RISULTATI

Durante il movimento di flessione, sono stati calcolati, per ciascun soggetto, i valori angolari del ROM dei piani virtuali p1 (piano costruito su spinosa di D2 e la seconda costa destra e sinistra), p2 (piano costruito su spinosa di D5 e la quinta costa destra e sinistra), p3 (piano costruito su spinosa di D9 e la nona costa destra e sinistra), R (piano costruito su spinosa di S1 e SIAS destra e sinistra, attorno a ciascun asse cardanico (x,y,z).

Attorno all'asse Y avvengono i movimenti di inclinazione verso destra e verso sinistra, attorno all'asse X avvengono i movimenti di rotazione verso destra e sinistra, attorno all'asse Z avvengono i movimenti di flessione ed estensione. Per convenzione i valori degli angoli registrati sono indicati come segue.

Attorno all'asse X, i valori con segno negativo indicano un movimento verso sinistra, i valori con segno positivo verso destra.

Attorno all'asse Y, i valori con segno negativo indicano inclinazione a sinistra, i valori con segno positivo a destra.

Attorno a Z, i valori con segno negativo indicano estensione, i valori con segno positivo flessione.

In figura 5.1 e 5.2 è rappresentato il Range Of Motion (ROM) di p3 su R e di p1 su p3, attorno all'asse Z, di un soggetto.

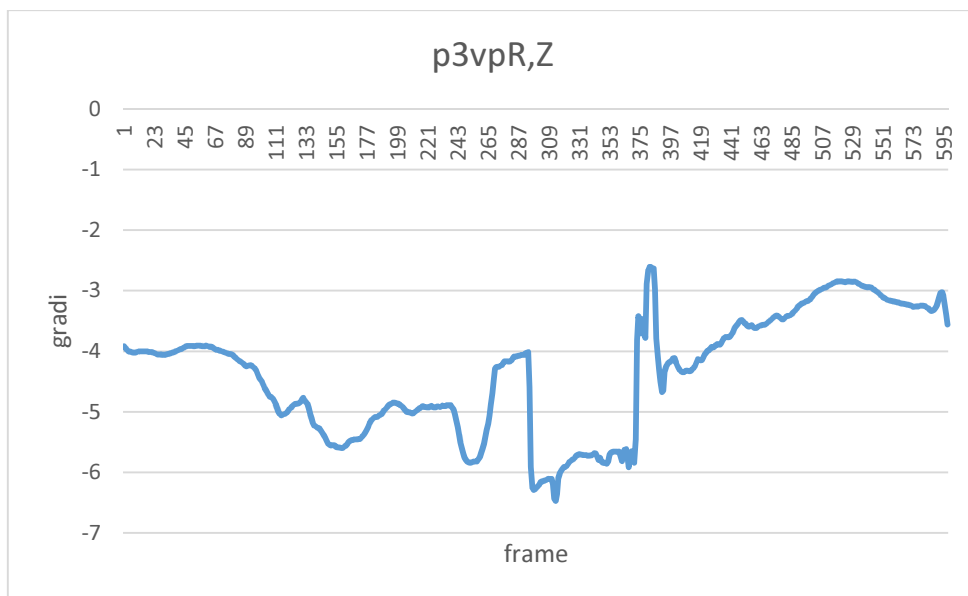


FIG.5.1 Registrazione del ROM del piano p3 rispetto ad R durante l'esecuzione di una flessione del tronco partendo da posizione seduta.

