

Clinica e Policlinico di Ortopedia Generale
dell'Università di Münster
Direttore: Univ.Prof.Dr.med. W. Winkelmann

**Rilevanza dell'analisi morfologica del dorso nella terapia
delle deformità della colonna vertebrale**

**Tesi di abilitazione per l'ottenimento della *Venia Legendi* in ortopedia
presso la Westfälische Wilhelms-Universität di Münster**

di Lars Hackenberg

2003

Indice

1	Introduzione e obiettivi	3
1.1	Tecniche di analisi morfologica del dorso	3
1.2	Rilevanza clinica dell'analisi della morfologia dorsale	13
1.2.1	Terapia conservativa.....	15
1.2.2	Terapia chirurgica	16
1.3	Obiettivi del presente lavoro.....	17
2	Indagini cliniche finalizzate all'analisi della morfologia dorsale con la rasterstereografia	18
2.1	Applicazioni cliniche ad oggi	18
2.2	Ampliamento dello spettro applicativo	22
2.2.1	Deformità rachidee di grado elevato	22
2.2.2	Spondilodesi correttive ventrali.....	27
2.2.3	Spondilodesi correttive dorsali	36
2.2.4	Un'unità di misura alternativa all'angolo di Cobb	44
2.2.5	Prova di quantificazione del difetto estetico.....	48
3.	Esami sperimentali con il metodo rasterstereografico.....	51
3.1	Controllo dell'andamento della linea di simmetria	51
3.2	Controllo della ricostruzione del rachide mediante risonanza magnetica..	55
3.3	Rasterstereografia con paziente in anteflessione.....	67
3.3.1	Variazioni della superficie dorsale in posizione anteflessa	71
3.3.2	Confronto tra rasterstereografia e scoliometro.....	75
4.	Riassunto	80
4.1	Contenuti rilevanti e risultati	80
4.2	Obiettivi raggiunti con il presente lavoro.....	88
5.	Bibliografia	89

1 Introduzione e obiettivi

1.1 Tecniche di analisi morfologica del dorso

A partire dal 1975, con la diffusione della topografia di Moiré, ebbe inizio una fase di euforico sviluppo scientifico delle tecniche di analisi 3D per il rilievo della morfologia dorsale in pazienti affetti da deformità della colonna vertebrale. I metodi d'indagine clinica e radiologica fino ad allora disponibili non consentivano il rilevamento tridimensionale delle deformità del tronco, per cui questa nuova tecnica prometteva grandi progressi soprattutto nel trattamento delle scoliosi idiopatiche. L'analisi morfologica del dorso mirava allora principalmente al miglioramento dell'aspetto estetico dei pazienti sfruttando la possibilità di osservare le deformità attraverso immagini 3D.

Negli anni immediatamente precedenti il 1980 vennero sviluppati strumenti di misura a principio meccanico che utilizzavano punti anatomici fissi (punti di repere) o tecniche di rilevamento rapportate a segmenti di superficie. Questi sistemi presupponevano tuttavia la necessità di un contatto fisico, implicando la possibilità di errori soggettivi. Non era invece possibile eseguire una misurazione complessiva della superficie dorsale, dovendo quindi limitare l'indagine alle aree maggiormente interessate dalle deformazioni. I metodi più noti di misura per punti erano la scoliometria con gabbometro di Götze (1) e il rilievo della curva cifotica del profilo vertebrale di Debrunner (2). La misurazione con pantografo spinale descritta da Willner (3) rappresentò un progresso verso le nuove tecniche di acquisizione della forma in vera grandezza. Questo metodo prevedeva il rilevamento di un maggior numero di punti sui singoli profili. Analogamente Burwell et al. (4, 5, 6) misurarono con un sistema a scansione meccanica l'asimmetria di profili trasversali selezionati. Ben presto si ravvisarono i limiti delle tecniche a contatto, tanto che gli studi successivi furono tutti concentrati sullo sviluppo di metodi di rilievo senza contatto.

Parallelamente vennero sviluppate la tomografia computerizzata e la risonanza magnetica nucleare, che non offrirono tuttavia possibilità di indagine applicabili nell'immediato futuro, dato che presentavano il problema dell'esposizione alle radiazioni, costi elevati e la necessità di una grande competenza tecnica da parte del personale addetto alla ricostruzione tridimensionale della superficie dorsale o della morfologia del rachide partendo dai dati misurati. Gli esami potevano inoltre essere eseguiti solo in clinostatismo, il che comportava una considerevole variazione della morfologia dorsale.

Anche nei metodi di rilievo della forma in vera grandezza, la superficie dorsale era scandita per punti, sebbene i punti fossero in questo caso disposti a distanza molto ravvicinata gli uni dagli altri e presentassero una distribuzione uniforme. Questi sistemi consentivano il rilievo delle caratteristiche morfologiche di una data superficie e la qualità delle misure migliorò con l'aumentare della densità dei punti di misura. Col tempo si affermarono tecniche di rilievo fotografico e di ripresa video senza contatto che permisero la misura simultanea di tutti i punti, evitando quindi le imprecisioni determinate da eventuali movimenti del paziente. Lo sviluppo dei sistemi computerizzati consentì in seguito una rapida elaborazione di grandi quantità di dati tanto che, nonostante l'elevata densità dei punti di misura, fu possibile giungere all'elaborazione automatica delle immagini.

La topografia di Moiré era già stata descritta nel 1970 da Takasaki (7) e Meadows et al. (8), che rappresentarono la superficie del corpo umano come un sistema di curve di livello rapportate al piano frontale. I parametri determinati meccanicamente nel corso del rilievo dei punti venivano con questo metodo ricavati indirettamente, per estrapolazione, dal modello delle isoipse. Sebbene questo sistema evitasse gli svantaggi legati alle misure con i sistemi a contatto, le applicazioni descritte in letteratura da Willner (9), Drerup (10), Moreland et al. (11) e Shinoto (12) utilizzavano le informazioni ottenute solo in misura limitata e dipendevano in parte dall'interpretazione soggettiva. Basandosi sui punti individuati sulla superficie, venivano calcolati con metodi diversi, le differenze di altezza e d'angolo e i profili longitudinale e trasversale, rapportandoli agli accertamenti radiologici riferiti alle componenti scheletriche sottostanti. Ulteriori miglioramenti del metodo furono apportati da Neugebauer e Windisch-Bauer (13) e da Turner-Smith e Harris (14) che introdussero la tecnica di digitalizzazione dei topogrammi. I primi due studiosi calcolarono la curva di rotazione della superficie mentre i secondi svilupparono un sistema di scansione automatica in grado di determinare la rotazione dei profili trasversali. Drerup (15) mise infine a punto una procedura per l'interpolazione e l'analisi dei topogrammi digitali che rappresentò l'apice del progresso raggiunto in tale campo. Tutti questi metodi consentivano già l'elaborazione dei dati relativi ad una gran parte dei punti rilevati sulla superficie dorsale. La topografia di Moiré non riuscì comunque ad affermarsi rispetto ad altri sistemi a causa della sua grande complessità, tanto che oggi non riveste alcuna rilevanza clinica. Seguendo i criteri della topografia di Moiré, Suzuki et al. (16, 17) crearono un indice di simmetria, applicabile in ambito clinico nei controlli di follow-up e per esprimere valutazioni sulla morfologia dorsale in fase post-operatoria.

Fino all'inizio degli anni novanta sono poi seguiti rari esempi di tecniche per il rilievo e l'analisi dei dati relativi alla superficie dorsale. Armstrong et al. (18) e Hefti (19) hanno studiato l'asimmetria e le differenze di rotazione in una sequenza di profili trasversali acquisiti fotograficamente e rappresentati sulla superficie dorsale attraverso un gran numero di punti quasi uniformemente distribuiti. Nonostante l'avvento dell'era dei computer, l'applicabilità di queste tecniche in ambito clinico è rimasta tuttavia limitata a causa della necessità di dover comunque marcare manualmente determinati punti di alcune superfici, con la conseguenza di poter influenzare negativamente la precisione delle misure. Timidi tentativi di misurare la superficie dorsale con gli ultrasuoni vennero infine avviati negli anni ottanta (20, 21) ma la bassa risoluzione locale e la scarsa praticità di questa tecnica, hanno impedito ulteriori progressi.

Grazie all'impegno dei più disparati gruppi di lavoro, negli anni che seguirono furono messi a punto numerosi sistemi di acquisizione della forma in vera grandezza che resero possibile una ricostruzione tridimensionale della morfologia dorsale o addirittura dell'intero tronco (22) con un buon grado di accuratezza e la rappresentazione ottica dei dati misurati. Quasi tutti i metodi d'indagine si basavano su tecniche di fotogrammetria e lavoravano in condizioni di luce normale. Vennero inoltre condotti alcuni esperimenti di scansione della superficie con tecniche laser che tuttavia non consentivano la scansione simultanea di tutti i punti (23) o richiedevano il ricorso a esami radiografici integrativi (24). La ricostruzione della forma del dorso o del tronco ha di per sé una rilevanza clinica limitata, se non supportata dai dati relativi ad alcuni parametri morfologici come la rotazione superficiale, la deviazione laterale e il rilievo del profilo sagittale della superficie che forniscono al medico un'utile base di valutazione e confronto. La ricostruzione tridimensionale della spina dorsale sulla base dei dati ricavati dall'analisi della superficie del dorso rappresenta il modo migliore per impiegare i vantaggi offerti da un dato metodo d'indagine ed apre numerose possibilità di impiego in ambito clinico.

Per fornire un quadro sintetico delle tecniche d'indagine più significative, citiamo di seguito solo quei metodi che, oltre alla ricostruzione e alla visualizzazione della morfologia superficiale, consentono anche un'effettiva applicazione clinica.

Dangerfield et al. presentarono nel 1995 il sistema SIPS (Spinal Image Processing System) (25, 26), una tecnica di fotogrammetria automatizzata che permetteva la ricostruzione in 3D della forma del dorso. Gli autori adottarono questo metodo sia in ambito preoperatorio che postoperatorio, ma dalle pubblicazioni disponibili non è dato sapere con precisione quali parametri della superficie ricostruita siano stati utilizzati. Gli autori avevano ipotizzato un'elevata incidenza di artefatti. Dopo il 1995 questa tecnica non fu più citata in letteratura. La stima sulla precisione del metodo mediante lastre radiografiche non fu più resa pubblica, né la tecnica venne approfondita, tanto da non essere nemmeno messa a disposizione di altri istituti per applicazioni cliniche di routine.

Tre metodi sono stati invece sviluppati fino a trovare effettivo impiego in ambito clinico, ovvero l'“Integrated Shape Imaging System” (ISIS), il “Quantec Imaging System” e la “Rasterstereografia”. Gli strumenti per l'impiego di tali tecniche trovano oggi applicazione nella ricerca scientifica e nella prassi clinica. Questi sistemi di misura lavorano con la stereofotogrammetria basata sul principio della triangolazione.

La triangolazione è una tecnica che permette di calcolare la posizione di un punto oggetto P lontano, sulla base di una distanza nota tra due punti A e A' e degli angoli del triangolo formato dai due punti con il punto sconosciuto (fig. 1). Se il punto sconosciuto non insiste sul piano orizzontale, per conoscerne l'esatta posizione nello spazio, oltre ai due angoli orizzontali (α e α') dovranno essere determinati anche i due angoli zenitali (β e β').

Nella stereofotogrammetria una coppia di fotocamere, corrispondenti ai punti A e A', registra contemporaneamente, mediante due stereogrammi, una serie di punti P su un oggetto. Le fotocamere possono essere posizionate secondo le particolari esigenze cliniche. Conoscendo e calibrando con precisione la geometria delle riprese fotografiche si ottiene un'immagine tridimensionale dell'oggetto priva di distorsioni. A causa dell'elevata complessità dei calcoli e di una componente interpretativa soggettiva, la stereofotogrammetria non è comunque indicata per impieghi clinici. Il metodo può tuttavia risultare di più facile utilizzo e più obiettivo se, pur mantenendo la geometria delle riprese fotografiche, si sostituisce una fotocamera con un proiettore di diapositive e si illumina l'oggetto da esaminare con un pattern luminoso definito e uniforme (strutturazione artificiale). Si parla allora di rasterstereografia (fig. 2). I principi della rasterstereografia sono alla base dei metodi utilizzati in ambito clinico per l'analisi della morfologia del dorso che di seguito analizziamo in dettaglio.

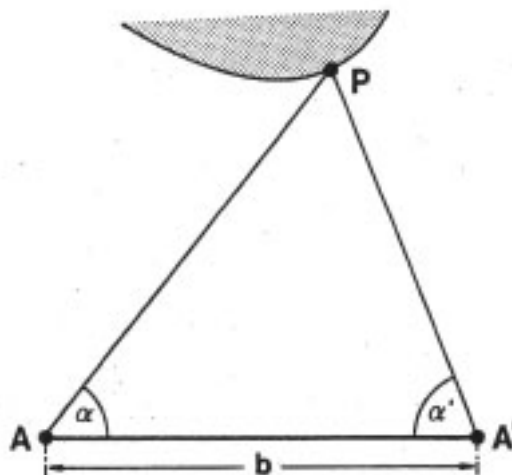


Fig. 1: Principio della triangolazione

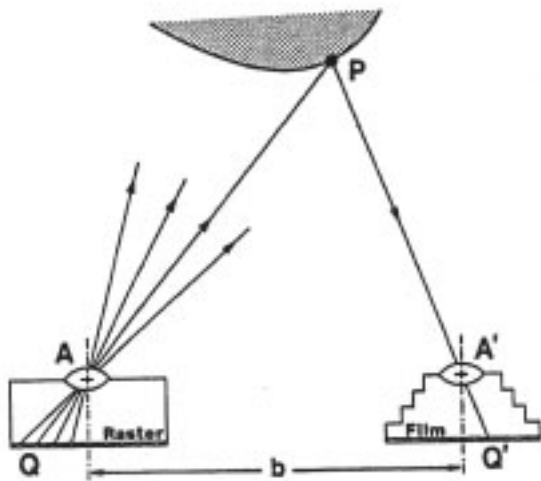


Fig. 2: Principio della rasterstereografia, tecnica progredita della stereofotogrammetria. La proiezione di un reticolo di luce geometricamente definito e uniforme (a sinistra) sostituisce nel punto A una delle due fotocamere utilizzate per la stereofotogrammetria.

Il Quantec Imaging System fu descritto per la prima volta nel 1994 (27). Con questa tecnica un reticolo di linee ad alta risoluzione viene proiettato sul dorso del paziente in posizione ortostatica e ripreso con una fotocamera con una certa angolazione. I punti di repere vengono marcati manualmente e quindi, con l'ausilio di un computer, si procede alla ricostruzione in 3D della morfologia del dorso secondo i principi della stereofotogrammetria. Il metodo permette di determinare la deviazione laterale (lateral curve), l'obliquità del bacino, la lunghezza del tronco e il profilo della colonna vertebrale. Non calcola invece l'angolo di rotazione superficiale, né consente un'esatta ricostruzione della colonna vertebrale stessa ma permette unicamente di eseguire una stima approssimativa delle deformità vertebrali basandosi sulla forma del dorso. La riproducibilità di questa tecnica (27) e le applicazioni cliniche del metodo per scoliosi conservative e scoliosi con indicazione operatoria sono state oggetto di diverse pubblicazioni (28, 29, 30, 31).

Lo scanner ISIS venne introdotto nel 1988 (32, 33) e diverse pubblicazioni sulle prime applicazioni del metodo seguirono negli anni successivi (34, 35). Si tratta di una tecnica di scansione senza contatto che comunque richiede la marcatura manuale dei processi spinosi per creare una relazione tra la superficie esaminata e la colonna vertebrale. Questo metodo presenta una risoluzione modesta e consente di misurare, sulla superficie del dorso del paziente in posizione ortostatica, dieci profili trasversali utilizzati per determinare il profilo sagittale della colonna vertebrale, la rotazione superficiale, e la deviazione laterale dei processi spinosi (fig. 3). È inoltre possibile ricostruire parzialmente l'effettiva morfologia della colonna vertebrale, sebbene in luogo dell'angolo di Cobb venga determinata "l'asimmetria laterale" (fig. 4). Non è stata tuttavia pubblicata alcuna stima sull'accuratezza del metodo mediante confronto con lastre radiografiche o impiego di altre tecniche di imaging. L'utilizzo clinico si concentra sulla diagnosi precoce e il follow-up delle scoliosi idiopatiche (36, 37) e l'esame delle alterazioni del tronco nelle scoliosi progressive (38).

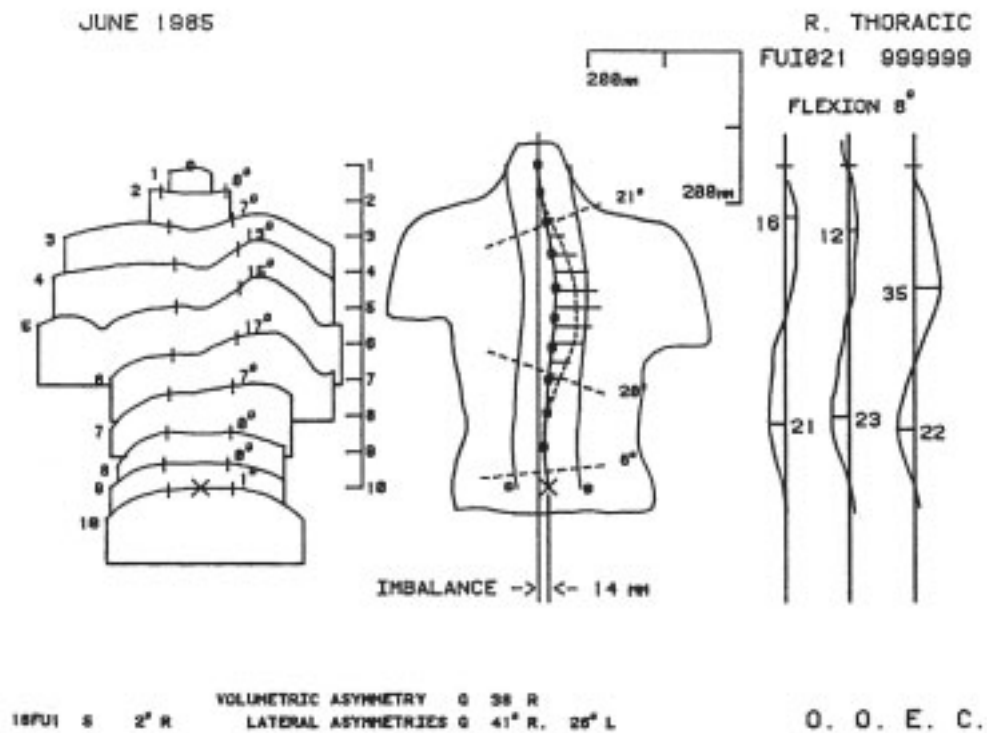


Fig. 3: Rapporto di misura dello scanner ISIS (secondo il metodo Thurner-Smith, 1988 (14))

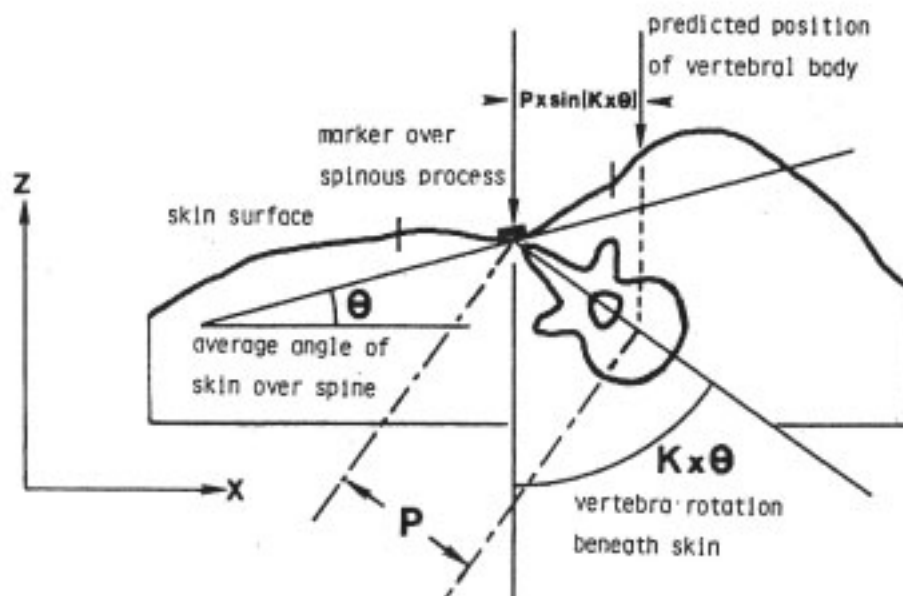


Fig. 4: Ricostruzione dell'asimmetria laterale con lo scanner ISIS (secondo il metodo Thurner-Smith, 1988 (14))

La rasterstereografia rappresenta comunque la tecnica più affermata che offre le maggiori possibilità di impiego in ambito clinico in quanto presenta significative differenze e vantaggi rispetto ai metodi finora illustrati (per comprendere bene la terminologia è necessario distinguere il principio ottico della rasterstereografia sopra descritto dall'omonimo metodo di analisi morfologica del dorso, originariamente denominato video-rasterstereografia):

- a) il metodo lavora con un sistema completamente automatico; per stabilire una relazione tra la superficie misurata e la colonna vertebrale non è necessario marcare i punti di riferimento anatomici. Il sistema riconosce le caratteristiche della curvatura del dorso a livello locale e individua automaticamente i punti di repere;
- b) la risoluzione è maggiore;
- c) in seguito alla ricostruzione della superficie del dorso, ricorrendo ad un modello matematico e valutando le dimensioni anatomiche del paziente, viene ricostruita la forma tridimensionale della colonna vertebrale sottostante, in forma di una linea che si sviluppa lungo il centro delle vertebre (spinal midline). Prima dell'impiego clinico sono stati condotti studi approfonditi sull'accuratezza della ricostruzione nel caso di scoliosi idiopatiche con un angolo di Cobb massimo di 50°;
- d) il sistema propone non solo la ricostruzione oggettiva e la possibilità di valutazione della morfologia superficiale del dorso, funzioni offerte anche da tutti gli altri metodi prima citati, ma anche la ricostruzione della spina dorsale sottostante, quale alternativa all'esame radiologico e offre quindi la possibilità di ridurre l'esposizione dei pazienti alle radiazioni;
- e) le relazioni fisiche e matematiche alla base di questa tecnica sono state descritte in maniera dettagliata e riproducibile in un gran numero di pubblicazioni. Lo stesso vale, anche se in misura meno dettagliata, per il sistema ISIS.

Nella rasterstereografia un reticolo di linee orizzontali ad alta risoluzione (luce bianca, distanza 10 mm) viene proiettato sul dorso del paziente in posizione ortostatica con l'ausilio di un apposito dispositivo (fig. 5).

Partendo da un punto definito situato al di sopra del proiettore, viene registrato con una fotocamera il reticolo, che da questa angolazione risulta distorto, che sarà poi digitalizzato e analizzato con un computer (fig. 2 e 6) (39, 40, 41, 42). Questa misura consente la ricostruzione tridimensionale delle linee del reticolo, dopo aver calibrato il sistema secondo i criteri della fotogrammetria. Nella raster-stereografia ogni linea è composta da una nuvola di punti la cui posizione spaziale è definita dalle coordinate x, y e z. Dopo aver trasformato le linee misurate in un regolare reticolo di punti si ottiene la forma e la posizione della superficie del dorso nello spazio.

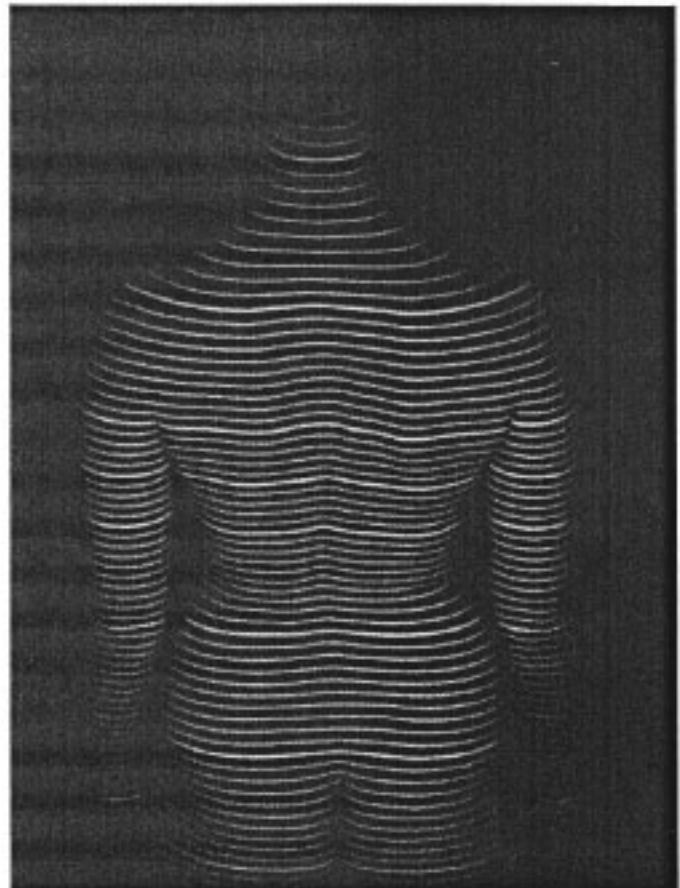


Fig. 5: Reticolo di linee proiettato sul dorso del paziente

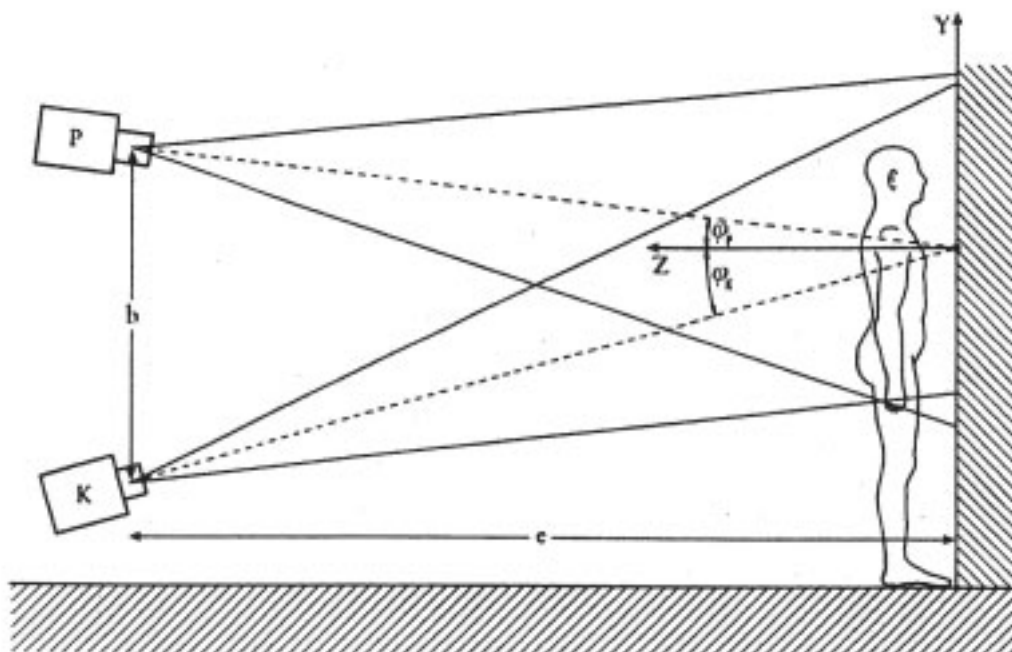


Fig. 6: Nella rasterstereografia il proiettore (P) e la fotocamera (K) sono disposti con una definita angolazione l'uno rispetto all'altra, secondo quanto definito nel principio della triangolazione.

A differenza di tutti gli altri sistemi finora disponibili, a questo punto vengono individuati i punti di riferimento anatomici utilizzando una tecnica senza contatto - ossia senza palpazione e marcatura manuale - allo scopo di stabilire una relazione tra la superficie ricostruita del dorso e la spina dorsale stessa. Questo rappresenta la prima fase della tecnica di ricostruzione della forma della spina dorsale basandosi sui dati rilevati sulla superficie dorsale.

Per comprendere a fondo questa fase è importante eseguire una distinzione tra posizione e forma del dorso, in quanto variando la posizione spaziale della superficie del dorso verso la fotocamera, mutano anche tutte le coordinate calcolate ai fini dell'indagine. La posizione spaziale reciproca delle coordinate rimane comunque costante e identifica la forma del dorso. La morfologia del dorso è costante e non varia se cambia la posizione nello spazio. Una volta che è stata eseguita una misura, la posizione della superficie del dorso nello spazio non ha più alcuna rilevanza ai fini dell'esame. Il calcolo prosegue ora solo basandosi su punti con coordinate spaziali costanti. L'analisi automatica della forma prende a riferimento solo questi dati non influenzati dalla posizione, anche denominati invarianti.

L'analisi morfologica del dorso (analisi della curvatura dorsale) viene eseguita attraverso la distinzione delle tre principali tipologie di morfologia superficiale: convessa, concava e a sella. La qualità della curvatura può essere visualizzata graficamente attraverso l'elaborazione di uno schema a colori (fig. 7) in cui le strutture anatomiche vengono identificate automaticamente dal computer in base alla loro forma e localizzate con estrema precisione e fungono da punti fissi nello spazio (punti di repere) direttamente collegabili alla sottostante struttura scheletrica (43, 44, 45, 46). Non è necessario eseguire una marcatura manuale. I principali punti di repere sono le due fosse lombari sopra le spine iliache superiori-posteriori e la vertebra prominens.

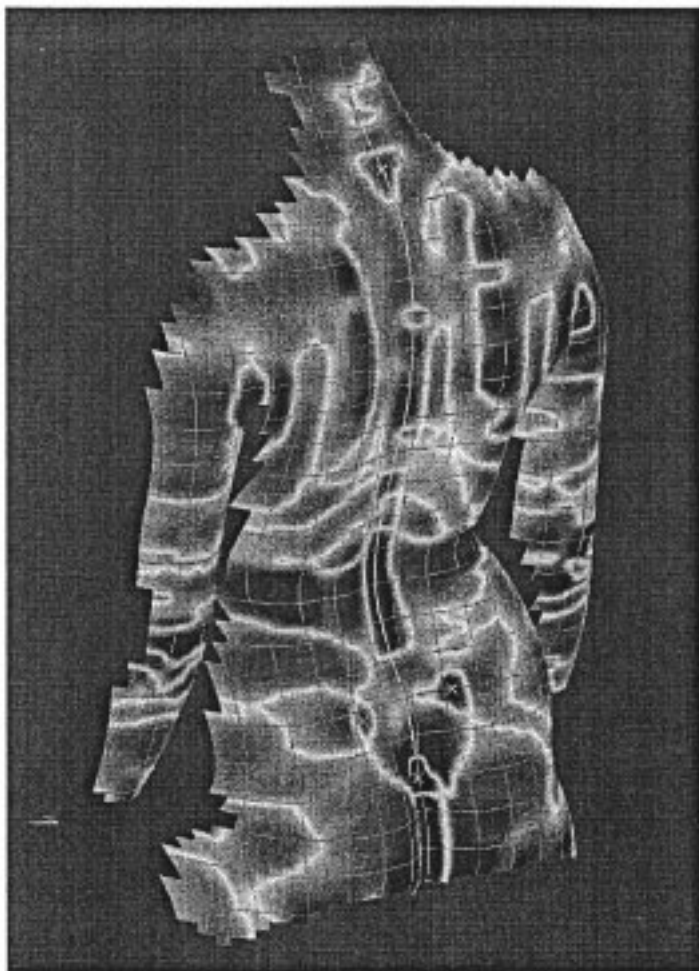


Fig. 7: Schema della curvatura del dorso. Le superfici convesse sono di colore rosso, quelle concave blu e quelle a sella verdi. Le strutture anatomiche possono essere individuate con certezza.

Per poter ora ricostruire la forma della spina dorsale sulla base dei dati relativi alla morfologia del dorso in 3D, è indispensabile un'esatta valutazione o la misurazione della posizione della colonna vertebrale nello spazio facendo riferimento a tre piani:

- deviazione laterale delle vertebre sul piano frontale
- rotazione delle vertebre sul piano trasversale
- profilo della colonna vertebrale sul piano sagittale

Per determinare la deviazione laterale delle vertebre è evidentemente necessario localizzare i processi spinosi. Le informazioni relative all'analisi della curvatura dorsale non sono sufficienti a identificare i processi spinosi su tutti i piani. Nella rasterstereografia la linea dei processi spinosi viene pertanto determinata matematicamente mediante calcolo della cosiddetta linea di simmetria. La linea di simmetria divide in due metà tutti i profili trasversali del reticolo luminoso registrato con la minima asimmetria possibile, prendendo a riferimento i punti di repere. L'idea alla base di questo metodo è che in un paziente sano la linea dei processi spinosi divida il dorso in due metà quasi simmetriche, procedendo sulla linea mediana direttamente sopra i processi spinosi e formando, in prospettiva laterale, il profilo del dorso. La correttezza di tale ipotesi è stata avvalorata da uno studio condotto su 25 pazienti con scoliosi caratterizzata da un angolo di Cobb di 20-50°.

marcando i relativi processi spinosi prima dell'esecuzione dell'esame stereografico (47). Il numero di pazienti in esame è tuttavia relativamente basso. Sarebbe quindi auspicabile convalidare il metodo sottoponendo ad esame un collettivo più numeroso di pazienti con deformità della colonna vertebrale di grado elevato.

Per determinare la posizione delle vertebre nello spazio, non è sufficiente sapere solo come sono posizionati i processi spinosi. Per un calcolo più preciso è indispensabile infatti valutare la rotazione delle vertebre e conoscere la distanza dell'estremità dei processi spinosi dal centro del corpo vertebrale. La fig. 8 illustra il modello geometrico per il calcolo del centro del corpo vertebrale, che è descritto come segue:

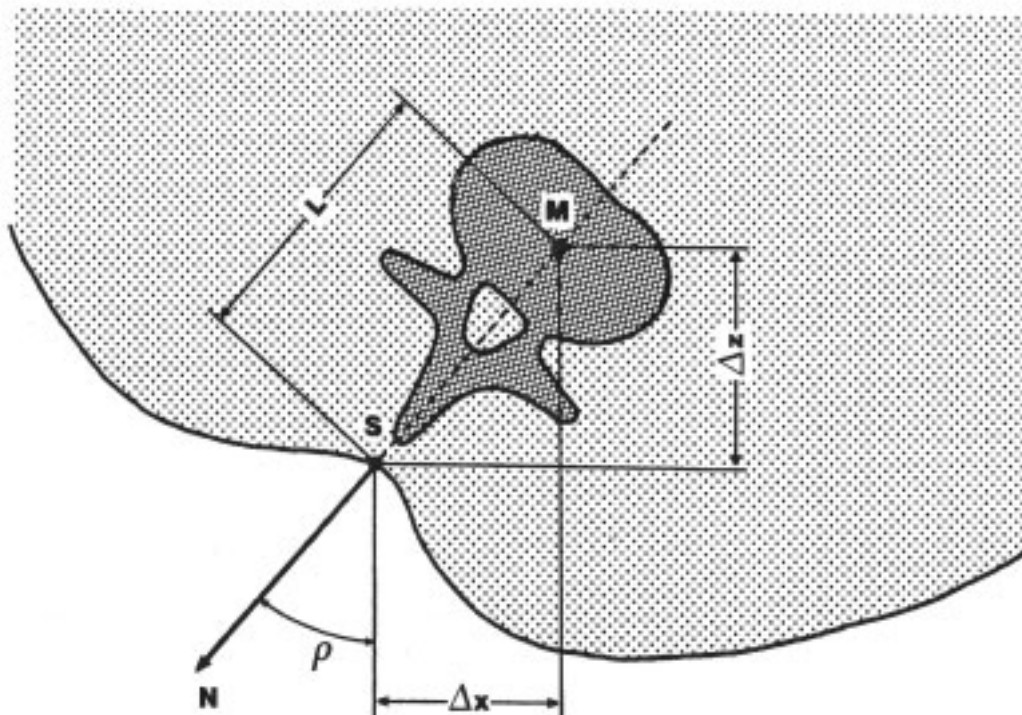


Fig. 8: Modello geometrico per il calcolo del centro del corpo vertebrale M

La rotazione delle vertebre viene equiparata alla rotazione () della superficie dorsale in corrispondenza del processo spinoso, ossia della linea di simmetria (S). L'accuratezza della misura della rotazione vertebrale dipende quindi dall'aver correttamente calcolato la linea di simmetria. Considerato che la forma del dorso a livello dei processi spinosi è fortemente convessa (zona toracica) o concava (zona lombare), un lieve scostamento mediale o laterale è sufficiente a determinare errori di misura della rotazione vertebrale, e indirettamente anche della deviazione laterale, rilevanti ai fini clinici. In particolare sono stati osservati errori di misura in caso di deformità della colonna vertebrale di grado elevato. Sorge inoltre la domanda se nelle deformità con rotazione vertebrale anomala di grado elevato, la rotazione superficiale coincida ancora con la rotazione vertebrale. Si ipotizza che, a causa della rigidità della cassa toracica sul lato dorsale, la rotazione vertebrale in caso di scoliosi severe sia maggiore di quella superficiale. Eventuali ulteriori indagini tese alla validazione e all'ottimizzazione della rasterstereografia dovrebbero concentrarsi proprio su questo aspetto e sulla verifica di tali relazioni nelle scoliosi di grado medio e elevato. Per l'impiego clinico, la rotazione superficiale e quella vertebrale sono

rappresentate graficamente con una curva (fig. 9). Più la curva si discosta dalla linea verticale di riferimento, maggiore sarà l'angolo di rotazione. Lo scostamento a sinistra corrisponde alla rotazione sinistrorsa.

La deviazione laterale delle vertebre viene calcolata determinando la normale alla superficie (N) sulla base della rotazione superficiale locale del profilo trasversale nel punto di intersezione con la linea di simmetria (S) (fig. 8). Facendo una stima delle dimensioni anatomiche del corpo vertebrale (L) è possibile determinare il punto centrale del corpus vertebrae (M). Unendo tutti i punti centrali si forma una linea di simmetria, la cosiddetta "spinal midline". Questa linea corrisponde alla forma della colonna vertebrale ricostruita in 3D e viene visualizzata, per l'impiego clinico, mediante un modello bidimensionale (deviazione laterale e profilo), rappresentato graficamente con una serie di curve.

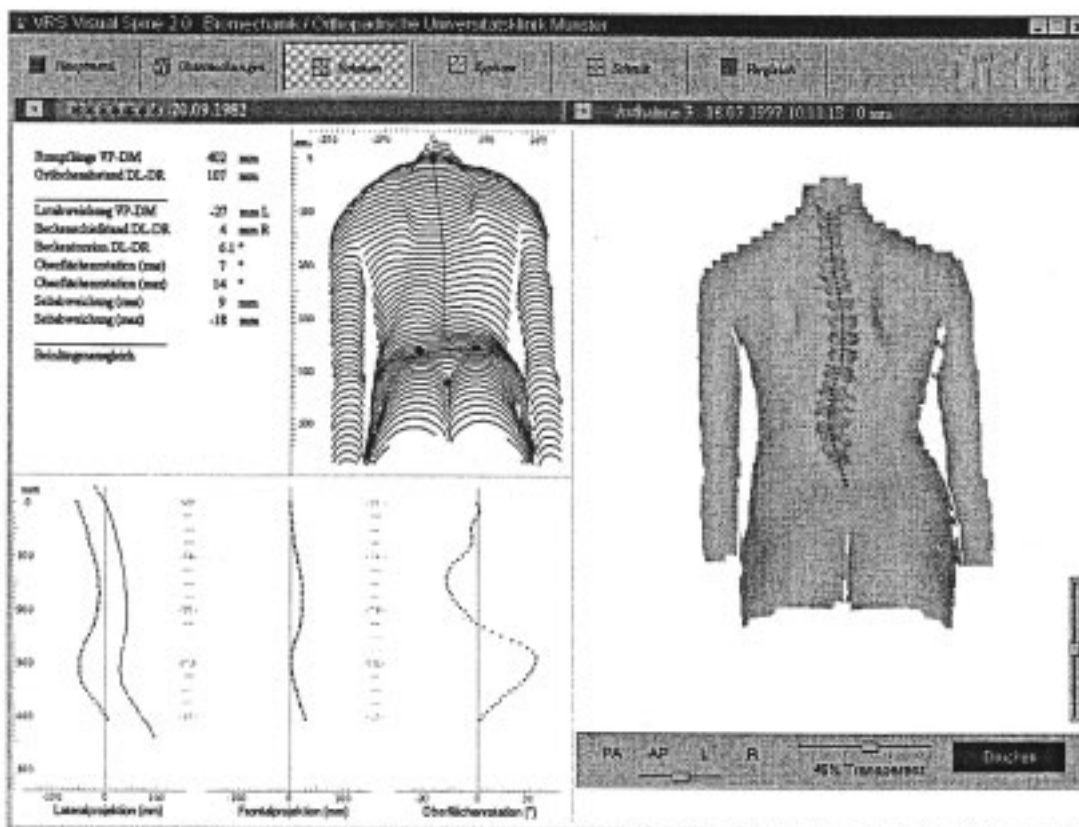


Fig. 9: Visualizzazione dei risultati sullo schermo del computer. *A destra*: modello tridimensionale della colonna vertebrale ruotabile in tutte le direzioni; *in alto a sinistra*: dati misurati e vista schematica della forma dorsale mediante rappresentazione prospettica dei profili trasversali; *in basso a sinistra*: rappresentazione grafica del profilo del dorso (verde) e del profilo della colonna vertebrale (blu), della deviazione laterale delle vertebre (blu) e della rotazione superficiale e/o vertebrale (rosso).

