

Aus der Anatomischen Anstalt der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. med. R. Putz

Asymmetrien der Wirbel und des Mineralisierungsverhaltens
an den Facettengelenken und Endplatten bei
strukturellen Skoliosen –
morphologische und funktionelle Befunde

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Martin Kuttner

aus

Singen

2005

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. M. Müller-Gerbl

Mitberichterstatter: Prof. Dr. K.J. Pfeifer

Prof. Dr. E. Euler

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhard

Tag der mündlichen Prüfung: 09.06.2005

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	1
1 EINLEITUNG.....	4
1.1 ALLGEMEINE EINLEITUNG.....	4
1.2 SPEZIELLE EINLEITUNG	7
1.2.1 Anatomie und Biomechanik der gesunden Wirbelsäule	7
Anatomische Grundlagen.....	7
Stabilität und Statik.....	8
Druckübertragung und Lastverhältnisse.....	9
Morphologische Korrelate	13
1.2.2 Pathologische Anatomie und Biomechanik bei Skoliosen.....	15
Anatomische Grundlagen und Terminologie.....	15
Klassifikation von Skoliosen.....	16
Druckübertragung und Lastverhältnisse.....	18
Morphologische Korrelate	21
1.3 MINERALISIERUNG DES SUBCHONDRALEN KNOCHENS	23
Bau des subchondralen Knochens	23
Korrelation zur Beanspruchung.....	23
Darstellung der subchondralen Mineralisierung durch die CT-OAM.....	24
1.4 FRAGESTELLUNG	26
2 MATERIAL UND METHODE	27
2.1 MATERIAL	27
2.2 METHODE	28
2.2.1 Bildgebende Untersuchungen.....	28
Erstellung der Röntgenfilme.....	28
Erstellung der CT-Schichtaufnahmen.....	28
2.2.2 Bestimmung morphologischer Parameter	29
Messung des Krümmungswinkels.....	29
Analyse der Gelenkflächengröße und zusätzlicher Veränderungen	29
3-D-Rekonstruktion	29

	Messung des Facettengelenkwinkels	30
2.2.3	CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)	30
	Erstellung der Densitogramme	30
2.2.4	Quantitative CT-Osteoabsorptiometrie (qCT-OAM).....	33
2.2.5	Auswertung der Densitogramme	33
	Bestimmung der Lokalisation der Dichtemaxima.....	33
2.2.6	Statistik	34
3	ERGEBNISSE.....	35
	Cobb-Winkel und Nomenklatur.....	35
3.1	MAKROSKOPISCHE ERGEBNISSE.....	36
3.1.1	Facettengelenke.....	36
	Gelenkflächengröße.....	36
	Gelenkflächenbeschaffenheit und räumliche Orientierung	36
3.1.2	Grund- und Deckplattengelenke.....	37
	Gelenkflächengröße.....	37
	Knochenneubildung.....	38
3.1.3	Zusätzliche Veränderungen	38
	Wirbelkörperform und Rotation	38
	Pedikel	39
	Ausrichtung der Dornfortsätze	39
3.2	LOKALISATION DER DICHEMAXIMA	40
3.2.1	Facettengelenke.....	40
3.2.2	Grund- und Deckplattengelenke.....	42
3.3	MINERALISIERUNGSGRAD DER SUBCHONDRALEN KNOCHENLAMELLE	43
3.3.1	Facettengelenke.....	43
	3.3.1.1 Vergleich des absoluten Calciumgehaltes.....	43
	3.3.1.2 Vergleich des relativen Calciumgehaltes.....	44
	Intraindividueller Vergleich.....	45
3.3.2	Grund- und Deckplattengelenke.....	48
	3.3.2.1 Vergleich des absoluten Calciumgehaltes.....	48
	3.3.2.2 Vergleich des relativen Calciumgehaltes.....	49
	Intraindividueller Vergleich.....	50
3.4	ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE.....	53

4	DISKUSSION	55
4.1	DISKUSSION DES MATERIALS	55
4.2	DISKUSSION DER METHODE	55
4.2.1	CT-OAM und Beschreibung der Morphologie	55
4.2.2	Dichtemaximalokalisation	56
4.2.3	Mineralisierungsgrad des subchondralen Knochens	57
4.3	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	58
4.3.1	Anatomische Ergebnisse	58
4.3.2	Lokalisation der Dichtemaxima.....	61
4.3.3	Mineralisierungsgrad des subchondralen Knochens	64
4.4	ABSCHLUSSDISKUSSION.....	67
4.5	AUSBLICKE	74
5	ZUSAMMENFASSUNG.....	75
6	ANHANG	79
6.1	RÖNTGENBILDER	79
6.2	MINERALISIERUNGSGRAD DER SUBCHONDRALEN KNOCHENPLATTE	81
6.2.1	Diagramme zum intraindividuellen Vergleich des relativen Calciumgehaltes an den Facettengelenken.....	81
6.2.2	Diagramme zum intraindividuellen Vergleich des relativen Calciumgehaltes an den Endplatten.....	83
7	LITERATURVERZEICHNIS	86
8	DANKSAGUNG	95
9	CURRICULUM VITAE	96

1 Einleitung

1.1 Allgemeine Einleitung

Bei der Skoliose handelt es sich um eine dreidimensionale Erkrankung des Rumpfes, die durch eine fixierte seitliche Verbiegung und eine axiale Rotation in der Wirbelsäule charakterisiert ist. Es herrscht dabei weitestgehende Einigkeit darüber, dass in skoliotischen Wirbelsäulen die empfindliche Balance zwischen Stabilität und Statik ernsthaft gestört ist. Schon Hippokrates (400-377 v. Chr.) – der wohl berühmteste Arzt der Antike – soll Wirbelsäulenpatienten behandelt haben, indem er sie an den Füßen aufhängte, in der Hoffnung dadurch Verformungen der Wirbelsäule auszugleichen, und mit dem Wort „σκολιοσ“ (*skolios*) – *krumm* – gaben die alten Griechen der Erkrankung einen treffenden Namen.

Die Angaben zur Häufigkeit dieser Erkrankung variieren stark auf Grund fehlender Standardisierung von Kriterien, Technik und Verfahren. Lonstein et al. (1982) berichteten dazu, dass 1,2% von 225 000 Schulkindern eine Skoliose aufwiesen. Ähnliche Ergebnisse lieferte ein Studie von Karachalios et al. (1999), die in 1,18% von 2700 untersuchten Schulkindern eine Skoliose diagnostizierten. Daten aus der amerikanischen Bevölkerung zeigen, dass die Prävalenzrate für eine Skoliose bei 8,3 % liegt, dabei ist sie allerdings unter Frauen doppelt so hoch wie unter Männern (Carter und Haynes 1987). Allgemein kann gesagt werden, dass in der Normalbevölkerung etwa 2 bis 4% und dabei Frauen häufiger betroffen sind. Unter den behandlungsbedürftigen idiopathischen Skoliosen überwiegen Mädchen mit etwa 5:1 gegenüber den Knaben deutlich (Reichelt 2000).

Bei Skoliosen lassen sich primäre und sekundäre Formen unterscheiden, wobei die primäre Skoliose dadurch charakterisiert ist, dass einer an sich normalen Wirbelsäule eine Neigung zur Verkrümmung innewohnt. Bei der sekundären Form dagegen ist eine Ursache erkennbar, beispielsweise in Form einer vorbestehenden morphologischen Asymmetrie. Sind Skoliosen nicht sekundär entstanden, so werden sie vorwiegend als Wachstumserkrankung verstanden. Infolge asymmetrischen Wirbelwachstums nimmt die Deformität progredient zu und wird strukturell fixiert (Debrunner 1994). Ihr Verlauf ist daher sehr individuell und schwer vorhersagbar und es wurden viele Studien durchgeführt, um Prognosen treffen zu können. Eine Arbeit von McMaster und Ohtsuka (1982) an 202 Patienten zeigte, dass 11% nicht progres-

siv, 14% leicht progressiv, die restlichen 75% jedoch signifikant progressiv waren. Zudem kann festgestellt werden, dass dekompenzierte s-förmige Krümmungen stärker deformieren als kompenzierte doppel-s-förmige Krümmungen und rechtsseitige thorakale sowie thorakolumbale Skoliosen stärker deformieren als linksseitige (Schafer 1987).

Oft wird ein Zusammenhang zwischen dem Symptom „Rückenschmerzen“ und dem Vorliegen einer Skoliose gefordert. Jackson et al. (1983) konnten zeigen, dass ein Unterschied zwischen Erwachsenen ohne spinale Deformitäten und solchen mit Skoliose besteht. Von den skoliotischen Erwachsenen hatten 51% einen klinisch objektivierbaren Schmerz, der mit dem Alter und dem Ausmaß der Krümmung zunahm. Im Gegensatz dazu konnten Robin et al. (1982) weder zwischen Skoliose und dem „low-back-pain“-Syndrom noch zwischen der Skoliose und degenerativen Veränderungen an der Wirbelsäule einen direkten Zusammenhang nachweisen. Das Symptom Schmerz ist gewiss ein sehr individueller Befund und es ist einzuräumen, dass die Bedeutung der Skoliosen vor allem auch als ein kosmetisches Problem zu sehen ist. Allerdings konnten Schwab et al. (2002) eine signifikante Korrelation von Schmerzen und radiographisch zu beobachtender Parameter bei Skoliosen nachweisen. Zudem findet sich in der Literatur zunehmend die Meinung, dass ein deutlicher Zusammenhang zwischen Schmerzen, degenerativen Veränderungen und dem Auftreten bzw. der Entwicklung skoliotischer Krümmungen bei Erwachsenen besteht (Epstein et al. 1979, Kita 1997, Richter et al. 1985, Grubb et al. 1992, Sappas et al. 1996, Duance et al. 1998, Bibby et al. 2001). Neben diesen Befunden ist auch die mögliche Einschränkung der kardiopulmonalen Funktion anzuführen, die als wichtiger indikativer Faktor für eine operative Skolioseetherapie gilt (Reichelt 2000, Wirth 2001). Die Einschränkung im Alltag wird ebenso in der deutlich verminderten Fähigkeit zu sportlicher Betätigung und vermehrten Schmerzen beim Sport sichtbar (Stempel et al. 1993, Parsch et al. 2002). Letztlich besteht für die Patienten durch die Erkrankung ein erheblicher Leidensdruck.

Nach intensivem Studium der Literatur ist festzustellen, dass bezüglich der Ätiologie der Erkrankung die verschiedensten Hypothesen existieren. Es werden genetische (Byrd 1988, Chan et al. 2002), embryologische (Miller et al. 1981), skelettale (Roaf 1983, Dickson et al. 1984, Deacon et al. 1987, Vital et al. 1989), myogene (Güth et al. 1976, Hopf et al. 1998), vaskuläre (Taylor 1986), mechanische oder biomechanische (Pal 1991, Millner et al. 1996, Raso 2000), neurohormonale (Yarom et al. 1978,

Machida et al. 1993, Dubouset et al. 2001) und neurogene (Trontelji et al. 1979, Yamada et al. 1984, Wever et al. 1999, Veldhuizen et al. 2000) Faktoren diskutiert. Doch bis heute überzeugt keine dieser Hypothesen, vielmehr erscheint eine multi-kausale Genese am wahrscheinlichsten (Lowe et al. 2000). Somit erscheint die Verwendung des Begriffes „*idiopathisch*“ für Skoliosen, bei denen keine Ursache bekannt ist, nicht immer ganz korrekt zu sein. Auch wird sich in Zukunft der, je nach Autor, mit 70-90% angegebene Anteil an idiopathischen Skoliosen, mit zunehmendem Kenntnisstand über die Ätiologie deutlich reduzieren (Schafer 1987, Reichelt 2000).

Es herrscht Einigkeit darüber, dass die Untersuchung der speziellen Wirbeldeformitäten und der zur Verformung beitragenden Kräfte von großer Bedeutung für das Verständnis der Krankheit ist. Eine Vielzahl von Studien hat sich daher mit den morphologischen Veränderungen bei Skoliosen beschäftigt. Diese Ergebnisse basieren jedoch häufig auf Tierstudien, die zudem vorwiegend an Vierbeinern erhoben sind, so dass eine Übertragung auf den Menschen nicht immer möglich ist und kritisch bewertet werden muss (Hakkarainen 1981, Lawton et al. 1986, Pal 1991, Poussa et al. 1991). Des Weiteren sind Studien an menschlichen Leichenpräparaten oft nur auf den Scheitelwirbel beschränkt. Insbesondere die mechanischen Erklärungsversuche sind häufig begrenzt oder unvollständig (Coillard et al. 1996, Raso 2000).

Für die Stabilität der Wirbelsäule wird in vielen Untersuchungen die kritische Rolle der zygapophysialen Gelenke betont (Lorenz et al. 1983, Hedman 1992, Cavanaugh et al. 1996, Fujiwara et al. 2000). Jedoch finden sich in der Literatur keine präzisen Informationen über Asymmetrien und Beanspruchungsverhältnisse an den gewichttragenden Elementen – insbesondere an Endplatten und Facettengelenken – der Wirbelsäule bei Vorliegen einer Skoliose.

Seit Müller-Gerbl 1989 erstmals die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) beschrieb, ist es möglich, die individuelle Lastverteilung von Gelenken über die Mineralisierungsmuster der subchondralen Knochenplatte nicht invasiv darzustellen. Somit existiert ein objektives knöchernes Maß für funktionelle Veränderungen der Gelenkmechanik, das möglicherweise zur Beurteilung der Kräfteverhältnisse in der skoliotischen Wirbelsäule beitragen kann. Die so gewonnenen Kenntnisse können die Diagnostik der komplexen Veränderungen erheblich erleichtern und möglicherweise einen therapeutischen Nutzen mit sich bringen.

1.2 Spezielle Einleitung

1.2.1 Anatomie und Biomechanik der gesunden Wirbelsäule

Anatomische Grundlagen

Die Wirbelsäule des Menschen ist als Achsenorgan zu verstehen, das aus 23 Bewegungssegmenten besteht. Als strukturelle Elemente kommen die knöchernen Wirbelkörper, die knorpeligen Bandscheiben, unelastische sowie elastische Bänder, die muskulären Strukturen und die Wirbelbogengelenke vor (Putz 1983).

Die gelenkigen Verbindungen zwischen den einzelnen Wirbelkörpern werden zum einen durch das System aus Wirbelkörperendplatten und Bandscheibe, zum anderen durch die paarigen Wirbelbogengelenke hergestellt.

Als Wirbelkörperendplatten, *Facies intervertebrales*, werden die Kontaktflächen der Wirbelkörper mit der Bandscheibe bezeichnet. Hierbei unterscheidet man jeweils eine kraniale Deckplatte, *Facies intervertebralis superior*, und eine kaudale Grundplatte, *Facies intervertebralis inferior*. Die Endplatten liegen als dünne Knochenlamelle der Spongiosa des Wirbelkörpers auf und sind, mit Ausnahme einer knöchernen Randleiste, von einer hyalinen Knorpelplatte bedeckt, der *Lamina cartilaginosa corporis vertebrae*. Bis auf die äußeren Fasern, die mit der beschriebenen Randleiste verwachsen sind, ist die Zwischenwirbelscheibe mit der hyalinen Knorpelplatte fest verbunden. Man kann also von einer synchondrotischen Verbindung der Wirbelkörper sprechen. Die Größe der Endplatten nimmt von kranial nach kaudal zu. Sie hat drei wesentliche Funktionen: Sie verhindert den Übertritt von Bandscheibengewebe in den Wirbelkörper. Weiterhin bildet sie eine Barriere beim Austausch von Nährstoffen zwischen Wirbelkörper und der avaskulären Bandscheibe. Vor allem aber dient sie, in Verbindung mit der Bandscheibe, der Druckübertragung zwischen den einzelnen Wirbeln (Drenckhahn 1994, Roberts et al. 1996, Graichen und Putz 1999)

Die Wirbelbogengelenke, *Articulationes zygapophysiales*, oder auch Facettengelenke werden von den jeweils aneinandergrenzenden superioren und inferioren Gelenkfortsätzen, *Processus articulares*, zweier benachbarter Wirbel gebildet. Dabei handelt es sich um echte diarthrodiale Gelenke, die definitionsgemäß einen Gelenkspalt mit synovialer Auskleidung sowie eine Gelenkkapsel aufweisen. Die knorpeligen Gelenkflächen sind zentral dicker und reichen etwas über die seitlichen

Ränder hinaus. An den Spitzen der Facetten fehlt jedoch der Knorpelüberzug (Adams und Hutton 1980). Die Wirbelbogengelenke sind hinsichtlich ihrer Geometrie, der Stellung der Gelenkflächen und der Einstellung der Gelenkspalte je nach Wirbelsäulenregion sehr unterschiedlich. Putz betont insbesondere die große Variabilität der Gelenkflächen normaler Lendenwirbel, die keineswegs „annähernd sagittal“ gestellt sind, wie sie in der Literatur vielfach beschrieben werden. Vielmehr sind nur die lateralen Anteile der Gelenkflächen sagittal eingestellt und die medialen Anteile sind eher frontal gestellt. Aus den variablen anatomischen Verhältnissen ist abzuleiten, dass der flächenhafte Kontakt nur in bestimmten Gelenkstellungen zustande kommt, vorwiegend während der Normalhaltung des Körpers. Diese Gelenke weisen also segmental keinen gemeinsamen Krümmungsmittelpunkt auf. Der relative Kontaktverlust bei Bewegungen gehört zur normalen Funktion der Gelenke.

Als weitere Besonderheit kommen meniskoide Falten vor, die ausgehend von der Membrana synovialis in den Gelenkspalt hineinragen. Sie sind von unterschiedlichem Aufbau und bestehen teilweise aus Fettgewebe sowie aus festem Bindegewebe. Ihre Aufgabe ist die Anpassung der inkongruenten Gelenkflächen an Druckänderungen. Die fester gebauten Falten spielen eine mechanische Rolle bei der Druckübertragung. Funktionell werden die Wirbelbogengelenke als Elemente verstanden, die gleichzeitig die relativen, segmentalen Bewegungen der Wirbel ermöglichen aber auch limitieren. Außerdem spielen sie eine entscheidende Rolle bei der Aufnahme von Scherkräften (Putz 1976, 1981, 1983, 1996, Drenckhahn 1994).

Stabilität und Statik

Beim gesunden Menschen werden an der Wirbelsäule vier charakteristische Hauptkrümmungen beschrieben. Die nach vorne konvexe Lordose in Hals- und Lendenwirbelsäule und die nach vorne konkave Kyphose in Brustwirbelsäule und Sakralregion. Eine derart gekrümmte Säule kann Druckkräften einen erhöhten Widerstand entgegensetzen. Dies gilt in der Wirbelsäule ebenso wie für Rippen oder einen langen Knochen. Zudem kann sie axiale Belastung sowie in einem geringen Maß auch Stöße absorbieren und dabei gleichzeitig ein ausreichendes Maß an Steifigkeit und Stabilität gewährleisten. Hierfür sind vor allem Bandstrukturen und Muskeln wichtig, die zu einem großen Teil dorsal der Wirbelsäule liegen wie die autochthone Rückenmuskulatur. Ventral wird die Wirbelsäule durch die geraden und schrägen Bauchmuskeln stabilisiert. Die Betrachtung der Wirbelsäule von der Seite zeigt jedoch, dass ein großer Anteil des Körpergewichtes deutlich hinter bzw. vor der

zentralen Schwerkraftlinie liegt. Somit wird deutlich, dass eine ausgeglichene Balance entschieden vom adäquaten Zusammenspiel der stabilisierenden Muskeln und Bänder abhängig ist. Zusätzlich ist die bewegungszügelnde Funktion der Facettengelenke für eine ausgeglichene Statik unabdingbar. Deutlich wird dies auch daran, dass durch eine Entfernung der Facettengelenke die Flexibilität in diesem Segment maßgeblich erhöht wird (Schafer 1987, White und Panjabi 1990, Shirazi-Adl 1994).

Druckübertragung und Lastverhältnisse

Eine der Hauptaufgaben der Endplatten und der Wirbelbogengelenke besteht in der Beteiligung bei der Druckaufnahme und Druckweitergabe zwischen den einzelnen Wirbeln. Um diese Vorgänge genauer zu differenzieren, kann die Wirbelsäule in eine anteriore und eine posteriore Säule unterteilt werden.

Die Endplatten gelten als Element der anterioren Säule und, wie schon 1959 von Kummer beschrieben, herrscht Einigkeit darüber, dass die statische Beanspruchung vorwiegend durch Druck in axialer Richtung erfolgt. Nachemson (1981), der in vitro den Druck innerhalb der lumbalen Bandscheiben gemessen hat, beschreibt ebenfalls große Kompressionskräfte an den Wirbeln bei verschiedenen Körperpositionen. Der genaue Vorgang der Lastübertragung verläuft dabei folgendermaßen: Die Endplatte nimmt Kräfte auf, die kranial der Bandscheibe einwirken. Bei Belastung wölbt sich die Bandscheibe in die Endplatten hinein und beult diese aus (Brinckmann et al. 1983, Shirazi-Adl 1984, Holmes et al. 1993). Steigt die Last an, so wird die Bandscheibe zunächst radial ausgewölbt, wodurch die Spannung der Fasern des Anulus fibrosus zunimmt. Daraufhin wölbt sich die Bandscheibe in den Wirbelkörper hinein. Diese Vorwölbung erfolgt mit steigender Last immer schneller und führt zu maximal gespannten Anulusfasern. Es wird schließlich eine maximale Vorwölbung von 0,5 mm im Bereich des Nucleus pulposus erreicht. Bei zu hoher Last kommt es zum Versagen der beteiligten Strukturen, da die Steifigkeit der Endplatten und des darunter liegenden Trabekelwerks zu gering ist. Die Endplatte bricht in die Wirbelkörperspongiosa ein, wobei der subchondrale Knochen brechen kann. Somit machen also die Endplatten und der angrenzende subchondrale Knochen den schwächsten Teil eines Bewegungssegments aus (Liu et al. 1983, Hansson 1988). Nach Entlastung kommt es zu einem Rückgang der Bandscheibenwölbung (Brinckmann et al. 1983, 1989, Holmes et al. 1993, 1996).

Die Rolle der Facettengelenke als Gelenkelement der posterioren Säule für die Lastübertragung war lange Zeit umstritten. Bezeichneten Anatomen wie Fick (1911) diese noch als „Nichtlasttragende Elemente“ und Gray (1973) sie dann als „etwas lasttragend“, so konnte inzwischen in vielen Arbeiten bewiesen werden, dass die Aufnahme von in die Wirbelsäule eingeleiteten Kräften wesentlich von den Facettengelenken mitbestimmt wird (Nachemson 1963, Markolf 1972). Weitere biomechanische Arbeiten zeigten darüber hinaus, dass die Facettengelenke etwa 10 bis 40% der axialen Last in der Wirbelsäule tragen und bei Rotation und Biegung erheblich beansprucht werden (Ewing et al. 1972, Prasad et al. 1974, Adams und Hutton 1980, Lorenz et al. 1983, Shirazi-Adl 1987,1991,1994, El Bohy et al. 1989, Hedman 1991, Cavanaugh et al. 1996). Die Lastverhältnisse bei der Druckübertragung an den Facettengelenken sind folgendermaßen zu verstehen:

Die Resultierende aus Körpergewicht und autochthonen Rückenmuskeln verläuft nicht immer genau senkrecht auf die Deckplatte der Wirbel, da wegen der unterschiedlichen Sagittalkrümmungen die Wirbel unterschiedlich zur Vertikalen geneigt sind (Abb.1). Zudem zeigen die an den Wirbeln angreifenden Bänder und Muskelzüge einen überwiegend schrägen Verlauf. Die Resultierende ist von der Seite betrachtet mehr oder weniger stark nach ventral geneigt. Zerlegt man die Resultierende in der Wirbelsäule, so erhält man eine senkrecht wirkende Normalkraft und eine ventralwärts gerichtete Tangentialkraft (Abb. 2).

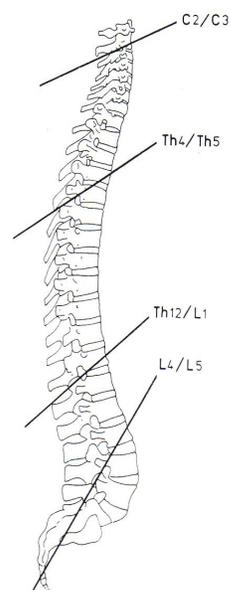


Abb. 1: Halbschematische Zeichnung der Neigung der Wirbelgelenkflächen gegen die Frontalebene (Projektion auf eine Sagittalebene (Kummer 1981)

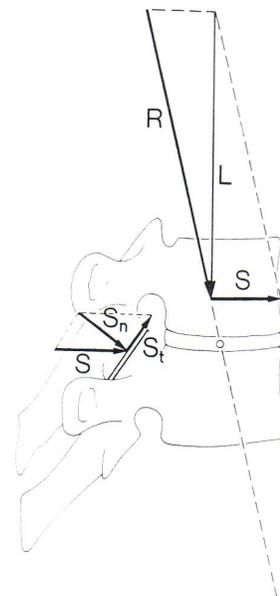


Abb. 2: Darstellung der Ventralschubkomponente mit Zerlegung in Normalkraft S_n und Tangentialkraft S_t (Kummer 1981)

Neben der Führung des Bewegungsspiels sind die Wirbelbogengelenke so ausgerichtet, dass sie in der Lage sind, die nach vorne gerichteten Schubkräfte aufzunehmen. Der quantitative Anteil ist dabei abhängig von der Lokalisation in der Wirbelsäule, wobei insbesondere die unterschiedliche Orientierung der Gelenkfortsätze mit verschiedenen Neigungswinkel der Gelenkflächen gegenüber der Wirbelkörperdeckplatte (Kummer 1981) und die Qualität der dort vorhandenen muskulo-ligamentären Strukturen das Ausmaß der Kraftaufnahme determinieren. In der Halswirbelsäule ist die Bedeutung auf Grund des kräftigen Muskelmantels und der größtenteils nur statischen Beanspruchung eher gering. Im Bereich der Brustwirbelsäule sind die Gelenkflächen bei zunehmendem Neigungswinkel mehr und mehr frontal eingestellt, so dass sie überwiegend ventrale Scherkräfte aufnehmen. Die langen Hebelarme der Rippen und der dort angreifenden Muskeln und Bänder tragen hier zur Kontrolle des Bewegungsausmaßes bei. Die Anatomie der Gelenkfortsätze der Lendenwirbelsäule bringt dagegen eine etwas komplexere Aufteilung der funktionellen Aufgaben mit sich. Die medial und frontal eingestellten Anteile der Gelenkfortsätze absorbieren ebenso die nach ventral gerichteten Scherkräfte, wohingegen der möglichen Rotation die lateralen, sagittal eingestellten Facettengelenksanteile selbst entgegenwirken insbesondere deren laterale Anteile, indem sie in der Endstellung der Rotation zu Hebelpunkten werden. Einen entscheidenden funktionellen Beitrag leistet zudem der Band- und Muskelapparat. Abgesehen vom nicht elastischen anterioren Längsband, dem eine wichtige statische Rolle bei der Begrenzung der Hyperextension vorwiegend in den lordotischen Bereichen zukommt, wirken die sonst vorwiegend schräg zur Längsachse der Wirbelsäule verlaufenden Bänder kontrollierend und dämpfend auf die Bewegungen. Hierbei sind neben den longitudinalen, interspinalen und supraspinalen Bändern auch die Fasern des Anulus fibrosus, die oft vernachlässigten querverlaufenden verstärkenden Fasern der Facettengelenkskapseln und die Fascia thoracolumbalis aufzuzählen. Sie bremsen durch ein Zusammenspiel mit der tiefen autochthonen Muskulatur das Erreichen der Endstellungen der Gelenke bei dynamischen Bewegungen und stellen dann eine passive Verspannung und Zuggurtung dar. Wichtige Voraussetzung sind eine ausreichende Vorspannung der Bänder sowie eine Integrität der Bandscheibe. Putz und Müller-Gerbl vergleichen dieses Verhalten mit dem eines „Schaltgetriebes“ (Kummer 1981, Putz 1976, 1983, 1985, Müller-Gerbl 1992, Putz und Müller-Gerbl 1996, Graichen und Putz 1999).

Der Einfluß der Aktivität der Extensorenmuskulatur auf die Lastübertragung wurde durch eine Arbeit von El-Bohy et al. (1989) dargestellt. Sie wiesen zunächst durch direkte Messung der Kontaktdrücke die Lastübertragung über die Facettengelenke bei aufrechter Haltung nach. Mit zunehmender Aktivität der Muskulatur im Sinne der Gleichgewichtserhaltung, was durch Anbringen eines Gewichtes 34 cm vor der Wirbelsäule simuliert wurde, stellten sie einen linearen Anstieg der Druckwerte fest. Dieses Ansteigen der Druckwerte konnte sowohl in Flexion als auch bei plötzlicher Extension gemessen werden.

Für das einzelne Bewegungssegment fordert Putz daher ein Zusammenspiel der beiden Wirbelbogengelenke und der Bandscheibe, so dass eine „Dreipunktlagerung“ entsteht. Die von den drei Punkten eingeschlossene Fläche bezeichnet er als „Unterstützungsfläche“. Ein stabiles Gleichgewicht besteht dann, wenn die Resultierende der Druckkräfte innerhalb der Unterstützungsflächen verläuft. Auf diese Weise werden dann sämtliche Kräfte, die scheinbar im Sinne einer Biegebeanspruchung an der Wirbelsäule angreifen, in axiale Druckbeanspruchung umgewandelt. Verschiebt sich die Resultierende zu den einzelnen Eckbereichen hin, so werden diese damit zu Hebelpunkten bei bestimmten Bewegungen. Dies führt in der Endstellung der Gelenke zum Klaffen des Gelenkspaltes, wobei die Druckübertragung auf einen kleinen linienhaften Bezirk eingeschränkt wird (Putz 1981, 1983, 1985). Eine gute Darstellung der Kräfteverhältnisse ist abschließend aus der folgenden Abbildung ersichtlich (Abb. 3).

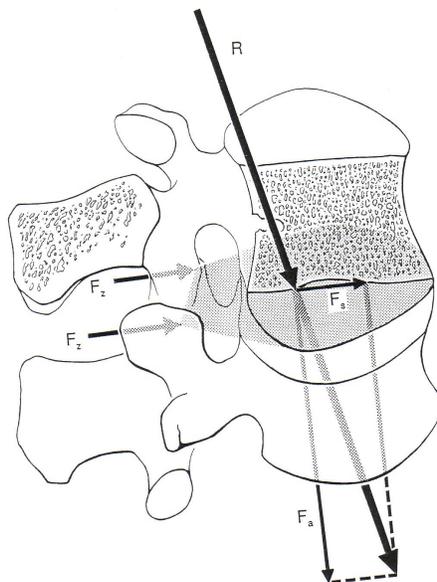


Abb. 3: Kräfteinwirkung auf ein lumbales Bewegungssegment. R : Resultierende; F_a : axial/kaudal gerichtete Komponente, F_s sagittal/ventral gerichtete Komponente; F_z Scherkraft, die von den zygapophysialen Gelenken aufgenommen wird (Putz und Müller-Gerbl 1996).

Die Druckübertragung an der Wirbelsäule kann also nur als funktionelle Einheit der Wirbelbogengelenke und des Endplatten-Bandscheiben-Systems verstanden werden, bei dem die Wirbelbogengelenke eine wichtige mechanische Funktion ausüben, indem sie dort auftretende Scherkräfte aufnehmen und in Druck umwandeln.

Deshalb sollte jedwede Analyse der Lastverhältnisse die Betrachtung beider Elemente beinhalten.

Morphologische Korrelate

In der Literatur gilt es nun zu prüfen, ob es morphologische Befunde am Skelettapparat gibt, die die beschriebenen Lastverhältnisse widerspiegeln. Dabei steht die Theorie Pauwels (1965) im Hintergrund, wonach innerhalb der physiologischen Grenzen eine Abhängigkeit zwischen der Quantität des Knochens und der auf ihn wirkenden Spannung besteht.

Dieser Theorie folgend konnten Roberts et al. (1997) Reaktionen der subchondralen Knochenlamelle an den Endplatten auf Druckänderungen nachweisen. Sie stellten eine positive Korrelation zwischen der radiographisch feststellbaren subchondralen Knochendicke und dem Gehalt an Proteoglykanen der angrenzenden Bandscheibe fest. Als Erklärung hierfür sehen sie eine Antwort des Knochens auf einen erhöhten hydrostatischen Druck.

In einer Studie zur Druckübertragung an der menschlichen Wirbelsäule konnten Weisser et al. (2003) zeigen, wie sich langfristige Beanspruchungssituationen an den Endplatten in Form von charakteristischen Mineralisierungsmustern der subchondralen Knochenlamelle widerspiegeln. Die Untersuchung zehn gesunder Wirbelsäulenpräparate mit Hilfe der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) (Müller-Gerbl 1989) ergab eine Zunahme der absoluten Mineralisierung innerhalb der Wirbelsäulen von kranial nach kaudal, wobei die relative Mineralisierung, d.h. die Mineralisierung unter Einbezug der Endplattengröße, bei allen Präparate weitgehend konstant war. Bezogen auf den Wirbelkörper zeigte sich eine Zunahme der Mineralisierung von der Deckplatte zur Grundplatte innerhalb eines Wirbels. Über die Bandscheibe hinweg fand sich jedoch eine Mineralisierungsabnahme als Ausdruck der druckabsorbierenden Funktion der Bandscheibe. Weiterhin beschrieb er für die verschiedenen Regionen der Wirbelsäule unterschiedliche, aber in sich symmetrische Verteilungsmuster der Mineralisierung, welche die Druckverhältnisse dort widerspiegeln und charakterisieren.

