

Aus der Anatomischen Anstalt der Ludwig Maximilian Universität München
Vorstand Prof. Dr. med. R. Putz

Darstellung der Mineralisierungsverteilung in den Endplatten
der Wirbelkörper zur Analyse des Kraftflusses
in der Wirbelsäule

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

vorgelegt von
Stefan Weißer
aus Freiburg i.Br.
2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter	Prof. Dr. med. M. Müller-Gerbl
Mitberichterstatter	PD Dr. Chr. U. Schulz PD Dr. A. Baur-Melnyk
Dekan	Prof. Dr. med. Dietrich Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung	11. Januar 2007

Meinen Eltern
und Lisa

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Allgemeines	1
1.2	Bandscheibe und Wirbelkörperendplatte	5
1.2.1	Bandscheibe	5
1.2.2	Wirbelkörperendplatte	9
1.3	Beanspruchungsanalysen von Gelenkflächen	13
1.4	Fragestellung	15
2	Material und Methoden	16
2.1	Material	16
2.2	Methoden	17
2.2.1	Konventionelles Röntgen	17
2.2.2	CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)	18
2.2.3	Quantitative CT-Osteoabsorptiometrie (qCT-OAM)	23
2.2.4	Statistische Auswertung	24
3	Ergebnisse	25
3.1	Lokalisation der Mineralisierungsmaxima	25
3.2	Kalziumgehalt der Endplatten	31
3.3	Kernspintomographie	36

4	Diskussion	38
4.1	Diskussion des Materials	38
4.2	Diskussion der Methode	39
4.2.1	Konventionelles Röntgen	39
4.2.2	Kernspintomographie	39
4.2.3	Computertomographie	40
4.2.4	CT-Osteoabsorptiometrie	41
4.2.5	Auswertung der Densitogramme	42
4.3	Diskussion der Ergebnisse	43
4.3.1	Der Kalziumgehalt der Wirbelkörperendplatte	43
4.3.2	Flächenhafte Mineralisierung der Densitogramme	49
5	Zusammenfassung	54
6	Anhang	57
7	Literaturverzeichnis	68

Lebenslauf

Danksagung

1 Einleitung

1.1 Allgemeines

Die Wirbelsäule des Menschen ist hohen Belastungen ausgesetzt und muss gegensätzlichen Anforderungen gerecht werden. Zum Einen dient sie als stabile Stütze des aufrechten Ganges und unserer Körperhaltung. Zum Anderen erfordern sämtliche Bewegungen Mobilität und Flexibilität. Diese Diskrepanz wird durch die knöchernen Struktur der Wirbelkörper einerseits und ihre gelenkige Verbindung über Facettengelenke sowie Bandscheibe andererseits in Kombination mit Bändern und Muskeln ermöglicht. Die auf die Wirbelsäule in diesen verschiedenen Situationen einwirkende Last wird über die genannten Strukturen verteilt und weitergeleitet.

In einem vereinfachten Schema (Abb. 1) der Wirbelsäule kann dargestellt werden, dass der Schwerpunkt der Last des Kopfes, des Thorax und Abdomens beim stehenden Menschen einige Zentimeter vor der Lendenwirbelsäule liegt. Der Drehpunkt der Wirbelsäule liegt hierbei in den Bandscheiben (1). Um ein Gleichgewicht zur Gewichtskraft des Körpers herzustellen, wirken die Rückenmuskeln (2) am Processus spinosus (3) der Wirbelkörper entgegen. Entwirft man das Kräfteparallelogramm, so wird deutlich, dass die Resultierende R der

Belastung nach ventral und kaudal gerichtet ist und somit nicht axial, sondern schräg zur Wirbelsäule verläuft.

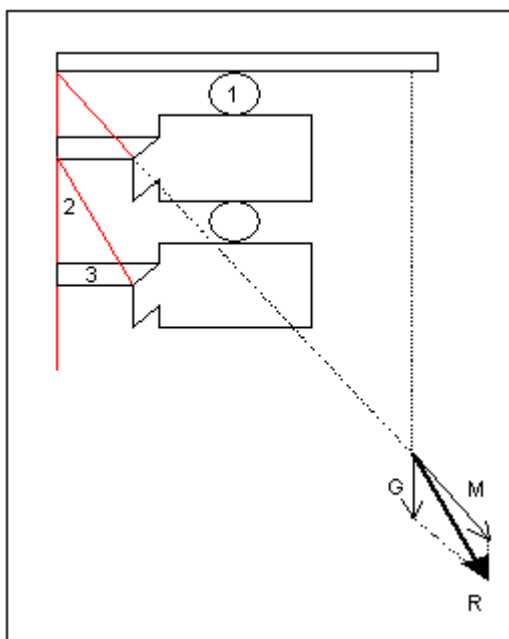


Abbildung 1 [nach Kummer 2005]

Schematische Darstellung der Wirbelsäule. Dargestellt ist das Gleichgewicht am Bewegungssegment durch Einsatz eines (transversospinalen) Schrägmuskels.

Im Kräfteparallelogramm bedeuten: G Körpergewicht, M Muskelkraft, R Resultierende aus G und M

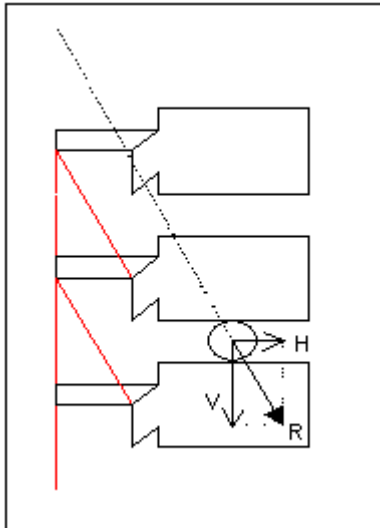


Abbildung 2 [nach Kummer 2005]
 Zerlegung der schräg verlaufenden Resultierenden R in eine Horizontalkomponente H und eine Vertikalkomponente V

Die Resultierende kann jetzt in eine Komponente normal zum Bogengelenk und eine Normalkomponente zur Ebene der Bandscheibe zerlegt werden (Abb. 2). Dies hat zur Folge, dass es zu einem dauerhaften Ventralvorschub der Wirbelkörper kommt. Für eine gewisse Zeit könnte dieser Vorschub durch die Bandscheiben aufgenommen werden. Aufgrund ihres Aufbaues würden sie sich jedoch zunehmend verformen und es dadurch zum Wirbelgleiten kommen. Demgegenüber sind die Wirbelbogengelenke hervorragend geeignet, dem Ventralvorschub Widerstand zu leisten.

Die anteilige Belastung von beiden hängt von der Neigung der Wirklinie der Resultierenden und der Stellung der Bogengelenke ab. Geht man in der Modellrechnung von einem Wert von 100% für die Resultierende aus und gibt die Lastverteilung je nach Wirklinie der Resultierenden gegen die Vertikale in Prozent an, so errechnet sich bei steiler Wirklinie (5° gegen die Vertikale) eine Verteilung von 96% auf den Bandscheiben und 10% auf den Facettengelenken. Bei 15° Neigung tragen die Bandscheiben 86% und die Facettengelenke 38% der Last. Die arithmetische Summe der Komponenten ist dabei größer als die Diagonale des Parallelogramms [Kummer 2005].

Aus der Modellrechnung wird deutlich, dass bereits geringe Veränderungen der Wirklinie der Resultierenden große Unterschiede bezüglich der Lastverteilung und -weiterleitung innerhalb der Wirbelsäule bewirken. Zudem muss berücksichtigt werden, dass im oben beschriebenen Modell Bänder und weitere Muskeln ebenso nicht beachtet werden wie die Stellung der Facettengelenke sowie Lage der Wirbelkörper in Kyphose oder Lordose. Um allerdings beantworten zu können, warum und wann die lasttragenden Komponenten der Wirbelsäule – Wirbelkörper, Bandscheibe und Facettengelenke – scheitern oder verletzt werden, sind Studien erforderlich, die den Kraftfluss innerhalb der Wirbelsäule beschreiben. Insbesondere die am häufigsten von Schäden betroffene Bandscheibe steht dabei im Mittelpunkt

zahlreicher Studien. Ihr Verhalten unter Last und das Wissen darüber wie diese durch sie weitergeleitet wird, ist von besonderem Interesse zum Verständnis von Versagen und Therapiemöglichkeiten.

Messungen am Lebenden wurden hierzu erstmals von Nachemson veröffentlicht [Nachemson 1964] und in einer neueren Studie von Wilke überprüft [Wilke 1999]. Es wurden in-vivo Messungen mit Drucksensoren in den Bandscheiben des Segmentes LWK 3/4 durchgeführt, wobei sich zeigte, dass bei einer 20° Vorbeugung auf dieser Bandscheibe eine Last von 200% des Körpergewichtes entsteht, während rechnerisch nur 60% des Körpergewichtes auf diese Bandscheibe einwirken. Bestätigt wurden diese Ergebnisse auch durch aktuelle Untersuchungen bei Affen [Ledet 2005]. Offen bleibt hierbei jedoch die Frage, inwiefern der Lastfluss durch die Bandscheibe erfolgt. Aufgrund ihres Aufbaus, der im folgenden Kapitel beschrieben wird, wird der Bandscheibe allgemein die Funktion ähnlich einem hydraulischen Kissen zugeschrieben. Es wird vermutet, dass eine axial einfallende Last gleichmäßig auf den darunter liegenden Wirbelkörper weitergeleitet wird. Horst und Brinckmann bestätigten dies erstmals an thorakalen und lumbalen Bewegungssegmenten (Abb. 3). Allerdings stellten sie dabei fest, dass eine exzentrisch applizierte Last bei thorakalen Bandscheiben zu einer asymmetrischen Druckverteilung führt [Horst und Brinckmann 1983]. In einer in-vitro Studie untersuchte van Dieén anhand von flächenhaften Druckmessungen direkt unterhalb der Endplatte bei durchtrennten Wirbelkörpern von Rindern die Druckverteilung bei axialer Last. Er zeigte, dass zunächst gleichmäßige Drücke entstehen, die sich allerdings je nach Dauer der Belastung in die Endplattenperipherie verlagern [Van Dieén 2001].

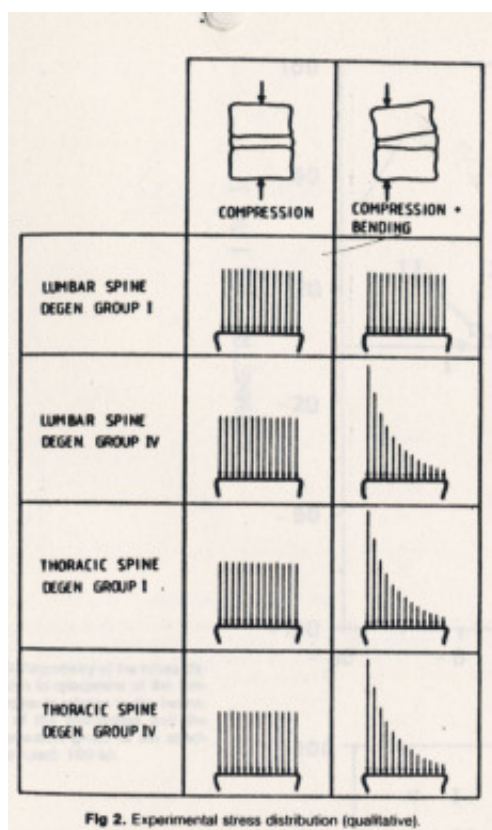


Abbildung 3

Druckbelastung und daraus resultierende Druckverteilung unterhalb der belasteten Bandscheibe nach Horst und Brinckmann [1983]

Offensichtlich leitet die gesunde Bandscheibe bei axialer Last diese gleichmäßig an den sich anschließenden Wirbelkörper weiter. Durch die erwähnten Studien wird allerdings deutlich, dass sich dies bei exzentrischer Last verändert. Problematisch an diesen biomechanischen Methoden zur Darstellung der Lastübertragung ist, dass sie nur ein Abbild einer bestimmten applizierten Last sind, sozusagen eine Momentaufnahme darstellen. Dagegen beschreiben Dolan und Botsford die Auswirkungen des Alltags auf die Bandscheiben dahingehend, dass das Bandscheiben-Volumen nach 7 Stunden aufrechter oder sitzender Haltung um bis zu 16,2 % und die Bandscheiben-Höhe um bis zu 11,1 % abnimmt [Dolan und Botsford 2001]. Adams zeigte unter anderem, dass bereits eine Extension von 2° in der LWS zu hohen Drücken im Bereich des posterioren Anulus fibrosus der Bandscheiben führen [Adams 1996].

Es ist zu vermuten, dass sich diese Einflüsse des Alltags auf die Langzeitbeanspruchung der gesamten Wirbelsäule auswirken. Um diese zu untersuchen, eignen sich insbesondere in-vivo Studien, wodurch die Einflüsse des Band- und Muskelapparates auf die Biomechanik der Wirbelsäule berücksichtigt werden. Allerdings kann auch durch diese Untersuchungen nicht gezeigt werden, welche Auswirkungen die Langzeitbeanspruchung der Wirbelsäule auf die knöchernen Strukturen des Achsenorgans hat. Deshalb haben wir im Gegensatz zu den erwähnten Studien für unsere Untersuchung einen morphologischen Ansatz gewählt, der es uns erlaubt, Rückschlüsse auf die biologische Realität der Langzeitbeanspruchung der Wirbelsäule im alltäglichen Leben zu ziehen. Über die Mineralisierungsverhältnisse der Endplatten innerhalb der gesamten Wirbelsäule, innerhalb eines Bewegungssegmentes und innerhalb eines einzelnen Wirbelkörpers, kann auf deren Beanspruchung rückgeschlossen werden.

1.2 Bandscheibe und Wirbelkörperendplatte

1.2.1 Bandscheibe

Anatomie

Die Bandscheibe setzt sich aus einem zentral gelegenen Nucleus pulposus und dem diesen Kern umschließenden Anulus fibrosus zusammen. Der gesunde Nucleus pulposus besteht aus einem oval bis kugelförmigen, stark hydrierten, gelatinösem Material [Markolf 1974, Bogduk 1987]. Er ist zusammengesetzt aus Chondrozyten und einer Matrix aus Proteoglykanen, Kollagen Typ II und Elastin. Die Proteoglykane binden Wasser und führen dazu, dass der Nucleus pulposus zu 70 bis 90 % aus Wasser besteht. Der Wassergehalt bedingt einen Innendruck des Nucleus, welcher auch bei günstigsten statischen Bedingungen nicht unter 40 mmHg fällt [Nachemson 1990].

Der Anulus fibrosus umschließt diesen Kern. Er besteht aus 9 – 13 Kollagenlamellen, welche in die Randbereiche der Wirbelkörperendplatten einstrahlen. Die scherengitterartige Anordnung der Kollagenfasern bewirkt einerseits den Aufbau einer dichten, druckfesten Hülle gegen die Sprengkraft des Nucleus pulposus, andererseits ist die Faseranordnung Ausdruck einer wesentlichen Mitbeteiligung an der ligamentären Führung des gesamten Bewegungssegmentes [Putz 1993].

Die Struktur der Bandscheiben weist regionale Unterschiede auf. Der Nucleus pulposus thorakaler Bandscheiben liegt zentral und wird von einem zirkulär gleichmäßig dicken Anulus fibrosus umschlossen. Die Bandscheiben sind gleichmäßig hoch. Im Gegensatz dazu sind lumbale Bandscheiben ventral höher und verjüngen sich nach dorsal. Dementsprechend ist der Nucleus pulposus nach ventral verlagert. Die Dicke des Anulus fibrosus ist im vorderen Anteil am größten und im hinteren Bereich vergleichsweise dünn. Bezeichnenderweise kommt es in diesen Wirbelsäulenabschnitten am häufigsten zu Einrissen des Anulus fibrosus und zu Bandscheibenprotrusionen [Markolf 1974, Bogduk 1987, Putz 1993].

Stoffwechsel

Stoffwechsel und Bandscheibenernährung erfolgen über Diffusionsprozesse, weil die Bandscheibe ab dem frühen Jugendalter nicht mehr durch Blutgefäße versorgt ist. Nährstoffe und Wasser diffundieren über die Wirbelkörper-Endplatten und zum Teil über das äußere Drittel der Anulus fibrosus Fasern, welche über kleine Blutgefäße versorgt sind. Dabei spielen zwei Faktoren eine Rolle: Einerseits der Gehalt an Proteoglykanen in der Endplatte und der Bandscheibe, andererseits die Blutgefäße, die in der Endplatte bis an den Endplatten-Bandscheiben-Übergang reichen. Bezüglich der Proteoglykane konnte Roberts [1996] in einer biochemischen Untersuchung zeigen, dass diese für die Regulierung des Austausches von löslichen Stoffen verantwortlich sind. Die Proteoglykane binden Wasser. Je mehr Wasser an Proteoglykane gebunden vorliegt, desto besser können gelöste Stoffe die Endplatte-Bandscheiben-Barriere überwinden. Bereits 1970 untersuchte Nachemson die Diffusion und Bandscheiben-Ernährung über die Wirbelkörper-Endplatte. Das Endplatten-Zentrum sowohl der Deck- als auch der Grundplatte ist für lösliche Stoffe permeabel, während die Endplatten-Peripherie nicht permeabel ist [Nachemson 1970].

Diese frühen Ergebnisse wurden von Oki mittels Elektronenmikroskopie genauer untersucht [Oki 1996]. Durch Kontrastmittelanreicherung konnte er zeigen, dass der Nucleus pulposus und das äußere Drittel des Anulus fibrosus deutlich stärker durchblutet sind, als die inneren zwei Drittel des Anulus fibrosus. Obwohl an der Endplatten-Bandscheiben Grenze gleichmäßig viele Kapillaren ($16/0,1 \text{ mm}^2$) nachgewiesen wurden, war die beschriebene Diskrepanz der Durchblutung festzustellen. Die genaue Untersuchung der Kapillaren ergab, dass diese im Bereich unter dem Nucleus pulposus eine geschwollene, keulenförmige Aussackung besitzen, während die Kapillaren unter dem Anulus fibrosus eine einfache Gefäßschlinge zeigen. Auf diesen strukturellen Unterschied führt Oki die erschwerte Diffusion zurück [Oki 1996].

Mechanik

Bandscheiben erfüllen verschiedene mechanische Funktionen. Einerseits sind sie an der ligamentären Führung und Limitierung von Bewegungen in den Bewegungssegmenten beteiligt. Die oben beschriebene Anordnung der Lamellen

des Anulus fibrosus weist auf deren Funktion bei der Begrenzung von Maximalbewegungen hin. Die Orientierung der thorakalen Facettengelenke erlaubt eine segmentale Rotation von einigen Winkelgraden, ohne dass dieser Bewegung durch die Gelenke ein wesentlicher Widerstand entgegengesetzt wird. Deshalb weist der Anulus fibrosus in diesem Abschnitt der Wirbelsäule eine gleichmäßige Dicke auf. Lumbal werden Rotationsbewegungen dagegen durch die Facettengelenke beschränkt. Bei starker Rotation wandert der Drehpunkt der Bewegung von der Mitte des Nucleus pulposus nach dorsal, wobei in der Endphase eine beträchtliche Lagerkraft in den Facettengelenken entsteht, der die ligamentären Strukturen entgegenwirken müssen. Durch die Verlagerung des Drehpunktes nach hinten, bleibt die maximale Spannung der dorsalen Anulus Lamellen begrenzt, was die geringere Dicke in diesem Bereich begründet [Putz 1993].

Als weitere bedeutende Funktionen werden den Bandscheiben die Lastaufnahme und -weitergabe sowie Minderung von Stößen zugeschrieben. Axiale Last wird durch die Bandscheibe gleichmäßig auf die angrenzende Wirbelkörperendplatte weitergeleitet, was sich in der gleichmäßigen Ausrichtung der Wirbelkörperspongiosa zeigt. Dagegen stehen die Dämpfungseigenschaften der Bandscheiben im Vergleich zur Lastverteilung und -weitergabe deutlich im Hintergrund. Die Bandscheiben sind nicht in der Lage, axiale Stöße ausreichend zu absorbieren. Die Dämpfungseigenschaften der Gelenke der unteren Extremitäten sind weit größer als die der 23 Bandscheiben. Stoßdämpfung in der Wirbelsäule erfolgt in erster Linie über Ausbiegung als Ventralflexion und Dehnung der Rückenmuskulatur [Putz 1983].

Bei Belastung wirkt die Bandscheibe wie ein Hochdruckgefäß, das dem Schwellungsdruck des Nucleus pulposus durch die radiär umgebenden straffen Anulus fibrosus Fasern entgegenwirkt. Die Druckkurve, die innerhalb einer Bandscheibe bei Belastung gemessen wird, ist nicht linear. Der Druckverlauf in der Bandscheibe hängt von der Stärke der applizierten Last ab. Die Bandscheibe zeigt wenig Widerstand bei geringer Belastung. Nimmt allerdings die Last zu, so erhöht sich der Bandscheiben-Widerstand. Somit ermöglicht die Bandscheibe bei geringerer Last eine größtmögliche Beweglichkeit, während hohe Last eine hohe Stabilität erfordert [Panjabi 1992].