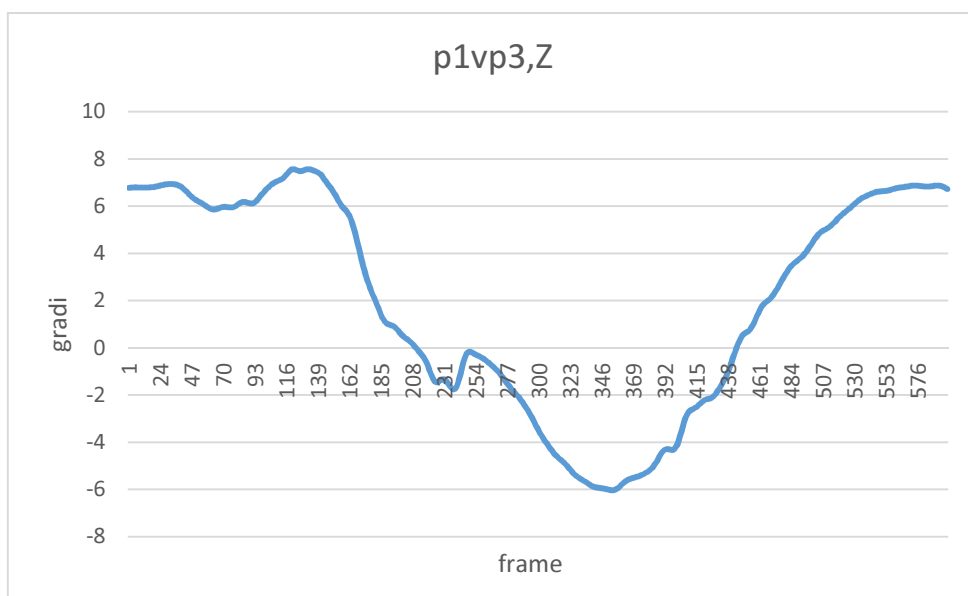


FIG.5.2 Registrazione del ROM del piano p1 rispetto ad p3 durante l'esecuzione di una flessione del tronco partendo da posizione ortostatica.

Sono stati calcolati la media e la deviazione standard (SD) del ROM dei valori degli angoli calcolati tra i vettori vertebrali durante il movimento di flessione dalla posizione ortostatica (Tab.5.1) e dalla posizione seduta (Tab.5.2)

L4		L3		D9		D5	
MEDIA	SD	MEDIA	SD	MEDIA	SD	MEDIA	SD
5,102	3,424	7,204	2,442	5,528	4,231	3,856	2,325

TAB. 5.1 Media e Deviazione standard del ROM degli angoli compresi tra vettori vertebrali durante il movimento di flessione partendo dalla posizione ortostatica. Tutti i valori sono espressi in gradi.

L4		L3		D9		D5	
MEDIA	SD	MEDIA	SD	MEDIA	SD	MEDIA	SD
5,114	2,048	5,756	1,642	6,245	3,654	3,960	2,371

TAB. 5.2 Media e Deviazione standard del ROM degli angoli compresi tra vettori vertebrali durante il movimento di flessione partendo dalla posizione seduta. Tutti i valori sono espressi in gradi.

Dal confronto tra i valori angolari dei vettori vertebrali costruiti su D5-D9-L3-L4 è emerso che:

- gli angoli costruiti sui vettori vertebrali, durante il movimento di flessione, partendo dalla posizione ortostatica e dalla posizione seduta non si denotano grandi differenze. Eseguendo il Test di T-Student, tra il valore medio del Rom ottenuto durante la flessione partendo dalla posizione ortostatica e dalla posizione seduta per ciascun soggetto, è emerso che non vi è differenza significativa tra le due medie ($p > 0,05$) e pertanto è possibile concludere che le medie sono comparabili.

Durante il movimento di flessione, sono stati calcolati i valori angolari del ROM dei piani virtuali p1 (piano costruito su spinosa di D2 e la seconda costa destra e sinistra), p2 (piano costruito su spinosa di D5 e la quinta costa destra e sinistra), p3 (piano costruito su spinosa di D9 e la nona costa destra e sinistra), R (piano costruito su spinosa di S1 e

SIAS destra e sinistra, attorno a ciascun asse cardanico (x,y,z). Successivamente i valori del ROM di p1,p2,p3,R sono stati confrontati con il Test T-Student a due code per campioni appaiati. Il valore di significatività è stato posto con $p < 0,05$ (Tab 5.3 – 5.4).

	p1vpR,X	p1vpR,Y	p1vpR,Z	p2vpR,X	p2vpR,Y	p2vpR,Z	p3vpR,X	p3vpR,Y	p3vpR,Z
T-Student	0,649	0,508	0,637	0,867	0,167	0,201	0,526	0,637	0,001