Taylor und Twomey (1986) beobachteten an den Facettengelenken eine Keilform der

subchondralen Knochenplatte mit dem dickeren Anteil im medialen Drittel und dem dünneren Anteil in den dorsalen zwei Dritteln der Facettengelenke. Sie beschrieben zudem konkrete Veränderungen, wie eine Verdickung und Sklerosierung der subchondralen Knochenplatte am vorderen, frontal orientierten Teil der Facettengelenkflächen. Am Gelenkknorpel fand sich eine Zellhypertrophie sowie feine vertikale Spalten im Gelenkknorpel, was als Korrelat von starken Kompressionskräften zu verstehen ist. An den hinteren, sagittalen Anteilen fehlen dagegen derartige Veränderungen des Gelenkknorpels. Die subchondrale Knochenplatte ist relativ verdünnt, und es liegt eine Spitzbogenarchitektur der Spongiosa vor, die darauf schliessen lässt, dass hier Biegekräfte wirksam sind.

Anhand von Untersuchungsergebnissen der Wirbelbogengelenke beschrieb Müller-Gerbl (1992), dass der vordere, mediale Anteil eine starke Mineralisierung aufweist, was durch die hohe Beanspruchung seitens der ventralen Schubkräfte zu erklären ist. Für die hinteren, sagittalen Anteile vermutete sie eine Biegebeanspruchung bei Begrenzung der Rotation. Korrespondierend dazu beobachtete auch Sato (1994) ein höheres Volumen der subchondralen Knochenlamelle in den vorderen Anteilen der Gelenke.

In verschiedenen Untersuchungen an lumbalen Bewegungssegmenten mittels eines nichtlinearen dreidimensionalen Finite-Element Modells errechnete Shirazi-Adl (1991) mögliche Kontaktflächen an den Facettengelenken bei verschiedenen Situationen der Beanspruchung. Aus diesen als Momentaufnahmen zu verstehenden Ergebnissen schließt er auf verschiedene Typen von Kontaktflächen, welche die Gelenkbeanspruchung für unterschiedliche Bewegungsmuster der Wirbelsäule wie Flexion, Extension, Rotation oder Hebebewegungen darstellen sollen.

Es lassen sich also vielfältige morphologische Korrelate aufzeigen, welche die beschriebenen Beanspruchungsverhältnisse an den gewichttragenden Gelenken der Wirbelsäule widerspiegeln.

1.2.2 Pathologische Anatomie und Biomechanik bei Skoliosen

Anatomische Grundlagen und Terminologie

Skoliosen kommen in unterschiedlicher Lokalisation und Form an der Wirbelsäule vor. Die Thorakalskoliose ist dabei die häufigste und schwerste Form, bei der die Deformierung des Brustkorbs im Vordergrund steht. Bei der Untersuchung zeigt sich der durch die Rotation entstehende sogenannte Rippenbuckel auf der konvexen Seite der Krümmung. Analog dazu bewirkt die Torsion bei der Lumbalskoliose ein stärkeres Vorspringen der konvexseitigen Lendenmuskulatur, was als Lendenwulst sichtbar wird. Zudem werden auch zervikale oder Übergangsformen wie eine thorakolumbale Skoliose beobachtet. Nach der Anzahl der Kurven beschreibt man einfache – *C-förmige* – und verbundene – *S-, oder doppel-S-förmige* – Krümmungen. Die Richtung der Skoliose wird immer in Richtung der Konvexität angegeben, so z.B. „rechts-thorakal“ oder „links-lumbal“. Hinsichtlich der Flexibilität unterscheidet man nichtstrukturelle Skoliosen, bei denen die Krümmung durch aktive oder passive Bewegung korrigiert werden kann, von strukturellen Skoliosen, wenn die Krümmung fixiert ist. Als Primärkrümmung wird gewöhnlich die sich zuerst entwickelnde Krümmung bezeichnet, als Sekundärkrümmung die kompensatorische Gegenkrümmung, die nach der Ausbildung der Primärkrümmung entsteht, um das Gleichgewicht wieder herzustellen. Als Hauptkurve – sogenannte „*major-curve*“ – bezeichnet man diejenige Kurve, die am stärksten von der Mittellinie abweicht. Gewöhnlich ist dies auch die Primärkurve (Debrunner 1994, Schafer 1987).

Am Scheitelwirbel skoliotischer Krümmungen werden von allen Autoren sogenannte „intrinsische Deformitäten“ (White and Panjabi 1990) beschrieben, wie in den Abbildungen verdeutlicht wird.

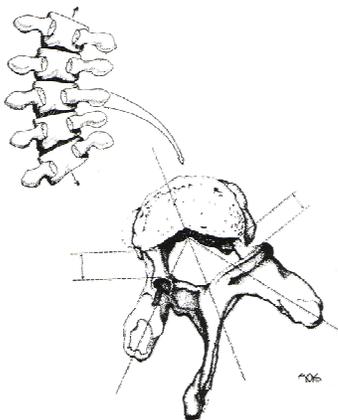


Abb. 4: Darstellung der Wirbeldeformierung bei Skoliosen (White und Panjabi, 1990)

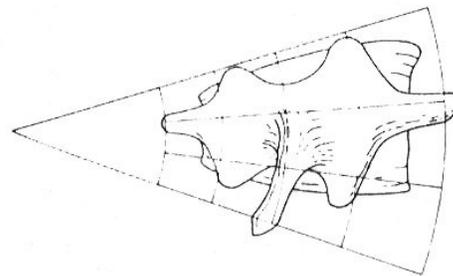


Abb. 5: dorsale Ansicht eines skoliotischen Wirbelkörpers (Roaf 1983)

Hierunter versteht man skoliosetypische, morphologische Wirbelveränderungen, die unabhängig von der Ätiologie bei allen skoliotischen Wirbelsäulen zu finden sind und im Folgenden beschrieben werden. Jedoch ist die Meinung bezüglich der Orientierung mancher Verformungen uneinheitlich und widersprüchlich. Allgemein gilt, dass die Wirbelkörperhöhe auf der konkaven Seite gegenüber der konvexen Seite vermindert ist, was zu einer Keilform des Wirbelkörpers führt. Zudem ist auch an den Zwischenwirbelscheiben die Keilform vorhanden (Stokes 2001). Weiterhin liegt eine axiale Rotation der Wirbelkörper vor, wobei sie zur konvexen Seite der Krümmung rotieren. Die Dornfortsätze sind zur konkaven Seite hin verbogen. Diese Ausrichtung ist genau der Gesetzmäßigkeit entgegengesetzt, die man nach dem sogenannten „Kopplungsphänomen“ zwischen Seitneigung und axialer Rotation erwarten würde. Hierbei erfolgt die Rotation in Richtung der Konkavität. Dies mag eine Erklärung für unterschiedliche Angaben in der Literatur sein. Die Wurzelbögen der beiden Seiten sind unterschiedlich lang und dick. Trotz variabler Aussagen gelten die konkavseitigen Pedikel als verschmälert und verlängert, die konvexseitigen als verdickt und verkürzt gegenüber der Gegenseite. Die Geometrie der Rippen ist ebenso asymmetrisch verändert, wobei konvexseitig eine übermäßige Krümmung vorliegt. Dies äußert sich in dem bereits beschriebenen Rippenbuckel (Coillard et al. 1996, Wever et al. 1999, Liljenqvist et al. 2000, Veldhuizen et al. 2000, Reichelt 2000, Parent et al. 2004).

Klassifikation von Skoliosen

Die Einteilungen von Skoliosen in der Literatur variieren, da sie nach strukturellen, funktionellen, ätiologischen und klinischen Gesichtspunkten erfolgen können. Sie überlappen meistens und keine kann für sich Vollständigkeit in Anspruch nehmen. Als Basis dienen ihnen jedoch meistens ätiologische Prinzipien, die hier nicht noch einmal wiederholt werden sollen. Für die Beschreibung der verschiedenen Krümmungstypen und zur operativen Planung hat sich die Klassifikation nach King etabliert. Hierbei werden, wie aus der folgenden Tabelle und der anschließenden Abbildung ersichtlich ist, die Krümmungen nach Bestimmung der Streckenlänge und der Anzahl der beteiligten Wirbel in fünf unterschiedliche Typen eingeteilt (Wirth 2000):

King Klassifikation

- Typ 1:** thorakale und lumbale Auslenkung der Wirbelsäule zur Seite, wobei die lumbale Auslenkung stärker und weniger beweglich als die thorakale ist.
- Typ 2:** thorakale und lumbale Auslenkung der Wirbelsäule zur Seite, bei der die thorakale Auslenkung stärker und weniger beweglich als die lumbale Auslenkung ist.
- Typ 3:** thorakale Auslenkung zur Seite, bei der proximal und distal keine strukturellen Veränderungen bestehen und die Mittellinie thorakal nicht überschritten wird.
- Typ 4:** thorakale Auslenkung der Wirbelsäule, die kaudal L 4 miteinbezieht.
- Typ 5:** doppelbogige strukturelle thorakale Auslenkung, die meist proximal nach links gebogen und distal nach rechtsgebogen erscheint.

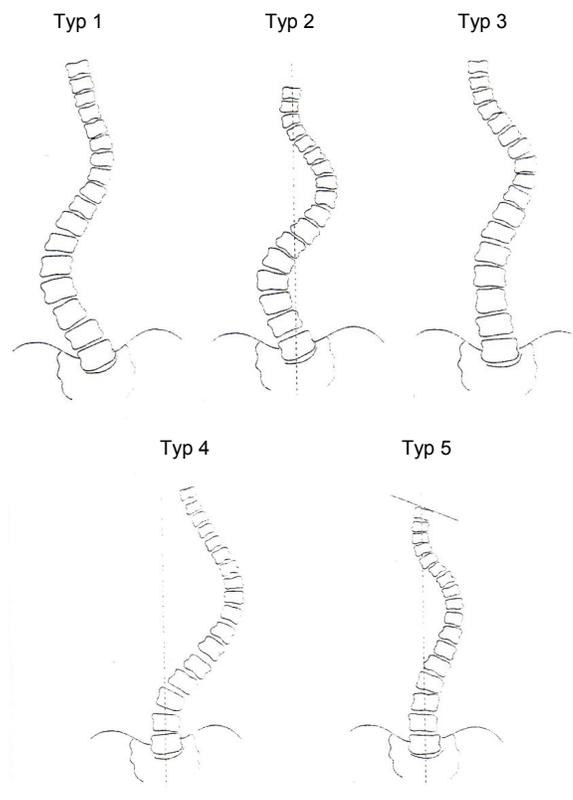


Abb 6: Skoliosetypen nach King, modifiziert nach Wirth 2000

Druckübertragung und Lastverhältnisse

Trotz detaillierter Kenntnisse und einer Vielzahl von Studien bei der gesunden Wirbelsäule finden sich in der Literatur nur wenige mechanische Beschreibungen der Druckübertragung skoliotischer Wirbelsäulen. Die Theorien zum Kraftfluss in der Wirbelsäule bei Skoliosen beruhen größtenteils auf der Untersuchung pathomorphologischer Befunde. Eine sehr ausführliche Beschreibung dazu liefert Roaf (1983). Er misst der Wirkung des Musculus erector spinae eine entscheidende Bedeutung für die Entwicklung von Wirbelsäulendeformitäten bei. Bei einer Seitverkrümmung der Wirbelsäule, bei der die Distanz zwischen Ansatz der Bauchmuskeln und der Bewegungsachse der Wirbelsäule auf der konkaven Seite größer ist, wird die konkave Seite mechanisch stärker beansprucht im Sinne eines größeren Beugemoments auf dieser Seite. Durch eine verstärkte Rotationswirkung der abdominalen Muskeln auf der konkaven Seite besteht dort nicht nur ein größerer Hebelarm sondern auch ein größeres Drehmoment. Eine weitere Erklärung für das konkavseitig erhöhte Drehmoment sieht er darin, dass in den unteren Anteilen der Krümmung auf der konvexen Seite die Fasern der querverlaufenden Anteile des Musculus erector spinae mehr im rechten Winkel ansetzen als auf der konkaven Seite. Neben den, auch bei der gesunden Wirbelsäule, in vertikaler und ventraler Richtung wirkenden Kräften, fordert er eine laterale Vektorkomponente, die im oberen Teil der Krümmung in Richtung der Konkavität und im unteren Teil in Richtung der Konvexität wirksam ist (Abb. 7a).

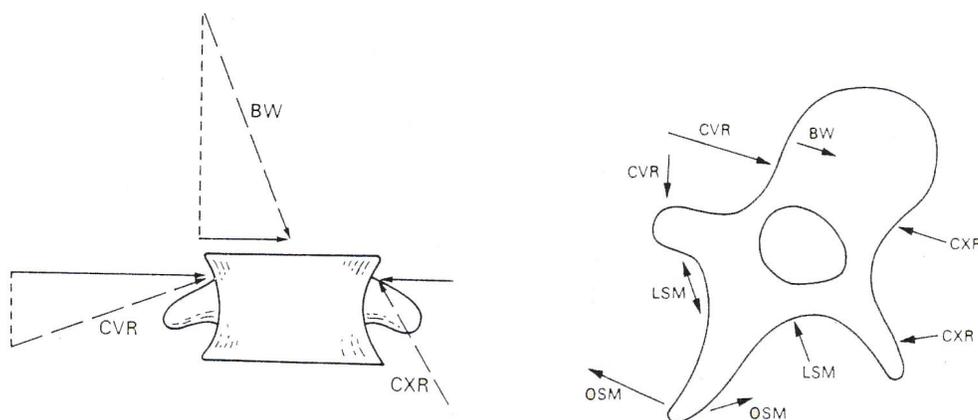


Abb. 7a/b: vordere Ansicht (a) und vertikale Aufsicht (b) der Kräfte, die auf den Wirbelkörper wirken (Roaf 1983) BW= Körpergewicht, CVR= Druck der Rippenköpfchen auf der konkaven Seite, CXR= Druck der Rippenköpfchen auf der konvexen Seite, LSM= Zugkraft der Längsfasern, OSM= Zugkraft der querverlaufenden Fasern

Sind Strukturen wie Rippen, Muskeln oder Bänder, die diesen Drücken entgegenwirken und das Gleichgewicht erhalten sollen in Fehlstellung oder zu schwach, so kommt es auf dieser Seite zu einer Verringerung der zu übertragenden Kräfte. Bei einer skoliotischen Wirbelsäule ist davon die konvexe Seite der Krümmung betroffen. Weiterhin analysiert Roaf die Auswirkung der längs und schräg verlaufenden Fasern des Musculus erector spinae im Falle einer Deformität, wobei er eine mechanische Bevorzugung einzelner Muskelgruppen im Gegensatz zu einer Benachteiligung anderer vermutet (Abb. 7b). Die Fehlstellung der Rippen insbesondere auf der konvexen Seite ist ein wesentliches Charakteristikum von Skoliosen.

Korrelierend dazu können Solomonow et al. (1998) nach mechanischer Verformung des Ligamentum supraspinale eine deutlich erhöhte Entladung bei elektromyographischen Messungen am Musculus multifidus beobachten. Die Arbeit zeigt, dass in den verschiedenen Bändern der Wirbelsäule und wahrscheinlich auch in Bandscheiben und Facettengelenken Mechanorezeptoren mit entsprechenden Reflexbögen zu den Musculi multifidi existieren. Solch eine reflexive Aktivierung der Muskeln ist durch konvexseitig gedehnte Bänder auch bei Skoliosen zu erwarten. Ebenso beschreiben Hopf et al. (1998) ein asymmetrisches Aktivitätsverhalten der paravertebralen Muskulatur mit erhöhter Aktivität auf der konvexen Seite. Eine solche übermäßige Aktivität wird auf lange Sicht in einer Schwächung oder Ermüdung der Strukturen auf der konkaven Seite enden (Smith und Dickson 1987).

Anhand eines biomechanischen Computermodells berechnet Stokes (1997) die Muskelkräfte und beurteilt die Kräfte, die auf den skoliotischen Wirbel einwirken (Abb. 8).

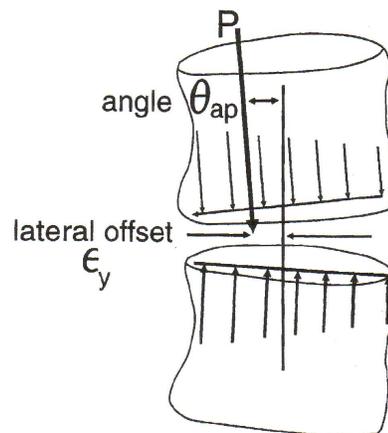


Abb. 8: Asymmetrische Belastung der Wachstumsplatten einer skoliotischen Wirbelsäule (Stokes 1997). ϵ_y : seitlicher Abstand der Resultierenden P vom Mittelpunkt der Bandscheibe, θ_{ap} : Winkel zwischen der Resultierenden P und der Ebene der Bandscheibe

Mit zunehmender Krümmung war zwar ein geringer Trend zu mehr seitlichem Abstand der Resultierenden vom Mittelpunkt zu beobachten, jedoch fehlte eine deutliche Bevorzugung zur konkaven oder konvexen Seite. Allerdings zeigte sich auch eine deutliche Zunahme der Neigung der Resultierenden gegenüber der Ebene der Bandscheibe. Stokes beschreibt abschließend, dass bei Skoliosen eine asymmetrische Belastung vorhanden ist, die im Wesentlichen durch eine Scherkraftkomponente charakterisiert ist, die eine Skoliose verschlimmert und eine axiale Rotationskomponente, welche die Rotationsdeformität verstärkt.

Wever et al. (1999) diskutieren, ausgehend von Untersuchungen zu den knöchernen Veränderungen der Wirbel, die Lastverhältnisse an der skoliotischen Wirbelsäule. Sie fordern für die anteriore Säule eine longitudinal wirkende Kompressionskraft, die vor allem konkavseitig wirkt. Wie die folgende Abbildung zeigt, ist die Richtung der Kompressionskraft in der vorderen Säule am Scheitel der Krümmung in der Frontalebene geneigt, was in einer lateralwärts gerichteten Scherkraft resultiert. Diese laterale Scherkraft wirkt in der vorderen Säule zur konvexen Seite. In der hinteren Säule ergibt sich dadurch ein „Drehmoment“. Die Richtung der Zugkräfte in der hinteren Säule resultiert dagegen in einer lateralen Scherkraft, die zur konkaven Seite wirkt. Somit lassen sich die Rotation des Wirbelkörpers zur konvexen Seite und die Verbiegung des Dornfortsatzes zur konkaven Seite erklären.

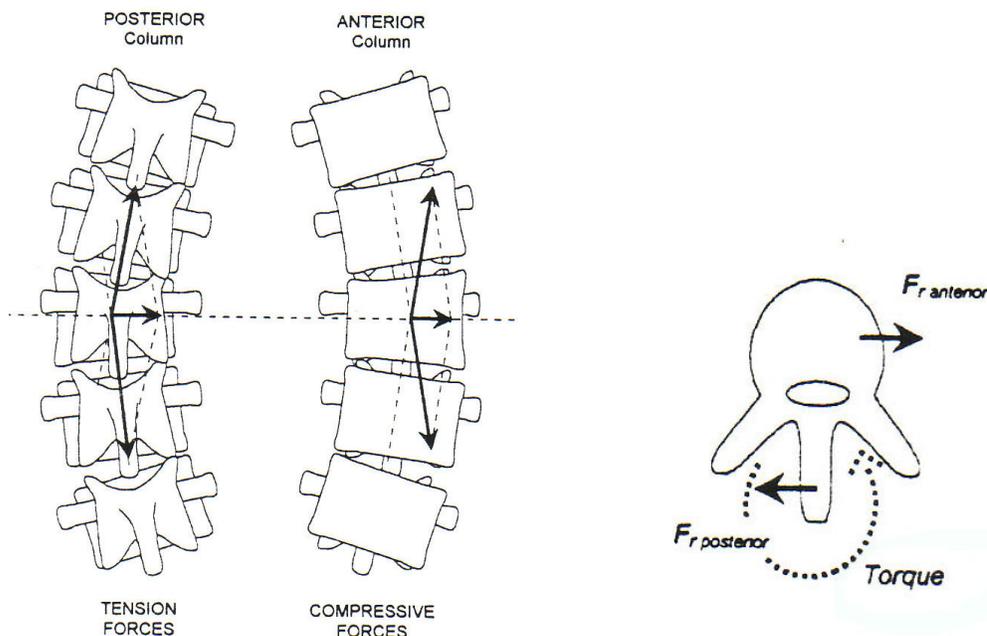


Abb. 9: Kräftemuster in einer skoliotischen Wirbelsäule (Veldhuizen and Wever 2000).

Morphologische Korrelate

An der skoliotischen Wirbelsäule lassen sich eine Vielzahl morphologischer Befunde feststellen, wobei nicht immer geklärt werden kann, ob die Veränderungen primärer Natur sind oder sekundär auf Grund der veränderten Biomechanik entstanden sind. Die intrinsischen Wirbeldeformitäten als Befund auf knöcherner Ebene wurden dazu bereits beschrieben.

Roberts et al (1993) stellten bei Skoliosen eine abnormale Kalzifizierung der Endplatten fest, was deren Permeabilität verringert und letztlich die Nährstoffversorgung der Bandscheiben herabsetzt. So ist sowohl in den Endplatten als auch in der Bandscheibe die Konzentration von Proteoglykanen verringert – insbesondere auf der konkaven Seite.

An den Bandscheiben skoliotischer Wirbelsäulen lassen sich ebenfalls entsprechende Veränderungen beobachten. Crean et al (1997) konnten die Beeinflussung der Expression von Matrixenzymen in der Bandscheibe durch die mechanische Belastung nachweisen. So lag eine verringerte Expression der Metalloproteinasen 2 und 9 auf der konkaven Seite der Bandscheibe vor. Analog dazu fanden Duance et al. (1998) einen geringeren Gehalt an reduzierbaren Kollagenvernetzungen in der konkaven Hälfte skoliotischer Bandscheiben. In einer weiteren Arbeit wird eine herabgesetzte Zelldichte in den deformierten Regionen skoliotischer Bandscheiben beschrieben (Bibby et al. 2001). Alle Autoren sind jedoch einstimmig der Meinung, dass die Befunde Ausdruck einer veränderten mechanischen Situation sind.

Roaf (1983) beschreibt eine Hypoplasie und Ausrichtungsveränderung der Gelenkfortsätze auf der konkaven Seite, wobei bereits frühzeitig degenerative Veränderungen auftraten, die später zu Osteophyten und knöchernen Ankylosen führten. Auch Richter et al. (1985) stellten bei der Analyse degenerativer Gelenkveränderungen bei idiopathischen Skoliosen Osteophyten zwischen den Wirbeln sowie an den Facettengelenken fest, die konkavseitig lokalisiert sind. Aus histologischen und ultrastrukturellen Untersuchungen der Facettengelenke von Kita (1994) geht hervor, dass die degenerativen Veränderungen am Gelenkknorpel konkavseitig deutlich stärker waren. Shirazi-Adl (1991) kann zeigen, dass bei gleichzeitiger Präsenz von Seitwärtsneigung und axialer Rotation, wie es bei einseitigen Hebebewegungen vorkommt, die Lastübertragung an den komprimierten Facetten erheblich zunimmt. Die Zugfacette ist fast unbelastet. Schließlich beschreiben Shea et al. (2004) beim Vergleich der knöchernen Mikroarchitektur konkaver und konvexer

Gelenkfortsätze von Patienten mit idiopathischer Skoliose, dass die konkaven Facetten signifikant poröser waren und ebenso eine signifikant dickere Kortex aufwiesen. Aus den beschriebenen Studien wird eine deutlich vermehrte Beanspruchung der konkavseitigen Strukturen sichtbar. Es ist jedoch wichtig, die genauen Zusammenhänge und Qualitäten der hierfür verantwortlichen Kraftkomponenten zu untersuchen und biomechanische Erklärungen zu finden.

1.3 Mineralisierung des subchondralen Knochens

Bau des subchondralen Knochens

Die Beschaffenheit des subchondralen Knochens, seine Stärke, Elastizität und Funktion ist vielfach untersucht und beschrieben worden (Resnick et al. 1978, Simkin et al. 1980, Liu et al. 1983, Shirazi-Adl 1984, Crock et al. 1984, Taylor 1986, Aoki et al. 1987, Duncan et al. 1987, Clark und Huber 1990, Roberts et al 1997). In einer Beschreibung von Milz et al. (1994) am Tibiaplateau wird die oberflächlichste kompakte Lamelle zwischen Gelenkknorpel und Markraum als subchondraler Knochen definiert. Diese knöchernen Lamelle wird mit der Zone des kalzifizierten Knorpels als funktionelle Einheit zur subchondralen Mineralisierungszone zusammengefasst. Korrespondierend dazu versteht man an den Wirbelkörpern hierunter die Einheit aus der Endplatte und der hyalinen Knorpelplatte. Im Bereich der Facettengelenke erstreckt sich die Zone unterhalb der Tidemark des Gelenkknorpels bis zum Trabekelwerk des Processus articularis.

In der knöchernen Lamelle sind vielfach Löcher und Kanäle beschrieben worden (Duncan et al. 1987, Mori et al. 1993, Villanueva et al. 1994). Weiterhin konnte in vielen histologischen Untersuchungen eine intensive Gefäßversorgung in diesem Bereich bis hin zur Expression des angiogenetischen Faktors VEGF bei Wachstums- und Reparaturvorgängen nachgewiesen werden (Crock et al. 1984, Taylor, Norrdin et al. 1998, Horner et al. 1999). Für diese Strukturen wird daher eine Ernährungsfunktion der subchondralen Mineralisierungszone und der Bandscheibe, aber auch eine hydrodynamische und mechanische Bedeutung diskutiert.

Korrelation zur Beanspruchung

Der Zusammenhang zwischen Beanspruchung und Knochendichte wird in vielen Studien beschrieben. So gilt es als erwiesen, dass sportliche Aktivitäten oder Zunahme des Körpergewichtes die Knochendichte erhöhen, eine Abnahme der Aktivität, z.B. bei sportlicher Inaktivität oder Immobilisation, die Knochendichte verringern. Deutlich wird dies auch in der klinischen Empfehlung, das Frakturrisiko postmenopausaler Frauen durch Erhöhung der Knochendichte mittels Training zu senken (Preisinger 1993, Dook et al. 1997, Hoshi et al. 1998, Kerr et al. 2001).

Müller-Gerbl (1989) wies an Schulterpfannen von Spitzenturnern eine deutlich erhöhte Knochendichte gegenüber Normalpersonen nach. Dass menschliches Knochengewebe sich durch Umbauvorgänge an funktionelle Ansprüche anpasst, wurde

schon 1892 von Wolff in seinem Gesetz zur Transformation des Knochens erkannt. Pauwels (1965) und seinen Nachfolgern gelang schließlich der Nachweis der Wolff'schen Hypothese, wie Müller-Gerbl in Ihren Publikationen über die subchondrale Knochenplatte schreibt. Zudem wird durch weiterführende Arbeiten von Carter et al (1984, 1987) und Cowin (1986) bestätigt, dass die Knochenmorphologie Ausdruck der gesamten Beanspruchung über einen längeren Zeitraum ist, wofür im Englischen die treffende Bezeichnung „loading history“ verwendet wird (Müller-Gerbl, 1990, 1992, 1998). Ebenso konnten Noble et al. (1985) und Clark et al. (1990) zeigen, dass eine erhöhte Knochendichte der subchondralen Knochenplatte direkt proportional zur Beanspruchung ist. Als zu Grunde liegende Beanspruchung für Veränderungen im subchondralen Knochen werden dabei nicht nur Kompressions- sondern auch Zugkräfte beschrieben (Jacobs et al. 1995, Eckstein et al. 1999).

Auch an der Wirbelsäule konnte nachgewiesen werden, dass Umbauvorgänge am subchondralen Knochen stattfinden, die eine Abhängigkeit zu einer veränderten mechanischen Situation erkennen lassen. Bei einer Gegenüberstellung radiologischer Befunde zu histologischen Untersuchungsergebnissen beobachteten Aoki et al. (1987) eine Proliferation des subchondralen Knochens, die positiv mit der Abnahme der Bandscheibenhöhe sowie dem Vakuumphänomen (Degeneration des Nucleus pulposus) korreliert. Bay et al. (1999) erkannten bei Messungen zur Lastverteilung, dass eine erhöhte Beanspruchung die Festigkeit eines Wirbelkörpers erhöht. Taylor und Twomey (1986) bestimmten eine unterschiedliche Dicke der subchondralen Knochenplatte an den Facettengelenken in Abhängigkeit vom Alter und somit von der Beanspruchung. Dabei stellten sie eine signifikante Zunahme der durchschnittlichen Dicke der subchondralen Knochenplatte von jungen Kindern bis zum Erwachsenen sowie eine signifikante Abnahme der Dicke im Alter fest.

Darstellung der subchondralen Mineralisierung durch die CT-OAM

Um Aussagen über die individuelle Gelenkbeanspruchung machen zu können, forderte Müller-Gerbl (1990) eine Methode, welche die Darstellung der relativen Dichteverteilung des subchondralen Knochens ermöglicht.

Eine bis dahin bekannte Methode zur Darstellung der Lastverteilung an Gelenken existiert mit der 1971 von Konermann vorgestellten Röntgendensitometrie. Dieses von Schleicher (1980) noch weiterentwickelte, photographische Verfahren bestimmt die Dichteverteilung aus Röntgenbildern und ist seit langem etabliert. Ein großer Nachteil der Methode besteht jedoch darin, dass sie nur an anatomischen Schnitten

und nicht am lebenden Menschen angewendet werden kann.

Deshalb wurde ein auf der Computertomographie basierendes Verfahren entwickelt, dass die Gewinnung von „in-vivo“ Ergebnissen erlaubt. Eine Vergleichsstudie zwischen Ergebnissen der Röntgendensitometrie und der CT-OAM an identischen Präparaten zeigte, dass die von Müller-Gerbl vorgestellte Methode der CT-OAM die gleichen Ergebnisse liefert, allerdings mit dem großen Vorteil am lebenden Menschen anwendbar zu sein. Weiter konnte gezeigt werden, dass die im CT gemessenen Hounsfieldwerte die Mineralisierungsdichte im subchondralen Knochen repräsentieren (Putz 1987, Müller-Gerbl 1989, 1990). Auch Bentzen et al. (1987), Odgaard et al. (1989) sowie Kopperdahl et al. (2002) beschreiben bei Verwendung des Verfahrens der „Quantitative computed tomography“ (QCT), dass darüber hinaus eine Korrelation zwischen Hounsfieldwerten und mechanischen Eigenschaften besteht. Hasegawa et al (2001) konnten experimentell mit dem „dual energy radiograph absorptiometer“ (DXA) eine positive Korrelation zwischen der Mineralisierungsdichte des subchondralen Knochens und der Beanspruchung aufzeigen.

Die Anwendung der CT-OAM an vielen verschiedenen Gelenken und unter verschiedenen klinischen Fragestellungen hat gezeigt, dass die so gewonnenen Mineralisierungsmuster in der subchondralen Knochenplatte die gesamte Beanspruchungsverteilung über eine längere Zeit innerhalb einer Gelenkfläche zum Ausdruck bringen. Sie können als morphologisches Korrelat der „loading history“ eines Gelenkes interpretiert werden und stimmen auch mit gängigen Modellen zur Gelenkmechanik überein (Müller-Gerbl 1992, 1998, Eckstein et al. 1992).

1.4 Fragestellung

Um detaillierte Kenntnisse über die anatomische Situation in einer skoliotischen Wirbelsäule zu gewinnen und davon ausgehend funktionelle Aussagen über die komplexe Biomechanik zu treffen, haben wir die gewichttragenden Gelenke der Wirbelsäule ins Zentrum dieser Studie gestellt mit der Zielsetzung folgende Fragen zu beantworten:

1. Welche Aussagen über Asymmetrien lassen sich anhand der morphologischen Befunde an den Wirbeln der skoliotischen Wirbelsäulen dieser Studie machen?
2. Können an den untersuchten Gelenken definierte Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung festgestellt werden?
3. Lassen sich aus den Verteilungsmustern der Mineralisierung Rückschlüsse auf die in einer skoliotischen Wirbelsäule vorherrschenden Kräfte ziehen?
4. Sind aus den gewonnenen Informationen diagnostische und therapeutische Konsequenzen zu erwarten?

2 Material und Methode

2.1 Material

Verwendet wurden für diese Studie sechs skoliotische Wirbelsäulenpräparate von verschiedenen weiblichen Donatoren des Präparierkurses des WS 2000/01 der Anatomischen Anstalt München. Bei der Auswahl der Wirbelsäulen wurde versucht, eine ausgewogene Verteilung der verschiedenen Ausprägungsgrade der Skoliose zu erhalten, von Wirbelsäulen mit leichter skoliotischer Verkrümmung bis hin zu Wirbelsäulen mit schwerwiegender skoliotischer Deformierung.

Zur besseren Übersicht sind die Patientendaten tabellarisch dargestellt.