Bei gesunden Bandscheiben zeigt sich bei axialer Lastübertragung eine gleichmäßige Druckverteilung auf alle an sie angrenzenden Strukturen. Diesbezüglich entsteht ein Unterschied, wenn Bewegungssegmente aus thorakalen und lumbalen Abschnitten bei exzentrischer Krafteinwirkung untersucht werden. Hier zeigt sich eine asymmetrische Druckverteilung im Bereich der Brustwirbelsäule, wohingegen in der Lendenwirbelsäule trotzdem eine gleichmäßige Druckverteilung gemessen wird [Brinckmann 1983, McNally 1992, Adams 1996].

Obgleich die Druckverteilung bei axialer Last gleichmäßig ist, zeigt sich eine unterschiedlich starke Vorwölbung der Anulus fibrosus Lamellen. Diese wölben sich bei lumbalen Bandscheibe dorsal stärker vor, als ventrolateral. Thorakal zeigt sich bei entsprechender Belastung eine gleichmäßig radiäre Vorwölbung. Diese Befunde entsprechen den bereits beschriebenen anatomischen Unterschieden im Aufbau des Anulus fibrosus der Lenden- und Brustwirbelsäule [Shirazi-Adl 1984, Steffen 1998].

Bei exzentrischer Last kommt es zusätzlich zu einer stärkeren Vorwölbung der Bandscheibe an der Stelle der maximalen Lastkonzentration. Flexion bewirkt eine stärkere Auswölbung als Extension, weil im Falle der Extension bei Annäherung an die Maximalposition zunehmend Last von den Facettengelenken aufgenommen und getragen wird.

1.2.2 Wirbelkörperendplatte

Anatomie

Die Endplatten, welche an der kranialen und kaudalen Verbindung zwischen Bandscheibe auf der einen und Wirbelkörper auf der anderen Seite liegen, stellen eine wichtige Hauptkomponente des Gesamtorgans Wirbelsäule dar. Dennoch werden sie in Studien zur Wirbelsäule bislang weniger berücksichtigt als die Bandscheiben oder die Wirbelkörper. Die gesunde Endplatte verhindert das Eindringen des stark hydrierten Nucleus pulposus in den Wirbelkörper, ist wichtiger Bestandteil des mechanischen Gefüges des Bewegungssegmentes und dient sowohl als Barriere als auch als Transmitter von Stoffwechselprodukten und Wasser in und aus der Bandscheibe [Broberg 1983].

Es gibt mehrere Studien, die sich mit der Dicke der Endplatten befasst haben. Sie beträgt je nach Autor zwischen 0,5 und 1,0 mm [Roberts 1989, Silva 1994] und unterscheidet sich nach ihrer Lokalisation in der Wirbelsäule und zwischen Deck- und Grundplatte. Die Daten bezüglich der Endplatten der Halswirbelsäule unterscheiden sich. Für alle Halswirbelkörper (C3 bis C7) wurde gezeigt, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen der Dicke der Deck- und der Grundplatte gibt [Panjabi 2001, Pitzen 2002, Lim 2001]. Allerdings beschreiben sowohl Panjabi als auch Pitzen eine signifikante Dickenzunahme der Peripherie gegenüber signifikant dünneren Endplattenzentren, während Lim dies in seiner Studie nicht nachweisen konnte. Auch die Endplatten der Lendenwirbelkörper sind zentral dünner [Roberts 1989 und 1997, Grant 2001], wohingegen die unter dem Anulus fibrosus liegende Region der dickste Bereich der Endplatte ist [Roberts 1997]. Ventrale Abschnitte der Endplatte sind signifikant dicker als dorsale [Silva 1994]. Außerdem wurde im Gegensatz zu den Endplatten der Halswirbelsäule beschrieben, dass die Deckplatten im Bereich der Lendenwirbelsäule signifikant dünner sind als die Grundplatten [Roberts 1997, Grant 2001]. Studien zur Dicke der thorakalen Endplatten konnten wir nicht finden.

Die Endplatte unterliegt innerhalb der Lebenszeit einem stetigen Wandel ihrer Struktur. In der Wachstumsphase nach der Geburt bis etwa zum 15. Lebensjahr, zeigt sich eine aktive Syntheseleistung, während derer vor allem Prokollagen Typ I

und II gebildet werden. Die Wachstumsphase geht ab dem 15. Lebensjahr in die Alters- und Reifungsphase über, welche etwa bis zum 40. Lebensjahr andauert. Diese Phase ist geprägt von einem deutlichem Abfall an Syntheseleistungen und einem erhöhten Anteil an Kollagen Typ II in der Endplatte. Dieses Kollagen Typ II beginnt mit dem Übergang in die Degenerationsphase ab dem 40. Lebensjahr vermehrt zu denaturieren. Vom Anteil des denaturierten Kollagen Typ II hängt der Degenerationszustand der Endplatte ab und ist individuell sehr unterschiedlich. In diesem Zeitabschnitt kommt es erneut zu vermehrter Produktion an Prokollagen I [Antoniou 1996]. In neueren Studien wurde zudem ein hoher Anteil an Kollagen Typ X nachgewiesen [Aigner 1998, Roberts 1994], der ein Marker für hypertrophe Chondrozyten ist und mit Knorpelkalzifizierung in Verbindung gebracht wird [Aigner 1998]. Kollagen Typ X wurde vor allem im Endplattenzentrum nachgewiesen und scheint mit zunehmendem Alter vermehrt dort aufzutreten.

Stoffwechsel und Gefäßversorgung

Die Bedeutung der Endplatte als Transmitterschicht für lösliche Stoffe zur Ernährung der gefäßlosen Bandscheiben wurde bereits erwähnt (siehe oben). Der hohe Gehalt an Proteoglykanen führt zu einer negativen Ladung der Endplatte. Kleine, ungeladene Moleküle wie Glucose und Sauerstoff diffundieren weitgehend ungehindert durch die Endplatte in die Bandscheibe. Negativ geladene Moleküle wie Sulfat und Chlorid passieren die Endplatte relativ leicht, diffundieren aber nur sehr schwer in den Nucleus pulposus, während Kationen wie Natrium und Kalzium hingegen leicht in den Nucleus diffundieren können. Größere ungeladene Moleküle wie Immunglobuline und andere Makromoleküle sind am Stoffwechsel der Bandscheibe nahezu nicht beteiligt und können aufgrund ihrer Größe die Endplatte kaum passieren [Moore 2000]. Zusammenfassend gibt es zwei wesentliche Faktoren, welche die Diffusion durch die Endplatte in die Bandscheibe beeinflussen: die Größe und Polarität der Moleküle sowie die Anzahl und die Beschaffenheit der Blutgefäße in der Endplatte.

In einer elektronenmikroskopischen Untersuchung zeigte sich eine gleichmäßige Verteilung von Gefäßkapillaren in den Endplatten, welche sich jedoch durch ihre jeweilige Form unterscheiden, wodurch die Diffusionsrate beeinflusst wird (siehe oben) [Oki 1996]. In aktuellen Studien wird die Bedeutung der

Endplattendurchblutung für die Integrität der Bandscheibe zunehmend hervorgehoben. Durch kernspintomographische Diffusionsmessungen zu definierten Zeitpunkten nach Kontrastmittelgabe wurde gezeigt, dass die Diffusion in den Nucleus pulposus signifikant mit dem Alter und dem Grad der Kalzifizierung der Endplatte zusammenhängt [Rajasekaran 2004]. Die Bandscheibendegeneration hängt offensichtlich mehr von der Nährstoffversorgung durch die Endplatte ab, als von anderen mechanischen Einflüssen. Durch die oben beschriebenen Umbauprozesse in der Endplatte, wodurch im höheren Lebensalter vermehrt Kollagen Typ X nachweisbar ist und dadurch die Kalzifizierung fortschreitet, wird die ursprünglich poröse, durchlässige Endplatte verdichtet. Weniger Gefäßkapillaren erreichen die Endplatten-Bandscheiben-Grenze, wodurch die Bandscheibenernährung abnimmt [Bennecker 2005].

Dennoch wurde bereits in älteren Studien gezeigt, dass sich die Anzahl der Gefäße in der Endplatte trotz höheren Lebensalters noch vermehren kann. Dies wurde bei Verletzungen der Bandscheiben beobachtet. Dabei wird die Anzahl der ausgebildeten Gefäßkapillaren vermutlich über biochemische Faktoren gesteuert. Bei einer Verletzung der Bandscheibe auf einer Seite, steigt die Zahl der Gefäßkapillaren auf dieser Seite in den Endplatten nach zwei Monaten um zirka 10 % an [Moore 1992]. Weil diese Beobachtung bei allen Endplatten einer Wirbelsäule gesehen wurde, obwohl nur eine einzige Bandscheibe verletzt war, wird vermutet, dass humorale Faktoren eine Gefäßproliferation auslösen.

Diese Beobachtung ist insbesondere hinsichtlich der Entstehung von chronischen Rückenschmerzen bei Patienten mit Bandscheibenschäden von Interesse, weil sich mit der Gefäßproliferation in den Endplatten gleichzeitig nervale Strukturen bilden. Das Ausmaß der Vaskularisierung der Grund- und Deckplatte weist eine moderate Korrelation mit dem Schweregrad des lumbogenen Schmerzes auf [Weißkopf 2004].

Mechanik

Wie bereits oben erwähnt, ist die Endplatte wesentlich an der Lastaufnahme und –weiterleitung der gesamten Wirbelsäule beteiligt. Unter dem Einfluss einer axial einwirkenden Last wird die Endplatte und die darunter liegende Spongiosa verformt und in den Wirbelkörper hineingewölbt [Brinckmann 1983, Shirazi-Adl 1984, Holmes

1993]. Bei ansteigender Last wird zunächst die Bandscheibe radial ausgewölbt, wodurch die Spannung der Fasern des Anulus fibrosus zunimmt. Schließlich beginnt die Vorwölbung der Endplatte in den Wirbelkörper, die bei steigender Last und dadurch maximal gespannten Anulusfasern immer schneller zunimmt. Die maximale Vorwölbung der Endplatte in den Wirbelkörper liegt im Bereich unter dem Nucleus pulposus und beträgt 0,5 mm. Dieser Maximalwert wird bei weiter steigenden Lasten nicht überschritten und führt bei ausreichender Last zum Einbruch der Endplatte in die Wirbelkörperspongiosa [Brinckmann 1983, Holmes 1993]. Nach Entlastung der Endplatte kommt es bei einer Relaxationszeit von zwei Sekunden zu einem Rückgang der Endplatten-Wölbung auf 0,02 mm des Ausgangswertes vor Belastung. Nach einem längerem Zeitraum ohne Belastung wird der Ausgangswert erreicht [Holmes 1993].

Aufgrund der Ergebnisse seiner Untersuchungen vermutet Holmes, dass die Integrität der Endplatte und der Spongiosa hinsichtlich Verletzungen bei Belastung eine wichtigere Rolle spielt als die Bandscheibe [Holmes 1993]. Entsprechend dieser Vorstellung konnte gezeigt werden, dass mechanisches Versagen des Bewegungssegmentes in Zusammenhang mit einer Ablösung der Endplatte von der Wirbelkörperspongiosa steht [Natarajan 1994].

1.3 Beanspruchungsanalyse von Gelenkflächen über die Darstellung der subchondralen Mineralisierungsverteilung

Im Gegensatz zu technisch hergestellten Werkstoffen hat biologisches Material wie Knochen die Möglichkeit, sich unterschiedlichen Beanspruchungen innerhalb bestimmter Grenzen anzupassen.

Diese erstmals von Wolff 1892 publizierte Überlegung vom „Gesetz der Transformation der Knochen“ [Wolff 1892] wurde von Pauwels vertieft, der in seiner „Theorie der kausalen Histogenese“ die Beziehung zwischen Funktion und Morphologie der Stützgewebe darlegte [Pauwels 1960]. Seine und folgende Arbeiten von Kummer interpretieren den Umbau von Knochen ebenso wie den von Knorpel als funktionelle Anpassung auf Beanspruchung [Kummer 1962, 1972, 1978]. Während Knorpel ebenso wie Knochen auf längerfristige Spannungsverhältnisse reagiert, die Umbauvorgänge im Knorpel jedoch sehr langsam vor sich gehen, spiegeln sich Änderungen der Spannungsverhältnisse im Knochen sehr rasch wieder.

Betrachtet man die Funktion von Gelenken, ist insbesondere die Region von Interesse, die sich dem Gelenkknorpel direkt anschließt: der subchondrale Knochen. In dieser Zone drückt sich die Beanspruchungssituation eines Gelenkes aus, da sie auf langfristige Beanspruchungsverhältnisse mit Um- oder Anbau von Knochensubstanz reagiert. Dies bedeutet, dass Bereiche unter einer Gelenkfläche, die auf Dauer einer erhöhten Beanspruchung unterliegen, reaktiv eine erhöhte Dichte der subchondralen Platte aufweisen. Dabei ist die Dichte und die Verteilung der subchondralen Mineralisierung innerhalb einer Gelenkfläche abhängig von der Spannungsverteilung, die ihrerseits wiederum von der Größe und der Position der Gelenkflächen zueinander, der Form der Gelenkflächen und somit der Form und Größe der Kontaktflächen abhängt. Weiterhin hat die Größe und die Lage der Gelenkresultierenden in Bezug auf die Gelenkfläche Einfluss auf die Beanspruchung des Gelenkes und damit auf den subchondralen Knochen [Müller-Gerbl 1998].

Verändern sich die mechanischen Verhältnisse an einem Gelenk, z.B. durch Änderung der Kontaktflächengeometrie, durch Abweichen des Winkels der Achsen der miteinander artikulierenden Knochen oder Ähnliches, so kann sich die Lage der auf das Gelenk einwirkenden Kräfte und damit die sich aus ihnen ergebende Spannungsverteilung ändern. Dies spiegelt sich über die Zeit integriert in den subchondralen Mineralisierungsmustern wieder.

Um diese Mineralisierungsmuster - beziehungsweise die inneren Kräfte eines Gelenkes - zu untersuchen und damit auf die Beanspruchung eines Gelenkes zurück zu schließen, gibt es verschiedene Techniken. Mit Hilfe von vereinfachten Modellen des Bewegungsapparates wird versucht, durch theoretisch-mechanische Berechnungsverfahren von kinematischen Daten und gemessenen äußeren Kräften auf körperinnere Kräfte zu schließen. Abhängig vom Studiendesign können sie allerdings nur eine momentane Situation darstellen, aber nicht alle Faktoren berücksichtigen (z.B. den Muskelzug) oder sind wie viele mathematische Methoden (z.B. die Finite-Elemente-Methode) sehr abhängig von der durch den Untersucher erfolgenden Eingabe in das Modell. Gemeinsam ist diesen Methoden, dass mit Hilfe von indirekten Messungen versucht wird, auf die im Körper wirkenden Kräfte zu schließen. Dabei stoßen alle diese Methoden an gewisse Grenzen.

Die subchondrale Mineralisierungsverteilung stellt hingegen die reale Abbildung der inneren Körperkräfte auf den Gelenkflächen dar, da die im Körper wirkenden Kräfte direkten Einfluss auf Umbauvorgänge in der Zone des subchondralen Knochens haben. Es werden somit alle auf das Gelenk wirkenden Faktoren über einen längeren Zeitraum und nicht nur momentan berücksichtigt.

Während früher die Messung von Dichteunterschieden im subchondralen Knochen nur durch Sägeschnitte und darauffolgende konventionelle Röntgenaufnahmen dieser Schnitte möglich war, bietet heute die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) eine zuverlässige und darüber hinaus nicht invasive Methode der Darstellung der subchondralen Mineralisierung am Lebenden [Müller-Gerbl 1998]. Die CT-OAM bedeutet daher einen entscheidenden Fortschritt in der biomechanischen Analyse von Beanspruchungssituationen und kann insbesondere auch am Lebenden angewendet werden.

1.4 Fragestellung

Mit der CT-OAM ist es möglich, die Langzeitbeanspruchung von Gelenken auf Grundlage ihrer morphologischen Effekte zu untersuchen. Durch die Darstellung der Mineralisierungsverhältnisse der Wirbelkörperendplatten von Hals- bis zur Lendenwirbelsäule, erhalten wir einen näheren Einblick in die Lastverteilung innerhalb der Wirbelsäule. In dieser Arbeit sollen folgende Fragen beantwortet werden:

1. Weist die flächenhafte Mineralisierung der Endplatten der Wirbelsäule ein gleichmäßiges Verteilungsmuster auf oder finden sich innerhalb einer Endplatte einzelne Regionen höherer Belastung, wodurch auf eine unterschiedliche Lastverteilung innerhalb einer Endplatte rückgeschlossen werden kann?
2. Gibt es regionale Unterschiede zwischen zervikalen, thorakalen und lumbalen Wirbelkörperendplatten bezüglich ihres absoluten Kalziumgehaltes und ihrer flächenhaften Mineralisierung?
3. Unterscheiden sich Deck- und Grundplatten eines einzelnen Wirbelkörpers sowie der Wirbel verschiedener Wirbelsäulenabschnitte hinsichtlich ihrer Mineralisierung und deren flächenhaften Verteilung?

2 MATERIAL UND METHODEN

2.1 Material

Für diese Studie wurden 10 Wirbelsäulen aus dem Präparategut des Anatomischen Institutes der Ludwig-Maximilians-Universität München verwendet.

Die Altersverteilung der in die Auswertung aufgenommenen Wirbelsäulen lag bei 38 bis 62 Jahren (8 Wirbelsäulen, vier männlich, vier weiblich) mit einem Mittelwert von 51,1 Jahren. Ergänzend untersuchten wir zwei gering degenerierte Wirbelsäulen höheren Lebensalters (80 und 86 Jahre), um gegebenenfalls Unterschiede der Mineralisierung feststellen zu können.

Unter Berücksichtigung dieser zwei Präparate betrug der Mittelwert des Alters insgesamt 57,5 Jahre. 5 Wirbelsäulen stammten von weiblichen, 5 von männlichen Präparaten (Tabelle 1)

Um eine Verfälschung der Ergebnisse durch altersbedingte degenerative Veränderungen zu vermeiden, wurden Donatoren jüngeren Alters ausgewählt, die makroskopisch keine bis geringe degenerative Veränderungen aufwiesen.

Wirbelsäule	Kennung	Alter	Gewicht	Größe	Geschlecht	Wirbel
1	90/99	44	43 kg	167 cm	weiblich	C 3 - L 5
2	100/94	57	nicht erfasst	nicht erfasst	weiblich	C 3 - L 5
3	108/99	58	42 kg	160 cm	weiblich	C 3 - L 5
4	44/99	62	60 kg	180 cm	weiblich	
5	107/94	80	nicht erfasst	nicht erfasst	weiblich	C 6 - L 5

Durchschnitt Frauen	60,2
----------------------------	------

6	27/00	38	80 kg	178 cm	männlich	C 3 - L 5
7	91/96	40	nicht erfasst	190 cm	männlich	C 4 - L 5
8	85/99	54	71 kg	174 cm	männlich	
9	99/99	56	71 kg	184 cm	männlich	
10	125/98	86	41 kg	175 cm	männlich	TH 2 - L 2

Durchschnitt Männer	54,8
----------------------------	------

Durchschnitt gesamt	57,5
----------------------------	------

Tab. 1 Übersicht der verwendeten Präparate

2.2 Methoden

2.2.1 Konventionelle Röntgendarstellung

Die präparierten Wirbelsäulen wurden zur Diagnostik und Dokumentation degenerativer Veränderungen in einer Siemens-Röntgenanlage in posterior-anteriorem und seitlichem Strahlengang geröntgt.

Zur Vermeidung von Projektionsfehlern und zur achsengerechten Lagerung der Präparate wurden diese durch strahlendurchgängige Schaumstoffkeile auf dem Röntgentisch gelagert.

Die Auswertung erfolgte durch die Abteilung für Radiologie der LMU München. Kriterien degenerativer Wirbelsäulenveränderungen waren:

- Höhenminderung des Intervertebralraumes
- Höhenminderung der Endplatten
- Höhenminderung des Wirbelkörpers/Hinter- oder Vorderkante
- Osteophytenbildung

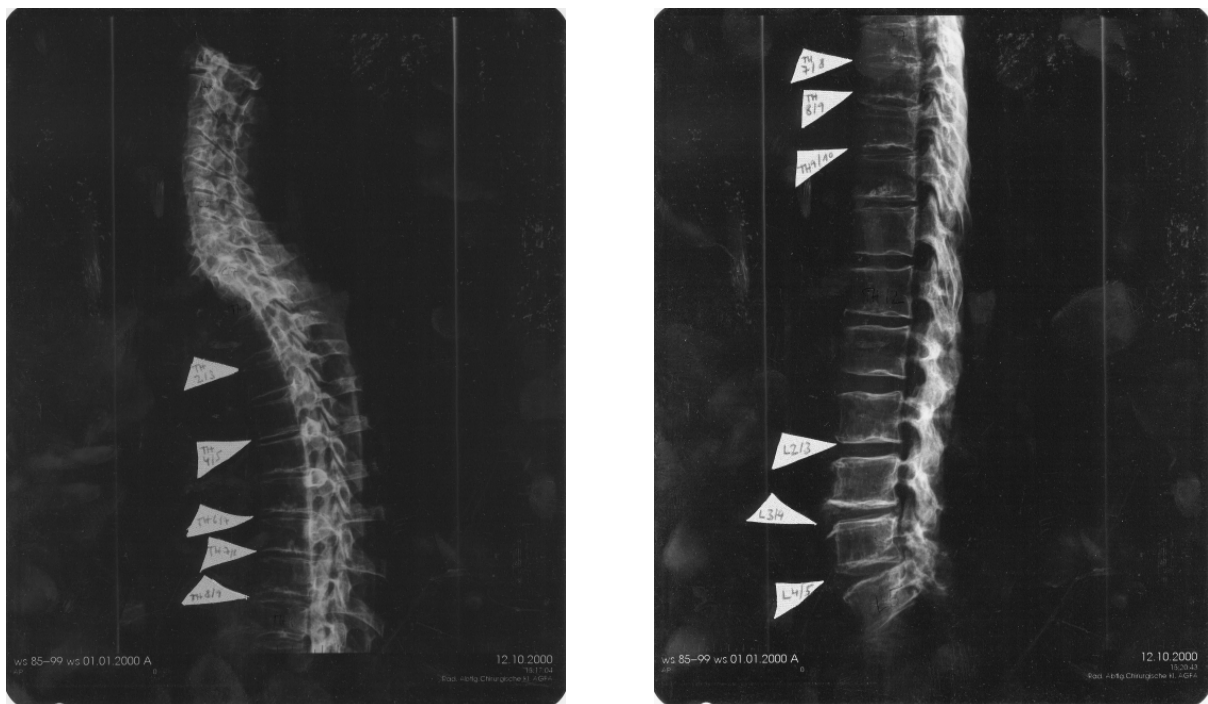


Abbildung 4 Röntgenaufnahme einer Wirbelsäule im seitlichen Strahlengang.