TAB. 5.3 Confronto dei valori del ROM, durante il movimento di flessione partendo da posizione ortostatica e da posizione seduta, di p1,p2,p3,R, attorno agli assi cardanici X,Y,Z tramite Test T-Student.

	p1vp2,X	p1vp2,Y	p1vp2,Z	p2vp3,X	p2vp3,Y	p2vp3,Z	p1vp3,X	p1vp3,Y	p1vp3,Z
T-Student	0,227	0,698	0,578	0,360	0,837	0,402	0,457	0,321	0,009

TAB. 5.4 Confronto dei valori del ROM, durante il movimento di flessione partendo da posizione ortostatica e da posizione seduta, di p1,p2,p3,R, attorno agli assi cardanici X,Y,Z tramite Test T-Student.

Dai confronti eseguiti tra i seguenti piani (Tab.5.3 – 5.4):

- p1vpR,X; p1vpR,Y; p1vpR,Z; p2vpR,X; p2vpR,Y; p2vpR,Z; p3vpR,X; p3vpR,Y; p1vp2,X; p1vp2,Y; p1vp2,Z; p2vp3,X; p2vp3,Y; p2vp3,Z; p1vp3,X; p1vp3,Y; è emerso che durante il movimento di flessione, partendo dalla posizione ortostatica e dalla posizione seduta non si denotano grandi differenze. Eseguendo il Test di T-Student, tra il valore medio del ROM ottenuto durante la flessione partendo dalla posizione ortostatica e dalla posizione seduta per ciascun soggetto, è emerso che non vi è differenza significativa tra le due medie ($p > 0,05$) e pertanto è possibile concludere che le medie sono comparabili.
- p3vpR,Z; p1vp3,Z; eseguendo il Test di T-Student, tra il valore medio del Rom ottenuto durante la flessione partendo dalla posizione ortostatica e dalla posizione seduta per ciascun soggetto, è emerso che vi è differenza significativa tra le due medie ($p < 0,05$) e pertanto è possibile concludere che le medie non sono comparabili.

Pertanto è possibile affermare che il movimento di flessione, che avviene attorno all'asse Z, presenta una differenza importante tra le medie dei ROM nel confronto tra p3 e R e tra p1 e p3.

DISCUSSIONE

CAPITOLO 6

6 - DISCUSSIONE

Tutti i lavori di analisi optoelettronica del movimento della colonna vertebrale, che abbiamo trovato in letteratura, applicano un protocollo basato sull'apposizione di marker cutanei sulle apofisi spinose di ciascuna vertebra (Chockalingam et al, 2008; Kuo et al, 2008; Vanneuvillle et al, 1996; Chan et al, 2006; Cerveri et al, 2004; Steffen et al, 1997; Menegoni et al, 2008).

I protocolli, descritti negli studi citati, sono stati utilizzati per l'analisi quantitativa della mobilità globale della colonna vertebrale piuttosto che per confrontare il ROM tra i vari distretti lombare, dorsale, cervicale. Essi appaiono troppo generalizzati per poter studiare il movimento di un rachide patologico; in particolare se affetto da scoliosi. Inoltre, i valori raccolti non tengono conto di posture intrinseche di ciascun soggetto e pertanto potrebbero restituire dati poco affidabili per eventuali dismetrie degli arti (D'amico et al, 2012; Needham et al, 2012).

Non è possibile, perciò, fare un confronto tra i dati riportati, nei precedenti studi e i dati da noi misurati in questa tesi.

L'ipotesi iniziale che abbiamo posto era di riuscire a creare un protocollo di analisi del movimento del rachide che potesse restituire dati relativi alle variazioni di movimento reciproco del rachide rispetto torace. Inoltre, l'obiettivo era di utilizzare il nostro protocollo nell'osservazione dei movimenti di un campione di soggetti affetti da scoliosi idiopatica.

Per realizzare un'analisi che valutasse una quantità di parametri di movimento maggiore rispetto al vettore vertebrale (segmento passante per due punti) abbiamo deciso di costruire dei piani (passanti per tre punti) che comprendessero un punto del rachide e due punti della gabbia toracica. Questo aspetto, a nostro parere, rende il protocollo creato unico nel suo genere, oltre che molto complesso. Infatti, analizzando il movimento di un piano, anziché di un segmento è possibile inserire nella valutazione cinematica un parametro in più, che rende possibile la misurazione di un sistema di movimento complesso.