Präparat	Alter	m/w	Ausprägung	SW-1	SW-2	SW-3	CT-Schnitte
Ws 62	85	w	1s, LLK	L2	Th08	-	ax / cor
Ws 59	80	w	2s, RTK	L3	Th11	Th05	ax / cor
Ws 49	78	w	1s, LLK	L3	Th11	-	ax / cor
Ws 36	92	w	1s, RTK	L2	Th06	-	ax / cor
Ws 41	95	w	1s, RLK	L1	L5	-	ax / cor
Ws 5	93	w	2s, LLK	L2	Th06	Th03	ax

Tab. 1: Patientendaten

Zeichenerklärung: 1s: einfach-s-förmig, 2s: doppel-s-förmig, LLK: links lumbale Krümmung, RTK: rechts thorakale Krümmung, RLK: rechts lumbale Krümmung, ax: axialer Strahlengang, cor: coronarer Strahlengang

Die Altersverteilung lag zwischen 86 bis 94 Jahren mit einem Mittelwert von 87,3 Jahren. Bei der Materialauswahl wurde weiterhin darauf geachtet, dass die Präparate neben der Skoliose keine weiteren Knochenpathologien wie Tumore oder Metastasen an den Wirbelkörpern aufwiesen. Wirbelsäulen mit schwerwiegenden hyperkyphotischen oder hyperlordotischen Veränderungen wurden ebenso von der Studie ausgeschlossen.

Nach Eröffnung des Situs und schonender Entfernung der Organstrukturen wurden die Wirbelsäulen nach proximal auf Höhe von C3/C4 abgesetzt und nach kaudal mittels Durchtrennung des Os coxae, parallel zum Iliosakralgelenk, vom restlichen Korpus getrennt. Zur Vereinfachung der weiteren Untersuchungen wurden bei der Präparation anschließend Muskeln und Rippen entfernt. Durch vorsichtige Durch-

trennung der Bandscheiben und der Gelenkkapseln sowie Bänder an den Facettengelenken wurden die einzelnen Wirbel exartikuliert, wobei besonders auf die Integrität der Gelenkflächen geachtet wurde. Hierbei zeigte sich, dass bei manchen Wirbeln auf Grund ankylotischer Prozesse sowie massiver Osteophytenbildung bis hin zu Blockwirbelbildung über mehrere Segmente eine schonende Exartikulation nicht möglich war. In diesem Fall wurden die Wirbel belassen und bei der nachfolgenden Datenbearbeitung mittels eines Editierungsschrittes exartikuliert. Um ein Austrocknen der formalinfixierten Präparate zu verhindern und die weitere Bearbeitung zu erleichtern wurden die einzelnen Wirbel nummeriert und luftdicht in Folie eingeschweißt.

2.2 Methode

2.2.1 Bildgebende Untersuchungen

Erstellung der Röntgenfilme

Zur primären Beurteilung der Krümmungen und zur weiteren Orientierung wurden die abgesetzten Wirbelsäulen vor der Exartikulation in einem Röntgengerät der Firma PHILLIPS (Super 80 CP) im posterior-anterioren und lateralen Strahlengang geröntgt. Um den exakten Strahlengang zu gewährleisten, wurden die Wirbelsäulen dabei mit Schaumstoffkeilen und Klebeband auf dem Röntgentisch fixiert.

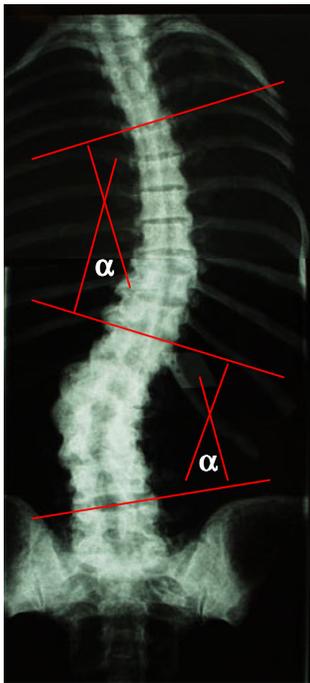
Erstellung der CT-Schichtaufnahmen

Von allen Brust- und Lendenwirbeln wurden CT-Schichtaufnahmen an einem Gerät der Firma SIEMENS (Somatom AR) erstellt. Die Schnittrichtung erfolgte axial sowie coronar im Spiralverfahren mit einer Schichtdicke von 2 mm und einem Vorschub von ebenfalls 2 mm bei 110 KV und 83 mAs.

Hierbei zeigte sich, dass das Präparat Ws 5 auf Grund einer Blockwirbelbildung über mehrere Segmente von der Anwendung der koronaren Schnitfführung ausgeschlossen werden musste. Je nach Schichtdicke der einzelnen Wirbel ergaben sich für die axiale Schnitfführung 25 bis 45 Schnittbilder und für die koronare Schnitfführung 30 bis 52 Schnittbilder pro untersuchtem Wirbel. Die zugehörigen Datensätze eines Präparates wurden abschließend auf einem transportablen Medium gespeichert.

2.2.2 Bestimmung morphologischer Parameter

Messung des Krümmungswinkels



Auf den Röntgenbildern wurde nach der Methode von Cobb (Cobb 1948) zunächst das Lot auf die Deckplatte des jeweils neutralen Wirbels, d.h. der am Übergang zwischen zwei Kurven liegende Wirbel, errichtet. Anschließend kann nun der Winkel zwischen den beiden Lotrechten ermittelt werden. Die Winkelmessung wurde sowohl an den Haupt- als auch an den Nebenkümmungen durchgeführt (Abb. 10).

Abb. 10: Winkelbestimmung nach Cobb

Analyse der Gelenkflächengröße und zusätzlicher Veränderungen

Im Anschluss an die Exartikulation wurden alle Brust- und Lendenwirbel einer genauen Analyse hinsichtlich Größe und Beschaffenheit der Gelenkflächen von Facetten und Endplatten zugeführt. Mit Hilfe von individuell angefertigten Protokollskizzen, die gleichzeitig die Krümmungsform der jeweiligen Wirbelsäule visualisieren, konnten die makroskopisch feststellbaren Größen- und Beschaffenheitsunterschiede eingetragen und im Seitenvergleich erfasst werden. Ebenso wurden morphologische Deformitäten wie Rotation der Wirbelkörper, Verbiegung des Dornfortsatzes sowie Unterschiede im Durchmesser der Pedikel in den Protokollen erfasst.

3-D-Rekonstruktion

Die dreidimensionale Rekonstruktion der CT-Datensätze erfolgte bei der Erstellung der Densitogramme mit der CT-OAM und wird im folgenden Kapitel beschrieben. Dabei konnten durch verschiedene Drehungen Ansichten der Wirbel in allen Ebenen erstellt werden. Durch den Vergleich dieser Bilder mit der Beurteilung der post-mortem Präparate konnte eine detaillierte morphologische Begutachtung erfolgen.

Messung des Facettengelenkwinkels

Um die Orientierung der Facettengelenke am Scheitelwirbel in der Transversalebene zu beschreiben, wurden diejenigen axialen Schnittbilder ausgewählt, die alle Anteile der Facettengelenke in vollständigem Ausmaß erfassen. Dazu wurde, wie von Putz (1981) bei der Messung des Öffnungswinkels beschrieben, in einem ersten Schritt eine Tangente an die lateralen Anteile der Gelenkflächen angelegt. Im nächsten Schritt wurde dann eine Horizontale eingezogen, die tangential dem posterioren Anteil des Wirbelkörpers anliegt. Letztlich kann auf beiden Seiten der Winkel zwischen der Gelenkflächentangente und der Horizontalen als $\alpha 1$ und $\alpha 2$ gemessen werden (Abb. 11).

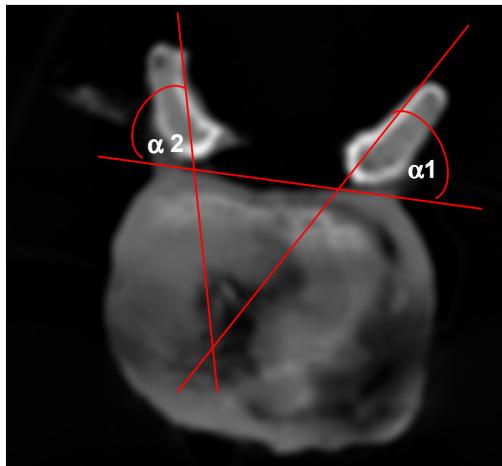


Abb. 11: Messung des Facettengelenkwinkels

2.2.3 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

Bei der CT-OAM wurden aus Datensätzen eines gängigen Computertomographen (SIEMENS, Somatom AR) dreidimensionale Bilder der Gelenkflächen rekonstruiert, der subchondrale Knochen dargestellt sowie kartographische Ansichten der Mineralisierungsverteilung erstellt.

Erstellung der Densitogramme

Zur Erstellung der Densitogramme wurden die CT-Datensätze in eine Workstation (IBM RISC System/6000) übertragen und die Computersoftware ANALYZE™ (Fa. Mayo) verwendet. Bei den Datensätzen derjenigen Wirbel, die sich bei der Präparation nicht exartikulieren ließen, wurden zuerst mit einem Editierprogramm die zu einem Wirbel gehörenden Schnittbilder ausgewählt und als separater Datensatz gespeichert.

Mit Hilfe des Algorithmus „*Voxel Gradient Shading*“ wurde anschließend aus den einzelnen Schnittbildern eines Wirbels ein dreidimensionales Bild des gesamten Wirbels rekonstruiert. Dadurch wurde eine reale Darstellung des Knochens und der Gelenkfläche erzeugt. Durch entsprechende Drehung wurde eine Ansicht gewählt, die eine Beurteilung der maximalen Ausdehnung der zu untersuchenden Gelenkflächen erlaubt. (Abb. 12)

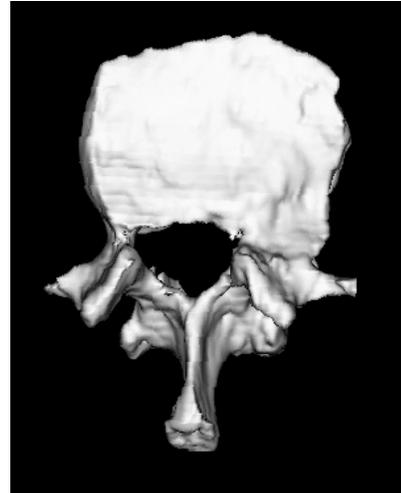


Abb. 12: reale Ansicht der Gelenkfläche

In einem nächsten Schritt wurde unter Verwendung des Editierprogramms aus dem CT-Datensatz die Zone der subchondralen Knochenlamelle isoliert (Abb. 13) und als separater Datensatz gespeichert. Mit Hilfe des Algorithmus „*Maximum Intensity Projection*“ wurde nun von diesem Datensatz - analog zur Gelenkflächen-darstellung - wiederum ein dreidimensionales Bild mit denselben Raumkoordinaten erzeugt. Hierbei werden die jeweils dichtesten Punkte der subchondralen Lamelle senkrecht auf die Gelenkfläche projiziert, so dass in dieser Ansicht Isodensiten der Gelenkfläche in den gewählten Hounsfieldstufen (HU) erstellt werden (Abb. 14).

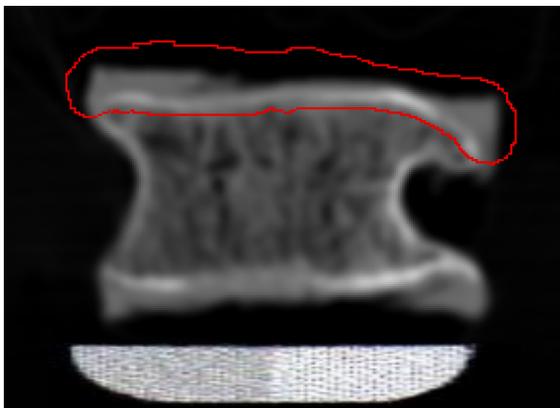


Abb. 13: Isolierung der subchondralen Knochenlamelle

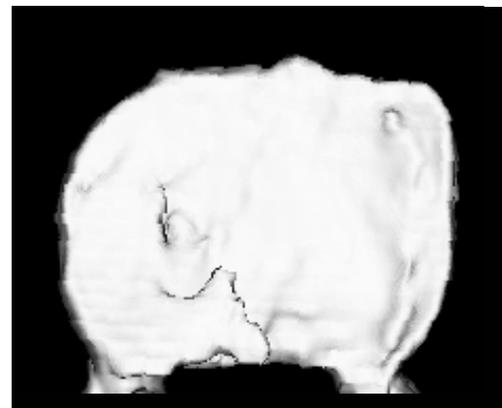


Abb. 14: Rekonstruktion des subchondralen Knochens

Für die verschiedenen Graustufen dieser Ansicht wurde zur besseren Unterscheidung eine Falschfarbenbelegung angewendet. Dazu wurde eine Einteilung in 10 Graustufenbereiche von jeweils 100 Hounsfieldeinheiten (HU) gewählt, die sich von

≤ 200 HU bis ≥ 1200 erstreckt. Hierbei werden entsprechend dem nebenstehenden Farbbalken Werte >1200 HU durch weiß repräsentiert und es folgen in absteigender Reihenfolge schwarz, dann dunkelrot über hellrot, dann orange über gelb, grün über blau bis letztlich dunkelblau die Werte ≤ 200 HU anzeigt. Nach Anwendung der Falschfarbenbelegung resultiert eine kartographische Ansicht der Mineralisierungsverteilung in der subchondralen Knochenlamelle (Abb. 13). Im letzten Arbeitsschritt wird die Ansicht der subchondralen Knochenlamelle über die reale Ansicht der Gelenkfläche projiziert (Abb. 16 und 17).

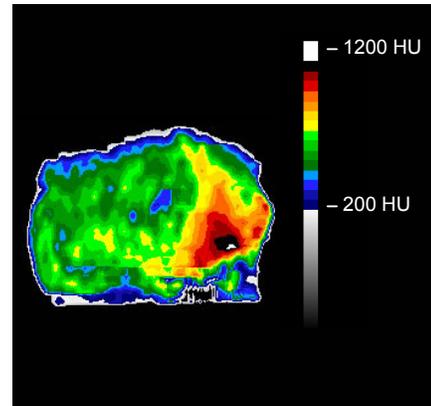


Abb. 15: Gelenkfläche einer Grundplatte mit Falschfarbenbelegung

Die hier exemplarisch beschriebenen Vorgänge wurden für die Grund- und Deckplattengelenke sowie die superioren und inferioren Facettengelenke – soweit es die Blockwirbelbildung zuließ – der sechs Wirbelsäulen durchgeführt. Die so gewonnenen Densitogramme wurden dann der weiteren quantitativen Auswertung zugeführt.

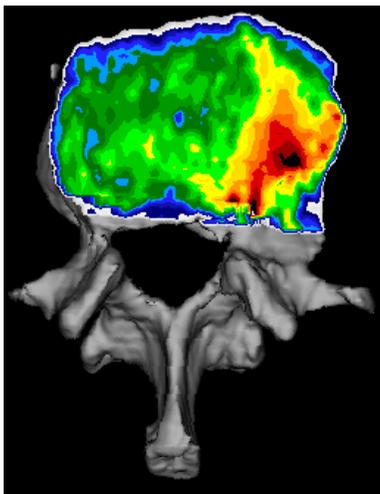


Abb. 16: fertige Ansicht der Grundplatte eines Wirbels

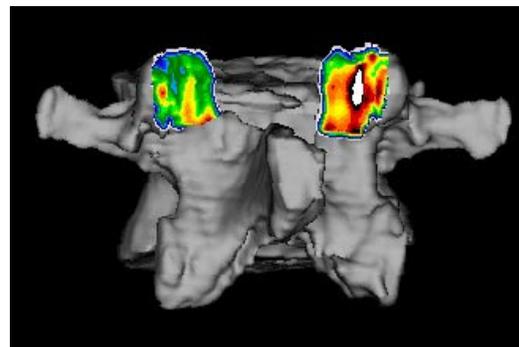


Abb. 17: fertige Ansicht der superioren Facettengelenke eines Wirbels

2.2.4 Quantitative CT-Osteoabsorptiometrie (qCT-OAM)

Nach der Erstellung der Densitogramme wurde zunächst mit Hilfe einer bildanalytischen Messroutine die Anzahl der Pixel für jeden Hounsfieldwert ermittelt. Dabei erhält man eine Verteilungskurve aller HU-Werte. Indem bei der Erstellung der CT-Datensätze ein Festkörperphantom mit bekannten Kalziumkonzentrationen mitgeführt wurde, konnte anschließend jedem Hounsfieldwert ein Kalziumkonzentrationswert zugeordnet werden. Durch anschließende Integration ergibt sich der absolute Kalziumgehalt in mg für die gesamte Gelenkfläche, ein Wert, der unter anderem von der Gelenkgröße abhängig ist. Um sowohl intra- als auch interindividuell den Mineralisierungsgrad vergleichen zu können, wird in einem weiteren Schritt unter Einbezug der Gelenkflächengröße ein Kalziumwert in mg/ml errechnet.

Diese Auswertungsschritte wurden für jede einzelne Gelenkfläche durchgeführt. An den Endplatten wurde für den Vergleich zwischen linker und rechter Gelenkflächenhälfte innerhalb einer Grund- oder Deckplatte zusätzlich zur Gesamtfläche eine Flächenhälfte getrennt ausgemessen. Durch Subtraktion ergaben sich die jeweiligen Werte der korrespondierenden Gelenkflächenhälfte.

2.2.5 Auswertung der Densitogramme

Bestimmung der Lokalisation der Dichtemaxima

Bei der Beschreibung der Dichtemaxima an den Grund- und Deckplatten unterteilten wir die Gelenkfläche durch tangenciales Anlegen eines Rasters zunächst in neun Quadranten. Dabei wurden die Ränder des Rasters so gewählt, dass ein kleinstmöglicher Rahmen entsteht, der die Gelenkfläche vollständig einschließt. Die neun Quadranten erlauben es, einen ventralen, zentralen und kaudalen Bereich der Gelenkfläche und darin jeweils wieder einen linken, mittleren und rechten Anteil zu beschreiben. Die Densitogramme der Facettengelenke wurden auf Grund der viel kleineren und asymmetrischen Gelenkflächen nur mittels eines Rasters mit neun Quadranten ausgewertet. So konnten die Dichtemaxima einem medialen, zentralen und lateralen Bereich und darin jeweils wieder einem superioren, mittleren und inferioren Bereich zugeordnet werden.

Zur exakten Lokalisation wurde an den größeren Endplatten – deckungsgleich zum Neunerraster – ein weiteres Raster mit jeweils 30 Quadranten in horizontaler und vertikaler Richtung angelegt, so dass die Lage der Maxima auf der Gelenkfläche im

Sinne eines Koordinatensystems mit einer x- und einer y-Koordinate beschrieben werden konnten (Abb.18). War bei einem Densitogramm kein eindeutiger Punkt mit maximaler Intensität zu ermitteln, so wurden in diesem Fall die Koordinaten des Flächenschwerpunktes des maximalen Bereiches gewählt. Bei der Auswertung wurden die Maxima unter Berücksichtigung der Intensität zudem in absolute und relative Maxima eingeteilt und erfasst. Um Aussagen über die Verteilung der Maxima zwischen verschiedenen Wirbeln treffen zu können, wurden die Maxima in ein gemeinsames Koordinatensystem projiziert.

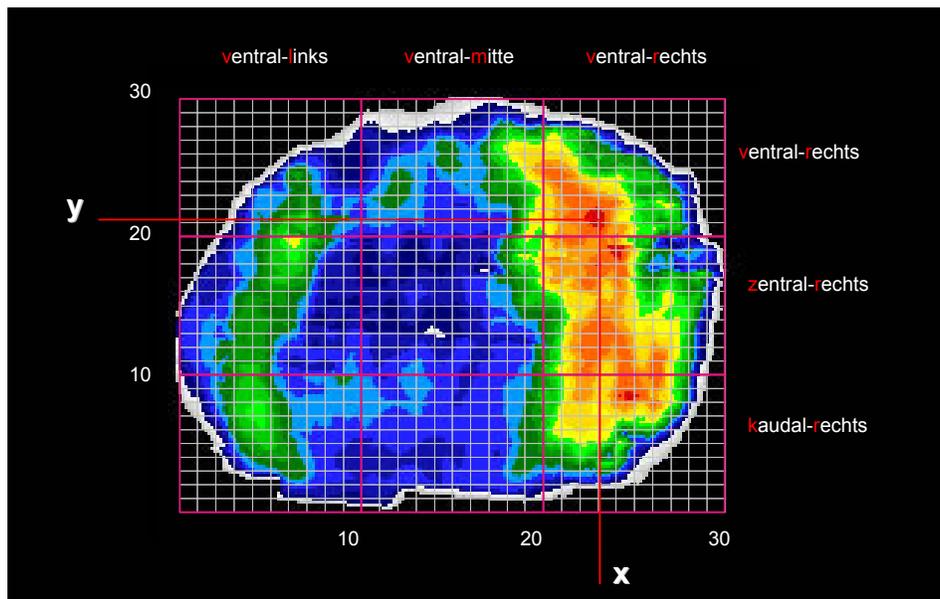


Abb. 18: Beispiel eines Densitogrammes mit Raster einer Endplatte

2.2.6 Statistik

Da es sich bei dieser Arbeit um eine Studie mit einer begrenzten Fallzahl von sechs skoliotischen Wirbelsäulenpräparaten handelt, wurde auf eine Auswertung der Daten an Hand statistischer Methoden bewusst verzichtet. Die gemessenen Kalziumkonzentrationswerte wurden in Excel-Tabellen erfasst und konnten dann in Diagrammabbildungen dargestellt und analysiert werden.

3 Ergebnisse

Cobb-Winkel und Nomenklatur

Im Rahmen dieser Studie wurden 72 Brust- und 30 Lendenwirbel von sechs skoliotischen Wirbelsäulenpräparaten mit unterschiedlichem Krümmungsausmaß untersucht. Die Ergebnisse der Messung der Cobb-Winkel sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

Lokalisation	Ws62	Ws59	Ws49	Ws36	Ws41	Ws5
Sw-1	33°	16°	36°	18°	50°	68°
Sw-2	24°	22°	24°	20°	33°	28°
Sw-3	-	14°	-	-	-	23°

Tab. 2: Cobb-Winkel der einzelnen Krümmungsscheitel

Zeichenerklärung: sw-1 lumbaler Scheitelwirbel, sw-2: thorakaler Scheitelwirbel, sw-3: 2.thorakaler Scheitelwirbel der Gegenkrümmung

Es können ausgehend von den gemessenen Winkeln in verschiedenen Lokalisationen der Wirbelsäule Haupt- und Nebenkrümmungen definiert werden, wobei letztere den geringeren Winkel und einen entgegengesetzten Verlauf der Krümmungsrichtung aufweisen. Wirbelsäule 59 und 36 zeigen nur eine geringe Krümmung, Wirbelsäule 62 und 49 ein mittleres und Wirbelsäule 41 und 5 das stärkste Krümmungsmaß. Bei der Beschreibung der Ergebnisse sollen zudem einzelne Wirbel sowie einzelne Bereiche der Wirbelsäule besonders hervorgehoben werden.

Zunächst sind dies die Wirbel, die am Scheitelpunkt einer Krümmung liegen – im folgenden auch Scheitelwirbel oder apikale Wirbel genannt. Da die untersuchten Wirbelsäulen bei einer S-Form eine Haupt- und eine Nebenkrümmung und bei einer Doppel-S-Form eine Haupt- und zwei Nebenkrümmungen aufweisen, ergeben sich somit zwei bzw. drei Scheitelwirbel in den entsprechenden Krümmungsbereichen. Des weiteren ist noch der Übergangsbereich zwischen den Krümmungen zu nennen, wobei alle Befunde sowohl unter- als auch oberhalb der Krümmungen erhoben werden. Bezüglich der Lokalisation der Befunde sollen die Angaben in Bezug zur Form der Krümmung gesetzt werden, d.h. Seitenangaben wie rechts oder links werden durch die Begriffe konvexseitig bzw. konkavseitig ergänzt.

3.1 Makroskopische Ergebnisse

3.1.1 Facettengelenke

Gelenkflächengröße

Beim Größenvergleich zwischen linker und rechter Gelenkfläche zeigte sich, dass bei allen untersuchten Scheitelwirbeln jeweils die konkavseitige Gelenkfläche größer war. Das Ausmaß des Größenunterschiedes war im Bereich der am weitesten lumbal lokalisierten Scheitel am deutlichsten nachzuweisen.

Bei der Betrachtung der Übergangsbereiche zwischen Haupt- und Nebenkrümmungen zeigten die Wirbelsäulen teilweise ein unterschiedliches Verhalten. Kaudal des apikalen Wirbels der lumbalen Krümmungen fanden sich bei fünf der sechs Wirbelsäulen konvexseitig vergrößerte Facettengelenke bei den sich an das Sakrum anschließenden Wirbel. Bei einem Präparat (Ws 41) befand sich in diesem Bereich jedoch noch ein weiterer Krümmungsscheitel, so dass dort die größere Gelenkfläche auf der konkaven Seite war.

An vier Wirbelsäulen fand man direkt oberhalb des apikalen Wirbels eine größere Gelenkfläche auf der konvexen Seite. Bei zwei dieser vier Wirbelsäulen blieb die größere Gelenkfläche kranial des apikalen Wirbels, wo sie noch konkavseitig lokalisiert war bis zum Neutralbereich auf der konvexen Seite, so dass sie in der sich anschließenden Krümmung dann wieder konkavseitig lokalisiert war. Ws 59 wies ein ähnliches Muster auf, jedoch erfolgte hier nach dem Neutralbereich nochmals ein Seitenwechsel, so dass auch im unteren Teil der sich anschließenden Krümmung die größeren Gelenkflächen konvexseitig zu finden waren. Am apikalen Wirbel erfolgte dann wieder der Wechsel zur konkaven Seite.

Bei den Präparaten Ws 36 und Ws 5 waren dagegen die größeren Gelenkflächen auch in den Krümmungsbereichen einheitlich konkavseitig lokalisiert. Der Wechsel zur Gegenseite erfolgte im Neutralbereich auf die Seite der Konkavität der sich anschließenden Krümmung.

Gelenkflächenbeschaffenheit und räumliche Orientierung

An den apikalen Wirbeln wies die konkavseitige Gelenkfläche eine rauhere und unregelmäßig gestaltete Gelenkfläche auf. Diese Veränderungen waren vor allem an den Scheitelwirbeln der im Lumbalbereich gelegenen Krümmungen zu finden.

Die Messungen des transversalen Facettengelenkwinkels ergaben, dass auf der konkaven Seite die spitzeren Winkel zu finden waren. Somit wird klar, dass die konkavseitigen Gelenkfacetten, die gewöhnlich eher sagittal ausgerichtet sind, in einer deutlich frontaleren Position zu finden sind. Zudem wurde beobachtet, dass die Differenz der beiden Winkel proportional zum Cobb'schen Krümmungswinkel war (Abb. 19). Das Ausmaß dieser Orientierung in der Frontalebene schwächte sich ober- und unterhalb der Scheitel ab. An den anderen Wirbeln waren diese Veränderungen nicht so deutlich, dass ein Überwiegen auf einer Seite beschrieben werden konnte.

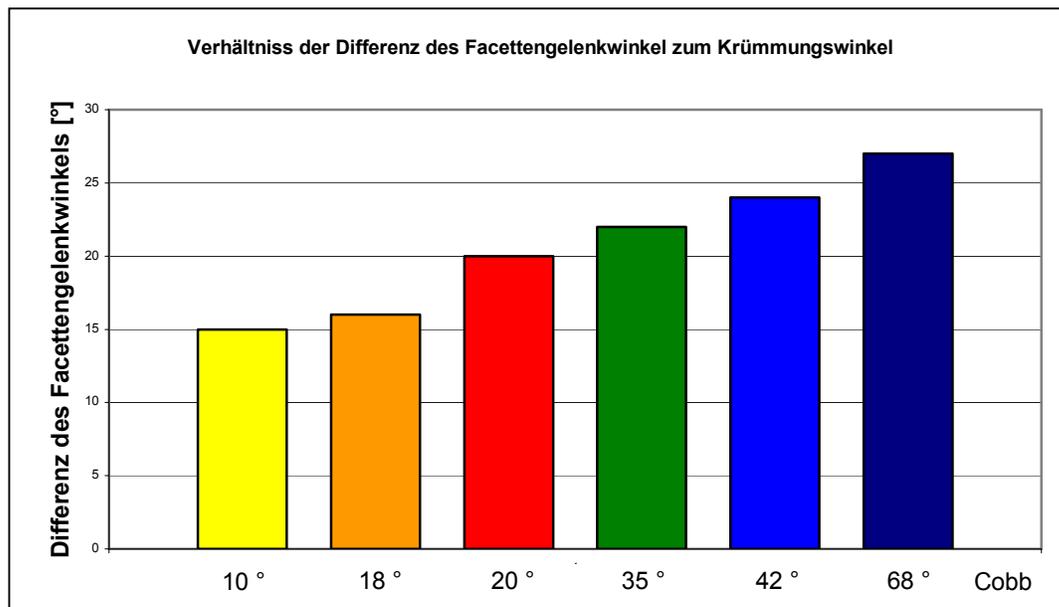


Abbildung 19: Differenz der Facettengelenkwinkel der lumbalen Scheitelwirbel

3.1.2 Grund- und Deckplattengelenke

Gelenkflächengröße

Die Untersuchung der Endplatten ergab, dass an den apikalen Wirbeln die jeweils konkave Hälfte vergrößert war. Dies äußerte sich derart, dass die konkave Hälfte von einer ellipsenähnlichen Form abwich und sich einer Rechteckform annäherte. Auch in den Segmenten unter- und oberhalb des Scheitels zeigten sich diese Befunde, jedoch verringerte sich das Ausmaß der Asymmetrie mit zunehmender Entfernung vom Scheitel. In den Neutralbereichen waren die Wirbel dagegen weitgehend sym-

metrisch und ellipsenförmig, so dass beide Gelenkflächenhälften gleich groß waren. Diese Unterschiede waren in den Hauptkrümmungen am deutlichsten ausgeprägt.

Knochenneubildung

An einigen Wirbeln konnten an den Wirbelkörpern und Facettengelenken osteophytäre Anbauten festgestellt werden. Diese waren überwiegend auf der konkaven Seite der Krümmung lokalisiert und dort vorwiegend und am deutlichsten im Bereich der Hauptscheitel und der lumbal gelegenen Scheitel zu finden. Kaudal und kranial der apikalen Wirbel schwächte sich das Ausmaß deutlich ab und im Neutralbereich waren kaum derartige Veränderungen festzustellen. Sehr ausgeprägt waren diese Befunde an Ws 5 und Ws 41 zu beobachten. Hier fanden sich auch bei der Präparation im Bereich der Brustwirbel auf Grund osteophytärer Anbauten schwer zu trennende Facettengelenke und Wirbelübergänge. Bei Ws 5 war im Lumbalbereich eine schonende Exartikulation nicht möglich, da einige Segmente ankylosiert waren. Ws 36 zeigte konkavseitig eine besonders deutlich ausgeprägte Knochenspanne, die den apikalen Wirbel überspannte:

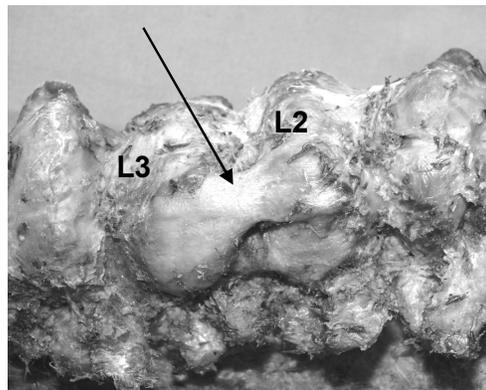


Abb. 20: konkavseitige Knochenspanne (Pfeil), Ws36, Segment L3-L2

3.1.3 Zusätzliche Veränderungen

Wirbelkörperform und Rotation

An allen apikalen Wirbeln zeigten die Wirbelkörper eine Keilform. Dabei war auf der konkaven Seite die Wirbelkörperhöhe gegenüber der konvexen Seite deutlich vermindert. Das Ausmaß der Verformung schwächte sich ober- und unterhalb des Scheitels ab und war bei den Nebenkrümmungen als geringer zu bewerten. Im

Neutralbereich waren keine Verformungen zu erkennen. Bei den Nebenkrümmungen von Ws 59 und Ws 36 wurde kaum noch ein Unterschied zwischen konkav- und konvexseitiger Wirbelkörperhöhe festgestellt. Die Wirbelkörper waren zudem im Bereich der Krümmungsscheitel zur konvexen Seite verdreht. Diese Rotation war bei Ws 49 und Ws 5 an den Nebenscheiteln nur sehr gering ausgeprägt.