2.2.2 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

Bei der CT-OAM werden aus Datensätzen eines gängigen Computertomographen Gelenkflächen dreidimensional rekonstruiert, der subchondrale Knochen dargestellt und kartographische Ansichten der Mineralisierungsverteilung erzeugt.

Erstellung der Datensätze für die CT-OAM

Es wurden CT-Schichtaufnahmen an einem Computertomographen (Siemens Somatom S4) erstellt. Die Aufnahmen wurden in einer Schichtdicke von 2 mm in coronarer Einstellung angefertigt (Abb.5). Die Speicherung der Bilddaten erfolgte auf einer „Magnetic Optical Disc“, sowie im Archiv der Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München. Mittels Datentransfer wurden die Bilddaten vom Archiv auf eine Workstation (IBM RISC System/6000) überspielt.

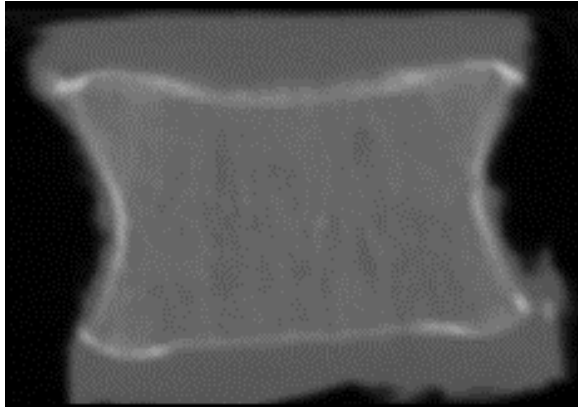


Abbildung 5

coronares CT-Schnittbild eines Lendenwirbelkörpers

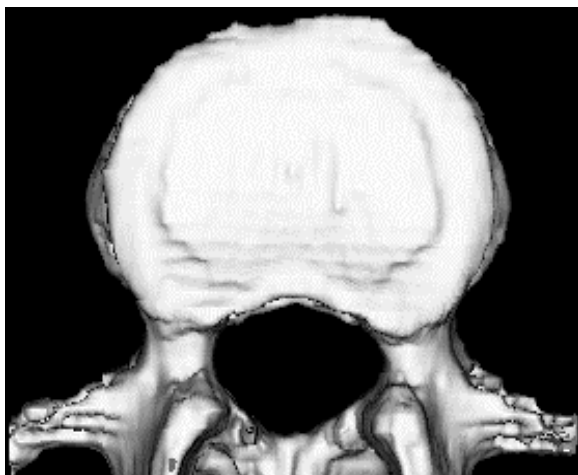


Abbildung 6

3-D-Rekonstruktion des Gesamtwirbelkörpers. Rotation zur Aufsicht auf die Deckplatte.

Die coronaren CT-Schnittbilder der einzelnen Wirbelkörper wurden mit Hilfe eines Editierprogrammes bearbeitet. Der Datensatz des Gesamtwirbels wurde dreidimensional rekonstruiert und in seiner räumlichen Ansicht so eingestellt, dass einmal die Gelenkfläche der Deckplatte (Abb.6) und in einer zweiten Ansicht die Gelenkfläche der Grundplatte voll einzusehen war. Die Koordinaten dieser Ansichten wurden registriert.

Im anschließenden Arbeitsschritt erfolgte mit Hilfe einer Editerroutine die virtuelle Isolierung der subchondralen Knochenlamellen der Deck- und Grundplatten aus den coronaren Schnittbildern. Pro Schnittbild entstanden somit zwei getrennte Datensätze, welche nach Deck- und Grundplatte getrennt gespeichert wurden (Abb. 7 und 8).

Diese wurden analog zur Gesamtwirbeldarstellung dreidimensional rekonstruiert und anhand der vorliegenden Koordinaten rotiert.

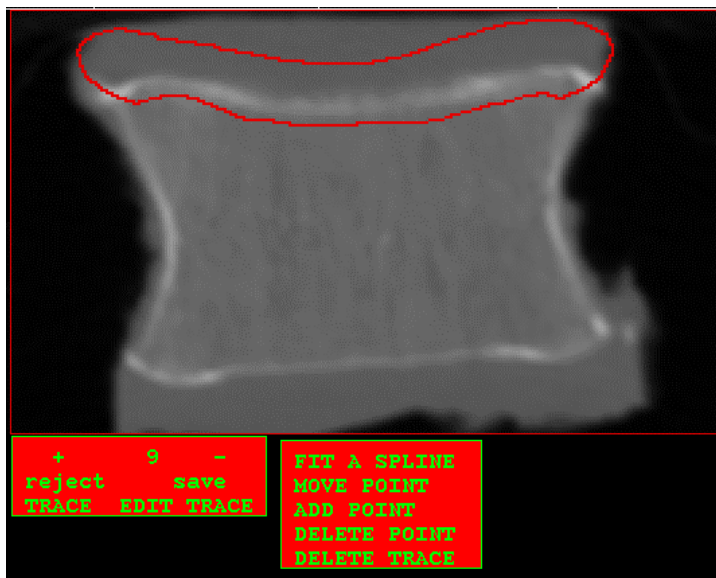


Abbildung 7

Markierung der subchondralen Knochenlamelle der Deckplatte zur virtuellen Isolierung.

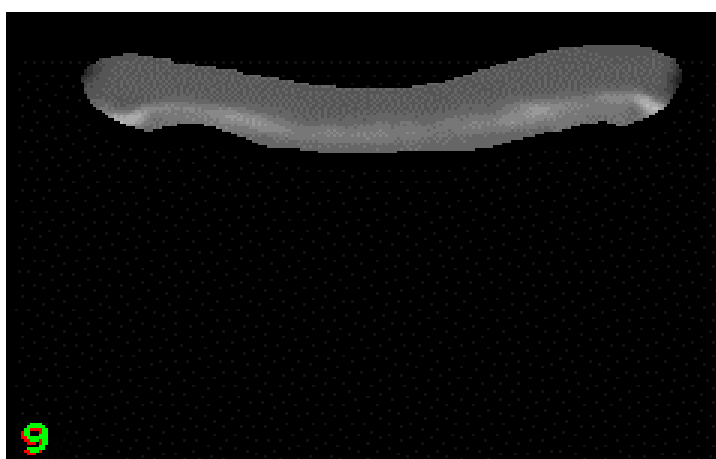


Abbildung 8

Isolierte subchondrale Knochenlamelle der Deckplatte

Mit Hilfe der Funktion „Maximum Intensity Projection“ der Software ANALYZE™ konnten die jeweils dichtesten Punkte des isolierten subchondralen Knochens senkrecht auf die Gelenkfläche projiziert werden. Diese Ansicht der Dichteverteilung des subchondralen Knochens wurde zur besseren Unterscheidung mit Falschfarben belegt. Diese wurden in 10 Farbbereiche von jeweils 100 Hounsfieldstufen (HU) unterteilt, die sich von < 200 HU bis > 1200 HU erstreckte. Hierbei repräsentierte schwarz die Bereiche > 1200 HU, in absteigender Reihenfolge kamen dann dunkelrot über hellrot bis gelb, dann grün bis dunkelblau.

Es resultierte daraus eine kartographische Ansicht der Mineralisierungsdichte innerhalb der Gelenkfläche, die mit Hilfe der Software über die Gesamtansicht der Gelenkfläche gelegt wurde, so dass die Falschfarbendarstellung der subchondralen Mineralisierung den Knochen im Bereich der Gelenkflächen überdeckte (Abb. 9).

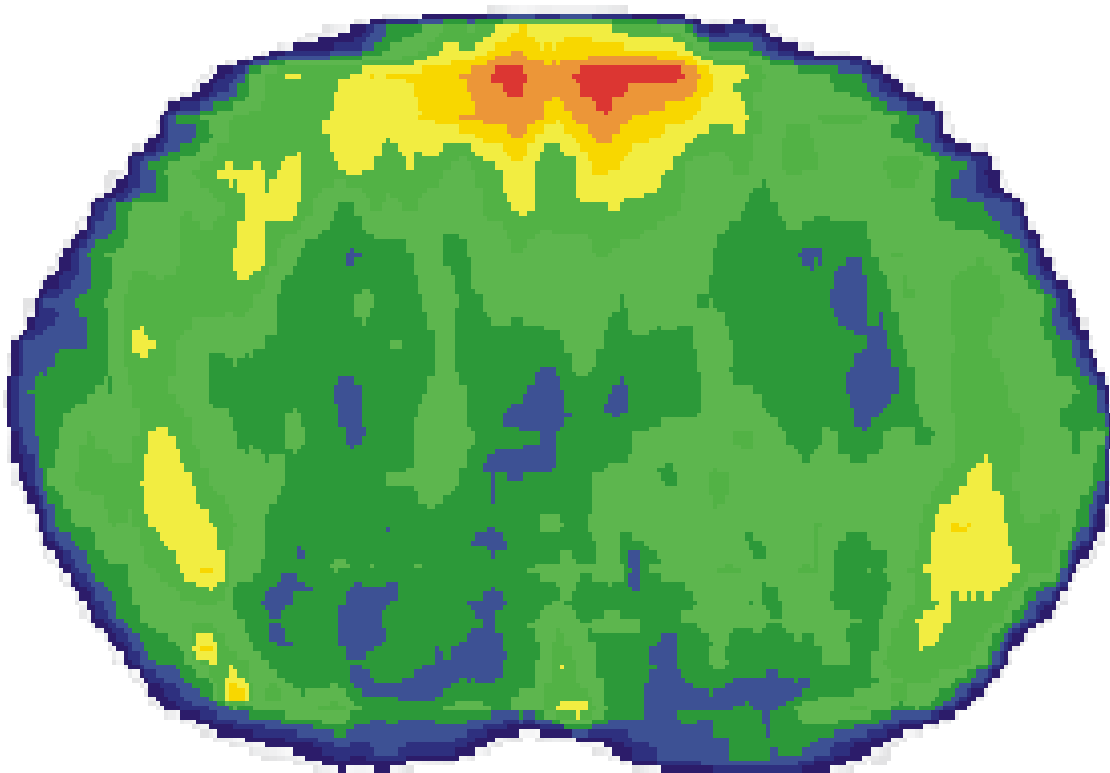


Abbildung 9

Densitogramm einer Deckplatte eines Lendenwirbelkörpers

Auswertung der Mineralisierungsmuster

Die Densitogramme wurden für Deck- und Grundplatten getrennt nach Gruppen typischer Verteilungsmuster klassifiziert. Dabei wurde die relative Lokalisation der Dichtemaxima auf der Gelenkfläche, die Existenz zweier oder mehr gleich stark ausgeprägter Mineralisierungsmaxima sowie die absolute Stärke der Mineralisierung berücksichtigt

Quantitative Bestimmung der Lokalisation der Dichtemaxima

Ein Raster mit 30 x 30 Einheiten wurde über jedes Densitogramm der Endplatten projiziert. Dabei wurde das Raster jedes Mal in der gleichen Weise angelegt, so dass

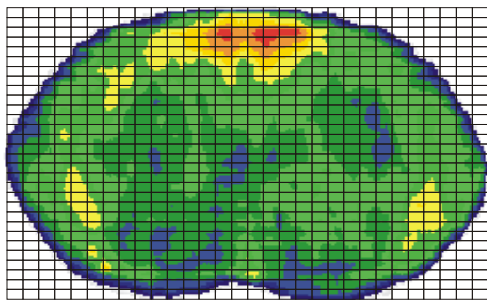


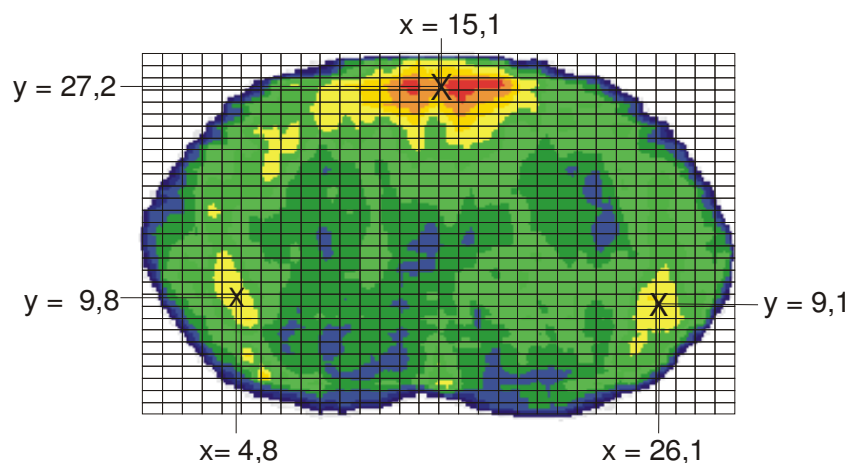
Abbildung 10 Anpassung des Rasters

es auf allen Seiten tangential die jeweils äußersten Punkte der Gelenkfläche berührte. Ebenso blieb die Anzahl der Einheiten (30 x 30) gleich, um eine Standardisierung der Koordinaten über größere und kleinere Gelenkflächen zu erreichen (Abb. 10).

Die Region der größten Dichte wurde anhand der Falschfarbendarstellung identifiziert und deren Flächenschwerpunkt ermittelt. Dessen Koordinaten wurden anhand des Rasters auf eine Dezimalstelle genau abgelesen und dokumentiert. Fand sich ein zweites oder mehrere ähnlich dichte Maxima innerhalb desselben Densitogrammes, so wurden deren Koordinaten auf dieselbe Art ermittelt und dokumentiert (Abb. 11).

Abbildung 11

Identifizierung der Regionen größter Dichte und Registrierung der Koordinaten



Graphische Darstellung der Koordinaten der Maxima

Die Koordinaten aller untersuchten Endplatten wurden zur übersichtlichen Darstellung ihrer relativen Lage auf der Gelenkfläche in ein Koordinatensystem eingetragen, das dem zur Auswertung verwendeten Raster entsprach (Abb. 12).

Flächenhafte Verteilung der Mineralisierungsmaxima der Grundplatten der Brustwirbelsäule von 10 Wirbelsäulen im Vergleich

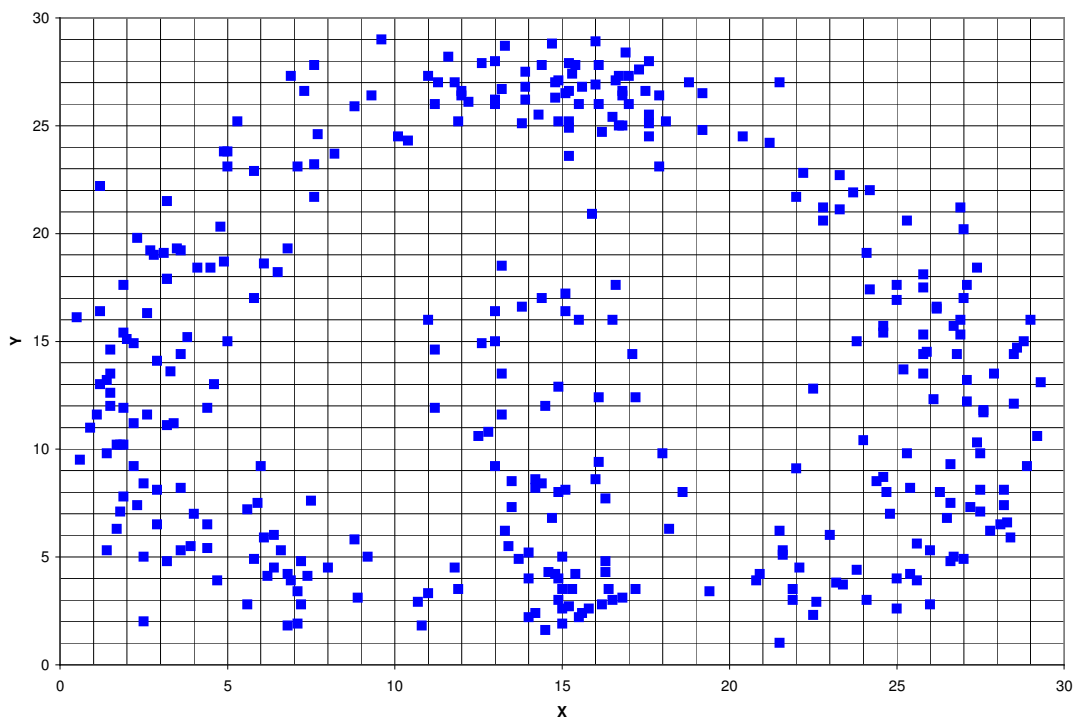


Abbildung 12

2.2.3 Quantitative CT-Osteoabsorptiometrie (qCT-OAM)

Die qCT-OAM ist eine nicht-invasive, auch beim Lebenden durchführbare Untersuchungstechnik. Sie ermöglicht Aussagen über den Mineralisierungsgrad einer Gelenkfläche (in mg Calcium/ml der untersuchten Gelenkfläche), die projizierte Größe der Gelenkfläche, der Verteilung der Dichtestufen innerhalb dieser Gelenkfläche und damit der Größe und Ausdehnung von Orten der höchsten Mineralisierung.

Die Berechnung der eingangs erwähnten Ergebnisse der quantitativen Auswertung erfolgte an einem Computer mittels der Software Excel™ und einem eigens für unsere Zwecke programmierten Rechenschemas. Um den Mineralisierungsgehalt der projizierten Gelenkflächen berechnen zu können, wurde die Anzahl der Pixel eines jeden HE-Wertes berechnet. Mittels eines Phantoms, dessen Calciumgehalt bekannt war, und mit den Wirbelkörpern im CT gescannt wurde, konnte der aktuelle HE-Wert für eine bestimmte Calcium-Konzentration festgestellt werden. Diese Calcium-Konzentration wurde in die Anzahl der Pixel umgerechnet und diente somit als Ausgangspunkt für die Feststellung der weiteren HE-Werte in Relation zur Anzahl der Pixel. Dadurch konnten die HE-Werte in einen Calcium-Gehalt umgerechnet werden und in einem Flächendiagramm dargestellt werden. Durch Integration der Fläche erhielten wir somit den absoluten Calcium-Gehalt der gesamten untersuchten Gelenkfläche. Um die Vergleichbarkeit der Ergebnisse aller Gelenkflächen zu gewährleisten, wurde der Calcium-Gehalt pro Milliliter Gelenkfläche berechnet.

2.2.4 Statistische Auswertung

Mit Hilfe der Statistiksoftware StatView® wurden paarweise Vergleiche von kontinuierlichen Variablen mit dem Wilcoxon-Rank-Test durchgeführt. Dadurch konnten Mineralisierungsgehalte der Endplatten verglichen und signifikante Unterschiede statistisch erfasst werden.

Verglichen wurden die Unterschiede der absoluten und relativen Mineralisierung zwischen Deck- und Grundplatte des einzelnen Wirbelkörpers, innerhalb der Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule sowie innerhalb der Bewegungssegmente.

3 Ergebnisse

3.1 Lokalisation der Mineralisierungsmaxima

Die flächenhafte Verteilung der Mineralisierung unterschied sich hinsichtlich der Lokalisation der höchsten Mineralisierung innerhalb der Endplatten der Wirbelkörper. Allerdings waren dabei charakteristische Verteilungsmuster zu erkennen, welche jeweils nach Deck- und Grundplatten, sowie nach Wirbelkörpern aus Hals-, Brust- oder Lendenwirbelsäule variierten. Durch Darstellung der Mineralisierungsmaxima in einem Koordinatensystem konnten Schwerpunktbereiche der höchsten Mineralisierung festgestellt und schematisch erfasst werden.

Deckplatten der Halswirbelsäule

Die Projektion aller Mineralisierungsmaxima der Deckplatten der untersuchten Halswirbelsäulen zeigt Abbildung 13 (links). Die Punktwolken zeigen Bereiche, in denen vermehrt Maxima auftraten, welche durch die schraffierten Felder gekennzeichnet sind. Vor allem die lateralen Abschnitte der Halswirbel-Deckplatten weisen vermehrt Mineralisierungsmaxima auf. Ebenso konnte ein medial-dorsal lokalisierter Bereich beschrieben werden.