Per le indagini cliniche di routine si ricorre innanzitutto all'esame delle viste schematiche e in seconda analisi a quello delle curve e dei singoli dati ricavati dalle misure effettuate. La misurazione, compresi il posizionamento del paziente e l'elaborazione dei dati, dura solo alcuni secondi. Il paziente si predispone in posizione non specificamente stabilita ma rilassata. Non deve inoltre rimanere fermo in quanto il tempo di ripresa della fotocamera è estremamente breve. Le eventuali differenze di corporatura e dismetrie delle gambe vengono compensate mediante semplici ausili.

Nel complesso si può affermare che le soluzioni tecniche per la ricostruzione tridimensionale della forma del dorso sono davvero molteplici. La rilevanza clinica è tuttavia significativa solo se questi dati possono essere rapportati alla colonna vertebrale stessa. Attualmente solo lo scanner ISIS e la rasterstereografia offrono questa possibilità. Il secondo di questi due metodi garantisce in ogni caso una maggiore precisione, non prevede alcun contatto, è stato ampiamente studiato dal punto di vista scientifico ed offre una maggiore versatilità di impiego a livello clinico.

1.2 Rilevanza clinica dell'analisi della morfologia dorsale

La diagnosi delle deformità della colonna vertebrale richiede in particolare una classificazione eziologica, l'esatta misurazione e documentazione dell'alterazione morfologica e una stima della progressione delle deformità. Nel quadro delle terapie conservative e chirurgiche è auspicabile che le indicazioni sulle conseguenze dei trattamenti praticati siano quanto più possibile esatte. È necessario tenere in considerazione due particolari problemi delle fasi di diagnosi e trattamento delle deformità della colonna vertebrale:

1) le deformità insorgono e si acquisiscono, salvo il verificarsi di patologie acute quali ad esempio infiammazioni o tumori, lentamente e con la crescita del paziente, per cui spesso si rende necessario effettuare per anni regolari accertamenti diagnostici. I pazienti sono soprattutto bambini e ragazzi (48, 49), pertanto è opportuno che gli effetti collaterali di tali interventi diagnostici e terapeutici siano quanto più possibile limitati.

Dato che le tecniche di indagine clinica non garantiscono una stima certa della progressione di una deformità, si è affermata nel tempo l'abitudine di ricorrere a titolo integrativo a regolari controlli radiologici. Sulla scorta delle raccomandazioni di affermati terapeuti, i ragazzi affetti da scoliosi e cifosi idiopatiche vengono sottoposti ad accertamento radiografico (solitamente in due proiezioni) almeno due volte l'anno (50). L'esposizione alle radiazioni che ne deriva può arrivare fino a un prodotto area dose pari a 350 cGy/cm^2 per ciascuna radiografia dell'intera colonna vertebrale (51). Nelle pazienti affette da scoliosi idiopatica che si sono sottoposte per un lungo periodo a regolari accertamenti radiologici, aumenta il rischio di sviluppare un carcinoma mammario, a causa dell'esposizione relativamente elevata alle radiazioni (52, 53, 54, 55, 56). L'esposizione alle radiazioni nei bambini e nei ragazzi a seguito dell'effettuazione di radiografie, rappresenta un problema rilevante in relazione alla diagnosi e al trattamento delle deformità della colonna vertebrale. È possibile ridurre significativamente l'esposizione sostituendo una parte delle radiografie con una tecnica diagnostica alternativa che sia più obiettiva e più riproducibile di una valutazione clinica e allo stesso tempo fornisca un referto altrettanto significativo quanto le radiografie. A tale proposito, la scansione ottica senza contatto della morfologia dorsale con successiva ricostruzione della forma della colonna vertebrale rappresenta l'alternativa ideale alle immagini radiografiche. Dato che solamente lo scanner ISIS e la rasterstereografia consentono una ricostruzione della colonna vertebrale, sono questi i due metodi utilizzati in questo ambito applicativo. In forma limitata si possono applicare anche tecniche che ricostruiscono solo la morfologia dorsale. In questi casi, l'interpretazione dei referti richiede maggiore esperienza.

2) Mentre la colonna vertebrale sana è per la sua morfologia un organo bidimensionale, le deformazioni di natura patologica determinano regolarmente deformità che si sviluppano

tridimensionalmente, come ad esempio le torsioni vertebrali e le deviazioni laterali della colonna.

Appare pertanto auspicabile la possibilità di misurare oggettivamente e raffigurare graficamente gli sviluppi tridimensionali della colonna vertebrale. L'alternativa è rappresentata dall'utilizzo, altrimenti necessario, di tecniche bidimensionali complementari (radiografie in due proiezioni). La visualizzazione delle deformità è talvolta possibile osservando contemporaneamente le due radiografie. Fino ad oggi il vero problema è però stato rappresentato in particolare dalla misurazione – mediante radiografie – del grado della rotazione della colonna vertebrale, che nelle scoliosi idiopatiche costituisce parte essenziale della deformità e che non può assolutamente essere trascurata in sede di valutazione diagnostica. La tecnica di misurazione di Nash e Moe (57) è piuttosto approssimativa. La suddivisione in quattro gradi di accentuazione della rotazione è ormai superata e presenta scarsa rilevanza ai fini clinici. La tecnica di misurazione di Perdriolle (58) è in grado, grazie all'utilizzo di uno speciale strumento detto torsiometro, di misurare la deformazione con una tolleranza di 5°-10°. Dato che nella radiografia la parte mediana del corpo vertebrale e i peduncoli devono essere ben visibili, l'applicazione di questo metodo, in presenza di impianti metallici, è pressoché impossibile o molto imprecisa (59). A questo problema si può ovviare digitalizzando le lastre radiografiche. Eventuali dati mancanti potranno poi essere ricavati per interpolazione, calcolando una curva di rotazione in sostituzione della misurazione delle singole vertebre. Drerup (60) ha descritto procedure analoghe che risultano comunque troppo complesse per l'impiego clinico. In Canada è stata sviluppata una tecnica ispirata alla stereografia, che trova lì applicazione in ambito clinico nel trattamento delle scoliosi idiopatiche (61). Numerosi altri metodi per la misurazione della rotazione vertebrale sono stati descritti in letteratura, sebbene nessuno abbia assunto rilevanza significativa nella routine clinica. Questi metodi sono citati nel capitolo 2.2.1, dove vengono anche brevemente illustrati. Grande precisione nelle misurazioni assicura il metodo di Aaro e Dahlborn (62) che si avvale della tecnica della tomografia computerizzata (CT). Il carico di radiazioni è tuttavia talmente elevato che il metodo non può essere utilizzato per impieghi clinici. Birchall et al. descrissero nel 1997 una tecnica simile che faceva uso della risonanza magnetica (63), che esclude quindi l'esposizione dei pazienti alle radiazioni. Le operazioni di rilevamento dei dati e di interpretazione dei referti risultano tuttavia estremamente complesse nei casi in cui è necessario esaminare l'intera colonna vertebrale. Tali procedure trovano pertanto applicazione prevalentemente nell'ambito di studi scientifici.

Da allora, accanto all'analisi della rotazione vertebrale, ha acquisito grande importanza ai fini della diagnosi delle patologie scoliotiche anche la valutazione della rotazione della superficie dorsale. La rotazione superficiale rispecchia in certa misura l'entità della deformità vertebrale sottostante, tanto che in ambito clinico si è preferito eseguire una valutazione della rotazione superficiale piuttosto che la ben più complessa misura della rotazione vertebrale. La rotazione superficiale - ossia il gibbo costale e il gibbo lombare – assume inoltre particolare significato in relazione al problema del miglioramento dell'aspetto estetico del paziente (64). La misurazione della rotazione superficiale si basa sostanzialmente, a tutt'oggi, sull'analisi clinica ed è di tipo segmentario, ossia il parametro utile viene rilevato nel punto di massima protuberanza.

Per la misurazione ci si avvale di strumenti tecnici di semplice utilizzo, talvolta non standardizzati, come lo scoliometro (1). Questi strumenti sono simili all'analizzatore del dislivello delle creste iliache, l'individuazione della deviazione dalla perpendicolare è abbastanza imprecisa e influenzata da interpretazioni soggettive e da errori intra observer e inter observer (65, 66). Considerato che i reperti di queste analisi vengono spesso presi

a riferimento per importanti valutazioni di carattere terapeutico, sarebbe auspicabile avere a disposizione metodi di misura della rotazione della superficie dorsale che siano più obiettivi e più riproducibili. L'analisi morfologica del dorso potrebbe rappresentare in tal senso l'integrazione ideale agli accertamenti radiografici e all'osservazione clinica. La rotazione superficiale potrebbe essere misurata sull'intera superficie del dorso e il difetto estetico essere visualizzato e quantificato secondo criteri obiettivi. La rotazione dei corpi vertebrali è misurabile con una certa accuratezza anche in presenza di impianti metallici. Tutte le informazioni ricavate possono essere rappresentate in maniera schematica e chiara ed essere utilizzate senza grande difficoltà per decisioni di carattere clinico.

1.2.1 Terapia conservativa

L'analisi morfologica del dorso nei pazienti con deformità della colonna vertebrale assegnati a terapia conservativa, viene effettuata con il principale obiettivo di consentire una diagnosi affidabile con un basso numero di esami radiologici, senza voler tuttavia in alcun modo sostituirsi allo screening radiografico. Senza le lastre radiografiche si correrebbe infatti il rischio di commettere errori nella valutazione delle deformità.

L'analisi morfologica del dorso dovrebbe essere impiegata in sostituzione dell'accertamento radiografico ogniqualvolta è necessario valutare la progressione di una deformità vertebrale, in quanto in tal caso l'obiettivo dell'indagine non è effettuare una misurazione assoluta della curva quanto rilevare la variazione relativa della deformità e disporre così di dati integrativi in occasione del primo controllo medico. Se al momento della visita medica si è in possesso di una lastra radiografica, è possibile comparare tale reperto con le informazioni relative alla variazione e all'entità delle deformità vertebrali, rilevate con l'analisi morfologica del dorso, ed esprimere così una valutazione certa. Questo metodo risulta quindi ideale per il follow-up a lungo termine di pazienti affetti da deformità dei corpi vertebrali. In presenza di deformità di modesta entità è inoltre possibile rinunciare all'esame radiologico, anche in occasione della prima visita, a condizione che lo specialista disponga di una sufficiente esperienza clinica. La forma del dorso dovrebbe tuttavia essere sempre misurata in quanto, rispetto all'analisi clinica (eventualmente effettuata da diversi specialisti), fornisce sostanzialmente dati più precisi e più obiettivi. Qualora sia indispensabile disporre di parametri radiografici rigorosi (angolo di Cobb) sulle deformità vertebrali, va eseguita una radiografia nella corrispondente proiezione, ad esempio nel caso in cui si debba decidere sull'utilizzo del corsetto o controllare la posizione di cuscinetti erniari in relazione a disformismi della colonna vertebrale.

Considerando questi aspetti si deduce che un ulteriore campo di applicazione dell'analisi morfologica del dorso è rappresentato dagli screening scolastici per la diagnosi precoce dei casi di disformismo della colonna vertebrale che richiedono un immediato intervento. Per questi screening non è assolutamente giustificato il ricorso all'esame radiologico. Dato che comunque l'analisi clinica è a sua volta influenzata dal parere soggettivo del personale medico, per migliorare la qualità e l'obiettività dell'indagine e individuare meglio i casi per i quali è indispensabile l'esame radiologico, risulta utile integrare le informazioni cliniche con una misurazione obiettiva della forma del dorso.

1.2.2 Terapia chirurgica

I referti radiografici sono sicuramente indispensabili per programmare in anticipo e con precisione un intervento chirurgico. In fase post-operatoria è invece necessario ricorrere all'esame radiologico per controllare a intervalli regolari la posizione di eventuali impianti. Nel corso delle visite di controllo post-operatorie vengono sempre effettuate radiografie in due proiezioni finalizzate ad una valutazione certa la posizione degli impianti. Se il periodo di follow-up dura però da 4 a 6 anni, si può ben comprendere quanto elevata sia l'esposizione del paziente alle radiazioni. Durante questa fase di follow-up una parte delle radiografie può essere sostituita dall'analisi morfologica del dorso. La comparazione delle informazioni riveste a tal proposito una notevole importanza. Se dall'analisi morfologica non si osserva una variazione significativa della superficie del dorso, e il paziente non avverte dolori, si può presumere che l'impianto si trovi in posizione corretta. Così operando è possibile ridurre almeno del 50% i controlli radiografici post-operatori.

In relazione alla correzione chirurgica dei dismorfismi della colonna vertebrale i pazienti ritengono di fondamentale importanza la possibilità di migliorare l'aspetto estetico. La prevenzione di future conseguenze per la salute e della progressione lenta e continua delle deformità non rappresenta certamente per i pazienti un effetto diretto e tangibile dell'intervento chirurgico quanto lo è invece la nuova sensazione del proprio corpo e il miglioramento estetico della forma della schiena. Allo stato attuale la forma del dorso può essere misurata mediante il rilevamento clinico di singoli parametri morfologici come il gibbo costale o lombare, la posizione del bacino e delle spalle e l'asimmetria del tronco. In alternativa gli operatori scattano fotografie del dorso con il paziente in anteflessione. Le immagini scattate in posizione ortostatica sono invece poco significative poiché non viene visualizzata la rotazione superficiale. Entrambi i metodi non offrono la possibilità di effettuare una valutazione obiettiva dell'aspetto estetico. Permettono certamente di evidenziare singoli risultati estetici particolarmente marcati, il che aumenta però solo il grado di soggettività della valutazione. Le misurazioni vengono preferibilmente eseguite in anteflessione per meglio visualizzare la rotazione superficiale. L'obiettivo dovrebbe tuttavia essere quello di valutare la forma del dorso con il paziente in posizione eretta o seduta, in quanto queste posizioni corrisponderebbero alla reale postura assunta quotidianamente da una persona e quindi rilevante ai fini clinici. L'analisi della morfologia del dorso in posizione ortostatica potrebbe offrire la possibilità di documentare e valutare obiettivamente l'aspetto estetico del dorso del paziente, prima e dopo l'intervento chirurgico. Consentirebbe inoltre di esaminare la morfologia dell'intero dorso ma anche singoli parametri come la posizione del bacino, l'asimmetria del busto o il gibbo costale.

Ciò permetterebbe di offrire non solo al paziente una valutazione obiettiva e di facile comprensione del risultato estetico dell'operazione, ma anche di mettere a disposizione del medico un'ulteriore opportunità per garantire e migliorare la qualità della terapia chirurgica delle deformità della schiena. Finora la valutazione dei risultati dell'intervento chirurgico si basava essenzialmente sulla misurazione radiologica dell'angolo scolio di Cobb (67), sebbene la misura presenti un'accuratezza massima del $\pm 5^\circ$ (68), e dell'angolo cifotico di Stagnara (69). L'esame radiografico della rotazione anomala del rachide (58) o la relativa correzione vengono utilizzati molto di rado nella prassi clinica in quanto sono estremamente imprecisi soprattutto in sede post-operatoria.

1.3 Obiettivi del presente lavoro

Le promettenti possibilità di impiego offerte dall'analisi morfologica del dorso sono state ben presto riconosciute dalla Clinica e Policlinico di Ortopedia Generale dell'Università di Münster, dove per tradizione venivano trattate le deformità della colonna vertebrale. Tali patologie erano nel contempo al centro dell'interesse dell'Istituto di Biomeccanica Sperimentale che lavorava in stretta collaborazione con la clinica ortopedica. E fu proprio da questa collaborazione che già negli anni '80 si diede avvio allo sviluppo della rasterstereografia. La disponibilità nella clinica di un gran numero di lastre radiografiche di scoliosi idiopatiche e di deformità cifotiche fu di fondamentale importanza per lo sviluppo di questo metodo di misura.

Il presente lavoro illustra il successivo miglioramento di questa tecnica e la valutazione clinica della rasterstereografia come metodo di analisi morfologica del dorso, occupandosi anche di alcune problematiche sostanziali sulle tecniche di misura, di analisi e di valutazione clinica del dorso dei pazienti affetti da deformità della colonna vertebrale.

Questo lavoro persegue tre principali obiettivi:

1. estendere lo spettro applicativo dell'analisi morfologica del dorso mediante la rasterstereografia alle deformità di grado elevato (angolo di Cobb > 50°) e ai pazienti sottoposti ad intervento chirurgico;
2. valutare la precisione di misura della ricostruzione tridimensionale della forma del rachide mediante rasterstereografia, tenendo in particolare considerazione i nuovi campi d'applicazione e la ricerca di nuovi potenziali miglioramenti del metodo;
3. eseguire l'analisi comparativa della morfologia del dorso nei casi di scoliosi idiopatica, sia in posizione ortostatica che in anteflessione, con l'obiettivo di stabilire in che misura i metodi di indagine e di rilevamento oggi affermati nella pratica clinica sono in grado di dare risultati attendibili e se l'analisi della morfologia del dorso mediante la rasterstereografia può garantire maggiore affidabilità e obiettività.

2 Indagini cliniche finalizzate all'analisi della morfologia dorsale con la rasterstereografia

2.1 Applicazioni cliniche ad oggi

Il tema centrale di questo capitolo è costituito dagli usi clinici della rasterstereografia come metodo di analisi della morfologia dorsale in atto fino al 1998. L'applicabilità e l'affidabilità della rasterstereografia nelle scoliosi idiopatiche con angolo di Cobb fino a 50° è stata sostanzialmente dimostrata mediante comparazione di circa 500 radiografie ap digitalizzate dell'intero rachide e rasterstereografie eseguite a breve distanza di tempo da Drerup e Hierholzer (70, 71). Questi contributi hanno evidenziato che l'errore medio di ricostruzione rasterstereografica della colonna vertebrale nelle scoliosi idiopatiche comprese entro un angolo Cobb da 20° a 50° è di 4 mm per quanto riguarda la deviazione laterale delle vertebre e di 3° per quanto riguarda la rotazione delle stesse. Considerato che i risultati ottenuti rispondevano alle esigenze cliniche, nel 1994 si è deciso di installare un rasterstereografo presso il Policlinico ortopedico. Drerup et al. (72, 73) sono riusciti a dimostrare l'alta precisione della misurazione rasterstereografica anche con riferimento al profilo sagittale del rachide. In questo caso, l'errore medio si attesta intorno ai 3°. Un altro reperto clinicamente significativo quantificabile con grande precisione tramite il metodo rasterstereografico è quello dell'asimmetria del bacino e della torsione che ad essa si accompagna (74). Le prime esperienze compiute con l'apparecchiatura presso gli ambulatori del Policlinico di Ortopedia generale hanno dimostrato che l'uso clinico della rasterstereografia non comporta problemi tecnici e richiede poco dispendio di tempo. L'esame di un paziente, compresa l'analisi dei dati e la stampa dei risultati, richiede circa 2 minuti. Il paziente si predispose in posizione ortostatica e rilassata (fig. 10). A titolo di prova può essere utilizzato un ausilio che compensi la dismetria degli arti inferiori. Non occorre assumere una postura particolare e neppure trattenere il respiro. Nella diagnostica clinica di routine relativa alle scoliosi idiopatiche fino a un angolo di Cobb di 50° e anomalie del profilo vertebrale del rachide sono stati sviluppati, tra il 1994 e il 1998, standard applicativi che conservano ancor oggi la loro validità ma che non sono mai stati pubblicati singolarmente.

Scoliosi idiopatiche

1. Esame clinico e rasterstereografia alla prima visita; in caso di manifesta deformità scoliotica esame radiologico; in caso di deformità di minore entità e posture scorrette con deviazione laterale della colonna non superiore a 50 mm e una rotazione dei corpi vertebrali inferiore ai 5° non si esegue alcun esame radiologico.
2. Trascorsi sei mesi, nuovo esame clinico e rasterstereografia, in caso di costanza del reperto rispetto alla prima visita, non si esegue alcun esame radiologico, ripetizione del controllo dopo sei mesi.
3. In caso di paziente trattato con corsetto, esame radiologico solo nell'eventualità di progressione della patologia riscontrata mediante rasterstereografia; esame radiologico obbligato invece in caso di indicazione di terapia con corsetto e sei mesi dopo l'adeguamento del corsetto.
4. Indicazione all'impiego di un ausilio di compensazione della dismetria degli arti inferiori e relativa misurazione solo mediante esame clinico e rasterstereografico.

Anomalie del profilo sagittale

1. Esame clinico e rasterstereografico alla prima visita; in caso di manifesta deformità cifotica, indagine radiologica; nessuna indagine radiologica in caso di deformità modeste e insufficienze posturali con angolo cifotico toracico massimo, misurato mediante rasterstereografia, inferiore a 45° .
2. Vedi "Scoliosi", punti 2, 3 e 4.

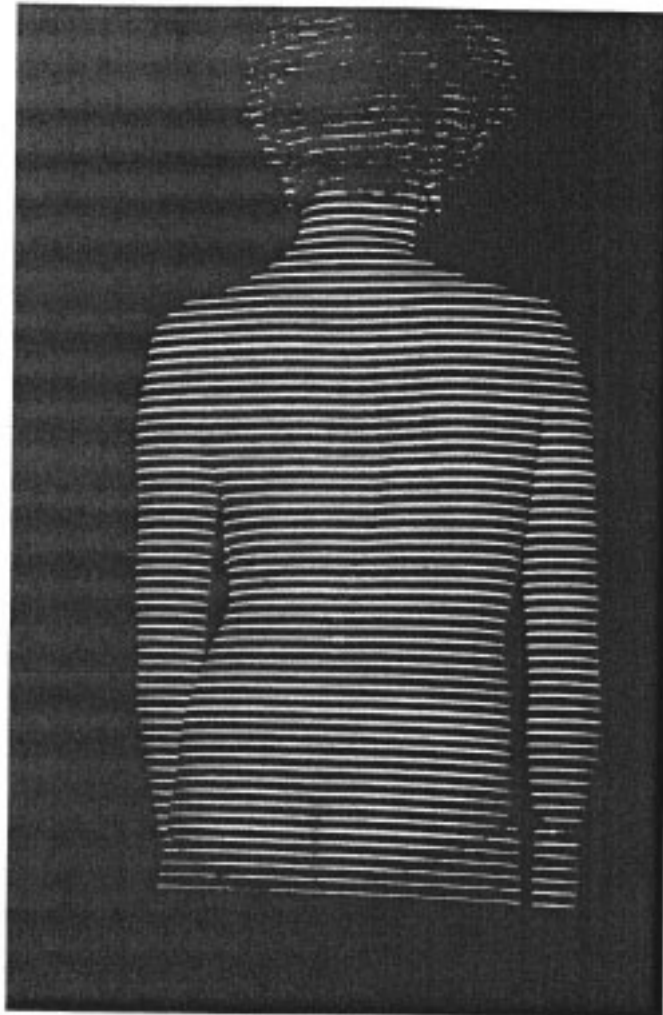


Fig. 10 Paziente in posizione ortostatica rilassata durante la misurazione mediante scansione rasterstereografica.

Le immagini rasterstereografiche riferite a un'indicazione operatoria giustificata da una deformità progressiva di grado elevato richiedono sempre una conferma radiologica. La stessa classificazione eziologica di una deformità è possibile solo mediante l'indagine radiologica. Detta indagine è peraltro necessaria solo in presenza di progressione dell'anomalia o di una sua forte accentuazione, tale da esigere un trattamento immediato. Le deformità di grado lieve, al contrario, possono essere inizialmente seguite nel loro decorso senza ricorrere ad esami radiografici. In caso di decorso incerto, i controlli dovranno comunque essere eseguiti di tre mesi in tre mesi.

L'apparecchiatura per la rasterstereografia non deve essere necessariamente utilizzata dal personale medico. Dopo qualche giorno di addestramento, anche il personale infermieristico e assistenziale operante nel Policlinico può esaminare i pazienti. Non sono

necessarie conoscenze specifiche in materia di deformità del rachide. La correzione di eventuali errori nell'analisi dei dati e/o l'ottimizzazione dei dati mediante inserimento interattivo di altri reperti clinici (ad es. il parametro relativo al segmento apicale della curvatura) possono essere eseguite rapidamente e con facilità dal personale medico sulla base dei dati già acquisiti, senza dover procedere a una nuova misurazione del paziente. Ma si tratta di eventualità piuttosto rare se il personale addetto conosce bene l'apparecchiatura. L'esame rasterstereografico dovrebbe essere effettuato prima dell'esame clinico e, in linea di principio, prima degli esami radiologici.

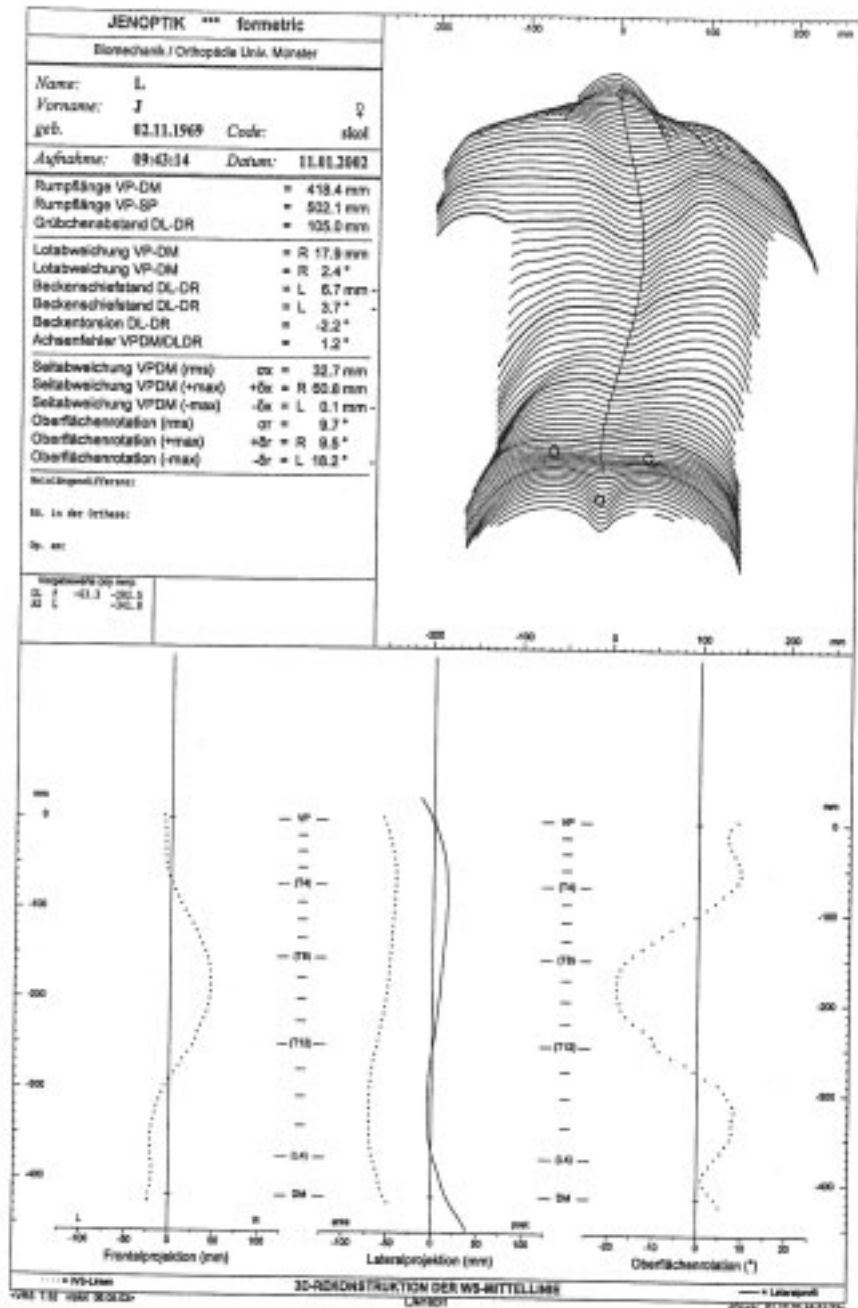


Fig. 11 Copertina del fascicolo a stampa di una misurazione rasterstereografica riferita a un caso di scoliosi toracica destro-convessa. Nella panoramica dei profili trasversali, in alto a destra, si evidenzia già una pronunciata asimmetria del tronco con prominenza della parte destra. La rappresentazione grafica mostra una rotazione vertebrale intorno al 25° e una deviazione laterale del rachide di circa 60 mm; il profilo sagittale è nella norma. I dati esatti della misurazione sono desumibili dalla tabella in alto a sinistra. I valori relativi al profilo del rachide sono stampati su un altro foglio.

JENOPTIK *** formetric		
Dipartimento di Biomeccanica / Ortopedia – Università di Münster		
Cognome		
Nome	Sesso	
Data di nascita	Codice	
Data e ora di accettazione		
Lunghezza tronco VP-DM		
Lunghezza tronco VP-SP		
Distanza fossette lombari DL-DR		
Deviazione dalla verticale VP-DM		
Deviazione dalla verticale VP-DM		
Obliquità del bacino DL-DR		
Obliquità del bacino DL-DR		
Torsione del bacino DL-DR		
Deviazione asse VPDM/DLDR		
Deviazione laterale VPDM (rms)		
Deviazione laterale VPDM (+max)		
Deviazione laterale VPDM (-max)		
Rotazione della superficie (rms)		
Rotazione della superficie (+max)		
Rotazione della superficie (-max)		
Dismetria arti inferiori:		
Parametri di riferimento		
Proiezione frontale (mm)	Proiezione laterale (mm)	Rotaz. della superficie (°)
Ricostruzione 3D della linea mediana del rachide		

L'interpretazione dei reperti segue un ordine prestabilito: si inizia con l'osservazione della panoramica dei profili trasversali (fig. 11, in alto a destra), che fornisce un'impressione generale sull'entità dell'asimmetria e del difetto estetico. Segue l'osservazione della rappresentazione grafica della rotazione vertebrale, della deviazione laterale e del profilo del rachide (fig. 11, in basso). In questa fase è particolarmente importante la comparazione con le indagini preliminari. Solo al termine della procedura si dovrebbero interpretare in modo mirato i singoli valori riportati nella tabella dei dati (fig. 11, in alto a destra), tenendo presente che l'analisi di singoli valori riferiti a segmenti comporta un rischio di sopravvalutazione. Un valore importante presente in tabella, per quanto riguarda la valutazione delle cifosi, è l'angolo massimo di cifosi, in quanto l'entità della deformità non si può valutare con certezza sulla scorta della sola rappresentazione grafica.

Considerate le positive esperienze acquisite in sede clinica, l'apparecchiatura per la rasterstereografia, prodotta inizialmente dalla ditta Jenoptik di Jena, viene ora prodotta in serie presso la ditta Diers International di Wiesbaden e commercializzata in ambito internazionale con il marchio CE sotto la denominazione "formetric".

2.2 Ampliamento dello spettro applicativo

Le positive esperienze acquisite con l'apparecchiatura rasterstereografica nella prassi clinica in pazienti con deformità di grado medio sottoposti a trattamento conservativo hanno portato, a partire dal 1998, a una nuova e più intensa collaborazione tra la Clinica di Ortopedia Generale e l'Istituto di Biomeccanica Sperimentale. Nei cinque anni successivi sono stati condotti numerosi studi ed esperimenti orientati alla prassi clinica, finalizzati alla valutazione delle possibilità di applicazione dell'analisi della morfologia dorsale in genere e del metodo rasterstereografico in particolare. In tale ottica è parso importante verificare innanzitutto l'affidabilità del metodo anche per deformità scoliotiche con angolo di Cobb superiore a 50°, dato che in merito non si disponeva ancora di dati certi. Inoltre, considerato il crescente interesse dei pazienti per l'aspetto estetico della deformità scoliotica e per la sua correzione dopo terapia operatoria, si puntava all'applicazione del metodo in questione anche alle scoliosi trattate chirurgicamente. Il che, in prospettiva, determinava il vantaggio di non dover effettuare radiografie neppure nel follow up postoperatorio. La successiva valutazione scientifica del metodo rasterstereografico si è quindi concentrata soprattutto sulle scoliosi idiopatiche con angolo di Cobb tra 50° e 90° e sui pazienti sottoposti a terapia chirurgica con applicazione di impianti metallici.

Tutte le indagini scientifiche descritte nei capitoli da 2.2.2 a 3.3.3 sono articolate come segue: *Problematiche, Dati disponibili, Metodologia, Risultati e Discussione*.

2.2.1 Deformità rachidee di grado elevato

Problematiche

Qual è il livello di precisione e affidabilità della ricostruzione tridimensionale della forma del rachide mediante rasterstereografia nelle scoliosi idiopatiche con angolo di Cobb superiore a 50°?

Il livello di precisione di tale metodo ne consente l'utilizzo di routine nella prassi clinica?

Nel metodo si riscontrano errori di misurazione sistematici? Di che tipo sono questi errori?

Dati disponibili

A tutt'oggi il livello di precisione della rasterstereografia è stato verificato solo con riferimento a scoliosi con angolo di Cobb fino a 52°. Particolarmente significativi in merito sono i già citati studi di Hierholzer e Drerup (70,71), che ha comparato le immagini rasterstereografiche con 478 immagini radiografiche ap digitalizzate di 113 pazienti. L'errore medio di misurazione rispetto alle radiografie è stato calcolato in 4 mm per la deviazione laterale del rachide e in 3° per la rotazione vertebrale. L'angolo di Cobb delle scoliosi misurate andava da 10° a 52°. In un secondo studio, Lilienqvist et al. (75) hanno esaminato 85 pazienti, anch'essi affetti da scoliosi idiopatiche con angolo di Cobb da 10° a 52°, comparando le misurazioni rasterstereografiche con immagini radiografiche ap non digitalizzate. In questo caso, la misurazione radiografica della rotazione vertebrale è stata eseguita secondo Perdriolle (58). L'errore intra observer e inter observer del metodo è da considerarsi elevato (da 5° a 10°) (76). Nello studio in questione, lo scarto quadratico medio della rotazione vertebrale misurata con il metodo rasterstereografico si attesta a

7,8°: un valore elevato, che, in considerazione dello studio metodicamente più valido di Hierholzer e Drerup, va ricondotto sostanzialmente a errori nella misurazione della rotazione vertebrale secondo Perdriolle e non alla misurazione rasterstereografica. Nello studio di Lilienvist et al. non è stata effettuata la comparazione della deviazione laterale del rachide.

Metodologia

Ai fini di un controllo-qualità affidabile della tecnica rasterstereografica è di decisiva importanza effettuare una misurazione quanto più possibile precisa della rotazione vertebrale e della deviazione laterale del rachide, tale da consentire nel contempo una buona comparabilità con le curve rasterstereografiche. Numerosi studi sperimentali e clinici (77, 78, 79, 80, 81, 82) hanno preso in esame vari metodi di misurazione della rotazione vertebrale mediante, ad esempio, radiografie ap, radiografie in due proiezioni e stereoradiografie. Data la loro complessità, questi metodi non hanno avuto una diffusione su vasta scala, ma sono comunque a disposizione per indagini scientifiche. Quando si sono resi disponibili anche metodi quali TAC e risonanza magnetica, altri autori hanno cercato di misurare con la maggior precisione possibile la rotazione vertebrale propria delle scoliosi (62, 63, 83, 84, 85). Qui, la principale fonte di errore è data dall'adeguamento della proiezione trasversale, per una misurazione precisa della rotazione, all'inclinazione della vertebra in proiezione frontale. In seguito si è arrivati alla conclusione che per una precisa determinazione della rotazione vertebrale nelle scoliosi la misurazione deve essere tridimensionale (70, 71, 86). Per ragioni tecniche, le tomografie devono essere sempre eseguite in clinostatismo, e questo, escludendo gli effetti della gravità, può influire negativamente sulla misurazione obiettiva della rotazione vertebrale nelle scoliosi.

La misurazione tridimensionale del rachide in ortostatismo mediante risonanza magnetica sembrerebbe il metodo ottimale per la determinazione della rotazione vertebrale nelle scoliosi, ma è un metodo non praticabile al momento attuale. Le immagini acquisite in clinostatismo sono meno precise di quelle rasterstereografiche, come illustreremo in un capitolo successivo. La TAC, dato il suo carico di radiazioni, non entra nemmeno in discussione e oltretutto non è neanche eseguibile in ortostatismo. Con queste premesse, per la valutazione della rasterstereografia nelle scoliosi di grado elevato si è nuovamente fatto ricorso, richiamandosi agli studi di Drerup e Hierholzer (70, 71), alle immagini radiografiche ap, che sono state poi analizzate in forma digitale secondo il metodo Drerup (87, 88, 89, 90) presso l'Istituto di Biomeccanica Sperimentale.

Questo metodo si è rivelato il migliore perché offre i seguenti vantaggi:

- c'è grande disponibilità di immagini radiografiche ap per la comparazione con le acquisizioni rasterstereografiche
- il metodo è stato descritto e valutato con precisione e si è dimostrato valido in precedenti studi
- le imprecisioni nella misurazione della rotazione vertebrale causate da eventuali impianti metallici si possono compensare mediante interpolazione
- la misurazione della rotazione vertebrale e della deviazione laterale del rachide non è segmentaria ma complessiva e viene rappresentata mediante curve, il che consente di

effettuare una valida comparazione con le curve rasterstereografiche e di evitare la sopravvalutazione dei valori massimi riferiti a singoli segmenti.

Nella prassi corrente, si inizia trasferendo, su un piano luminoso, i contorni dei corpi vertebrali e dei peduncoli da C7 a L5 dall'immagine radiografica a un foglio di carta servendosi di una matita a punta sottile; successivamente, si registrano in formato digitale bidimensionale su un digitalizzatore (mod. AccuGrid, ditta Numonics, USA), con l'ausilio di un apposito sensore, la faccia superiore e inferiore delle vertebre come pure la parte mediana del corpo vertebrale e i contorni dei peduncoli, calcolando complessivamente 30 punti di digitalizzazione per ogni vertebra. Questi dati consentono, attraverso l'analisi della posizione relativa dei contorni dei peduncoli rispetto alla parte mediana del corpo vertebrale, nonché della posizione delle facce superiori e inferiori, di determinare esattamente la deviazione laterale del rachide, la rotazione dei corpi vertebrali e la loro inclinazione, e conseguentemente anche l'angolo di Cobb. I risultati vengono rappresentati per area complessiva, sotto forma di curve basate su un modello matematico (curva sinusoidale a modulazione di frequenza) (fig. 12). Grazie all'interpolazione matematica, il calcolo delle curve risulta molto preciso anche quando, ad esempio, alcuni punti di misurazione non possono essere registrati perché nascosti da impianti metallici applicati in sede operatoria. Le curve relative alla rotazione vertebrale e alla deviazione laterale della colonna sono ottimamente confrontabili con le immagini rasterstereografiche.

La precisione della ricostruzione rasterstereografica del rachide si riscontra nell'analogia delle curve radiometriche e rasterstereografiche e può essere quantificata, per l'area complessiva, sovrapponendo le due curve e adottando, come misura dell'analogia, lo scarto quadratico medio (rms) (fig. 13). Nel caso ideale il risultato è pari a zero. Questa comparazione per area complessiva è meno suscettibile di errori e di sopravvalutazione di singoli effetti rispetto alla comparazione dei valori massimi dei singoli segmenti compresi nell'area dell'apice di curvatura. Il valore rms, definibile anche come "errore di misurazione medio", è stato determinato per tutti i pazienti ai fini della comparazione delle curve relative alla rotazione vertebrale e alla deviazione laterale del rachide e riportato come "valore medio" nei *Risultati*.

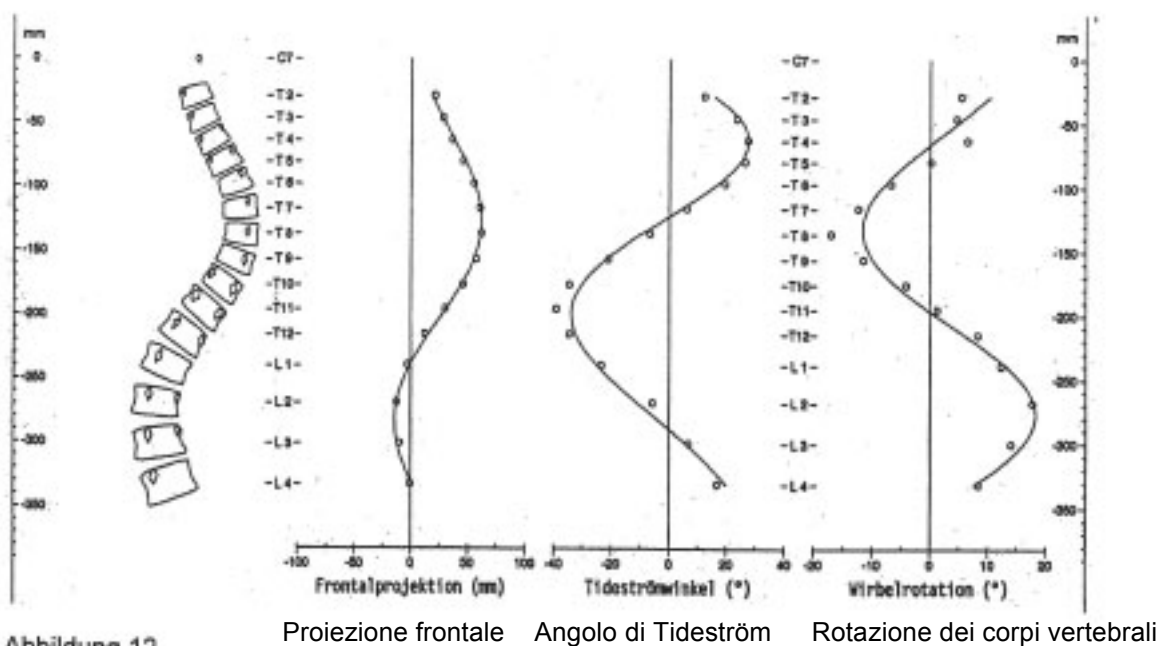


Fig. 12

Fig. 12

Visione d'insieme della colonna vertebrale e rappresentazione grafica della deviazione laterale, dell'angolo di Tideström (inclinazione) e della rotazione vertebrale (da sinistra a destra) ottenute per digitalizzazione della radiografia ap di una scoliosi toracica destro-convessa con angolo di Cobb pari a 72° (differenza tra gli angoli di Tideström massimi in positivo e negativo).