La nostra osservazione è stata effettuata durante l'esecuzione del movimento di flessione del tronco partendo da posizione ortostatica e da posizione seduta. Le

misurazioni effettuate hanno restituito dati precisi sulle più piccole quantità di movimento.

È stato possibile, quindi, analizzare i dati e confrontare le differenze tra le ampiezze di movimento durante le due diverse modalità di flessione.

Non ci sono differenze significative ($p>0,05$) nel confronto tra i due movimenti, considerando gli angoli dei vettori vertebrali.

Al contrario, abbiamo trovato differenze significative in alcuni movimenti reciproci rilevati tramite la costruzione dei piani p1, p2, p3, R.

In particolare si sono potute osservare differenze nel confronto tra i piani p3 e pR rispetto all'asse cardanico Z e di p1 e p3 rispetto all'asse cardanico Z (attorno al quale avviene il movimento di flessione). Le differenze sono state trovate nel confronto tra i movimenti di flessione partendo da posizione ortostatica e partendo da posizione seduta in tutti i pazienti.

Non ci sono differenze significative negli altri confronti tra piani p1, p2, p3, R, ($p>0,05$) durante il movimento di flessione dalla posizione ortostatica e da seduto, potrebbe far concludere che i soggetti scoliotici presentano un rachide rigido, associato ad inversione delle curve sul piano sagittale, che non varia il ROM eseguendo una flessione partendo dalla posizione ortostatica o dalla posizione seduta. Questo aspetto, che è stato descritto in clinica, (MacRae, 2006) come uno dei fattori distintivi della scoliosi trova conferma nei nostri risultati.

Un'altra spiegazione potrebbe essere fornita se consideriamo la quantità di deviazione scoliotica del nostro campione; la deformazione potrebbe essere troppo piccola per restituire valori angolari significativamente differenti nel confronto tra i valori riscontrati durante la flessione del tronco partendo da posizione ortostatica e da seduto.

Dall'analisi dei risultati emerge, altresì, che nel nostro campione, il confronto tra le medie dei ROM (ottenuti durante il movimento di flessione partendo dalla posizione ortostatica e dalla posizione seduta), tra p3 e R e tra p1 e p3, presenta una differenza significativa tra le medie ($p<0,05$).

Pertanto si osserva un incremento del ROM, localizzato sul piano p3, a livello di D9 e della nona coppia di coste, se la flessione è effettuata partendo dalla posizione ortostatica.

Il movimento di flessione, per la maggior parte, avviene perciò nella parte distale del rachide toracico.

A livello clinico, la mobilità del rachide nel piano p3 potrebbe essere identificata come il *fulcro* attorno al quale si sviluppa la scoliosi. Molte deviazioni scoliotiche infatti presentano le vertebre apicali (maggiormente ruotate) a livello di D9. Nel nostro campione le vertebre apicali, nel punto di inversione della tra due curvature scoliotiche, sono localizzate radiograficamente tra D8, D9,D10.

Quest'ultima osservazione, se confrontata in futuro con valori ottenuti su di un campione di controllo, potrebbe rivelarsi preziosa per descrivere i meccanismi cinematici del rachide e del torace del soggetto affetto da scoliosi.

Inoltre, sarà auspicabile estendere l'indagine ad un campione di studio più ampio, in modo da studiare l'influenza del sesso e dell'età sulla cinematica del rachide e del torace scoliotici.

CONCLUSIONI

CAPITOLO 7

7 - CONCLUSIONI

In questa tesi è stato analizzato il movimento di flessione del rachide e del torace in un campione di 10 soggetti affetti da scoliosi idiopatica. Per eseguire questo studio è stato utilizzato un sistema optoelettronico a 9 telecamere e sono stati applicati su ciascun soggetto 26 marker, seguendo un specifico protocollo di analisi (capitolo 4) del movimento creato per questo tipo di osservazione.