Grundplatten der Halswirbelsäule

Die Grundplatten der Halswirbelsäule waren ebenfalls lateral stärker mineralisiert. Im Gegensatz zu den Deckplatten aber fand sich eine weitere Lokalisation höherer Mineralisierung im ventralen Endplattenbereich, während die dorsalen Anteile weniger stark mineralisiert waren (Abbildung 13 rechts).

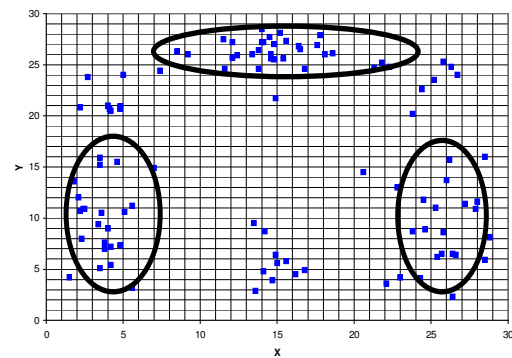
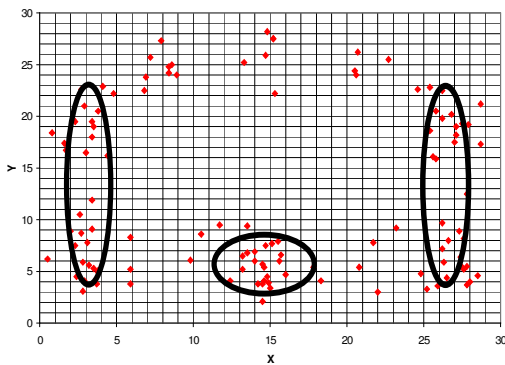
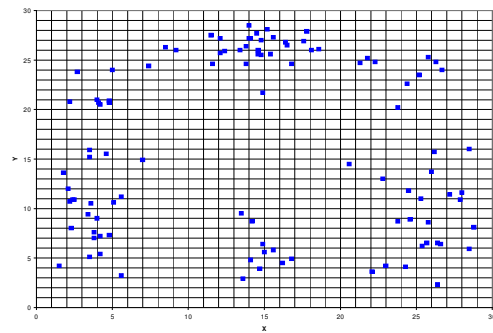
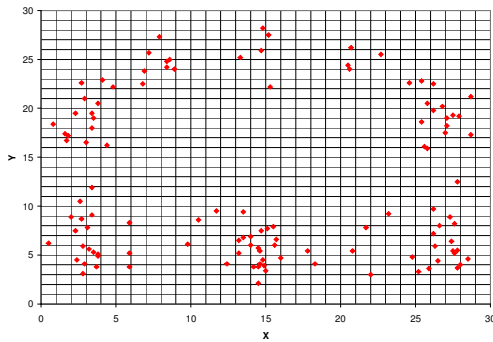
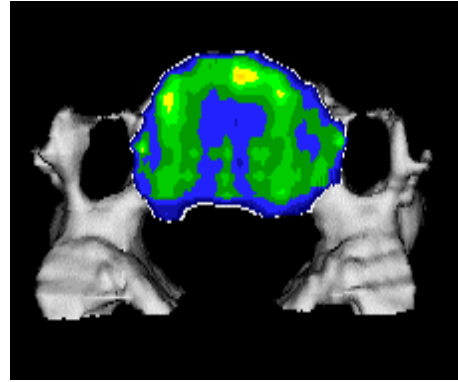
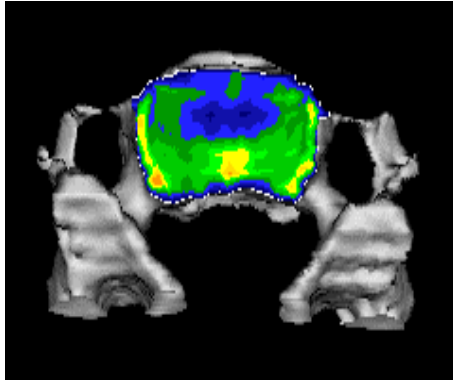


Abbildung 13

Darstellung der Mineralisierungsverteilung einer Deckplatte der Halswirbelsäule (links: HWK 5/WS 27/00) sowie der entsprechenden Grundplatte (rechts: HWK 5/WS 27/00). Die Punktwolken aus allen Mineralisierungsmaxima zeigen die Stellen der höchsten Mineralisierung aller von uns untersuchten Deck- bzw. Grundplatten der Halswirbelsäulen (links: Deckplatten, rechts: Grundplatten). Durch die schraffierten Flächen werden die Orte der größten Häufung von Mineralisierungsmaxima visualisiert.

Endplatten der Brustwirbelsäule

Die Endplatten der Brustwirbelsäule glichen sich in der Verteilung der Mineralisierungsmaxima. Sowohl die Deck- als auch die Grundplatten zeigten eine nahezu gleichmäßig zirkuläre Verteilung der Regionen höherer Mineralisierung. Vereinzelt Maxima fanden sich im Zentrum der Endplatten. In Abbildung 14 sind diese Konfigurationen im Bildbeispiel und als Punktwolke sowie deren schematische Erfassung dargestellt.

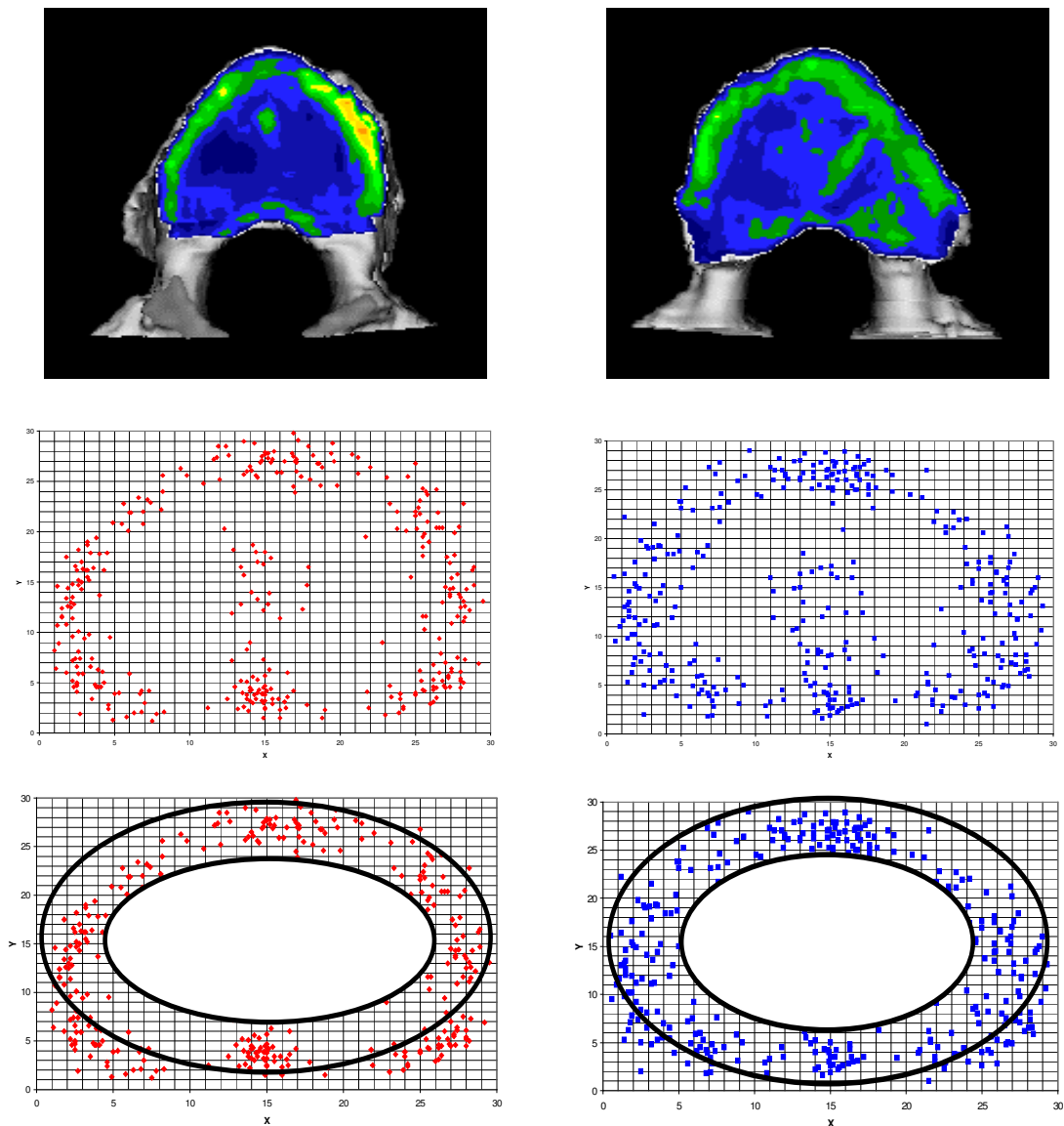


Abbildung 14 Beispiele der Densitogramme von Deckplatten (links) und Grundplatten (rechts) sowie die daraus abgeleiteten Punktwolken der Mineralisierungsmaxima aller Brustwirbelkörper und die Markierung deren lokaler Häufung.

Endplatten der Lendenwirbelsäule

Abbildung 15 zeigt sowohl die beispielhaften Densitogramme zweier Lendenwirbelkörper, als auch die Verteilungen der Maxima der Deckplatten der Lendenwirbelkörper (links) und der Grundplatten der Lendenwirbelkörper (rechts). Die Deckplatten wiesen dorsal und lateral die Lokalisationen höchster Mineralisierung auf. Ventral fanden sich nur vereinzelte Maxima. Ein vergleichbares Muster stellten wir bei den Grundplatten fest. Hier fiel im dorso-medialen Bereich eine leicht nach medial verlagerte Ausdehnung auf. Zusätzlich fand sich eine Häufung medial ventral.

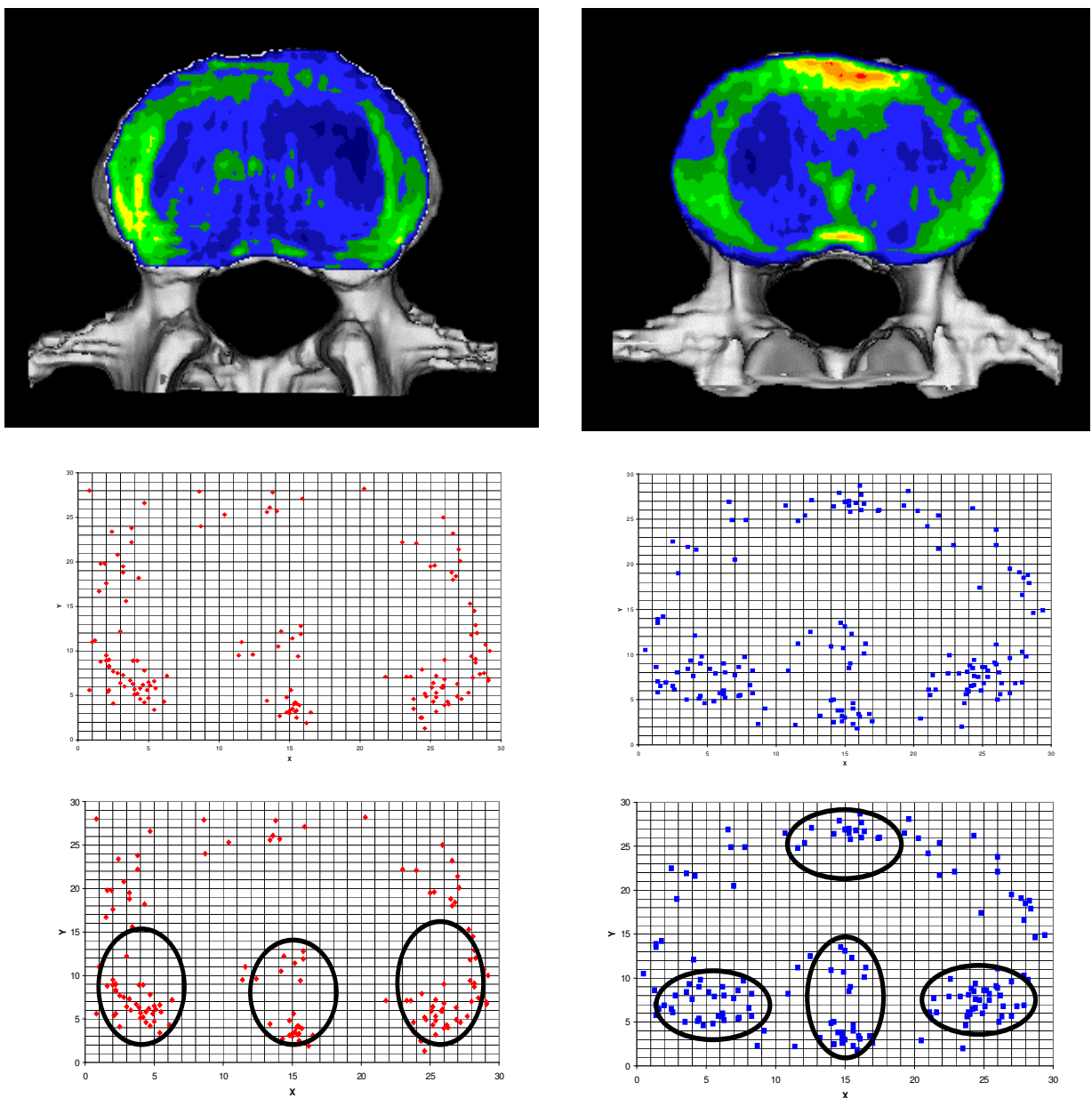


Abbildung 15

Densitogramme und Mineralisierungsmaxima der LWS

Mineralisierung der Endplatten im Übergangsbereich

Eine summierte Darstellung der Maxima in den Einzelwirbelkörpern zeigte einen fließenden Übergang der Mineralisierungsmuster zwischen Hals- und Brust-, sowie Brust- und Lendenwirbelsäule. Die Abbildungen der summierten Projektion der Mineralisierungsmaxima (Punktewolken) sind im Anhang dargestellt (S. 61 ff.).

Halswirbelsäule

Das Mineralisierungsmuster der Deckplatten der HWS glich sich von HWK 3 bis HWK 7 zunehmend einer kreisförmigen Anordnung der Mineralisierungsmaxima an. In der kranialen HWS dominierten zunächst die dorsalen Maxima, welche über HWK 4 bis 6 um Maxima in den lateralen Anteilen ergänzt wurden. In HWK 7 zeigte sich schließlich ein Mineralisierungsmuster, welches dem der Brustwirbelkörper sehr ähnlich war. Die Maxima der Grundplatten zeigten in HWK 3 eine dreieckförmige Anordnung, um dann über die Wirbelkörper 4 bis 6 eine zunehmend kreisförmige Anordnung zu entwickeln. In HWK 7 wurde wiederum eine eher ventral angeordnete Maximaverteilung gefunden.

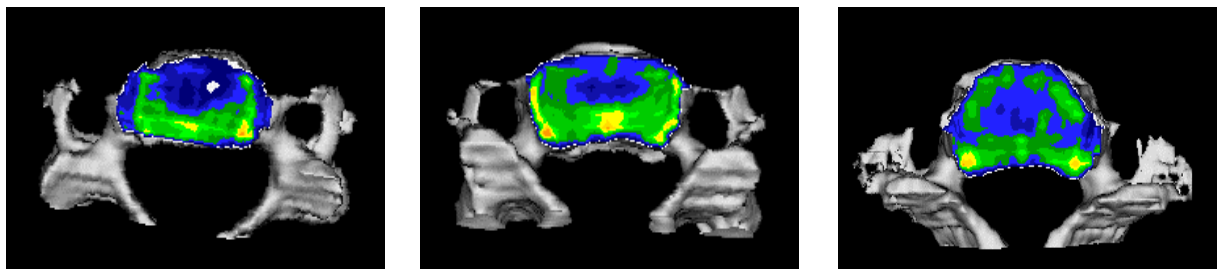


Abbildung 16 Densitogramme der Deckplatten HWK 3, 5 und 7/WS 27/00 (von links nach rechts)

Brustwirbelsäule

Sowohl die Deck- als auch die Grundplatten der gesamten BWS wiesen eine annähernd kreisförmige Anordnung der Mineralisierungsmaxima auf, wobei in den Endplatten der oberen BWS noch eine Häufung ventral, dorsal und lateral festgestellt wurde. Im Verlauf nach kaudal zeigte sich dann die für die BWS charakteristische zunehmend gleichförmige Verteilung. In den kaudalen BWS-Abschnitten überwog schließlich eine eher dorsale Anordnung (Abbildung 17).

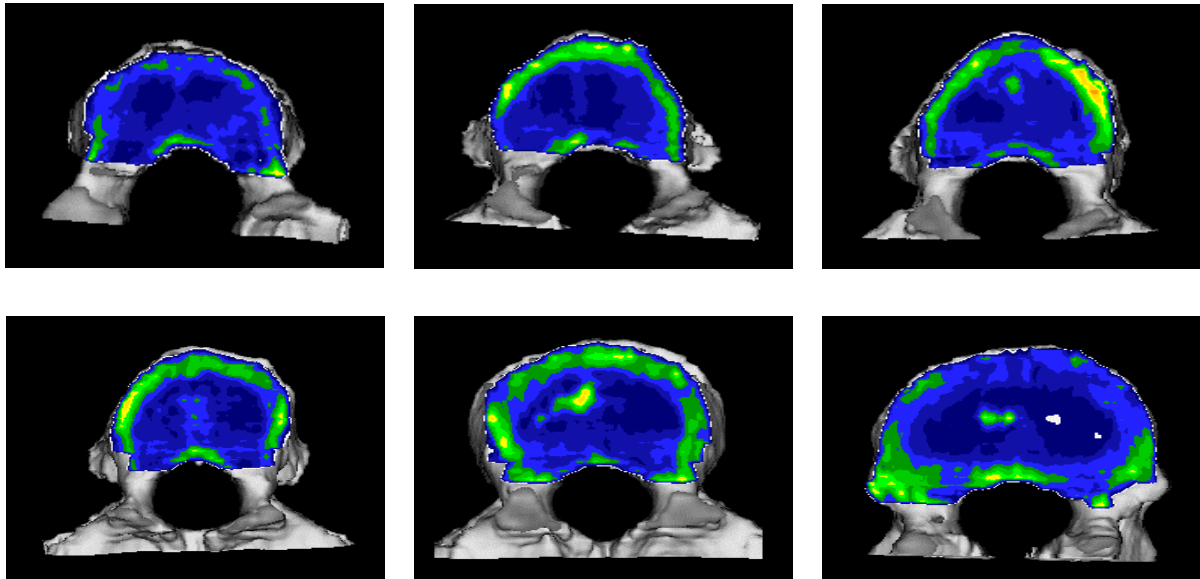


Abbildung 17 Densitogramme der Deckplatten der Brustwirbelsäule zur Darstellung des fließenden Überganges der Mineralisierungsmuster. Obere Reihe von links nach rechts BWK 2, 4 und 6 (WS 27/00). Untere Reihe von links nach rechts BWK 8, 10 und 12 (WS 27/00).

Lendenwirbelsäule

Hier fiel von kranial nach kaudal die Verlagerung der Maximaverteilung in die dorsalen Endplattenbereichen auf. Dies galt für Deck- wie Grundplatten gleichermaßen (Abbildung 18).

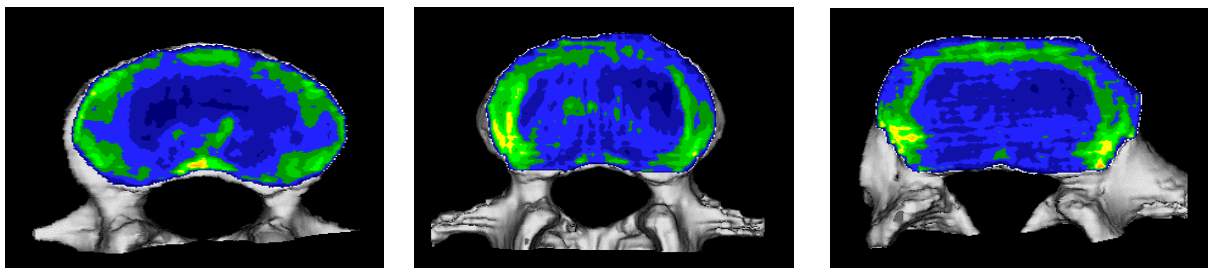


Abbildung 18 Densitogramme der Deckplatten der Lendenwirbelsäule. Von links nach rechts sind dargestellt LWK 1, 3 und 5 der WS 27/00.

3.2 Kalziumgehalt der Endplatten

Absoluter Kalziumgehalt der Endplatten

Die Bestimmung des absoluten Kalziumgehaltes der Endplatten zeigte interindividuelle Unterschiede zwischen den untersuchten Wirbelsäulen. Die Höhe des absoluten Kalziumgehaltes variierte zwischen den Wirbelsäulen zum Teil erheblich (Abb.19).

Unabhängig von der Höhe des jeweiligen Kalziumgehaltes nimmt die absolute Mineralisierung von kranial nach kaudal zu. Dies konnte für jede der 10 untersuchten Wirbelsäulen gleichermaßen festgestellt werden (Abb. 19).