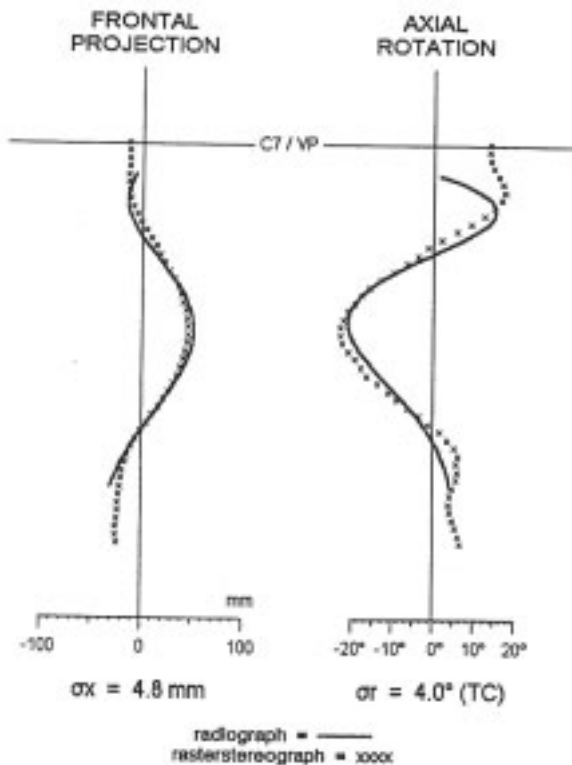


Fig. 13

Comparazione delle curve rasterstereografiche (x) e radiografiche (-) mediante sovrapposizione e calcolo dell'rms relativo alla deviazione laterale (4,8 mm) e alla rotazione vertebrale (4°), come misura della precisione della rasterstereografia rispetto all'immagine radiografica digitalizzata.

Al fine di sovrapporre le curve in modo ottimale si è ammesso uno slittamento delle medesime in direzione cranio-caudale di un massimo di 30 mm (= un segmento di moto); questa tolleranza era giustificata dall'esigenza di compensare le imprecisioni relative alla relazione anatomico-posturale tra la settima vertebra cervicale e il punto di massima protrusione dei processi spinosi (Vertebra prominens) rilevabile sulla superficie del dorso. Slittamenti più accentuati sono stati considerati errori di misurazione. Le torsioni, dovute alla postura, delle spalle rispetto al bacino sono state neutralizzate con apposita correzione. Questo ha contribuito a migliorare, seppur di poco, i risultati delle misurazioni. Essendo evidenziate anche dalle indagini radiologiche, le variazioni posturali non possono essere considerate un punto debole metodologico della rasterstereografia.

L'indagine prevedeva la comparazione di rasterstereografie e immagini radiografiche digitalizzate relative a 72 pazienti con scoliosi idiopatiche di grado elevato (angolo di Cobb superiore a 50°). L'esame rasterstereografico e quello radiografico sono stati eseguiti di norma nel giro di un'ora. Per alcuni pazienti erano disponibili più rasterstereografie eseguite quasi contemporaneamente alla radiografia. L'angolo di Cobb era in media di 58,3° (46°-88°) e i pazienti avevano un'età media di 17,2 anni (12-37 anni).

Risultati

Numero di comparazioni eseguite	Deviazione laterale rms	Rotazione rms	Rotazione con correzione della torsione rms
89	6,2 mm	5,4°	4,6°

Tabella 1

Scostamenti medi (rms) della deviazione laterale del rachide e della rotazione vertebrale rilevate mediante rasterstereografia in 72 casi di scoliosi idiopatica di grado elevato rispetto alle corrispondenti immagini radiografiche digitalizzate.

Discussione

I risultati dimostrano che il metodo rasterstereografico può essere utilizzato anche per le scoliosi di grado elevato (91, 92). In confronto al grado di precisione del metodo in questione nelle scoliosi con angolo di Cobb fino a 50° (deviazione laterale rms 4 mm, rotazione rms 3°) (80), la minore attendibilità ai fini di un affidabile impiego clinico del metodo e del conseguimento di risultati falsamente positivi o falsamente negativi resta in limiti accettabili. Al momento attuale non sono reperibili in letteratura altri dati comparativi. Non sono stati tuttavia individuati errori sistematici. L'analisi di casi con scostamenti più rilevanti ha evidenziato che in qualche caso, la misurazione della rotazione dei corpi vertebrali con il metodo rasterstereografico in deformità marcate ha fornito risultati inferiori al reale. La ragione di questa sottovalutazione è da ricondursi alla posizione dell'asse di simmetria, troppo ravvicinata all'apice di curvatura, che ha impedito il rilevamento della reale entità della rotazione superficiale in corrispondenza del gibbo costale. Questo dà adito all'ipotesi che il calcolo dell'asse di simmetria nelle deformità di grado elevato rappresenti una fonte di errore. Sull'ipotesi in questione sono stati condotti altri due studi, di cui si darà conto più avanti.

Nelle scoliosi di grado elevato, l'impiego della rasterstereografia come alternativa alla diagnostica radiologica è, in proporzione, scarsamente significativa, perché in questi casi spesso il ricorso all'indagine radiologica ai fini dell'indicazione operatoria o della prescrizione di un busto si rivela imprescindibile. Anche qui, comunque, il metodo rasterstereografico integra validamente la diagnostica radiologica, permettendo, ad esempio, di quantificare e valutare obiettivamente il difetto estetico in un caso di scoliosi in cui si pone un'indicazione di correzione e fusione. In questi casi, infatti, l'indagine radiologica e clinica non permettono una valutazione altrettanto differenziata. In particolare, non è possibile, utilizzando i metodi radiometrici di uso clinico, misurare la rotazione dei corpi vertebrali con approssimazioni inferiori a 5-10° (58, 76). In questi casi, la rasterstereografia consente una misurazione più precisa ed estesa. La rilevanza clinica dei risultati così ottenuti è notevole, soprattutto quando l'aspetto fisico è fortemente compromesso dalla presenza di un gibbo costale e/o lombare (60). Se un paziente affetto da scoliosi di grado elevato continua a rifiutare la terapia operatoria, nonostante ne sia stata posta l'indicazione, è possibile, nei controlli di routine, risparmiargli le indagini radiologiche a favore della rasterstereografia.

2.2.2 Spondilodesi correttive ventrali

Problematiche

Qual è il livello di precisione e affidabilità della ricostruzione della forma del rachide mediante rasterstereografia nelle scoliosi idiopatiche corrette e fuse chirurgicamente mediante spondilodesi ventrale derotativa?

La presenza di impianti influenza la misurazione della superficie dorsale o la ricostruzione del rachide?

Il metodo offre una precisione tale da consentirne l'impiego postoperatorio di routine per evitare il ricorso alle indagini radiologiche di follow up e valutare i risultati estetici dell'intervento?

Dati disponibili

Fino ad oggi la rasterstereografia non è stata mai impiegata nel follow up delle spondilodesi correttive di scoliosi idiopatiche. Anche in letteratura, solo in poche pubblicazioni si riporta l'impiego, nell'ambito di studi scientifici, di altri metodi di misurazione superficiale a seguito di spondilodesi dorsali correttive di scoliosi idiopatiche (89, 90). L'impiego clinico di routine dell'analisi morfologica dorsale con metodi di misurazione diversi dalla rasterstereografia, a seguito di interventi di spondilodesi correttiva ventrale non trova alcun riscontro a livello mondiale.

Metodologia

È logico e opportuno quantificare mediante analisi morfologica dorsale le modifiche estetiche conseguenti alla correzione chirurgica delle scoliosi idiopatiche. Tuttavia, la cicatrice operatoria e gli impianti metallici possono influenzare tale analisi per via delle protrusioni o depressioni che essi creano localmente. Le notevoli variazioni morfologiche apportate con l'operazione alla fisionomia tridimensionale del rachide non seguono le leggi delle deformazioni "naturali" prodotte dalle scoliosi idiopatiche; di conseguenza, nella ricostruzione della morfologia dorsale sono possibili imprecisioni e anche errori. Per questa ragione l'analisi rasterstereografica è stata applicata inizialmente ai pazienti sottoposti a spondilodesi ventrale, nei quali non era prevedibile alcuna interferenza con le misurazioni effettuate, né per via della cicatrice, in quanto laterale, né degli impianti, in quanto inseriti in profondità nel corpo.

La ricerca si è fondata sulla digitalizzazione (già descritta al cap. 2.2.1) delle immagini radiografiche ap e sulla comparazione delle curve da queste estrapolate con quelle ottenute mediante rasterstereografia. Anche qui le misurazioni sono state effettuate entrambe nel giro di un'ora. Particolarmente efficace si è dimostrata la possibilità di interpolazione in caso di assenza di punti di repere nelle immagini radiografiche. Entro il range coperto dagli strumenti, i peduncoli sono spesso coperti dagli impianti, a volte unilateralmente a volte bilateralmente. E non sarebbe stata comunque possibile una definizione segmentaria della rotazione vertebrale.

Si è proceduto alla comparazione postoperatoria delle rasterstereografie e delle immagini radiografiche digitalizzate di 48 pazienti che avevano subito la correzione e fusione chirurgica ventrale delle rispettive scoliosi idiopatiche. Una prima misurazione è stata eseguita entro i primi 3 mesi, la seconda dopo circa 12 mesi. In tal modo si sono potuti evitare errori sistematici dovuti a posture scorrette nella prima fase postoperatoria. I pazienti avevano un'età media di circa 17,7 anni (12-37).

In dieci casi era stata eseguita una spondilodesi ventrale derotativa con strumentazione Zielke (VDS) (95, 96, 97) e in 38 casi con strumentazione Halm-Zielke (98, 99). Quest'ultimo intervento si basa anch'esso sulla strumentazione Zielke e segue gli stessi criteri correttivi, tuttavia, per garantire una maggiore stabilità della strumentazione in questione, utilizza, oltre alla barra filettata necessaria per la correzione, anche una seconda, robusta barra del diametro esterno di 5-6 mm. Entrambe le barre sono fissate su una piastra che viene fissata lateralmente sulla vertebra mediante due viti convergenti (sistema a doppia barra Münsteraner Anteriores della ditta Micomed-Ortho GmbH, Svizzera) (fig. 15). I principali criteri correttivi su cui si basa la VDS (spondilodesi ventrale derotativa) sono la riduzione della convessità della curva e la derotazione segmentaria, cui si aggiunge necessariamente il fissaggio dell'impianto al corpo vertebrale lateralmente, in corrispondenza della faccia convessa. Si tratta di un'operazione che richiede, pertanto, un accesso laterale al rachide, accesso che nella regione del rachide toracico si guadagna mediante toracotomia o bitoracotomia, nella regione di transizione toraco-lombare e in quella lombare mediante toraco-freno-lombotomia. Nella bitoracotomia, oltre a rimuovere una costola, misura necessaria anche nella toracotomia semplice, si apre un ulteriore spazio intercostale al fine di posizionare gli impianti in modo ottimale. Nella toraco-freno-lombotomia, oltre al torace si apre la cavità retroperitoneale e si procede al distacco unilaterale del diaframma. L'intervento chirurgico lascia quindi una cicatrice laterale che segue l'andamento delle costole caudali. Inoltre, la parete toracica si accorcia dal lato della convessità scoliotica. Queste modifiche della forma e della superficie del tronco possono, in teoria, influenzare l'analisi della morfologia dorsale mediante rasterstereografia. La derotazione segmentaria viene facilitata innanzitutto dalla rimozione del disco intervertebrale con conseguente svincolo dei corpi vertebrali l'uno rispetto all'altro (*release* ventrale). Le viti – o le piastre - vengono disposte, in relazione all'errata rotazione dei corpi vertebrali, vicino all'apice dorsalmente e lontano dall'apice ventralmente rispetto al piano trasversale. Stringendo insieme le vertebre con moto centripeto mediante la barra, oltre alla riduzione della distanza tra le stesse si otterrà anche una derotazione dei corpi vertebrali, soprattutto in corrispondenza di quello apicale, che presenta la massima rotazione anomala, in quanto qui gli impianti presentano la massima torsione l'uno rispetto all'altro. Rispetto alle spondilodesi correttive dorsali, il metodo si distingue per l'efficace correzione della rotazione vertebrale e quindi del gibbo costale o lombare. Inoltre, data la contestuale e molto efficace correzione dell'angolo d'inclinazione delle vertebre terminali, rispetto alle procedure dorsali sono sufficienti lunghezze di fusione inferiori per ottenere una pari correzione dell'angolo di Cobb (100, 101, 102, 103, 104).

In parallelo con la strumentazione Halm-Zielke sono stati sviluppati anche altri impianti a doppia barra per la correzione ventrale delle scoliosi, impianti che però non utilizzano la barra filettata tipica della spondilodesi ventrale derotativa (105, 106, 107). Quanto all'impiego dei risultati delle misurazioni rasterstereografiche, tuttavia, queste tecniche operatorie si ravvisano come molto simili.

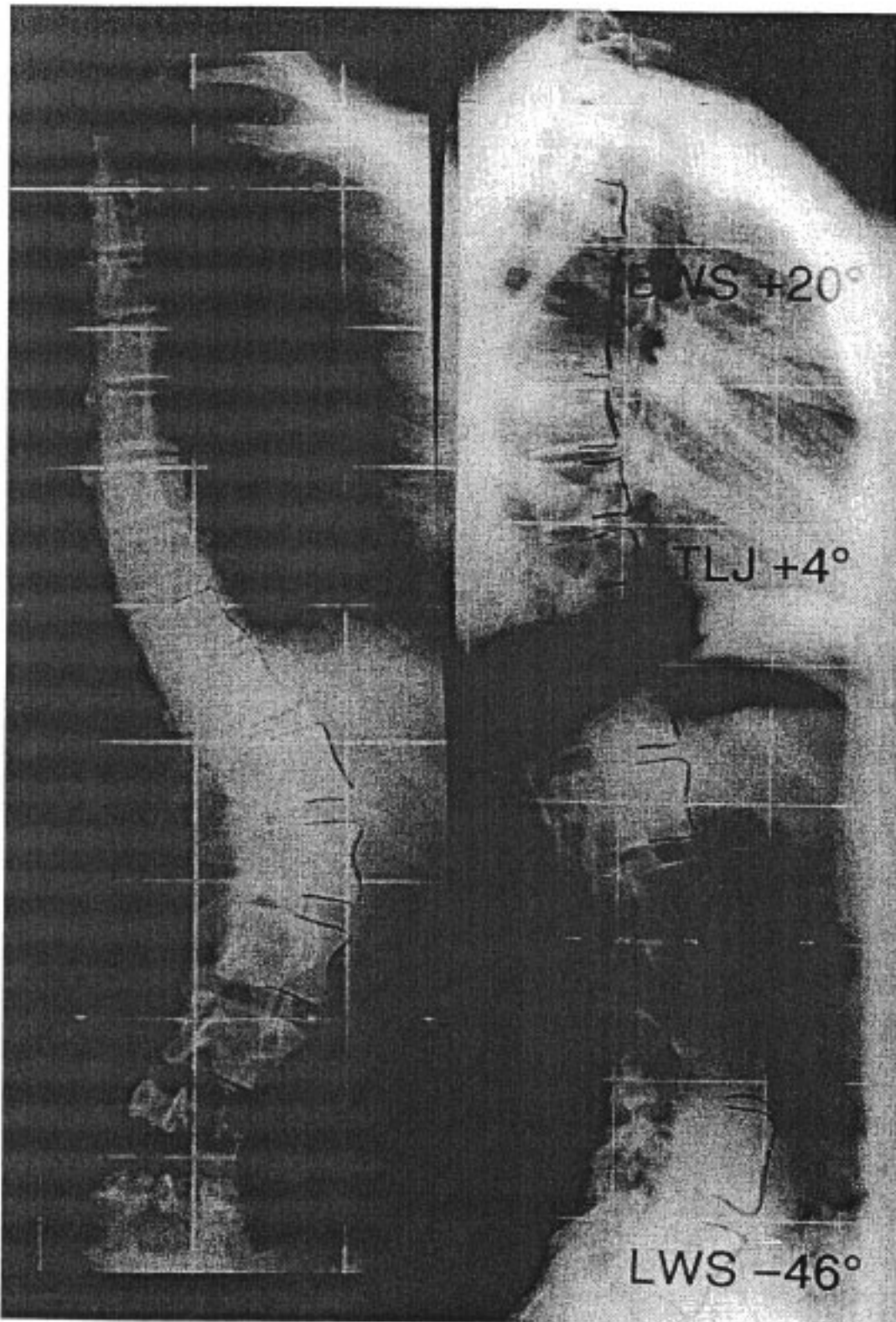


Fig. 14
Immagini radiografiche di una scoliosi toraco-lombare con angolo di Cobb pari a 50° (proiezione frontale e laterale)

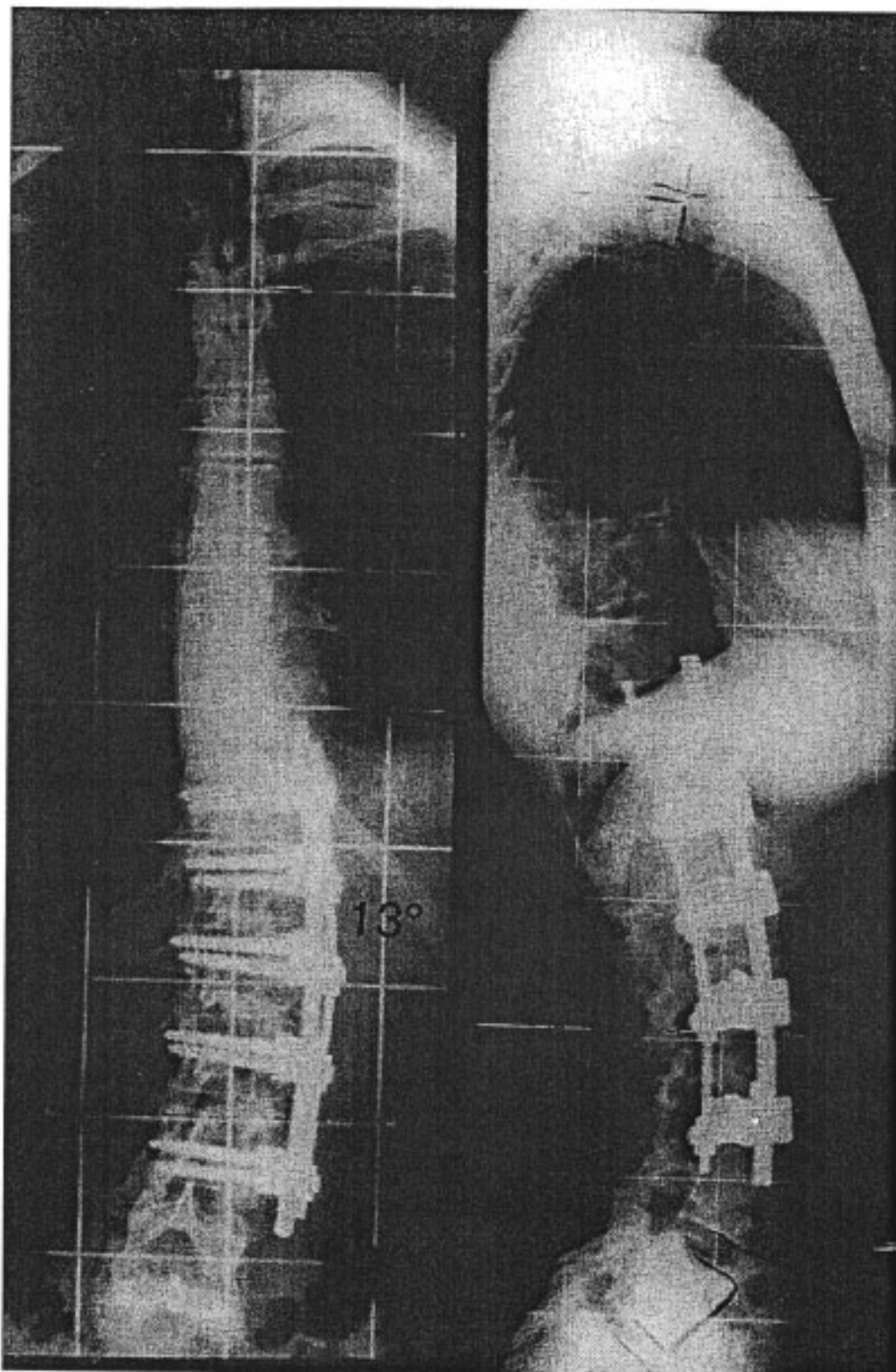


Fig. 15
La paziente già ripresa nella fig. 14 dopo spondilodesi con strumentazione Halm-Zielke da T11 a L3. Nell'area interessata dalla spondilodesi, peduncoli e parte mediana del corpo vertebrale sono poco visibili; risulta così impraticabile la misurazione della rotazione secondo il metodo Perdirolle.

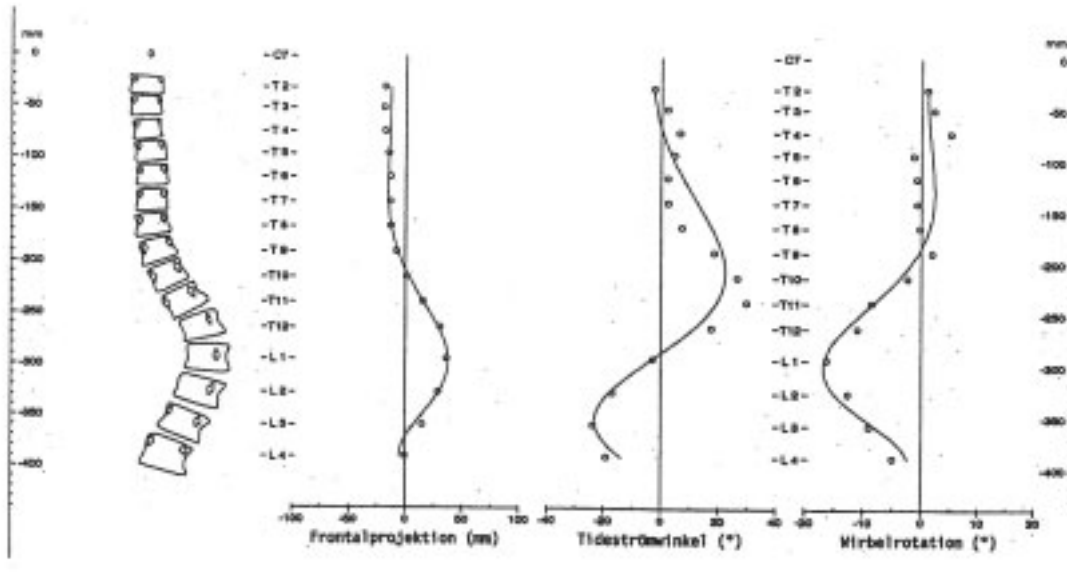


Fig. 16

La scoliosi toraco-lombare della fig. 14 dopo digitalizzazione dell'immagine radiografica ap. A sinistra, rappresentazione delle vertebre T2 – L4 in proiezione frontale, quindi, da sinistra a destra, rappresentazione grafica della deviazione laterale del rachide, dell'inclinazione delle vertebre (angolo di Tideström) e della rotazione dei corpi vertebrali. I punti indicano i dati riferiti ai segmenti, la curva i valori estensivi estrapolati da tali dati. Queste curve possono essere confrontate molto bene con quelle rasterstereografiche.

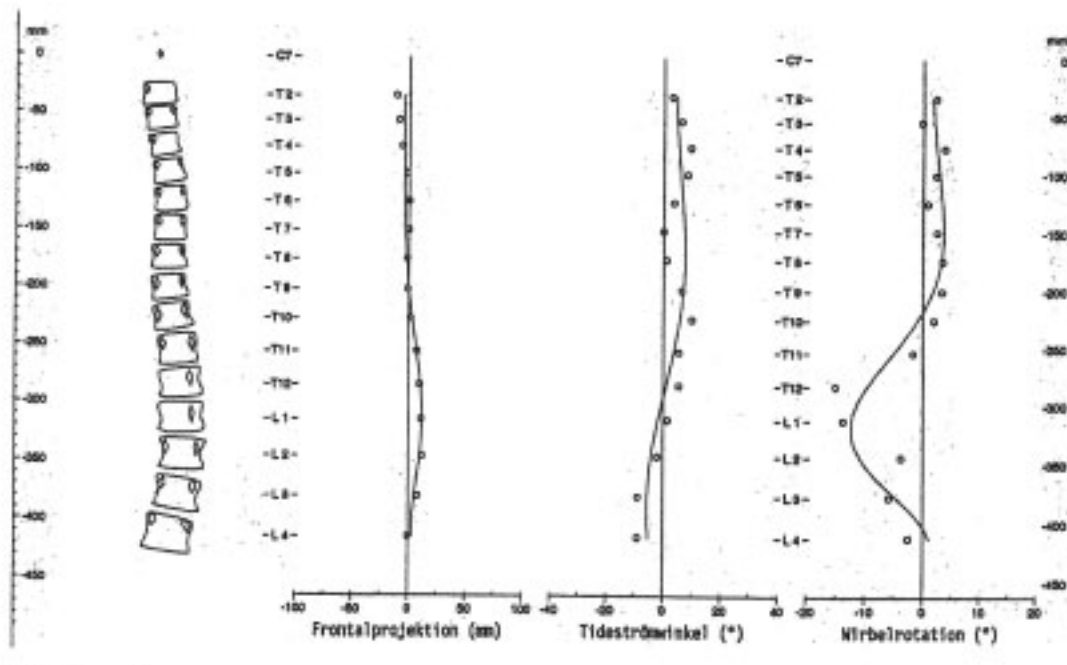


Fig. 17

La scoliosi toraco-lombare della fig. 15 dopo spondilodesi con strumentazione Halm-Zielke e digitalizzazione dell'immagine radiografica ap. Rispetto alla situazione preoperatoria, deviazione laterale ridotta in proiezione frontale e derotazione del 40% circa in corrispondenza della vertebra apicale L2.

Risultati

L'angolo di Cobb delle curvature trattate con la strumentazione Halm-Zielke si è ridotto in media da 57,2° (46-88) a 17,2° (6-34). Le curve secondarie (presenti nella maggioranza dei casi) non trattate con la strumentazione in questione si sono raddrizzate spontaneamente da una media di 34,5° (16-48) a 21,5° (7-34). Un anno dopo l'operazione si è rilevato un modesto regresso della correzione in corrispondenza della curva trattata secondo Halm-Zielke, con angolo di Cobb attestato mediamente a 20,8° (9-43). La derotazione ottenuta è stata del 42%, con correzione da 26° (14-32) a 15° (8-22) dello scarto tra la massima rotazione destrorsa e sinistrorsa delle vertebre.

Numero di comparazioni eseguite	Deviazione laterale rms	Rotazione rms	Rotazione con correzione della torsione rms
112	3,4 mm	4,1°	3,2°

Tabella 2

Scostamenti medi (rms) della deviazione laterale del rachide e della rotazione vertebrale rilevate mediante rasterstereografia in 48 casi di scoliosi idiopatica dopo intervento correttivo rispetto alle corrispondenti immagini radiografiche digitalizzate.

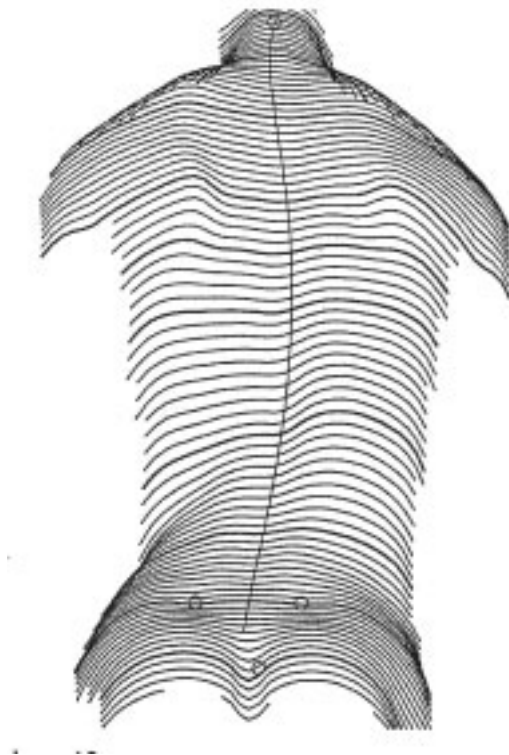


Fig. 18
Visione d'insieme della morfologia dorsale, tradotta in profili rasterstereografici, della scoliosi toracolumbare di cui alla fig. 14 prima dell'intervento correttivo.

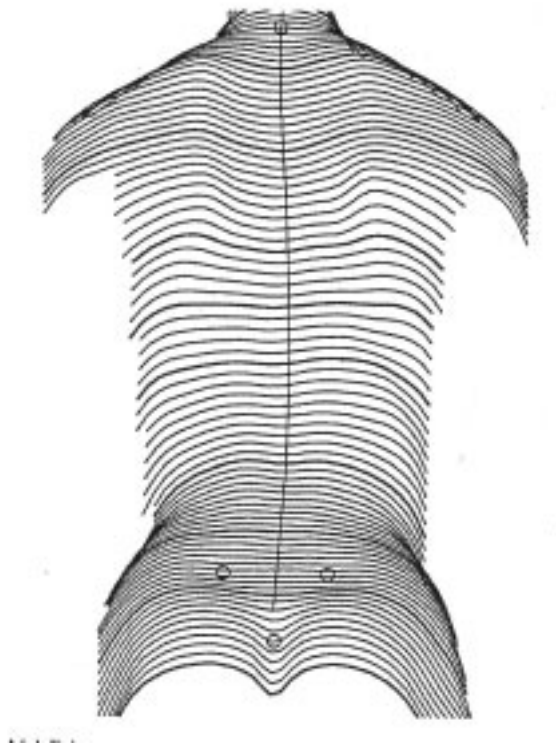


Fig. 19
Morfologia dorsale della scoliosi trattata con intervento correttivo di cui alla fig. 15. Rispetto alla situazione preoperatoria si nota, già nella visione d'insieme, la riduzione della deviazione laterale del rachide lombare e la correzione del gibbo lombare. Per quanto riguarda l'aspetto estetico, evidente riduzione dell'asimmetria del tronco.

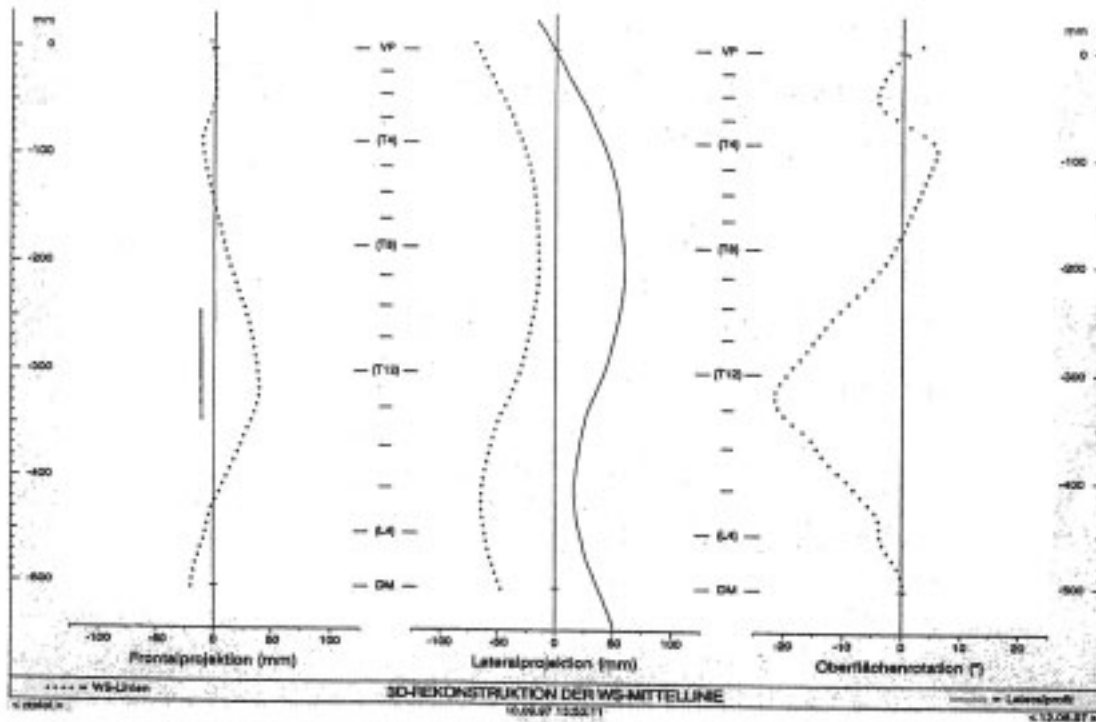


Fig. 20
Rappresentazione grafica dei risultati della misurazione rasterstereografica della scoliosi di cui alla fig. 14. La comparazione con la fig. 16 evidenzia una concordanza qualitativa tra le misurazioni radiometriche e rasterstereografiche della deviazione laterale (a sinistra) e della rotazione superficiale e/o vertebrale (a destra).

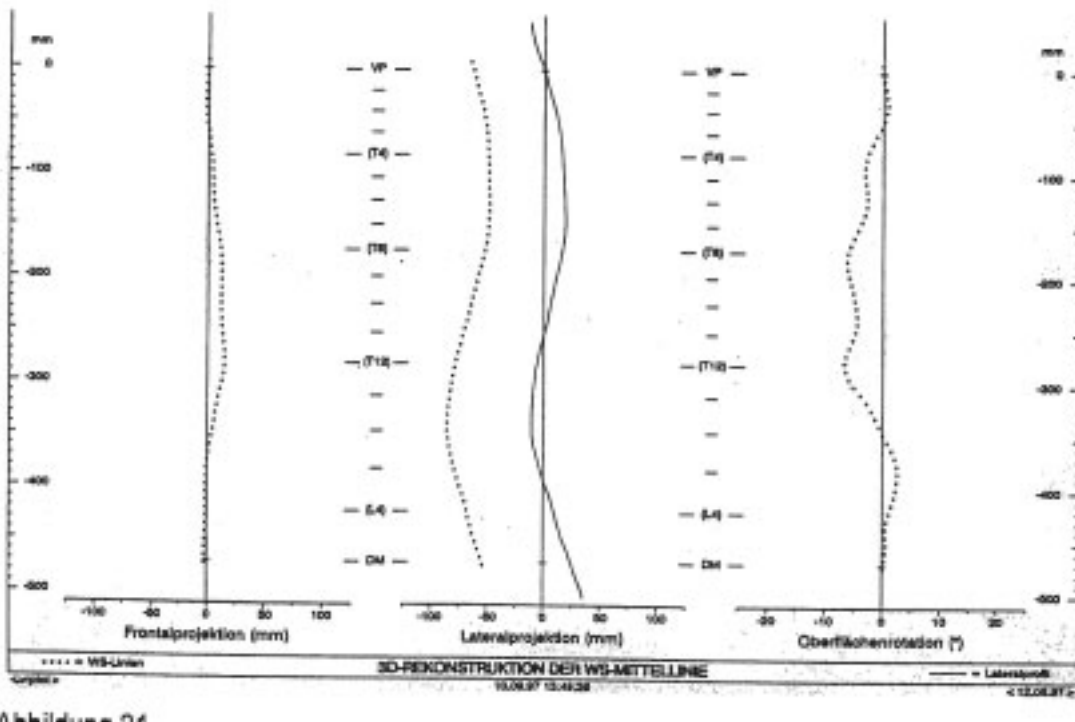


Fig. 21
Rappresentazione postoperatoria dei risultati della misurazione rasterstereografica della scoliosi di cui alla fig. 15. Si rileva un'ormai modesta deviazione laterale del rachide (a sinistra) e un'altrettanto modesta rotazione superficiale e/o vertebrale (a destra).

L'esame complessivo delle figure dalla 14 alla 21 dimostra che la rasterstereografia illustra più precisamente della radiografia la correzione morfologica tridimensionale del rachide (fig. 15) e, per quanto riguarda il risultato estetico dell'intervento operatorio, evidenzia anche le modifiche apportate alla forma del dorso. La significatività dei risultati ottenuti giustifica la possibilità di rimpiazzare, in sede postoperatoria, una parte delle indagini radiologiche con esami rasterstereografici. Dalla comparazione tra le figure 16 e 17 e le figure 20 e 21 emerge una buona concordanza, anche in sede postoperatoria, delle curve radiometriche e rasterstereografiche.

Discussione

Da decenni ormai le radiografie in proiezione frontale e laterale rappresentano l'esame di elezione per la valutazione dei risultati degli interventi operatori sul rachide e, in particolare, l'angolo di Cobb (67) si è imposto come l'"unità di misura" più nota in campo internazionale per la quantificazione delle scoliosi idiopatiche e di altra natura. Peraltro, pur vantando grande chiarezza, questo metodo di quantificazione ci dice poco o nulla di molte importanti caratteristiche che una deformità del rachide può presentare. Eppure i chirurghi valutano tuttora la qualità di un risultato operatorio, oltre che in base al profilo del rachide, anche e soprattutto in base all'angolo di Cobb. La valenza dell'angolo di Cobb è il tema trattato nel cap. 3.4, dove viene nuovamente fatta oggetto di discussione; nello stesso capitolo si effettua inoltre la valutazione di correzioni del gibbo costale e lombare con l'ausilio dello scoliometro o di fotografie in posizione ortostatica e in anteflessione. Raramente vengono rilevati – e infatti mancano in quasi tutte le pubblicazioni sulla spondilodisi ventrale derotativa (100, 101, 102, 103, 104) - dati più precisi e obiettivi sulle alterazioni morfologiche del tronco, in particolare riguardo al miglioramento dell'aspetto estetico. Persino sull'esatta misura della derotazione ottenuta si omettono indicazioni esplicite, anche se si tratta di un dato particolarmente interessante in relazione a questa specifica tecnica operatoria.

Il motivo di questa lacuna è da ricondursi all'indisponibilità di un metodo di misurazione della rotazione vertebrale impiegabile con risultati precisi tanto prima che dopo l'operazione. Il metodo di Pedriolle viene adottato "per zone", ma, come già detto, nelle radiografie, in presenza di impianti metallici i punti di repere necessari per la misurazione risultano coperti, tanto da impedire la misurazione o da renderla approssimata a 10° o più. La misurazione dovrebbe essere eseguita in corrispondenza dell'apice di curvatura, punto in cui maggiore è la rotazione e altrettanto maggiore la derotazione ottenuta, ma è proprio qui che di norma ci si trova in presenza di un impianto in forma di vite o piastra. La TAC, un metodo sicuramente più preciso per misurare la rotazione vertebrale, viene impiegata solo di rado: evidentemente i gruppi di lavoro ritengono troppo alto il carico di radiazioni legato a questo procedimento.

L'aspetto estetico della morfologia dorsale è tuttavia di importanza decisiva per il paziente, in quanto, a prescindere dall'angolo di Cobb e dalla sua rettifica, esso giudica il risultato dell'operazione dalla correzione apportata alla visibile asimmetria del tronco e del gibbo costale o lombare.

L'analisi morfologica dorsale mediante rasterstereografia assume a tal proposito rilevante importanza, in quanto consente di valutare oggettivamente i risultati dell'intervento chirurgico relativamente alla correzione della rotazione vertebrale e dell'asimmetria del tronco. Oltre alla deviazione laterale del rachide, all'asimmetria del tronco e all'obliquità del bacino, la misurazione deve riguardare in particolare la rotazione superficiale. La

precisione della rasterstereografia accertata con questo studio è pari a quella già verificata in precedenza per le scoliosi con angolo di Cobb fino a 50°. Gli impianti applicati o le variazioni morfologiche innaturali del rachide apportate in sede operatoria non compromettono la precisione di questo metodo di misura, che sembra invece dipendere soprattutto dall'entità della deformità. Un'ipotesi che viene confermata anche dall'approssimazione - proporzionalmente maggiore - delle misurazioni rasterstereografiche nelle scoliosi con angolo di Cobb da 50° a 90° (v. capitolo precedente). Ne consegue che l'analisi morfologica dorsale con il metodo rasterstereografico su pazienti con pregresso intervento chirurgico correttivo di scoliosi idiopatica risulta affidabile e molto precisa. Tale metodo integra validamente gli esami radiografici e clinici postoperatori, consentendo - cosa fino ad oggi impossibile - un'analisi completa e obiettiva della correzione morfologica tridimensionale del rachide e del tronco.

Un secondo importante vantaggio della rasterstereografia nei pazienti trattati chirurgicamente è dato dalla possibilità di evitare una parte degli esami radiografici anche in sede postoperatoria. A tal fine, dopo l'intervento si dovrebbero eseguire innanzitutto una radiografia e una rasterstereografia e, qualora il decorso clinico fosse regolare e il reperto superficiale rimanesse sostanzialmente invariato rispetto al primo esame, si potrebbero evitare due o anche tre dei cinque-sei controlli radiografici richiesti nei primi quattro anni dopo l'operazione.

La correzione delle 48 scoliosi quale risulta dalle misurazioni radiologiche corrisponde, per quanto riguarda la correzione dell'angolo di Cobb e la perdita di correzione, ai dati risultanti dalla letteratura sulla VDS. Di conseguenza, si presume che il collettivo di pazienti esaminato possa ritenersi rappresentativo per la VDS o per altre analoghe tecniche strumentali con accesso ventrale. Le conclusioni tratte possono quindi essere trasferite alla chirurgia correttiva ventrale in generale.