Pedikel

Die Pedikel – oder auch Wirbelbogenwurzeln – der lumbalen Scheitelwirbel schienen aufgrund der Asymmetrien der Wirbelkörper auf der konkaven Seite in den Wirbelkörper gestaucht bzw. mit ihm verschmolzen und somit dicker zu sein. Bei genauerer Betrachtung zeigte sich jedoch, dass der koronare Durchmesser der Pedikel konvexseitig größer war. An den anderen Scheitelwirbeln war der Unterschied besser zu erkennen. Die konvexseitigen Pedikel waren kürzer und dicker, die konkavseitigen dünner und länger. Lediglich bei Ws 5 war die dickere Wirbelbogenwurzel konkavseitig zu finden (die Unterschiede waren jedoch sehr gering). In den Übergangsbereichen ließen sich die Unterschiede zwischen den Pedikeln kaum noch nachweisen

Ausrichtung der Dornfortsätze

Die Ausrichtung der Dornfortsätze war an den apikalen Wirbeln überwiegend konkav, d.h. dass der von dorsal betrachtete Dornfortsatz zur konkaven Seite verbogen war. Dieses Ergebnis konnte an allen Scheitelwirbeln der Hauptkrümmung sowie in geringerem Ausmaß an den meisten Scheitelwirbeln der Nebenkrümmungen festgestellt werden. Bei Präparat Ws 36 zeigten die Dornfortsätze an den apikalen Wirbeln der Nebenkrümmungen zur konvexen Seite. Kaudal der Scheitel im Lumbalbereich waren bis auf Ws 62 und Ws 41 die Dornfortsätze der sacrumnahen Wirbel zur konvexen Seite verbogen. Ansonsten verbogen sich die Dornfortsätze im konkaven Bereich der Krümmung durchgehend in Richtung der Konkavität, beim Neutralwirbel erfolgt dann ein Wechsel, so dass sie zur Konkavität der sich anschließenden Krümmung zeigten. Am größten war das Ausmaß der Verbiegung bei Präparat Ws 5.

3.2 Lokalisation der Dichtemaxima

3.2.1 Facettengelenke

Bei den apikalen Wirbeln wies die konkavseitige Gelenkfläche eine höhere Anzahl an Dichtemaxima oder das größere und intensivere Maximum auf. Generell war bei den im Lumbalbereich gelegenen Krümmungen der größte Unterschied bezüglich der Lokalisation und Anzahl der Maxima nachweisbar. An den thorakalen Scheiteln waren die Seitenunterschiede oft nicht so deutlich.

Die Dichtemaxima waren vor allem in den lateralen und superioren Quadranten zu finden, wobei sie eher kreisförmig waren. Die Maxima der lumbalen Scheitel waren eher zentral und medial lokalisiert. Hier fand sich auf der konkaven Seite zusätzlich noch ein in den lateralen Quadranten gelegenes Maximum, dessen Form annähernd längsoval war. Kaudal dieser Scheitel überwogen bei allen Wirbelsäulen die Maxima zunächst auf den konvexseitigen Gelenken.

Bei drei Wirbelsäulen (Ws 62, 59, 49) schloss sich kranial des lumbalen Scheitelwirbels ein Bereich an, in dem die Befunde an den konvexen Gelenken überwogen. Ws 36 und Ws 5 hatten ihre Maxima dagegen einheitlich in den Krümmungsbereichen auf den konkavseitigen Gelenkflächen lokalisiert. Der Wechsel erfolgte im Neutralbereich. Bei den Präparaten Ws 41 und Ws 5 war im Thorakalbereich auf beiden Seiten eine auffällige Verminderung der Intensität, der Anzahl und der Größe feststellbar.

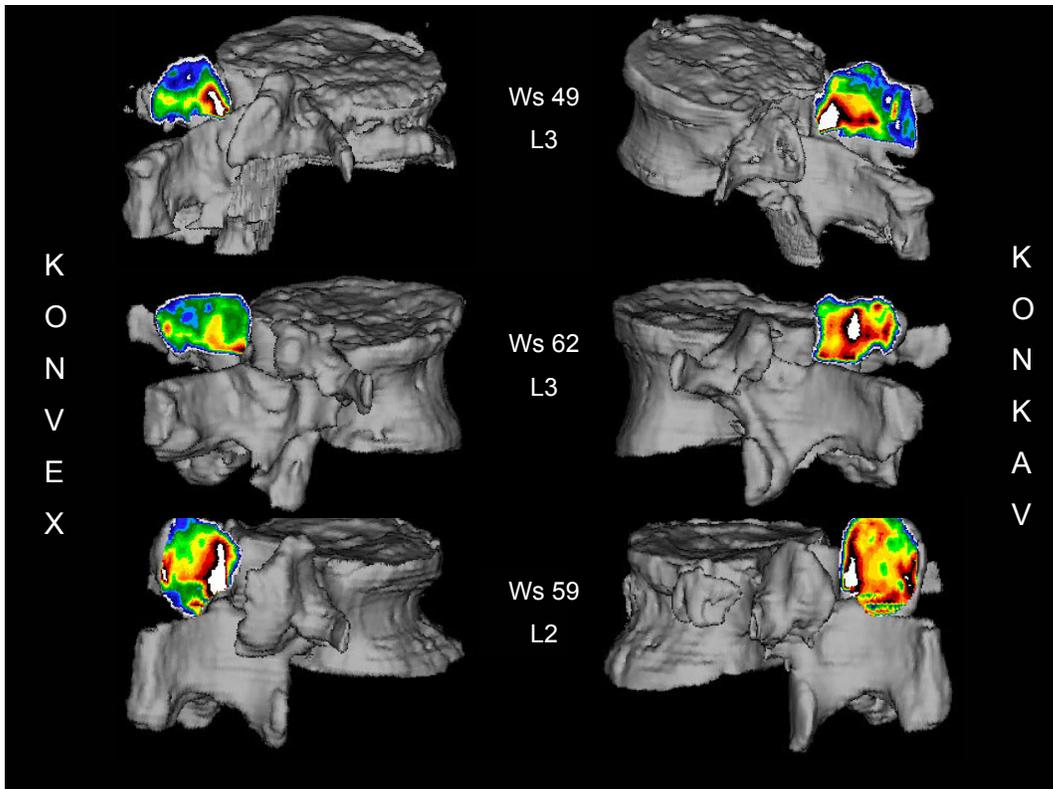


Abb. 21: drei Beispiele für die Maximallokalisation an den apikalen Facettengelenken

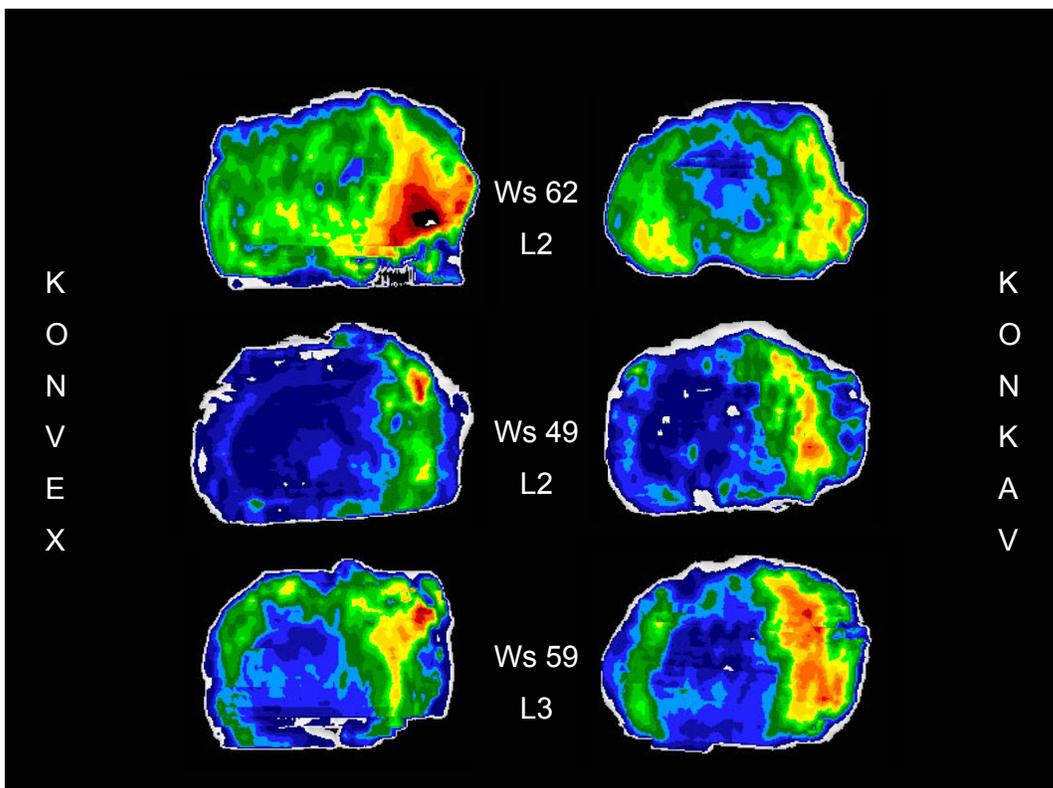


Abb. 22: drei Beispiele für die Maximallokalisation an den Endplatten

3.2.2 Grund- und Deckplattengelenke

Die Projektion der verschiedenen Maxima aller Endplatten der Hauptscheitel als Punktwolke in ein gemeinsames Koordinatensystem erlaubte eine Auswertung der Maximaverteilung sowie eine Beschreibung von sogenannten Verteilungsmustern (Abb. 23)

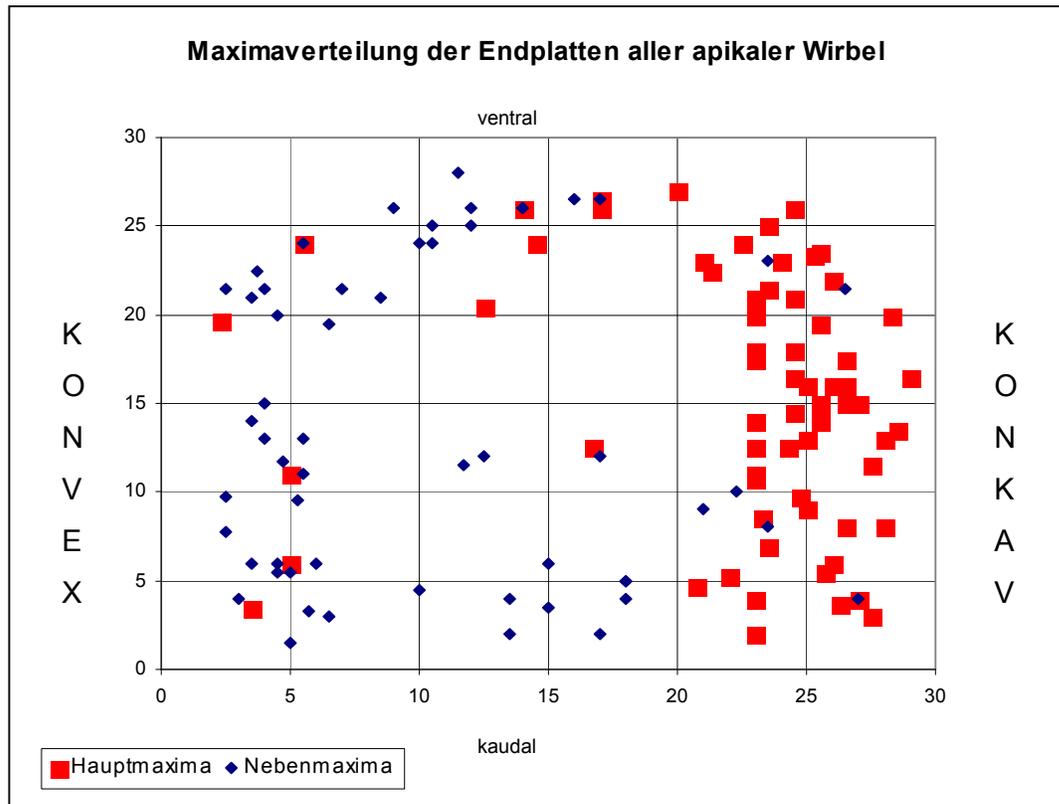


Abbildung 23: Darstellung der Maximaverteilung aller Endplatten am Primärscheitel als Punktwolke durch Projektion in ein Koordinatensystem

Es konnte gezeigt werden, dass an den apikalen Wirbeln die Hauptmaxima vorwiegend in den konkavseitigen Quadranten lokalisiert waren. Innerhalb derer waren sie gleichmäßig auf die ventralen, zentralen und kaudalen Quadranten verteilt. Auffallend war das geringe bis fast gar nicht vorhandene Vorkommen in den mittleren und konvexseitigen Quadranten. Dies traf sowohl für die Grund- als auch die Deckplattengelenke einheitlich zu. Die deutlichsten Verteilungsmuster konnten an den am weitesten lumbal gelegenen Scheiteln beobachtet werden. Die Form der Maxima konnte als kreis- bis ovalförmig beschrieben werden.

3.3 Mineralisierungsgrad der subchondralen Knochenlamelle

3.3.1 Facettengelenke

3.3.1.1 Vergleich des absoluten Calciumgehaltes

Um das Mineralisierungsverhalten innerhalb der einzelnen Wirbelsäulen darzustellen wurde der absolute Calciumgehalt in mg aller Facettengelenke für jeden Wirbel aufgetragen. Um eine übersichtliche und auf die jeweiligen Segmente bezogene Darstellung zu gewährleisten, wurde dazu für die jeweils vier Facettengelenkflächen eines Wirbels ein mittlerer Calciumwert berechnet.

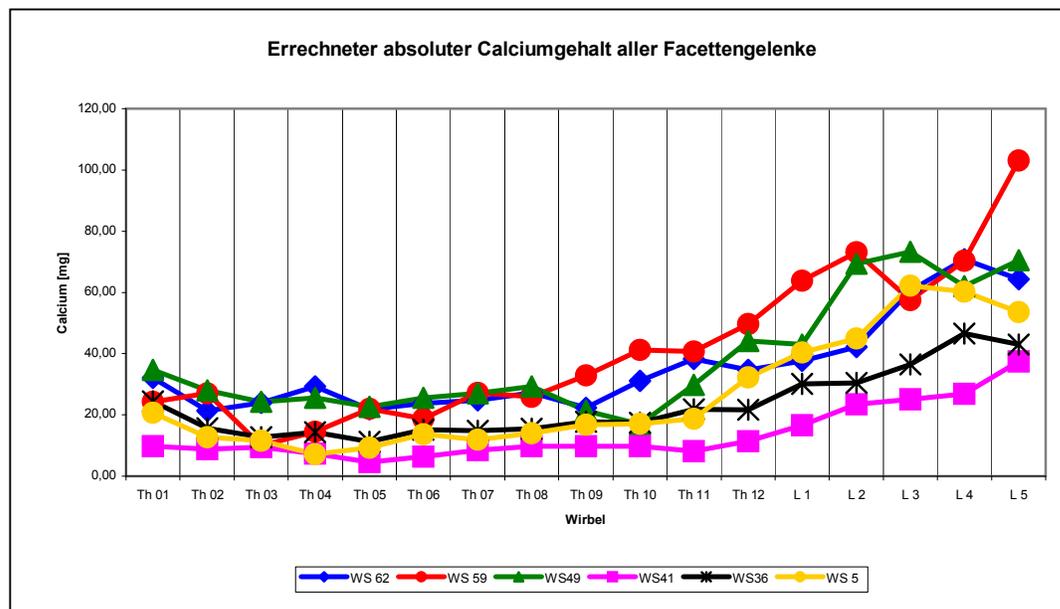


Abbildung 24: Darstellung des mittleren absoluten Calciumgehaltes in mg aller Facettengelenke

Es wurde festgestellt, dass in allen sechs Wirbelsäulen der Calciumgehalt in mg im kranialen Bereich der Brustwirbelsäule noch sehr gering war, im darauf folgenden Teil geringfügig absank oder konstant verlief, um dann im thorakolumbalen Übergangsbereich sehr deutlich anzusteigen. Dieser Anstieg erfolgte zuerst bei Ws 59 (Th 09), dann bei Ws 62 (Th 10), als nächstes bei Ws 49, 5, und 36 (Th 11) und zuletzt bei Ws 41 (Th12).

3.3.1.2 Vergleich des relativen Calciumgehaltes

Um interindividuelle Unterschiede zwischen den Wirbelsäulen und ihren verschiedenen Regionen zu beurteilen, wurde der relative Calciumgehalt in mg/ml der Facettengelenke für die einzelnen Wirbel errechnet und für jeden Wirbel einzeln aufgetragen. Dieser Wert ist als von der Gelenkflächengröße unabhängig zu bewerten.

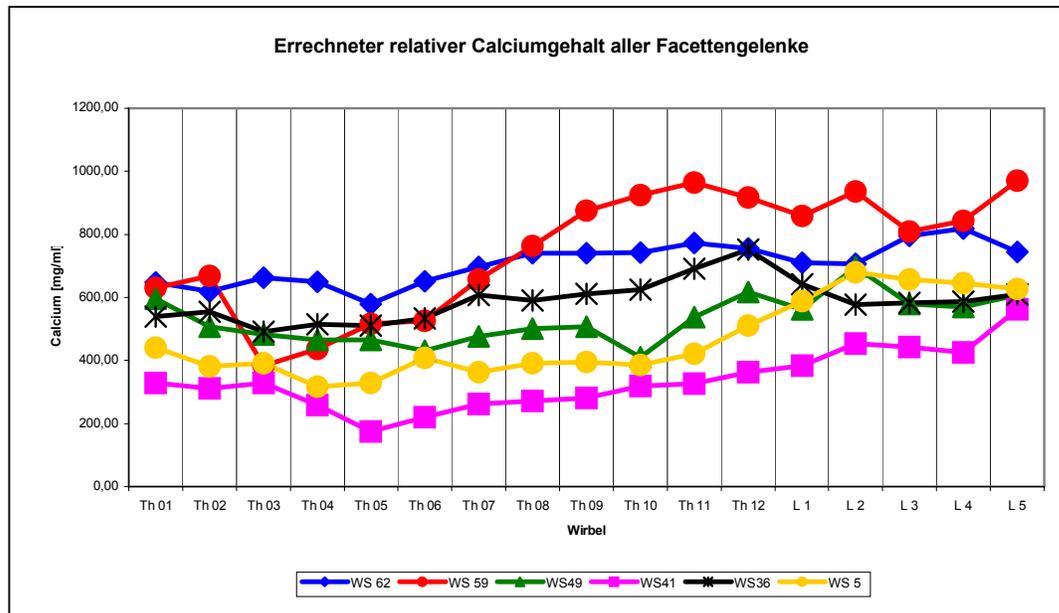


Abbildung 25: Darstellung des relativen Calciumgehaltes in mg/ml aller Facettengelenke

Die Darstellung zeigt, dass, abgesehen von geringen Abweichungen bei Ws 59, der Verlauf des Calciumgehaltes in mg/ml über die Wirbelsäule von kranial nach kaudal bei allen Präparaten weitgehend konstant war. Im Thorakalbereich war jedoch bei allen Wirbelsäulen ein geringes Absinken der Werte im Anschluss an die kranialen Wirbel vorhanden. Im weiteren Verlauf bis in den Lumbalbereich stiegen die Werte wieder an und waren höher als im Thorakalbereich. Hier waren die Unterschiede zwischen den einzelnen Präparaten am deutlichsten ausgeprägt.

Verglich man die Präparate untereinander, so stellte man fest, dass Ws 59 und 62 einen sehr hohen relativen Calciumgehalt aufwiesen. Es folgten Ws 36 und 49 in einem mittleren Bereich und Ws 5 und 41 mit den niedrigsten Werten.

Intraindividueller Vergleich

Damit auch ein Seitenbezug zu Konkavität oder Konvexität der skoliotischen Krümmungen möglich war, wurden die relativen Calciumwerte jeweils für linke und rechte Seite getrennt berechnet und wieder für jeden einzelnen Wirbel aufgetragen.

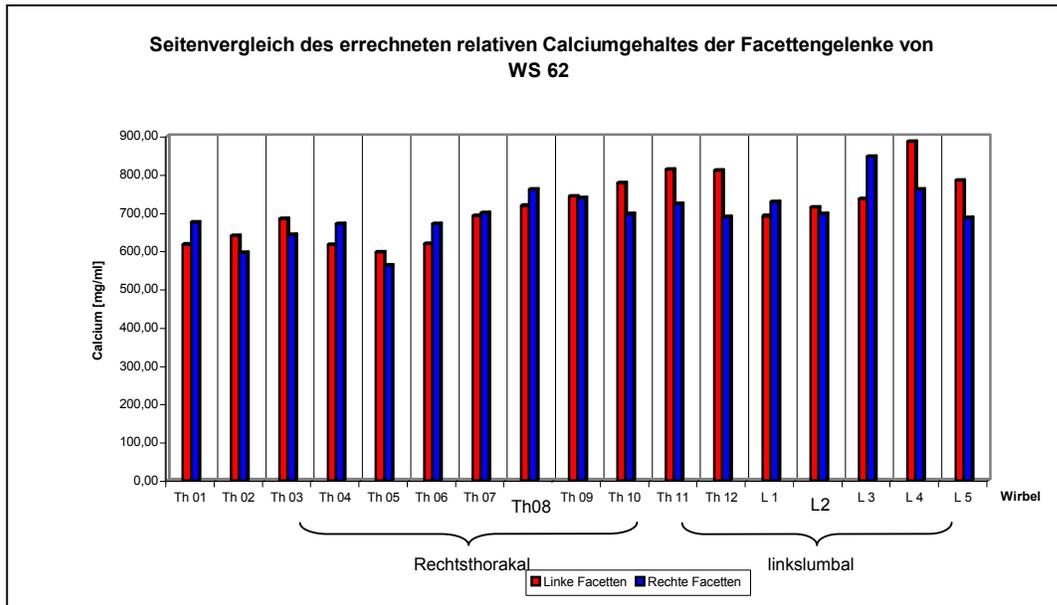


Abbildung 26: Darstellung des relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Facettengelenke im Seitenvergleich am Beispiel von Ws 62

Die Abbildung zeigt beispielhaft eine Darstellung des Seitenvergleichs der relativen Calciumwerte bei WS 62. Die weiteren hierzu erstellten Diagramme sind im Anhang zu finden.

Um auch den Bezug zur individuellen Krümmungsform der Präparate herzustellen, wurden die Erkenntnisse dieser Auswertung in Abbildung 27 in graphischer Form dargestellt. Die höher mineralisierte Seite ist rot dargestellt, die geringer mineralisierte Seite weiß. Wenn beide Seiten etwa gleich hoch mineralisiert sind, zeigt ein kleiner weißer Kreis die maximale Seite an. An den Präparaten ließ sich durch diesen Vergleich bei Betrachtung der Krümmungen im Verlauf konkavseitig eine erhöhte Mineralisierung erkennen. Die Fokussierung auf den apikalen Wirbel zeigte aber bei drei Präparaten (Ws 62, 41, 36), dass der höhere relative Calciumwert auf der konvexen Seite zu finden war. Präparat 59 wies diesen Befund ein Segment oberhalb des Apex auf. Lediglich bei Präparat 62 war dieses Ergebnis auch an den lumbalen Scheiteln zu beobachten. Die Betrachtung der Bereiche zwischen

den Scheiteln zeigte, dass bei vier Wirbelsäulen unterhalb der lumbalen Scheitel in den sacrumnahen Wirbeln die konvexseitigen Facetten höher mineralisiert waren. Kranial davon erfolgte der Wechsel zur konkaven Seite der sich anschließenden Krümmung. Bei Präparaten, die eine langgezogene Krümmung folgen ließen (Ws 62, 41, 36), erfolgte der Wechsel fließend, d.h. die Differenzen zwischen den Seiten wurden geringer und stiegen nach dem Wechsel wieder an. Wiesen die Wirbelsäulen einen eher geringen Abstand zum nächsten Scheitel auf (Ws 59, 49, 5), so erfolgte dieser Wechsel abrupt. Beim Mineralisierungsverhalten von Präparat 41 ist zu erwähnen, dass hier im Anfangs- und Endbereich der thorakalen Krümmung die konkaven Facetten höher mineralisiert waren und deutliche Differenzen zeigten. Im mittleren Krümmungsbereich waren nur sehr geringe Unterschiede feststellbar und auch konvexseitig höhere relative Calciumwerte zu finden. Zudem war, wie auch bei Präparat 5, eine allgemeine Erniedrigung der Mineralisierung in diesem Bereich zu beobachten.

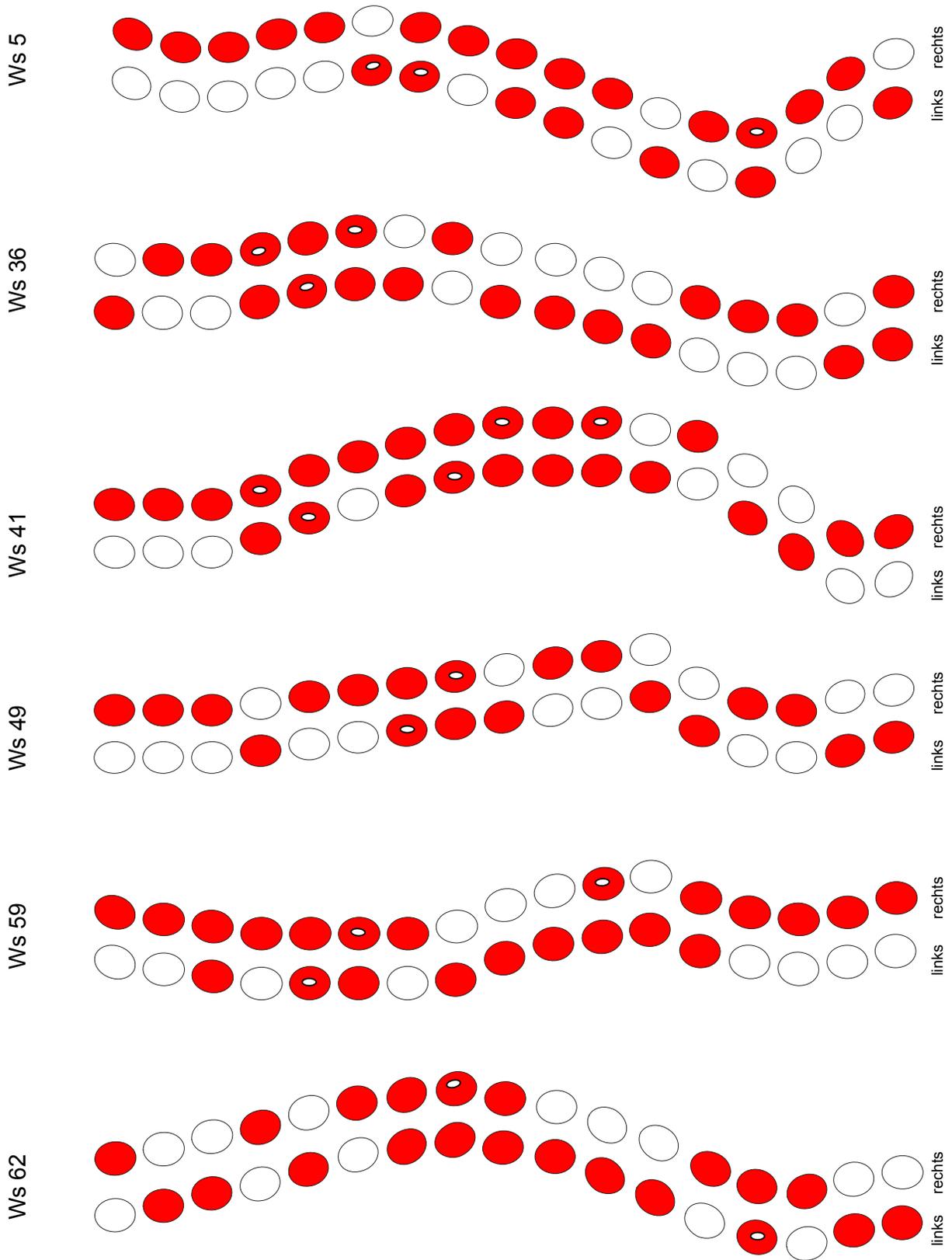


Abb 27: Visualisierte Darstellung des relativen Calciumgehaltes der Facettengelenke

3.3.2 Grund- und Deckplattengelenke

3.3.2.1 Vergleich des absoluten Calciumgehaltes

Analog zu den Facettengelenken wurde auch für die Endplatten der absolute Calciumgehalt in mg für jeden Wirbel aufgetragen. Um eine übersichtliche und segmentbezogene Darstellung zu gewährleisten, wurde dazu für die Grund- und Deckplatte eines Wirbels jeweils ein mittlerer Calciumwert pro Wirbel berechnet.

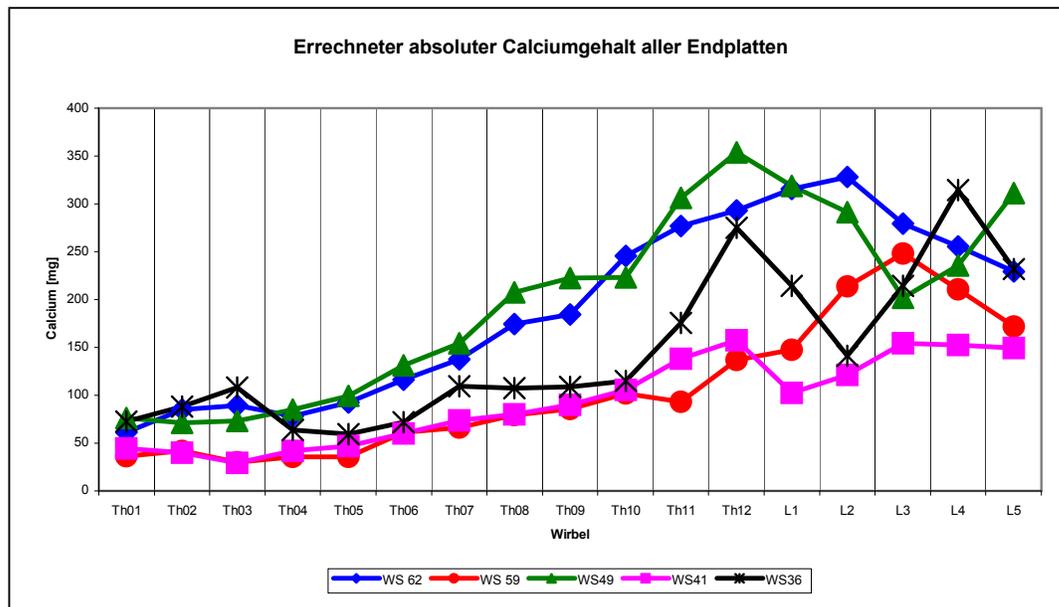


Abbildung 28: Darstellung des mittleren absoluten Calciumgehaltes in mg/ml der Endplatten

Die Darstellung lässt erkennen, dass innerhalb aller Wirbelsäulen nach dem kranialen Thorakalbereich ein deutlicher Anstieg des Calciumwertes erfolgte. Es wurde dann ein Maximalwert erreicht, woraufhin der Calciumwert wieder leicht absank. Bei Ws 62 und 59 lag dieser Maximalwert im Bereich des lumbal gelegenen Scheitels. Ws 49 wies die höchste Mineralisierung am Hauptscheitel auf. Ws 41 und 36 zeigten einen zweigipfligen Verlauf, wobei an den lumbalen Scheiteln der niedrigere Wert zwischen den beiden Gipfeln gefunden wurde.

3.3.2.2 Vergleich des relativen Calciumgehaltes

Um interindividuelle Unterschiede zwischen den Wirbelsäulen und ihren verschiedenen Regionen zu beurteilen, wurde analog zu den Facettengelenken der relative Calciumgehalt in mg/ml der Endplatten für die einzelnen Wirbel errechnet und für jeden Wirbel einzeln aufgetragen.

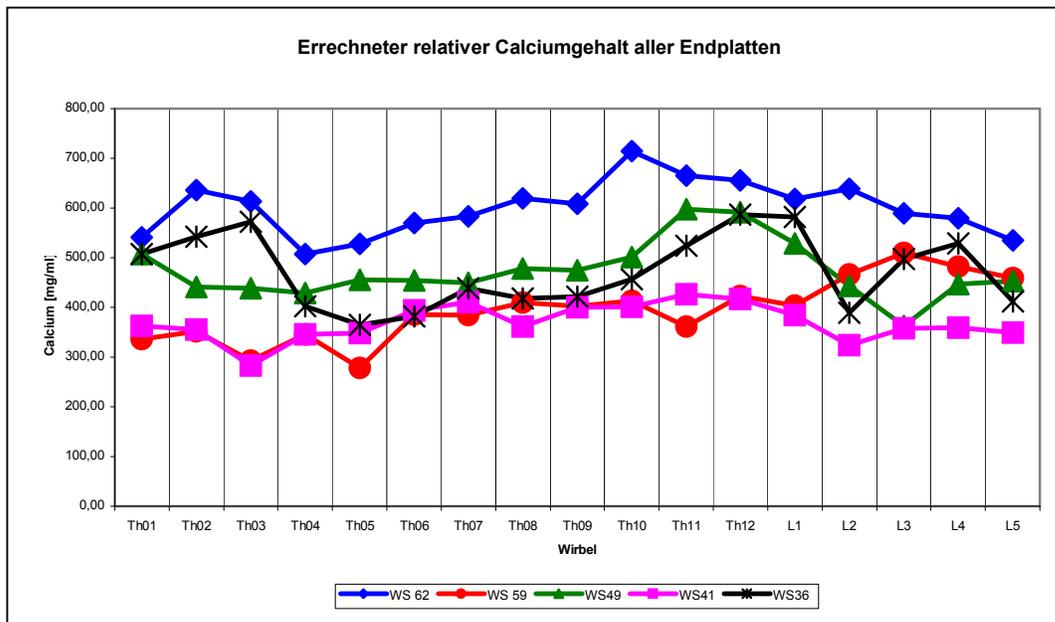


Abbildung 29: Darstellung des relativen Calciumgehaltes in mg/ml aller Endplatten

Die Betrachtung des relativen Calciumgehaltes ergab, dass bei allen Wirbelsäulen ein relativ konstanter Verlauf von kranial nach kaudal zu beobachten war. Dabei war Ws 62 am höchsten mineralisiert, es folgten Ws 49, 36 in einem mittleren Bereich und zuletzt Ws 59 und Ws 41 mit den niedrigsten Werten. Einzelne Spitzenwerte wurden im Bereich der apikalen Wirbel beobachtet sowie im kranialen Thorakalbereich. Bei Ws 49 fand sich der höchste Wert im Bereich des Hauptscheitels. Ws 59 wies die höchste Mineralisierung am lumbalen Scheitelwirbel auf. Ws 62 zeigte zwischen beiden Scheiteln im thorakolumbalen Übergang einen Maximalwert. An den Hauptscheiteln von Ws 36 und 41 war ein Absinken der Werte zu beobachten (fehlende Werte einzelner Endplatten, da destruiert).