Successivamente dalle traiettorie descritte dai marker è stato creato un algoritmo di calcolo che ha permesso di effettuare:

1. il calcolo degli angoli tra i segmenti vertebrali a livello toracico e lombare durante il movimento di flessione;
2. il calcolo degli angoli tra i piani virtuali posti a livello della seconda (p1), quinta (p2), nona (p3) coppia di coste rispetto al piano di riferimento posto sul bacino (R).
3. il calcolo dell'ampiezza del movimento netto di p1,p2,p3 rispetto al piano di riferimento R, costruito sul bacino.

I risultati hanno evidenziato la rigidità strutturale dei soggetti scoliotici a livello della colonna vertebrale. Inoltre la costruzione dei piani, a livello toracico e del bacino, ha permesso di effettuare una misurazione sui movimenti effettuati dalle singole unità funzionali individuate in questo studio.

Il nostro protocollo ha permesso di trovare differenze significative tra il movimento di flessione partendo dalla posizione ortostatica e dalla posizione seduta grazie alla costruzione dei piani virtuali p1, p2, p3, R.

SVILUPPI FUTURI

Il numero di soggetti analizzati risulta limitato e pertanto in futuro sarà necessario incrementare il numero dei partecipanti.

Non essendo eticamente consentito sottoporre un soggetto sano ad un esame radiografico, non è stato possibile stabilire un gold-standard per gli angoli tra coppie di vertebre adiacenti. In futuro sarà necessario confrontare i dati con quelli di un campione i cui soggetti abbiano eseguito una serie di radiografie in stazione eretta e in flessione, permettendo così di avere un riscontro clinico.

Inoltre è auspicabile il confronto dei dati di un campione di pazienti affetti da scoliosi idiopatica con i valori ottenuti da un gruppo sano di controllo. Questo al fine di

permettere una valutazione periodica, senza necessità di un esame radiografico, del grado di deformazione che la patologia causa a livello della colonna vertebrale e della gabbia toracica. Pertanto l'analisi optoelettronica potrebbe consentire di valutare l'efficacia della terapia a cui sono sottoposti i pazienti affetti da tale patologia.

In base a quanto espresso in questo studio, possiamo affermare che l'approccio utilizzato, ovvero l'osservazione del soggetto come un sistema in movimento, risulta essere il metodo più appropriato per intraprendere ulteriori studi sulla deviazione scoliotica.

Effettuare ulteriori studi sarà quindi necessario per comprendere quali siano le prospettive di utilizzo del protocollo sviluppato.

8 - BIBLIOGRAFIA

Brochard S, Lempereur M, Rémy-Néris O. *Double calibration: an accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis*. Journal of Biomechanics. 2011; 44: 751-4.

Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Clinical Biomechanics 1995; 10: 171-178.

Cappello A, Cappozzo A, Di Prampero E. Bioingegneria della postura e del movimento 2003; Patron Editore, Bologna.

Cerveri P, Pedotti A, Ferrigno G. *Non-invasive approach towards the in vivo estimation of 3D inter-vertebral movements: methods and preliminary results*. Medical Engineering & Physics. 2004; 26(10):841-53.

Chan PY, Wong HK, Goh JC. *The repeatability of spinal motion of normal and scoliotic adolescents during walking*. Gait Posture 2006; 24(2):219-28.

Chockalingam N, Chevalier TL, Young MK, Dangerfield PH. *Marker placement for movement analysis in Scoliotic patients: A critical analysis of existing systems*. Studies in Health Technology and Informatics 2008; Volume 140. Research into Spinal Deformities 6.

Chockalingam N, Dangerfield PH, Giakas G, Cochrane T. *Study of marker placements in the back for opto-electronic motion analysis*. Studies in Health Technology and Informatics 2002; 88:105-9.

Cobb JR. *Outline for the study of scoliosis*. American Academy of Orthopedic Surgeons Instruction Course Lectures 1948; 5:261–275.

Collis DK, Ponseti IV. *Long-term follow up of patients with idiopathic scoliosis not treated surgically*. The Journal of Bone Joint Surgery American 1969; 51:425-445.

Cutti AG, Paolini G, Troncossi M, Cappello A, Davalli A. *Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation*. Gait Posture 2005; 21: 341-9.