2.2.3 Spondilodesi correttive dorsali

Problematiche

Qual è il livello di precisione e affidabilità della ricostruzione della forma del rachide mediante rasterstereografia nelle scoliosi idiopatiche corrette e fuse chirurgicamente mediante spondilodesi correttiva dorsale?

La presenza di impianti inseriti dorsalmente sotto la muscolatura o della cicatrice chirurgica dorsale possono compromettere la misurazione della superficie dorsale o la ricostruzione del rachide?

Il metodo offre una precisione tale da consentirne l'impiego postoperatorio di routine per evitare il ricorso alle indagini radiologiche di follow up e valutare i risultati estetici dell'intervento?

Dati disponibili

Poche pubblicazioni in letteratura relazionano sull'impiego, nel contesto di studi scientifici, di metodi di misurazione superficiale diversi dalla rasterstereografia nelle scoliosi idiopatiche trattate con spondilodesi di Harrington o di Cotrel-Dubousset (93, 94). Nessun resoconto invece, in ambito internazionale, sull'impiego clinico di routine dell'analisi morfologica dorsale con metodi diversi dalla rasterstereografia dopo spondilodesi correttive ventrali o dorsali.

Metodologia

Poco tempo dopo le positive esperienze fatte con l'esame rasterstereografico di pazienti operati con accesso ventrale abbiamo iniziato a impiegare tale metodo anche prima e dopo interventi di spondilodesi correttiva dorsale. Il nostro scopo era quello di coinvolgere in questa parte dello studio almeno 25 pazienti al fine di accertare se le misurazioni rasterstereografiche risultassero in questi casi più imprecise di quelle eseguite sui pazienti operati ventralmente.

L'analisi si è svolta anche in questo caso mediante la digitalizzazione di radiografie ap (v. cap. 2.2.1) e il confronto delle curve ottenute dalle stesse con quelle risultanti dalle immagini rasterstereografiche. Anche qui le due misurazioni sono state effettuate nel giro di un'ora e si è ricorsi all'interpolazione per i punti di repere che mancavano nelle radiografie. Nell'area interessata dagli impianti infatti i peduncoli risultavano spesso completamente nascosti dalle viti o dagli uncini della spondilodesi.

Sono state comparate le rasterstereografie e le radiografie digitalizzate di 25 pazienti con scoliosi idiopatica corretta e fusa chirurgicamente per via dorsale. Una misurazione è stata eseguita nei primi tre mesi successivi all'operazione, l'altra dopo circa 12 mesi. I pazienti avevano in media 16,8 anni di età (12-37). Anche in questo caso è stata ammessa, nel confronto tra le curve, una tolleranza in altezza fino a 30 mm e i risultati sono stati determinati con e senza correzione della torsione del tronco.

Tutti i pazienti esaminati avevano subito una spondilodesi correttiva segmentaria con impiego di viti o uncini peduncolari, uncini trasversari e in alcuni casi di uncini laminari. Il sistema lavora con due barre da 6 mm (sistema a doppia barra Münsteraner Posteriores della ditta Micomed-Ortho GmbH, Svizzera). La correzione si basa sui principi della deviazione laterale, della distrazione e della rotazione della barra. Per una maggiore stabilità della strumentazione, spesso si montano anche uno o due dispositivi di trazione trasversale.

L'operazione richiede un accesso mediodorsale alla colonna vertebrale, da cui risulta una cicatrice chirurgica che segue il decorso dei processi spinosi. La muscolatura paravertebrale viene temporaneamente scostata dai processi spinosi. Dopo il posizionamento di tutte le viti e uncini, si esegue un *release* dorsale mediante resezione dei legamenti interspinosi e apertura delle faccette articolari. Si effettua poi la correzione forzata con le barre ed altri strumenti speciali, con contestuale supporto e compressione manuale della cassa toracica. Quindi, per ottenere una spondilodesi ossea solida e duratura, si procede alla resezione dei processi spinosi e alla decorticazione dell'arco vertebrale. La cicatrice chirurgica, la resezione dei processi spinosi e in particolare le teste delle viti e degli uncini fittamente presenti sotto la cute, con le convessità e le concavità

che ne risultano, possono, in teoria, influire notevolmente sull'analisi morfologica dorsale mediante rasterstereografia.

Con una correzione dell'angolo di Cobb pari a circa il 50% (108, 109), questo metodo presenta risultati buoni ma leggermente inferiori rispetto alla spondilodesi derotativa ventrale; per quanto riguarda la derotazione vertebrale, invece, nonostante l'evoluzione degli impianti, la percentuale è piuttosto bassa (10-20%) e quindi ridotta la correzione del gibbo costale o lombare (104, 110). Data la minore efficacia della correzione dell'angolo di inclinazione delle vertebre terminali, rispetto alle procedure ventrali sono necessarie, a parità di correzione dell'angolo di Cobb, lunghezze di fusione maggiori (uno – due sementi in più) (104, 110), anche se grazie all'introduzione delle viti peduncolari è stato possibile migliorare il grado di correzione e accorciare i tratti di fusione rispetto agli interventi eseguiti con strumentazione supportata unicamente da uncini (111, 112). Nonostante questi svantaggi, la spondilodesi correttiva dorsale è irrinunciabile, in quanto solo in una parte delle scoliosi idiopatiche la correzione della curvatura può essere ottenuta con le procedure ventrali. Grazie all'accesso chirurgico facilitato, la spondilodesi dorsale è il metodo più usato nel trattamento chirurgico di questo tipo di scoliosi. Le scarse proprietà derotative del metodo dorsale vengono sempre più spesso compensate da una toracoplastica, sempre dorsale, che prevede l'accorciamento di 1-2 cm e la medializzazione di alcune costole (fino a 6) sul lato convesso a una distanza di qualche centimetro dal rachide, con conseguente riduzione della prominenza dorsale della parete toracica. Nel collettivo di pazienti in esame, 9 su 25 sono stati trattati con questo tipo di plastica. Considerato che la rotazione superficiale e vertebrale viene misurata in corrispondenza dei processi spinosi, non si può ipotizzare che la plastica toracica influisca sulla ricostruzione rasterstereografica del rachide. Non è stato quindi eseguito alcun esame comparativo tra i due gruppi di pazienti, cosa sconsigliata anche dal numero relativamente basso di pazienti coinvolto in questa parte dell'indagine. L'effetto positivo della toracoplastica sulla morfologia dorsale non è quindi direttamente "leggibile" dalla curva di rotazione superficiale. Tuttavia, nella rappresentazione complessiva dei profili trasversali l'appiattimento del gibbo costale è chiaramente visibile e obiettivamente documentato, in particolare se comparato con le misurazioni preoperatorie. Il che si può verificare anche dalla sequenza di foto riportata nei "*Risultati*" (figure 22-29), che raffigurano una paziente trattata con toracoplastica.

Risultati

L'angolo di Cobb delle curvature trattate chirurgicamente con applicazione della strumentazione si è ridotto in media da 58,8° (46-73) a 28,3° (15-46) e dopo un anno si è accertata una ridotta perdita di correzione in corrispondenza delle curvature stesse. Dopo un anno, l'angolo di Cobb è risultato in media di 31,1° (16-46). La derotazione ottenuta era inizialmente del 20,1%, ma dopo un anno si è ridotta al 7%. La differenza massima tra la rotazione destrorsa e sinistrorsa delle vertebre, che era stata corretta da 27,3° (16-31) a 21,8° (10-25), dopo un anno era tornata a 25,6°.

Numero di comparazioni eseguite	Deviazione laterale rms	Rotazione Rms	Rotazione con correzione della torsione rms
76	4,5 mm	5,2°	4,3°

Tabella 3

Scostamenti medi (rms) della deviazione laterale del rachide e della rotazione vertebrale rilevate mediante rasterstereografia in 25 casi di scoliosi idiopatica dopo intervento correttivo dorsale rispetto alle corrispondenti immagini radiografiche digitalizzate.

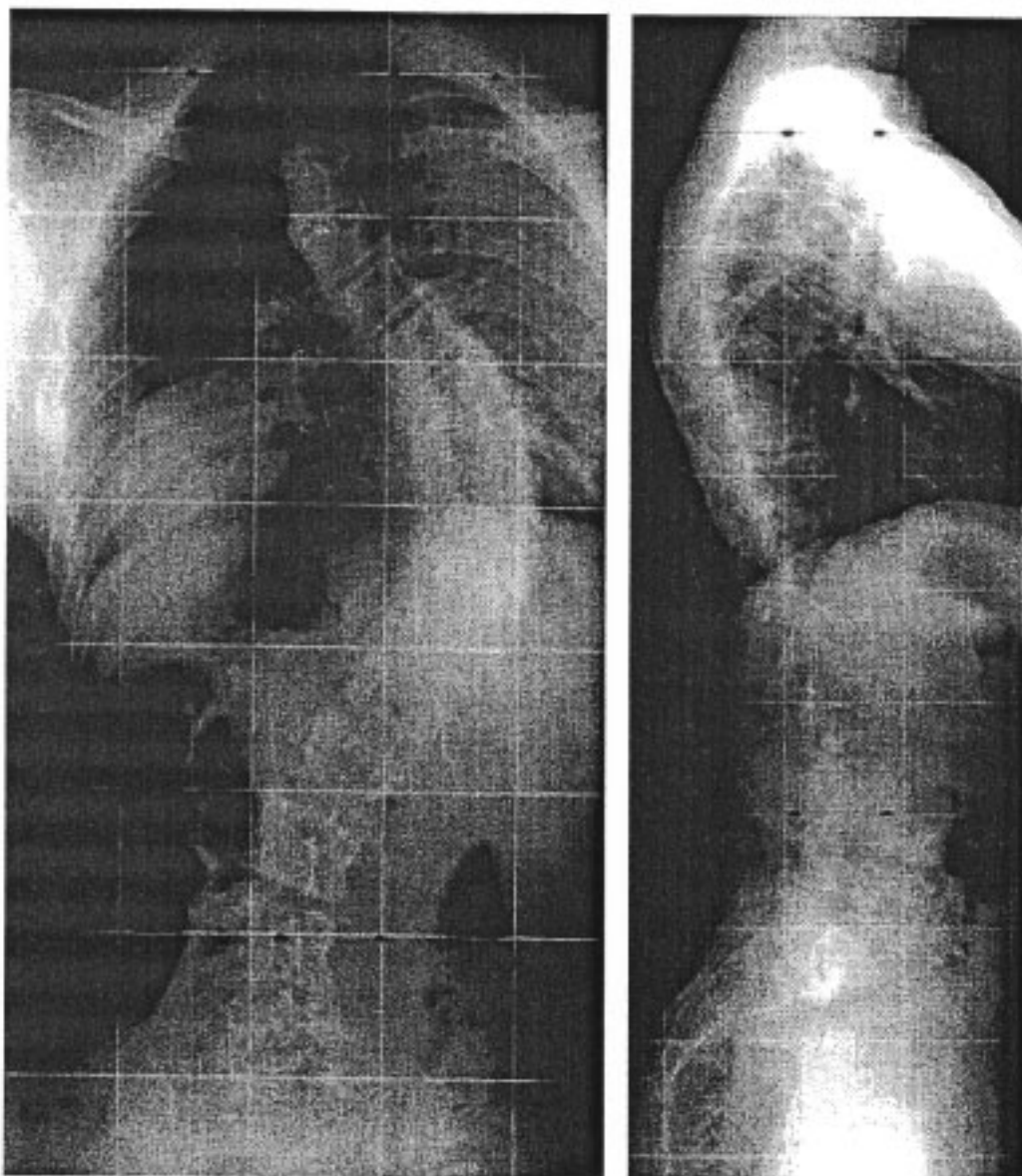


Fig. 22

Radiografie preoperatorie in due proiezioni (sinistra ap, destra laterale) di una scoliosi toracica destro-convessa con angolo di Cobb di 73°.

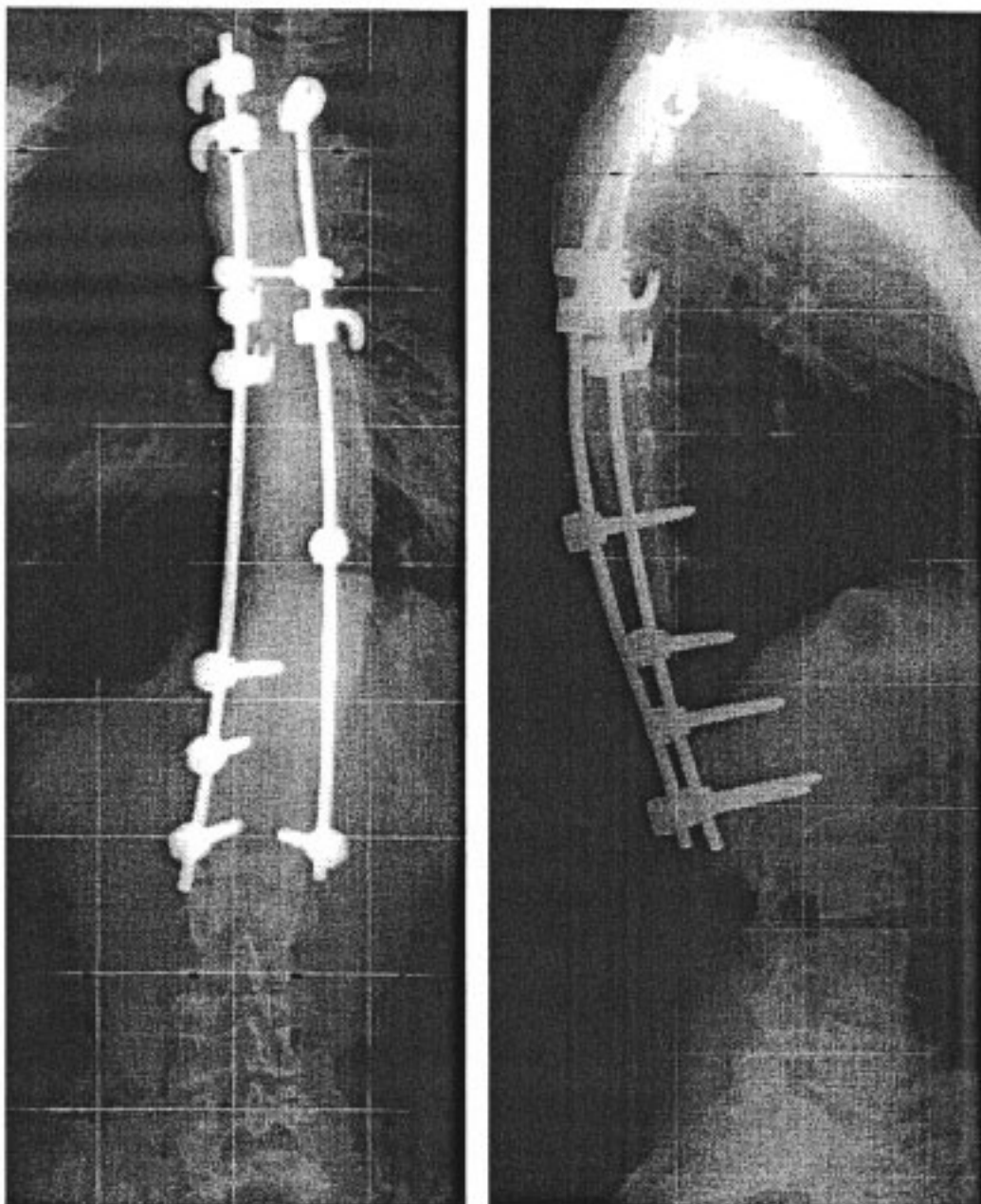


Fig. 23

La scoliosi toracica della fig. 22 (sinistra ap, destra laterale) dopo spondilodesi correttiva dorsale da T3 a L2 e toracoplastica dorsale destra con osteotomie costali (dalla costola 7 alla 10).

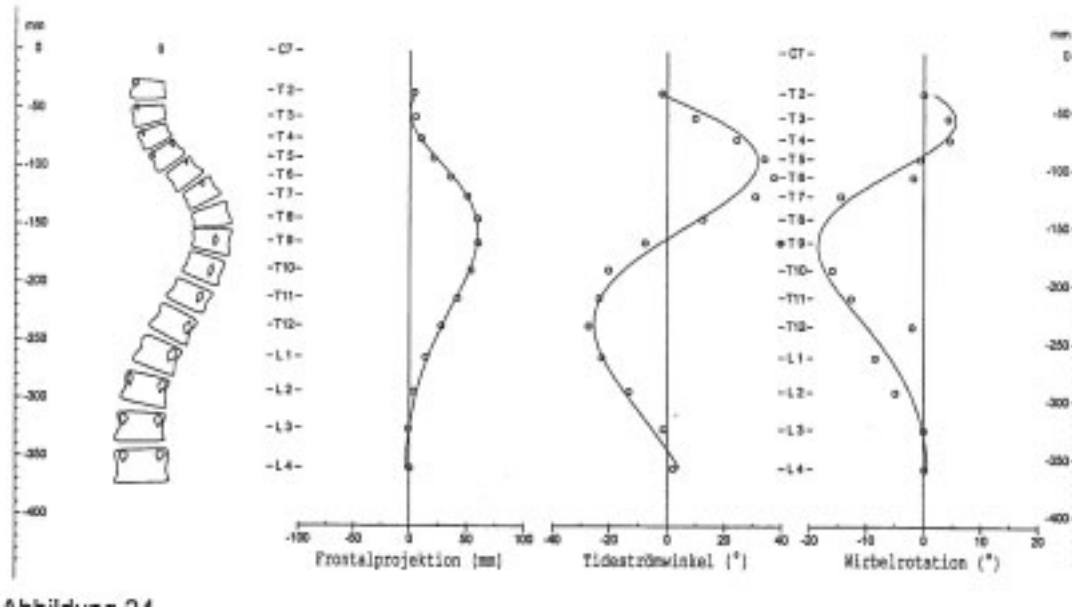


Abbildung 24

Fig. 24

La scoliosi toracica della fig. 22 dopo digitalizzazione dell'immagine radiografica ap. A sinistra, rappresentazione delle vertebre T2 – L4 in proiezione frontale, quindi, da sinistra a destra, rappresentazione grafica della deviazione laterale del rachide e della rotazione dei corpi vertebrali.

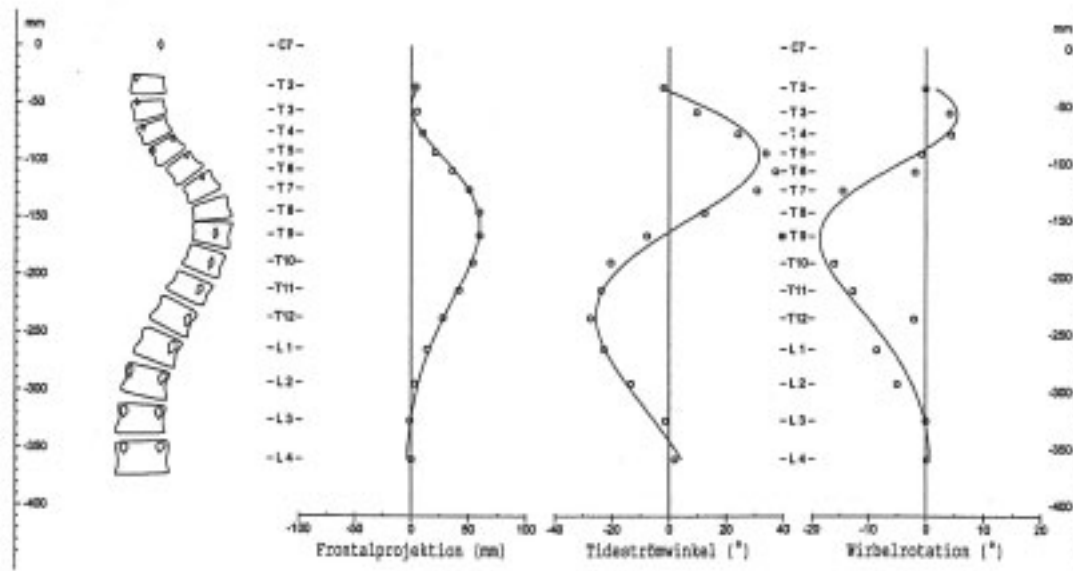


Abbildung 25

Fig. 25

La scoliosi toracica della fig. 23 dopo spondilodesi correttiva dorsale e digitalizzazione dell'immagine radiografica ap. A sinistra, rappresentazione delle vertebre T2 – L4, seguita dalla rappresentazione grafica, in proiezione frontale, della deviazione laterale ben corretta e, a destra, della rotazione vertebrale. Quest'ultima, in proporzione, non è ben corretta: una caratteristica tipica delle spondilodesi correttive dorsali.

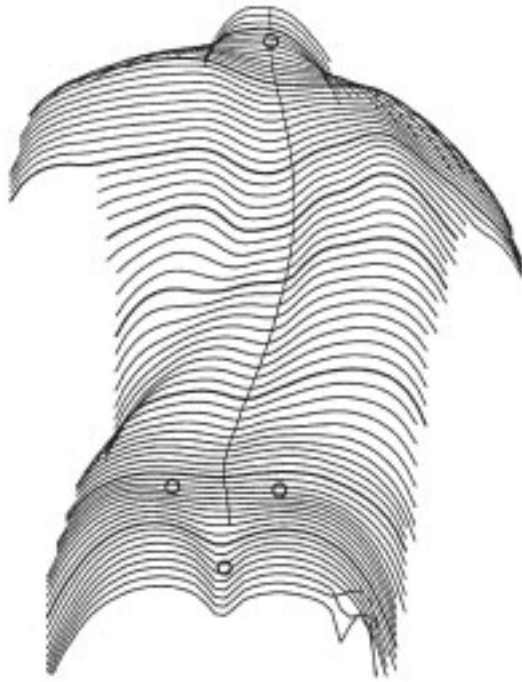


Fig. 26

Rappresentazione preoperatoria dei profili rasterstereografici trasversali della scoliosi di cui alla fig. 22. Si nota il considerevole difetto estetico dovuto all'abbassamento della spalla, alla protrusione della parte destra del tronco e al gibbo costale destro. Al bordo inferiore destro dell'immagine, errore di ricostruzione dovuto al programma, senza rilevanza clinica.

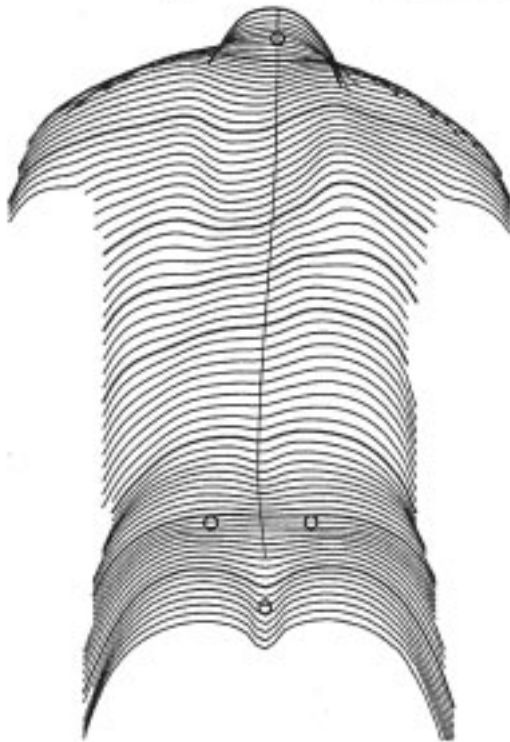


Fig. 27

Rappresentazione postoperatoria dei profili rasterstereografici trasversali dopo l'operazione di cui alla fig. 23. Nonostante le osteotomie costali, si nota un difetto estetico residuo. Tuttavia, la deviazione laterale e l'abbassamento della spalla sono stati corretti in modo eccellente.

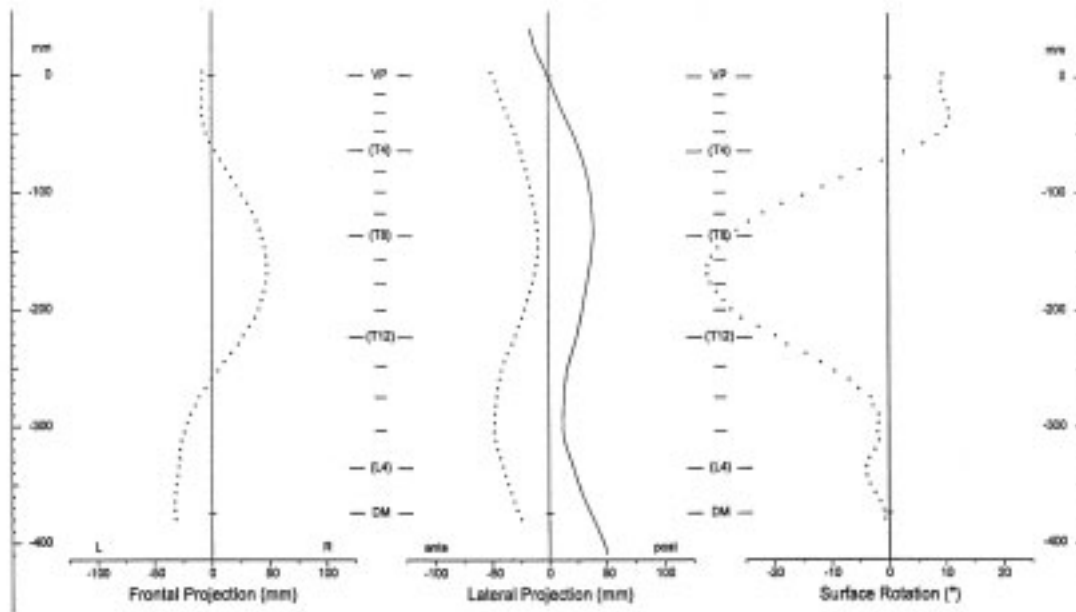


Fig. 28
 Rappresentazione grafica dei risultati della misurazione rasterstereografica preoperatoria della scoliosi toracica di cui alla fig. 22. A sinistra, l'accentuata deviazione laterale del rachide (75 mm rispetto all'osso sacro) e a destra la rotazione vertebrale di 30°. Al centro, il profilo normale.

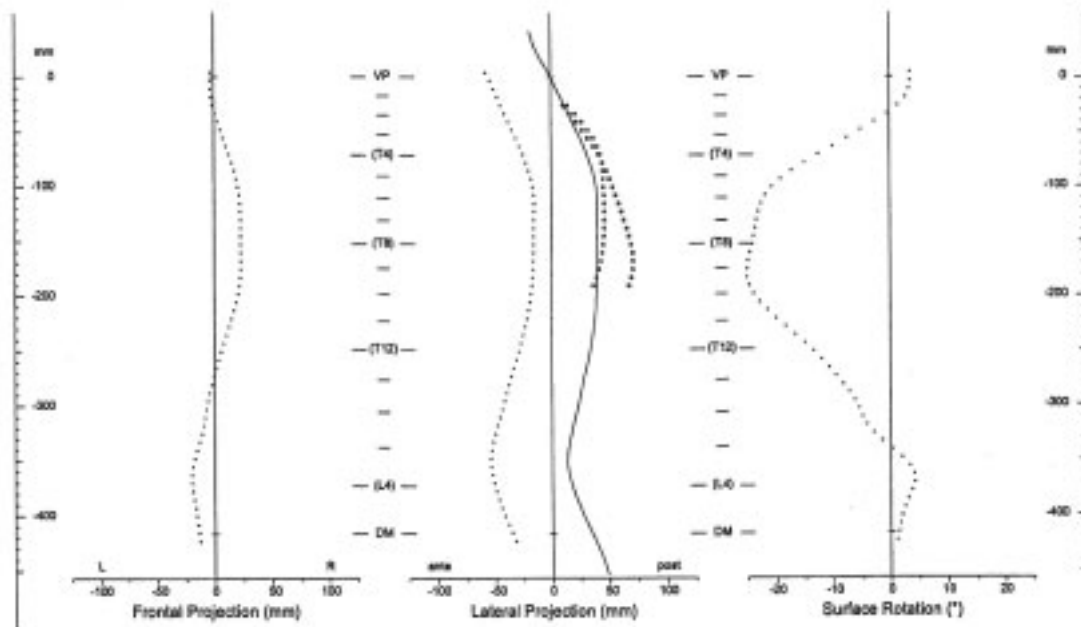


Fig. 29
 Rappresentazione grafica dei risultati della misurazione rasterstereografica postoperatoria della scoliosi toracica di cui alla fig. 23. A sinistra, la deviazione laterale ridotta, al centro il profilo normale e a destra la rotazione vertebrale scarsamente ridotta tipica delle spondilodesi correttive dorsali. L'effetto della toracoplastica non risulta evidente in queste rappresentazioni perché la rotazione superficiale viene misurata in corrispondenza dei processi spinosi e non lateralmente agli stessi.

Discussione

Per quanto riguarda le correzioni dell'angolo di Cobb e della rotazione vertebrale, i risultati dell'indagine mostrano una netta corrispondenza con i dati riportati in letteratura (104, 108, 109, 110, 111, 112). Il gruppo di pazienti esaminato può quindi essere ritenuto rappresentativo delle spondilodisi correttive dorsali. I risultati, sullo sfondo delle estese manipolazioni nell'area sottoposta a misurazione rasterstereografica, possono definirsi buoni. Rispetto ai pazienti operati con accesso ventrale e alle deformità con angolo di Cobb fino a 50°, il grado di precisione è solo lievemente inferiore. Rispetto alle deformità con angolo di Cobb superiore a 50°, i risultati sono invece decisamente migliori. Di conseguenza, considerata la ridotta incidenza di errori, si può affermare che il metodo rasterstereografico è impiegabile in tutta sicurezza. I risultati smentiscono l'affermazione che la toracoplastica dia adito a notevoli imprecisioni di misura: con ciò, la rasterstereografia apre, anche per le spondilodisi correttive dorsali, la possibilità di un'obiettiva valutazione postoperatoria dei risultati estetici e della correzione tridimensionale della forma del rachide, consentendo nel contempo di ridurre il numero di radiografie necessarie nel follow up postoperatorio. Gli scarsi dati reperibili in letteratura su questa tematica (93) non offrono alcuna ulteriore informazione rilevante sotto il profilo clinico o sperimentale. Si tratta infatti di relazioni su prove d'impiego dello scanner ISIS, che non forniscono dati sulla precisione delle misure effettuate.

La rasterstereografia ha confermato i risultati relativamente insoddisfacenti del procedimento dorsale per quanto riguarda la derotazione. La derotazione superficiale e quindi la correzione del gibbo costale sono risultate minime. Di conseguenza, sotto l'aspetto clinico, per migliorare il risultato estetico è raccomandabile una plastica resettiva del gibbo costale con accesso dorsale. Resta il fatto che gli effetti di una chirurgia di questo tipo non trovano riscontro nelle rappresentazioni dei risultati delle misurazioni rasterstereografiche, in quanto la rotazione vertebrale in sé non ne viene modificata. Nella rappresentazione complessiva dei profili trasversali, tuttavia, tale effetto trova un buon riscontro oggettivo. Al fine di migliorare le possibilità di misurazione in questi casi si consiglia di procedere a una misurazione dell'asimmetria dei profili trasversali, tenendo conto anche della scapola e del gibbo costale lateralmente alla linea dei processi spinosi. I risultati di questo tipo di misure vengono tematizzati nel capitolo 2.2.5.

2.2.4 Un'unità di misura alternativa all'angolo di Cobb

Problematiche

L'angolo di Cobb può essere misurato con soddisfacente precisione mediante la rasterstereografia?

Ai fini della definizione del grado di deviazione scoliotica nelle scoliosi idiopatiche può essere adottata, in luogo dell'angolo di Cobb, un'unità di misura alternativa ma altrettanto precisa e determinabile mediante rasterstereografia?

Dati disponibili

L'angolo di Cobb (67) è una misura così diffusa a livello mondiale per la quantificazione e la rappresentazione radiografica delle deformità del rachide in proiezione frontale che tutti gli scoliosi tendono subito a chiedersi, quando si propone loro un procedimento per

immagini di nuovo tipo, se sia effettivamente possibile definire le curvature della scoliosi usando un altro tipo di misura. Questo quesito fondamentale si presenta anche nel caso della rasterstereografia. D'altro canto, c'è anche da chiedersi se una misura bidimensionale quale l'angolo di Cobb non sia sopravvalutata e se oggi, con gli strumenti di misura a disposizione, non sia sensato verificare la bontà di un metodo di misurazione diverso.

L'angolo di Cobb si definisce come la differenza espressa in gradi tra l'inclinazione della faccia superiore dell'ultima vertebra craniale e la faccia inferiore dell'ultima vertebra caudale. Le due vertebre terminali sono quelle che in una curva scoliotica risultano più inclinate verso sinistra o verso destra. I problemi di definizione grafica dell'angolo di Cobb sono dovuti a errori di tracciatura, interpretazione o lettura. In letteratura non sono reperibili dati univoci sulla massima precisione raggiungibile con questo metodo di misura; tuttavia, per poterlo comparare con metodi alternativi è indispensabile stimarne la soglia minima di errore, vale a dire la massima precisione teorica che il metodo in questione consente di raggiungere. Si dovrebbe poi valutare l'angolo di Cobb comparandolo con metodi di quantificazione alternativi offerti dalle indagini radiologiche o dall'analisi morfologica dorsale. Infine, ci si dovrebbe chiedere con quale livello di precisione si può stimare l'angolo di Cobb mediante l'analisi morfologica del dorso.

Metodologia

Per rispondere ai quesiti proposti è stata eseguita una nuova analisi radiografica digitale secondo il metodo di Drerup (87, 88, 89, 90). Un'approfondita descrizione di questo procedimento è riportata nel capitolo 2.2.1. Per questa indagine si è ricorsi a un insieme di 256 immagini radiografiche digitalizzate relative a 44 pazienti affetti da scoliosi con angolo di Cobb tra 15° e 55°. Per ogni paziente erano disponibili cinque o più radiografie in sequenza temporale, il che dava la possibilità, presumendo un trend lineare di incremento dell'angolo di Cobb, di effettuare un'analisi di regressione per determinare la riproducibilità della misurazione di detto angolo. I risultati di questa indagine sono stati inoltre verificati sul collettivo di pazienti affetti da scoliosi di grado elevato descritto nel cap. 2.2.1. La misurazione digitale ha permesso, come già ricordato in precedenza, di calcolare l'inclinazione del rachide (angolo di Tideström), definita come valore medio tra le inclinazioni delle facce superiore e inferiore. Tutti i singoli valori segmentari vengono poi collegati e livellati mediante una curva sinusoidale a modulazione di frequenza. L'accuratezza della misura dell'angolo di Tideström secondo il metodo Drerup (89, 90) è pari a 1,6° di deviazione media della curva. L'angolo di Cobb può essere direttamente desunto dalla differenza tra gli angoli di Tideström relativi alle vertebre terminali. L'inclinazione, in questa misurazione, si riferisce al complesso delle vertebre da C7 a S1. Per tutti i pazienti erano disponibili anche rasterstereografie nella medesima sequenza temporale.

Oltre all'angolo di Cobb è stata considerata come ulteriore misura di quantificazione del grado di deformità, la distanza laterale tra il punto centrale della vertebra apicale e la linea di collegamento tra la vertebra toracica più alta misurata e la quarta vertebra lombare. Questa misura corrisponde alla massima deviazione laterale della vertebra apicale e, nell'ambito di questa indagine, è denominata "ampiezza". Da questa misura si desume la deviazione laterale relativa, definita come "ampiezza divisa per la lunghezza dalla settima vertebra cervicale alla quarta vertebra lombare".

Un'ulteriore unità di misura adottata per la quantificazione della deformità del rachide facendo riferimento alle immagini radiografiche digitali, è stata l'angolo di curvatura della linea mediana del rachide stesso. Detto angolo si determina tracciando le tangenti ai punti di flessione delle vertebre in corrispondenza della curva della deviazione vertebrale; i punti in questione si trovano più o meno nelle posizioni delle vertebre neutrali, cosicché l'angolo formato dalle tangenti è simile all'angolo di Cobb, rimanendo comunque quest'ultimo più piccolo, in quanto le facce articolari superiore e inferiore non sono perpendicolari alla linea mediana del rachide.

Inoltre è stato indagato il rapporto di correlazione tra la rotazione vertebrale e l'angolo di Cobb.

Considerato che la rasterstereografia non fornisce alcuna informazione diretta in merito agli angoli di inclinazione delle facce articolari superiori e inferiori, si è cercato di stimare l'angolo di Cobb sulla scorta delle analisi correlative degli angoli di curvatura della linea mediana del rachide, della deviazione laterale relativa e della rotazione vertebrale, allo scopo di elaborare una formula che, oltre a garantire una buona predittività, fosse trasferibile anche ai valori rasterstereografici comparabili; infatti, i già menzionati valori radiografici sono desumibili senza problemi anche dalle curve rasterstereografiche.

Risultati

Per tutti i pazienti è stata riscontrata una riproducibilità dell'angolo radiologico di Cobb pari in media a $3,3^\circ$ ($0,7^\circ - 6,1^\circ$).

L'ampiezza ha mostrato una dispersione dei valori misurati pari a 2,9 mm ($0,5 \text{ mm} - 6,7 \text{ mm}$). La deviazione laterale relativa calcolata a partire da tali valori presenta un'alta correlazione con l'angolo di Cobb, cosa peraltro inaspettata se si guarda alla geometria. Il coefficiente di correlazione è risultato essere $R^2=0,897$. La predittività dell'angolo di Cobb con deviazione laterale relativa è approssimata a $3,4^\circ$ ($3,6^\circ$ per le scoliosi di grado più elevato, tra 45° e 90°). Nel campione in esame, il coefficiente di correlazione con l'angolo di Cobb è addirittura $R^2=0,93$.

La dispersione degli angoli della linea mediana del rachide corrisponde, con un valore di $3,3^\circ$ ($0,7^\circ - 6,3^\circ$), a quella dell'angolo di Cobb. L'angolo di Cobb è risultato inferiore di $17,6^\circ$ all'angolo della linea mediana del rachide. La correlazione tra i due angoli è alta (coefficiente di correlazione $R^2=0,89$) e, ai fini della predizione dell'angolo di Cobb, permette di ottenere dall'angolo della linea mediana del rachide una precisione di $2,9^\circ$.

La correlazione tra la rotazione vertebrale e l'angolo di Cobb è inferiore (coefficiente: $R^2=0,57$) e di conseguenza, con una dispersione di $6,6^\circ$, la predittività per l'angolo di Cobb è insoddisfacente. L'angolo di Cobb corrisponde all'incirca a 1,7 volte il valore della differenza tra la massima rotazione sinistrorsa e destrorsa.

Da un esame generale delle analisi correlative si estrae una formula che consente, sulla base dei dati radiografici digitali e senza conoscere le inclinazioni delle vertebre, di stimare l'angolo di Cobb con una precisione di $3,5^\circ$:

angolo di Cobb =

$$\underline{\underline{\text{angolo di curvatura} \times 0,82 + \text{deviazione laterale relativa} \times 3,84 + \text{rotazione vertebrale} \times 1,69}}$$

3

L'applicazione della formula di cui sopra ai dati rasterstereografici ha prodotto una predittività dell'angolo di Cobb pari a 5,5°. Con ogni probabilità sarebbe impossibile, considerati i risultati di questa parte dello studio, ottenere una stima più precisa, anche ricorrendo ad altri approcci metodologici.

Discussione

Un'alternativa all'angolo di Cobb è rappresentata dalla deviazione laterale relativa. Questa è più facile da determinare rispetto all'angolo di Cobb: si disegna una linea dalla settima vertebra cervicale alla quarta lombare e si misura la distanza tra i due punti (Y). Si misura poi la distanza tra il punto centrale della vertebra apicale e la linea disegnata (X₁). Nelle scoliosi a doppia curva, si misurano e si sommano entrambi gli apici (X₁+ X₂). La misura è adimensionale. Non è necessario misurare gli angoli.

$$\text{Deviazione laterale relativa} = \text{Relative Seitenauslenkung} = \frac{X_1 + X_2}{Y}$$

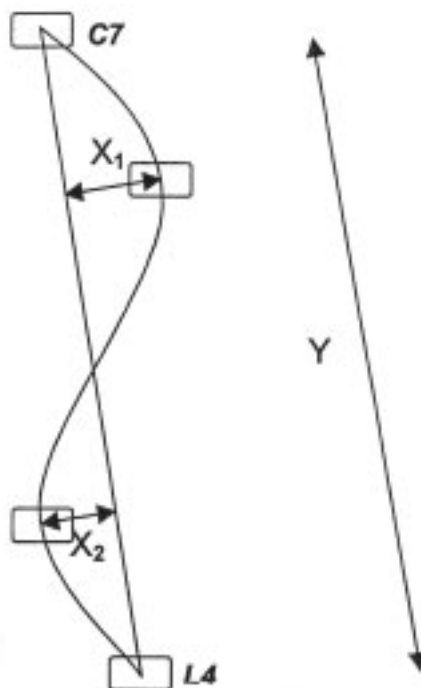


Fig. 30
Determinazione della deviazione laterale relativa come alternativa all'angolo di Cobb

A questo punto è facile calcolare anche l'angolo di Cobb: basterà moltiplicare il valore risultante per 3,84:

$$\text{Angolo di Cobb} = 3,84 \times \text{deviazione laterale relativa}$$

La stima dell'angolo di Cobb mediante rasterstereografia è scarsamente significativa, data la dispersione relativamente alta (5,5°). Il risultato dimostra che l'analisi della morfologia dorsale non offre alcun parametro che abbia un nesso causale certo con l'inclinazione delle vertebre. La valenza clinica dell'angolo di Cobb risulta fondamentalmente dalla grande diffusione di quest'unità di misura. In realtà, però, sotto il profilo biomeccanico l'angolo di Cobb non è migliore di altre unità di misura, né per predittività né per incidenza di errori. La misura della deviazione laterale relativa del rachide ricostruito con il metodo

rasterstereografico rappresenta, ad esempio, un'alternativa, sia nelle scoliosi ridotte che in quelle di grado elevato. I risultati dovrebbero far sì che questa misura venisse accolta, insieme alla deviazione laterale relativa, nell'elencazione dei risultati della rasterstereografia. Si devono definire valori indicativi dai quali desumere conseguenze cliniche, analogamente a quanto avviene per l'angolo di Cobb. Dall'analisi condotta si può desumere che una deviazione laterale relativa di 5 individuata mediante indagine radiologica corrisponde a un angolo di Cobb di 20°. Nella trasposizione alla deviazione laterale relativa "rasterstereografica" si deve tuttavia prevedere un errore di 5-6 gradi. Un problema che, peraltro, si relativizza nel follow-up. Qui, infatti, non è la predittività rispetto all'angolo di Cobb a risultare decisiva, ma la riproducibilità della misurazione e la determinazione di un eventuale aumento clinicamente rilevante dell'angolo di Cobb. Questa variazione è emersa in modo apprezzabile in sede di esame delle immagini acquisite durante il follow-up. Infatti, a un aumento di cinque gradi dell'angolo di Cobb corrisponde un aumento di due della deviazione laterale relativa "radiologica". La trasposizione dei risultati alla deviazione laterale relativa "rasterstereografica" è senz'altro possibile, in quanto qui il livello di riproducibilità è da ritenersi analogo a quello delle indagini radiologiche. Tuttavia, in ultima analisi, il valore della rasterstereografia e dell'analisi morfologica dorsale non sta in genere nel poter determinare l'angolo di Cobb senza ricorrere alle radiografie: molto più degni di attenzione sono infatti i vantaggi illustrati nel capitolo 2.