Intraindividueller Vergleich

Um auch den Seitenbezug zu Konkavität oder Konvexität der skoliothischen Krümmungen zu ermöglichen, wurden die relativen Calciumwerte der Endplatten jeweils für linke und rechte Endplattenhälfte getrennt berechnet und wieder für jeden einzelnen Wirbel aufgetragen.

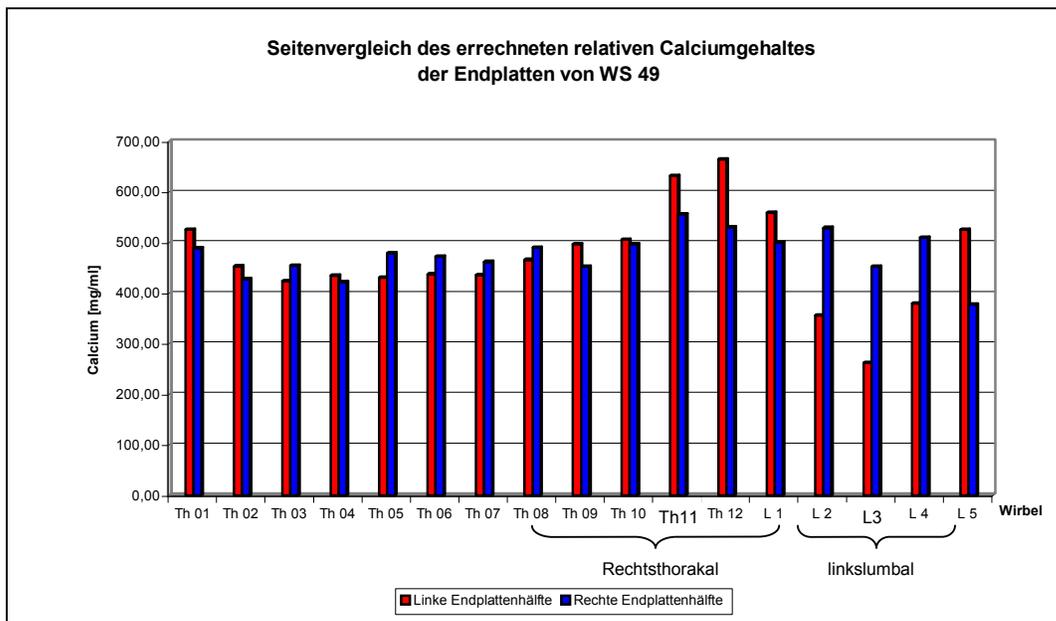


Abbildung 30: Darstellung des relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Endplatten im Seitenvergleich am Beispiel von Ws 49

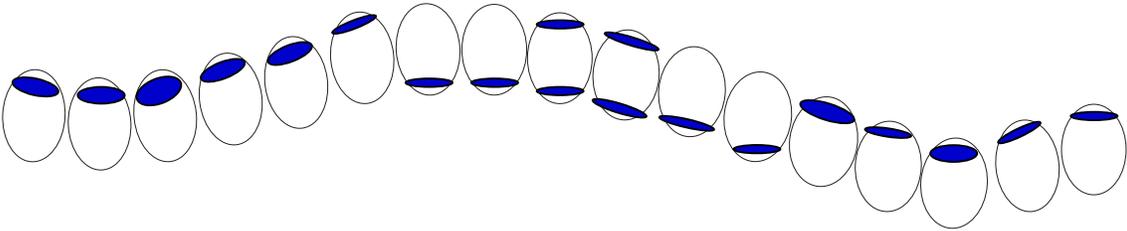
Die Abbildung zeigt beispielhaft eine Darstellung des Seitenvergleichs der relativen Calciumwerte bei WS 49. Die weiteren hierzu erstellten Diagramme sind im Anhang zu finden.

Um den Bezug zur Krümmung herzustellen wurde mit Abbildung 31 eine Darstellung gewählt, die das Mineralisierungsverhalten in graphischer Form präsentiert. Der blaue Kreis markiert die Seite, die höher mineralisiert ist. Es zeigten sich besonders an den Scheitelwirbeln deutlich nachweisbare Unterschiede. Dort waren die jeweils konkaven Gelenkflächenhälften höher mineralisiert. Dabei waren bei vier Präparaten (62, 59, 49, 36) die größten Differenzen zwischen konkaver und konvexer Seite an den lumbalen Scheiteln feststellbar. Bei Ws 62 ließen sich zudem auch bei Th 10 maximale Werte und eine große Differenz erkennen. Ws 36 wies an einem Scheitel im oberen Thorakalbereich zusätzlich größere Differenzen auf. Kaudal und kranial der apikalen Wirbel fand sich durch die Krümmungsbereiche hindurch eine höhere

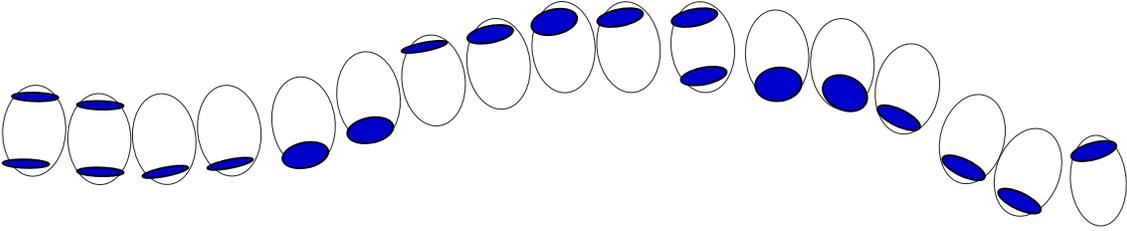
Mineralisierung an den konkaven Endplattenhälften. Der Wechsel zur Gegenseite erfolgte dabei im Neutralbereich.

Bei drei Präparaten (Ws 62, 59 und 49) konnte an den sacrumnahen Endplatten kaudal der lumbalen Scheitel eine erhöhte Mineralisierung auf der konvexen Seite festgestellt werden. Abweichend vom beschriebenen Mineralisierungsverhalten waren die Befunde bei Präparat 41. Im sakrumnahen Bereich war zunächst noch die rechte Endplattenhälfte stärker mineralisiert. In der anschließenden langezogenen rechtsthorakalen Krümmung wiesen im unteren und oberen Krümmungsbereich die konkaven Endplatten die höhere Mineralisierung auf, dazwischen war jedoch auf der konvexen Seite eine stärkere Mineralisierung zu beobachten.

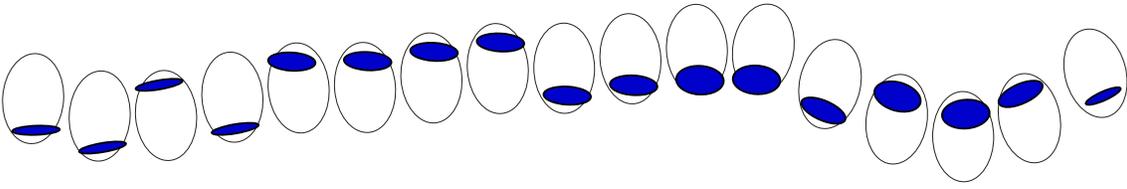
Ws 36



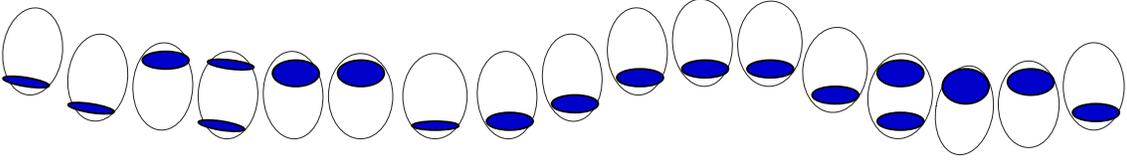
Ws 41



Ws 49



Ws 59



Ws 62

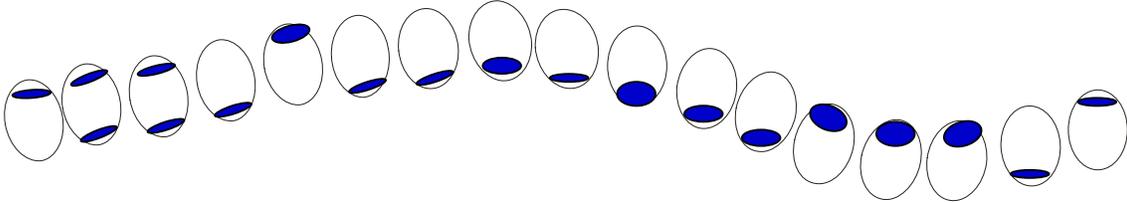


Abb. 31: Visualisierte Darstellung des relativen Calciumgehaltes der Endplatten

3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

1. Als morphologische Merkmale zeigten die Scheitelwirbel auf der konkaven Seite vergrößerte und rauhere Facettengelenke, die im Lumbalbereich frontal orientiert waren. Die konkaven Hälften der Endplatten waren vergrößert und von asymmetrischer Form. Die Wirbelkörper zeigten eine Keilwirbelbildung und osteophytäre Anbauten auf der konkaven Seite sowie eine Rotation zur konvexen Seite. Die Pedikel waren konvexseitig verdickt und die Dornfortsätze zur konkaven Seite verbogen.
2. An den im Lumbalbereich gelegenen apikalen Wirbeln waren die Facettengelenke auf der konkaven Seite deutlich frontaler orientiert. Es zeigten sich unterschiedliche Differenzen zwischen den Stellungswinkeln abhängig vom Ausmaß der Krümmung, wobei Differenz und Krümmungswinkel koinzident waren.
3. Die Facettengelenke der apikalen Wirbel wiesen an der konkaven Seite die größeren, zahlreicheren und intensiveren Maxima auf. An den lumbalen Scheiteln konnte ein besonderes Verteilungsmuster beschrieben werden, bei dem ein längsovales Maximum in den lateralen Quadranten zu finden war. Es wurden aber auch konvexseitige Anhäufungen beobachtet, die oberhalb und unterhalb der Scheitel lokalisiert sein konnten.
4. Die Endplatten am Scheitel der Krümmung zeigten ein einheitliches Verteilungsmuster der Maxima, die sich auf der konkaven Flächenhälfte befanden. Ihre Form war kreis-ovalförmig. (Diese Befunde waren vor allem an den Hauptscheiteln festzustellen.)
5. Der absolute Calciumgehalt (mg Ca) in den Facettengelenken nahm innerhalb der Wirbelsäulen von kranial nach kaudal zu.

6. Der Verlauf des in Relation zur Flächengröße gesetzten Calciumwertes (relativer Calciumgehalt in mg Ca/ml) war an den Facettengelenken weitgehend konstant. Im Seitenvergleich fiel dagegen ein von der Krümmungsform abhängiges Mineralisierungsverhalten auf. An den Scheiteln konnten intraindividuelle Unterschiede zwischen konkaver und konvexer Seite beobachtet werden, die sich in einer höheren Mineralisierung sowohl auf der konkaven wie auch auf der konvexen Seite äußerten. Die größten Differenzen wurden im Bereich der lumbalen Scheitelwirbel erreicht.
7. An den Endplatten war ebenfalls eine Zunahme des absoluten Calciumgehaltes (mg Ca) von kranial nach kaudal zu beobachten, wobei im Bereich der lumbalen Scheitel Maximalwerte beobachtet wurden.
8. An den Endplatten verhielt sich der in Relation zur Flächengröße gesetzte Calciumwert (relativer Calciumgehalt in mg Ca/ml) im Verlauf von kranial nach kaudal annähernd konstant, wobei im Bereich der Hauptscheitel einzelne Maximalwerte festgestellt werden konnten. Intraindividuelle Unterschiede zeigten sich weitgehend einheitlich durch die Scheitelbereiche hindurch in Form von konkavseitigen Mineralisierungserhöhungen. Eine stärkere Mineralisierung auf der konvexen Seite wurde kaum beobachtet. Die größten Differenzen wurden an den lumbalen Scheiteln erreicht.

4 Diskussion

4.1 Diskussion des Materials

Bei der Auswahl der Präparate wurde Wert auf das Vorliegen einer strukturellen Skoliose in unterschiedlichen Ausprägungsformen gelegt. Das Ausschließen von Präparaten mit knöchernen Veränderungen durch Tumore oder Metastasen sowie von Wirbelsäulen mit schwerwiegenden hyperkyphotischen oder hyperlordotischen Deformitäten gewährleistet, dass die Ergebnisse der Studie nicht durch andere Pathologien als der Skoliose selbst beeinflusst werden. Auf Grund der Verwendung anatomischer Präparate eines Präparierkurses kann jedoch keine Aussage über die Ätiologie der untersuchten Skoliosen gemacht werden. Der Fokus dieser Arbeit soll auch nicht in der Ursachenforschung für die Entstehung der Skoliose liegen, sondern darin, ausgehend von den vorliegenden strukturellen und morphologischen Befunden, funktionelle Aussagen zu treffen. Die Auswahl nur weiblicher Präparate erklärt sich durch das starke Überwiegen der Erkrankung beim weiblichen Geschlecht.

Bei den Präparaten Ws 5, 36 und 41 erwies sich das Ausmaß der Verknöcherung im Bereich der Wirbelübergänge als so ausgeprägt, dass eine schonende Exartikulation, bei der die Beschaffenheit der Endplatten gewährleistet blieb, trotz intensiver Bemühungen nicht möglich war. Ws 5 konnte daher in einem längeren Abschnitt nicht exartikuliert werden. Durch vorgegebene Grenzen der zur Verfügung stehenden Geräte war eine Untersuchung im koronaren Strahlengang daher nicht möglich. Deshalb liegen von Präparat Ws5 keine Ergebnisse der Untersuchung der Grund- und Deckplatten vor. Bei Ws 41 und 36 lag an jeweils einem Wirbel eine destruierte Endplatte vor, so dass einzelne Werte fehlen, worauf an entsprechender Stelle hingewiesen wird.

4.2 Diskussion der Methode

4.2.1 CT-OAM und Beschreibung der Morphologie

Ein ganz entscheidender Vorteil bei der Beschreibung der Morphologie sowie aller weiteren Rekonstruktionen mittels der CT-OAM liegt in der Möglichkeit, die erhaltenen Bilder mit dem anatomischen Präparat zu vergleichen und die Messung

einzelner Parameter am selbigen durchzuführen. Somit lassen sich theoretisch denkbare Berechnungsfehler bei der Rekonstruktion durch eine Software ausschließen. Die Vorteile eines auf der Computertomographie basierenden Verfahrens sind in der Einleitung bereits erläutert worden. Zwar wurden in dieser Studie post mortem Präparate untersucht, eine Anwendung des Verfahrens an der Wirbelsäule am Lebenden ist jedoch mit entsprechenden zusätzlichen Editierschritten und der Berechnung von Sekundärschnitten jederzeit möglich. Es sei allerdings darauf hingewiesen, dass CT-Untersuchungen immer mit einer Strahlenbelastung für den menschlichen Körper verbunden sind. Somit sollte die Indikation entsprechend kritisch gestellt werden.

Die Beachtung der gewählten Schichtdicken bei gleichbleibender ROI und Kernel garantiert, dass die CT-Schichtaufnahmen ausreichend für eine exakte und reproduzierbare dreidimensionale Rekonstruktion in der CT-Osteoabsorptiometrie sind.

Die Validität der Methode konnte in einer Studie von Müller-Gerbl (1998) gezeigt werden. Eine Gegenüberstellung der q-CT-OAM zur flammenphotometrischen Bestimmung des Calciumgehaltes aus der subchondralen Knochenplatte identischer Präparate zeigte mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,9 eine hohe Übereinstimmung der beiden Verfahren. Somit steht fest, dass mit der q-CT-OAM ein Verfahren zur Verfügung steht, das reproduzierbar den Kalziumgehalt einer Gelenkfläche ermitteln kann. Durch das Mitführen eines Festkörperphantoms mit definierten Calciumkonzentrationen und dem so möglichen Vergleich zwischen im CT gemessenen Hounsfieldwerten und den errechneten Calciumkonzentrationen ist zudem die Validität und Reproduzierbarkeit gewährleistet.

Dass die Verwendung von CT-Datensätzen zur Analyse der Gelenke dieser Studie geeignet ist, wird durch eine Untersuchung von Leone et al. (1994) bestätigt, welche die Computertomographie als „Methode der Wahl“ zur Untersuchung von Arthropathien an den zygapophysialen Gelenken bezeichnen. Gemessen wurde dabei die Sklerosierung der subchondralen Knochenlamelle sowie die Osteophytenbildung.

4.2.2 Dichtemaximalokalisation

Die für die Lokalisationsanalyse der Maxima an den Endplatten gewählte Einteilung des Rasters in neun Felder ermöglicht eine verständliche und in Bezug auf die Gelenkflächengröße anatomisch sinnvolle Beschreibung der Ergebnisse. Durch die

weitere Aufteilung in ein sehr feines Raster mit 30 Feldern in Richtung der x-Achse und 30 Feldern in Richtung der y-Achse können sehr detailliert die jeweiligen x- und y-Koordinaten der Maxima bestimmt werden. Bei der Projektion der Koordinaten vergleichbarer Endplatten in ein gemeinsames Koordinatensystem lassen sich geometrische Formen einfach abstrahieren.

Die Verwendung eines rechteckigen Rasters ist dabei anderen Formen wie z.B. einem Quadrat oder einem Raster aus konzentrischen Kreisen vorzuziehen. Zum einen lässt sich ein rechteckiges Raster individueller an die Form der zu untersuchenden Fläche anpassen, so dass eine vollständigere Abdeckung erfolgt, zum anderen sind hier Genauigkeit und Projektionsfehler als geringer zu erachten.

An den Facettengelenken stößt diese Aufteilung jedoch an gewisse Grenzen, da die Flächen dieser Gelenke zu klein und asymmetrisch sind. Deshalb wurde hier zur Analyse die Fläche nur in ein rechteckiges Raster mit neun Feldern aufgeteilt. Diese Einteilung erfüllt die oben genannten Kriterien und ist für die Beschreibung ausreichend genau. Zudem ist hier der Vergleich zwischen den beiden Gelenkflächen von linker und rechter Seite entscheidend, da es sich ja um paarige Gelenke handelt und nicht nur eine Fläche vorliegt wie an den Wirbelkörperendplatten.

4.2.3 Mineralisierungsgrad des subchondralen Knochens

Für die Bestimmung des Mineralisierungsgrades werden absolute und relative Calciumwerte berechnet. Es sei darauf hingewiesen, dass der zunächst errechnete absolute Calciumwert in mg von der Gelenkflächengröße abhängt. Deshalb wurde für weitere Vergleiche innerhalb und zwischen den Wirbelsäulen ein relativer Calciumwert verwendet, der in Bezug zur Gelenkflächengröße steht und in mg/ml angegeben ist. Um den Mineralisierungsgrad der Facettengelenke in jedem Segment anzugeben, werden Mittelwerte verwendet, da bei den Facettengelenken jeweils eine superiore und inferiore Fläche auf beiden Seiten in die Berechnung eingeht. Analog dazu werden auch bei den Endplatten Mittelwerte für jeweils eine Grund- und eine Deckplatte pro Segment verwendet. Dies erlaubt es, den Zusammenhang zwischen Segmenthöhe und zugehörigem Mineralisierungsgrad herzustellen und gewährt eine bessere Übersichtlichkeit in den Abbildungen der Ergebnisse. Für den intraindividuellen Vergleich zwischen konkaver und konvexer Seite kann dann der getrennt errechnete relative Calciumwert für die linke und rechte Fläche bzw. Flächenhälfte verwendet werden. Somit können auch Asymmetrien der Mineralisierung erkannt und

quantitativ dargestellt werden. Es sei aber darauf hingewiesen, dass trotz der Berechnung von Mittelwerten zum Zweck der Übersichtlichkeit, bei der graphischen Ergebnisdarstellung auch die Befunde jeder einzelnen superioren und inferioren Gelenkfläche bei der Interpretation unserer Ergebnisse individuell betrachtet wurden, um keine Fehler durch Verallgemeinerungen zu begehen.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

4.3.1 Anatomische Ergebnisse

Die Beurteilung der Wirbelsäule auf ihre skoliotische Fehlform und deren Orientierung erfolgte durch die Anfertigung von Röntgenaufnahmen im posterior-anterioren Strahlengang und ermöglichte so die Bestimmung des Cobb-Winkels. Dies gilt weltweit als etabliertes Standardverfahren zur Beschreibung skoliotischer Krümmungen (White und Panjabi 1990, Wirth 2001). Bei der Bewertung der gemessenen Winkel zeigte sich, dass Ws 59 und 36 die leichteste Krümmung, Ws 62 und 49 eine mittelschwere Krümmung und Ws 41 und 5 die schwerste Krümmung aufwiesen. Darüber hinaus konnte bei der Präparation festgestellt werden, dass die Präparate Ws 41 und 5 auf Grund osteophytärer und ankylotischer Veränderungen sehr schwer zu trennen waren. Dies ist als Zeichen für eine erhebliche strukturelle Fixation zu werten. Diese strukturellen Veränderungen sind bei den Skoliosen stärkeren Ausmaßes also am deutlichsten ausgeprägt.

Die Einteilung der Wirbelsäulen nach der Klassifikation von King erwies sich bei den Präparaten dieser Studie als schwierig. So ist bei der vorgegebenen Typisierung ein dritter Scheitel, wie er bei Ws 59 und 5 vorkommt, primär nicht einteilbar. Trotzdem wurde versucht, die Präparate den Kingtypen zuzuteilen. Die Wirbelsäulen Ws 49 und 5 entsprechen am ehesten einem Typ 1, Ws 62 und 36 einem Typ2, Ws 41 entspricht deutlich einem Typ 4, und Ws 59 einem Typ 5 mit zusätzlicher kompensatorischer lumbaler Krümmung. Ws 5 und 36 haben noch eine zusätzliche Krümmung im oberen Thorakalbereich. Der Krümmungsverlauf von Skoliosen ist sehr individuell, was trotz der Notwendigkeit standardisierter Verfahren nicht zu Vereinfachungen führen darf. Standardisierte Typisierungen müssen im Einzelfall daher auch um individuelle Bewertungen erweitert werden. Diese Einschätzung bestätigen Stokes et al. (2002), die auf Probleme bei der chirurgischen Planung von Skoliose eingriffen mit der Kings-Klassifikation hinweisen.

Ausgehend von der Beurteilung der anatomischen Präparate und der 3-D-Rekonstruktion der CT-Datensätze konnten an den Wirbeln vorliegende Asymmetrien und Veränderungen der Morphologie gezeigt werden. Dabei schließen wir uns den Befunden von Wever et al. (1999) und Liljenqvist et al. (2000) an, wonach die Rotation des Wirbelkörpers in die konvexe und die Verdrehung des Dornfortsatzes in die konkave Richtung erfolgt.

In Bezug auf Dicke und Länge der Pedikel konnte gezeigt werden, dass die genaue Untersuchung von transversalem und koronarem Durchmesser sehr wichtig ist. Vereinfachte Betrachtungsweisen mögen hier eine Erklärung für die zum Teil widersprüchliche Datenlage in der Literatur sein, wonach der konkave Pedikel als dicker bezeichnet wird (Enneking et al. 1969, Schafer 1987). Auch bei den hier untersuchten Wirbeln schien an einigen lumbalen Wirbeln der konkave Pedikel dicker zu sein. In diesen Fällen war jedoch auf Grund der stark vergrößerten Ausdehnung der konkaven Endplattenhälfte Pedikel und Endplatte miteinander verschmolzen. Ansonsten erwiesen sich die konvexseitigen Pedikel als verkürzt und dicker. Eine Erklärung hierfür liegt in der vermehrten Kompression, die der konvexseitige Pedikel durch die Rotation des Wirbelkörpers in die konvexe Richtung ausgesetzt wird, woraufhin er sich, entsprechend dem Wolff'schen Gesetz, verkürzt und verdickt (Wever et al. 1999). Abschließend sei auf eine Arbeit von Parent et al. (2004) verwiesen, die in einer sorgfältigen morphologischen Analyse von 325 skoliotischen und 358 normalen Brustwirbeln überzeugend demonstrieren, dass die Breite der Pedikel auf der konkaven Seite deutlich vermindert ist.

Weiterhin stellte sich heraus, dass die Flächen der konkaven Facettengelenke eine größere und rauhere Fläche aufwiesen. Die Endplatten waren korrespondierend dazu auf der konkaven Hälfte vergrößert und von asymmetrischer Form. Osteophyten und Knochenneubildung waren an den Facetten und Endplatten an der konkaven Seite festzustellen. Am deutlichsten waren die Befunde hierbei an den am weitesten lumbal gelegenen Scheiteln. Diese Befunde sprechen für eine erhöhte Belastung der konkaven Seite, was Roaf (1983) als „mechanische Bevorzugung“ und somit einer erhöhten Beanspruchung beschreibt. Die lumbalen Scheitel sind durch die Summe der von kranial einwirkenden Kräfte als am tiefsten lokalisierte Glieder der kraftübertragenden Segmente am stärksten betroffen.

An einigen Präparaten waren überraschenderweise an den Facettengelenken unterhalb der Scheitel abweichende Befunde festzustellen. Dort fanden sich konvexseitig

vergrößerte und rauhere Facettengelenke. Diese Zone der Wirbelsäule liegt unterhalb der lumbalen Scheitel und ist kaudal durch das Sakrum fixiert. Sie bildet eine Art kaudales Widerlager des lumbalen Scheitelbereiches. Somit kann sich die im Scheitel konkavseitig höhere Spannung nach kaudal nicht gleichmäßig ausbreiten, so dass diese Wirbel konvexseitig vermehrt beansprucht werden und mit einer Größenzunahme reagieren.

Die Endplattenbefunde waren dagegen bis auf Ws 41 einheitlich. Bei Ws 41 waren L5 und L4 derart zur linken Seite gebogen, dass dieser Bereich als Scheitel gewertet werden kann, der unterhalb der großbogigen thorakalen Krümmung liegt. Es liegen die scheideltypischen Veränderungen vor, die zeigen, dass hier konkavseitig eine höhere Beanspruchung wirksam ist.

Für die Übergangsbereiche zwischen den Krümmungsscheiteln wurden auch konvexseitige Flächenvergrößerungen gezeigt. Hier werden schon Kräfte der sich anschließenden Krümmung wirksam, so dass in einzelnen Fällen im oberen Bereich der auslaufenden Krümmung konvexe Flächenvergrößerungen vorlagen. Im Gegensatz dazu waren an Präparat Ws 5, welches das stärkste Krümmungsausmaß des untersuchten Kollektivs aufwies, die Befunde sehr einheitlich und es lagen nur wenige konvexseitige Flächenvergrößerungen vor. Da bei diesem Präparat die Krümmung schon sehr lange besteht und zudem eine starke knöcherne Fixierung vorhanden ist, vermuten wir, dass auf der konkaven Seite eine dauerhaft wirksame Erhöhung der Beanspruchung vorliegt und auf der konvexen Seite keine wesentliche Beanspruchung auftritt.

Einen besonders wertvollen Hinweis für das Verhältnis von Morphologie zum Schweregrad der Skoliose lieferte die Messung des transversalen Facettengelenkwinkels. An den lumbalen Scheitelwirbeln aller Präparate konnte eine Veränderung der Orientierung der posterioren Facettengelenkanteile beobachtet werden. Der gemessene Winkel auf der konkaven Seite war deutlich spitzer als auf der konvexen Gegenseite. Zudem stellte sich heraus, dass die Differenz der beiden Winkel proportional zum Cobb'schen Krümmungswinkel war, d.h. mit zunehmendem Krümmungswinkel nahm auch die Differenz der Winkel zu. Dies wird als Ausdruck einer Abhängigkeit zum Schweregrad bewertet. Die bei Betrachtung eines Transversalschnittes gewöhnlich sagittal ausgerichteten lateralen Anteile der Gelenkfortsätze (Putz 1981) sind auf der konkaven Seite einer Skoliose deutlich frontal ausgerichtet, was auf eine erhöhte Kompression dieser Anteile schließen lässt. Die lateralen Antei-

le reagieren mit einer asymmetrischen Orientierung auf die asymmetrisch einwirkenden Kräfte. Oda et al. (2002) konnten hierzu zeigen, dass gerade dieser laterale Anteil eine wichtige funktionelle Bedeutung hat und bei chirurgischen Eingriffen zu schonen ist, wodurch postoperative Verformungen und segmentale Instabilität verhindert werden. Daneben wurden an den Präparaten dieser Studie osteophytäre Anbauten auf der konkaven Seite als Zeichen einer strukturellen Fixierung vorwiegend an den Wirbelsäulen mit stärkerem Krümmungsausmaß beobachtet, was als weiterer Hinweis auf einen Zusammenhang zwischen Morphologie und Schweregrad gewertet werden kann.

Die beschriebenen morphologischen Veränderungen zeigen, dass die anteriore Säule auf der konkaven Seite, wie von Wever et al. (1999) gefordert, unter vermehrter mechanischer Beanspruchung steht. Diese Beanspruchung erfolgt in longitudinaler Richtung, so dass die Wirbelsäule unter vermehrte Kompression auf der konkaven Seite gerät. Durch diese longitudinal wirkende Kraft entstehen Scherkräfte, die den Wirbel nach konvex drehen lassen und den Dornfortsatz nach konkav verbiegen. Die posteriore Säule zeigte Veränderungen, die vorwiegend als Ergebnis einer nach konkav gerichteten Scherkraft zu verstehen sind (Stokes 1997, Wever et al. 1999).

4.3.2 Lokalisation der Dichtemaxima

Die Untersuchungen an den Facettengelenken ergaben, dass an den Scheiteln die konkave Seite mehr Dichtemaxima oder größere Dichtemaxima aufwies. Dabei waren Unterschiede bezüglich der Lokalisationen der Maxima zwischen thorakalen und lumbalen Krümmungen festzustellen. In den thorakalen Krümmungen befanden sich die Maxima in den lateralen und superioren, in den lumbalen Krümmungen dagegen in den zentralen und medialen Quadranten, mit einem zusätzlichen längsovalen Maximum in den lateralen Quadranten. Es konnten somit an den Facettengelenken und Endplatten für eine Skoliose typische und charakteristische Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung beschrieben werden. Diese Verteilungsmuster sind durch eine während der gesamten Beanspruchungsdauer gegenüber der normalen Wirbelsäule exzentrisch einfallende Resultierende zu erklären. Zum einen findet sich eine Maximalokalisation, die der von Shirazi-Adl (1991) beschriebenen sagittalen Komponente entspricht und durch die ventrale Scherkraft entsteht, zum anderen sind die lateral lokalisierten Maxima Ausdruck einer nach lateral wirkenden Scherkraft.

Putz (1981) beschreibt eine auf einen linienhaften Bezirk eingeschränkte Druckübertragung bei endgradigen Gelenkstellungen der Facettengelenke. Beim Vorgang des einseitigen Hebens, was einer Seitneigung in der Wirbelsäule entspricht, stellt Shirazi-Adl (1991) ebenso Kontaktflächen in den Randbereichen der Facetten fest. Es sei aber betont, dass es sich bei den von Shirazi-Adl errechneten Kontaktflächen nur um eine Momentaufnahme handelt. Überträgt man diese Erkenntnisse auf unsere Studie, so lässt sich das Vorliegen des von uns beobachteten lateral lokalisierten Maximums besser verstehen. Eine Seitneigung in der Wirbelsäule, wie in Shirazi-Adl's Studie führt nämlich zu einer temporären seitlichen Verbiegung in der Wirbelsäule, wie sie bei Skoliosen dauerhaft vorkommt, wobei er bei einer solchen temporären seitlichen Verbiegung eine mögliche Kontaktfläche im lateralen Randbereich beobachtet. Die in unserer Studie untersuchten Dichtemaxima werden jedoch als Ergebnis einer langdauernden Beanspruchungssituation verstanden (Pauwels 1965, 1973, Carter et al. 1984, 1987, Cowin 1986, Kummer 1978).

Die Gegenüberstellung der Ergebnisse an den lumbalen Facetten einer gesunden Wirbelsäule von Müller-Gerbl (Putz und Müller-Gerbl 1996) und den Ergebnissen dieser Studie verdeutlicht noch einmal die veränderte und asymmetrische Beanspruchungssituation bei Skoliosen (Abb. 32 und 33).