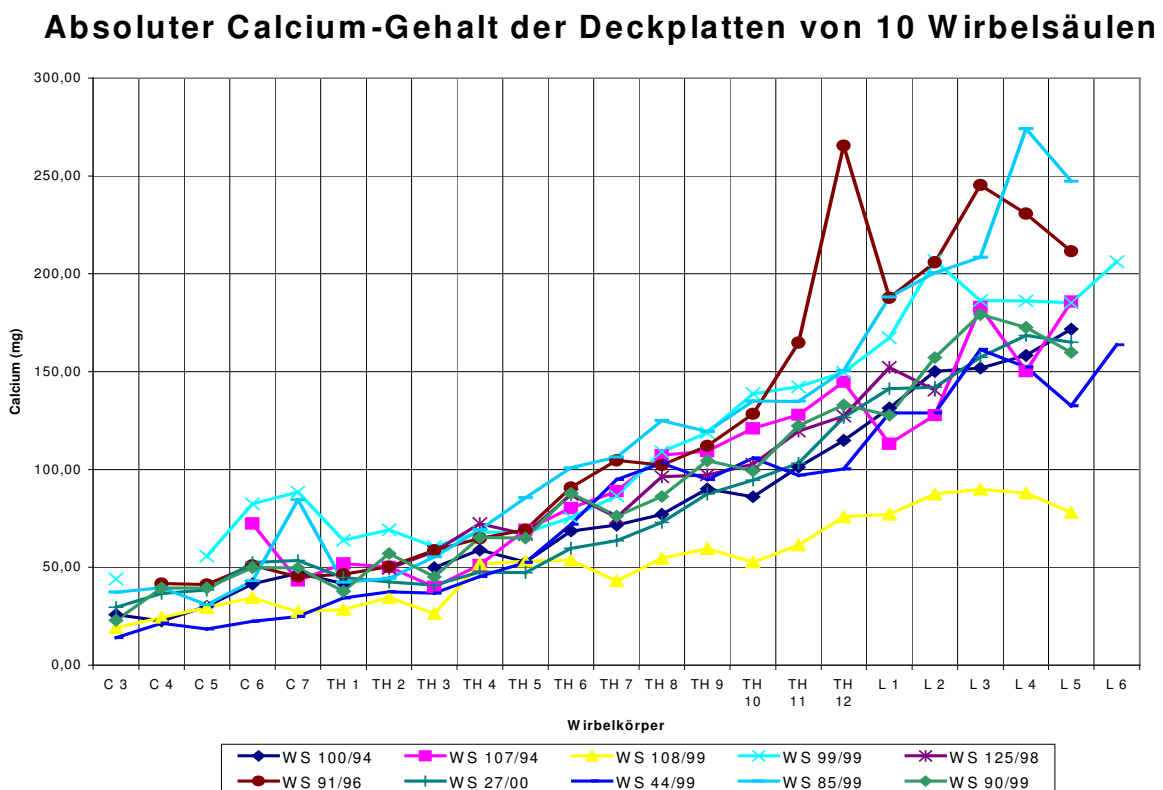


Abbildung 19

Absoluter Kalziumgehalt der Endplatten von 10 Wirbelsäulen. Anstieg des absoluten Kalziumgehaltes von kranial nach kaudal.

Relativer Kalziumgehalt der Endplatten (absoluter Kalziumgehalt bezogen auf die individuelle Endplattenfläche)

Die Berechnung der Flächengröße der Endplatten zeigte, dass diese von kranial nach kaudal kontinuierlich zunimmt (Abb. 20). Unter Einbeziehung dieser Fläche der Wirbelkörper wurde die relative Mineralisierung in Milligramm pro Milliliter berechnet. Diese war intraindividuell annähernd konstant. Die Endplatten der Halswirbelsäule hatten somit einen annähernd gleichen Kalziumgehalt wie die Endplatten der Lendenwirbelsäule (Abb. 21). Im Gegensatz dazu stellten wir interindividuell zum Teil erhebliche Unterschiede bezüglich des relativen Calciumgehaltes fest.

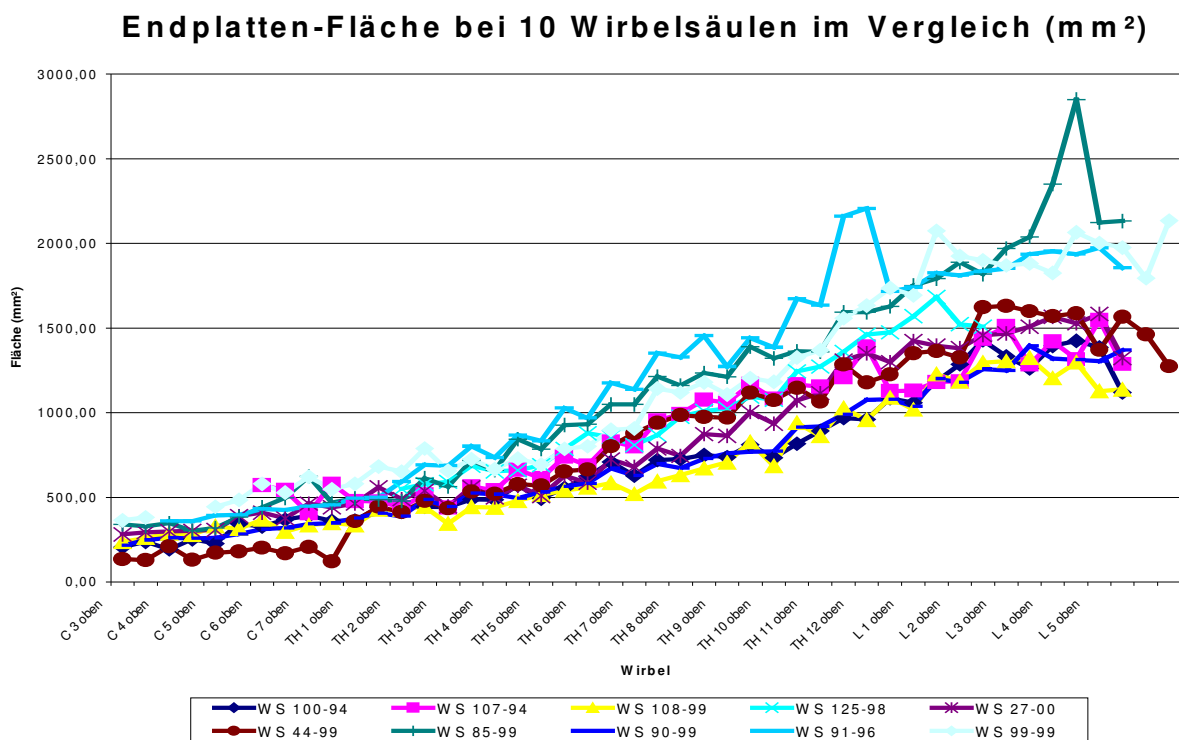


Abbildung 20

Endplattenfläche der 10 untersuchten Wirbelsäulen im Vergleich. Zunahme der Endplattenfläche von kranial nach kaudal.

Relativer Calcium-Gehalt der Deckplatten bei 10 Wirbelsäulen

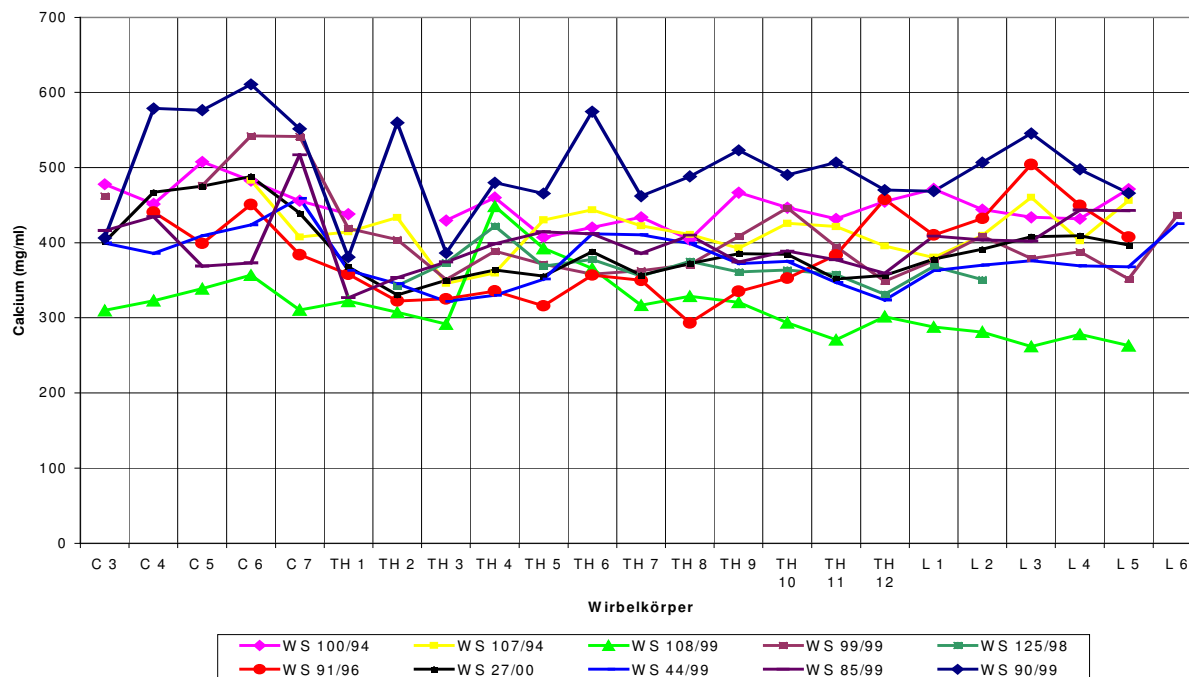


Abbildung 21

Relativer Kalziumgehalt aller Deckplatten der untersuchten Wirbelsäulen. Die Höhe der relativen Mineralisierung unterscheidet sich zwischen Hals- und Lendenwirbelsäule kaum.

Vergleich der Mineralisierung der Endplatten innerhalb eines Wirbelkörpers

Der relative Kalziumgehalt der Deck- und Grundplatten der Wirbelkörper variierte regelhaft. Wir stellten fest, dass die Deckplatten geringer mineralisiert sind als die Grundplatten. Wir fanden somit eine Zunahme der relativen Mineralisierung innerhalb eines Wirbelkörpers. In Abbildung 22 sind relativer Kalziumgehalt der Deck- und Grundplatten einer Wirbelsäule getrennt nach Deck- und Grundplatten dargestellt.

Die Endplatten der Halswirbelsäule zeigten diesbezüglich keinen signifikanten Unterschied des Kalziumgehaltes. Der Mittelwert der Zunahme des relativen Kalziumgehaltes betrug 10,3 mg/ml (Median 14, 6; $p = 0,44$, Wilcoxon Signed Rank Test).

Vergleich des relativen Calcium-Gehaltes der Grund- und Deckplatten

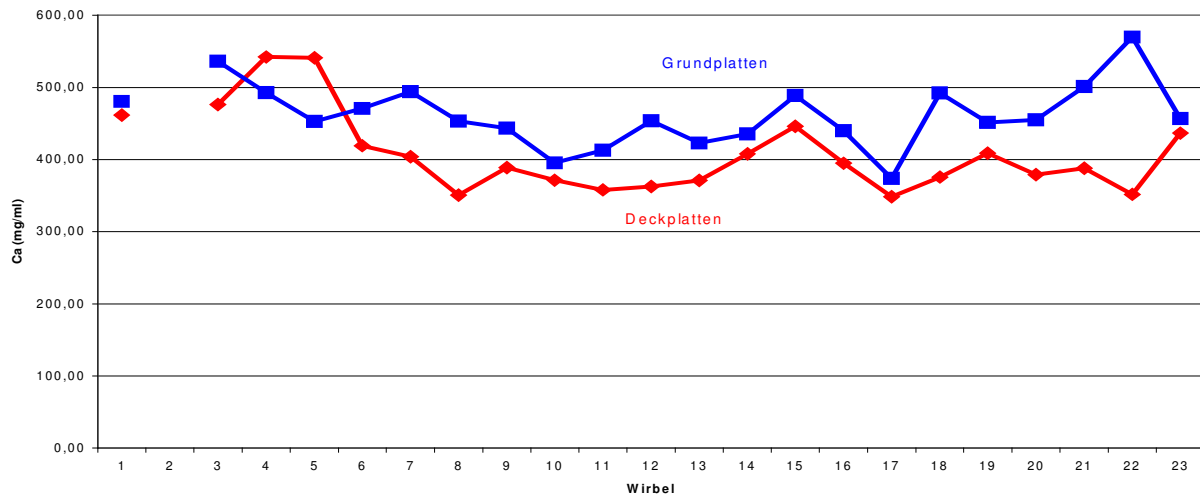


Abbildung 22

Relativer Kalziumgehalt der Endplatten einer Wirbelsäule getrennt nach Deck- (rote Raute) und Grundplatten (blaue Quadrate). Die Grundplatten sind stärker mineralisiert als die Deckplatten.

Dagegen war die Zunahme der relativen Mineralisierung von Deck- zu Grundplatte innerhalb eines einzelnen Wirbelkörpers der Brust- und Lendenwirbelsäule hoch signifikant (BWS: MW 38,3, Median 37,9; $p < 0,0001$; LWS: MW 58,3, Median 60,0; $p < 0,0001$; Wilcoxon Signed Rank Test)

Im Gegensatz zur beschriebenen Mineralisierungszunahme innerhalb eines Wirbelkörpers fanden wir bei 36 Wirbeln der insgesamt 211 untersuchten Wirbelkörper eine Abnahme der Mineralisierung und somit eine Umkehr der oben genannten Mineralisierungsform.

Vergleich der Mineralisierung der Endplatten innerhalb der Bewegungssegmente

Bei der Darstellung der prozentualen Veränderungen der relativen Mineralisierung in Abbildung 23 fiel neben der oben beschriebenen Zunahme der Mineralisierung

innerhalb eines Wirbelkörpers auf, dass es gleichzeitig zu einer Abnahme der Endplattenmineralisierung kam, wenn zwischen beiden Endplatten eine Bandscheibe lokalisiert war. Innerhalb eines Bewegungssegmentes war die kranial der Bandscheibe gelegene Grundplatte des oberen Wirbelkörpers höher mineralisiert als die kaudal gelegene Deckplatte des unteren Wirbelkörpers. Die relative Mineralisierung nahm innerhalb eines Bewegungssegmentes – über eine Bandscheibe hinweg – von kranial nach kaudal ab.

Diese Veränderungen waren für die Bewegungssegmente der Brust- und Lendenwirbelsäule hoch signifikant (BWS: MW – 39,2 mg/ml, Median – 36,1 mg/ml, $p < 0,0001$; LWS: MW – 50,9 mg/ml, Median – 52,8 mg/ml, $p < 0,0001$; Wilcoxon Signed Rank Test).

Im Bereich der Halswirbelsäule zeigte sich keine signifikante Abnahme der relativen Mineralisierung über eine Bandscheibe hinweg (MW – 16,0 mg/ml, Median – 12,8 mg/ml, $p = 0,17$; Wilcoxon Signed Rank Test).

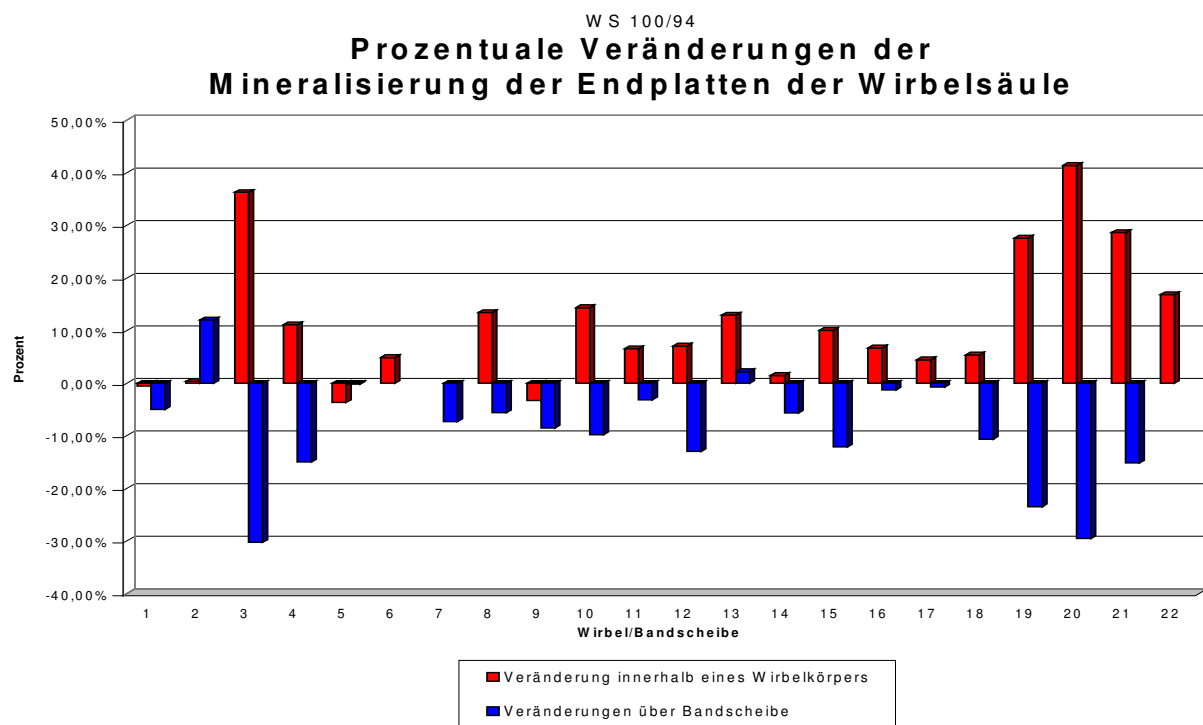


Abbildung 23

Darstellung der prozentualen Zunahme der Mineralisierung zwischen Deck- und Grundplatte eines Wirbelkörpers (rot), bzw. Abnahme der Mineralisierung über eine Bandscheibe hinweg (blau).

3.3 Kernspintomographie

Befunde der Kernspintomographie

Wegen der beschriebenen Kalziumgehalte und deren Unterschiede zwischen Deck- und Grundplatten zweier aneinander grenzender Wirbelkörper untersuchten wir bei sechs Wirbelsäulen die Bandscheiben auf degenerative Veränderungen. Weil die Abnahme der Mineralisierung nicht bei allen untersuchten Bewegungssegmenten regelhaft nachzuweisen war, wollten wir feststellen, ob durch Schäden der Bandscheiben Veränderungen der Mineralisierung bedingt sein könnten. Wir unterteilten die Degenerationserscheinungen in drei Grade (leicht, mäßig, stark degeneriert). Ebenso wurden die Endplatten der Wirbelkörper auf Höhenminderung oder Infraktion beurteilt.



Abbildung 24 MRT einer Lendenwirbelsäule mit Kennzeichnung der Lendenwirbelkörper 1 und 5 sowie den Bandscheiben (L1/L2 bis L5/S1).

Gegenüberstellung der Befunde der Kernspintomographie und der Mineralisierungsverteilung in den Endplatten

Der relative Kalziumgehalt der Endplatten einer Wirbelsäule (WS 44/99) wies in unserer Studie bei 8 von 22 Wirbelkörpern eine Umkehrung der Mineralisierungsverhältnisse zwischen Deck- und Grundplatte auf. Das bedeutete in diesen Fällen keine Zunahme des Kalziumgehaltes von Deck- zu Grundplatte, sondern eine höhere Mineralisierung der Deckplatten und somit im Vergleich zu den zugehörigen Grundplatten eine Abnahme der Mineralisierung. In der MRT-Untersuchung dieser Wirbelsäule wurden bei den betroffenen Wirbelkörpern eine Höhenminderung der Deckplatten festgestellt. Die Beurteilung der Endplatten des restlichen Kollektives wies in 17 Fällen eine nur leichte Höhenminderung der Grundplatten auf. Hierbei ergaben sich in keinem Fall Veränderungen hinsichtlich der beschriebenen Zunahme des Kalziumgehaltes innerhalb der Wirbelkörper.

Bei der Untersuchung der Bandscheiben wurden zwei stark degenerierte Bandscheiben identifiziert (WS 99/99, BS TH12/L1 und BS L1/2), 38 leicht degenerierte und zwei fraglich beginnend degenerierte. Bei einer Wirbelsäule (WS 44/99) waren alle 21 Bandscheiben leicht degeneriert. Hier zeigte sich in 8 Bewegungssegmenten eine Zunahme der Mineralisierung von kranial nach kaudal und entsprach damit nicht den oben beschriebenen signifikanten Kalziumveränderungen. Die Mineralisierung der Endplatten der restlichen Bewegungssegmente wies trotz der leichten Degeneration der Bandscheiben eine Abnahme der Mineralisierung über eine Bandscheibe hinweg auf. Die übrigen 17 leicht degenerierten Bandscheiben verteilten sich gleichmäßig auf das restliche Wirbelsäulenkollektiv. Hierbei zeigten fünf Bewegungssegmente ebenfalls eine Umkehrung der Mineralisierung. Im Fall der zwei stark degenerierten Bandscheiben kam es gleichermaßen zu einer Zunahme des Kalziumgehaltes der Endplatten.