2.2.5 Prova di quantificazione del difetto estetico

Problematiche

È possibile quantificare il difetto estetico del dorso con un'unità di misura rasterstereografica, una sorta di "indice di asimmetria"?

Dati disponibili

Una deformità scoliotica della colonna vertebrale porta sempre a una compromissione della simmetria morfologica dorsale in rapporto alla linea mediana. In un soggetto sano, in posizione ortostatica, la morfologia dorsale è ampiamente simmetrica. L'asimmetria pregiudica quindi inevitabilmente l'aspetto estetico del dorso. Questa situazione assume rilevanza clinica soprattutto quando una scoliosi di grado moderato non produce altri sintomi, come dolori o limitazioni di tipo motorio. Nel quadro dell'analisi morfologica dorsale nelle scoliosi, quindi, si pone l'esigenza di quantificare l'asimmetria o il difetto estetico con un'unica unità di misura, un indice insomma. La domanda che sorge spontanea da questa riflessione è se ci siano dati forniti dalla misurazione rasterstereografica in grado di soddisfare tale esigenza o se sia necessario individuare a tal fine un'unità di misura di nuovo tipo. Trattandosi di un procedimento assai impegnativo sotto il profilo matematico, si è partiti con l'indagare se vi siano dati rasterstereografici rispondenti allo scopo.

L'asimmetria dei profili trasversali rasterstereografici che descrivono la morfologia del dorso si può frazionare, con riferimento a una condizione scoliotica, in più componenti indipendenti l'una dall'altra:

1. spostamento laterale dei profili trasversali l'uno rispetto all'altro;
2. rotazione dei profili trasversali l'uno rispetto all'altro;
3. asimmetria degli stessi profili trasversali.

Di norma, in una scoliosi si presentano tutte e tre le componenti sopra elencate. Per rispondere all'esigenza di individuare un parametro valido senza soggiacere alla complessità matematica data dalla combinazione tra più parametri, la componente più adatta sembra quella dell'asimmetria dei profili trasversali in sé. Tale dato è disponibile nella misurazione rasterstereografica, in quanto serve alla determinazione della linea di simmetria, cioè della linea di collegamento tra tutti i punti che dividono i singoli profili trasversali in due metà con la minima asimmetria possibile. La definizione della linea di simmetria è indipendente dalla posizione del paziente, in quanto tiene conto solo delle curve di tali profili. Dai punti di asimmetria si calcola, come valore medio, l'asimmetria complessiva di tutti i profili trasversali, che viene denominata "asimmetria del profilo". Questo valore, come sopra detto, non comprende la deviazione e la rotazione dei profili l'uno rispetto all'altro e quindi, in realtà, definisce solo una parte dell'asimmetria dorsale complessiva. Per evitare che la misura venga influenzata dall'altezza del paziente, l'asimmetria del profilo viene rapportata appunto all'altezza.

Metodologia

Per verificare la significatività clinica dell'asimmetria del profilo, si è provveduto a correlarla con parametri rasterstereografici e radiologici che definiscono inequivocabilmente la misura di una scoliosi secondo i criteri finora seguiti. Per tale analisi correlativa sono stati presi a base i dati di 550 rasterstereografie e immagini radiografiche di 186 pazienti affetti da scoliosi idiopatiche tra 20° e 88°.

Risultati

Parametro	Coefficiente di correlazione R²
Angolo di Cobb	0,38
Rotazione vertebrale (esami radiologici)	0,36
Rotazione superficiale (esami rasterstereografici)	0,44
Differenza altezza scapole	0,47

Tabella 4

Tutte le correlazioni tra l'asimmetria del profilo e i parametri radiologici e rasterstereografici che definiscono il grado di severità di una scoliosi sono risultate, con valori inferiori a $R^2 = 0,5$, indubbiamente significative ma troppo deboli per essere considerate clinicamente rilevanti

Discussione

Non esiste a tutt'oggi un indice estetico clinico, o rilevabile con l'ausilio di mezzi tecnico-diagnostici. Solo Suzuki et al. (16, 17) hanno definito, sulla base della topografia di Moiré (oggi ritenuta insignificante) un valore che è la sommatoria parziale di vari parametri morfologici. La scarsità di contributi sul tema è sorprendente, in quanto oggi, nell'ambito del trattamento delle scoliosi idiopatiche, si va attribuendo sempre più importanza al fattore estetico (64).

I risultati indicano che non è possibile individuare un nesso causale certo tra l'angolo di Cobb o altri parametri di misura che definiscono inequivocabilmente la misura della deformità scoliotica e dell'asimmetria, nonostante sotto il profilo clinico tale rapporto sembri evidente. Tale anomalia è dovuta al fatto di non considerare nel calcolo le due componenti dell'asimmetria (deviazione laterale e rotazione). Ne consegue che sarebbe opportuno definire un valore matematico complesso che includa tutte le componenti dell'asimmetria, riproducendo con la maggior precisione possibile un'immagine speculare della superficie dorsale a destra e sinistra della linea mediana e considerando lo scarto risultante nell'area centrale come misura dell'asimmetria totale. Questa procedura richiede futuri approfondimenti poiché la definizione di criteri obiettivi per la comparazione dell'immagine con la relativa riproduzione speculare e l'efficace delimitazione delle aree marginali non è un problema da poco.

Dai risultati si deduce inoltre che l'asimmetria del profilo rappresenta un'unità di misura utile alla descrizione dell'aspetto morfologico del dorso, indipendente da altri parametri, che fornisce anche ulteriori informazioni. È ipotizzabile che l'aspetto estetico e l'asimmetria della morfologia dorsale non siano direttamente correlati a misure convenzionalmente stabilite per la quantificazione di una scoliosi. È risaputo infatti che l'aspetto esteriore delle scoliosi con lo stesso angolo di Cobb può variare notevolmente da caso a caso. Le scoliosi a doppia curva sono ad esempio esteticamente meno marcate rispetto a quelle caratterizzate da una sola curva, in quanto le deformazioni delle curvature sono maggiormente compensate. La dimostrazione di questa tesi richiede comunque ulteriori studi che mettano in relazione l'asimmetria del profilo dorsale con il difetto estetico valutato da medici e altri operatori. La riuscita di questo tipo di indagine è però inficiata dalla difficoltà di standardizzare la valutazione dei parametri estetici. Lo sviluppo di un indice di valutazione dell'aspetto estetico con il metodo speculare promette migliori risultati. La correlazione piuttosto debole dell'asimmetria del profilo pone in evidenza che per quantificare il difetto estetico sarebbe allora opportuno considerare nella valutazione la misura della deviazione laterale e della rotazione dei profili trasversali, risultato garantito dal metodo speculare.

3. Esami sperimentali con il metodo rasterstereografico

3.1 Controllo dell'andamento della linea di simmetria

Problematiche

Quale livello di precisione garantisce la linea di simmetria presa a riferimento per la definizione della linea dei processi spinosi?

Nel metodo si riscontrano errori di misurazione sistematici? Sono più marcati nelle scoliosi di grado elevato?

Dati disponibili

Come descritto nel capitolo 1.1 la linea di simmetria rappresenta una fase intermedia nel processo di ricostruzione tridimensionale della morfologia rachidea mediante la rasterstereografia. È la linea di collegamento di tutti i punti che dividono i singoli profili trasversali in due metà con la minima asimmetria possibile. Tale linea si colloca, nelle persone sane, sopra la linea mediana dei processi spinosi e dovrebbe svilupparsi idealmente sopra i processi spinosi anche nel caso di deformità. Nel calcolo della linea di simmetria in presenza di deformità della colonna vertebrale vanno considerati tre particolari problematiche:

- la linea di simmetria non è un'invariante esatta (grandezza non dipendente dalla posizione del paziente, v. pag. 13), in quanto i profili trasversali possono essere riferiti a diversi assi, ad esempio all'asse longitudinale del corpo o alla linea mediana;
- considerato che i punti di simmetria dei singoli profili trasversali vengono determinati separatamente l'uno dall'altro, la linea di collegamento di questi punti – ossia la linea di simmetria – è irregolare;
- per il calcolo della funzione di asimmetria si ricorre a segmenti di uguale lunghezza del profilo trasversale, posti lateralmente al punto considerato. In presenza di deformità di grado elevato è possibile, a causa della marcata deformazione, considerare talvolta solo segmenti di profilo di breve lunghezza. Anche l'area in cui la linea di simmetria può svilupparsi, è limitata a questa zona ristretta.

Una parte di questi problemi è stata risolta nell'attuale tecnica rasterstereografica mediante il calcolo di una curva sinusoidale a modulazione di frequenza. Qui, in sostituzione della linea di collegamento irregolare dei singoli punti di simmetria, viene infatti determinata una curva rettificata che si avvicina molto alla linea armonica reale che unisce i processi spinosi. Nel corso dello sviluppo del metodo di digitalizzazione delle immagini radiografiche del rachide secondo Drerup, descritto al cap. 2.2.1, è stata riconosciuta la possibilità di descrivere le diverse forme scoliotiche con estrema precisione ricorrendo alla curva sinusoidale a modulazione di frequenza. Tali studi hanno evidenziato che con un errore medio di 0,95 mm, riferito alla deviazione laterale, è possibile descrivere quasi tutte le patologie scoliotiche comprese in un angolo di Cobb di 50° (70, 71, 113, 114). L'operatore può indicare nel programma software eventuali proposte sulla posizione dell'apice della curva, al fine di evitare errori grossolani nella determinazione dell'andamento della curva nei casi di deformità atipiche in cui si osserva un'asimmetria minima pur con una linea di simmetria dalle forme poco realistiche.

Sulla base della linea di simmetria viene determinata la rotazione della superficie che dovrebbe corrispondere alla rotazione vertebrale, a condizione che la linea sia correttamente posizionata sopra il processo spinoso. La posizione della linea di simmetria influenza pertanto considerevolmente la ricostruzione tridimensionale della forma del rachide. Resta da chiarire se è possibile ottimizzare i risultati già in fase di determinazione della linea di simmetria, allo scopo di rendere l'esito della ricostruzione più affidabile e preciso. Sulla base di uno studio di Hierholzer (47) condotto su 25 pazienti affetti da scoliosi con angolo di Cobb compreso tra 20° e 50°, nel corso del quale si è proceduto alla palpazione e alla successiva marcatura dei processi spinosi, è stato possibile confermare la sostanziale correttezza della procedura attualmente applicata per la misurazione delle deformità di grado medio. La deviazione laterale media della linea di simmetria si è tuttavia attestata intorno ai 4,9 mm anche in questi casi di scoliosi meno severe e tale imprecisione è stata causata in parte da un possibile errore in fase di palpazione. È stato pertanto necessario effettuare una verifica di questi risultati facendo riferimento a un collettivo di pazienti più ampio con scoliosi di grado elevato, considerando l'errore sistematico della posizione della linea di simmetria riscontrabile in questo tipo di affezione.

Metodologia

Poiché nella maggior parte dei pazienti affetti da scoliosi i processi spinosi sono facilmente riscontrabili alla palpazione e marcabili, è stata eseguita una verifica confrontando la posizione della linea di simmetria calcolata e la posizione dei processi spinosi determinata per palpazione. L'operazione, tecnicamente poco complessa, ha comunque richiesto il ricorso ad un campione rappresentativo di pazienti il più ampio possibile, allo scopo di compensare statisticamente le imprecisioni della palpazione. Il rasterstereografo utilizzato è stato attrezzato, ai fini dello studio, con un dispositivo di riconoscimento automatico dei marker adesivi riflettenti. La localizzazione dei marker è stata eseguita contemporaneamente alla normale registrazione dei dati rasterstereografici. Per la marcatura dei processi spinosi sono stati impiegati marker adesivi riflettenti, ad anello, del diametro di 10 mm con un foro di 5 mm. La forma ad anello ha permesso di posizionare con relativa precisione il marker intorno al punto contrassegnato, in quanto il punto rimaneva visibile durante l'applicazione del marker. Dopo aver effettuato un'accurata palpazione e marcato con un pennarello il punto di massima protrusione, sono stati applicati i marker nell'area apicale della curvatura principale e delle curvature secondarie, contrassegnando la vertebra apicale e le vertebre craniale e caudale (fig. 31). Studi preliminari hanno dimostrato che l'impiego di strumentazione tecnica non ha migliorato i risultati della palpazione. In letteratura sono peraltro reperibili scarsi dati utili sull'argomento.

Lo studio ha interessato 94 pazienti affetti da scoliosi idiopatica con angolo di Cobb compreso tra 20° e 82°, e nel complesso sono stati registrati 482 marker. La posizione dei marker è stata visualizzata sul display del computer accanto alla linea di simmetria nella rappresentazione d'insieme della morfologia dorsale, consentendo all'operatore di avvicinare la linea di simmetria ai marker mediante correzione manuale interattiva degli apici. La corrispondenza tra i processi spinosi marcati e la linea di simmetria è stata quantificata calcolando lo scarto quadratico medio della deviazione laterale in proiezione frontale. I marker sono stati comparati, per ciascun paziente, con tre linee di simmetria calcolate seguendo procedimenti diversi:

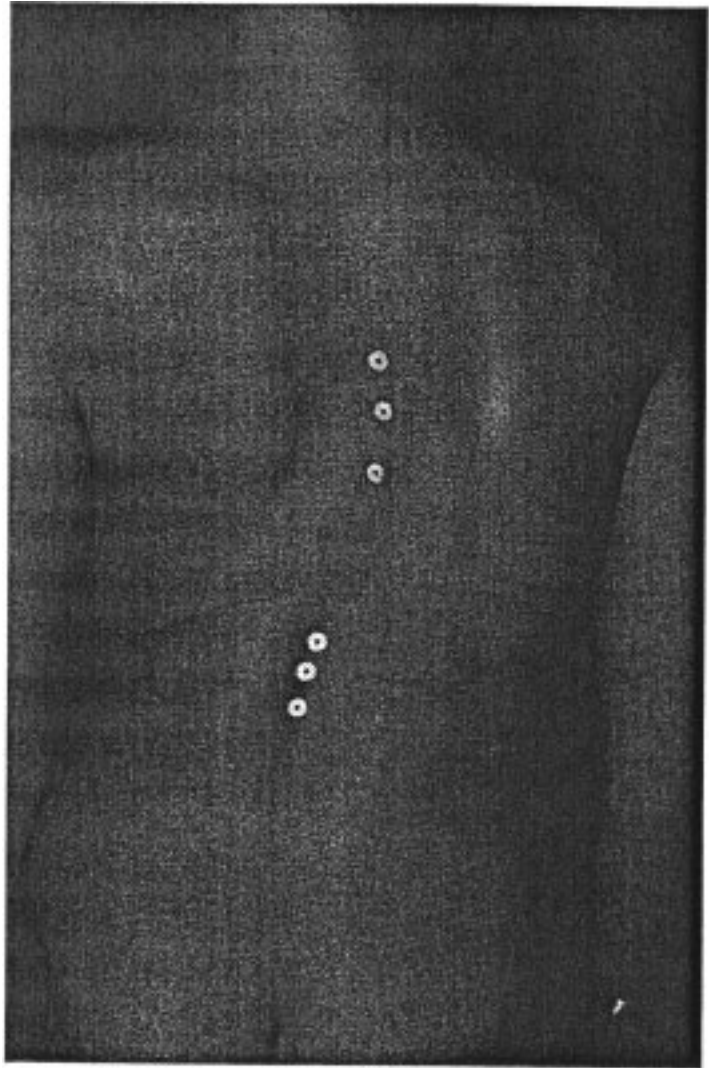


Fig. 31
Marcatura dei processi spinosi nell'area dell'apice di curvatura scoliotica, mediante applicazione di marker adesivi riflettenti ad anello

1. La linea di simmetria è stata modificata con inserimento interattivo dei dati relativi all'apice in modo da conferirle un andamento realistico e contemporaneamente avvicinarla il più possibile ai marker.
2. La linea di simmetria è stata modificata (previa "dissolvenza" dei marker) mediante inserimento interattivo dei dati relativi all'apice, in modo da conferirle un andamento realistico. Nel procedimento si è tenuto conto – in sintonia con la normale prassi clinica - della concavità lombare, marcata automaticamente.
3. La linea di simmetria è stata corretta mediante inserimento interattivo dei dati relativi all'apice solo nei casi di palesi errori di posizionamento (2 curve su 94).

La valutazione dell'influenza del grado di deformità sullo scostamento della linea di simmetria dalla linea dei processi spinosi è stata indagata mediante il metodo delle analisi correlative. A causa della parziale mancanza di immagini radiografiche, l'angolo di Cobb non era tuttavia noto per tutti i pazienti, per cui la correlazione, anziché con tale angolo, è stata effettuata ponendo a confronto la massima deviazione laterale della linea di simmetria e lo scarto quadratico medio rispetto ai marker.

Risultati

Metodo	rms	Scostamento medio	Range
1	5,2 mm	+ 1,3 mm	0,9 – 14,0 mm
2	5,9 mm	+ 0,8 mm	0,6 – 12,8 mm
3	7,3 mm	+ 7,3 mm	1,0 – 22,8 mm

Tabella 5

Scarto quadratico medio (rms), scostamenti medi e range degli scostamenti medi delle rispettive linee di simmetria dai marker, rilevati secondo i metodi da 1 a 3. Il segno + indica una deviazione media della linea di simmetria dai marker in direzione mediale. La deviazione laterale sarebbe indicata con il segno -.

Lo scarto quadratico medio viene definito come misura della deviazione dell'intera curva. Gli scostamenti medi indicano la media delle deviazioni di segno positivo o negativo (segno positivo = deviazione mediale, segno negativo = deviazione laterale). Il segno positivo o negativo permette di riconoscere gli scostamenti sistematici, ad esempio una sopra- o sottovalutazione della deviazione laterale del rachide. Il segno è risultato in media positivo (leggera sottovalutazione della deviazione laterale), sebbene in valori assoluti gli scostamenti siano assolutamente trascurabili. Ciò significa che lo scostamento della linea di simmetria dalla linea dei processi spinosi non è stato sistematico per quanto concerne la direzione (in caso contrario si sarebbe verificato un significativo errore di misurazione). I risultati migliori sono stati ottenuti calcolando la linea di simmetria secondo il metodo 2 che rispecchia l'impiego clinico di routine.

La correlazione esistente tra la misura della deformità e lo scostamento della linea di simmetria dai marker era debole e si è attestata intorno a valori di $R^2 = 0,23$, potendo affermare che la precisione della linea di simmetria, presa a riferimento per la linea dei processi spinosi, non è sistematicamente inferiore nei casi di deformità di grado elevato.

Discussione

Dai risultati si evidenzia innanzitutto che nell'impiego clinico la posizione della linea di simmetria sia da calcolare preferibilmente secondo il metodo 2, a condizione che si disponga di un'adeguata esperienza in merito. Non è auspicabile eseguire nella routine clinica la marcatura dei processi spinosi, né si consiglia tale metodo se si considerano i risultati ottenibili. La procedura automatica di determinazione della posizione della linea garantisce una minore precisione. Ciononostante la tecnica di applicazione e registrazione dei marker adesivi è stata adottata nella prassi per marcare i processi spinosi nei casi clinici più problematici.

I risultati coincidono con quelli del precedente studio di Hierholzer (47). Da un esame generale della debole correlazione esistente tra la deviazione della linea dai marker e il grado di severità della curvatura scoliotica, risulta che l'algoritmo attualmente utilizzato per la determinazione delle deformità di grado moderato ed elevato, è assolutamente attendibile. Nella tecnica di valutazione automatica, senza correzione interattiva di cui al metodo 3, si riscontra, nelle deformità di grado elevato, una parziale sottovalutazione rasterstereografica della deviazione laterale della linea dei processi spinosi e quindi della deformità nel suo complesso. Nei metodi 1 e 2, che prevedono la correzione interattiva, si osserva in media, quasi con la stessa frequenza, una deviazione mediale e laterale della linea di simmetria dai marker. In caso contrario nel calcolo della deviazione media sarebbe

da prevedere un valore positivo o negativo molto più marcato, corrispondente mediamente a circa 1 millimetro.

Sebbene la precisione della posizione della linea di simmetria così determinata per le deformità di grado medio soddisfi le esigenze cliniche, ci si chiede se sia possibile ottimizzare ulteriormente tale calcolo. Due sono i possibili miglioramenti da prendere in esame. Poiché attraverso i dati relativi all'apice, finora limitati a un segmento, l'operatore poteva migliorare la posizione della linea di simmetria, è evidente che sarebbe utile disporre dei dati relativi a due o tre punti di appoggio della linea. Un'ulteriore possibilità di ottimizzazione si basa sull'aver osservato che nell'area lombare i marker adesivi sono sempre collocati nella concavità anatomica tipica di quest'area del corpo. Questi punti di massima concavità della curvatura dei profili trasversali non sono stati finora considerati nel calcolo mentre dovrebbero essere integrati nell'algoritmo.

Va infine citata la possibilità di utilizzare anche in campo clinico la tecnica di registrazione automatica dei marker adesivi riflettenti, impiegata per scopi scientifici e tecnicamente molto affidabile. La rasterstereografia ha tuttavia il grande vantaggio di consentire una misurazione assolutamente automatica, risultando quindi pratica e rapida sia per il paziente che per l'operatore. Nel caso in cui la linea di simmetria si trovi in una posizione problematica e imprecisa, i marker riflettenti potrebbero certamente costituire un valido aiuto. Un operatore esperto potrebbe peraltro correggere con rapidità e affidabilità queste imprecisioni inserendo i dati relativi all'apice. Per contro va anche osservato che è raro che si riscontrino scostamenti grossolani della posizione della linea di simmetria, sebbene d'altro canto in caso di errori di lieve entità non ci si attenda di poter ottenere con l'impiego dei marker riflettenti miglioramenti significativi, considerata l'imprecisione della tecnica di palpazione dei processi spinosi.

3.2 Controllo della ricostruzione del rachide mediante risonanza magnetica

Problematiche

- Quale grado di precisione è possibile raggiungere con la ricostruzione rasterstereografica della morfologia del rachide?
- Vi sono errori sistematici nella ricostruzione rasterstereografica della morfologia del rachide?
- Gli errori dipendono dalla gravità della scoliosi?
- Ai fini del controllo della precisione della rasterstereografia, un'immagine RM ha la stessa efficacia di un'immagine radiografica digitalizzata?

Dati disponibili

Nonostante le positive esperienze acquisite attraverso la comparazione tra curve rasterstereografiche e radiografiche, era interessante verificare la morfologia del rachide mediante immagini tomografiche, rilevando in particolare la posizione della linea di simmetria in relazione ai processi spinosi e la corrispondenza dei punti mediani dei corpi vertebrali, localizzati mediante immagini rasterstereografiche e RM. Oltre agli errori di

misura statistici erano da prevedere, con l'aumentare della deformazione vertebrale, anche errori sistematici, di cui tuttavia, considerata la maggiore frequenza di errori statistici nelle indagini preliminari, non è stato possibile definire la qualità basandosi sulle immagini radiografiche digitalizzate. Durante l'applicazione clinica si è avuta l'impressione che la linea di simmetria nelle scoliosi di grado elevato non avesse un andamento sufficientemente laterale e di conseguenza la rotazione superficiale e quella vertebrale fossero state calcolate applicando valori troppo bassi. Un errore di questo tipo comporterebbe ovviamente una sottostima della deviazione laterale del rachide.

Metodologia

La tomografia computerizzata non è stata oggetto del presente studio in quanto l'esposizione alle radiazioni dei pazienti affetti da scoliosi con indicazione operatoria, considerati nello studio in oggetto, era troppo elevata a causa degli esami radiologici già eseguiti e ancora da eseguire a fini diagnostici. Rimaneva quindi aperta solo la possibilità di ricorrere a immagini di risonanza magnetica. Il problema centrale riguardava, a tal proposito, la possibilità di comparare la posizione del corpo o della postura del paziente durante gli esami. La risonanza magnetica può infatti fino ad oggi essere eseguita unicamente in posizione distesa. Nel mondo solo pochissimi tomografi permettono di effettuare gli esami in posizione eretta. Una di queste macchine si trova ad Aberdeen/Scozia, dove tuttavia il numero di pazienti in cura per scoliosi idiopatica è estremamente basso. L'eventuale trasporto di pazienti e dei relativi familiari da Münster ad Aberdeen sarebbe stato troppo dispendioso. La qualità delle immagini tomografiche sarebbe tuttavia stata ottima e avrebbe consentito di effettuare una valutazione comparativa con le immagini rasterstereografiche. Considerate queste problematiche è stato deciso di operare un confronto tra le immagini rasterstereografiche e le immagini da RM eseguita in posizione prona. Non è stata considerata la misurazione in posizione supina, usuale per la risonanza magnetica, in quanto avrebbe notevolmente influito sulla morfologia del dorso, mentre in posizione prona le variazioni della forma dorsale sono meno significative. Rispetto alla posizione eretta non era comunque possibile evitare completamente eventuali scostamenti dei valori per cui si doveva giungere ad un compromesso metodologico. Eseguendo i due esami con i pazienti in posizione pressoché identica e in tempi ravvicinati è stato tuttavia possibile ottenere informazioni utili sulla correttezza della ricostruzione rasterstereografica, tanto che si è optato per questo metodo di studio. A causa dei compromessi metodologici, il numero di pazienti presi in esame è stato inizialmente limitato a 26 e prima di avere l'esito di questa prima fase di studio non dovevano essere eseguite ulteriori indagini. I pazienti considerati erano affetti da scoliosi idiopatiche con angolo di Cobb medio di 61° (26° - 116°) e avevano un'età media di 17 anni (13-36 anni).

Non erano disponibili precedenti esperienze di misurazioni rasterstereografiche in posizione prona. È stato necessario fissare l'apparecchiatura al soffitto della stanza in cui doveva essere eseguito l'esame, rispettando una distanza di due o più metri dalla superficie del dorso. Quest'esigenza tecnica è stata risolta effettuando l'esame in un ambiente di altezza adeguata (fig. 32).

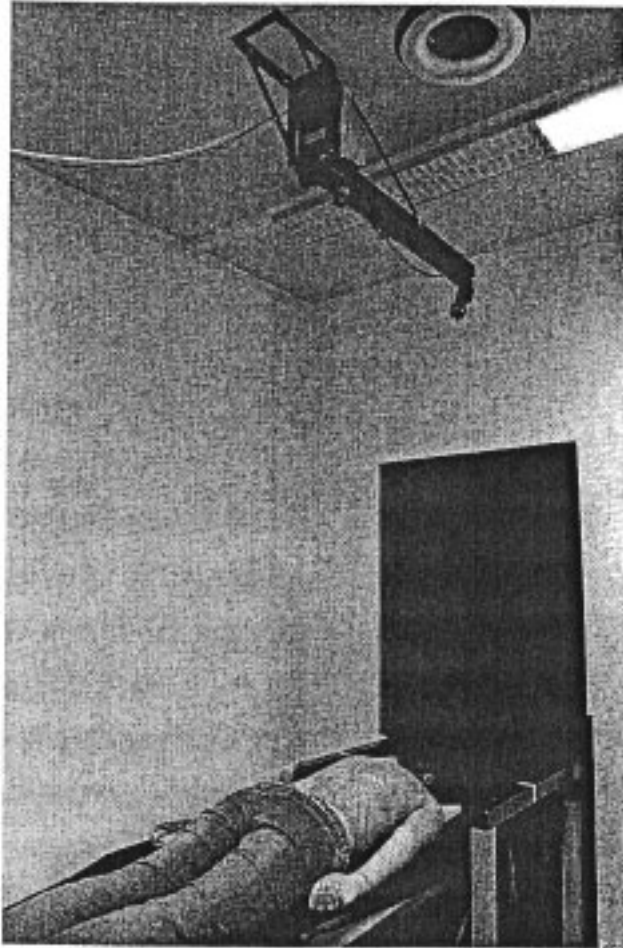


Fig. 32

Rasterstereografia in posizione prona da comparare con le immagini della risonanza magnetica. Il paziente giace in posizione identica a quella dell'esame RM.

Il problema basilare era riuscire a riprodurre con sufficiente precisione la posizione del paziente per consentire un confronto affidabile tra l'immagine rasterstereografica e quella della risonanza magnetica. A tal proposito in letteratura erano disponibili informazioni secondo cui la posizione prona non permetterebbe di riprodurre la posizione del corpo con adeguata precisione (115). Presupposto fondamentale per ottenere una morfologia del corpo riproducibile e comparabile, era quello di far distendere il paziente nel tomografo e nel corso dell'esame rasterstereografico esattamente nella stessa posizione. Ai fini dell'esame era quindi decisivo considerare la forma del lettino del tomografo. Pertanto per l'esame rasterstereografico in posizione prona è stato realizzato un lettino in legno di forma esattamente identica a quella del lettino del tomografo (fig. 33).

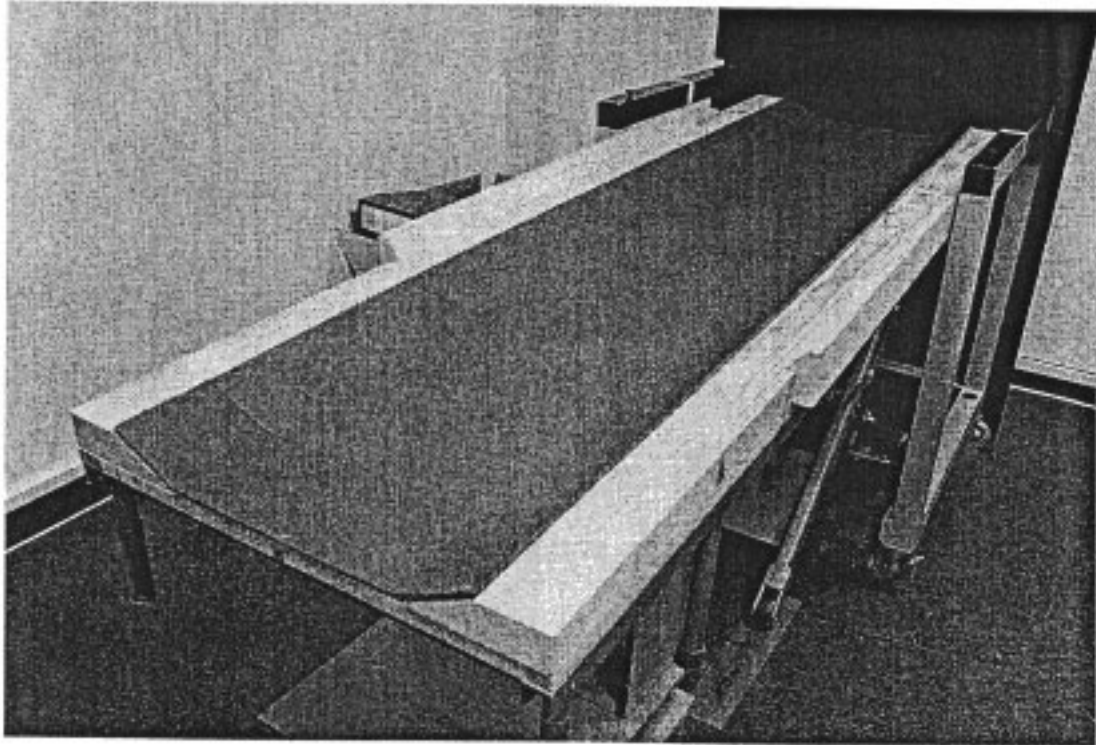


Fig. 33

Letto per l'esecuzione della rasterstereografia da mettere a confronto con la RM. Per raggiungere una perfetta riproducibilità della posizione del paziente, questo letto è per forma esattamente identico a quello del tomografo.

Per eseguire la RM in posizione prona era necessario utilizzare una bobina speciale che normalmente viene appoggiata sul dorso del paziente. Per evitare variazioni della morfologia del dorso a ciò dovute, la bobina è stata sospesa al di sopra del dorso del paziente con l'ausilio di una struttura di supporto non magnetica in plexiglas che poteva essere adattata in larghezza e in altezza al corpo del paziente allo scopo di evitare qualsiasi influenza sulla forma del dorso dovuta a pressioni laterali (fig. 34). In seguito ad alcune prove preliminari, è stato deciso di far adagiare i pazienti sostenendo bacino e fronte con un cuscino e facendo distendere le braccia lungo i fianchi (fig. 35). Con questi accorgimenti è stato possibile garantire la riproducibilità della posizione ed inoltre la morfologia del dorso risultava molto simile a quella del paziente in posizione ortostatica. Nel corso delle indagini preliminari sono state innanzitutto acquisite immagini comparative in posizione ortostatica e in posizione clinostatica, con il risultato che le caratteristiche qualitative della forma del dorso in posizione prona non erano variate. Solo i valori relativi alla deviazione laterale e alla rotazione superficiale avevano subito un leggero calo.

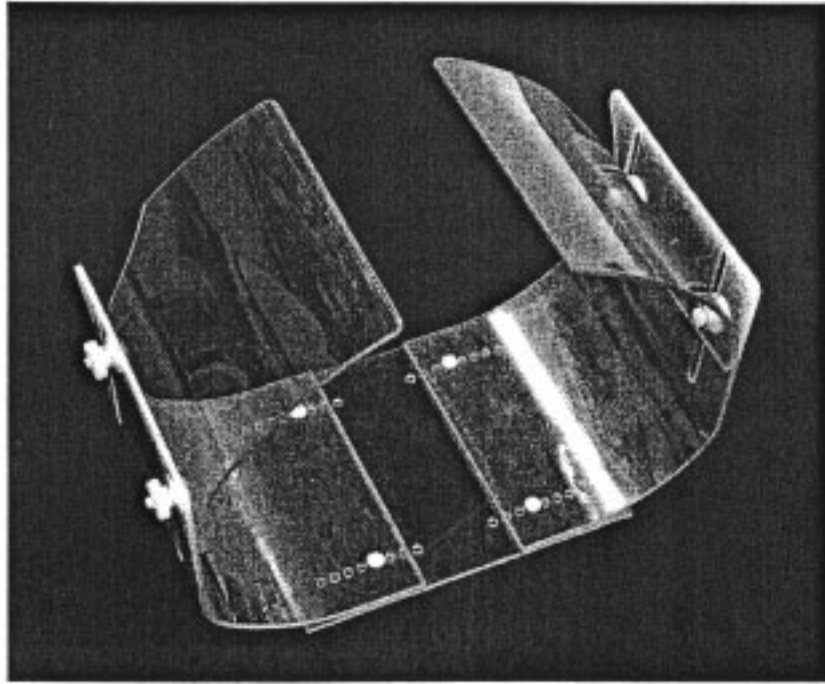


Fig. 34
Struttura di supporto non magnetica in plexiglas per sospendere la bobina del tomografo a RM sopra il dorso del paziente. L'altezza e la larghezza della struttura possono essere adattate al paziente per evitare variazioni della morfologia del dorso

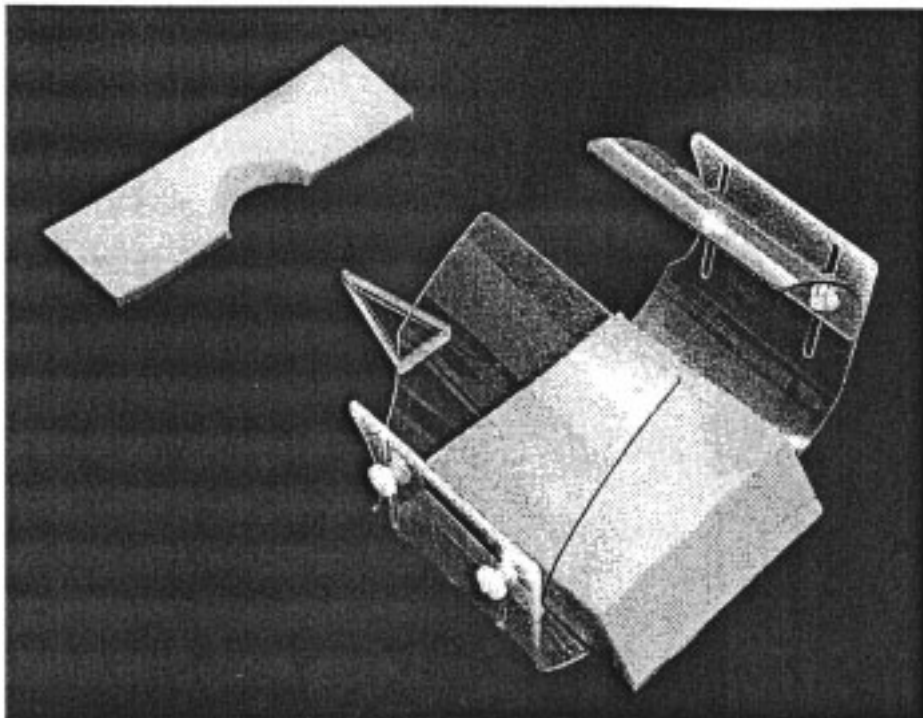


Fig. 35
Struttura di supporto in plexiglas con cuscini di sostegno per bacino e fronte. Il triangolo in plexiglas poggia sul dorso del paziente e serve a tarare il sistema.

La tomografia a RM è stata eseguita con un'apparecchiatura della ditta Siemens (Germania), mod. Magnetom Vision, con utilizzo di sequenze T2 pesate Gradient-Echo. L'acquisizione di dati tridimensionali non è riuscita a causa di artefatti respiratori. Nel corso dell'esame sono state eseguite due misure con una distanza tra gli strati pari a 40 mm, invitando i pazienti a trattenere il respiro per 14 secondi, senza che questo abbia causato problemi. Le due misure sono state effettuate con un'inclinazione cranio-caudale del lettino di 20 mm esatti (manovrato mediante il motore elettrico del tomografo) e attraverso un'opportuna ricostruzione digitale è stata determinata una distanza tra gli strati pari a 20 mm, che ha consentito di ottenere immagini con una soddisfacente risoluzione. Nonostante gli sforzi, la qualità delle immagini non è stata comunque sufficiente a consentirne l'elaborazione automatica in tempi accettabili. Le immagini sono state quindi sottoposte ad elaborazione manuale.

Un altro problema tecnico consisteva nel porre in relazione con la massima precisione, in direzione cranio-caudale, le immagini rasterstereografiche e quelle della RM. A tale scopo è stata utilizzata una struttura triangolare in plexiglas, di forma e dimensioni ben definite (base 50 mm, altezza 100 mm), che è stata riempita di acqua e incollata sul dorso del paziente sulla linea mediana, ad una distanza di 100 mm dalla vertebra prominens, da utilizzare per funzioni di taratura. Misurando la lunghezza delle strisce di colore chiaro raffigurate nelle immagini della RM è stato possibile determinare la posizione della vertebra prominens e confrontarla con l'immagine rasterstereografica (fig. 36).

L'esame rasterstereografico è stato eseguito non più tardi di un'ora dopo la RM. Allo scopo di creare le stesse condizioni, anche nell'indagine rasterstereografica sono stati utilizzati i cuscini di sostegno e la parte inferiore della struttura di supporto in plexiglas. Sono state acquisite tre immagini rasterstereografiche e tra l'una e l'altra ripresa il paziente si doveva alzare. Utilizzando questi accorgimenti, è stato possibile ottenere in almeno una misura una corrispondenza soddisfacente tra la morfologia del corpo rilevata attraverso le immagini rasterstereografiche e quella risultante dalla RM.