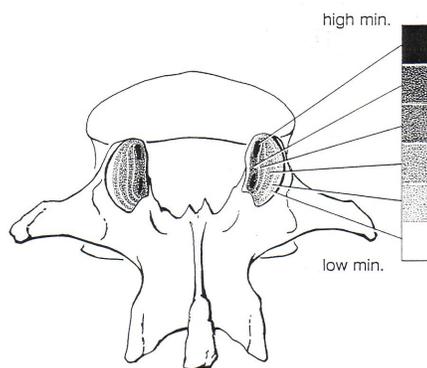


Abb. 32: Subchondrale Mineralisierung der Facettengelenke in der Lendenwirbelsäule (Putz und Müller-Gerbl 1996)

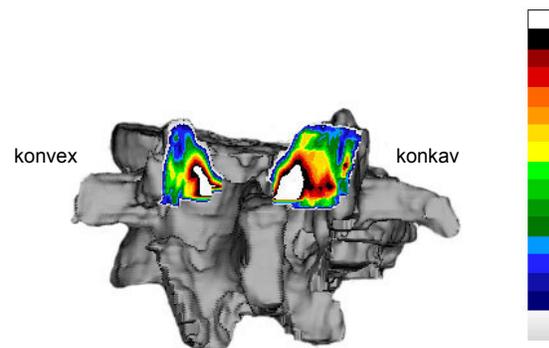


Abb. 33: Mineralisierungsmuster der lumbalen Facettengelenke bei Skoliose

Der Seitenvergleich lässt wieder eine Bevorzugung der konkaven Seite erkennen. Dass die Befunde an den lumbalen Scheiteln deutlicher waren, ist durch die höhere Belastung in diesem Bereich der Wirbelsäule, der mehr Gewicht trägt als kranialere

Abschnitte, zu erklären. Das Überwiegen der Befunde auf der konvexen Seite, wie es im Übergangsbereich kranial der lumbalen Scheitel bei drei Präparaten gefunden wurde, kann als Ergebnis einer der Krümmung entgegenwirkenden Kraft und somit Beanspruchung durch die muskuloligamentären Strukturen der konvexen Seite verstanden werden, welche versuchen, die Krümmungsentwicklung aufzuhalten.

Die bei Ws 41 und Ws 5 insgesamt beobachtete Verminderung der Anzahl und Intensität der Dichtemaxima ist durch die ausgeprägte knöcherne Fixierung zu erklären, die bei diesen beiden Präparate durch eine Vielzahl osteophytärer Anbauten und Verknöcherungen im Bereich der Gelenkspalten vorhanden war. Es ist anzunehmen, dass bei diesen Patienten durch die Fixierung die Mobilität und das Ausmaß der segmentalen Gelenkbewegungen in der ganzen Wirbelsäule eingeschränkt waren, was letztlich zu einer verminderten Gesamtbeanspruchung der Gelenkflächen führt, so dass die Mineralisierung der subchondralen Knochenlamelle vermindert ist.

An den Endplatten fanden sich die Maxima vorwiegend in den äußeren konkavseitigen Quadranten der Endplatten (vergleiche Abb. 18, Kapitel 2.2.5). Wieder waren die Befunde an den lumbalen Scheiteln am deutlichsten. Die beschriebene Verteilung war durch die Krümmungsbereiche hinweg sehr einheitlich. Man kann sozusagen den Verlauf der Krümmung an den Maximalokalisationen ablesen. Diese Lokalisation ist das Ergebnis einer exzentrisch einfallenden Resultierenden, wie sie auch von Stokes (1997) und Wever et al. (1999) beschrieben wird. Sie verläuft nicht durch die Mitte der Bandscheiben, sondern fällt lateral und leicht zu den Wirbelkörperendplatten geneigt ein. Die Ergebnisse zeigen, dass die Endplatten als Element der anterioren Säule durch die longitudinal wirksamen Kompressionskräfte vermehrt konkavseitig beansprucht sind.

Eine entscheidende Frage ist, wie sich die offensichtliche Diskrepanz der Befunde erklären lässt, dass zum einen konkavseitig auf Grund der großen longitudinalen Kompression die Wirbelkörperhöhe vermindert ist, auf der selben Seite jedoch auch eine Zunahme der Mineralisierung zu beobachten ist, die das Korrelat eines zusätzlichen Knochenwachstum als Antwort auf erhöhten Druck darstellt?

Dieser scheinbare Widerspruch ist der morphologische Ausdruck des Paradoxon zwischen dem Wolff'schen Gesetz und dem Hueter-Volkman-Gesetz. Nach dem Wolff'schen Gesetz wird Knochen unter abnormer Beanspruchung umgebaut, bis sich die Struktur an die neue Beanspruchung angepasst hat, wobei eine vermehrte

Beanspruchung zum Knochenanbau, eine verminderte Beanspruchung zum Verschwinden von Knochenstruktur führen kann (Wolff 1892). Das Hueter-Volkmanngesetz besagt, dass die Wachstumsgeschwindigkeit der Epiphysenknorpel bei zunehmendem axialem Druck ansteigt, jedoch ein massiver Druckanstieg das Wachstum ganz zum Erliegen bringen kann (Debrunner 1994). So resultiert ein erhöhter longitudinaler Druck in Wachstumsrichtung (als Ausdruck des Hueter-Volkmanngesetzes) in einem verminderten longitudinalen epiphysalen Wachstum, was sich in der Keilform der Wirbel zeigt, aber gleichzeitig (im Sinne des Wolff'schen Gesetzes) auch in einem vermehrten appositionellen Knochenwachstum (Wever et al. 1999). Es gibt also knöcherne Veränderungen, die mehr als Ergebnis eines gehemmten Wachstums entstehen, aber auch Veränderungen, die auf Grund von Anpassungsvorgängen stattfinden. Korrespondierend dazu beschrieben Stillwell et al. (1962) eine auf der konkaven Seite verringerte Chondro- und Osteogenese und einen vorzeitigen Wachstumsstopp in der Knorpelendplatte der Wirbelkörper. Ebenso zeigte Enneking et al. (1969) für die oberen und unteren Gelenkfortsätze, dass auf der konkaven Seite eine gestörte Chondro- und Osteogenese vorlag, die auf der konvexen Seite nicht zu beobachten war. Zudem scheint es wichtig, die von Roberts et al. (1993, 1996) angesprochene Verknüpfung zwischen der Mineralisierung der Endplatten und der Funktion der Bandscheibe miteinzubeziehen. Durch die Keilform der Wirbel wird die Kraft nicht gleichmäßig übertragen und die gleichmäßige Druckverteilung der Bandscheibe ist nicht gewährleistet. Die durch die einseitige Beanspruchung entstehende erhöhte Mineralisierung in den Endplatten auf der konkaven Seite führt dazu, dass auf dieser Seite der Nährstoffaustausch vermindert und die Integrität der Bandscheiben weiter gestört ist. Zahlreiche Studien bestätigen hierzu, dass Veränderungen der Bandscheiben bei Vorliegen einer Skoliose vorhanden sind. (Crean et al. 1997, Duance et al. 1998, Antoniou et al. 2001). Diese Vorgänge sind nicht ursächlich für die Skolioseentstehung, sondern das Resultat der asymmetrischen Beanspruchung. Jedoch verschlechtert sich die hydrodynamische Funktion noch zusätzlich und der Vorgang der Druckübertragung ist weiter gestört.

4.3.3 Mineralisierungsgrad des subchondralen Knochens

Um die Reaktionen in der subchondralen Knochenlamelle im Sinne einer adaptiven Reaktion des Knochens auf Beanspruchung quantitativ darzustellen, wurde der Mineralisierungsgrad der subchondralen Zone bestimmt.

Es wurde festgestellt, dass der absolute Calciumwert an den Facettengelenken bei allen Wirbelsäulen von kranial nach kaudal zunimmt, was durch die Größenzunahme der Gelenkflächen, sowie die größer werdende Beanspruchung durch Summation der von kranial einwirkenden Kräfte in den weiter kaudal gelegenen Wirbelsäulenregionen erklärt wird. Die Befunde an den Endplatten bestätigen diesen Zusammenhang, wo ebenfalls eine deutliche Zunahme des absoluten Calciumwertes von kranial nach kaudal erfolgte. Die Endplatten zeigten jedoch schon hier geringe Schwankungen, die durch eine maximal erhöhte Mineralisierung an den stark beanspruchten Scheiteln entstehen. Das auffällige Absinken der Werte bei Ws 41 und 36 ist durch fehlende Werte auf Grund destrukturierter Endplatten entstanden.

Der Vergleich der Präparate anhand des in Relation zur Gelenkflächengröße stehenden Calciumwertes (relativer Calciumgehalt in mgCa/ml) zeigt, dass der Mineralisierungsgrad der Facettengelenke und der Endplatten über die Wirbelsäule hinweg mit geringfügigen Schwankungen weitgehend konstant ist, jedoch innerhalb der Präparate dieser Studie deutliche Unterschiede bestehen. Die deutlichsten Schwankungen sind in den Scheitelbereichen festzustellen, wo Zonen intensiver Beanspruchung vorliegen. Man könnte vermuten, dass die Wirbelsäulen mit der stärksten Krümmung – Ws 41 und Ws 5 – den höchsten Mineralisierungsgrad aufweisen. Jedoch ließen diese an den Facettengelenken im Vergleich zu den anderen Präparaten den geringsten Mineralisierungsgrad erkennen. Die Erklärung hierfür liegt, wie bereits bei der Interpretation anderer Befunde an diesen beiden Präparaten deutlich wurde, daran, dass hier die Beanspruchung der Facettengelenke durch die starke strukturelle Fixierung herabgesetzt ist. Auch Präparat 36, das geringe Zeichen einer Fixierung aufwies, war niedriger mineralisiert. Die Präparate 59, 62 und 49 zeigten demgegenüber einen höheren Mineralisierungsgrad. Hier sind die Wirbelsäulen weniger fixiert, so dass die Beanspruchung entsprechend höher ist.

Auch beim Vergleich des relativen Calciumgehaltes an den Endplatten konnte eine verminderte Mineralisierung bei Präparat 41 nachgewiesen werden. (Die Werte von Ws 5 fehlen aus den beschriebenen Gründen.) Die Unterschiede zwischen den Präparaten waren aber relativ gering und konnten nicht so deutlich beschrieben werden, wie bei den Facettengelenken. Dies ist möglicherweise als Zeichen dafür zu werten, dass die Facettengelenke empfindlicher auf Veränderungen der Lastverhältnisse und Beanspruchung reagieren als die Endplatten (Lorenz und Vanderby 1983, Hedman 1992, Cavanaugh et al. 1996, Fujiwara et al. 2000).

Durch den intraindividuellen Vergleich des Mineralisierungsgrades zwischen linker und rechter Seite an Facettengelenken und Endplattenhälften konnten erhebliche Asymmetrien aufgezeigt werden: Erwartungsgemäß waren die konkaven Seiten überwiegend höher mineralisiert, da sie mechanisch höher beansprucht sind. Für die Endplatten konnte dies sehr einheitlich gezeigt werden. An den Facettengelenken ergab sich jedoch, dass gerade am Scheitel der Unterschied zwischen den Seiten nicht so deutlich war und sogar Erhöhungen auf der konvexen Seite gefunden wurden. Besonders Präparat Ws 41 wies eine konvexe Erhöhung im Scheitelbereich auf, wobei im oberen und unteren Krümmungsbereich noch eine konkave Erhöhung vorlag. Hier bestand dieses Verteilungsmuster auch bei den Endplatten. Die Untersuchung der Flächengrößen ergab, dass die konkave Seite größer war als Antwort auf erhöhten Druck. Hier mag eine mögliche Erklärung für konvexseitige Mineralisierungserhöhungen liegen, da sich bei Berechnung des relativen Calciumwertes, der ja die Gelenkflächengröße berücksichtigt, der Wert an den konvexen Facetten erhöhen kann, wenn dort ein erhöhter absoluter Calciumwert jedoch gleichzeitig eine kleinere Gelenkfläche vorliegt. Es ist aber auch zu beachten, dass der Scheitelbereich ein sehr stark beanspruchter Bereich in der Krümmung ist und hier nicht nur Beanspruchung im Sinne von Kompression auf die konkave Facette erfolgen kann, sondern auch Zug- und Biegebeanspruchung auf der konvexen Seite vorliegen. Diese mag durch muskuloligamentäre Strukturen entstehen, die Kräfte an den Gelenken wirksam werden lassen, beim Versuch der Krümmungsentwicklung entgegenzuwirken. Dies kann sich ebenso in einer Erhöhung der subchondralen Mineralisierung niederschlagen (Jacobs et al. 1997, Eckstein et al. 1999). Zudem kann auch am konvexen Gelenkfortsatz eines Scheitelwirbels eine vermehrte Beanspruchung durch Kompression im Randbereich bestehen, da er, wie bei der Druckübertragung an den Facettengelenken der gesunden Wirbelsäule erklärt, einen Hebelpunkt bei Rotationsbewegungen darstellt (Putz und Müller-Gerbl 1996). An den konvexen Fortsätzen kann bei Vorliegen einer skoliotischen Deformität, bei der definitionsgemäß eine Rotation der Wirbelkörper auftritt, welcher der konvexe Fortsatz entgegensteht, langfristig eine solche Hebelpunktposition im Randbereich des Gelenkfortsatzes aufrechterhalten werden. Ebenso beobachteten Giles und Taylor (1984) an den Facettengelenken von Haltungsskoliosen, dass im Scheitelbereich und im lumbosakralen Übergang auf der konvexen Seite der Gelenkknorpel dünner, der subchondrale Knochen jedoch dicker war. Diese Skoliosen sind wegen fehlender

Fixierung noch relativ flexibel. Sie zeigen aber auch die konvexseitigen mechanischen Vorgänge, die der Krümmungsentwicklung entgegenstehen.

Das konvexseitige Überwiegen unterhalb der lumbalen Scheitel ist, wie schon bei den Untersuchungen zur Makroskopie und der Maximalokalisation festgestellt, durch die zum Sakrum hin bestehende Fixation erklärbar, so dass eine Art Widerlager für die Krümmung besteht. Schon bei einer gesunden Wirbelsäule werden die Facettengelenke in diesem Bereich durch die Lordose stark beansprucht (Kummer 1981). Durch die asymmetrische Veränderung bei einer Skoliose geraten die Gelenke dann zusätzlich einseitig unter Stress, so dass die konvexen Bereiche stärker beansprucht sind. Hierauf reagiert der subchondrale Knochen mit einer Erhöhung der Mineralisierung.

4.4 Abschlussdiskussion

Die Ziele unserer Studie waren, zum einen die morphologischen Wirbelveränderungen zu beschreiben und ihre Abhängigkeit zum Schweregrad der Krümmung und dem Ausmaß der strukturellen Fixierung zu untersuchen. Zum anderen erwarteten wir auf Grund der veränderten Beanspruchungssituation in einer skoliotischen Wirbelsäule skoliosetypische Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung, um davon ausgehend die in einer Skoliose vorherrschenden Kräfteverhältnisse beurteilen zu können. Bei der Untersuchung der skoliotischen Wirbelsäule konnten die intrinsischen Wirbeldeformitäten nachgewiesen werden, die charakteristisch für den skoliotischen Wirbel sind und mögliche Fehlerquellen für abweichende Befunde erkannt werden. Zudem wurden besonders auf Ebene der Facettengelenke über die 3-D-Rekonstruktion und die Messung der transversalen Facettengelenkwinkel bestehende Asymmetrien aufgezeigt und ein Verhältnis zum Krümmungsausmaß hergestellt. Die Facettengelenkwinkel der konkaven Seite waren deutlich spitzer als die der konvexen Seite, wobei eine Proportionalität zwischen dem Cobb'schen Krümmungswinkel und der Differenz der Winkel beider Seiten bestand, was als Ausdruck einer Abhängigkeit zum Schweregrad der Erkrankung gewertet werden kann. Die veränderte Ausrichtung der gewöhnlich eher sagittal eingestellten lateralen Anteile der Gelenkfortsätze, die bei Skoliosen auf der konkaven Seite weniger sagittal sondern deutlich frontaler ausgerichtet sind, weist dabei auf eine erhöhte Beanspruchung dieser Anteile durch Druckkräfte hin. Diese wirken – in der Frontalebene betrachtet – nach lateral und führen so zur frontalen Einstellung

der Gelenkfortsätze. Ergänzend hierzu fanden sich konkavseitige osteophytäre Anbauten vorwiegend an den Wirbelsäulen mit stärkerem Krümmungsausmaß, was wiederum den Zusammenhang zwischen Morphologie und Krümmungsausmaß zeigt. Insgesamt werden die beschriebenen morphologischen Veränderungen als Resultat einer asymmetrischen Beanspruchungssituation angesehen, wie sie bei skoliotischen Wirbelsäulen vorliegt.

Durch die Bestimmung der Mineralisierungsverteilung und des Mineralisierungsgrades des subchondralen Knochens der Facettengelenke und Endplatten konnte das Antwortverhalten der gelenkigen Verbindungen auf mechanische Beanspruchung untersucht werden. Dabei wird die „loading history“ (Carter 1984), also die Beanspruchung über einen langen Zeitraum, für die beobachteten Veränderungen verantwortlich gemacht. Auf diese Weise sind Aussagen über die den Veränderungen zu Grunde liegenden Kräfte möglich. Zudem konnten an skoliotischen Wirbelsäulen nach unserem Kenntnisstand erstmals für eine Skoliose typische Verteilungsmuster in der Mineralisierung beschrieben werden, die eine Abhängigkeit zu Form, Ausprägungsgrad und Ausmaß der strukturellen Fixierung erkennen lassen. Es zeigt sich, dass bei Skoliosen eine sehr asymmetrische Beanspruchung vorliegt, die durch verschiedene Kraftkomponenten zustande kommt: in der anterioren Säule eine in longitudinaler Richtung wirkende Kompressionskraft, die – im Gegensatz zur gesunden Wirbelsäule – nicht durch die Mitte des Wirbelkörpers sondern konkavseitig und schräg auf den Wirbel auftrifft. Sie resultiert in einer nach konvex gerichteten lateralen Scherkraft und lässt den Wirbelkörper nach konvex drehen. In der posterioren Säule sind neben der nach ventral wirkenden Scherkraft vor allem nach lateral wirksame Scherkräfte vorhanden, wobei sowohl Kompressionskräfte vorliegen, die mehr auf der konkaven Seite wirken, als auch Zugkräfte, die die mehr auf der konvexen Seite wirksam werden. Eine mechanische Bevorzugung der konkaven Seite, d.h. ein langfristiges Überwiegen der Beanspruchung, ist bei sehr langem Bestehen einer schwerwiegenden Krümmung mit deutlicher Fixation sehr einheitlich vorhanden. Bei noch nicht so starker Fixation sind auch konvexseitige Beanspruchungsvorgänge, die durch der Krümmungsentwicklung entgegenwirkende Strukturen verursacht werden, vorhanden, da eine vermehrte Mobilität und ein größeres Ausmaß der segmentalen Gelenkbewegungen in der Wirbelsäule möglich ist. Gleichzeitig konnte gezeigt werden, dass bei geringerer knöcherner Fixierung die Beanspruchung aller untersuchten Gelenkstrukturen des jeweiligen Präparates höher

war, was aus dem erhöhten Calciumgehalt des subchondralen Knochens der Facetengelenke entsprechender Präparate dieser Studie erkennbar wird. Die Beurteilung dieser Gesamtbeanspruchung wird dabei durch einen interindividuellen Vergleich des Calciumgehaltes in mg/ml zwischen den Wirbelsäulen dieser Studie ermöglicht. Obgleich in der Literatur einige Erklärungsmodelle zu den Kräfteverhältnissen bei skoliotischen Wirbelsäulen vorhanden sind (Roaf 1983, Stokes 1997, Wever et al. 1999) wurde abschließend von uns auf Basis unserer Untersuchungsergebnisse ein eigenes Modell entwickelt, das – den Wirbel mit seiner skoliosetypischen Morphologie im Zentrum – die Kräfteverhältnisse mit ihren wesentlichen Komponenten darstellt. Roaf (1983) liefert zwar eine ausführliche Analyse der Kraftverhältnisse und stellt einen Zusammenhang zur Krümmungsentwicklung der Wirbelsäule her, jedoch beschränkt er sich bei der Darstellung weitgehend auf den Brustwirbel. Zudem beurteilt er nur theoretisch das Überwiegen einzelner Kraftkomponenten auf der konkaven und konvexen Seite, wobei ein deutlicher Zusammenhang zu eigenen morphologischen Untersuchungsbefunden nicht hergestellt wird.

Stokes (1997) dagegen zieht seine Schlussfolgerungen anhand von eigenen Untersuchungsergebnissen eines Computermodells, mit dem er quantitativ die Kräfte und deren Einwirkungsrichtung auf den skoliotischen Wirbel berechnet. Er erklärt zudem die Bedeutung seiner Beanspruchungsanalyse für die Progression skoliotischer Krümmungen. Allerdings ist seine Beurteilung nur auf den Wirbelkörper, also auf den vorderen Säulenanteil beschränkt, eine Bewertung der Beanspruchung im Bereich der hinteren Säule wird nicht durchgeführt.

Wir schließen uns daher mit unserer Beurteilung der Kraftverhältnisse teilweise dem Modell von Wever et al. (1999) an, welches eine ausführliche Beurteilung von vorderer und hinterer Säule enthält. Zudem basieren deren Erkenntnisse auf einer Studie morphologischer Befunde an skoliotischen Wirbeln, wobei lediglich zwei Wirbelsäulen als Material dienten. Jedoch sind wir der Meinung, dass die Analyse im Bereich der posterioren Säule noch weiter differenziert werden sollte. Darüber hinaus haben wir in unserer Studie die Möglichkeit zusätzlich zu morphologischen Wirbelveränderungen, auf Grund der Analyse von Verteilungsmustern der Mineralisierung und des Mineralisierungsgrades der subchondralen Knochenplatte, auch Aussagen über die Spannungsverteilung in einer skoliotischen Wirbelsäule treffen zu können. Wie in allen gängigen Modellen vorgeschlagen verstehen wir die von uns beobachteten Mineralisierungsmuster an den Endplatten als Ergebnis einer exzentrisch einfallenden

und in der Frontal- und Sagittalebene geneigten Gelenkresultierenden während des gesamten Zeitraums der Beanspruchung (Roaf 1983, Stokes 1997, Wever et al. 1999), die im Wesentlichen durch Kompression entsteht. Um die Entstehung der Mineralisierungsmuster insbesondere an den Facettengelenken verstehen zu können, muss das Kräftesystem differenziert analysiert werden: die Neigung der Resultierenden in der Wirbelsäule wirkt sich bei einer skoliotisch deformierten Wirbelsäule nämlich multidirektional aus. Zum einen kann die Resultierende, wie bei der Beschreibung der Druckübertragung in der gesunden Wirbelsäule erklärt wurde, in eine longitudinale Normalkraft und eine tangential Scherkraft zerlegt werden, die – bei Betrachtung von der Seite – abhängig von der segmentalen Lokalisation und der Neigung der Gelenkflächen zur Sagittalebene zu einer mehr oder weniger starken Aufnahme von ventralen Scherkräften an den Facettengelenken führt (Kummer 1981, Putz 1981, 1983, 1985, 1996, Müller-Gerbl 1992).

Die Darstellung der Kräfteverhältnisse wird durch die folgenden Abbildungen verdeutlicht, wobei eine Unterscheidung zwischen anteriorer (Abb. 34 A-B) und posteriorer Säule (Abb. 34 C-D) durchgeführt wird. Hierzu wurden die hauptverantwortlichen Kraftkomponenten mit Pfeilen dargestellt und ihre Einwirkungsrichtung auf einen Scheitelwirbel, im Modell durch das Bild einer 3-D-Rekonstruktion dargestellt, einer skoliotischen Wirbelsäule eingezeichnet:

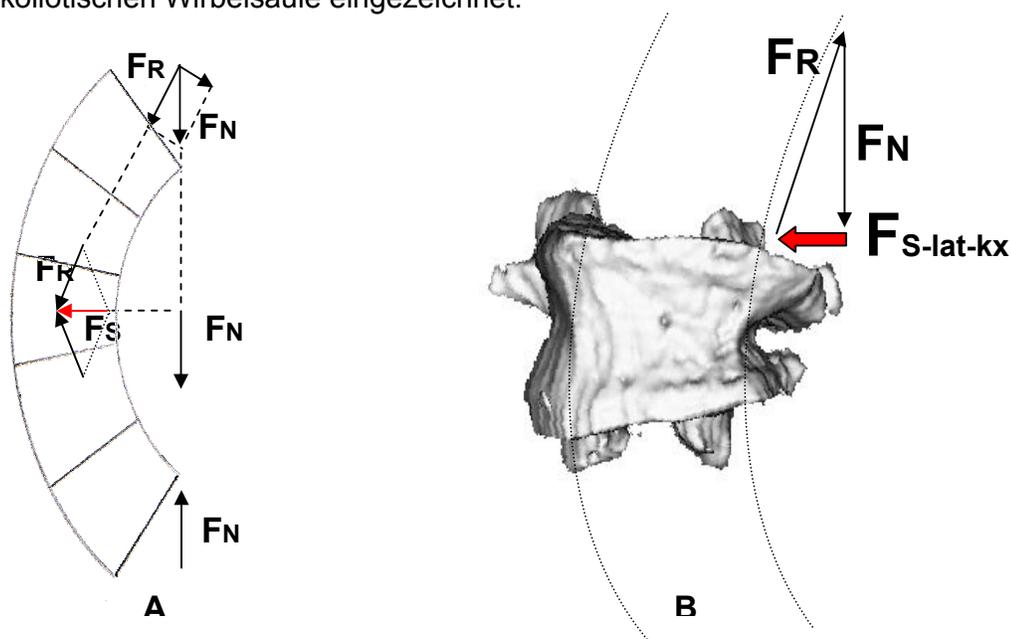


Abb 34-A: allgemeine Darstellung der Kräfteverhältnisse in einer gekrümmten Wirbelsäule

FN: axiale Normalkraft, FR: Resultierende, FS: laterale Scherkraft

Abb.34-B: Kräfteverhältnisse am apikalen Wirbel in der anterioren Säule als Kräftedreieck

FN: axiale Normalkraft, FR: Resultierende, FS-lat-kx: nach konvex gerichtete laterale Scherkraft

Es ist allgemein bekannt, dass eine skoliotische Wirbelsäule definitionsgemäß eine starke Deformierung in der Frontalebene aufweist. Daher sollte jede Analyse der Kräfteverhältnisse auch bei Betrachtung der Wirbelsäule von hinten – also in der Frontalebene – erfolgen. Dabei wird deutlich, dass bei Zerlegung der Resultierenden neben der Normalkraft, die in senkrechter Richtung wirkt, die Tangentialkraft – abhängig von der Neigung der Gelenkflächen zur Frontalebene – zu einer Druckübertragung von Scherkräften in lateraler Richtung führt.

An den Endplatten als Element der anterioren Säule steht im Wesentlichen die Aufnahme der senkrechten Normalkraft im Vordergrund. Diese trifft bei einer ungekrümmten Wirbelsäule gerade auf die Wirbelkörper auf und ruft gleichzeitig immer eine in die entgegengesetzte Richtung wirkende Kraft hervor. Da die skoliotische Wirbelsäule jedoch gekrümmt ist, trifft die Normalkraft nicht senkrecht sondern geneigt auf den Wirbelkörper auf und wirkt exzentrisch auf die konkaven Flächenhälften (vgl. Abb. 32 A). Auf der Ebene des Scheitelwirbels trifft sie ebenso geneigt auf den Wirbel auf. Dabei entsteht eine laterale Scherkraft, die in konvexer Richtung wirkt und zur Wirbelkörperrotation führt. Abbildung 32 B verdeutlicht noch einmal die Kräfteverhältnisse fokussiert auf den apikalen Wirbel. Dargestellt sind die geneigte Resultierende, die senkrechte Normalkraft und die in die konvexe Richtung wirkende laterale Scherkraft (F_s -lat-kx). In der subchondralen Knochenlamelle der Endplatten sind als morphologisches Korrelat dieser Druckübertragung die Mineralisierungsmuster in den äußeren konkavseitigen Quadranten lokalisiert und die Endplatten weisen eine asymmetrische Form mit Vergrößerung der konkaven Flächenhälften auf.

Die Darstellung der Kräfteverhältnisse in der posterioren Säule wird durch die Abbildungen 34 C und D dargestellt. An den Facettengelenken finden sich als morphologisches Korrelat der Druckübertragung der nach ventral gerichteten Scherkraft im medialen und zentralen Bereich entsprechende Mineralisierungsmuster, die bei den meisten Präparaten auf der konkaven Seite deutlich größer und intensiver sind (Kummer 1981, Shirazi-Adl 1991, Müller-Gerbl 1992). Die zusätzlichen Dichtemaxima in den lateralen und konkaven Quadranten entsprechen einer auch im posterioren Säulenanteil vorhandenen nach lateral gerichteten Scherkraft.

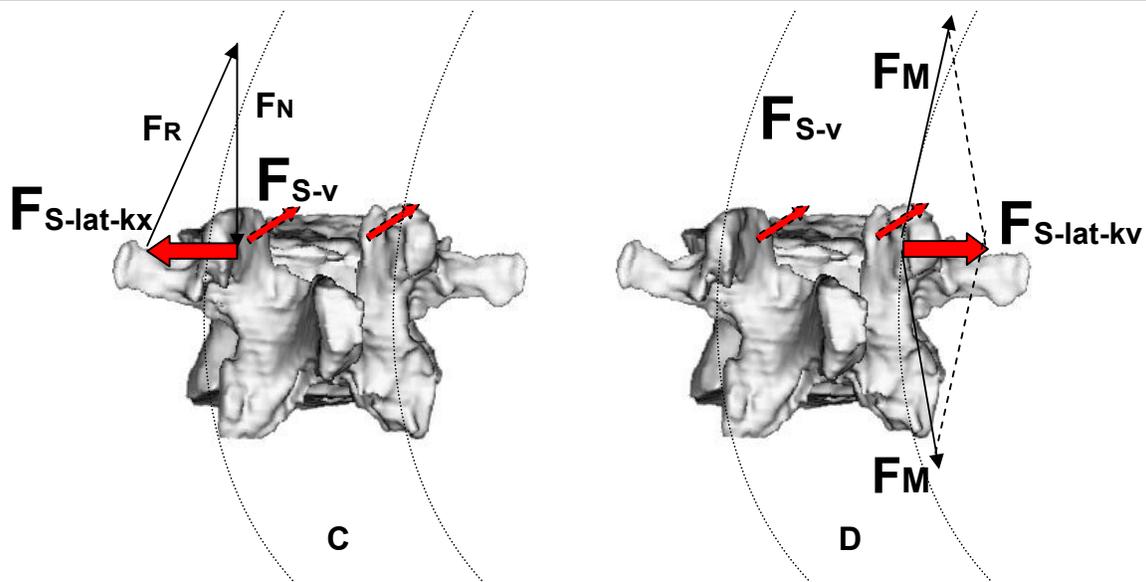


Abb 34-C: Kräfteverhältnisse in der posterioren Säule: Modell 1 mit überwiegender Beanspruchung der konvexen Facette: F_R : Resultierende, F_N : axiale Normalkraft, $F_{S-lat-kx}$: nach konvex gerichtete laterale Scherkraft, F_{S-v} : nach ventral gerichtete Scherkraft.

Abb. 34-D: Kräfteverhältnisse in der posterioren Säule: Modell 2 mit überwiegender Beanspruchung der konkaven Facette: F_M : Zugrichtung der Muskeln $F_{S-lat-kv}$: nach konkav gerichtete lateral Scherkraft, F_{S-v} : nach ventral gerichtete Scherkraft.

Für die posteriore Säule vermuten wir jedoch zwei grundsätzlich verschiedene Modelle der Krafteinwirkung, da bei manchen Präparaten die zusätzlichen Dichtemaxima überwiegend auf der konkaven Seite, bei anderen jedoch auf der konvexen Seite vorlagen. Daher schlagen wir ein Kräftemuster vor, bei dem neben der Druckübertragung der ventralen Scherkraft eine laterale Scherkraft vorhanden ist, die auf die konvexe Facette einwirkt (Abb. 34-C, Modell 1) und zudem ein Kräftemuster, bei dem die laterale Scherkraft auf die konkave Facette einwirkt (Abb 34-D, Modell 2). Die Dichtemaxima an den konvexen Facetten werden durch eine laterale Scherkraft verursacht, die auf die konvexe Facette einwirkt. Sie entsteht zum einen vermutlich als Ergebnis von Zugkräften, die durch ligamentäre und muskuläre Strukturen aufgebracht werden und versuchen der Deformität in der Frontalebene entgegenzuwirken und ein weiteres Fortschreiten zu verhindern. Gleichzeitig wird dadurch die konkave Facette etwas entlastet, was zusätzlich als Erklärung für die konvexseitige Mineralisierungserhöhung dienen kann. Zusätzlich kann der konvexe Gelenkfortsatz am Scheitelwirbel unter vermehrte Druckbeanspruchung im Randbereich geraten, da er bei Vorliegen einer Skoliose langfristig eine Hebelpunktposition einnehmen kann, wie sie bei Rotationsbewegungen vorkommt (Putz und Müller-Gerbl 1996).

Bei den Präparaten mit konkavseitigen Dichtemaxima lässt sich das Mineralisierungsverhalten durch Zugkräfte muskuloligamentärer Strukturen erklären, die versuchen, der Rotation des Wirbelkörpers nach konvex entgegenzuwirken und zur Verbiegung des Dornfortsatzes in die konkave Richtung führen, wie es Wever et al. (1999) fordern. Hierbei tritt eine laterale Scherkraft auf, die auf die konkave Facette einwirkt. Der Hauptanteil wird dabei von Muskelfasern aufgebracht, die in schräger Verlaufsrichtung zur Längsachse ziehen. Auch durch die transversal verlaufenden verstärkenden Kapselanteile an den Facettengelenken (Putz 1985) werden die Facetten durch Zugkräfte beansprucht. Ebenso ist bekannt, dass derartige Kräfte die Adaptation des subchondralen Knochens beeinflussen (Eckstein et al. 1999). Zusätzlich gerät der konkave Gelenkfortsatz unter vermehrte Beanspruchung im Sinne einer randständigen Kompression, da auch in der posterioren Säule die exzentrisch auf der konkaven Seite einwirkende Normalkraft eine Auswirkung auf die konkaven Facettengelenke haben kann.