D'Amico M, Roncoletta P, Di Felice F, Porto D, Bellomo R, Saggini R. *Leg length discrepancy in scoliotic patients*. Studies in Health Technology and Informatics 2012;176:146-50.

Dawson EG, Kropf MA, Purcell G, Kabo JM, Kanim LE, Burt C. *Optoelectronic evaluation of trunk deformity in scoliosis*. Spine 1993; 1;18 (3): 326-31.

D'osualdo F, Schierano S., Cisotti C. *The evaluation of the spine through the surface. The role of surface measurements in the evaluation and treatment of spine diseases in young patients.* Europa Medicophysica 2002; 38(3):147-52.

Duong L, Mac-Thiong J, Labelle H. *Real time non invasive assessment of external trunk geometry during surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis.* Scoliosis 2009; 4:5.

Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Grassi GP, Mossi E. *Active range of motion of the head and cervical spine: a three-dimensional investigation in healthy young adults.* Journal Orthopaedic Related Resource 2002; 20:112-129.

Fukuda T. *the stepping test. Two phases of the labyrinthine reflex.* Acta Otolaryngol 1959; 50: 95-108.

Galli M, Albertini G, Tenore N, Crivellini M. *L'utilizzo della gait analysis in ambito clinico.* La Nuova Stampa Medica Italiana 2001; XXI: 37-43

Gagey PM. *Posturologia. Regolazione e perturbazioni della stazione eretta.* 2000; Marrapese edizioni.

Gédet P, Thistlethwaite PA, Ferguson SJ. *Minimizing errors during in vitro testing of multisegmental spine specimens: considerations for component selection and kinematic measurement.* Journal of Biomechanics 2007; 40: 1881-5.

Goldberg MS, Mayo NE, Poitras B, Scott S, Hanley J. *The Ste-Justine adolescent idiopathic scoliosis cohort study: Part II: perception of health, self and body image, and participation in physical activities.* Spine 1994; 19: 1962-1972.

Grivas TB, Mouzakis V, Vasiliadis E, Mihas K, Polyzois V. *Why the prevalence of AIS is different in various countries? Relation to geographic latitude and the possible role of the age at menarche.* In Proceedings of IMAST: 7–9 July 2005; Banff Edited by: Lawrence G. Lenke: Scoliosis Research Society 2005.

James JIP. *Idiopathic scoliosis. The prognosis, diagnosis, and operative indications related to curve patterns and the age of onset.* The Journal of Bone Joint Surgery British edition 1954; Feb; 36-B(1):36-49.

Kane WJ. *Scoliosis Prevalence: A call for a statement of terms.* Clinical Orthopaedics and Related Research 1977; 126:43-46.

Kleinberg S. *The operative treatment of scoliosis.* Archives of Surgery 1922; 5:631-645.

Kuo YL, Tully EA, Galea MP. *Skin movement errors in measurement of sagittal lumbar and hip angles in young and elderly subjects.* Gait Posture 2008; 27(2):264-70.

Mayo NE, Goldberg MS, Poitras B, Scott S, Hanley J. *The Ste-Justine idiopathic scoliosis cohort study. Part III: back pain*. Spine 1994; 19: 1573-1581.

MacRae R. *L'esame obiettivo in ortopedia*. 2006, Antonio Delfino editore.

Montgomery F, Willner S. *The natural history of idiopathic scoliosis: Incidence of treatment in 15 cohorts of children born between 1963 and 1977* Spine 1997; 22:772-774.

Miller NH. *The role of genetic factors in the etiology of idiopathic scoliosis*. Spine: State of the Art Reviews 2000; 14:313-317.

McMaster M. *Infantile idiopathic scoliosis: Can it be prevented?* The Journal of Bone Joint Surgery British edition 1983; 65:612-617.

Nachemson A. *A long term follow-up study of non-treated scoliosis*. Acta Orthopaedica Scandinavica 2000; 39:466-476.

Needham R, Chockalingam N, Dunning D, Healy A, Ahmed EB, Ward A. *The effect of leg length discrepancy on pelvis and spine kinematics during gait*. Studies in Health Technology and Informatics 2012; 176:104-7.