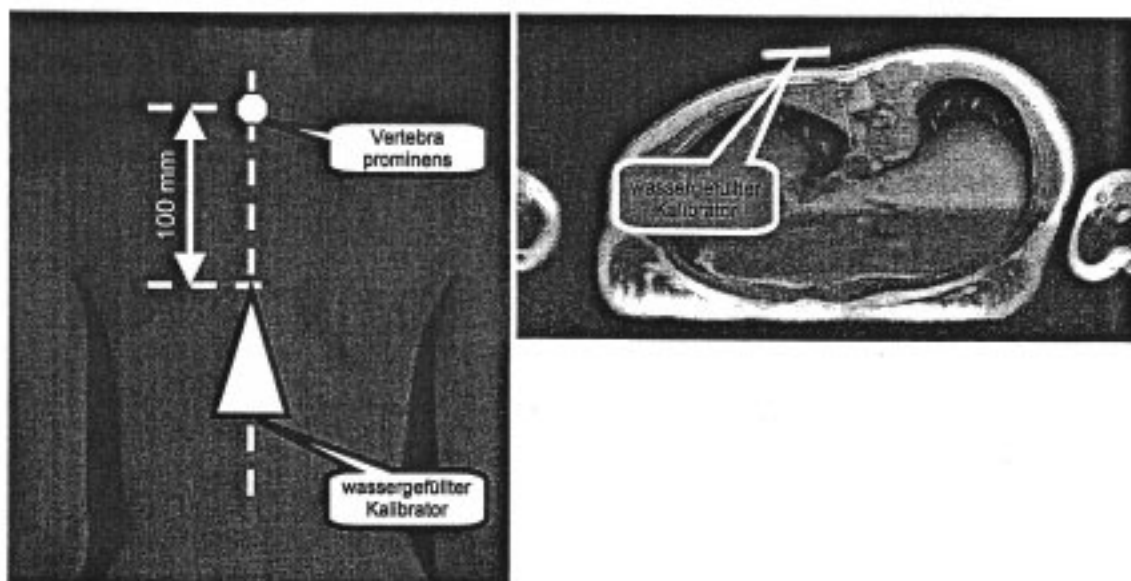


Fig. 36

Localizzazione della vertebra prominens nell'immagine RM mediante la struttura di taratura (triangolo in plexiglas pieno d'acqua).

La valutazione dei risultati è avvenuta in due fasi. Innanzitutto è stato individuato sull'immagine, ai fini della misurazione della rotazione vertebrale, il centro del corpo vertebrale sul piano sagittale (fig. 37).

In una seconda fase, i profili trasversali corrispondenti alla rispettiva altezza segmentale e rilevati con il metodo rasterstereografico, sono stati adeguati manualmente al profilo del dorso risultante dall'immagine RM. Nel caso di una corretta ricostruzione rasterstereografica del rachide, la normale alla superficie sul punto di simmetria dovrebbe attraversare il centro del corpo vertebrale precedentemente individuato. Gli eventuali scostamenti definiscono la qualità e l'entità degli errori commessi nella ricostruzione rasterstereografica (fig. 38). A tal proposito è interessante considerare in particolare la misura della deviazione laterale. Lo scostamento sagittale viene essenzialmente determinato attraverso una corretta valutazione delle dimensioni anatomiche (distanza tra superficie cutanea e punto mediano del corpo vertebrale) e non tramite la ricostruzione rasterstereografica, e riveste inoltre un'importanza secondaria sotto il profilo clinico.

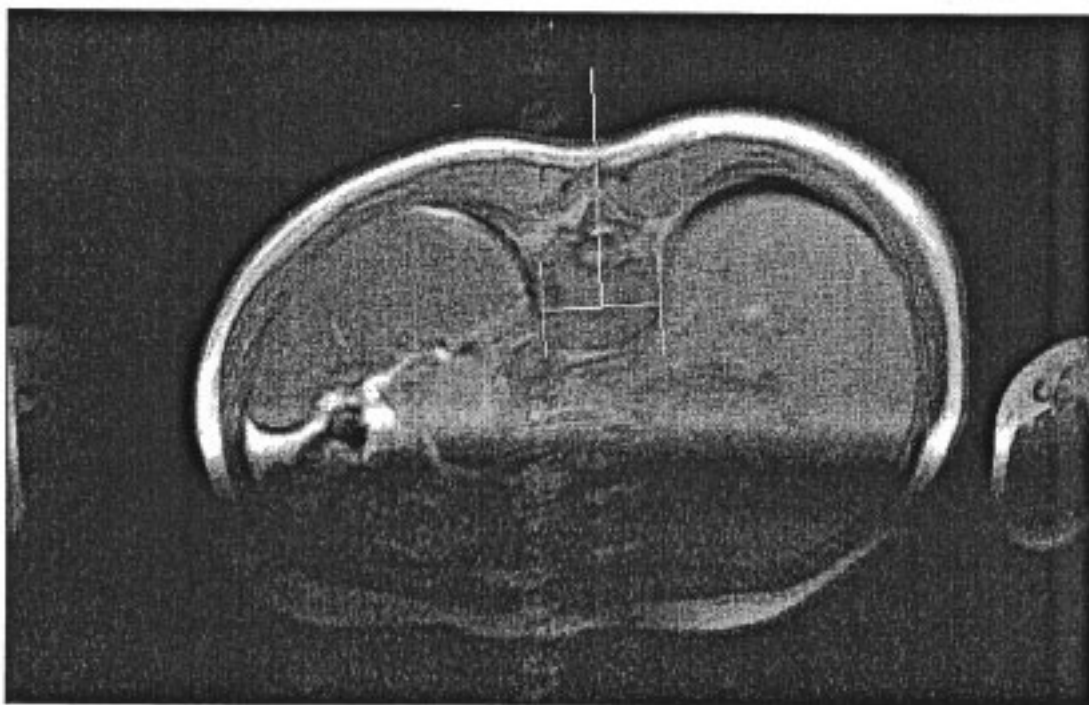


Fig. 37
Determinazione nell'immagine RM del punto mediano del corpo vertebrale e della rotazione vertebrale.

Per una valutazione comparativa della "spinal midline" rasterstereografica, tutti i punti mediani dei corpi vertebrali rilevati con la RM sono stati considerati come una curva tridimensionale. Ciò ha consentito, attraverso il calcolo dello scarto quadratico medio, di determinare il grado di accuratezza della ricostruzione e il tipo di errori commessi. La corretta assegnazione segmentaria dei profili trasversali alle rispettive immagini RM è stata eseguita stimando la distanza dalla vertebra prominens. Lo scarto quadratico medio è stato calcolato sia per la deviazione laterale che per la deviazione sagittale e la rotazione vertebrale.

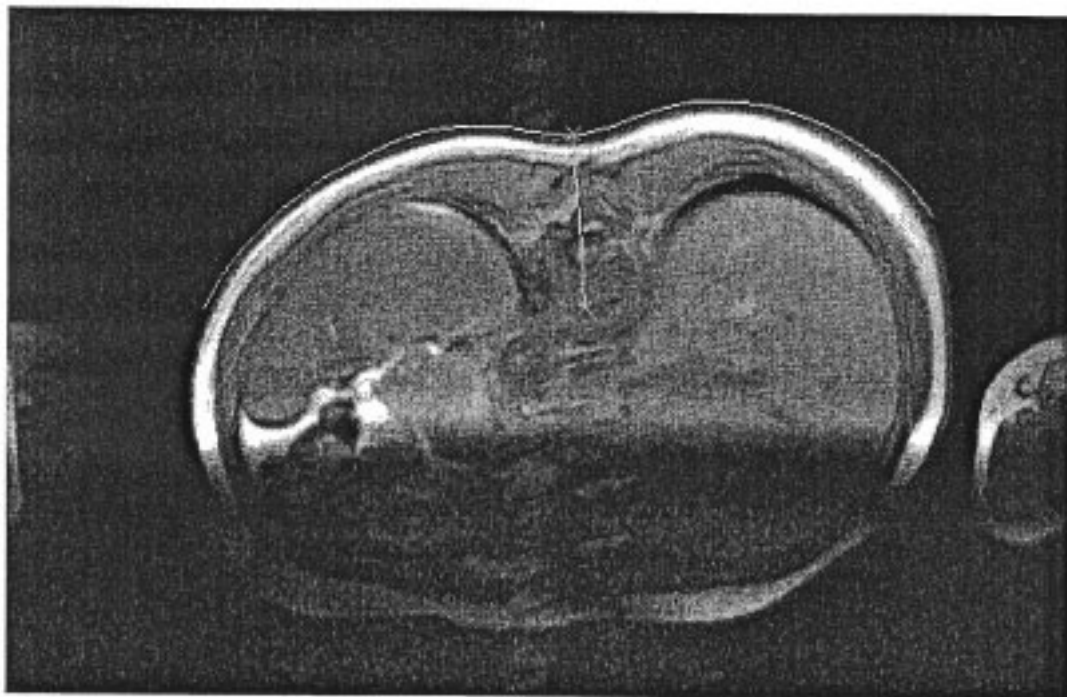


Fig. 38

Adeguamento del profilo trasversale rilevato con il metodo rasterstereografico all'immagine RM (linea gialla sulla superficie del corpo). La linea retta tra le crocette rappresenta la normale alla superficie sul punto di simmetria del profilo trasversale. Il punto terminale della linea riproduce invece il centro del corpo vertebrale calcolato con la tecnica rasterstereografica. La corrispondenza con il centro del corpo vertebrale determinato con la RM rappresenta il grado di precisione della misura ottenibile con il metodo rasterstereografico.

Risultati

La valutazione delle immagini RM ha evidenziato imprecisioni relativamente alla auspicata distanza tra gli strati di 20 mm, causate da problemi tecnico-metodologici, quali ad esempio la regolazione imprecisa del lettino manovrabile mediante il motore elettrico del tomografo e i cambiamenti di posizione del paziente nel tomografo tra un esame e l'altro. In fondo questo metodo non consente di conoscere l'esatta posizione dei tomogrammi in direzione cranio-caudale.

Nella tabella 6 i risultati delle comparazioni delle curve sono rappresentati come scarto quadratico medio della spinal midline, determinata con il metodo rasterstereografico, dalla linea dei punti mediani dei corpi vertebrali, rilevata mediante RM.

Angolo di Cobb	26° - 116°
Numero di pazienti	26
Errore laterale	8,8 mm
Errore sagittale	5,0 mm
Errore rotazione	6,0°

Tabella 6

Confronto tra tomogrammi RM e rasterstereografie. Scarti quadratici medi delle curve poste a confronto sul piano trasversale (errore deviazione laterale), sul piano sagittale (errore sagittale) e con riferimento alla rotazione delle vertebre (errore rotazione).

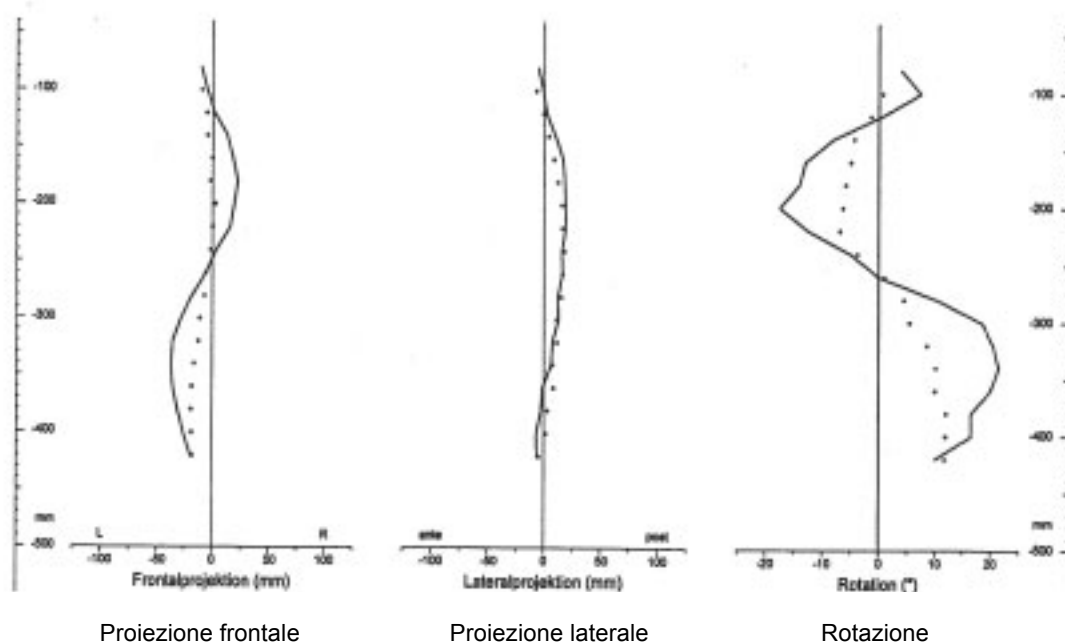


Fig. 39

Comparazione delle curve tomografiche (linea continua) e rasterstereografiche (linea punteggiata) di una scoliosi con doppia curva. La deviazione laterale (a sinistra) e la rotazione vertebrale (a destra) determinate con il metodo rasterstereografico sono molto meno marcate rispetto ai risultati della RM.

Nel confronto tra le curve tomografiche e le curve rasterstereografiche della fig. 39, l'ampiezza della deviazione laterale e della rotazione vertebrale riportata nelle immagini rasterstereografiche è troppo ridotta. Questo risultato è stato riscontrato in gran parte dei pazienti in esame e rappresenta quindi un errore sistematico della ricostruzione rasterstereografica, inteso come sottovalutazione della deformità. Qualitativamente la forma delle curve era per lo più corretta. Un adeguamento quantitativo individuale dell'ampiezza delle curve ha permesso inoltre di ridurre in misura irrilevante lo scarto quadratico medio (6,9 mm contro 8,8 mm e 5,2° contro 6°) probabilmente a causa della scarsa uniformità del segnale (rumore) relativamente alle curve delle immagini RM.

Per quantificare l'errore sistematico, inteso come sottovalutazione della deformità, è stata effettuata una correlazione tra le ampiezze delle curve della deviazione laterale e della rotazione dei corpi vertebrali, rilevate sia con la RM che con la rasterstereografia. Dai

risultati ottenuti si è osservato che in media, nei casi di forti oscillazioni individuali, l'ampiezza della deviazione laterale dell'immagine rastereografica era pari appena al 61,2% mentre l'ampiezza della rotazione vertebrale dell'immagine RM raggiungeva solo il 70,5% (fig. 40 e 41).

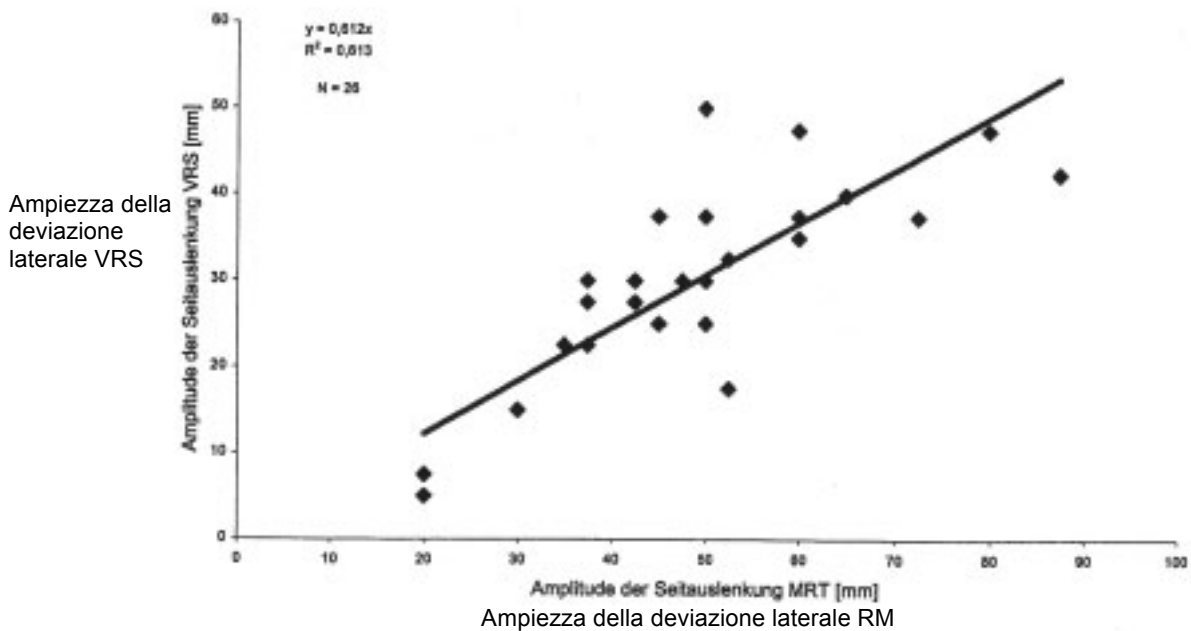


Fig. 40
 Correlazione tra i dati RM e quelli rasterstereografici (VRS) relativi alla deviazione laterale. La pendenza della retta di regressione è inferiore a 45°, a dimostrazione che i valori rasterstereografici erano mediamente inferiori rispetto a quelli della risonanza magnetica (sottovalutazione rasterstereografica della deformità).

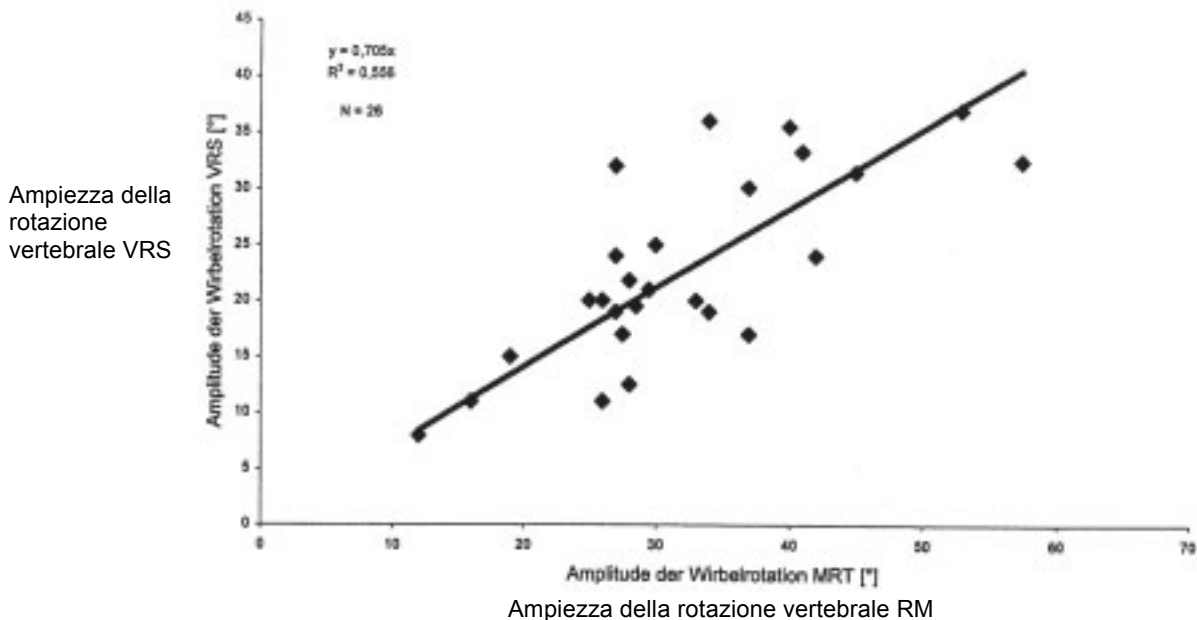


Fig. 41
 Correlazione tra i dati RM e quelli rasterstereografici (VRS) relativi alla rotazione dei corpi vertebrali. Si osserva una sottovalutazione della rotazione vertebrale nella rasterstereografia.

Errore di rotazione

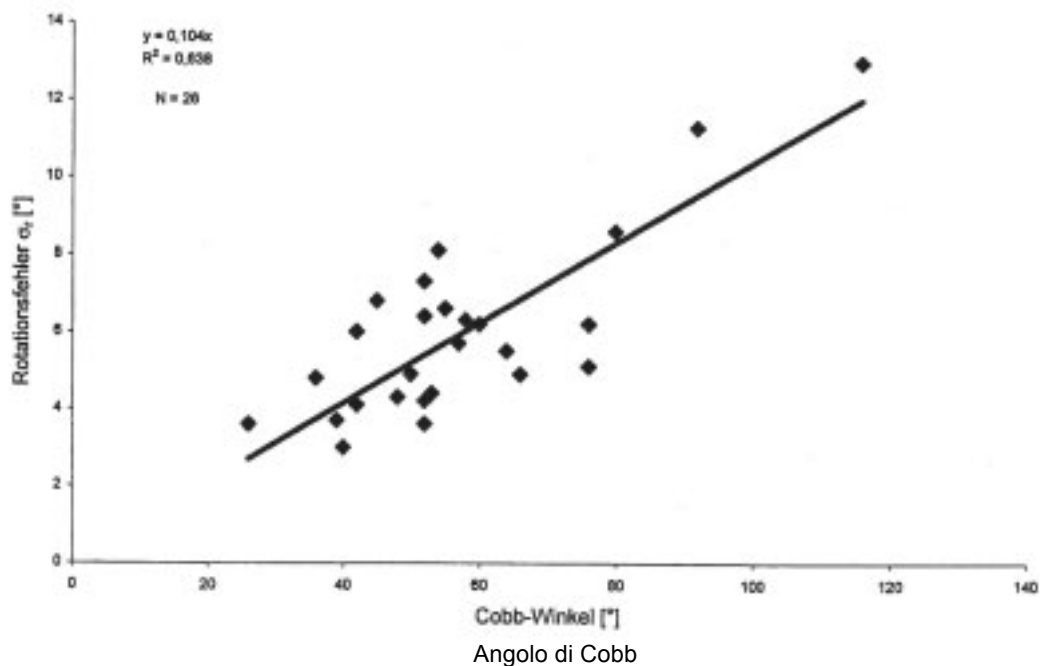


Fig. 42

Correlazione tra gli errori di rilevamento rasterstereografico della rotazione vertebrale e l'angolo di Cobb. Per le deformità di grado elevato si osservano errori più marcati. Un risultato simile si è riscontrato per la deviazione laterale delle vertebre.

Discussione

L'angolo di Cobb nei pazienti monitorati era in media superiore a 60°. Il collettivo è pertanto paragonabile a quello osservato per le scoliosi di grado elevato (cap. 2.2.1), che è stato esaminato mediante analisi di immagini radiografiche digitalizzate, facendo registrare un errore di rilevamento rasterstereografico al confronto più grande. Anche in questo studio è stata osservata una differenza piuttosto evidente tra i dati della rasterstereografia e quelli della RM, dimostrando che in presenza di deformità di grado elevato la precisione della rasterstereografia diminuisce. Questa indagine ha tuttavia messo in evidenza per la prima volta la presenza dell'errore sistematico, ossia una sottovalutazione della deviazione laterale e della rotazione anche del 50%. Nonostante la presenza di errori sistematici, la dispersione dei valori misurati è molto alta, tanto che non è possibile definire una semplice metodica di correzione. Nell'interpretazione dei risultati va innanzitutto sottolineato che per eseguire gli esami tomografici (RM) sui pazienti è stato necessario raggiungere compromessi metodologici che determinano una grande dispersione dei dati comparativi rilevati mediante RM. Il problema più significativo è la limitata riproducibilità della posizione prona ai fini del corretto rilevamento della morfologia dorsale. Va specificato che, a causa dei numerosi problemi metodologici, la risonanza magnetica - come metodo di valutazione della rasterstereografia - non è indicata per un collettivo di pazienti di considerevoli dimensioni. La valutazione delle immagini radiografiche digitalizzate, descritta nel capitolo 2, garantisce maggiore attendibilità e semplicità operativa. Tuttavia solo nell'ambito di questo studio si è constatato che sussiste, in effetti, la possibilità dell'errore sistematico, nel senso di una sottovalutazione della deformità nelle scoliosi di grado elevato, riscontrata di frequente nell'esame rasterstereografico.

Questa sottovalutazione della deformità è sostanzialmente riconducibile a due cause:

- 1) la linea di simmetria si trova in posizione mediale rispetto alla linea dei processi spinosi
- 2) la rotazione della superficie sopra i processi spinosi non corrisponde alla rotazione delle vertebre (sottovalutazione).

Nel capitolo 3.1 è stato illustrato che, sebbene possano essere osservate deviazioni della linea di simmetria, in media anche di 7 millimetri, queste non sono sistematiche se considerate in relazione alla direzione della deviazione. Gli errori riscontrati in questo studio sono quindi solo parzialmente riconducibili ad una cattiva corrispondenza della linea di simmetria con la linea dei processi spinosi. Nella fig. 43 è riportato un esempio di una linea di simmetria spostata troppo medialmente con la conseguente sottovalutazione della deviazione laterale dei corpi vertebrali.



Fig. 43

Sezione dell'immagine RM con adeguamento del profilo trasversale rasterstereografico. La linea di simmetria e la normale alla superficie sono spostate troppo medialmente, tanto da causare un errore di determinazione del punto centrale del corpo vertebrale.

La seconda possibile causa sembra avere una maggiore rilevanza, come illustrato nella figura 44. Sebbene la linea di simmetria si trovi sopra il processo spinoso, si verifica in ogni caso una considerevole sottovalutazione della posizione del punto centrale del corpo vertebrale, dovuta al fatto che la rotazione della superficie sopra il processo spinoso è notevolmente inferiore alla rotazione della vertebra tanto che la normale alla superficie sul punto di simmetria non attraversa il corpo vertebrale. Una corretta ricostruzione sarebbe stata possibile se la linea di simmetria si fosse trovata lateralmente al processo spinoso, dato che qui la rotazione della superficie sopra il processo spinoso aumenta notevolmente per effetto della concavità della superficie. Un'altra possibile soluzione consisterebbe nel moltiplicare per un determinato fattore il valore della rotazione superficiale sopra il processo spinoso. Tutti gli esperimenti finora condotti hanno tuttavia dimostrato che non vi è una relazione sufficientemente chiara tra angolo di Cobb e fattore di moltiplicazione, per cui è difficile stabilire in quali tipi di scoliosi la rotazione della superficie non corrisponda alla rotazione vertebrale e come determinare il fattore di correzione.

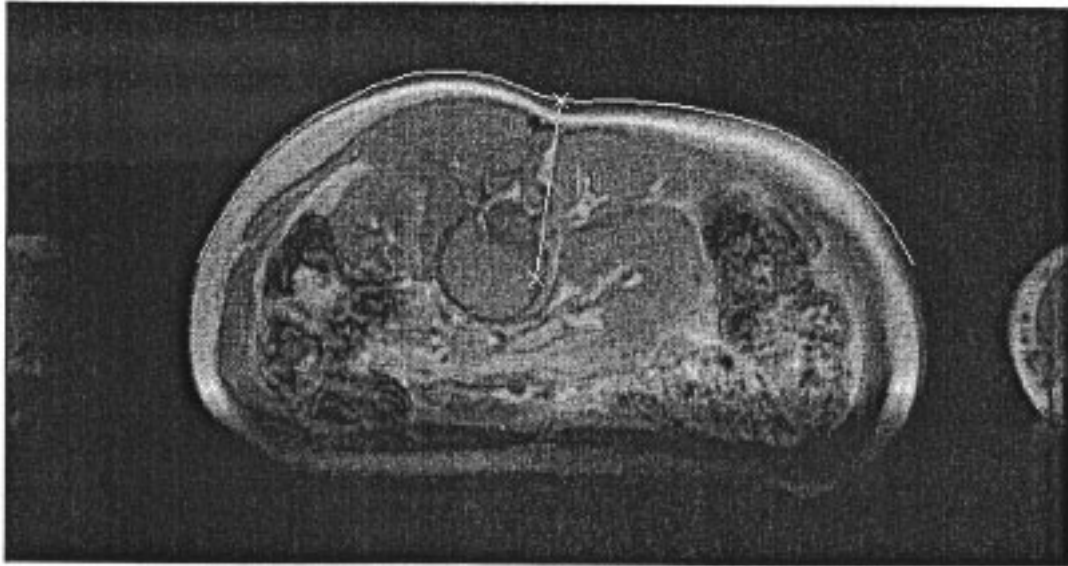


Fig. 44

Sezione dell'immagine RM con adeguamento del profilo trasversale rasterstereografico. La linea di simmetria e la normale alla superficie si sovrappongono esattamente al processo spinoso. La rotazione della superficie è comunque notevolmente inferiore rispetto alla rotazione vertebrale, tanto che la deviazione laterale e la rotazione nell'immagine rasterstereografica risultano considerevolmente sottovalutate.

L'immagine rasterstereografica non può quindi essere ottimizzata unicamente mediante una migliore determinazione della posizione dei processi spinosi o tramite un fattore di moltiplicazione unitario per la rotazione superficiale. È invece indispensabile una più attenta analisi morfologica dei profili trasversali individuali relativi alla rotazione superficiale. Probabilmente è necessario determinare la rotazione della superficie, e quindi quella vertebrale, non come di solito esattamente al di sopra del processo spinoso, bensì spostandosi più lateralmente. Non è stato comunque chiarito in dettaglio per quali tipi e gradi di deformità sia necessario apportare questa correzione e in che misura. Attualmente l'unica soluzione a questo problema resta il riconoscimento, da parte di un operatore esperto, della sottovalutazione della rotazione con successiva correzione della posizione della linea di simmetria, mediante inserimento dei dati relativi ad un punto ausiliario. Va tuttavia sottolineato che questo problema si presenta unicamente nei casi di scoliosi di grado elevato con un angolo di Cobb superiore a $60^\circ - 70^\circ$.

3.3 Rasterstereografia con paziente in anteflessione

Problematiche

- È tecnicamente possibile eseguire l'analisi morfologica del dorso con la rasterstereografia con il paziente in anteflessione?
- Che influenza esercita la dismetria degli arti inferiori sulla rotazione della superficie in anteflessione?

Dati disponibili

L'esame clinico del paziente con scoliosi idiopatica prevede sempre l'osservazione della morfologia dorsale facendo eseguire al paziente una flessione anteriore (test di Adams). L'esito dell'esame viene definito positivo qualora si riscontri un'asimmetria. Per poter quantificare con maggior precisione tale reperto si utilizza di norma uno scoliometro con bolla di livello. Fino ad oggi la valutazione e il follow up delle scoliosi idiopatiche, in cui non si ricorra ad esami radiografici, si basano sostanzialmente su questa semplice procedura e su metodi analoghi (116, 117, 118, 119), se non sono disponibili tecniche di misurazione della superficie. L'importanza di questi metodi ai fini clinici è pertanto considerevole. Rimangono comunque aperte alcune fondamentali problematiche sulla morfologia del dorso in flessione anteriore e sulle modalità di misurazione con lo scolio metro, che vengono affrontate nei seguenti capitoli da 3.3.1 a 3.3.3.

A prescindere dal metodo utilizzato, è innanzitutto necessario chiarire, relativamente all'analisi della morfologia dorsale in anteflessione, in che misura le dismetrie delle gambe e la conseguente malposizione del bacino influenzano la misurazione. In particolare in corrispondenza della colonna lombare si osserva che le malposizioni del bacino determinano la torsione della superficie lombare che potrebbe essere erroneamente interpretata come gibbo lombare di natura scoliotica. Tuttavia, mentre la relazione tra dismetria degli arti inferiori e scoliosi lombare è oggetto di numerose pubblicazioni, l'analisi dell'influenza della dismetria sul gibbo lombare, misurato in flessione anteriore, si riscontra in letteratura in un unico lavoro (120). Gli autori hanno osservato che la dismetria degli arti inferiori determina una differenza di oltre 1 cm nelle misure con lo scoliometro e nell'analisi della morfologia dorsale con lo scanner ISIS. Considerato che i dati disponibili sul tema sono scarsi, prima di passare ad ulteriori indagini sull'argomento è sembrato opportuno chiarire questo problema di fondo.

Metodologia

Per ottenere dati obiettivi sulla modifica della forma dorsale in flessione anteriore, viene eseguita una misura comparativa in posizione eretta e in anteflessione. La valutazione comparativa con il metodo rasterstereografico presuppone la possibilità tecnica di eseguire la misurazione del dorso in anteflessione. Dopo alcune prove preliminari è stato possibile installare l'ulteriore apparecchio rasterstereografico sotto il soffitto della stanza in cui veniva eseguito l'esame in posizione eretta. I pazienti hanno potuto in tal modo essere sottoposti all'esame prima in posizione eretta e quindi anteflessa, a distanza di alcuni secondi e senza cambiare stanza (fig. 45 e 46). L'altezza del soffitto consentiva di mantenere l'apparecchio ad una distanza di circa 160 cm dal dorso del paziente, a seconda della lunghezza delle gambe del paziente. Nell'esame standard in posizione eretta si rispetta una distanza di 200 cm. La ricostruzione rasterstereografica del rachide è stata effettuata seguendo gli stessi principi adottati per l'esame effettuato in ortostatismo, sebbene si siano presentati due problemi: innanzitutto, a causa della minore riproducibilità della posizione anteflessa e della distanza piuttosto ridotta tra apparecchio e superficie dorsale rispetto all'esame eseguito in ortostatismo, la precisione della misurazione era alquanto limitata, in secondo luogo la localizzazione automatica delle fossette lombari era in parte impossibile in quanto la superficie del dorso aveva già un'angolazione di 30° e oltre rispetto all'apparecchio. Questo problema è stato limitato inserendo in modo interattivo i dati relativi alle fossette lombari.

Per valutare l'influenza della dismetria degli arti inferiori sulla morfologia del dorso in anteflessione sono stati esaminati cinque soggetti sani di sesso maschile di età compresa tra 28 e 32 anni, creando nel corso dell'indagine rasterstereografica in posizione anteflessa dismetrie artificiali degli arti. Per consentire l'analisi sistematica degli effetti derivanti, sono state eseguite 15 misurazioni per ciascun soggetto, modificando la lunghezza delle gambe mediante l'utilizzo di rialzi in passi di 0,5 cm, riducendo gradualmente l'altezza sul lato sinistro da 3,5 a 0 cm e aumentandola progressivamente sul lato destro da 0 a 3,5 cm.

Tutti i soggetti non erano affetti da dismetria degli arti inferiori o da deformità del rachide che avrebbero potuto causare obliquità del bacino, né soffrivano di mal di schiena. Nel corso dell'indagine è stata analizzata la rotazione della superficie del dorso nel tratto C7 – L4.

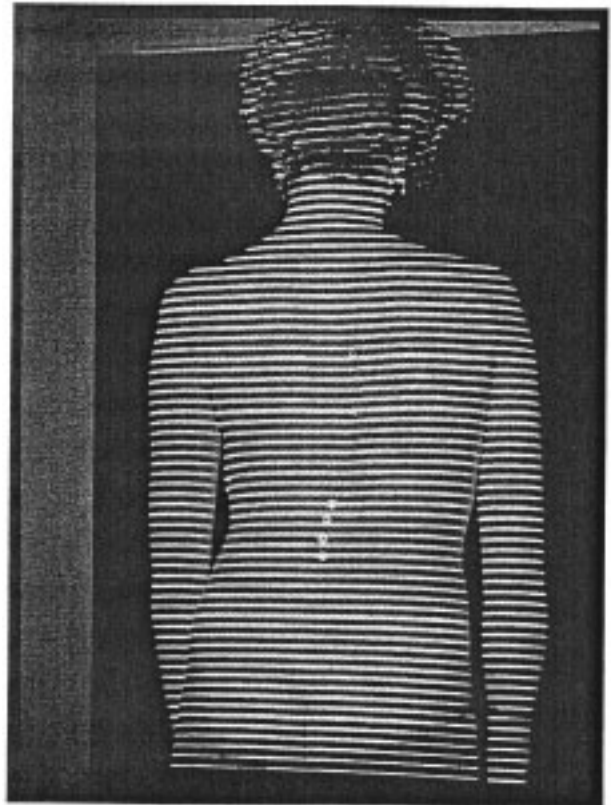


Fig. 45
Esame standard in ortostatismo.

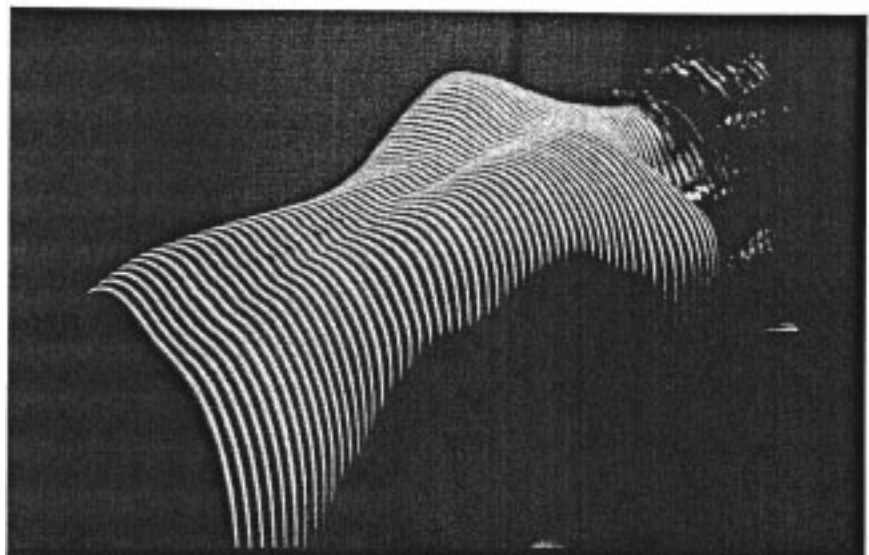


Fig. 46
Esame rasterstereografico in anteflessione eseguito dopo alcuni secondi sulla paziente della figura 45.

Risultati

La rasterstereografia in anteflessione è tecnicamente possibile a condizione che i locali in cui viene eseguito l'esame siano mediamente più alti dell'altezza standard, al fine di garantire il mantenimento di una distanza minima di 160 cm tra l'apparecchio e la superficie dorsale. Nella localizzazione automatica delle fossette lombari potrebbero insorgere difficoltà tali da richiedere talvolta una correzione manuale di questi punti fissi da parte dell'operatore. La successiva valutazione automatica non crea invece problemi.

L'influenza della differente lunghezza degli arti inferiori sulla morfologia del dorso in anteflessione è clinicamente significativa. Tali dismetrie si ripercuotono in maniera diretta sulla rotazione della superficie da misurare mediante la rasterstereografia, determinando obliquità del bacino. Attraverso una formula matematica è possibile stimare l'entità della variazione della rotazione superficiale dovuta alla dismetria degli arti. Una dismetria di 1,8 cm, ipotizzando una distanza delle teste femorali di 20 cm, causa un'obliquità del bacino in anteflessione di 5° rispetto alla linea orizzontale. L'asimmetria del bacino così calcolata è stata confermata - con una dispersione dei valori relativamente bassa - aumentando in un test *in vivo*, artificialmente e in modo progressivo, la lunghezza delle gambe. L'asimmetria determina una trasmissione della rotazione alla colonna toraco-lombare, sebbene, a causa di una derotazione intersegmentaria, gli effetti sulla colonna toracica siano meno marcati rispetto a quelli sulla colonna lombare. Nei soggetti in esame, la riduzione della rotazione anomala risultava alquanto lineare in direzione caudale-craniale. Mentre all'altezza di L4 la trasmissione della rotazione era pari al 100%, all'altezza di C7 era solo del 63%. Al centro del tratto toracico del rachide si riscontrava invece una rotazione pari a circa l'80%.

Discussione

Sebbene la rasterstereografia in posizione anteflessa sia tecnicamente applicabile nella routine clinica, essa ha poca ragion d'essere. Uno dei principali vantaggi della rasterstereografia sta proprio nel fatto di poter effettuare la misurazione in posizione eretta che, a differenza della posizione anteflessa, è più facilmente riproducibile. Sotto l'aspetto tecnico la rasterstereografica in ortostatismo è di più semplice esecuzione, sebbene l'esame in anteflessione presenti interessanti risvolti di carattere scientifico. L'esame clinico del rachide in posizione anteflessa è largamente diffuso, per quanto l'attendibilità dei risultati sia molto controversa. Esaminare attentamente la variazione della morfologia dorsale in posizione ortostatica e in quella anteflessa era pertanto un obiettivo ambizioso che questo metodo rende possibile. La rasterstereografia in ortostatismo fornisce infine dati sufficientemente attendibili se la variazione della morfologia del dorso in anteflessione è stata correttamente valutata.

Lo studio ha inoltre mostrato che per evitare interpretazioni errate della rotazione della superficie, prima di sottoporre un paziente ad un esame in anteflessione, sarebbe stato opportuno compensare adeguatamente le dismetrie degli arti inferiori a causa della loro elevata significatività clinica. Ciò vale soprattutto per i test di screening e gli screening scolastici, per i quali anche variazioni morfologiche del dorso di modesta entità, rilevate in anteflessione, assumono grande rilevanza clinica (indicazione all'esame radiologico).

3.3.1 Variazioni della superficie dorsale in posizione anteflessa

Problematiche

- Perché eseguire l'esame diagnostico della scoliosi in posizione anteflessa?
- È vero che in anteflessione il gibbo costale e quello lombare sono più accentuati o sono solo più visibili?

Dati disponibili

Nell'esame dei pazienti scoliotici eseguito in ante flessione, il principale problema consiste nel capire perché la rotazione anomala del rachide possa essere valutata particolarmente bene in questa posizione. La rotazione anomala è qui più evidente rispetto alla vista frontale della superficie dorsale o la rotazione risulta più accentuata in anteflessione? Una prova a favore di questa ipotesi è che le deformità di grado lieve possono essere ben individuate in anteflessione e che per tale motivo il test in flessione frontale viene eseguito con grande frequenza negli screening scolastici (117). Quando nel test in anteflessione si riscontra una variazione sistematica della morfologia dorsale, sarebbe necessario quantificarne l'entità per poter trarre conclusioni attendibili sulla deformità in posizione eretta. Negli anni '80 Upadhyay et al. (34, 35) hanno trattato questo tema utilizzando lo scanner ISIS descritto nel capitolo 1. Sono state effettuate misure comparative su pazienti in posizione eretta e in posizione anteflessa da seduti. Il numero dei pazienti arruolati nello studio era comunque piuttosto esiguo (solo 13). Uno studio successivo di Stokes e Moreland (121) ha esaminato la morfologia del dorso con lo scanner ISIS in ortostatismo e anteflessione su 56 pazienti, riscontrando scarsissime variazioni della rotazione superficiale nell'area della colonna lombare. In letteratura non sono reperibili altri dati, per cui è stato necessario eseguire un'indagine integrativa su un collettivo di pazienti più numeroso.