Dabei sind wir der Meinung, dass das Vorliegen eines der beiden Kräftemuster von individuellen Faktoren der jeweiligen Präparate beeinflusst wird. Den entscheidenden Einfluss haben dabei vermutlich die Krümmungsstärke und das Ausmaß der Mobilität an einzelnen Lokalisationen innerhalb der Wirbelsäule. Dies kann entscheiden, wie stark das muskuläre Bewegungsspiel an den Facettengelenken ist. Bei einer flexibleren Wirbelsäule können die in schräger und longitudinaler Verlaufsrichtung ziehenden Muskelfasern versuchen, der Krümmungsentwicklung in der Wirbelsäule entgegenzuwirken. Dies kann dazu führen, dass die Wirbelsäule aufgerichtet und letztlich die konkave Seite, die bei einer Krümmung primär komprimiert wird, wieder entlastet wird. Gleichzeitig kommt es zu einer Verschiebung der Hebelpunkte zur konvexen Seite, wodurch die konvexen Facetten unter vermehrte Beanspruchung geraten. Ist jedoch die Krümmung schon stark fortgeschritten und die Wirbelsäule durch strukturelle Fixierung rigider und nicht mehr so nachgiebig, dann lässt die beschriebene entlastende Wirkung der Muskulatur auf der konkaven Seite nach und die Wirbelsäule sackt in passive Strukturen wie Knochen und Bänder zurück, so dass dauerhaft eher die konkave Seite beansprucht wird.

Eine quantitative Beurteilung, wann die konkave oder konvexe Seite mehr beansprucht wird, ist durch die Ergebnisse dieser Studie nicht konkret vorhersagbar. Es bedarf dazu weiterer Studien, um den Zusammenhang zwischen Schweregrad und Mobilität in der skoliotischen Wirbelsäule zu differenzieren. Gleichwohl vermuten wir,

dass die segmentale Flexibilität innerhalb einer skoliotischen Wirbelsäule und somit die entlastende Wirkung von Muskelfasern für die Beanspruchung von konkaver oder konvexer Seite die entscheidenden Parameter sind.

4.5 Ausblicke

Es ist erkennbar, dass mit der CT-OAM eine diagnostische Methode zur Verfügung steht, mit deren Hilfe bei einer skoliotischen Wirbelsäule – insbesondere an den Wirbelkörperendplatten und den Facettengelenken – bestehende Asymmetrien quantifiziert und differenziert analysiert werden können.

Die CT-OAM ist ein nicht invasives Verfahren, das es ermöglicht, die individuelle Beanspruchungsanamnese eines Gelenkes durch Bestimmung des Mineralisierungsgrades im subchondralen Knochen zu erheben. So können die gesunde Biomechanik und mögliche Pathologien untersucht werden. An der Wirbelsäule lassen sich so Aussagen über asymmetrische Lastverhältnisse bei Vorliegen einer Skoliose treffen. Die Ergebnisse können vielleicht in der orthetischen Behandlung der Erkrankung und zu einer früheren und differenzierteren Diagnostik beitragen. Ebenso ist die Planung sowie die Beurteilung des postoperativen Verlaufs von Eingriffen an der Wirbelsäule ein mögliches Anwendungsgebiet, dem die Erkenntnisse dieser Arbeit zu Gute kommen könnten.

Allerdings sei angesichts der für die Patienten bestehenden Strahlenbelastung und des derzeit noch beträchtlichen Zeitaufwandes darauf hingewiesen, dass eine Verbesserung und Beschleunigung der Methode der CT-Osteoabsorptiometrie notwendig ist, um den routinemäßigen Einsatz in Klinik und Forschung zu gewährleisten und so das Wissen um die Erkrankung weiter voranzubringen.

5 Zusammenfassung

Strukturelle Skoliosen sind durch komplexe dreidimensionale Wirbeldeformitäten und eine gestörte Statik der Wirbelsäule charakterisiert. Trotz des Einsatzes vielfältiger diagnostischer Möglichkeiten sind die biomechanischen Erklärungsmodelle zur vorliegenden Gelenksmechanik nicht ausreichend und vollständig. Ziel dieser Studie war es, anhand der Untersuchung von Endplatten und Facettengelenken bei strukturellen Skoliosen bisher fehlende präzise Informationen über die Beanspruchungssituation an den Gelenken der Wirbelsäule zu erhalten, den Zusammenhang zum Schweregrad der Erkrankung herzustellen und davon ausgehend die Kräfteverhältnisse in skoliotischen Wirbelsäulen zu beurteilen.

Hierzu wurden 72 Brust- und 30 Lendenwirbel von sechs skoliotischen Wirbelsäulen unterschiedlicher Ausprägungsgrade untersucht. Durch die 3-D-Rekonstruktionen von CT-Datensätzen der Wirbel und Winkelmessungen auf den CT-Schnittbildern wurden zunächst die Wirbeldeformitäten analysiert. Mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) (Müller-Gerbl 1989) – einem etablierten Verfahren für die Beanspruchungsanalyse von Gelenken – konnte die individuelle Mineralisierungsverteilung der gelenkigen Verbindungen als Maß der längerfristigen Spannungsverteilung in der subchondralen Knochenlamelle dargestellt werden.

Es fanden sich sowohl im Bereich der anterioren wie auch der posterioren Säule deutliche Asymmetrien zwischen konvexer und konkaver Seite, die eine langfristige Beanspruchung der konkaven Seite erkennen lassen. Die Messung der Facettengelenkwinkel an den apikalen Wirbeln wies auf eine deutlich frontale Orientierung der gewöhnlich sagittal ausgerichteten lateralen Anteile der Facettengelenke auf der konkaven Seite hin. Die Differenz der Winkel beider Seiten verhielt sich dabei proportional zum Cobb-Winkel der Wirbelsäulen, wodurch eine Abhängigkeit morphologischer Veränderungen vom Schweregrad der Erkrankung festgestellt werden konnte. Außerdem wurden konkavseitige osteophytäre Anbauten als Zeichen einer strukturellen Fixierung vorwiegend an den Wirbelsäulen mit stärkerem Krümmungsausmaß beobachtet, was als weiterer Hinweis auf den Zusammenhang zum Schweregrad gewertet werden kann. Der intraindividuelle Vergleich des Mineralisierungsverhaltens in den Krümmungen zeigte für die Endplatten eine deutliche Bevorzugung der konkaven Flächenhälften, was sowohl für die Lokalisation der Maxima als auch den Mineralsalzgehalt (mg Ca/ml) des subchondralen Knochens

zutraf. Die Facettengelenke wiesen in den Krümmungen ebenfalls Mineralisierungserhöhungen auf der konkaven Seite auf, am apikalen Wirbel selbst wurden jedoch auch vereinzelte Erhöhungen auf der konvexen Seite gefunden.

An den skoliotischen Wirbeln ließen sich sowohl makroskopisch als auch bezüglich des Mineralisierungsgrades des subchondralen Knochens von Endplatten und Facettengelenken deutliche Asymmetrien nachweisen. Zudem ist eine Abhängigkeit von Form, Ausprägungsgrad und Ausmaß der strukturellen Fixierung erkennbar.

Hinsichtlich der morphologischen Befunde ist eine offensichtliche Diskrepanz der Befunde erkennbar. Zum einen war konkavseitig auf Grund der großen longitudinalen Kompression die Wirbelkörperhöhe vermindert, auf der selben Seite jedoch auch zusätzliches Knochenwachstum wie Osteophytenbildung oder Mineralisierungserhöhung des subchondralen Knochens als Antwort auf erhöhten Druck vorhanden. Dieser scheinbare Widerspruch ist der morphologische Ausdruck des Paradoxon zwischen dem Wolff'schen Gesetz und dem Hueter-Volkman-Gesetz. Danach resultiert erhöhter longitudinaler Druck in Wachstumsrichtung in einem verminderten longitudinalen epiphysalem Wachstum, aber gleichzeitig auch in einem vermehrten appositionellen Knochenwachstum (Wever 1999). Es konnte in unserer Studie gezeigt werden, dass bei skoliotischen Wirbelsäulen knöcherne Veränderungen bestehen, die zum einen (im Sinne des Hueter-Volkman-Gesetzes) als Ergebnis eines gehemmten Wachstums entstehen, was in der Keilform der Wirbelkörper sichtbar wird, zum anderen aber auch Veränderungen vorhanden sind, die auf Grund von Anpassungsvorgängen (als Ausdruck des Wolff'schen Gesetzes) stattfinden, was zu den konkavseitig beobachteten osteophytären Anlagerungen und Knochenspannen und zu Erhöhungen der Mineralisierung des subchondralen Knochens führt.

Abschließend wurde, nach einer sorgfältigen Analyse der morphologischen Veränderungen und ihrer funktionellen Bedeutung in der vorderen und hinteren Säule einer skoliotische Wirbelsäule, von uns ein eigenes Kräftemodell entwickelt und diskutiert, das die Einwirkung der wesentlichen Kraftkomponenten auf den skoliotischen Wirbel darstellt. Dabei wurden Unterschiede zu anderen, in der Literatur vorhandenen Kräftemodellen herausgearbeitet, die in ihren Beurteilungen oft nur auf einzelne Wirbelsäulenanteile begrenzt sind oder einen deutlichen Zusammenhang zu eigenen morphologischen Befunden vermissen lassen. Weiterhin haben wir versucht biomechanische Erklärungen für die Spannungsverteilung in einer skoliotischen Wirbel-

säule zu liefern. Für das auf der konkaven Seite beobachtete Mineralisierungsverhalten in der anterioren Säule sehen wir vorwiegend die exzentrisch und konkavseitig einwirkende Normalkraft als verantwortlich an, die zudem gegenüber der Wirbelkörperendplatte geneigt ist. Hierbei tritt eine laterale Scherkraft auf, die in die konvexe Richtung wirkt und zur Rotation des Wirbelkörpers führt.

Das Mineralisierungsverhalten im Bereich der posterioren Säule spiegelt zum einen die Aufnahme der nach ventral wirkenden Schubkraftkomponente wider, wie sie auch bei gesunden Wirbelsäulen vorkommt (Müller-Gerbl 1992). Bei den meisten Präparaten ist eine deutliche Bevorzugung der konkaven Seite zu erkennen, da dort größere und intensivere Dichtemaxima beobachtet werden können. Die zusätzlichen Dichtemaxima in den lateralen Quadranten, die bei manchen Präparaten auf der konvexen Seite und bei anderen Präparaten auf der konkaven Seite überwiegen, lassen sich durch eine, auch in der posterioren Säule existente, laterale Scherkraft erklären. Für die Spannungsverteilung im posterioren Säulenanteil vermuten wir zwei grundsätzlich verschiedene Modelle, wobei im ersten Fall die laterale Scherkraft mehr auf die konvexe Facette einwirkt, im zweiten Fall mehr auf die konkave Facette. Auf der konvexen Seite sind unserer Meinung nach Zugkräfte muskuloligamentärer Strukturen wirksam, die der seitlichen Abweichung der Wirbelsäule in der Frontalebene entgegenwirken wollen. Dadurch wird die konkave Seite entlastet und die konvexseitigen Facetten geraten unter vermehrte Beanspruchung im Randbereich, da es zu einer Verschiebung der Hebelpunkte zur konvexen Seite kommt, indem sie der Rotation des Wirbelkörpers entgegenstehen. Auch auf der konkaven Seite sind Zugkräfte von schräg zur Längsachse ziehenden Muskelfasern wirksam, die der Rotation des Wirbelkörpers zur konvexen Seite entgegenstehen und zur Verbiegung des Dornfortsatzes führen. Dadurch wird eine nach konkav gerichtete laterale Scherkraft hervorgerufen, wie es schon von Wever (1999) gefordert wurde. Auch die querverlaufenden verstärkenden Fasern der Facettengelenkscapsel können einen Beitrag zu diesen Kräften leisten. Außerdem stehen die konkaven Facetten unter einer starken Druckbeanspruchung, der, auch in der posterioren Säule wirksamen, konkavseitig einfallenden exzentrischen Normalkraft. Wir vermuten, dass dabei individuelle Faktoren der Präparate für das Überwiegen eines der beschriebenen Kräfte Modelle verantwortlich sind. Insbesondere die Krümmungsstärke und das Ausmaß der Mobilität der Wirbelsäule beeinflusst entscheidend das muskuläre Bewegungsspiel an den Facettengelenken und somit die Beanspruchung der jeweiligen

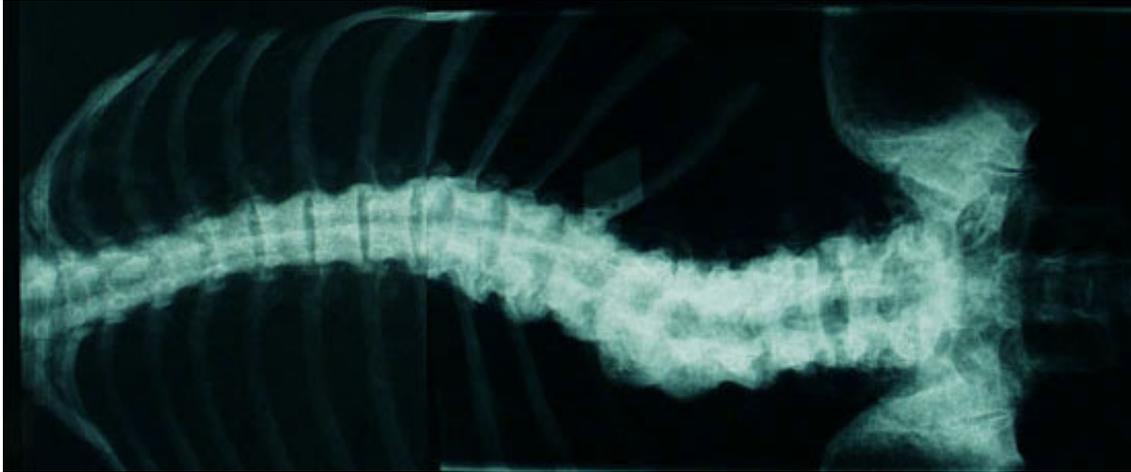
Strukturen. Ist die Wirbelsäule noch flexibel und muskuläre Arbeit durch in Längsrichtung ziehende Muskelfasern möglich, so kann dadurch die konkave Seite entlastet werden und die Beanspruchung erfolgt mehr auf der konvexen Seite, da die Hebelpunkte nach konvex verschoben werden. Ist dagegen die Krümmung stärker fortgeschritten und nicht mehr so flexibel, dass eine entlastende Muskelarbeit wirksam werden kann, dann sackt die Wirbelsäule in passive Strukturen wie Knochen und Bänder zurück und die konkaven Facetten werden stärker beansprucht

Auch wenn anhand der Ergebnisse dieser Studie keine exakte quantitative Berechnung von Kräften möglich ist, vermuten wir auf Grund der morphologischen Befunde dieser Studie, dass der Betrag der Kräfte in den konkaven Krümmungsbereichen größer ist als auf der konvexen Seite. Im Bereich des Scheitelwirbels selbst können jedoch auch maximale Werte auf der konvexen Seite vorkommen. Die entscheidenden Parameter sind unserer Meinung nach die segmentale Flexibilität innerhalb einer skoliotischen Wirbelsäule, die von der Krümmungsstärke abhängig ist und somit über eine mögliche entlastende Wirkung von Muskelfasern und letztlich über die Beanspruchung von konkaver oder konvexer Seite entscheiden. Eine quantitative Analyse der auf die Facettengelenke einwirkenden Kräfte bei Skoliosen mit unterschiedlicher Krümmungsstärke und unterschiedlicher Flexibilität könnte diese Frage möglicherweise klären.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen zudem, dass der Einsatz der CT-OAM in Klinik und Forschung wertvolle Erkenntnisse für die Beurteilung und Planung operativer Wirbelsäuleneingriffe insbesondere bei skoliotischen Wirbelsäulen liefert.

6 Anhang

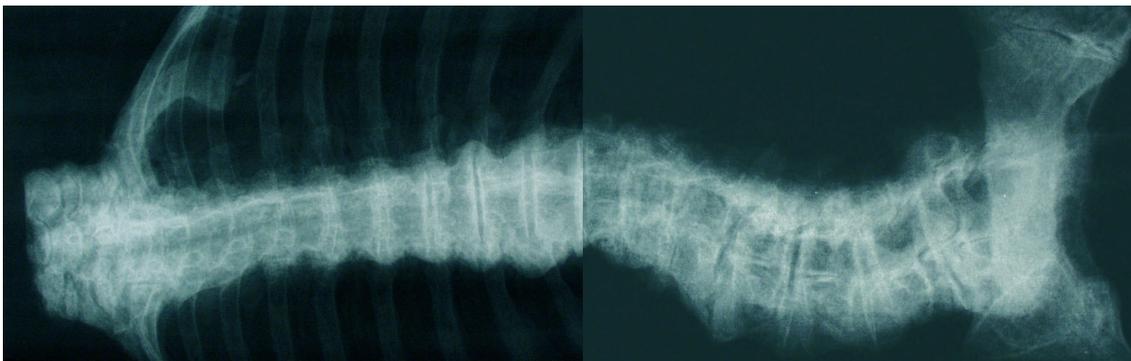
6.1 Röntgenbilder



Ws 62, pa



Ws 59, pa



Ws 49, pa



Ws 41, pa



Ws 36, pa



Ws 5, pa

6.2 Mineralisierungsgrad der subchondralen Knochenplatte

6.2.1 Diagramme zum intraindividuellen Vergleich des relativen Calciumgehaltes an den Facettengelenken

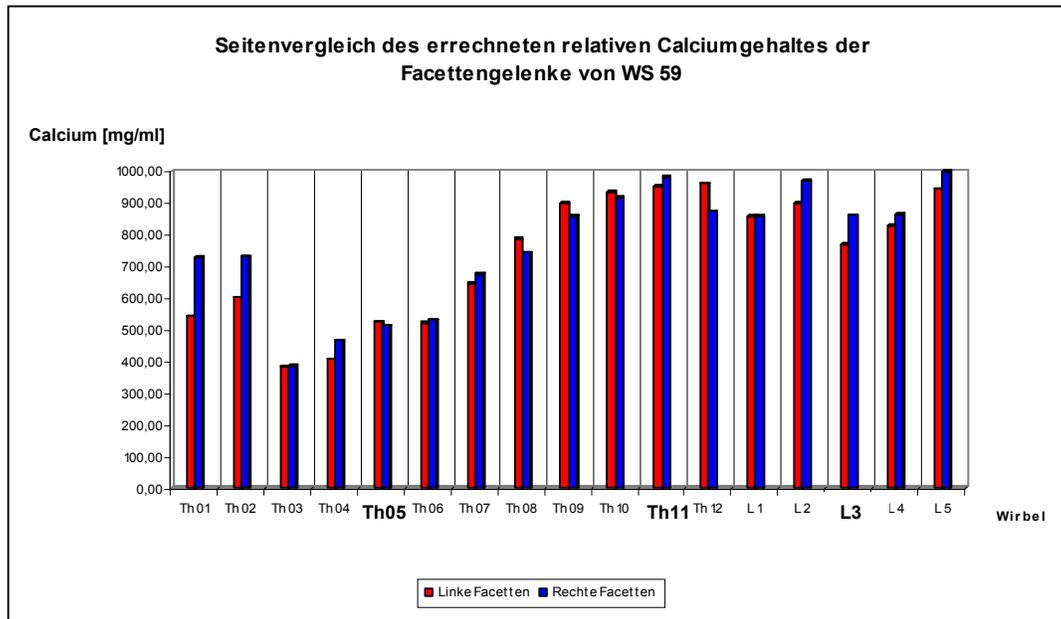


Abbildung 35: Darstellung des relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Facettengelenke im Seitenvergleich von Ws 59

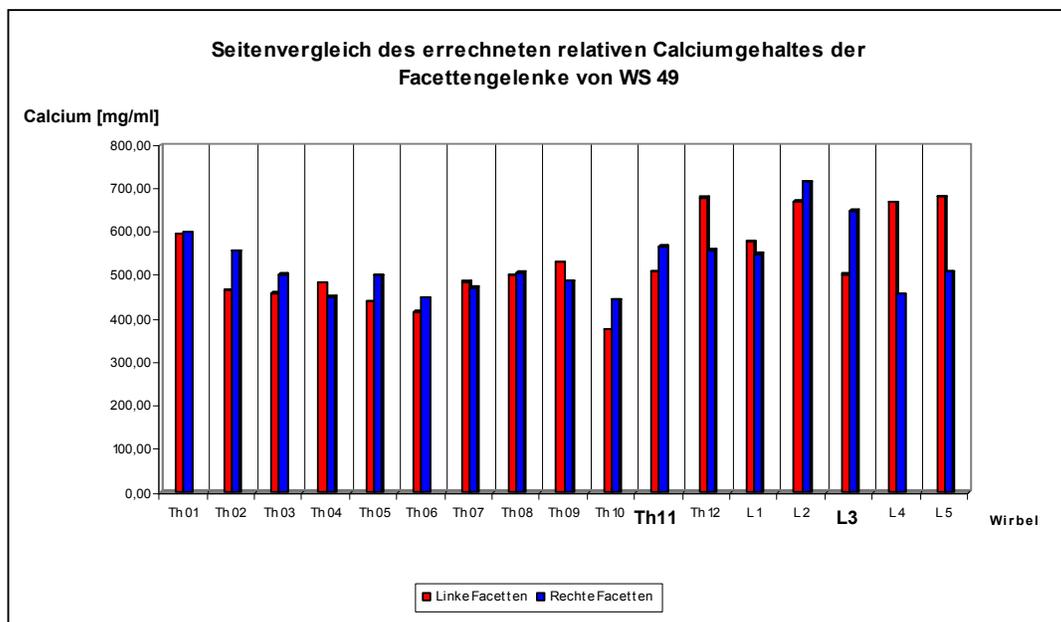


Abbildung 36: Darstellung des relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Facettengelenke im Seitenvergleich von Ws 49

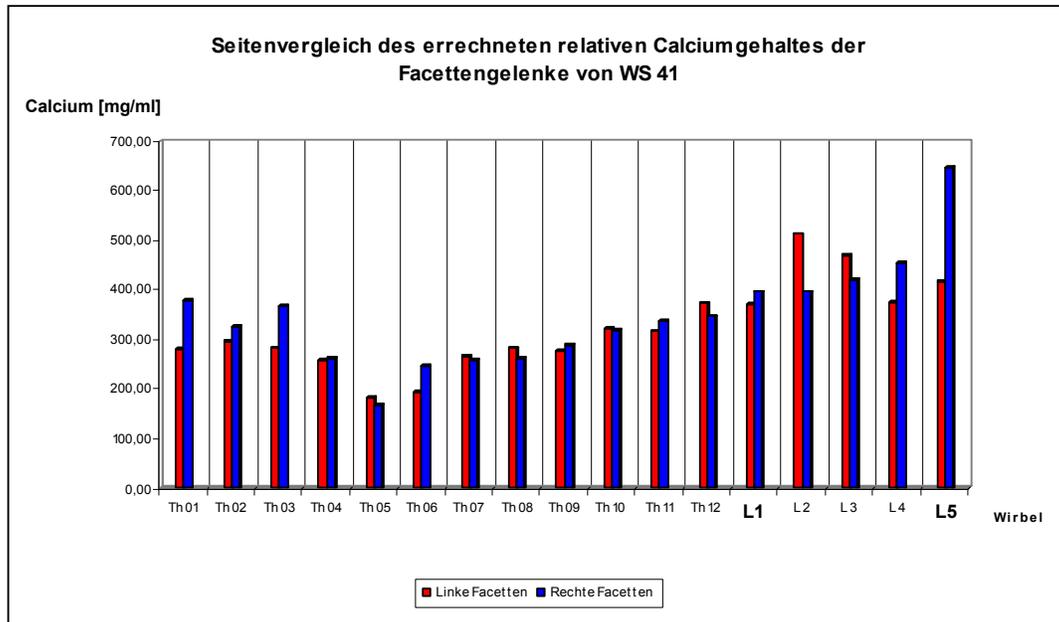


Abbildung 37: Darstellung der relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Facettengelenke im Seitenvergleich von WS 41

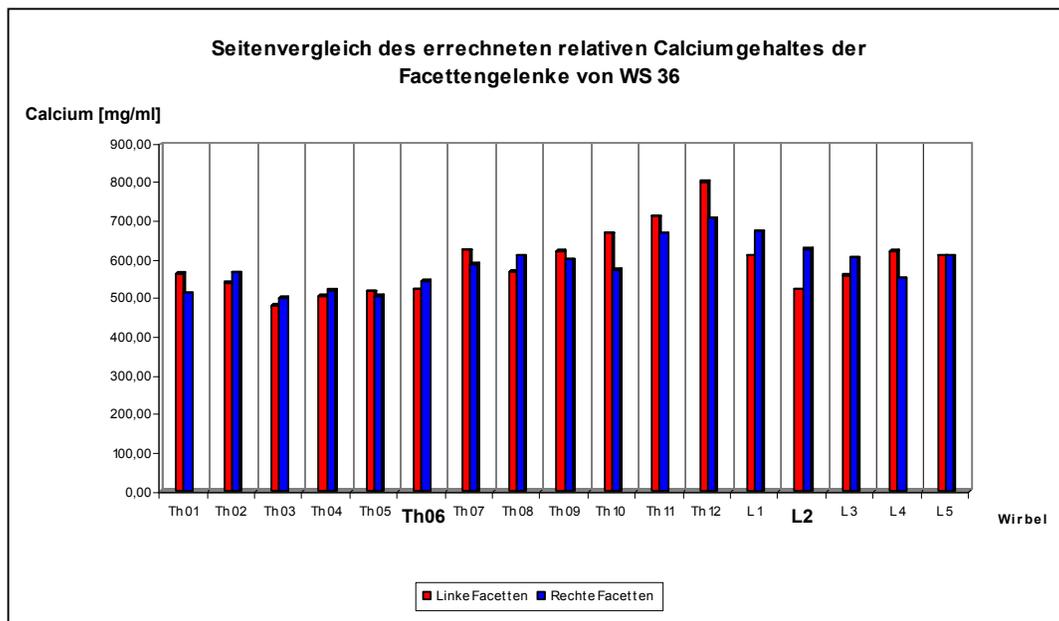


Abbildung 38: Darstellung der relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Facettengelenke im Seitenvergleich von WS 36

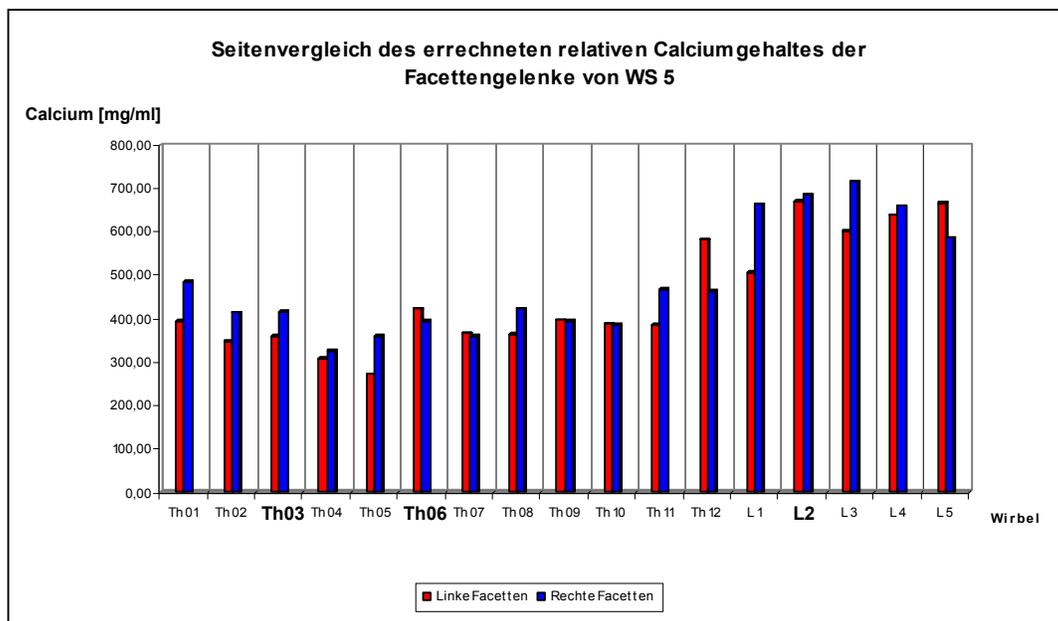


Abbildung 39. Darstellung der relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Facettengelenke im Seitenvergleich von WS 5

6.2.2 Diagramme zum intraindividuellen Vergleich des relativen Calciumgehaltes an den Endplatten

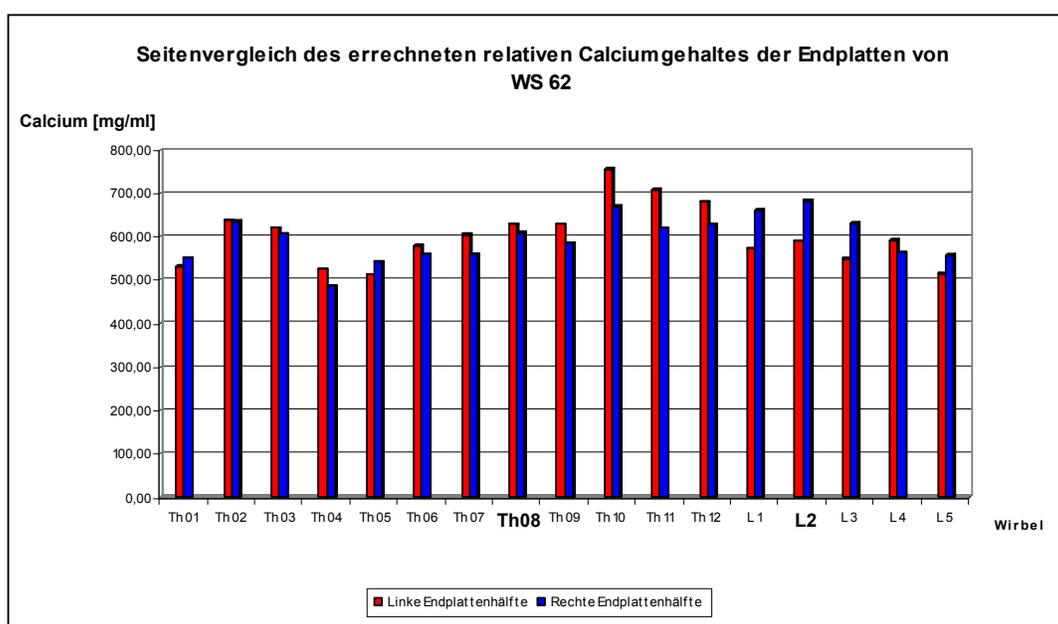


Abbildung 40: Darstellung des relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Endplatten im Seitenvergleich von WS 62

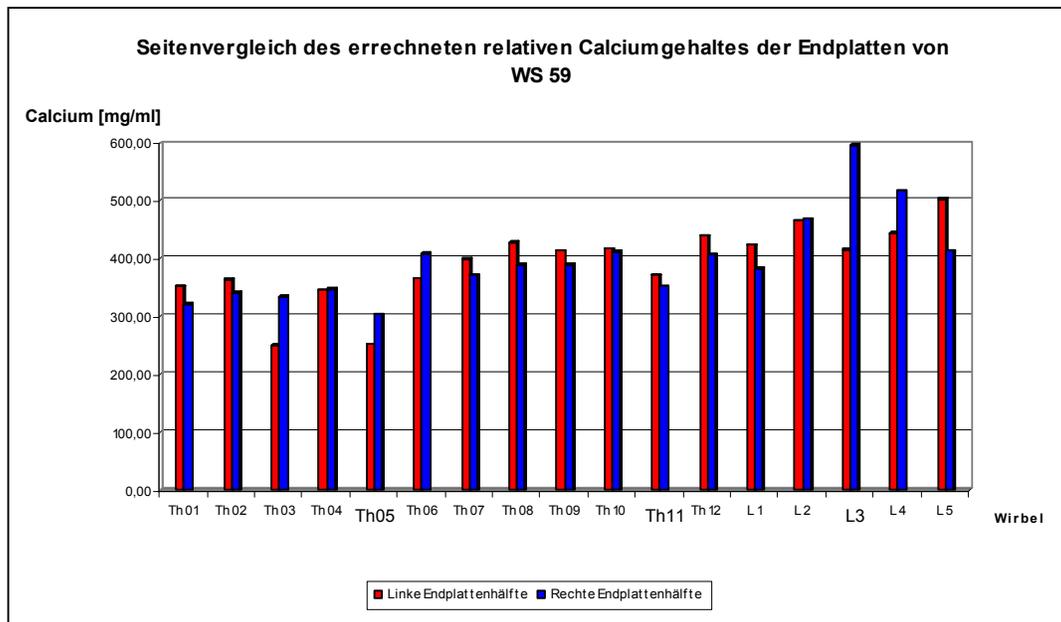


Abbildung 41: Darstellung des relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Endplatten im Seitenvergleich von WS 59