4 Diskussion

4.1 Diskussion des Materials

Die Wirbelsäule zeigt bereits in der zweiten und dritten Lebensdekade Degenerationserscheinungen. Diese sind beim Gesunden nur sehr gering ausgeprägt, können aber auch in jungem Alter unter Umständen zu Schmerzen und Bandscheibenvorfällen führen. Am deutlichsten zeigen sich Veränderungen in jungen Jahren an der Halswirbelsäule, wo bereits ab dem 20. Lebensjahr Risse und Spalten in den Disci entstehen und somit den Beginn der Ausbildung der Uncovertebralgelenke markieren.

In etlichen Studien zur Knochendichte der Wirbelkörper wurde festgestellt, dass mit zunehmendem Alter der Gehalt an Mineralsalzen sinkt, die Anzahl und die Dicke der Trabekel abnimmt und dementsprechend die Belastbarkeit der Wirbelkörper sinkt [Montag 1988, Singer 1990, Tiling 1983, Twomey 1987, Weh 1983]. Singer wies dabei nach, dass ab dem 40. Lebensjahr die Abnahme der Trabekeldichte im Bereich der gesamten Wirbelsäule deutlich zunimmt.

Aus diesen Gründen strebten wir ein möglichst junges Alter der Donatoren an. Die Altersverteilung lag bei den männlichen Wirbelsäulen zwischen 38 und 56 Jahren, bei den weiblichen zwischen 44 und 62 Jahren (Mittelwert insgesamt 49,88 Jahre). Ergänzend zu diesem Kollektiv untersuchten wir zwei Wirbelsäulen von Donatoren im hohen Lebensalter (80 Jahre/weiblich, 86 Jahre/männlich).

Angesichts der oben zitierten Studien wäre die Datenerhebung bei jüngeren Probanden wünschenswert gewesen. Aufgrund unseres Wunsches, die Endplatten der Wirbelkörper von Hals- bis Lendenwirbelsäule zu untersuchen, wäre die Strahlenbelastung durch die Computertomographie bei Lebenden zu hoch gewesen. Wir wählten deshalb anhand strenger Kriterien Donatoren mit keinen bis geringen degenerativen Veränderungen des muskuloskeletalen Systems aus dem Präparategut der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München aus.

Die Wirbelkörperendplatten sind bei Männern durchschnittlich 10% größer als bei Frauen, unterscheiden sich aber nicht in strukturellem Aufbau und in der Grundform ihrer Gelenkflächen [Lance 1998]. Um eventuelle geschlechtsspezifische Einflüsse auszuschließen, untersuchten wir fünf Präparate von weiblichen und fünf von männlichen Donatoren. Einen geschlechtsspezifischen Unterschied stellten wir nicht fest.

4.2 Diskussion der Methode

4.2.1 Röntgen

Die Untersuchung der Wirbelsäule anhand von Röntgenaufnahmen bei anterior-posteriorem Strahlengang und zwei Ebenen ist ein bewährtes Mittel zur Feststellung von degenerativen Veränderungen an der Wirbelsäule. Die Wirbelsäulen wurden in einer Siemens-Röntgenanlage geröntgt. Zur lagesicheren Fixierung der Präparate wurden strahlendurchgängige Schaumstoffkeile unterlegt. Die Aufnahmen wurden von Röntgentechnischen Assistenten durchgeführt und von Fachärzten der Radiologie der Ludwig-Maximilian-Universität München befundet. Ausschlusskriterien waren schwere degenerative Veränderungen mit Knochendeformitäten, erkennbaren Höhenminderungen der Bandscheiben, alte Frakturen bzw. schwere Osteoporose/Mineralsalzminderung mit Folgeschäden (Infraktion, Sinterung, Fischwirbelbildung).

4.2.2 Kernspintomographie

Sechs Wirbelsäulen wurden zur Feststellung der Bandscheibenbeschaffenheit einer genaueren Untersuchung mittels Magnet-Resonanz-Tomographie unterzogen. Mittels eines Siemens MRT Harmony wurden sagittale Schnittbilder mit Schichtdicke 3 mm in T1- und T2-Wichtung und Messungen zur Protonendichte angefertigt. Bei Unsicherheiten bezüglich der Integrität einer Bandscheibe wurden für diese gesondert transversale Schnittbilder in T1-Wichtung angefertigt.

Die Untersuchung der Bandscheiben mittels Kernspintomographie stellt die derzeit genaueste Möglichkeit dar, sichere Erkenntnisse über degenerative Veränderungen der Wirbelsäule zu erhalten.

Bei fünf der sechs Wirbelsäulen handelte es sich um Präparate, welche zum Zwecke der Konservierung mit Formalin fixiert wurden. Die dadurch bedingte Veränderung des Wassergehaltes – z.B. in den Bandscheiben – könnte theoretisch die Ergebnisse einer MRT-Aufnahme beeinflussen. Aktuelle Studien hinsichtlich dieser Fragestellung konnten wir nicht finden. Stähler et al. [1998] zeigten jedoch bei Untersuchungen zum Handgelenk an formalinfixierten Präparaten, dass im Vergleich mit kernspintomographischen Aufnahmen beim Lebenden keine Unterschiede aufgefallen sind bezüglich fettgesättigter und wasserangeregter Sequenzen.

Wir verglichen die MRT-Aufnahmen der formalinfixierten Wirbelsäulen mit den nativen Aufnahmen der nicht vorbehandelten Wirbelsäule, wobei keine Differenz in der Signalstärke festgestellt werden konnte.

4.2.3 Computertomographie

Für die computertomographischen Aufnahmen wurde ein Gerät der Firma Siemens (Somatom S4) verwendet. Bei einer Schichtdicke von 2 mm wählten wir eine coronare Schnittführung. Die Speicherung der Bilddaten erfolgte auf einer „Magnetic Optical Disc“, sowie im Archiv der Radiologie der LMU München.

Um für die Untersuchung der Endplatten der Wirbelkörper eine möglichst hohe Auflösung zu erzielen, wurden die Wirbelsäulen vor der Untersuchung in Einzelwirbel zerlegt. Somit war eine horizontale Lagerung der Wirbelkörper möglich. Um Bewegungsartefakte durch die Bewegungen des Untersuchungstisches zu vermeiden, wurden die Wirbelkörper durch eine Einspannvorrichtung in ihrer Lage fixiert.

4.2.4 CT-Osteoabsorptiometrie

Die von uns verwendete Untersuchungsmethode ist ein seit Jahren bewährtes und von Müller-Gerbl validiertes Verfahren, welches der Röntgendensitometrie entsprechende Werte ergibt und dabei am Lebenden anwendbar und nicht invasiv ist [Müller-Gerbl 1990 und 1998]. Durch die Möglichkeit der dreidimensionalen Rekonstruktion können subchondrale Mineralisierungsmuster der untersuchten Gelenke verglichen werden. Neben diesen technischen Vorteilen stehen Patientenkomfort während der Untersuchung, die flächendeckende Verfügbarkeit an Computertomographen und die einfache Durchführung der Erhebung der Primärdaten im Vordergrund. Nachteilig sind die entstehende Strahlenbelastung während der Untersuchung und die zeitaufwändige Nachbearbeitung der Daten. Für die vorliegende Studie verwendeten wir Wirbelsäulen von Leichen, um eine hohe Strahlenbelastung bei Probanden zu vermeiden.

Zur Bestimmung der Mineralisierung mittels der CT-OAM, muss der zu messende Bereich eines Gelenkes auf dem Computer in jedem Schnittbild der CT-Sequenz virtuell ausgeschnitten werden. Durch die Schnittführung in coronarer Richtung bei der Erstellung der CT-Daten, stellt sich der Wirbelkörper im CT-Bild als Quadrat dar, woran ohne Probleme die genauen Abgrenzungen der jeweiligen Endplatten festzulegen waren. Durch die Möglichkeit, die Präparate auf Höhe der Bandscheiben zu durchtrennen, war es uns darüber hinaus möglich, Übereinanderprojektionen durch eng aneinander liegende Wirbelkörper auszuschließen.

Die Wirbelkörper wurden zur Beurteilung der Gelenkflächen virtuell um 90 Winkelgrad nach ventral oder dorsal gekippt. Aufgrund der planen Gelenkflächen konnten diese ohne Verzerrungen oder Vergrößerungs- bzw. Verkleinerungseffekte dargestellt werden, wie es bei kugeligen oder asymmetrischen Gelenkflächen der Fall sein kann.

4.2.5 Auswertung der Densitogramme

Das Vorgehen zur Darstellung der Mineralisierungsmaxima war nicht automatisiert und musste für jede Gelenkfläche einzeln von einem Untersucher durchgeführt werden. Um eine Reproduzierbarkeit zu gewährleisten, wurde ein festes Schema zur Durchführung festgelegt.

Durch die Belegung der Mineralisierungsbilder mit Falschfarben war es möglich, anhand der Farbunterschiede Bereiche höherer Mineralisierung zu lokalisieren. Diese Bereiche wurden identifiziert und für jeden Bereich ein Flächenschwerpunkt ermittelt und dieser markiert. Im nächsten Schritt wurde über diese Darstellung ein Gitterraster gelegt, welches als Koordinatensystem bei der Feststellung der Koordinaten des Flächenschwerpunktes diente. Dieser Arbeitsschritt sowie die Ermittlung des Flächenschwerpunktes erfolgt durch den Benutzer der Analysesoftware an einer Workstation.

Wir bezeichneten die Orte der höchsten Mineralisierung als „Mineralisierungs-Maxima“, ohne damit eine Aussage über die tatsächliche Höhe des Kalziumgehaltes zu machen. Weil bei nahezu allen Endplatten zwei oder mehrere Stellen mit annähernd gleichen Mineralisierungsausprägungen auftraten, wurden diese Maxima getrennt gewertet und als jeweils eigenes Maximum erfasst.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

4.3.1 Der Kalziumgehalt der Wirbelkörperendplatten

Unterschiede innerhalb der Wirbelsäule

Der absolute Kalziumgehalt der Endplatten einer Wirbelsäule nimmt von der Hals- bis zur Lendenwirbelsäule kontinuierlich zu. Dieses Ergebnis ist unabhängig von der zum Teil deutlichen Differenz der individuellen Kalziumgehalte der einzelnen Wirbelsäulen, welche auf der unterschiedlich hohen Mineralisierung je nach Alter und damit eventuell beginnender Osteoporose sowie dem jeweiligen Körpergewicht beruht.

Um die Ergebnisse der einzelnen Wirbelsäulen vergleichen zu können, bezogen wir den absoluten Kalziumgehalt (mg) einer Endplatte auf ihre Fläche (mm²) und errechneten daraus den relativen Kalziumgehalt, wodurch intra- und interindividuelle Unterschiede untersucht werden konnten. Weil die Endplattenfläche von kranial nach kaudal kontinuierlich zunahm, war die relative Mineralisierung auf allen Ebenen der Wirbelsäule annähernd konstant. Somit waren Endplatten der Hals- wie auch der Lendenwirbelsäule gleich stark mineralisiert.

Unser Ergebnis bestätigt viele frühere Untersuchungen, die eine Zunahme der Mineralisierung von kranial nach kaudal beschrieben [Curylo 1996, Lu 2000, Singer 1995, Weh 1983]. Die genannten Autoren bezogen ihre Daten allerdings jeweils auf die Knochendichte der Wirbelkörper insgesamt, während wir erstmals isoliert die Mineralisierung der Endplatten der Wirbelkörper untersuchten, womit wir die Möglichkeit hatten, Kalziumgehalte innerhalb eines einzelnen Wirbelkörpers zu vergleichen.

Unterschiede innerhalb des einzelnen Wirbelkörpers

Durch diese Vergleiche innerhalb eines Wirbelkörpers fiel neben der oben beschriebenen Mineralisierungszunahme von kranial nach kaudal (absoluter Kalziumgehalt) eine ebensolche Zunahme innerhalb des einzelnen Wirbelkörpers auf. Die Deckplatten sind somit geringer mineralisiert als die Grundplatten (absoluter

und relativer Kalziumgehalt). Im Gegensatz zur Halswirbelsäule ist die Zunahme der relativen Mineralisierung bei Brust- und Lendenwirbelsäule signifikant.

Entsprechend unserer Ergebnisse im Bereich der Halswirbelsäule zeigte Lim in einer Studie, dass es keinen signifikanten Unterschied bezüglich Knochendichte und Endplattendicke zwischen Deck- und Grundplatten gibt [Lim 2001]. Die Endplatten der Brustwirbelsäule wurden bislang in keiner anderen Studie entsprechend untersucht. Dagegen zeigen verschiedene Studien der Lendenwirbelsäule, dass die Deckplatten signifikant dünner sind, als die Grundplatten [Roberts 1997]. Gleiches gilt für die Stärke und die Steifigkeit, wodurch es im Bereich der Deckplatten zu einer geringeren Versagenslast bei Kompressionsversuchen kommt [Grant 2001, Oxland 2003]. Lu stellte diesen Untersuchungen allerdings die Ergebnisse seiner Studie gegenüber, wobei er feststellte, dass sich die Knochendichte zwischen Deck- und Grundplatten der Lendenwirbelsäule nicht unterscheidet [Lu 2000].

Die Zunahme der absoluten Mineralisierung von kranial nach kaudal beruht auf der nach kaudal größer werdenden Last des Körpers. Die gleichbleibende relative Mineralisierung wird durch die Zunahme der Endplattenfläche verursacht. Interessant ist jedoch die Frage, weshalb die relative Mineralisierung der Deckplatten geringer ist, als die der Grundplatten. Einerseits kann diese Zunahme innerhalb des Wirbelkörpers auch über die höhere Last durch das nach kaudal zunehmende Körpergewicht erklärt werden. Allerdings ist zu vermuten, dass diese Lastzunahme bezogen auf die Höhe eines Wirbelkörpers nur sehr gering ist. Demnach müssen weitere Faktoren eine zusätzliche Lastaufnahme der Grundplatte bewirken.

Wie bereits in Kapitel 1 beschrieben, setzt sich die Resultierende des Kraftfluss durch die Wirbelsäule aus einer Vertikal- und einer Horizontalkomponente zusammen. Die Horizontalkomponente wird durch die Facettengelenke getragen, welche über die Wirbelpedikel mit dem Wirbelkörper verbunden sind. Weil die Belastung der Bandscheibe – und damit der unter ihr liegenden Deckplatte – sowie die Belastung der Facettengelenke je nach Wirklinie der Resultierenden gegen die Vertikale variiert, ergeben sich rechnerisch je nach Körperhaltung unterschiedliche Verteilungsmuster der zu tragenden Last. Wie oben beschrieben beträgt zum Beispiel bei einer Vorneigung von 15 Winkelgrad gegen die Vertikale der von der

Bandscheibe zu tragende Lastanteil 86%, während die Facettengelenke 38% der Last tragen. Dabei entsteht in den Facettengelenken ein Druckgradient, welcher am kranialen Gelenk nach ventral und am kaudalen Gelenk nach dorsal gerichtet ist (Abb. 25)

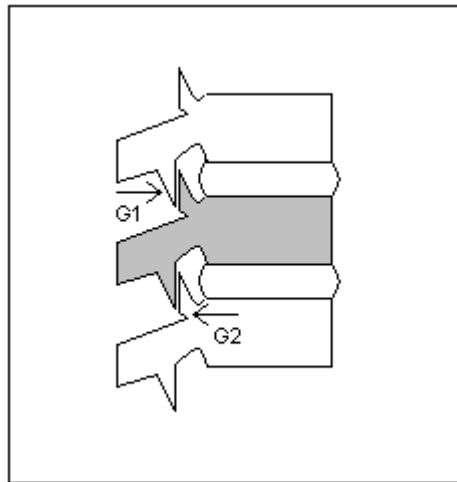


Abbildung 25 [nach Kummer 2005] G1 Belastung des oberen Gelenkfortsatzes des grau markierten Wirbelkörpers
G2 Belastung des unteren Gelenkfortsatzes

Die dadurch bedingte Biegebeanspruchung der Bogenwurzel wird durch ihre Insertion am Wirbelkörper auch auf diesen übertragen. Wir vermuten, dass dieser zusätzliche Lastfluss eine höhere Beanspruchung der Grundplatte bewirkt, weshalb wir hier eine höhere Mineralisierung nachweisen konnten. Die Feststellung, dass bei Kompressionsfrakturen der Wirbelkörper bevorzugt die Deckplatte der Wirbelkörper einbricht [Hongo 1999], kann durch unsere Untersuchung morphologisch begründet werden.

Unterschiede innerhalb eines Bewegungssegmentes

Um den Einfluss der Bandscheibe auf den Kraftfluss darstellen zu können, setzten wir die relative Mineralisierung der kranial einer Bandscheibe gelegenen Endplatte mit der kaudal der Bandscheibe gelegenen Endplatte in Relation. Wir erhielten somit die Veränderungen der relativen Mineralisierung innerhalb eines Bewegungssegmentes. Es zeigte sich, dass die kranial der Bandscheibe gelegene Endplatte höher mineralisiert ist, als die kaudal angrenzende Endplatte. Die relative Mineralisierung nimmt also innerhalb eines Bewegungssegmentes von kranial nach kaudal ab, wobei eine signifikante Abnahme wiederum nur für die

Bewegungssegmente der Brust- und Lendenwirbelsäule festgestellt werden konnte (siehe Abbildung 26). Die durchschnittliche Abnahme des Mineralsalzgehaltes in den Bewegungssegmenten der Brustwirbelsäule betrug – 39,18 mg/ml, im Bereich der Lendenwirbelsäule – 50,85 mg/ml. Diese Ergebnisse waren hoch signifikant ($p < 0,0001$).

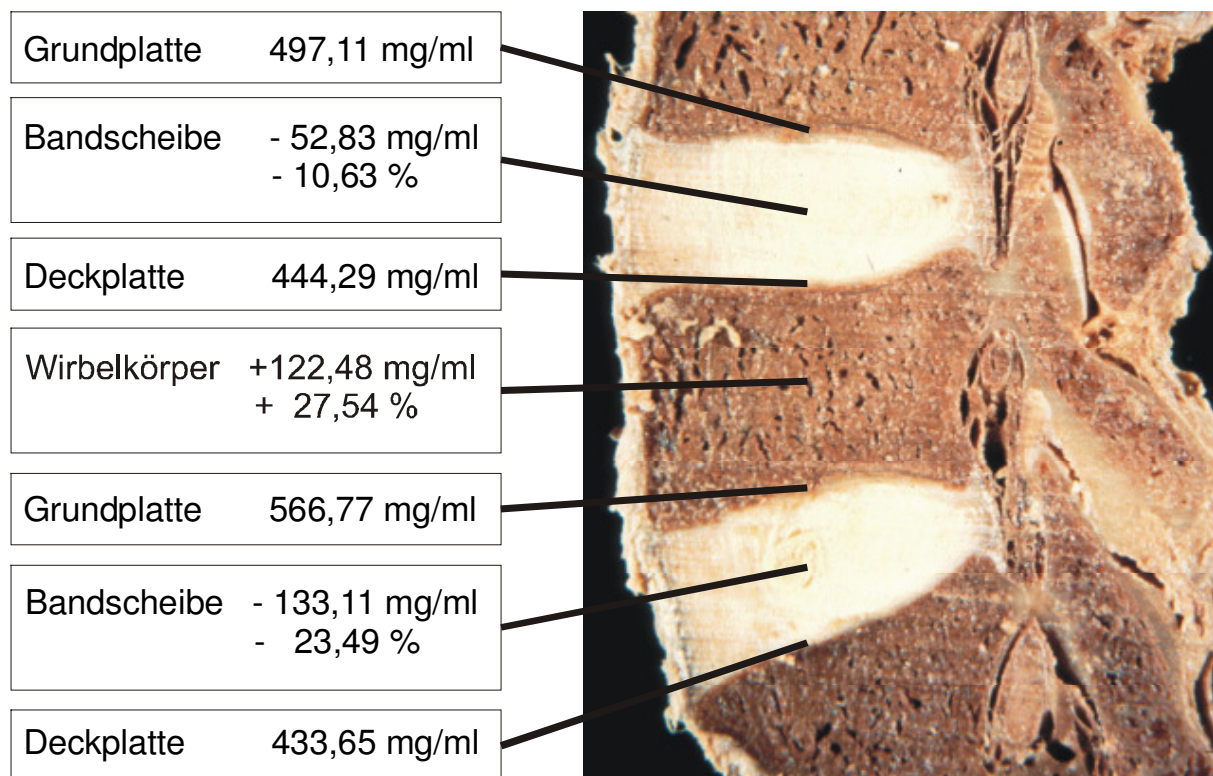


Abbildung 26

Relative Mineralisierung der Deck- und Grundplatten einer Lendenwirbelsäule. Die Zunahme der Mineralisierung innerhalb eines Wirbelkörpers bzw. Abnahme der Mineralisierung über eine Bandscheiben hinweg sind beispielhaft angegeben. Die Daten stammen von den LWK 3,4 und 5 der WS 100/94.

Die beschriebenen Veränderungen des relativen Mineralsalzgehaltes traten bei gesunden Bandscheiben unseres Kollektives auf. Bei degenerierten Bandscheiben konnte entweder eine deutlich verminderte Abnahme beziehungsweise meist eine Zunahme der relativen Mineralisierung über eine Bandscheibe hinweg festgestellt werden. Gesunde Bandscheiben der Brust- und Lendenwirbelsäule scheinen demnach einen wesentlichen Einfluss auf den Kraftfluss in der Wirbelsäule des Menschen zu haben und wirken sich dadurch offensichtlich auf die Morphologie der Wirbelkörperendplatten aus. Brinckmann und Horst konnten zeigen, dass der Grad der Bandscheibendegeneration Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften der Bandscheibe hat [Brinckmann und Horst 1983].