Metodologia

Lo studio ha interessato 94 pazienti affetti da scoliosi idiopatiche con angolo di Cobb compreso tra 20° e 82°. Tutti i pazienti sono stati inizialmente sottoposti a rasterstereografia in posizione eretta (fig. 45). Quindi è stato attivato l'apparecchio a soffitto e i pazienti si sono piegati in avanti fino a portare la superficie dorsale in posizione orizzontale, parallela all'apparecchio (fig. 46). La postura è stata controllata dall'operatore, osservandola di lato. Al paziente è stato richiesto di unire le punte delle dita per evitare rotazioni della cintura scapolare rispetto al bacino. Se dalla rasterstereografia in posizione ortostatica risultavano dismetrie degli arti inferiori, si è provveduto a compensarle ripetendo la misura in posizione eretta prima di effettuare quella in anteflessione. È stato possibile comparare 94 coppie di immagini, concentrando il confronto sulle curve relative alla rotazione della superficie (fig. 47, 48 in basso a dx). Per non essere legati ad un determinato piano/una direzione di riferimento, è stata calcolata l'ampiezza di rotazione, ossia la differenza tra la rotazione massima a sinistra e a destra in posizione eretta e in anteflessione, effettuando quindi un'adeguata correlazione dei dati.

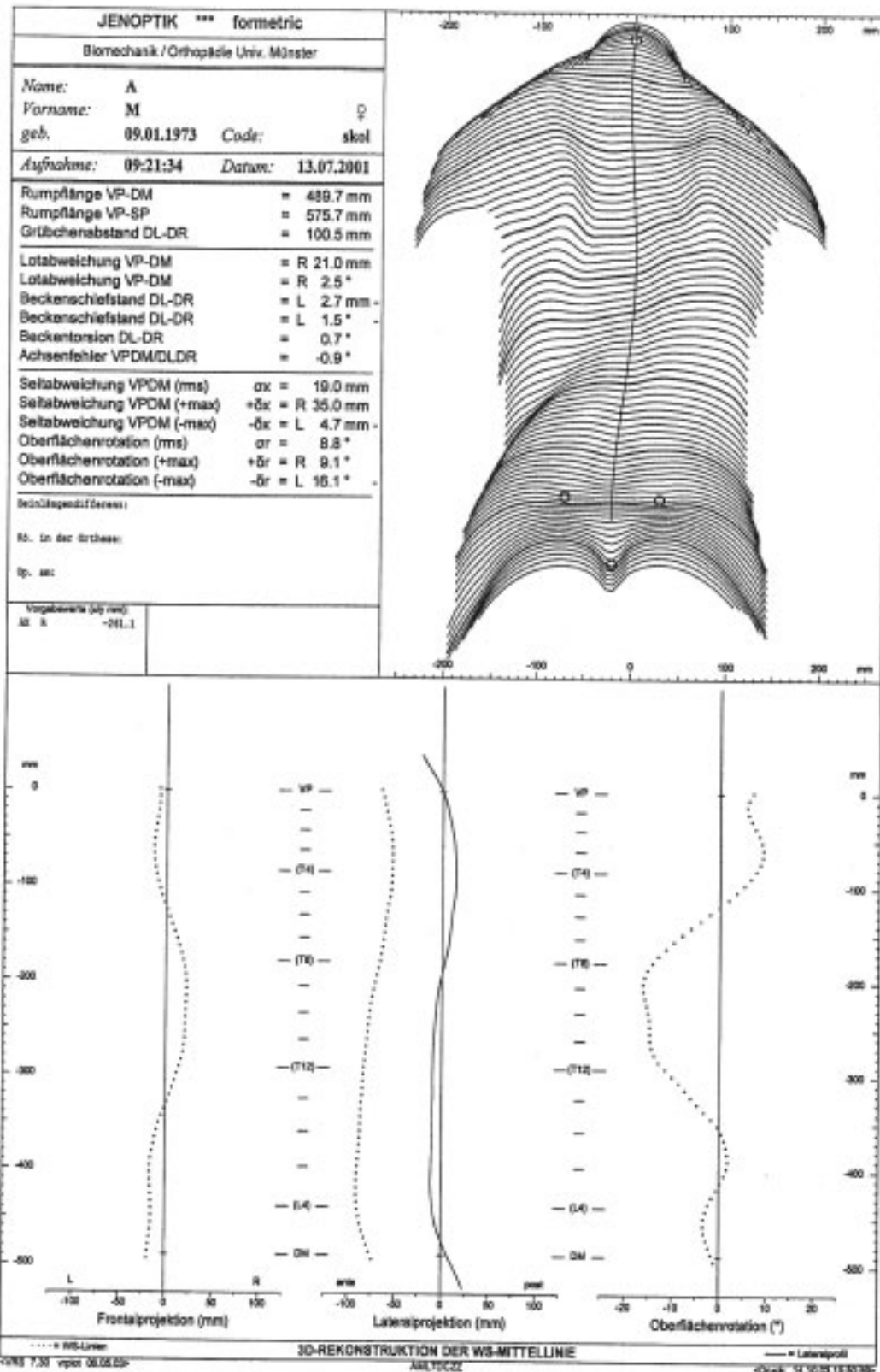


Fig. 47
Rasterstereografia in posizione eretta

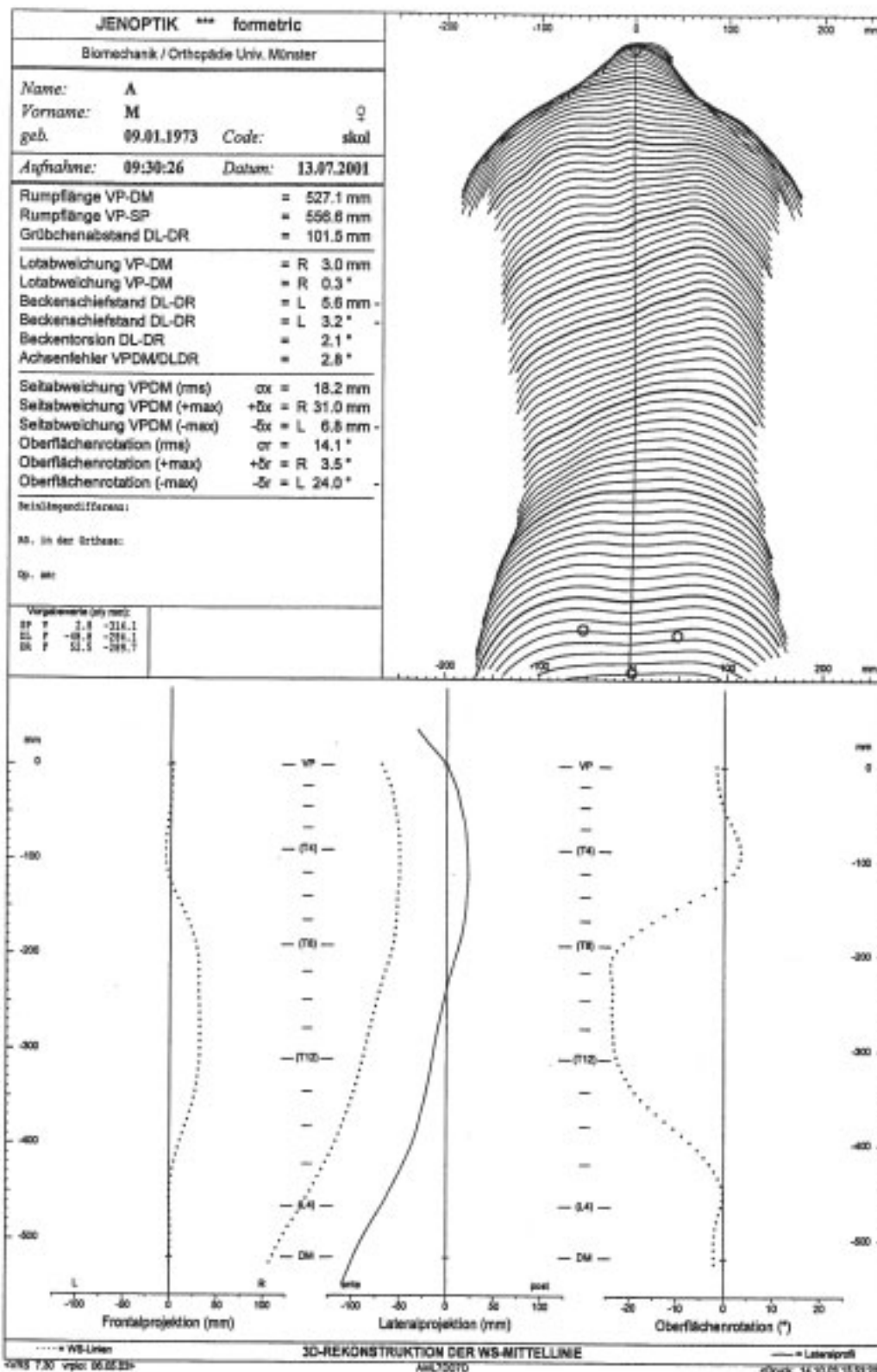


Fig. 48

Rasterstereografia in posizione anteflessa eseguita sulla paziente della figura 47. Il profilo del rachide rappresentato nella curva centrale mostra la postura della paziente. A causa della scoliosi lo sviluppo cifotico della colonna toracica inferiore è limitato. La rotazione della superficie indicata nella curva a destra è nettamente più accentuata nell'esame in posizione anteflessa (confronto con fig. 47 in basso a destra).

Risultati

In media è stata misurata una rotazione di ampiezza pari a $23,2^\circ$ ($6,9^\circ$ - $45,9^\circ$) in posizione eretta e a $26,7^\circ$ ($6,5^\circ$ - $55,5^\circ$) in anteflessione. In posizione anteflessa la rotazione era mediamente più accentuata di $3,4^\circ$ (circa il 10% in più). Questo valore era altamente significativo ($P < 0,001$). La deviazione standard della differenza della rotazione era tuttavia uguale a $6,6^\circ$. La significatività dei valori dipende dall'alto numero di pazienti inclusi nell'esame. La correlazione ottenuta tra la rotazione in ortostatismo e in anteflessione era debole (fig. 49).

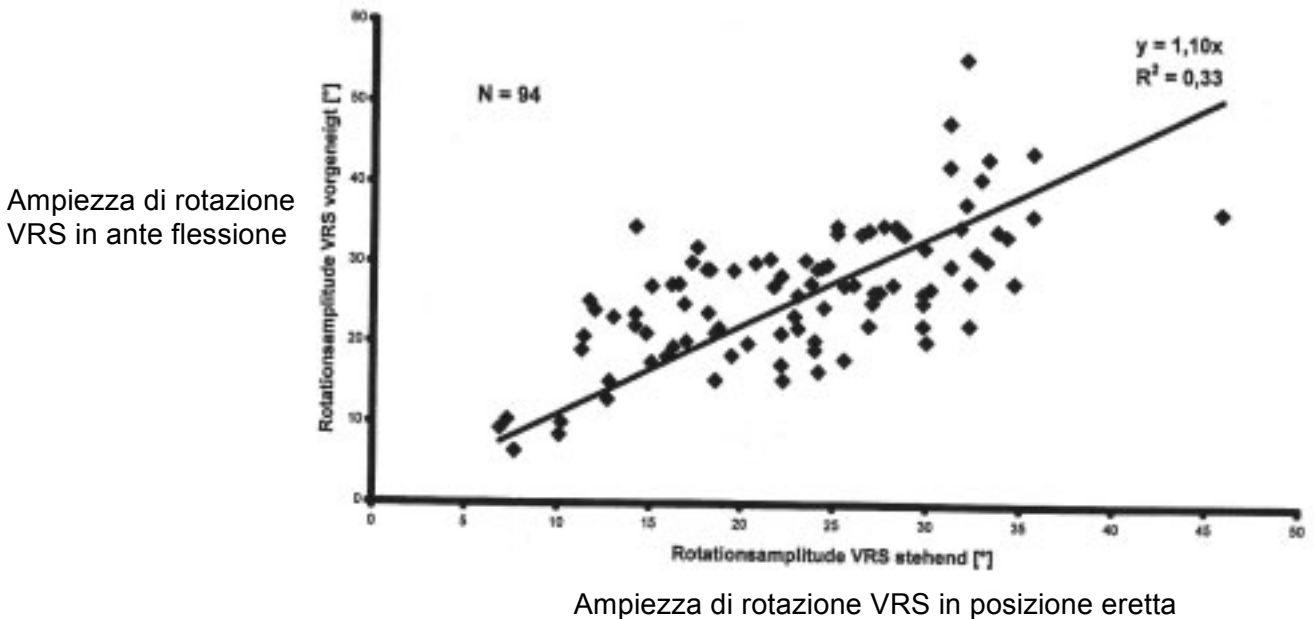


Fig. 49

Correlazione della rotazione superficiale in posizione eretta e in anteflessione. La dispersione dei valori è alta e la correlazione debole con $R^2 = 0,33$. La retta di correlazione evidenzia una pendenza di 1,10. In anteflessione la rotazione aumenta quindi di circa il 10%.

Discussione

I risultati ottenuti non coincidono con i pochi dati reperibili in letteratura. Upadhyay et al. riportano di una riduzione del gibbo costale a livello delle curve toraciche in anteflessione. L'andamento della rotazione della superficie in corrispondenza del rachide lombare non era uniforme. Gli autori ritengono che la rotazione della colonna lombare in anteflessione dipenda dal tipo di scoliosi e dal grado di severità. Stokes e Moreland hanno riscontrato nel loro studio, condotto con lo scanner ISIS su un collettivo relativamente grande di 56 pazienti, una variazione trascurabile del gibbo costale e un aumento del gibbo lombare in anteflessione. In contrasto con i lavori qui citati, nella presente indagine la rotazione della colonna lombare e toracica non è stata considerata secondo criteri di valutazione differenziata, privilegiando il calcolo dell'ampiezza della rotazione, meno suscettibile di errori. Considerando quindi l'eterogeneità dei dati e la grande dispersione dei valori relativi all'ampiezza della rotazione, si può concludere che in flessione anteriore non sia possibile riprodurre in maniera uniforme la variazione della morfologia dorsale. La rotazione della superficie rilevata in anteflessione rispecchia il grado di rotazione misurato in posizione eretta solo con una dispersione dei valori relativamente alta. Le deviazioni ammontano in media al 10% e differiscono in funzione del fatto che siano riferite ad aumenti o diminuzioni. In sintesi si può affermare che il test di Adams in anteflessione, impiegato ai

fini diagnostici e di diagnosi precoce delle scoliosi idiopatiche, non sembra adatto a valutare con sufficiente attendibilità la rotazione anomala della superficie del dorso e delle vertebre osservabile invece in posizione eretta. L'ipotesi che in anteflessione il gibbo costale risulti più accentuato, non può essere comunque confermata. La grande dispersione dei valori misurati è probabilmente dovuta alla peggiore riproducibilità della posizione anteflessa rispetto alla posizione eretta. La posizione di anteflessione ha il vantaggio che il gibbo costale e quello lombare sono meglio osservabili dall'esaminatore in direzione orizzontale. Lo svantaggio principale sta invece nel fatto che la variazione della morfologia dorsale in caso di passaggio dalla posizione eretta a quella flessa anteriormente, non è uniforme nei due casi. L'analisi della morfologia dorsale mediante rasterstereografia o tecniche equivalenti è un metodo più affidabile, obiettivo e riproducibile per l'esame delle deformità in posizione eretta.

3.3.2 Confronto tra rasterstereografia e scoliometro

Problematiche

- Che attendibilità offre la misurazione con lo scoliometro, quale metodo di indagine clinica per la valutazione del grado di rotazione vertebrale?
- Esistono differenze tra la misura della rotazione della superficie con lo scoliometro e la rasterstereografia?
- La rasterstereografia rappresenta una valida alternativa alla scoliometria?

A partire dagli anni '80, a seguito di numerose pubblicazioni sul tema (117, 118, 119), la misura delle deformità del rachide con scoliometro effettuata su pazienti in flessione anteriore si è affermata in tutto il mondo come metodo di screening e di follow up delle scoliosi idiopatiche, sebbene in pubblicazioni più recenti (65, 66) siano stati evidenziati i problemi fin qui ripetutamente citati, relativi ad una scarsa sensibilità (23%) e specificità (48%) del metodo. Per esperienza possiamo affermare che i valori così misurati trovano scarso riscontro nella prassi clinica nei casi in cui vi sia la necessità di valutare la progressione di una patologia o si debbano prendere decisioni sul ricorso alla terapia conservativa. Qualora invece, nell'ambito di una spondilodesi dorsale correttiva, si debba stabilire se eseguire anche una plastica della parete toracica, è importante conoscere l'entità del gibbo costale e, prima dell'introduzione degli apparecchi di misura della superficie, tale dato veniva spesso determinato mediante l'uso dello scoliometro. È proprio nei casi in cui è necessario prendere decisioni importanti che bisogna poter fare affidamento su metodi affidabili. La rasterstereografia, come illustrato negli studi finora presentati, offre dati significativi e attendibili sull'entità del gibbo costale e sull'incidenza del problema estetico. In linea generale sorge quindi la domanda se la misurazione con lo scoliometro sia ancora attuale e se non possa essere sostituita dall'analisi della morfologia dorsale. Risulta quindi davvero interessante operare un confronto diretto tra la misura con lo scoliometro e i valori di rotazione della superficie determinati mediante rasterstereografia in posizione eretta e in anteflessione. In base ai risultati illustrati nel precedente capitolo 3.3.1 non è possibile ipotizzare che la misurazione con lo scoliometro consenta di riprodurre correttamente la rotazione della superficie e di quantificare con precisione l'entità del gibbo costale osservabile in posizione eretta, dato che in flessione anteriore le variazioni della morfologia del dorso sono meno esattamente riproducibili.

Metodologia

Un gruppo di 94 pazienti affetti da scoliosi idiopatica, già arruolati negli studi precedentemente illustrati, è stato sottoposto a esame con lo scoliometro presso un esperto studioso di scoliosi, dopo aver eseguito una rasterstereografia. Lo scoliometro e i criteri di misurazione erano conformi a quanto raccomandato dalla National Scoliosis Foundation di Watertown, USA (65). Ciò significa che la misurazione è stata eseguita in anteflessione sopra il segmento caratterizzato dalla massima anomalia di rotazione, appoggiando lo scoliometro a livello dei processi spinosi (fig. 50), nell'area lombare e toracica. Per garantire la possibilità di effettuare un controllo dell'altezza segmentale rispetto alla rasterstereografia, è stata misurata la distanza del punto di misura dalla vertebra prominens. Inoltre a titolo di controprova è stata simulata una misurazione con lo scoliometro su immagini rasterstereografiche acquisite in posizione anteflessa (fig. 51).

L'esame è stato eseguito da un esperto e sottoposto ad un doppio controllo. Prendendo a riferimento i dati rilevati *in vivo* con lo scoliometro, è stata tracciata una tangente nell'area di massima anomalia di rotazione che tocca la superficie dorsale su entrambi i lati ad alcuni centimetri di distanza dalla linea dei processi spinosi. Analogamente alla misurazione della rotazione in posizione eretta, è stata quindi calcolata la cosiddetta "ampiezza della rotazione", ossia la differenza tra la rotazione massima a sinistra e a destra. Le ampiezze di rotazione misurate con lo scoliometro sono state poi comparate con le ampiezze rilevate con quelle rilevate dalla rasterstereografia eseguita in posizione eretta e in anteflessione.

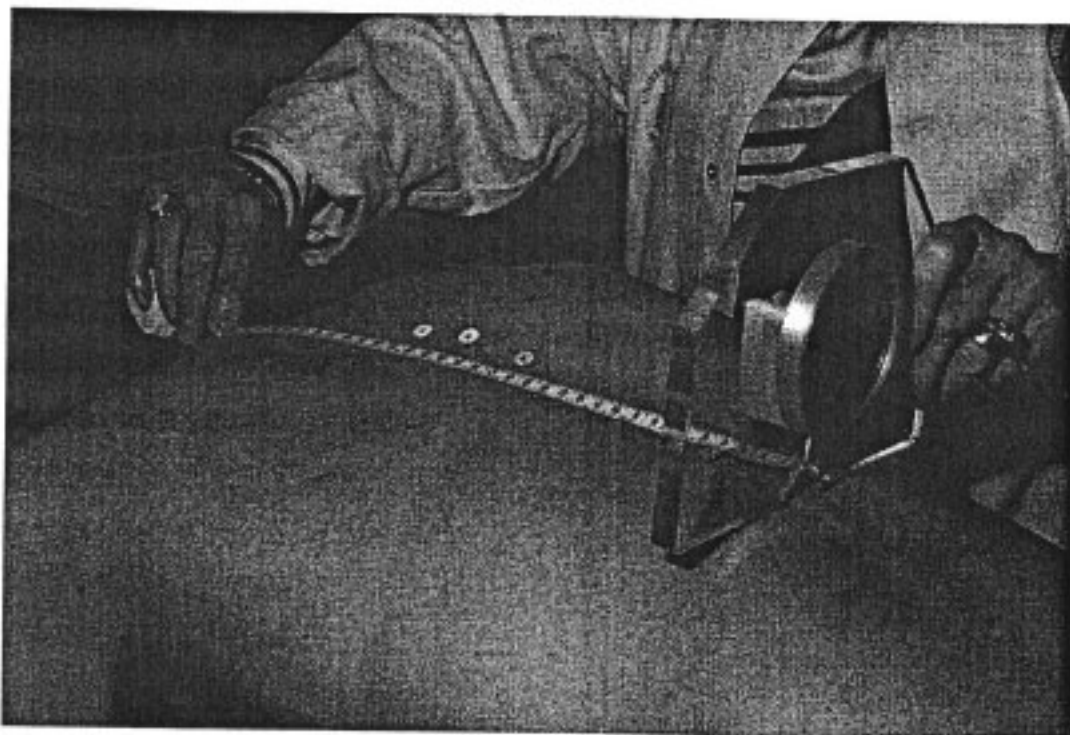


Fig. 50

Misurazione con lo scoliometro a livello lombare nell'area di massima anomalia di rotazione della superficie con contemporanea misura della distanza dalla vertebra prominens. In precedenza è stata eseguita una misurazione nell'area del gibbo costale, ben visibile sul lato destro.

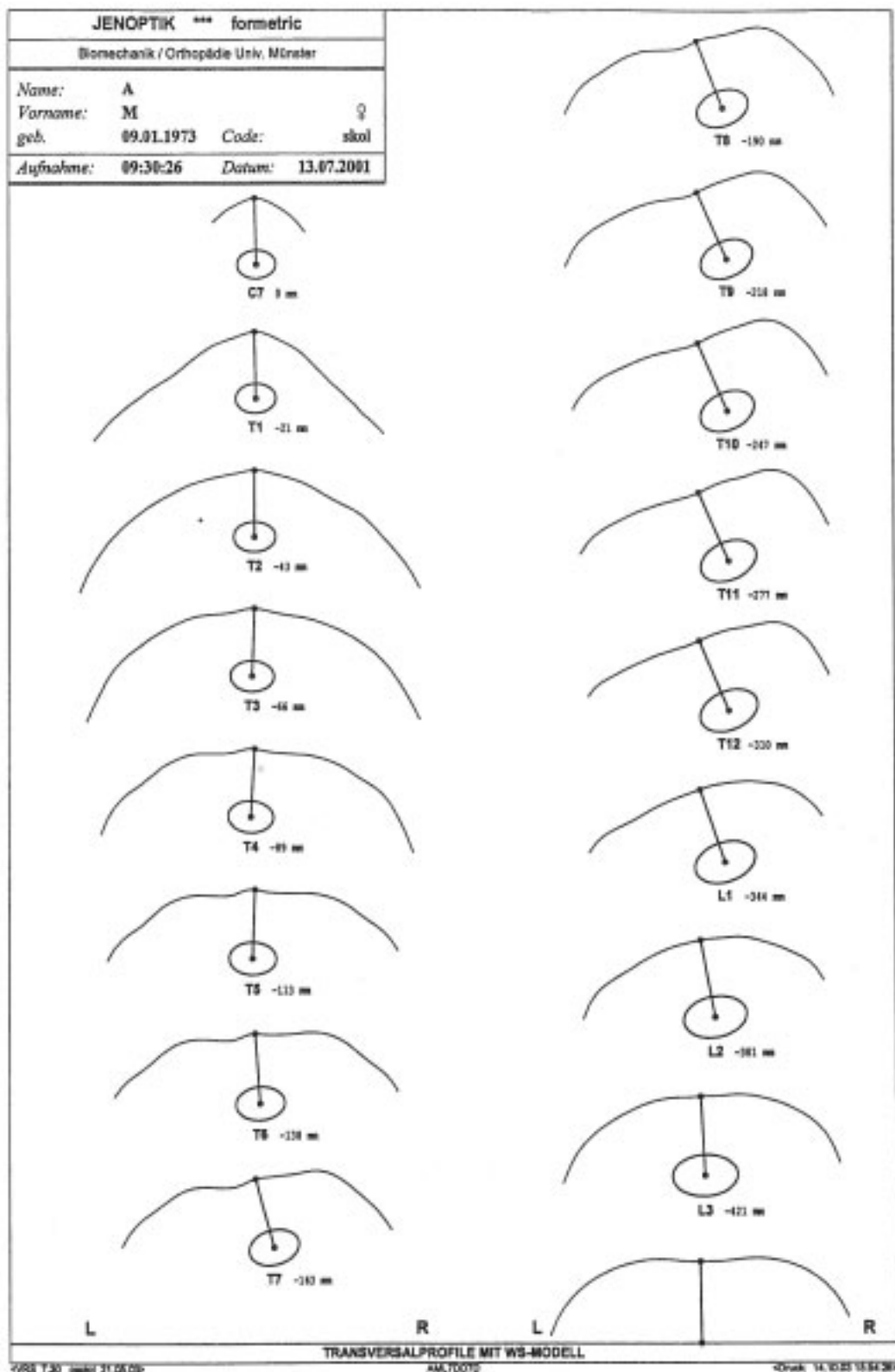


Fig. 51
 Profili trasversali della rasterstereografia eseguita in anteflessione per la simulazione della misurazione con lo scoliometro. Evidente il gibbo costale nella parte inferiore destra della colonna toracica.

Risultati

Va innanzitutto precisato che già nella statistica descrittiva erano stati osservati consistenti scostamenti tra le misure simulate e quelle in vivo. Considerato che non è da escludere che tali scostamenti siano in gran parte riconducibili all'inadeguatezza del rilevamento manuale e che non sono stati eseguiti al riguardo controlli da parte di altri esaminatori, abbiamo deciso di basare le successive valutazioni solo sulla misura simulata con lo scoliometro, a nostro parere più obiettiva e attendibile.

La correlazione tra le ampiezze di rotazione rilevate con lo scoliometro (simulazione) e mediante rasterstereografia sul paziente in anteflessione era debole ($R^2 = 0,37$). Questo risultato sarebbe essenzialmente da imputare all'elevata dispersione dei valori (5° - 43°) (fig. 52). In media la differenza tra i due valori era pari a $11,2^\circ$, con un'ampiezza di rotazione misurata con lo scoliometro inferiore del 43%. Con lo scoliometro è stato calcolato un angolo medio di $15,3^\circ$ (0° - 35°) e con la rasterstereografia di $26,7^\circ$ ($6,5^\circ$ - 56°).

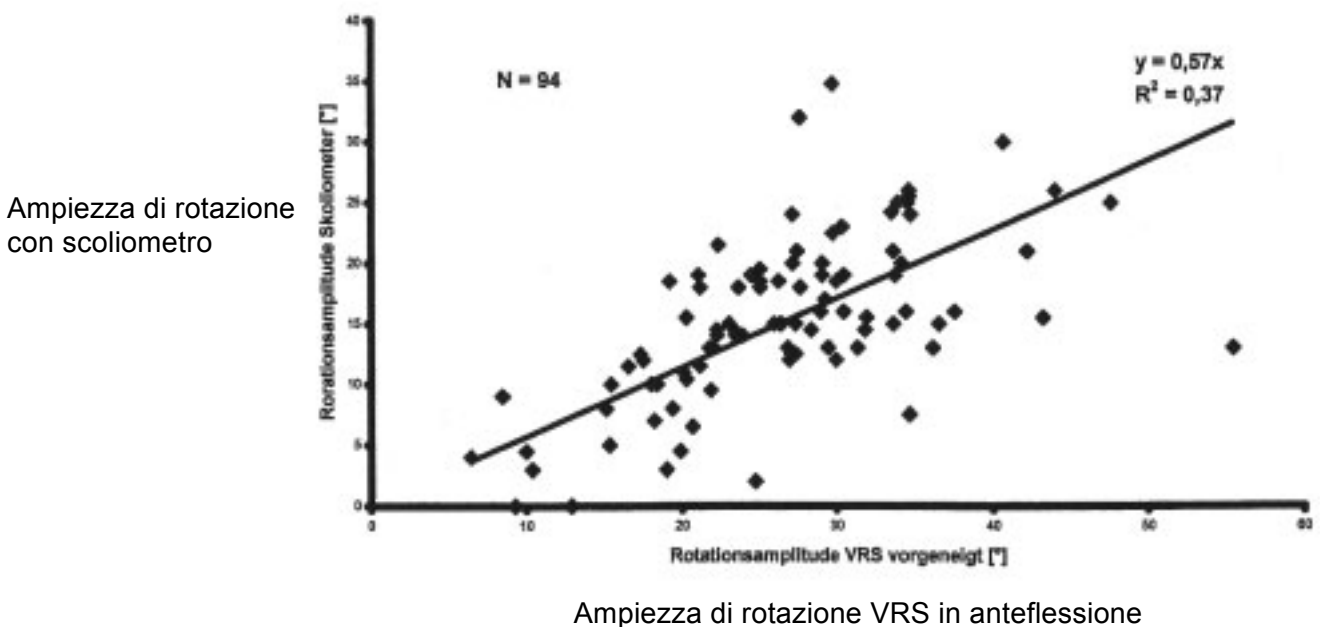


Fig. 52

Correlazione tra le ampiezze di rotazione rilevate con lo scoliometro (simulazione) e mediante rasterstereografia in anteflessione

La correlazione tra le ampiezze di rotazione rilevate con lo scoliometro (simulazione) e mediante rasterstereografia sul paziente in posizione eretta è risultata comunque debole a causa dell'alta dispersione dei valori. Il coefficiente di correlazione era di appena $R^2 = 0,28$ (fig. 53). L'ampiezza di rotazione misurata con lo scoliometro era mediamente inferiore di $7,9^\circ$ (36%) rispetto ai valori misurati in posizione eretta. In media è stato calcolato un angolo di $15,3^\circ$ (0° - 35°) con lo scoliometro e di $23,2^\circ$ (7° - 46°) con la rasterstereografia. Raffrontando i dati della rasterstereografia rilevati sia in posizione eretta che in anteflessione con i valori relativi al gibbo costale e lombare misurati con lo scoliometro, sono risultate notevoli differenze, anche di 11° (43%).

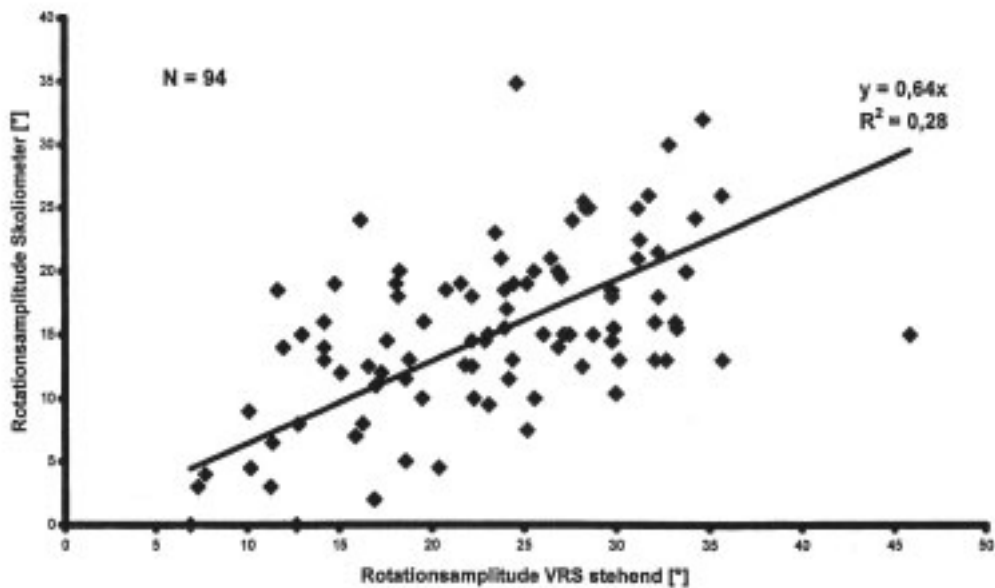


Fig. 53

Correlazione tra le ampiezze di rotazione rilevate con lo scoliometro e mediante rasterstereografia in posizione eretta

Discussione

In letteratura non sono reperibili dati accurati relativi a valutazioni comparative tra i risultati di misure effettuate con lo scoliometro e quelle rilevate mediante analisi della morfologia del dorso in posizione eretta. Sorprendente il fatto che i valori del gibbo costale e di quello lombare rilevati con lo scoliometro siano notevolmente più bassi rispetto alla misura obiettiva della rotazione della superficie dorsale. Assumendo pari al 100% la misura della rotazione con lo scoliometro, con la rasterstereografia in posizione eretta si ottiene un valore di rotazione del 156% e addirittura del 175% in anteflessione. Queste differenze confermano che, nella misurazione con lo scoliometro, vi è una significativa tendenza alla sottovalutazione della reale entità del gibbo costale e lombare rilevabile in posizione ortostatica. I risultati dello studio illustrato nel capitolo 3.3.2 non indicavano differenze tanto marcate tra i valori di rotazione della superficie misurati in posizione eretta e quelli riferiti alla posizione anteflessa. Gli studi già citati (65, 66) hanno inoltre confermato che la misura classica con lo scoliometro è caratterizzata da una limitata riproducibilità dei dati. Dal confronto con la misurazione simulata effettuata in questo lavoro, sono risultati scostamenti tali da sconsigliare ulteriori elaborazioni di questi dati. Così come il test di Adams in anteflessione, la misurazione con lo scoliometro – considerate l'elevata dispersione dei valori misurati e le differenze sistematiche tra le ampiezze di rotazione rilevate con la rasterstereografia in posizione eretta e in anteflessione e con lo scoliometro – è relativamente poco attendibile ai fini clinici e andrebbe pertanto sostituita in futuro con una tecnica più obiettiva e affidabile. La rasterstereografia in ortostatismo rappresenta in tal senso una valida alternativa.

4. Riassunto

4.1 *Contenuti rilevanti e risultati*

Introduzione

Oggigiorno, gli sviluppi della tecnica consentono, grazie alla velocità raggiunta dai CPU, un'analisi rapida ed affidabile della morfologia dorsale. Le apparecchiature sono relativamente poco costose e non richiedono particolari preparativi da parte del paziente e dell'operatore. Oltre alla rasterstereografia, si sono affermate le tecniche del Quantec System e dello scanner ISIS. Sulla base delle pubblicazioni relative ai criteri metodologici e alla valutazione del livello di precisione di tali tecniche, si può affermare che la rasterstereografia è di gran lunga quella più valida e più evoluta. In campo internazionale, tale tecnica viene commercializzata, con la scorta di adeguate certificazioni, sotto la denominazione "formetric".

Il fondamento metodologico dell'analisi morfologica dorsale è rappresentato, in tutti i procedimenti sopra menzionati, dalla stereofotogrammetria, che a sua volta si basa sul principio della triangolazione. Una fotocamera o una videocamera riprendono da un'angolazione matematicamente prestabilita un pattern luminoso proiettato sulla superficie dorsale del soggetto esaminato e le trasmettono a un computer che analizza, nel giro di qualche secondo, le differenze tra l'immagine proiettata e quella registrata, ricostruendo la morfologia dorsale con resa tridimensionale ed effettuando un'analisi matematica di tale morfologia sulla base delle irregolarità superficiali rilevate. I dati così ottenuti consentono di identificare strutture anatomiche da assumere come punti di repere per il calcolo della morfologia del rachide.

Una caratteristica vincente della rasterstereografia rispetto ai procedimenti alternativi è la possibilità di ricostruire la reale morfologia ossea del rachide e di definire automaticamente un rapporto di tipo spaziale tra morfologia dorsale e scheletro osseo. Tale caratteristica apre importanti prospettive d'impiego in campo clinico, in quanto il metodo della rasterstereografia può essere utilizzato in alternativa alle indagini radiografiche.

La valutazione della morfologia ossea del rachide passa attraverso le seguenti fasi:

- localizzazione automatica della linea dei processi spinosi mediante calcolo della linea di simmetria;
- misurazione della rotazione superficiale rispetto alla linea dei processi spinosi come misura della rotazione vertebrale;

- localizzazione del centro della vertebra mediante valutazione delle sue dimensioni anatomiche.

Pochi secondi dopo la misurazione l'esaminatore avrà a disposizione le seguenti informazioni:

- profilo sagittale della superficie dorsale e del rachide
- deviazione laterale del rachide
- rotazione superficiale e rotazione vertebrale
- vista tridimensionale complessiva del rachide

La rilevanza clinica dell'analisi morfologica dorsale è dovuta a due importanti problematiche relative alla diagnostica e al follow-up delle deformazioni scoliotiche e cifotiche del rachide e cioè, in primo luogo, la necessità di sottoporre pazienti generalmente in età giovanile o infantile a regolari controlli radiologici, con il conseguente carico di radiazioni che si traduce in un significativo aumento del rischio oncogeno e, in secondo luogo, la scarsa affidabilità delle indagini radiografiche nelle deformazioni scoliotiche tridimensionali del rachide. Ad esempio, le radiografie non permettono di determinare con precisione la rotazione vertebrale, che peraltro è un dato di grande rilevanza clinica nella valutazione del grado di deformità. Lo stesso vale per l'aspetto estetico del difetto morfologico, che non è valutabile obiettivamente né all'indagine clinica né a quella radiografica, mentre riveste grande importanza per il paziente.

Nel *trattamento conservativo* delle deformità del rachide, l'analisi morfologica dorsale permette di evitare circa la metà degli esami radiografici altrimenti necessari. Due campi d'impiego ottimali di questo tipo di analisi sono rappresentati dai controlli di follow-up, che si protraggono per parecchi anni, e dagli screening scolastici. Nel *trattamento operativo* delle deformità del rachide, l'analisi morfologica dorsale, oltre a favorire una drastica riduzione delle indagini radiografiche, consente di valutare in modo obiettivo i risultati dell'intervento operatorio in relazione al difetto estetico; in quest'ambito, esami clinici e fotografie non rappresentano in alcun modo un'alternativa valida e al passo con i tempi.

L'analisi morfologica dorsale mediante rasterstereografia in sede clinica

Una volta dimostrata, mediante accurate indagini preliminari, l'affidabilità della rasterstereografia nelle scoliosi idiopatiche fino a un angolo di Cobb pari a 50°, nel 1994 il metodo è stato introdotto nella diagnostica di routine delle deformità del rachide presso il Policlinico di Ortopedia Generale di Münster (D). L'errore medio di misurazione rispetto alle radiografie è stato calcolato in 4 mm per la deviazione laterale del rachide e in 3° per la

rotazione vertebrale. La riproducibilità della misurazione dell'angolo di lordosi e cifosi si è attestata a 3°.

Nella *prassi fin qui seguita*, la rasterstereografia è servita a integrare la diagnosi clinica e radiologica nei pazienti affetti da scoliosi idiopatiche e congenite di grado moderato e da cifosi adolescenziali, rimpiazzando nel giro di poco tempo circa il 50% delle radiografie normalmente praticate. In particolare, si è optato per la rasterstereografia nei controlli di follow-up in assenza di segnali di progresso delle deformazioni e nei primi accertamenti di deformità di grado modesto. L'indicazione operatoria e la prescrizione di busti continuano invece, come in passato, a basarsi sulle indagini radiografiche.

L'esperienza clinica ha dimostrato che l'apparecchiatura per la rasterstereografia è semplice da gestire e può essere utilizzata anche dal personale infermieristico. Ovviamente, la valutazione dei reperti spetta sempre e comunque al medico.

A partire dal 1998, ci siamo adoperati per promuovere un *ampliamento del campo di applicazione* della rasterstereografia (fino ad oggi, questo metodo era impiegato solo nella valutazione di scoliosi fino a un angolo di Cobb pari a 50°). A tal fine, si è proceduto a verificare la precisione del metodo su un campione di *77 pazienti affetti da deformità del rachide di grado elevato e già sottoposti a intervento chirurgico*. L'indagine è stata svolta mediante confronto tra i risultati delle misurazioni eseguite con la tecnica della rasterstereografia e le immagini radiografiche digitalizzate riguardanti i medesimi pazienti. Anche la valutazione del metodo in relazione alle scoliosi con angolo di Cobb inferiore a 50° si era basata sullo stesso criterio; d'altronde non sono emersi né dalla letteratura né da ulteriori ricerche svolte autonomamente metodi alternativi più affidabili (ad es. la risonanza magnetica) per la verifica della precisione di misurazione.

I principali vantaggi del controllo dei risultati stereografici a fronte di immagini radiografiche digitalizzate consistono nell'alta precisione della misurazione radiologica della rotazione vertebrale (interpolazione) e la possibilità di comparare, anziché i valori massimi rapportati a più segmenti, le curve radiologiche e stereografiche mediante sovrapposizione, il che impedisce un'indesiderata sopravvalutazione di singoli valori massimi o aberranti. Le statistiche e i risultati ottenuti in combinazione con un numero relativamente alto di comparazioni si sono rivelati assai affidabili e predittivi. La digitalizzazione delle immagini radiografiche è stata eseguita con il metodo Drerup, in base al quale una notevole quantità di punti dei contorni vertebrali e delle strutture dei peduncoli viene digitalizzata manualmente, consentendo così il calcolo dell'angolo di Cobb, della deviazione laterale del rachide e della rotazione vertebrale. I dati misurati vengono rappresentati non per segmenti ma in forma di curve sinusoidali appiattite e a modulazione di frequenza. Ciò consente di

ottenere per interpolazione i dati mancanti, ad esempio quelli relativi a strutture peduncolari nascoste da impianti metallici, e di raggiungere un livello di esattezza molto elevato anche in caso di radiografie di cattiva qualità o di immagini postoperatorie.