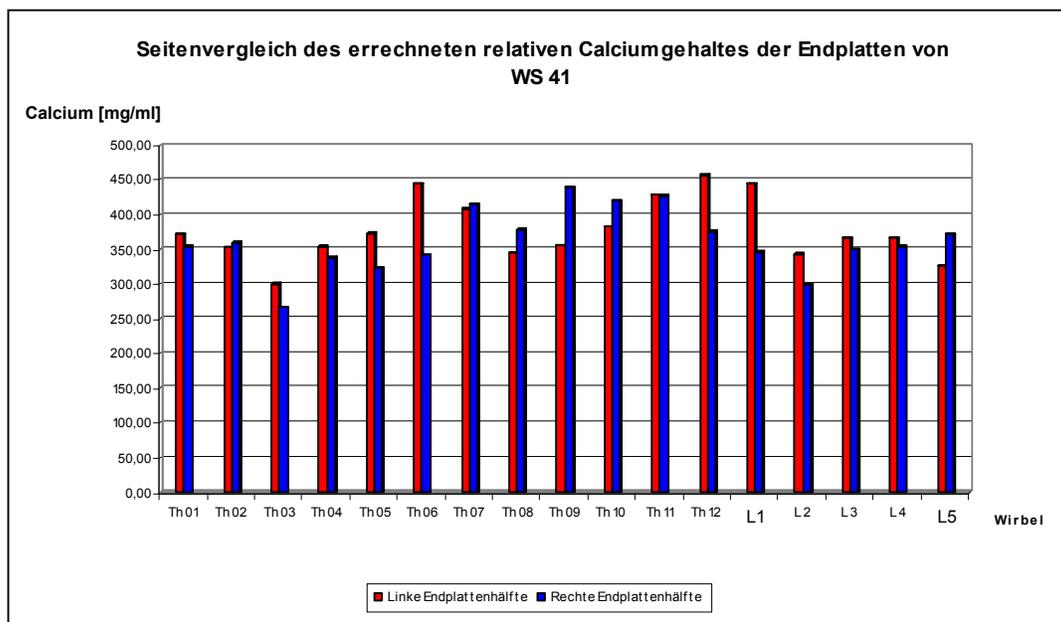


Abbildung 42: Darstellung des relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Endplatten im Seitenvergleich von WS 41

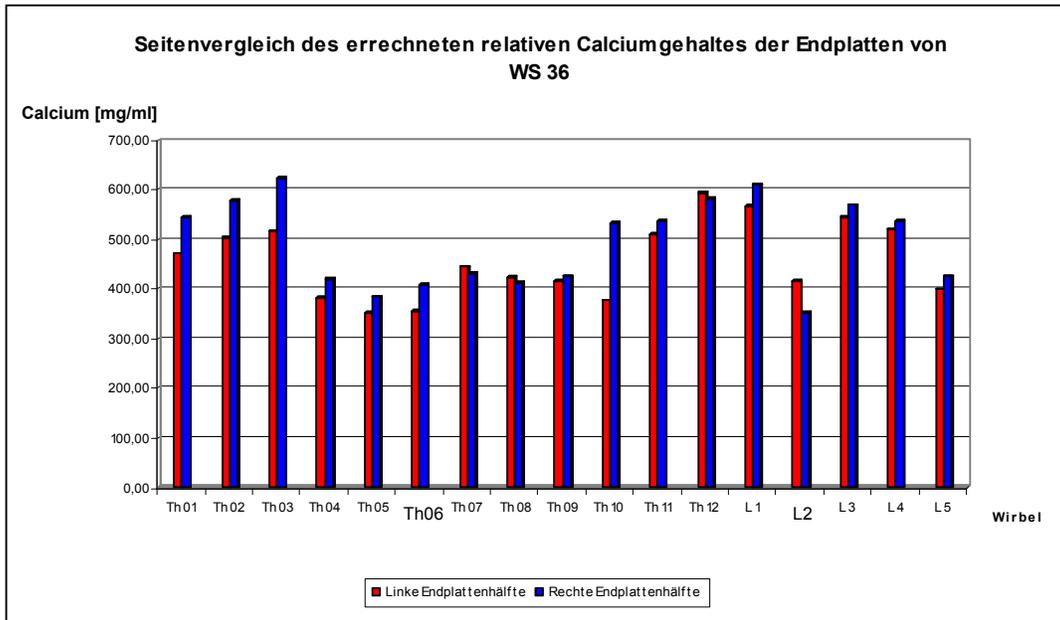


Abbildung 43: Darstellung des relativen Calciumgehaltes in mg/ml der Endplatten im Seitenvergleich von WS 36

7 Literaturverzeichnis

- 1 Adams M.A., Hutton W.C.
The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces.
J. Bone Joint Surg 62-B (3): 358-362, 1980
- 2 Antoniou J., Arlet V., Goswami T., Aebi M., Alini M.
Elevated synthetic activity in the convex side of scoliotic intervertebral discs and endplates compared with normal tissues.
Spine 26(10): E198-206, 2001
- 3 Aoki J., Yamamoto I., Kitamura N., Sone T., Itoh H., Torizuka K., Takasu K.
End plate of the discovertebral joint: degenerative change in the elderly adult.
Radiology 164(2), 411-414, 1987
- 4 Bay BK., Yerby S.A., McLain R.F., Toh E.
Measurements of strain distribution within vertebral body sections by texture correlation.
Spine 24(1): 10-17, 1999
- 5 Bentzen S.M., Hvid I., Jorgensen J.
Mechanical strength of tibial trabecular bone evaluated by X-ray computed tomography.
J. Biomechanics 20(8): 743-52, 1987
- 6 Bibby S.R., Jones D.A., Lee R.B., Yu J., Urban J.P.G.
The pathophysiology of the intervertebral disc.
Joint Bone Spine 68(6): 537-542, 2001
- 7 Brinckmann P., Frobin W., Hierholzer E., Horst M.
Deformation of the vertebral end-plate under axial loading of the spine.
Spine 8(8): 851-856, 1983
- 8 Brinckmann P., Biggemann M., Hilweg D.
Prediction of compressive strength of human lumbar vertebrae.
Spine 14: 606-609, 1989
- 9 Byrd J.A.
Current theories on the etiology of idiopathic scoliosis.
Clin. Orthop. Rel. Res. 229: 114-119, 1988
- 10 Carter D.R.
Mechanical loading histories and cortical bone remodelling.
Calcif. Tissue Int. 36 (S1): 19-24, 1984
- 11 Carter D.R., Fyhrie D.P., Whalen R.T.
Trabecular bone density and loading history. A regulation of connective tissue by mechanical energy.
J. Biomech. 20(8): 785-794, 1987
- 12 Carter O.D., Haynes S.G.
Prevalence rates for scoliosis in US adults: results from the first National Health And Nutrition Examination Survey.
Int. J. Epidemiol. 16(4) : 537-544, 1987
- 13 Cavanaugh J.M., Ozaktay A.C., Yamashita, H.T., King A.I.
Lumbar facet pain: biomechanics, neuroanatomy and neurophysiology.
J. Biomechanics, Vol. 29: 1117-1129, 1996
- 14 Chan V. Fong G.C., Luk K.D., Yip B., Lee M.K., Wong M.S., Lu D.D., Chan T.K.
A genetic locus for adolescent idiopathic scoliosis linked to chromosome 19p13.3.
Am. J. Hum. Genet. 71(2): 401-406, 2002
- 15 Clark J.M., Huber J.D.
The structure of the human subchondral plate.
J. Bone Joint Surg. 72-B: 866-873, 1990
- 16 Cobb J.R.
AAOS Instr. Course Lect 5: 261, 1948

-
- 17 Coillard C., Rivard C.H.
Vertebral deformities and scoliosis.
Eur. Spine J. 5: 91-100, 1996
- 18 Cowin S.C.
Wolff's law of trabecular architecture at remodelling equilibrium.
J. Biomech. Eng. 108(1): 83-88, 1986
- 19 Crean J.K., Roberts S., Jaffray D.C., Eisenstein S.M., Duance V.C.
Matrix metalloproteinases in the human intervertebral disc: role in disc degeneration and scoliosis.
Spine 22(24): 2877-2284, 1997
- 20 Crock H.V., Goldwasser M.
Anatomic studies of the circulation in the region of the vertebral end-plate in adult Greyhound dogs.
Spine 9(7): 702-706, 1984
- 21 Debrunner A.M.
Orthopädie und Orthopädische Chirurgie: die Störungen des Bewegungsapparates in Klinik und Praxis.
Hans Huber Verlag, Bern, 3. Auflage, 1994
- 22 Deacon P., Archer I.A., Dickson R.A.
The anatomy of spinal deformity: a biomechanical analysis.
Clin. Orthop. 10: 897-903, 1987
- 23 Dickson R.A., Lawton J.O., Archer I.A., Butt W.P.
The pathogenesis of idiopathic scoliosis. Biplanar spinal asymmetry.
J. Bone Joint Surg. 66-B: 8-15, 1984
- 24 Dook J.E., James C., Henderson N.K., Price R.I.
Exercise and bone mineral density in mature female athletes.
Mec. Sci. Sports Exerc. 29(3): 291-296, 1997
- 25 Drenckhahn D., Zenker W.
Benninghoff Anatomie, Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen.
Urban u. Schwarzenberg Verlag, München, 15. Auflage, 1994
- 26 Duance V.C., Crean J.K., Sims T.J., Avery N., Smith S., Menage J., Eisenstein S.M., Roberts S.
Changes in collagen cross-linking in degenerative disc disease and scoliosis.
Spine 23(23): 2545-2551, 1998
- 27 Dubousset J., Machida M.
Possible role of the pineal gland in the pathogenesis of idiopathic scoliosis. Experimental and clinical studies.
Bull Acad Natl Med 185(3): 593-604, 2001
- 28 Duncan H., Jundt J., Riddle J.M., Pitchford W., Christopherson T.
The tibial subchondral plate. A scanning electron microscopic study.
J. Bone Joint Surg. 69(8)-A: 1212-1220, 1987
- 29 El Bohy A.A., Yang K.H., King A.I.
Experimental verification of facet load transmission by direct measurement of facet lamina contact pressure.
J. Biomechanics 22 (8-9): 931-41, 1989
- 30 Eckstein F., Müller-Gerbl, Putz R.
Distribution of subchondral bone density and cartilage thickness in the human patella.
J. Anat. 180: 425-433, 1992
- 31 Eckstein F., Merz B., Schon M., Jacobs C.R., Putz R.
Tension and bending, but not compression alone determine the functional adaption of subchondral bone in incongruous joints.
Anat. Embryol. 199(1): 85-97, 1999
- 32 Enneking W.F., Harrington P.
Pathological changes in scoliosis.
J. Bone Joint Surg. 51-A: 165-184, 1969
- 33 Epstein J.A., Epstein B.S., Jones M.D.
Symptomatic lumbar scoliosis with degenerative changes in the elderly.
Spine 4(6): 542-547, 1979

-
- 34 Ewing C.L., King A.I., Prasad P.
Structural consideration of the human vertebral column and impact acceleration.
J. Aircraft 9: 84-90, 1972
- 35 Fick R.
Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke.
Gustav Fischer Verlag Jena, 3. Auflage, 1911
- 36 Fujiwara A., Lim T.H., An H.S., Tanaka N., Jeon C.H., Andersson G.B., Houghton V.M.
The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine.
Spine 25(23): 3036-3044, 2000
- 37 Giles L.G., Taylor J.R.
The effect of postural scoliosis on lumbar apophysial joints.
Scand. J. Rheumatol 13(3): 209-220: 1984
- 38 Graichen H., Putz R.
Anatomische und funktionelle Aspekte von Brust- und Lendenwirbelsäule.
Orthopäde 28: 424-431, 1999
- 39 Grubb S.A., Lipscomb H.J.
Diagnostic findings in painful adult scoliosis.
Spine 17(5): 518-527, 1992
- 40 GÜth V., Abbink F., Götze H.G., Heinrichs W.
Kinesiologische und elektromyographische Untersuchungen über die Wirkung des Milwaukee-Korsetts.
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 114: 480-483, 1976
- 41 Hansson T., Keller T., Jonson R.
Fatigue fracture in human lumbar motion segments.
J. Spinal Disord. 1(1): 33-38, 1988
- 42 Hasegawa K., Abe M., Washio T., Hara T.
An experimental study on the interface strength between titanium mesh cage and vertebra in reference to vertebral bone mineral density.
Spine 26(8): 957-963, 2001
- 43 Hakkarainen S.
Experimental scoliosis: production of structural scoliosis by immobilizing of young rabbits in a scoliotic position.
Acta Orthop. Scand. Suppl. 192: 1-57, 1981
- 44 Hedman T.P.
A new transducer for facet force measurement in the lumbar spine: benchmark and in vitro test results.
J. Biomechanics 25(1): 69-80, 1992
- 45 Holmes A.D., Hukins D.W., Freemont A.J.
End-plate displacement during compression of lumbar vertebra-disc-vertebra segments and the mechanics of failure.
Spine 18(1): 128-135, 1993
- 46 Holmes A.D., Hukins D.W.
Analysis of load-relaxation in compressed segments of lumbar spine.
Med. Eng. Phys. 18(2): 99-104, 1996
- 47 Hopf Ch., Scheidecker M., Steffan K., Bodem F., Eysel P.
Gait analysis in idiopathic scoliosis before and after surgery: a comparison of the pre- and postoperative muscle activation pattern.
Eur. Spine 7: 6-11, 1998
- 48 Horner A., Bishop N.J., Bord S., Beeton C., Kelsall A.W., Coleman N., Compston J.E.
Immunolocalisation of vascular endothelial growth factor in human neonatal growth plate cartilage.
J. Anat 194(Pt. 4): 519-524, 1999
- 49 Hoshi A., Watanabe H., Choba M., Inaba Y.
Bone density and mechanical properties in femoral bone of swim loaded aged mice.
Biomed. Environ. Sci. 11(3): 243-250, 1998

- 50 Jacobs C.R., Eckstein F.
Computer simulation of subchondral bone adaption to mechanical loading in an incongruous joint.
Anat. Rec. 249(3): 317-326, 1997
- 51 Jackson R.P., Simmons E.H., Stripinis D.
Incidence and severity of back pain in adult idiopathic scoliosis.
Spine 8(7): 749-756, 1983
- 52 Karachalios T., Sofianos J., Roidis N., Sapkas G., Korres D., Nikolopoulos K.
Ten-year follow-up evaluation of a school screening program for scoliosis. Is the forward-bending test an accurate diagnostic criterion for the screening of scoliosis?
Spine Nov 15; 24(22): 2318-2324, 1999
- 53 Kerr D., Ackland T., Maslen B., Prince R.
Resistance training over 2 years increases bone mass in calcium-replete postmenopausal women.
J. Bone Mineral Res. 16(1): 175-181, 2001
- 54 Kita N.
Ultrastructural studies of articular cartilaginous degeneration in the facet joints in spinal scoliosis.
Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi 68(4): 184-195, 1994
- 55 Konermann H.
Quantitative Bestimmung der Materialverteilung nach Röntgen mit einer neuen fotografische Methode.
Z. Anatomie 134: 13-48, 1971
- 56 Kopperdahl D.L., Morgan E.F., Keaveny T.M.
Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone.
J. Orthop. Res. 20(4): 801-805, 2002
- 57 Kummer B.
Biomechanik des Säugetierskeletts.
Handbuch der Zoologie 8: 1-80, de Gruyter Verlag, Berlin, 1959
- 58 Kummer B.
Mechanische Beanspruchung und funktionelle Anpassung des Knochens.
Verh. Anat. Ges. 72: 21-46, 1978
- 59 Kummer B.
Biomechanik der Wirbelgelenke.
Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Thieme Verlag, Band 87: 29-34, 1981
- 60 Lawton J.O., Dickson R.A.
The experimental basis of idiopathic scoliosis.
Clin. Orthop. 210: 9-17, 1986
- 61 Leone A., Aulisa L., Tamburrelli F., Lupporelli S., Tartaglione T.
The role of computed tomography and magnetic resonance in assessing degenerative arthropathy of the lumbar articular facets.
Radiol. Med. (Torino) 88(5), 547-52, 1994
- 62 Liljenqvist U.R., Link T.M., Halm H.F.H.
Morphometric analysis of thoracic and lumbar vertebrae in idiopathic scoliosis.
Spine 25(10): 1247-1253, 2000
- 63 Liu YK., Njus G., Buckwalter J., Wakano K.
Fatigue response of lumbar intervertebral joints under axial cyclic loading.
Spine 8(8): 357-365, 1983
- 64 Lonstein J.E., Bjorklund S., Wanninger M.H., Nelson R.P.
Voluntary school screening for scoliosis in Minnesota.
J. Bone Joint Surg. 64-A: 481-488, 1982
- 65 Lorenz M., Patwardhan A., Vanderby R.Jr.
Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments.
Spine 8(2): 122-130, 1983

- 66 Lowe T.G., Edgar M., Margulies J.Y., Miller N.H., Raso V.J., Reinker K.A., Rivard C.H.
Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research.
J. Bone Joint Surg 82(8)-A: 1157-1168, 2000
- 67 Machida M., Dubousset J., Imamura Y., Iwaya T., Yamada T. Kimura J.
An experimental study in chickens for the pathogenesis of idiopathic scoliosis.
Spine 18(12): 1609-1615, 1993
- 68 Markolf K.L.
Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads.
J. Bone Joint Surg 54-A: 511-533, 1972
- 69 McMaster M.J., Ohtsuka K.
The natural history of congenital scoliosis.
J. Bone Joint Surg. 60-A: 1128-1147, 1982
- 70 Miller M.E., Graham J.M. Jr., Higginbottom M.C., Smith D.W.
Compression-related defects from early amnion rupture: evidence for mechanical teratogenesis.
J. Pediatr. 98(2): 292-297, 1981
- 71 Millner P.A., Dickson R.A.
Idiopathic scoliosis: biomechanics and biology.
Eur. Spine 5(6): 362-373, 1996
- 72 Milz S. Putz R.
Quantitative morphology of the subchondral plate of the tibial plateau.
J. Anat. 185: 103-110, 1994
- 73 Mori S., Harruff R., Burr D.B.
Microcracks in articular calcified cartilage of human femoral heads.
Arch. Pathol. Lab. Med. 117(2): 196-198, 1993
- 74 Müller-Gerbl M., Putz R., Hodapp N., Schulte E., Wimmer B.
Computed tomography-osteodensitometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints.
Skeletal Radiol. 18: 507-512, 1989
- 75 Müller-Gerbl M., Putz R., Hodapp N., Schulte E., Wimmer B.
Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-OAM zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden.
Zeitschrift für Radiologie 128: 128-133, 1990
- 76 Müller-Gerbl M.
Die Rolle der Wirbelgelenke für die Kinematik der Bewegungssegmente.
Ann. Anat. 174: 48-53, 1992
- 77 Müller-Gerbl M.
The subchondral bone plate.
Adv. Anat. Embryol Cell. Biol. 141: III-XI, 1998
- 78 Nachemson A.L.
The influence of spinal movements on the lumbar intradiscal pressure and on the tensile stresses in the anulus fibrosus.
Acta Orthop. Scand. 33: 183-207, 1963
- 79 Nachemson A.L.
Disc pressure measurements.
Spine 6: 93-97: 1981
- 80 Noble J., Alexander K.
Studies of tibial subchondral bone density and its significance.
J. Bone Joint Surg. 67-A: 295-302, 1985
- 81 Norrdin R.W., Kawcak C.E., Capwell B.A., McIlwraith C.W.
Subchondral bone failure in an equine model of overload arthrosis.
Bone 22(2): 133-139, 1998

- 82 Oda I., Albumi K., Cunningham B.W., Kaneda K., McAfee P.C.
An in vitro human cadaveric study investigating the biomechanical properties of the thoracic spine.
Spine 27(3): 64-70, 2002
- 83 Odgaard A., Pedersen C.M., Bentzen S.M., Jorgensen J., Hvid I.
Density changes at the proximal tibia after medial meniscectomy.
J. Orthop. Res. 7(5): 744-53, 1989
- 84 Pal G.P.
Mechanism of production of scoliosis. A hypothesis.
Spine 16(3): 288-292, 1991
- 85 Pal G.P., Bhatt R.H., Patel V.S.
Mechanism of production of experimental scoliosis in rabbits.
Spine 16(3): 137-142, 1991
- 86 Parent S., Labelle H., Skalli W., de Guise J.
Thoracic pedicle morphometry in vertebrae from scoliotic spines.
Spine 29(3):239-248, 2004
- 87 Parsch D., Gartner V., Brocai D.R., Carstens C., Schmitt H.
Sports activity of patients with idiopathic scoliosis at long-term follow-up.
Clin. J. Sport. Med. 12(2): 95-98, 2002
- 88 Pauwels F.
Gesammelte Abhandlungen zur Biomechanik des Bewegungsapparates.
Springer Verlag, Berlin, 1965
- 89 Pauwels F.
Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung.
Z. Orthop. 111: 681-705, 1973
- 90 Poussa M., Schlenzka D., Ritsila V.
Scoliosis in growing rabbits induces with an extension splint.
Acta Orthop. Scand. 61: 136-138, 1991
- 91 Prasad P., King A.I., Ewing C.L.
The role of articular facets during acceleration.
J. Appl.Mech. 41: 321-326, 1974
- 92 Preisinger E.
Inactivity and immobilization.
Acta Me. Austriaca 20(5): 119-121, 1993
- 93 Putz R.
Zur Morphologie und Rotationsmechanik der kleinen Gelenke der Lendenwirbel.
Zeitschrift für Orthopädie 114: 902-912, 1976
- 94 Putz R.
Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke.
Thieme Verlag Stuttgart, 1. Auflage 1981
- 95 Putz R.
Morphologie und Dynamik der Wirbelsäule.
Radiologe 23: 145-150, 1983
- 96 Putz R.
The functional morphology of the superior articular processes of the lumbar vertebrae.
J. Anat143: 181-187, 1985
- 97 Putz R., Wimmer B., Schulte E.
CT-Dichte als Densitometrieäquivalent in der Biomechanik.
Anat. Anz. 163:174, 1987

- 98 Putz R., Müller-Gerbl M.
The vertebral column - a phylogenetic failure? A theory explaining the function and vulnerability of the human spine.
Clin. Anat. 9(3): 205-212, 1996
- 99 Raso J.V.
Biomechanical factors in the etiology of idiopathic scoliosis.
Spine 14(2): 335-338, 2000
- 10 Reichelt A.
Orthopädie
Sternkopff Verlag, Darmstadt 1. Auflage 2000
- 101 Resnick D., Niwayama G.
Intravertbral disk herniations: cartilaginous (Schmorl's) nodes.
Radiology 126(1): 57-65, 1978
- 102 Richter D.E., Nash C.L., Moskowitz R.W., Goldberg V.M., Rosner I.A.
Idiopathic adolescent scoliosis – a prototype of degenerative joint disease. The relation of biomechanical factors to osteophyte formation.
Clin. Orthop. 193: 221-229, 1985
- 103 Roaf R.
Wirbelsäulendeformitäten
Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1983
- 104 Roberts S., Menage J., Eisenstein S.M.
The cartilage end-plate and intervertebral disc in scoliosis: calcification and other sequelae.
J. Orthop. Res. 11(5): 747-57, 1993
- 105 Roberts S., Urban J.P., Evans H., Eisenstein S.M.
Transport properties of the human cartilage endplate in relation to its composition and calcification.
Spine 21(4): 415-420, 1996
- 106 Roberts S., McCall I.W., Menage J., Haddaway M.J., Eisenstein S.M.
Does the thickness of the vertebral subchondral bone reflect the composition of the intervertebral disc?
Eur. Spine J. 6(6): 385-389, 1997
- 107 Robin G.C., Span Y., Steinberg R., Makin M., Menczel J.
Scoliosis in the elderly: a follow-up study.
Spine 7(4): 355-359, 1982
- 108 Sato M.
Pathological studies on the lumbar facet joints.
Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi 65(11): 1078-1090
- 109 Sapkas G., Efstathiou P., Badekas A.T., Antoniadis A., Kyrtzoulis J., Meleteas E.
Radiological parameters associated with the evolution of degenerative scoliosis.
Bull. Hosp. Jt. Dis. 55(1): 40-45, 1996
- 110 Schafer R.C.
Clinical biomechanics – musculoskeletal actions and reactions.
Williams & Wilkins, Baltimore, Vol. 2: 570-628, 1987
- 111 Schleicher A., Tillmann B., Zilles K.
Quantitative analysis of x-ray images with a television image analyser.
Microsc. Acta 83: 189-196, 1980
- 112 Schwab F.J., Smith V.A., Biserni M., Gamez L., Farcy J.P., Pagala M.
Adult scoliosis: a quantitative radiographic and clinical analysis.
Spine 27(4): 387-392, 2002
- 113 Shea K.G., Ford T., Bloebaum R.D., D'Astous J., King H.
A comparison of the microarchitectural bone adaptation of the concave and convex thoracic spinal facets in idiopathic scoliosis.
J. Bone Joint Surg. 86(5)-A: 1000-1006, 2004

- 114 Shirazi-Adl A.
Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings.
J. Biomech. 20(6): 601-613, 1987
- 115 Shirazi-Adl A.
Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. Three-dimensional nonlinear finite element study.
Spine 9(2): 120-134, 1984
- 116 Shirazi-Adl A.
Finite-element evaluation of contact loads on facets of an l2-l3-lumbar segment in complex loads.
Spine 16(5):533-41, 1991
- 117 Shirazi-Adl S.A., Shrivastava S.C., Ahmed A.M.
Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments.
Spine 19(21): 2407-2414, 1994
- 118 Simkin P.A., Graney D.O., Fiechtner J.J.
Differences between convex and concave sides of joints.
Arthritis and Rheumatism 23(11): 1308-1311, 1980
- 119 Smith R.M., Dickson R.A.
Experimental structural scoliosis.
J. Bone Joint Surg. 69-B: 576-581, 1987
- 120 Solomonow M., Zhou B-H., Harris M., Lu Y., Baratta R.V.
The Ligamento-muscular stabilizing system of the spine.
Spine 23: 2552-2562, 1998
- 121 Stillwell D.L.
Structural deformities of vertebra: bone adaption and modelling in experimental scoliosis and kyphosis.
J. Bone Joint Surg. 44-A: 611-634, 1962
- 122 Stokes I.A.F.
Analysis of symmetry of vertebral body loading consequent to lateral spinal curvature.
Spine 22(21): 2495-2503, 1997
- 123 Stokes I.A.F., Aronsson D.D.
Disc and vertebral wedging in patients with progressive scoliosis.
J. Spinal Disord. 14(4): 317-322, 2001
- 124 Stokes I.A.F., Aronsson D.D.
Identifying sources of variability in scoliosis classification using a rule-based automated algorithm.
Spine 27(24): 2801-2805, 2002
- 125 Stempel A., Scholz M., Daentzer M.
Sports capacity of patients with scoliosis.
Sportverletz. Sportschad. 7: 58-62, 1993
- 126 Taylor J.R.
Vascular causes of vertebral asymmetry and the laterality of scoliosis.
Med. J. Austr. 144(12): 533-535, 1986
- 127 Taylor J.R., Twomey L.T.
Age changes in lumbar zygapophysial joints Observations on structure and function.
Spine 11(7): 739-745, 1986
- 128 Trontelj J.V., Pecak F., Dimitrijevic M.R.
Segmental neurophysiological mechanisms in scoliosis.
J. Bone Joint. Surg. 61-B: 310-313, 1979
- 129 Veldhuizen A.G., Wever D.J., Webb P.J.
The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors.
Eur. Spine J. 9(3): 178-184, 2000

- 130 Villanueva A.R., Longo J.A., Weiner G.
Staining and histomorphometry of microcracks in the human femoral head.
Biotech. Histochem. 69(2): 81-8, 1994
- 131 Vital J.M., Beguiristain J.L., Algara C., Villas C., Lavignolle B., Grenier N., Senegas J.
The neurocentral vertebral cartilage: anatomy, physiology and pythophysiology.
Surg. Radiol. Anat. 11(4): 323-328, 1989
- 132 Weisser S., Linsenmaier U., Müller-Gerbl M.
Krafffluss in der ventralen Säule des menschlichen Achsenorganes.
Vortrag, 98. Versammlung der Anatomischen Gesellschaft, Joint Meeting, Dresden, 28-31.03.2003
- 133 Wever D.J., Veldhuizen A.G., Klein J.P., Webb P.J., Nijenbanning G., Cool J.C., Horn v. J.R.
A biomechanical analysis of the vertebral and rib deformities in structural scoliosis.
Eur. Spine J. 8: 225-260, 1999
- 134 White A.B., Panjabi M.M.
Clinical biomechanics of the spine.
Lipincott Verlag, Philadelphia, 2. Auflage 1990
- 135 Wirth C.J.
Orthopädische Praxis, Band 2
Thieme Verlag, Stuttgart, 3. Auflage 2001
- 136 Wolff J.
Das Gesetz der Transformation der Knochen.
A. Hirschwald Verlag, Berlin 1892
- 137 Yamada K., Yamamoto H., Nakagawa Y., Tezuka A., Tamura T. Kawata S.
Etiology of idiopathic scoliosis
Clin. Orthoo. Rek. Res. 184: 50-57, 1984
- 138 Yarom R., Robin G.C., Gorodatsky R.
X-ray fluorescence analysis of muscles in scoliosis.
Spine 3: 142-145, 1978

8 Danksagung

Zunächst einmal möchte ich mich ganz besonders bei Frau Prof. Dr. Magdalena Müller-Gerbl bedanken. Vielen Dank für das Bereitstellen des Themas, die gute Betreuung und die berühmte „immer offene Tür“. Vielen Dank auch für Ihr Interesse und Engagement, welche es mir ermöglichten, meine Arbeit in Vorträgen, Postern und beim Anatomie-Kongress in Dresden vorzustellen.

Ebenso gilt mein besonderer Dank Prof. Dr. Reinhard Putz, der die Idee zu meiner Arbeit hatte und mir durch die vielen interessanten Ideen, Denkanstöße und Diskussionen in der Endphase der Korrektur eine große Hilfe war.

Bei Frau Gisela Lippelt möchte ich mich für die Einarbeitung in die Methode, die vielen praktischen Ratschläge und ganz besonders für Ihre Hilfsbereitschaft bei der Vermittlung einer Wohnung in Kapstadt bedanken.

Weiterhin geht ein ganz großer Dank natürlich an meine Mitdoktoranden Alexandra Mayer, Sabine Wagner und Stephan Weisser für die vielen Hilfen in der Anfangsphase, die tolle Zusammenarbeit und die nette Freundschaft, die sich daraus entwickelt hat.

Ein herzliches Dankeschön an Prof. Dr. rer. nat. Johann Weis für das Korrekturlesen meiner Arbeit und die vielen Ratschläge und Ermutigungen.

Ganz besonders möchte ich mich bei meiner Freundin Manuela Weis für Ihre liebe Unterstützung, Ihre zahlreichen Ermutigungen und Ihre Geduld, Ihre Mühen beim Korrekturlesen und für vieles vieles Andere bedanken.

Ebenso an alle meine Freunde hier ein herzliches Dankeschön für Ihre Tips, Ratschläge und Ermutigungen und die schöne gemeinsame Studienzzeit.

Zum Schluß ein ganz besonderes Dankeschön an meine Familie: Danke für euer Verständnis, eure Unterstützung, euren Rückhalt und alles andere sonst...

9 Curriculum vitae

Name	Martin Kuttner	
Geburtsdatum	08.06.1977	
Geburtsort	Singen (Hohentwiel)	
Eltern	Dr. med. Peter Kuttner, Arzt für Chirurgie und Unfallchirurgie Dr. med. Inge Kuttner, Ärztin für Allgemeinmedizin	
Geschwister	Dr. med. Claudia Kuttner (29), Assistenzärztin	
Schulbildung	1983 – 1987	Grundschulausbildung in Mengen, Seeheim und Winterbach
	1987 – 1988	Friedrich-Schiller-Gymnasium, Fellbach
	1988 – 1996	Hegau-Gymnasium Singen, Abitur
Zivildienst	1996 – 1997	Rettungshelfer beim DRK in Singen
Studium	1997 – 2000	Albert-Ludwigs-Universität Freiburg 1999 Physikum 2000 1. Staatsexamen
	2000 – 2004	Technische Universität München 2003 2. Staatsexamen 2004 3. Staatsexamen
	2001	Beginn der Dissertationsarbeit bei Prof. Dr. M. Müller-Gerbl, an der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München
	2002	Co-Assistent des Präparierkurses für Medizinstudenten an der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München
Famulaturen	2000	Viszeral- und Gefäßchirurgie am Loretto-Krankenhaus Freiburg
	2001	Unfallchirurgie am Victoria Hospital der University of Western Ontario, London, Kanada
	2001	Praxis für Unfallchirurgie und Sportmedizin, Singen
	2002	Gynäkologie und Geburtshilfe am Klinikum Rechts der Isar, München
	2002	Zentrum für Sportmedizin und Sportorthopädie, Orthopädische Klinik München-Harlaching
Praktisches Jahr	Innere Medizin	Klinikum München-Bogenhausen
	Chirurgie	GF Jooste Hospital der University of Cape Town, Kapstadt, Südafrika
	Orthopädie	Kantonspital Luzern, Schweiz
derzeit	seit 09/2004	Assistenzarzt in der Unfallchirurgie am Krankenhaus Barmherzige Brüder in Regensburg