Mittels in lumbale Bandscheiben eingebrachter Drucksensoren zeigte Adams [Adams 1996], dass bei gesunden Bandscheiben innerhalb der zentralen Nucleus pulposus Region immer gleiche Drücke auftreten. Die Orte der höchsten Kompressionskräfte treten in den inneren Lamellen des Anulus fibrosus auf. Im Falle der Degeneration der Bandscheibe verkleinert sich der funktionelle Nucleus pulposus um bis zu 50 %, der Druck im Nucleus pulposus fällt um bis zu 30%. Der Kompressionsdruck im hinteren Anulus fibrosus Bereich steigt dagegen um bis zu 160%. Bricht unter diesen Belastungszuständen der hintere Anulus fibrosus Bereich zusammen, so wird diese volle Last auf die Facettengelenke übertragen. Dies bestätigte Kurowski in einer Finite-Elemente-Studie [Kurowski 1986]. Bei rein axialer Belastung der Bandscheibe ist die Stelle der höchsten Beanspruchung das Bandscheibenzentrum. Zeigen Bandscheiben Degenerationserscheinungen vom Grad 1 oder Grad 2, so verlagert sich die maximale Druckbelastung in laterale Anteile der angrenzenden Endplatte und auf Anteile der Wirbelkörperkortikalis. Ebenfalls durch Finite-Elemente-Methode zeigte Shirazi-Adl, dass bei einer Belastung gesunder Bandscheiben mit 3000 N eine laterale Verformung erfolgt, welche im posterioren Bereich mit 2,5 mm am größten ist [Shirazi-Adl 1984]. Bei Bandscheiben ohne einem Nucleus pulposus ist dies kaum erkennbar, die Verformung ist in diesem Fall in allen Bereichen der Bandscheiben etwa gleich stark ausgeprägt. Die Endplatten werden im selben Experiment bei intaktem Nucleus pulposus um zirka 2,2 mm in den Wirbelkörper hinein gedrückt. Bei nicht vorhandenem Nucleus pulposus dagegen, werden sie in die Bandscheibe gedrückt. Bei fehlendem Nucleus pulposus sinkt die Belastung der Endplatte um 35% im Zentrum und steigt im Bereich zur Kortikalis hin um 50%.

Die zitierten Studien zeigen, dass eine gesunde Bandscheibe durch lokalisierte Verformung auf axiale Drücke reagiert. Wir vermuten, dass durch die Dehnung des Anulus fibrosus Energie resorbiert wird, wodurch der Druck auf die kaudale Endplatte effektiv vermindert wird. Dies manifestiert sich in den geringeren Mineralisierungswerten der kaudal der Bandscheiben gelegenen Deckplatten, die wir in unserer Studie nachweisen konnten. Im Falle einer Degeneration kommt es nicht zu einer elastischen Abfederung durch den Anulus fibrosus, sondern, wie von Shirazi-Adl beschrieben, zu einer ungerichteten und unelastischen Ausbeulung des Faserrings in alle Richtungen. Dadurch kommt es bei axialer Last zu einer Verlagerung der Resultierenden des Druckes vom Zentrum der Endplatte auf die lateralen Anteile der Wirbelkörper [Kurowski 1986, Shirazi-Adl 1984, Horst 1981].

Im Gegensatz zum oben Beschriebenen unterscheiden sich die Bandscheiben der Halswirbelsäule beim Erwachsenen von denen der Brust- und Lendenwirbelsäule. Bereits in jungen Jahren beginnen die Bandscheiben der Halswirbelsäule zu verhärten, die Anulus fibrosus Fasern reißen lateral ein und es bilden sich die sogenannten Uncovertebralgelenke aus. Die ursprüngliche Funktion der gesunden Bandscheiben, wie sie im Bereich der Brust- und Lendenwirbelsäule gegeben ist, wird somit nicht mehr erfüllt. Wir vermuten, dass deshalb in der Halswirbelsäule bei axialer Belastung keine Deformierung durch seitliche Vorwölbung der Bandscheibe und somit keine Lastreduktion erfolgen kann, weshalb die Mineralisierung der unter der Bandscheibe gelegenen Deckplatte nur geringfügig niedriger ist.

Wir können somit begründen, weshalb es zu einer signifikanten Abnahme der Mineralisierung zwischen Deck- und Grundplatte innerhalb eines Wirbelkörpers der Brust- und Lendenwirbelsäule kommt, während diese Abnahme bei Halswirbelkörpern nicht signifikant oder nicht nachweisbar ist.

4.3.2 Flächenhafte Mineralisierung der Densitogramme

Angesichts der bereits beschriebenen Eigenschaften der Bandscheiben und der zitierten Studien sollte bei Belastung der gesunden Wirbelsäule eine gleichmäßige Druckverteilung auf die angrenzenden Endplatten erwartet werden. Die Auswertung der Densitogramme unserer Studie zeigte jedoch eine ungleichmäßige Verteilung der flächigen Mineralisierung der Endplatten der Wirbelkörper. Es muss also im Alltag durch die Vielfalt der Bewegung und durch den Einfluss von Muskeln sowie Bändern zu unterschiedlichen Belastungen kommen, welche sich über die Zeit summiert als Beanspruchungsmuster in den Mineralisierungsmustern der Densitogramme spiegeln.

Die Prinzipien der Kinematik der Bewegungssegmente gelten in allen Ebenen der Wirbelsäule. Allerdings unterscheiden sich diese aufgrund der anatomischen Differenzen je nach cervikaler, thorakaler oder lumbaler Lokalisation geringfügig, wodurch die von uns beschriebenen Unterschiede der Verteilungsmuster erklärt werden können. Weil die Bandscheibe allgemein in etwa die Funktion eines Wasserkissens hat, gibt es für einen auf ihr gelagerten Körper kein definiertes Bewegungszentrum. Somit wird das variable Zentrum einer Bewegung durch die Lastverteilung bestimmt. Diese wiederum wird im Bewegungssegment durch die Lagerung in den Bogengelenken beeinflusst. Um das Zentrum einer Kippbewegung festzustellen, wird dementsprechend die Gesamtlast in eine Längskomponente und eine Gelenkkomponente geteilt. Geht man davon aus, dass die Längskomponente die Bandscheibe genau mittig durchstößt und die Gelenkkomponente ebenfalls mittig das Bogengelenk durchstößt, so zeigt sich, dass der Schnittpunkt mit der Wirklinie der axialen Bandscheibenlast im Wirbelkörper unterhalb der Bandscheibe des bewegten Segmentes liegt (Abb. 27).

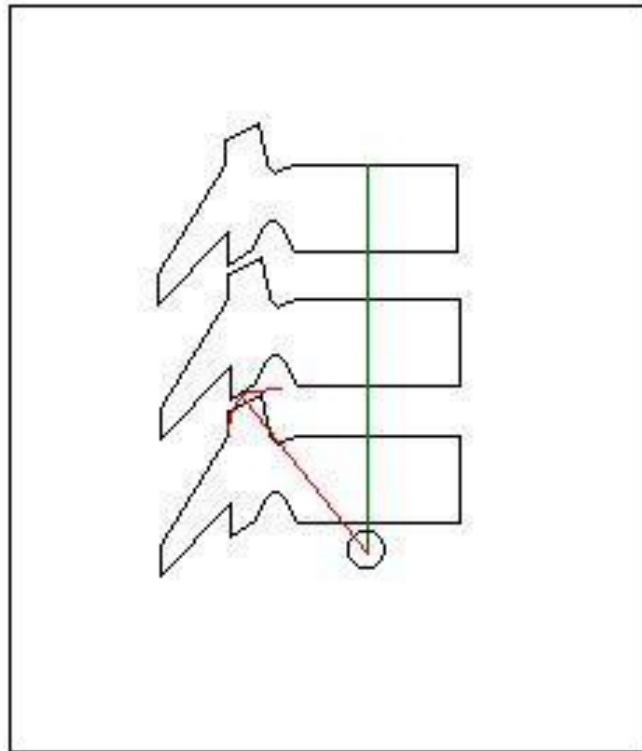


Abbildung 27 [nach Kummer 2005] Der Ort der Kraftzerlegung in Gelenkbelastung und Vertikalkraft ist zugleich das Rotationszentrum des Bewegungssegmentes.

Weil die Bandscheibe genauso wie das Bogengelenk nicht genau zentrisch belastet werden muss, kann man sich verschiedene Angriffspunkte der Gelenkbelastung wie auch der Belastung der Bandscheibe vorstellen. Dann ergibt sich ein Gittermuster aller infrage kommender Wirklinien und jeder Schnittpunkt ist der mögliche Ort eines momentanen Drehzentrums (Abb. 28). In dieser Abbildung wird deutlich, dass sich der Bereich, in welchem das Drehzentrum lokalisiert sein kann, je nach räumlicher Ausrichtung der Bogengelenke unterscheidet.

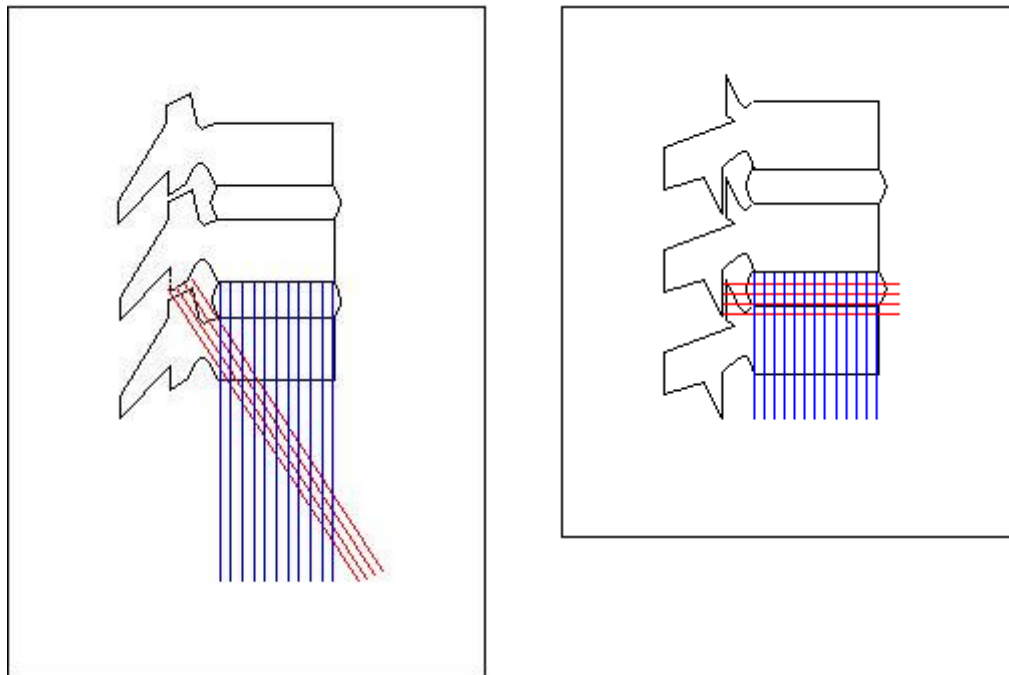


Abbildung 28 [nach Kummer 2005] Areal der möglichen Lagen des Rotationszentrums eines Bewegungssegmentes.
Links Situation in der BWS, rechts Situation in der LWS.

Die Bogengelenke der Halswirbelsäule sind von kranial nach kaudal zunehmend steiler gegen die Querschnittsebene geneigt. Bei Halswirbelkörper 3 beträgt diese Neigung durchschnittlich 40° , die obere Gelenkfläche von HWK 7 bereits 53° . Das Gelenk zwischen HWK 7 und BWK 1 weist eine Neigung von 67° auf. Durch die flach gestellten Facetten der Halswirbelkörper wächst die durch sie zu tragende Last bei zunehmender Ventralflexion stark an. Die Hauptlast wird jedoch dennoch über die Bandscheiben getragen. Diese sind entsprechend der Sattelform der Deckplatten gewölbt und weisen mit zunehmendem Alter horizontale Spalten auf, die schließlich den gesamten Diskus in eine obere und untere Hälfte teilen und sich mit den Gelenkspalten der Unkovertebralgelenke verbinden. Dadurch entstehen zwischen zwei Wirbelkörpern durchgehende Synovialgelenke. Die flächenhafte Mineralisierungsverteilung in den Densitogrammen weist dementsprechend eine verstärkte Mineralisierung der lateralen Endplattenbereiche auf. Durch die Lordosehaltung der Halswirbelsäule nimmt der Ventralvorschub der Wirbelkörper zu, welchem die flach ausgerichteten Bogengelenke nur ein geringes Widerlager entgegensetzen. Der Durchstoßpunkt der Resultierenden der Hauptlast liegt dadurch

im dorsalen Endplattenbereich, was sich hier in der zunehmenden Mineralisierungsstärke in den Densitogrammen der unteren HWS zeigt.

Die gesamte Brustwirbelsäule ist kyphotisch gekrümmt und unterscheidet sich damit von Hals- und Lendenwirbelsäule. Die Dornfortsätze der Wirbelkörper sind lang und steil abwärts gerichtet, wodurch sie eine ausgeprägte Dorsalneigung verhindern, welche mit maximal 45° nur etwa die Hälfte der Ventralflexion beträgt. Die Facettengelenke sind nach kaudalwärts zunehmend steiler ausgerichtet und erlauben aufgrund ihrer Form eine Rotation von etwa 80° in beide Richtungen. Durch die steilere Stellung der Facettengelenke tragen die Bandscheiben der unteren Brustwirbelsäule die weitaus größere Last bei aufrechter Körperhaltung. Die Mineralisierungsverteilung der oberen Brustwirbelsäule stellt zunächst einen Übergangsbereich zwischen Hals- und Brustwirbelsäule dar. Die lateralen Anteile der Mineralisierungsmaxima nehmen zu und werden durch ventrale und dorsale Bereiche der maximalen Mineralisierung ergänzt. In der mittleren Brustwirbelsäule stellt sich die Mineralisierungsverteilung gleichmäßig kreisförmig dar, um sich in der unteren Brustwirbelsäule wiederum nach dorsal zu verlagern. Die gleichmäßige Mineralisierungsverteilung der mittleren Brustwirbelsäule führen wir auf die zum einen weitgehend gerade Ausrichtung während der aufrechten Körperhaltung zurück, zum anderen ist zu vermuten, dass aus der ausgeglichenen Bewegungsvielfalt in alle Richtungen des Raumes eine gleichmäßige Druckverteilung resultiert. In der Summe der Bewegungen ist eine meist zentrale Lage des Zentrums der Kipp- und Drehbewegungen zu erwarten.

Weil die Bogengelenke der Lendenwirbelkörper 1 bis 5 fast rechtwinklig zu den Ebenen der Endplatten orientiert sind, ist eine Seitneigung in diesem Wirbelsäulenabschnitt kaum möglich und eine Rotation nahezu ausgeschlossen. Eine ventrale beziehungsweise dorsale Neigung ist dagegen möglich. Die Orientierung der Wirbelkörper im Raum ändert sich deutlich von kranial nach kaudal. Während die Deckplatten der oberen beiden Lendenwirbelkörper beim normalen aufrechten Stehen fast horizontal ausgerichtet sind, werden sie bei den kaudal anschließenden Wirbeln zunehmend nach ventrokaudal geneigt. Es entsteht dadurch ein starker Ventralvorschub, der allerdings durch die Gegenlast des M. multifidus minimiert wird. Dennoch kann es bei bestimmten Bewegungen und

Maximalbelastungen zu erheblichen Beanspruchungen in den Facettengelenken und den Bandscheiben kommen. Die Darstellung der flächenhaften Mineralisierung zeigt dementsprechend in der oberen LWS eine noch nach lateral ventral ausgerichtete Mineralisierung, welche sich kaudalwärts nach dorsal verlagert. Die Stellen der höchsten Mineralisierung bei LWK 5 finden sich lateral dorsal und weisen hier auf die beschriebene Maximalbelastung durch die Stellung des Wirbelkörpers im Raum hin.

Allgemein fällt auf, dass sich die Mineralisierungsverteilung bei Hals- und Lendenwirbelsäule in bestimmten Bereichen gleichen und damit einen Unterschied zu der Beanspruchungssituation in der Brustwirbelsäule aufweisen. Während die Endplatten der Brustwirbelsäule eine annähernd ausgeglichene Mineralisierung zeigen, scheint die Beanspruchung der dorsalen Bereiche der Endplatten der Hals- und Lendenwirbelsäule wesentlich höher zu sein als die ventralen. Bezeichnenderweise treten bei Hals- und Lendenwirbelsäule die häufigsten traumatischen Läsionen in Form von Endplatteninfraktionen auf. Durch unsere Studie können wir dies erstmals morphologisch begründen.

5 Zusammenfassung

Als zentrales Achsenorgan des menschlichen Skelettes und aufgrund ihrer wesentlichen Bedeutung für die aufrechte Körperhaltung des Menschen sind Morphologie, Funktion und Degenerationserscheinungen oder Verletzungen der Wirbelsäule seit Jahrzehnten von besonderem Interesse in der medizinischen Forschung. Um den Kraftfluss durch Wirbelkörper und Bandscheiben bei Gesunden zu untersuchen, werden bis heute verschiedenste Studienmodelle entwickelt. Diese präsentieren jedoch meist nur begrenzte Ergebnisse, weil aufgrund der Komplexität der Bewegungen, der Zusammensetzung aus vielen Einzelgelenken und nicht zuletzt des Einflusses durch Muskeln und Bändern der Kraftfluss nicht realitätsnah dargestellt werden kann.

Ausgehend von der Tatsache, dass die Verteilung der subchondralen Mineralisierung das biologische Korrelat der Langzeitbeanspruchung einer Gelenkfläche darstellt, war das Ziel dieser Studie, individuelle Mineralisierungsmuster der einzelnen Wirbelkörperendplatten der gesamten Wirbelsäule beim gesunden Menschen darzustellen und den jeweiligen Kalziumgehalt einer Endplatte zu bestimmen, um dann auf die Beanspruchung rückschließen zu können.

Zu diesem Zweck wurden 10 möglichst gering degenerierte Wirbelsäulen von Leichen entnommen. Mit Hilfe der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) wurde die subchondrale Mineralisierungsverteilung der Deck- und Grundplatten dargestellt und in standardisierten kartographischen Ansichten die Lage der Dichtemaxima dargestellt. Mittels quantitativer CT-OAM (qCT-OAM) wurde der Kalziumgehalt der Endplatten ermittelt und durch Einbeziehung der Endplattenfläche der relative Kalziumgehalt berechnet, wodurch intra- und interindividuelle Vergleiche möglich wurden.

Der absolute Kalziumgehalt der Endplatten nahm – ebenso wie die Endplattenfläche – von kranial nach kaudal zu, woraus sich ein annähernd gleichbleibender relativer Kalziumgehalt in Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule ergab. Dies galt für alle untersuchten Wirbelsäulen gleichermaßen, obwohl es deutliche interindividuelle

Unterschiede hinsichtlich des Kalzifizierungsgrades gab. Der Kalziumgehalt der Deck- und Grundplatte des Einzelwirbelkörpers unterschied sich bei Brust- und Lendenwirbelkörpern – im Gegensatz zu den Halswirbelkörpern – signifikant. Innerhalb des Wirbelkörpers fanden wir eine Zunahme der Mineralisierung. Im Gegensatz dazu fanden wir in thorakalen und lumbalen Bewegungssegmenten eine signifikante Mineralisierungsabnahme: die kranial einer Bandscheibe gelegene Grundplatte ist geringer mineralisiert als die kaudal gelegene Deckplatte.

Wir vermuten, dass die Zunahme der Mineralisierung innerhalb des Wirbelkörpers u.a. durch zusätzliche Lastaufnahme über die in den Wirbelkörper einstrahlenden Wirbelpedikel entsteht. Diese sind je nach Körperhaltung und Durchstoßpunkt der Kraftresultierenden am Kraftfluss durch die Wirbelsäule beteiligt. Die Abnahme der Mineralisierung über eine Bandscheibe hinweg resultiert vermutlich aus deren Verformung bei Belastung. Im Falle degenerierter Bandscheiben konnten wir zeigen, dass diese Last offensichtlich unvermindert an kaudale Wirbelkörper weitergeleitet wird, wodurch es zu einer Mineralisierungszunahme der kaudal gelegenen Deckplatte kommt. Die differenten Ergebnisse der Halswirbelsäule könnten auf dem konvexbogigen Aufbau der Endplatten und der bereits in jungen Jahren ausgebildeten Uncovertebralgelenke durch Spaltenbildung der Bandscheiben beruhen, weshalb keine Lastminderung durch Verformung der Bandscheiben erfolgt.