Si è quindi proceduto alla sovrapposizione delle curve stereografiche e di quelle radiografiche digitalizzate relative alla deviazione laterale e alla rotazione delle vertebre. Per apprezzare la precisione della ricostruzione stereografica della morfologia vertebrale è stata valutata l'analogia tra le rispettive curve, calcolata come scostamento quadratico medio delle curve stesse - un metodo "sensibile", perché l'elevazione al quadrato fa sì che agli errori rilevanti venga attribuita una valutazione maggiore che a quelli meno rilevanti.

L'approssimazione della rasterstereografia nel caso di scoliosi idiopatiche tra 46° e 88° si è rivelata di 6,2 mm per la deviazione vertebrale laterale e di 4,6° per la rotazione vertebrale. I risultati sono il prodotto della comparazione di 89 coppie di curve per ciascuno dei due valori. Il grado di precisione è leggermente ridotto nelle scoliosi importanti rispetto a quelle con angolo di Cobb fino a 50°. In quest'ultimo caso i valori si sono attestati rispettivamente a 4 mm e 3°. Per quanto riguarda gli impieghi clinici, i risultati sono da considerarsi soddisfacenti; anche se occasionalmente si possono manifestare valori aberranti, questi sono facilmente riconoscibili dall'operatore e solo raramente possono dare origine a diagnosi errate.

L'approssimazione della rasterstereografia nelle scoliosi corrette e fuse mediante spondilodesi ventrale derotativa è rispettivamente di 3,4 mm e 3,2°. I risultati in questo caso si basano sulla comparazione di 112 coppie di curve. Nelle scoliosi corrette con intervento ventrale la precisione è eccezionale, comparabile a quella riscontrata per le scoliosi con angolo di Cobb fino a 50°. Si tratta di risultati molto buoni ai fini di un impiego clinico affidabile. Nelle scoliosi corrette e fuse mediante spondilodesi dorsale correttiva, si è riscontrata un'approssimazione di 4,5 mm e 4,3°, basata sulla comparazione di 76 coppie di curve. I risultati sono un po' meno soddisfacenti che nei pazienti trattati con intervento ventrale, ma comunque migliori di quelli rilevati per le scoliosi di grado elevato.

I risultati ottenuti sono da ritenersi conclusivi, in quanto nella fase postoperatoria gli angoli di Cobb sono molto ridotti e in particolare dopo gli interventi dorsali l'analisi superficiale è solo leggermente più suscettibile di fornire dati errati a causa della cicatrice operatoria e della resezione dei processi spinosi. Si può affermare quindi che la rasterstereografia è un metodo sicuro sia in fase preoperatoria che postoperatoria e consente di evitare un gran numero di radiografie. Una comparazione pre- e postoperatoria della morfologia del dorso e del rachide fornisce informazioni esaurienti sull'esito dell'intervento operatorio, anche per quanto attiene alla correzione del difetto estetico. Questo ha permesso di ampliare considerevolmente lo spettro applicativo della rasterstereografia. Non a caso, le nuove possibilità d'impiego sono state recepite ormai da tempo presso il Policlinico.

L'angolo di Cobb è la misura più nota e più diffusa per la quantificazione delle deformazioni scoliotiche, anche se la definizione grafica di tale angolo può dare origine a diversi errori. Neppure la digitalizzazione dei rilevamenti ha permesso di determinare l'angolo di Cobb con un'approssimazione inferiore a 3°. La morfologia dorsale non offre parametri che consentano di trarre conclusioni dirette in merito all'angolo d'inclinazione delle vertebre. Attraverso la fase intermedia della digitalizzazione delle immagini radiografiche e delle relative curve si è potuta accertare la possibilità di determinare e calcolare, *in alternativa all'angolo di Cobb*, una misura stereografica comparabile a tale angolo sotto il profilo della predittività e della riproducibilità. La misura in questione, definibile come "deviazione laterale relativa del rachide", si calcola dividendo il tratto tra C7 e L4 per la massima deviazione laterale. Il valore di tale misura è stato assunto nell'elencazione dei risultati delle misure effettuate con il metodo della rasterstereografia e può essere preso in considerazione in particolare nel controllo del decorso delle scoliosi. In questi casi, formulare delle previsioni sull'angolo di Cobb non ha senso in quanto l'approssimazione non può scendere sotto i 5,5°.

Considerato che la rasterstereografia mostra in modo obiettivo l'aspetto del dorso, si è pensato di individuare una *misura* stereografica di *quantificazione del difetto estetico*. A tal fine, tra tutti i singoli parametri di misurazione il più promettente si è rivelato quello dell'asimmetria complessiva del profilo, corrispondente alla somma di tutte le asimmetrie dei singoli profili trasversali in rapporto alla lunghezza del dorso. Questa misura è stata messa in correlazione con l'angolo di Cobb e gli altri tipi di misure atte, secondo le attuali conoscenze, a definire inequivocabilmente il grado di una scoliosi. La correlazione si è rivelata debole ($R < 0,5$) per tutti i parametri: l'asimmetria complessiva del profilo sembra essere un parametro indipendente dalle misure "ufficiali". Tuttavia, proprio a causa di tale debole correlazione, la sua predittività clinica non è chiara e richiede ulteriori indagini. Sarebbe auspicabile riuscire ad accertare l'esistenza di una correlazione con le valutazioni soggettive del difetto estetico in un numero consistente di scoliosi di grado elevato.

Indagini sperimentali sulla rasterstereografia

La linea di simmetria è la linea matematicamente appiattita che collega tutti i punti di asimmetria del profilo trasversale ottenuto con il metodo della rasterstereografia. Tale linea serve come modello della linea dei processi spinosi e rappresenta un elemento importante nell'iter di ricostruzione della morfologia ossea del rachide. Dato che non è chiaro se la corrispondenza tra linea di simmetria e linea dei processi spinosi sia presente anche nelle deformità di grado elevato, si è provveduto ad eseguire, su 94 pazienti affetti da scoliosi idiopatica con angoli di Cobb tra 20 e 82°, un *controllo della posizione della linea di*

simmetria, seguito da una determinazione mediante palpazione, e conseguente marcatura, della posizione dei processi spinosi. I marker sono stati localizzati automaticamente dall'apparecchio stereografico. Si è quindi determinato lo scostamento della linea di simmetria dai marker adesivi, e tale scostamento è stato messo in correlazione con il grado di scoliosi. I risultati non hanno evidenziato alcun rapporto tra la deviazione della linea di simmetria e il grado di deformità. La miglior corrispondenza si è ottenuta quando l'operatore ha potuto correggere la linea di simmetria mediante predeterminazione interattiva degli apici, una prassi comune nella routine clinica. Lo scostamento medio è risultato ridotto – 1 mm – e non sistematico. Ciò significa che la frequenza di scostamento della linea di simmetria era pressoché identica medialmente e lateralmente. Non è stata dunque confermata l'ipotesi che nelle scoliosi di grado elevato la linea di simmetria devii molto spesso medialmente, inducendo di conseguenza ad una sottovalutazione della deformità. Lo studio ha dimostrato che non sono necessarie modifiche radicali dell'algoritmo matematico di misurazione della linea di simmetria. Per migliorare i risultati sono stati presi in maggiore considerazione determinati parametri morfologici. Il presupposto tecnico della marcatura dei processi spinosi è stato integrato nella produzione in serie, in modo da offrire agli utilizzatori poco esperti un aiuto concreto in eventuali casi-limite.

La valutazione delle indagini eseguite con il metodo della rasterstereografia si basa sostanzialmente su un controllo di precisione a fronte di immagini radiografiche digitalizzate. Un'interessante possibilità di valutazione alternativa sembrava essere rappresentata dalla verifica di precisione e dall'analisi di errore eseguite con il *Controllo della ricostruzione mediante risonanza magnetica nucleare*. Tuttavia, questo tipo di controllo, pur rivelandosi valido sia per l'alta risoluzione delle immagini che per l'assenza di radiazioni, presenta uno svantaggio: quello di poter essere svolto solo in posizione clinostatica, il che ha comportato la necessità di eseguire in posizione clinostatica anche l'esame stereografico. Mentre è stato possibile risolvere tutti i problemi tecnici, è rimasto insoluto quello dovuto al fatto che, in posizione prona, la morfologia dorsale varia considerevolmente rispetto alla posizione eretta e che nell'ambito dello studio la riproducibilità della posizione prona è risultata scarsa. Di conseguenza, questo metodo non può costituire una valida alternativa alla digitalizzazione delle immagini radiografiche per verificare la qualità della rasterstereografia su un campione di pazienti numeroso. I compromessi metodologici hanno quindi costretto a restringere l'indagine a 26 pazienti affetti da scoliosi idiopatica di grado elevato (angolo di Cobb medio di 61°) con indicazione operatoria. Nel giro di un'ora, tutti i pazienti sono stati sottoposti a rasterstereografia e risonanza magnetica nucleare in posizione prona, prestando particolare attenzione a che tutti i pazienti assumessero una posizione quanto più possibile standard. I risultati hanno evidenziato una sistematica sottovalutazione della deviazione laterale e della rotazione delle vertebre nel procedimento stereografico. Questo

conferma gli errori di ricostruzione della rasterstereografia nelle scoliosi di grado elevato (con angolo di Cobb superiore a 50°), già descritti nel Capitolo 2. L'elemento nuovo è quello della sistematicità dell'errore nel senso di una sottovalutazione. Le cause di tale errore sono solo in parte riconducibili a uno scostamento della linea di simmetria dalla linea dei processi spinosi. Questo errore è stato già trattato nel cap. 3.1, ma non chiarisce il suddetto carattere di sistematicità. Di grande importanza è il fatto che nelle scoliosi di grado elevato la rotazione superficiale relativa al processo spinoso è in molti casi meno accentuata della rotazione delle vertebre. Si tratta di un fenomeno incostante e quindi compensabile solo con una modifica molto complessa del modello di calcolo, che offre spunti per ulteriori approfondite indagini dei profili morfologici finalizzate a correggere le misurazioni della rotazione. Gli operatori esperti sono comunque in grado di riconoscere l'errore nella rappresentazione complessiva dei profili trasversali e di correggere la posizione della linea di simmetria mediante immissioni interattive, per poter misurare la rotazione in modo più attendibile. Va comunque detto che l'errore di misurazione descritto interessa solo una parte delle deformità di grado elevato (angolo di Cobb superiore a 60°) e che comunque anche per questo tipo di deformità la precisione della rasterstereografia rimane in media soddisfacente (v. cap. 2).

L'osservazione della morfologia dorsale in anteroflessione e la misurazione del gibbo costale e del gibbo lombare nella stessa posizione sono gli esami più comuni nelle scoliosi idiopatiche e hanno grande rilevanza clinica. L'analisi stereografica della morfologia dorsale rappresenta una moderna alternativa a tali tecniche d'indagine. E' stato oltremodo interessante comparare la precisione e la riproducibilità dei metodi clinici con la *rasterstereografia in anteroflessione*. Su questo tema sono stati svolti tre studi, tutti basati sull'analisi morfologica del dorso con rasterstereografia in anteroflessione. A tal fine lo strumento di misurazione è stato montato a soffitto.

Il primo studio indaga l'influenza delle dismetrie degli arti inferiori sulla morfologia dorsale, con particolare riferimento alla formazione di gibbi costali e lombari. Il campione, costituito da cinque soggetti sani con dismetrie artificiali di vario grado agli arti inferiori, è stato sottoposto a esami stereografici in anteroflessione. Particolare attenzione è stata dedicata alla rotazione superficiale in corrispondenza del rachide lombare e di quello toracico.

Il secondo studio ha indagato le variazioni della morfologia dorsale in anteroflessione rispetto alla posizione ortostatica. Su questo tema la letteratura fornisce solo pochi e non univoci spunti, nonostante la rilevanza clinica degli effetti, data la larga diffusione di questo esame, sia notevole. Lo studio ha comparato la morfologia dorsale di 94 pazienti affetti da scoliosi idiopatiche con angolo di Cobb da 20 a 82° , sia in posizione eretta che in anteroflessione, prestando particolare attenzione alle variazioni della rotazione superficiale.

Abbiamo osservato che tale rotazione, misurata come differenza tra rotazione destrorsa e sinistrorsa, aumentava solo del 10% in anteroflessione. Tuttavia, lo scattering dei valori relativi a tale aumento si è rivelata, con una media di 6,6°, tanto grande da non poter teorizzare un aumento sistematico clinicamente rilevante della rotazione in anteroflessione. Nonostante l'aumento medio della rotazione fosse del 10%, nei pazienti sono emerse notevoli differenze a livello individuale. Ciò è confermato dalla debolezza della correlazione della rotazione superficiale in posizione ortostatica con quella in anteroflessione ($R^2 = 0,33$). Questo risultato, insieme a quelli pubblicati in letteratura, fa emergere un quadro assai poco univoco. Si può concludere quindi che nelle scoliosi idiopatiche la morfologia dorsale in anteroflessione varia da individuo a individuo e che in media l'aumento dei gibbi lombare e dorsale è assai ridotto. Il test in anteroflessione secondo Adams dev'essere quindi valutato criticamente quanto a predittività. L'analisi morfologica del dorso nella posizione più riproducibile e più rilevante sotto il profilo clinico, cioè quella ortostatica, rappresenta una buona alternativa, soprattutto nei controlli di follow-up e negli esami in serie.

La quantificazione di una scoliosi con il metodo, diffuso in tutto il mondo, della misurazione dell'asse di rotazione mediante scoliometro è oggetto di valutazioni critiche in letteratura già da diversi anni. Si è lamentata in particolare la scarsa specificità e sensibilità di questo procedimento semplice e ormai piuttosto obsoleto. Di conseguenza, per meglio valutare l'attendibilità del metodo in questione, abbiamo comparato le *misurazioni con lo scoliometro* e le *stereografie in posizione anteroflessa* di 94 pazienti affetti da scoliosi idiopatiche con angolo di Cobb da 20 a 82°. In ultima analisi, si trattava di dare risposta alla domanda se la misurazione mediante scoliometro sia ancora al passo con i tempi. Oltre alle misurazioni con scoliometro eseguite dal vivo, si è inoltre proceduto a simulare, con il medesimo dispositivo, una serie di misurazioni dei profili trasversali ottenuti mediante rasterstereografia in posizione anteroflessa. La comparazione di queste ultime misurazioni con quelle dal vivo ha attestato considerevoli differenze tra i valori misurati, differenze che abbiamo attribuito sostanzialmente ad errori e imprecisioni delle misurazioni dal vivo. E' inoltre emerso che la misurazione con lo scoliometro ha rilevato una rotazione superficiale inferiore del 36% rispetto alla posizione eretta e del 43% rispetto alla posizione anteroflessa. Si tratta di differenze notevoli, che non si spiegano neppure con le differenze morfologiche dorsali in anteroflessione e in ortostatismo descritte nel cap. 3.3.2. Ne consegue che la misurazione con lo scoliometro produce, per la rotazione superficiale e vertebrale, valori molto inferiori a quelli misurati con la rasterstereografia prendendo a base della linea dei processi spinosi. Riassumendo, si può affermare che la misurazione mediante scoliometro deve essere valutata criticamente, in quanto è scarsamente riproducibile e sottovaluta nettamente la rotazione della superficie dorsale e delle vertebre in posizione anteroflessa e ortostatica. Lo scoliometro dovrebbe essere rimpiazzato da

sistemi di misurazione più obiettivi e riproducibili, e un'alternativa valida in tal senso è senz'altro rappresentata dalla rasterstereografia.

4.2 Obiettivi raggiunti con il presente lavoro

Con riferimento ai tre obiettivi del presente lavoro, formulati al punto 1.3, si può concludere quanto segue:

1. Lo spettro applicativo della rasterstereografia come metodo di analisi morfologica del dorso senza contatto fisico ha potuto essere ampliato alle deformità di grado elevato e a quelle trattate chirurgicamente. In tal modo si è riusciti a ridurre del 30-50% gli accertamenti radiografici anche per questi pazienti. Inoltre, il metodo offre la possibilità di valutare in modo preciso e obiettivo i risultati delle operazioni di correzione della morfologia dorsale e del difetto estetico.

2. La precisione delle misurazioni eseguite con il metodo in esame è stata valutata in modo molto accurato. Solo per le deformità di grado elevato sono stati riscontrati errori sistematici e imprecisioni rilevanti agli effetti clinici, ed è stato comunque possibile apportare miglioramenti finalizzati all'aumento della precisione e dell'affidabilità della misurazione. Non sono necessarie revisioni radicali del modello matematico alla base del metodo stereografico. Sono state invece individuate ulteriori possibilità di ottimizzazione, che necessitano però di ricerche più approfondite.

3. Sono state accuratamente indagate le variazioni della morfologia dorsale rilevate in anteroflessione. Le nostre indagini hanno rivelato che il test di Adams e la misurazione mediante scoliometro sono criticabili sia per predittività che per affidabilità. In questo campo, la rasterstereografia rappresenta un'alternativa al passo con i tempi e un ampliamento delle opportunità diagnostiche che non dovrebbe mancare in alcun centro di cura delle scoliosi.

5. Bibliografia

- 1) Götze H G. Der Rotationsindex bei idiopathischen Thorakalskoliosen. Z Orthop ; 111 : 737-43, 1973
- 2) Debrunner H U. Orthopädisches Diagnostikum, S. 72, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1973
- 3) Willner S. Spinal pantography for recording the sagittal curves of the spine, Surface Topography and Spinal Deformity 3, 39-45, Ed. Harris J D, Turner-Smith A R, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1986
- 4) Burwell R G, James N J, Johnson F, Webb J K, Wilson Y G. Trunk asymmetry scores: A method and some findings for normal children, Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 2, 27-32, Ed. Drerup B, Frobin W, Hierholzer E, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1983
- 5) Burwell R G, James N Johnson F, Webb J K, Wilson Y G. Trunk asymmetry scores: Evaluation and interpretation of the findings for normal children, Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 2, 33-40, Ed. Drerup B, Frobin W, Hierholzer E, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1983
- 6) Burwell R G, James N J, Johnson F, Webb J K, Wilson Y G. Trunk asymmetry scores: Application to subjects with idiopathic scoliosis with particular reference to radiological findings, Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 2, 41-50, Ed. Drerup B, Frobin W, Hierholzer E, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1983
- 7) Takasaki H. Moiré-Topography. Applied Optics ; 9 : 1467-72, 1970
- 8) Meadows D M, Johnson W O, Allen J B. Generation of surface contours by Moiré patterns. Applied Optics ; 9 : 942-47, 1970
- 9) Willner S. Comparison between Moiré and x-ray findings in structural scoliosis. Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 1, 157-65, Ed. Moreland M S, Pope M H, Armstrong G W D, Pergamon Press, New York, 1981
- 10) Drerup B. The measurement of angles in Moiré-Topograms. Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 1, 190-200, Ed. Moreland M S, Pope M H, Armstrong G W D, Pergamon Press, New York. 1981
- 11) Moreland M S, Barce C A, Pope M H. Moiré-Topography in scoliosis: pattern recognition and analysis. Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 1, 190-200, Ed. Moreland M S, Pope M H, Armstrong G W D, Pergamon Press, New York, 1981

- 12) Shinoto A, Ohtsuka Y, Inoue S. Quantitative analysis of scoliosis and kyphosis deformity by Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 1, 190-200, Ed. Moreland M S, Pope M H, Armstrong G W D, Pergamon Press, New York, 1981
- 13) Neugebauer H, Windischbauer G. Moiré-Topography in scoliosis research. Optics in Biomedical Science, Ed. V. Bally G, Greguss P, 250-53, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1982
- 14) Turner-Smith A R, Harris J D. Analysis of scoliosis by back shape topography, Biostereometrics 82, Ed. Herron R E, 111-15, SPIE Proceedings 361, 1983
- 15) Drerup B. A procedure for the numerical analysis of Moiré-Topograms. Photogrammetria ; 36 : 41-9, 1981
- 16) Suzuki N, Inami K, Ono T, Khono K, Asher M A. Analysis of Posterior Trunk Symmetry Index (POTSI) in scoliosis. Part 1. Research into spinal deformities 2, Ed. Stokes I A F, 81-4, IOS Press/Omsha, Amsterdam, Tokyo, 1999
- 17) Inami K, Suzuki T, Ono T, Yamashita K, Khono K, Morisue H. Analysis of Posterior Trunk Symmetry Index (POTSI) in scoliosis. Part 2. Research into spinal deformities 2, Ed. Stokes I A F, 85-8, IOS Press/Omsha, Amsterdam, Tokyo, 1999
- 18) Armstrong J G, Armstrong G W D, Livermore N B. Assesment of topographic symmetry of Moiré patterns in scoliosis patients. Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 1, 150-56, Ed. Moreland M S, Pope M H, Armstrong G W D, Pergamon Press, New York, 1981
- 19) Hefti F L, Hartzell C R, Pizzutillo P D, MacEwen G D. Dot pattern analysis for back shape measurement in scoliosis. Moiré Fringe Topography and Spinal Deformity 2, 189-98, Ed. Drerup B, Frobin W, Hierholzer E, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1983
- 20) Mauritzon L, Benoni G, Ilver J, Lindstrom K, Willner S. Tree linear array back scanning with airborne ultrasound. Surface Topography and Spinal Deformity 3, 47-51, Ed. Harris J D, Turner-Smith A R, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1986
- 21) Schumpe G, Messler H. Comparison of parameters used for the measurement of spinal deformity by means of optrimetric, ultrasonic and radiographic technique. Surface Topography and Spinal Deformity 4, Ed. Stokes I A F, Pekelsky M S, Moreland M S, 203-12, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1987
- 22) Pazos V, Cherit F, Labelle H, Danserau J. 3D Reconstruction and Analysis of the whole trunk surface for non-invasive follow-up of scoliotic deformities. Research into spinal deformities 4, Ed. Grivas T B, 296-99, IOS/Omsha, Amsterdam, Tokyo, 2002

- 23) Aliverti A, Ferrigno G, Rotelli F, Santambrogio G C. back Surface Analysis by Laser Beam Scanning and Stereophotogrammetry. Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio G C, 51-6, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
- 24) Poncet P, Delorme S, Ronsky J L, Danserau J, Clynch G, Dewar R D, Labelle H, Gu P H, Zernicke R F. Reconstruction of laser-scanned 3 D torso topography and stereoradiographical spine and rib-cage geometry in scoliosis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* ; 4 : 59-75, 2000
- 25) Pearson J D, Dangerfield P H, Hobson C A, Li Y. An automated visual system for the measurement of the three-dimensional deformity of scoliosis. In: *International Symposium on 3D Scoliotic Deformities*, Ed. Danserau J, 50-6, Editions de l'Ecole Polytechnique de Montreal, Montreal, Canada & Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, Germany 1992
- 26) Dangerfield P H, Pearson J D, Dorgan J C, Hobson C A, Scutt D, Giakas G. Clinical experience of employing computerised back shape analysis to measure the 3D Deformity of scoliosis. *Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities*, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio G C, 231-8, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
- 27) Sakka S A, Wojcik A, Macindoe S, Metha M H. Reproducibility and Reliability of the Quantec surface imaging system in the assessment of spinal deformity. *Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities*, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio G C, 441-5, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
- 28) Griffiths C J, Tweedie R J, FitzGerald J E, Gigson M, Leonard M A. Surface topography measurement of back asymmetry in relation to scoliosis surgery. *Research into spinal deformities 1*, Ed. Sevastic J A, Diab K M, 309-11, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1997
- 29) Goldberg C J, Moore D P, Fogarty E, Dowling F E. Surface topography and the several components of scoliotic deformity. *Research into spinal deformities 4*, Ed Grivas T B, 67-9, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 2002
- 30) Goldberg C J, Kaliszer M, Moore D P, Fogarty E E, Dowling F E. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. *Spine* ; 15 : E55-63, 2001
- 31) McArdle F J, Griffiths C J, MacDonald A M, Gibson M J. Monitoring the sagittal curvature in kyphoscoliosis with surface topography: a trend analysis of 57 patients. *Research into spinal deformities 4*, Ed. Grivas T B, 199-203, IOS/Omsha, Amsterdam, Tokyo, 2002

- 32) Turner-Smith A R, A television/computer three-dimensional surface shape measurement system. *J Biomech* ; 21 : 515-29, 1988
- 33) Turner-Smith A R, Harris J D, Houghton G R, Jefferson R J. A method for analysis of back shape in scoliosis. *J Biomech* ; 21 : 497-509, 1988
- 34) Johnson M R, Upadhyay S S, Burwell R G, Webb J K. Integrated Shape Imaging System (ISIS) an evaluation of its capacity to measure lateral spine curves and appraise hump dynamics on forward flexion. *J Bone Joint Surg* ; 69-B : 851-52, 1987
- 35) Upadhyay S S, Burwell R G, Webb J K, Hump changes on forward flexion of the lumbar spine in patients with idiopathic scoliosis. A study using ISIS and the scoliometer in two standard positions. *Spine* ; 13 : 146-151, 1988
- 36) Legaye J, Orban C. Evolution of Scoliosis by Optical Scanner ISIS. Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio G C, 415-21, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
- 37) Theologis N T, Faibank J C T, Turner-Smith A R, Pantazopoulos T. Early Detection of Progression in Adolescent Idiopathic scoliosis by Measurement of Changes in Back Shape with Integrated Shape Imaging System Scanner. *Spine* ; 11 : 1223-28, 1997
- 38) Bettany Saltikov J A, Van Schaik P, Bell J A, Warren J G, Wojcik A S, Papastefanou S L. 3D back shape in normal young adults. *Research into Spinal Deformities 3*, Ed. Tanguy A, Peuchot B, 81-5, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 2002
- 39) Frobin W, Hierholzer E. Rasterstereography: A Photogrammetric method for measurement of body surface. *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing* ; 47 : 1717-24, 1981
- 40) Frobin W, Hierholzer E. Automatic measurement of body surfaces using rasterstereography. Part 1: Image scan and control point measurement. *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing* ; 49 : 377-84, 1983
- 41) Frobin W, Hierholzer E. Automatic measurement of body surfaces using rasterstereography. Part 2: Analysis of the rasterstereographic line pattern and 3-D surface reconstruction. *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing* ; 49 : 1443-52, 1983
- 42) Hierholzer E, Frobin W. Raster photogrammetry: "Systems and applications" *Handbook of Non-topographic Photogrammetry*, 2nd Edition, Chapter 16, Ed. Karara H M, 265-78, Amer. Soc. Of Photogrammetry, Falls Church (Virginia), 1989
- 43) Frobin W, Hierholzer E. Analysis of human back shape using surface curvatures. *J Biomechanics* , 15 : 379-90, 1982

- 44) Drerup B, Hierholzer E. Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: Measurement of the vertebra prominens from surface curvature. *J Biomechanics* , 18 : 467-74, 1985
- 45) Drerup B, Hierholzer E. Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system. *J Biomechanics* , 20 : 961-70, 1987
- 46) Hierholzer E. Valuation of the body surface measurements: Accuracy rating of anatomical landmarks. *Research into spinal deformities 2*, Ed. Stokes I A F, 25-8, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1999
- 47) Hierholzer E. Objektive Analyse der Rückenform von Skoliosepatienten, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1993
- 48) Bradford D S. Juvenile Kyphosis. IN: Moe's textbook of scoliosis and other spinal deformities, Ed. Lonstein J E, Winter R B, Bradford D S, Ogilvie J W, Saunders Company, Philadelphia, 1995
- 49) Lonstein J E. Idiopathic scoliosis. IN: Moe's textbook of scoliosis and other spinal deformities, Ed. Lonstein J E, Winter R B, Bradford D S, Ogilvie J W, Saunders Company, Philadelphia, 1995
- 50) Giehl J P, Bernau A. Radiologische Diagnostik bei Skoliosen – Indikation und Befundinterpretation. *Orthop Praxis* ; 5 : 267-78, 1994
- 51) Berau A, Seeger W. Reduzierung der Strahlenexposition bei Wirbelsäulenganzaufnahmen von Jugendlichen. *Z Orthop* ; 4 : 302-4, 1996
- 52) Morin Doody M, Lonstein J E, Stovall M, Hacker D G, Luckyanov N, Land C E. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study. *Spine* ; 25 : 2053-63, 2000
- 53) Dutkowsky J P, Shearer D, Schepps B, Orton C, Scola F. Radiation exposure to patients receiving routine scoliosis radiography measured at depth in an anthropometric phantom. *J Pediatr Orthop* ; 10 : 532-4, 1990
- 54) Hoffman D A, Lonstein L E, Morin M M, Visscher W, Harris B S H III, Boice J D. Breast cancer in women with scoliosis exposed to multiple diagnostic x rays. *Natl Cancer Inst* ; 81 : 1307-12, 1989
- 55) Levy A R, Goldberg M S, Hanley J A, Mayo N E, Poitras B. Projecting the lifetime risk of cancer from exposure to diagnostic ionizing radiation for adolescent idiopathic scoliosis. *Health Phys* ; 66 : 621-33, 1994

- 56) Nash C L, Gregg E C, Brown R H, Pillai K. Risks of exposure to x rays in patients undergoing long-term treatment fro scoliosis. J Bone Point Surg ; 61 : 371-4, 1979
- 57) Nash CL, Moe JH. A study of vertebral rotation. J Bone Joint Surg ; 51 A : 223-229, 1969
- 58) Perdrille R. La Scoliose. Ed. Maloine S A, Paris, 1979
- 59) Hackenberg L, Liljenyvist U, Hierholzer E, Halm H. Rasterstereographische Oberflächsenvermessung idiopathischer Skoliosen nach VDS. Z Orthop ; 138 : 353-9, 2000
- 60) Drerup B. Die Form der skoliotischen Wirbelsäule: Vermessung und mathematische Analyse von Standard-Röntgenaufnahmen. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, New York, 1993
- 61) Le Borgne P, Skalli W, Stokes I A F, Maurel N, Duval Beaupere G, Lavaste F. Three-dimensional, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio G C, 219-24, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
- 62) Aaro S, Dahlborn M. Estimation of vertebral rotation and spinal and rib cage deformity in scoliosis by Computer Tomography. Spine ; 6 : 461-7, 1981
- 63) Birchall D, Hughes D G, Hindle J, Robinso L, Williamson B. Measurement of vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis using three-dimensional Magnetic resonance imaging. Spine ; 22 : 2403-7, 1997
- 64) Theologis T N, Jefferson R J, Simpson A H R W, Turner-Smith A R, Fairbank J C T. Quantifying the cosmetic defect of adolescent idiopathic scoliosis. Spine ; 18 : 909-12, 1993
- 65) Cote P, Kreitz B G, Cassidy J D, Dzus A K, Martel J. A study of the diagnostic accurancy and reliability of the scoliometer and Adam's forward bending test. Spine ; 23 : 796-802, 1998
- 66) Grossman T W, Mazur J M, Cummings R J. An evolution of the Adams forward bend test and the scoliometer in a scoliosis school screening setting. J Ped Orthop ; 15 : 535-38, 1995
- 67) Cobb J R. Outline for the study of scoliosis. Instruct. Course Lect. Amer. Acad. Orthop Surg ; 5 : 261, 1948
- 68) Neugebauer H. Cobb oder Ferguson. Eine Analyse der beider gebräuchlichsten Röntgenmessmethoden con Skoliosen. Z Orthop. ; 110 : 342-56, 1972

- 69) Stagnara P, De Mauroy J C, Dran G. Reciprocal angulation of vertebral bodies in the sagittal plane: Approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. Spine ; 7 : 335, 1982
- 70) Drerup B, Hierholzer E. Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. Clin Biomech ; 9 : 28-36, 1994
- 71) Drerup B, Hierholzer E. Assessment of scoliotic deformity from back shape asymmetry using an improved mathematical model. Clin Biomech ; 11 : 376-383, 1996
- 72) Drerup B. Die Bestimmung des Kyphosewinkels aus der berührungslosen Rückenvermessung. Z Orthop ; 120 : 64-70, 1985
- 73) Drerup B, Ellger B, Mever zu Brentrup F, Hierholzer E. Rasterstereographische Funktionsaufnahmen – Eine neue Methode zur biomechanischen Analyse der Skelettgeometrie. Orthopädie ; 30 : 242-50, 2001
- 74) Drerup B, Hierholzer E. Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface. J Biomechanics ; 20 : 971-77, 1987
- 75) Liljenqvist U, Halm H, Hierholzer E, Drerup B, Weiland M. Die dreidimensionale Oberflächenvermessung von Wirbelsäulendeformitäten anhand der Videorasterstereografie. Z Orthop ; 136 : 57-64, 1998
- 76) Stephens Richards B. Measurement error in assessment of vertebral rotation using the Perdriolle Torsiometer. Spine ; 17 : 513-17, 1992
- 77) Metha M H. Radiographic estimation of vertebral rotation in scoliosis. JBJS ; 55 B : 513-20, 1973
- 78) Russel G G, Raso V J, Hill D, Mc Ivor J. A comparison of four computerized methods for measuring vertebral rotation. Spine ; 15 : 24-27, 1990
- 79) Matteri R E, Pope M H, Frymoyer J W. A biplane radiographic method of determining vertebral rotation in postmortem specimens. Clin Orthop ; 116 : 95-8, 1976
- 80) Benso D R, Scultz A B, Dewald R L. Roentgenographic evaluation of vertebral rotation. JBJS ; 58 A : 1125-29, 1976
- 81) Stokes I A F, Bigallow L C, Moreland M. Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. Spine ; 11 : 213-18, 1986
- 82) Skalli W, Lavaste F, Descrimes J-L. Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: What are the true values? Spine ; 20 : 546-53, 1995
- 83) Krismer M, Sterzinger W, Haid C, Frischhut B, Bauer R. Axial rotation measurement of scoliotic vertebrae by means of computed tomography scans. Spine ; 5 : 576-81, 1996

- 84) Ho E K W, Upadhyay S S, Ferris L, Chan F L, Bacon-Shone J, Hsu L C S, Leong J C Y. A comparative study of computed tomographic and plain radiographic methods to measure vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* ; 17 : 771-4, 1992
- 85) Ho E K W, Upadhyay S S, Chan F L, Hsu L C S, Leong J C Y. New methods of measuring vertebral rotation from computed tomographic scans – An intraobserver and interobserver study on girls with scoliosis. *Spine* ; 18 : 1173-77, 1993
- 86) Göcen S, Havitcioglu H, Alici E. A new method to measure vertebral rotation from CT scans. *Eur Spine J* ; 8 : 261-65, 1999
- 87) Drerup B. Principles of measurement of vertebral rotation from frontal projection of the pedicles. *J Biomech* ; 18 : 923-35, 1984
- 88) Drerup B. Improvements in measuring vertebral rotation from the projection of the pedicles. *J Biomech* ; 18 : 369-78, 1985
- 89) Drerup B, Hierholzer E. Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines – Part I: Measurement of position and orientation of vertebra and assessment of clinical shape parameters. *J Biomech* ; 25 : 1357-62, 1992
- 90) Drerup B, Hierholzer E. Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines – Part II: Relations between lateral deviation, lateral tilt and axial rotation of vertebrae. *J Biomech* ; 25 : 1443-50, 1992
- 91) Hackenberg L, Hierholzer E, Pötzl W, Götze C, Liljenqvist U. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion. *Clin Biomech* ; 18 : 1-8, 2003
- 92) Hackenberg L, Hierholzer E, Pötzl W, Götze C, Liljenqvist U. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. *Clin Biomech* ; 18 : 883-9, 2003
- 93) Asher M A, Manna B J. Optimizing surgical improvement of trunk asymmetry from idiopathic scoliosis: A preliminary report. *Research into spinal deformities 2*, Ed. Stokes I A F, 250-3, IOS Press/Omsa, Amsterdam, Tokyo, 1999
- 94) Weatherly C R, Draycott V, O'Brien J F. the rib deformity in adolescent idiopathic scoliosis. A prospective study to evaluate changes after Harrington distraction and posterior fusion. *JBJS* ; 69 B : 909-12, 1987
- 95) Zielke K, Stunkat R. Ergebnisse der ventralen Derotationsspondylodese. In: Junghans H: *Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis*, Band 72: Skoliose und Kyphose, Hippokrates, Stuttgart, 1978

- 96) Zielke K, Berthet A. Ventrale Derotationsspondylodese – Vorläufiger Bericht über 58 Fälle, Orthop Traumatol ; 25 : 85-87, 1978
- 97) Zielke K. Ventrale Derotationsspondylodese. Behandlungsergebnisse bei idiopathischen Lumbalskoliosen. Z Orthop ; 120 : 320-29, 1982
- 98) Halm H, Liljenqvist U, Niemeyer T, Chan D P, Winkelmann W. Halm-Zielke instrumentation for primary stable anterior scoliosis surgery: operative technique and 2 year results in ten consecutive adolescent idiopathic scoliosis patients within a prospective clinical trail. Eur Spine ; 7 : 429-34, 1998
- 99) Bullmann V, Halm H, Niemeyer T, Hackenberg L, Liljenqvist U. Dual-rod correction and instrumentation of idiopathic scoliosis with the halm-zielke instrumentation. Spine ; 15 : 1306-13, 2003
- 100) Moe J H, Purcell G A, Bradford D S. Zielke instrumentation (VDS) for correction of spinal curvature. Clin Orthop ; 180 : 133-53, 1983
- 101) Kostuik J P, Carl A, Ferron S. Anterior Zielke instrumentation for spinal deformity in adults. JBJS ; 71 A : 898-912, 1989
- 102) Lowe T G, Peters J D. Anterior spinal fusion with Zielke instrumentation for idiopathic scoliosis. Spine ; 18 : 423-26, 1993
- 103) Moskowitz A, Trommanhauser S. Surgical and clinical results of scoliosis surgery using Zielke instrumentation. Spine ; 18 : 2444-51, 1993
- 104) Halm H, Liljenqvist U, Castro W H M, Jerosch J. die operative Behandlung idiopathischer thorakolumbaler Skoliosen: Cotel-Dubousset Instrumentation versus Ventrale Derotationsspondylodese. Z Orthop ; 133 : 282-7, 1995
- 105) Hopf C. CDH – Ein neues primärstabiles ventrales Wirbelsäulen-Instrumentarium. Orthop Praxis ; 11 : 714-18, 1994
- 106) Hopf C, Eysel P, Dubousset J. CDH – Vorläufiger Ergebnisbereich über ein primärstabiles ventrales Wirbelsäulen-Instrumentarium. Z Orthop ; 133 : 274-81, 1995
- 107) Jeszenszky D, Harms J, Beele B. The Ventral Correction of Lumbar or Thoracolumbar Scoliosis : The Ventral Lordosis-Derotation Spondylolisthesis. Posterpresentation at the 30th. Annual meeting of the Scoliosis Research Society, Asheville, USA, 13-16.09.1995
- 108) Stasikelis P J, Pugh L I, Allen B L Jr.. Surgical corrections in scoliosis: a meta-analysis. J Pediatr Orthop ; 7 : 111-6, 1998
- 109) Webb J K, Burwell R G, Cole A A, Liebermann I. Posterior instrumentation in scoliosis. Eur Spine J ; 4 : 2-5, 1995

- 110) Suk S I, Lee C K, Chung S S. Comparison of Zielke ventral derotation system and Cotrel-Dubousset instrumentation in the treatment of idiopathic lumbar and thoracolumbar scoliosis. *Spine* ; 15 : 419-29, 1994
- 111) Liljenqvist U, Lepsin U, Hackenberg L, Niemeyer T, Halm H. Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. *Eur Spine J* ; 11 : 336-43, 2002
- 112) Suk S I, Lee C K, Min H J, Cho K H, Oh J H. Comparison of Cotrel-Dubousset pedicle screws and hooks in the treatment of idiopathic scoliosis. *Int Orthop* ; 18 : 341-6, 1994
- 113) Drerup B, Hierholzer E. Description of scoliotic deformity by modulated sinusoidal functions. *Three-dimensional Analysis of Spinal Deformities*, Ed. D'Amico M, Merolli A, Santambrogio G C. 113-18, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 1995
- 114) Drerup B. Improvement in measuring vertebral rotation from the projections of the pedicles. *J Biomechanics* ; 18 : 369-78, 1985
- 115) Burwell R G, Aujla R K, Kriby A S, Moulton A, Webb J K. the early Detection of Adolescent Idiopathic Scoliosis in three positions using the Scoliometer and Real-time Ultrasound: Should the prone position also be used? *Research into Spinal Deformities 3*, Ed. Tanguy A, Peuchot B, 81-5, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo, 2002
- 116) Amendt L E, ause-Ellias K L, Eybers J L, Wadsforth C T, Nielsen D H, Weinstein S L. Validity and reliability testing of the Scoliometer. *Phys Ther* ; 70 : 108-16, 1990
- 117) Bunell W P. An objective criterion for scoliosis screening. *J Bone Joint Surg* ; 66 : 1381-7, 1984
- 118) Murell G A C, Coonrad R W, Moorman C T, Fitch R D. an assessment of the reliability of the scoliometer. *Spine* ; 18 : 709-12, 1993
- 119) Pearsall D J, Reid G J, Hedden D M. Comparison of three non-invasive methods for measuring scoliosis. *Phys Ther* ; 72 : 648-57, 1992
- 120) Upadhyay S S, Burwell R G, Webb J K. the use of the Scoliometer to evaluate hump dynamics in relation to leg length in equality and pelvic tilt. *J Bone Joint Surg 69 B* ; 851, 1987
- 121) Stokes I A, Moreland M S. Measurement of the shape of the surface of the back in patients with idiopathic scoliosis. The standing and forward-bending position. *J Bone Joint Surg* ; 69 : 203-11, 1987