Netter, Iannotti, Parker. *Atlante di anatomia fisiopatologia e clinica: apparato locomotore - arto superiore - guida alla valutazione e al trattamento* 2013; Vol 8-Tomo 1; Masson- Edra.

Nilsson U, Lundgren K. *Long-term prognosis in idiopathic scoliosis*. Acta Orthopaedica Scandinavica 1968; 39:456-465.

Nissinen M, Heliövaara M, Ylikoski M, Poussa M. *Trunk asymmetry and screening for scoliosis: A longitudinal cohort study of pubertal schoolchildren*. Acta Paediatrica 1993; 82:77-82.

Parent S, Labelle H, Skalli W, de Guise J. *Vertebral wedging characteristic changes in scoliotic spines*. Spine 2004; 15: 20-29.

Pedotti A. *Analisi del passo*. Atti del I Convegno SIMFER di Riabilitazione Ambulatoriale. Pavia, 22 novembre 2003.

Pearcy MJ. *Measurement of back and spinal mobility*. Clinical Biomechanics 1986; 1: 44-51.

Pearcy MJ, Hindle, Gill JM, Hindle RJ, Johnson GR. *Measurement of human back movement in three dimension by optoelectronic devices*. Clinical Biomechanics 1987; 2: 199-204.

Pehrsson K, Larsson S, Oden A, Nachemson A. *Long-term followup of patients with untreated scoliosis: A study of mortality, causes of death, and symptoms*. Spine 1992; 17:1091-1096.

Ponseti IV, Freidman B. *Prognosis in Idiopathic scoliosis*. The Journal of Bone Joint Surgery American 1950; 32:381-395.

Riseborough EJ, Wynne-Davies R. *A genetic survey of idiopathic scoliosis in Boston, Massachusetts*. The Journal of Bone Joint Surgery American 1973; 55:974-982.

Robinson CM, McMaster MJ. *Juvenile idiopathic scoliosis: Curve patterns and prognosis in one hundred and nine patients*. The Journal of Bone Joint Surgery American 1996; 78A:1140-1148.

Rogala EJ, Drummond DS, Gurr J. *Scoliosis: Incidence and natural history*. The Journal of Bone Joint Surgery American 1978; 60:173-176.

Sevastik JA, Stokes IAF. *Idiopathic scoliosis: Terminology*. Spine: State of the Art Reviews 2000; 14:299-303.

Stokes IAF. *Three dimensional terminology of spinal deformity: A report presented to the Scoliosis research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D Terminology of Spinal Deformities*. Spine 1994; 19:236-248.

Stokes I, Skalli W, Plamondon A. *Proposal for definition of a joint coordinate system for the spine*. Spine. 1994; 19: 236-48.

Tanner JM. *Growth at adolescence*. Oxford: Blackwell 1978: 28-39.

Taylor TKF, Cumming RG, Jones FL, McCann RG, Plunkett-Cole M. *The epidemiology and demography of adolescent idiopathic scoliosis*. Spine: State of the Art Reviews 2000; 14:305-311.

Weinstein SL, Dolan LA, Spratt KF, Peterson KK, Spoonamore MJ, Ponseti IV. *Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis: A 50 year natural history study*. JAMA 2003; 289: 559-567.

Weinstein SL, Ponseti IV. *Curve progression in idiopathic scoliosis*. The Journal of Bone Joint Surgery American 1983; 65:447-455.

Weinstein SL, Zavala DC, Ponseti IV. *Idiopathic scoliosis. Long term follow up and prognosis in untreated patients*. The Journal of Bone Joint Surgery American 1981; 63:702-712.

Wu Ge, Van der Helm F, Veeger H, et al. *Isb recommendation on definition of joint coordinate system of various joint for reporting of human joint motion – Part II: shoulder, elbow, wrist and hand*. Journal of Biomechanics 2005; 38: 981-92.

Wu Ge, Van der Helm F, Veeger H, et al. *Isb recommendation on definition of joint coordinate system of various joint for reporting of human joint motion – Part I: ankle, hip and spine*. Journal of Biomechanics 2002; 35: 543-48.