Die flächenhafte Mineralisierung, dargestellt in den Densitogrammen der CT-OAM, zeigte charakteristische Häufungen der Stellen höherer Mineralisierung. Die Endplatten der Halswirbelsäule wiesen vor allem posterolateral eine höhere Mineralisierung auf. In der Brustwirbelsäule dominierten gleichmäßig zirkuläre Mineralisierungsmaxima, während lumbal überwiegend dorsal Stellen höherer Mineralisierung lokalisiert waren. Die Übergänge zwischen Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule waren fließend. Weil sich die Lage des jeweiligen Rotationszentrums einer Bewegung aus dem Winkel der Wirbelpedikel zum Wirbelkörper und aus der variablen Belastung der Bandscheibe ergibt, unterscheiden sich die Hauptbelastungszonen der Endplatten je nach Lage in der Wirbelsäule. Aufgrund der zusätzlichen Einflussnahme der unterschiedlichen Bewegungsgrade der einzelnen Wirbelsäulenabschnitte konnten wir nachweisen, dass es charakteristische regionale (zervikal – thorakal – lumbal) Verteilungsmuster der

Hauptbelastungszonen der Wirbelkörperendplatten gibt. Entsprechend der beschriebenen Mineralisierungsmuster verläuft eine Achse der Hauptbeanspruchung durch die Wirbelsäule. Diese verändert sich fließend von dorsolateral im Halsbereich nach gleichmäßig zirkulär auf Höhe der Brustwirbelsäule und schließlich wieder dorsolateral im lumboskralen Bereich.

Die Ergebnisse unserer Untersuchungen zeigen, dass es beim Lebenden charakteristische Beanspruchungsmuster der Wirbelsäule gibt, welche nur durch Berücksichtigung aller am Achsenorgan beteiligten Strukturen verstanden werden können. Die klinische Erfahrung, dass bevorzugt Deckplatten der Hals- und Lendenwirbelsäule frakturieren können wir erstmals morphologisch begründen.

6 Anhang

Degenerationserscheinungen Röntgenaufnahmen

WS 90/99	TH 9/10	Exostosen an Grund- und Deckplatte Höhenminderung der Bandscheibe	
	TH 11/12	Höhenminderung der Bandscheibe	
	TH 12	Wirbelkörper-Sinterung	
	L 2	Wirbelkörper-Sinterung	
	L 3/4	Exostosen an Grund- und Deckplatte	
WS 100/94	keine Auffälligkeiten		
WS 108/99	TH 12/L 1	kleines Knochenfragment	
WS 44/99	TH 7/8	Exostosen an Grund- und Deckplatte Höhenminderung der Bandscheibe	mittelstark ausgeprägt
	TH 8/9	Exostosen an Grund- und Deckplatte Höhenminderung der Bandscheibe	stark ausgeprägt
	TH 9/10	Exostosen an Grund- und Deckplatte Höhenminderung der Bandscheibe	leicht ausgeprägt
WS 107/94	keine Auffälligkeiten		
WS 27/00	keine Auffälligkeiten		
WS 91/96	TH 2	Grundplatten Einbruch	
	TH 3	Grundplatten Einbruch	
	TH 6/7	Exostosen v.a. an Grundplatte, leicht ausgeprägt an Deckplatte Höhenminderung der Bandscheibe	
	TH 8/9	Exostosen an Grund- und Deckplatte	
	TH 10/11	Exostosen an Grund- und Deckplatte Höhenminderung der Bandscheibe	
	TH 11/12	Exostosen an Grund- und Deckplatte starke Höhenminderung der Bandscheibe Prolaps	
WS 85/99	TH 2	Grundplatte nach ventral ausgezogen	
	TH 2/3	Höhenminderung der Bandscheibe	
	TH 4/5	Exostosen an Grund- und Deckplatte	
	TH 6/7	deutliche Degeneration der Grund- und Deckplatte	
	TH 7/8	deutliche Degeneration der Grund- und Deckplatte	
	TH 8/9	deutliche Degeneration der Grund- und Deckplatte	
	L 2/3	deutliche Degeneration der Grund- und Deckplatte	
	L 3/4	deutliche Degeneration der Grund- und Deckplatte	
	L 4/5	deutliche Degeneration der Grund- und Deckplatte	
WS 99/99	TH 6/7	Exostosen an Grund- und Deckplatte Höhenminderung der Bandscheibe	
	L 1	Vorderkanteneinbruch (?)	
WS 125/98	keine Auffälligkeiten		

Auswertung MRT

Wirbelsäule 27-00							
	Höhenminderung Deckplatte	Höhenminderung Grundplatte		Bandscheiben Degeneration	Bandscheiben Protrusion		
HWK 3			BS C3/4	+			
HWK 4			BS C4/5				
HWK 5			BS C5/6				
HWK 6			BS C6/7				
HWK 7			BS C7/TH1				
BWK 1			BS TH1/2				
BWK 2			BS TH2/3				
BWK 3			BS TH3/4				
BWK 4			BS TH4/5				
BWK 5			BS TH5/6				
BWK 6			BS TH6/7				
BWK 7			BS TH7/8				
BWK 8			BS TH8/9				
BWK 9			BS TH9/10				
BWK 10			BS TH10/11				
BWK 11			++			BS TH11/12	+
BWK 12			++			BS TH12/L1	
LWK 1			BS L1/2				
LWK 2			BS L2/3				
LWK 3			BS L3/4				
LWK 4			BS L4/5				
LWK 5			BS S1/L5				

Wirbelsäule 108-99							
	Höhenminderung Deckplatte	Höhenminderung Grundplatte		Bandscheiben Degeneration	Bandscheiben Protrusion		
HWK 3			BS C3/4				
HWK 4			BS C4/5				
HWK 5			BS C5/6				
HWK 6			BS C6/7				
HWK 7			BS C7/TH1				
BWK 1			BS TH1/2				
BWK 2			BS TH2/3				
BWK 3			BS TH3/4				
BWK 4			(+)			BS TH4/5	
BWK 5						BS TH5/6	
BWK 6						BS TH6/7	+
BWK 7						BS TH7/8	
BWK 8			+			BS TH8/9	
BWK 9						BS TH9/10	
BWK 10						BS TH10/11	
BWK 11						BS TH11/12	
BWK 12						BS TH12/L1	

LWK 1		BS L1/2	+	
LWK 2		BS L2/3	+	+
LWK 3		BS L3/4	+	+
LWK 4		BS L4/5		
LWK 5		BS S1/L5		

Wirbelsäule 44-99					
	Höhenminderung Deckplatte	Höhenminderung Grundplatte		Bandscheiben Degeneration	Bandscheiben Protrusion
HWK 3			BS C3/4	+	
HWK 4			BS C4/5	+	
HWK 5			BS C5/6	+	
HWK 6			BS C6/7	+	
HWK 7			BS C7/TH1	+	
BWK 1			BS TH1/2	+	
BWK 2			BS TH2/3	+	
BWK 3			BS TH3/4	+	
BWK 4			BS TH4/5	+	
BWK 5	++		BS TH5/6	+	
BWK 6	++		BS TH6/7	+	
BWK 7	++		BS TH7/8	+	
BWK 8	++		BS TH8/9	+	
BWK 9	(+)		BS TH9/10	+	
BWK 10			BS TH10/11	+	
BWK 11			BS TH11/12	+	
BWK 12			BS TH12/L1	+	
LWK 1	+ (Degeneration)		BS L1/2	+	
LWK 2			BS L2/3	+	
LWK 3			BS L3/4	+	
LWK 4			BS L4/5	+	
LWK 5			BS S1/L5		

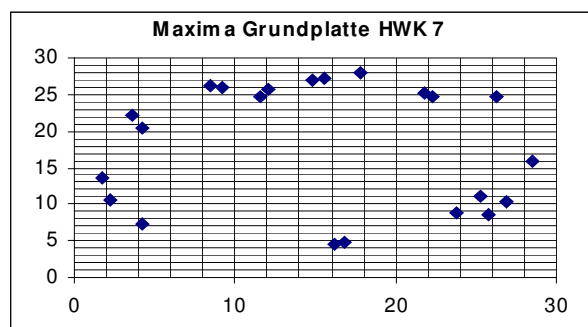
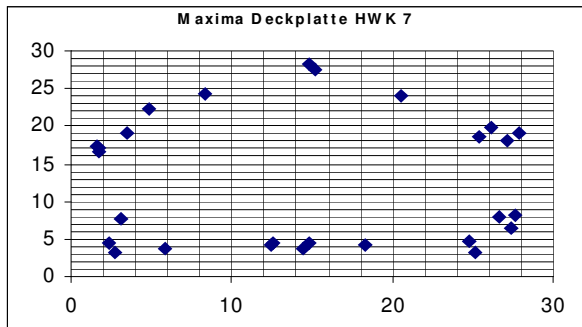
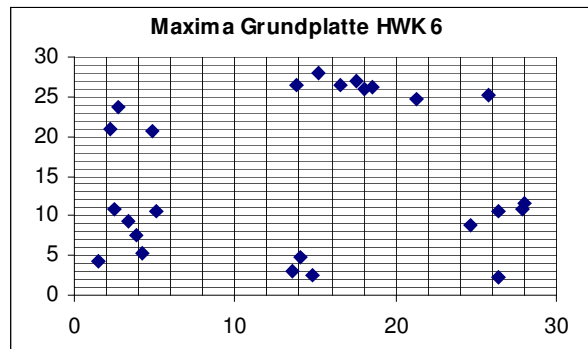
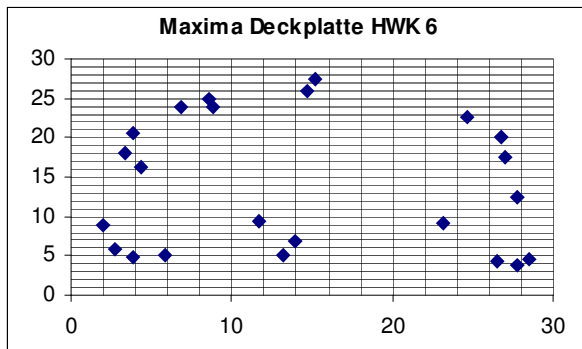
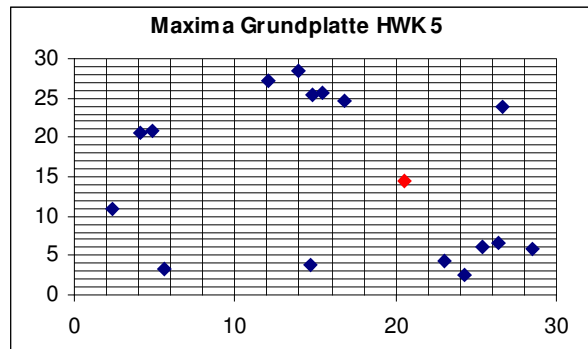
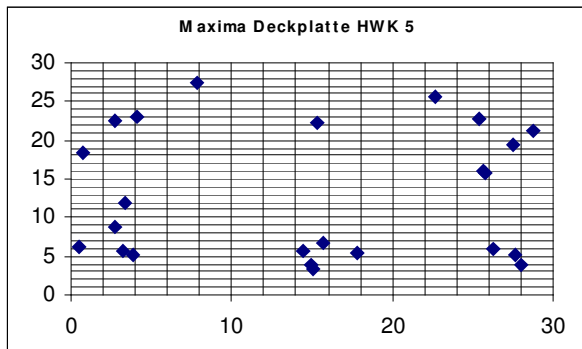
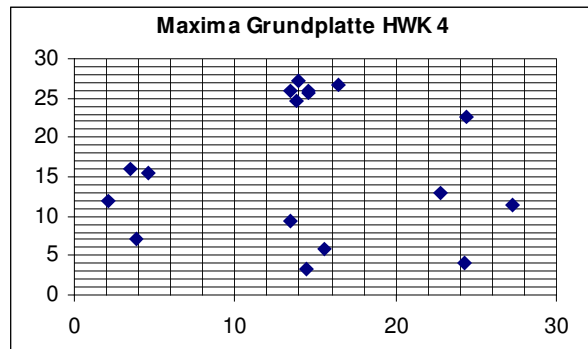
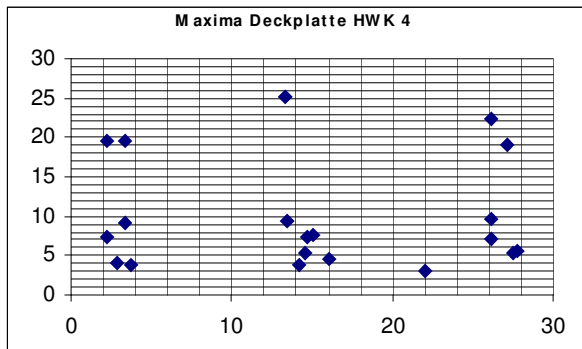
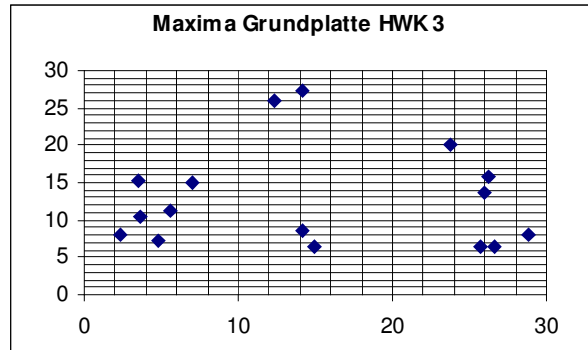
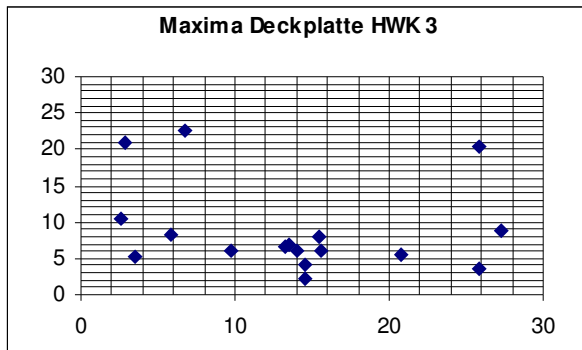
Wirbelsäule 90-99					
	Höhenminderung Deckplatte	Höhenminderung Grundplatte		Bandscheiben Degeneration	Bandscheiben Protrusion
HWK 3			BS C3/4		
HWK 4			BS C4/5		
HWK 5			BS C5/6		
HWK 6			BS C6/7		
HWK 7			BS C7/TH1		
BWK 1	++		BS TH1/2		
BWK 2			BS TH2/3		
BWK 3			BS TH3/4		
BWK 4	+	+	BS TH4/5		
BWK 5	+	+	BS TH5/6		
BWK 6			BS TH6/7		
BWK 7			BS TH7/8		
BWK 8	++	++	BS TH8/9		

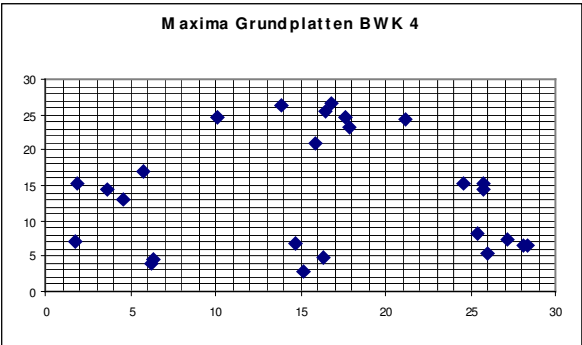
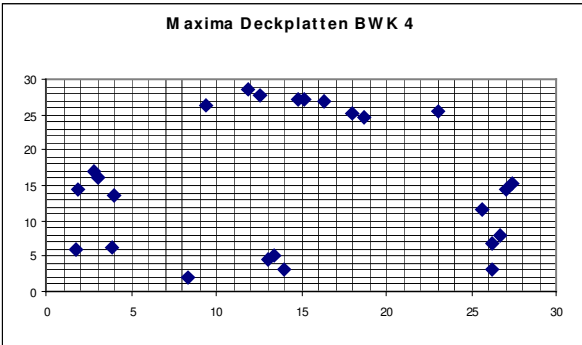
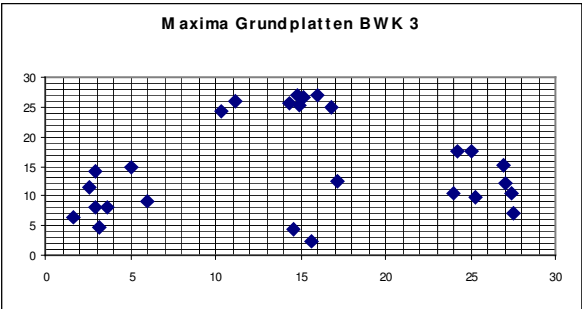
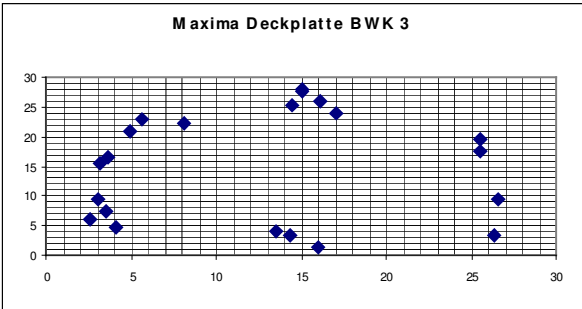
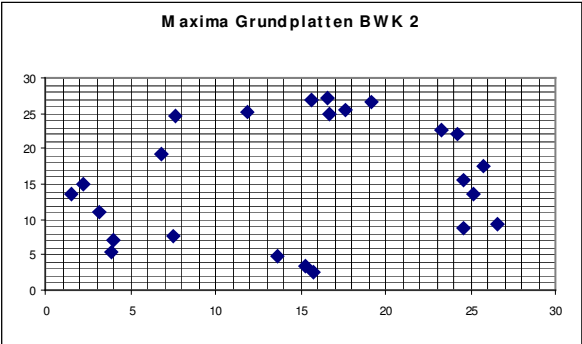
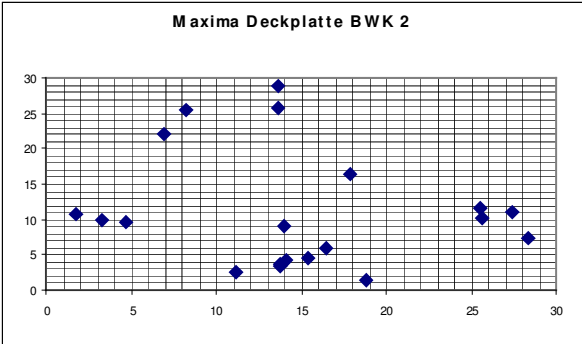
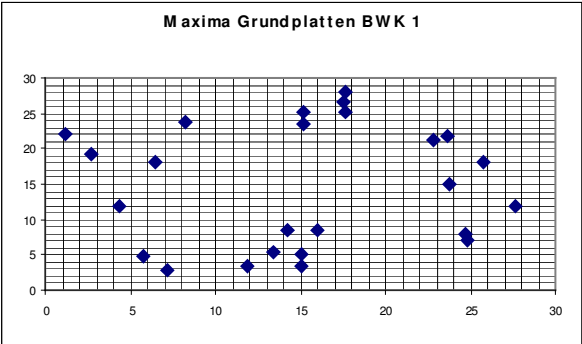
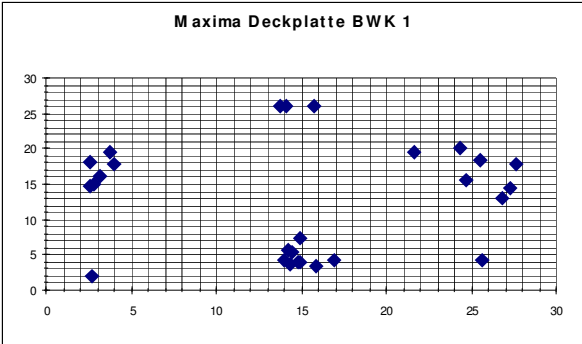
BWK 9			BS TH9/10		
BWK 10	+	+	BS TH10/11	(+)	
BWK 11			BS TH11/12		
BWK 12			BS TH12/L1		
LWK 1			BS L1/2		
LWK 2			BS L2/3		
LWK 3		+	BS L3/4		
LWK 4		+	BS L4/5		
LWK 5			BS S1/L5		

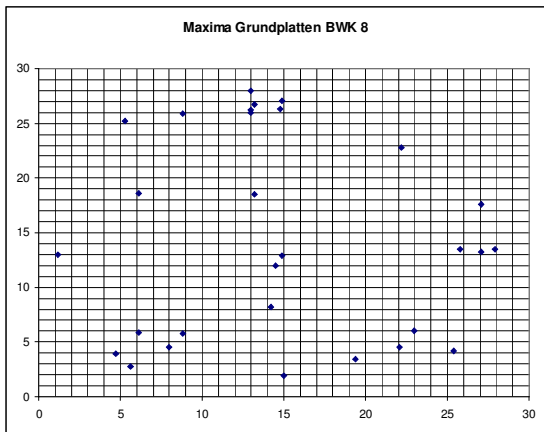
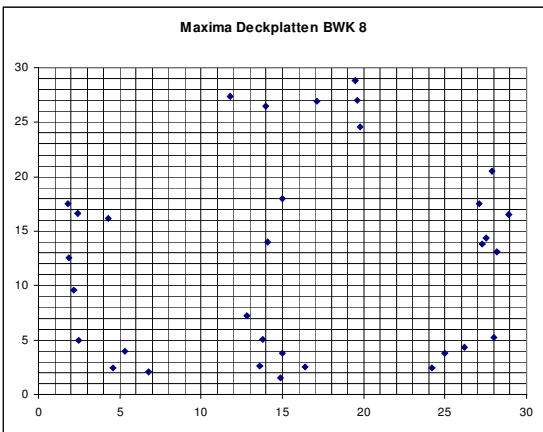
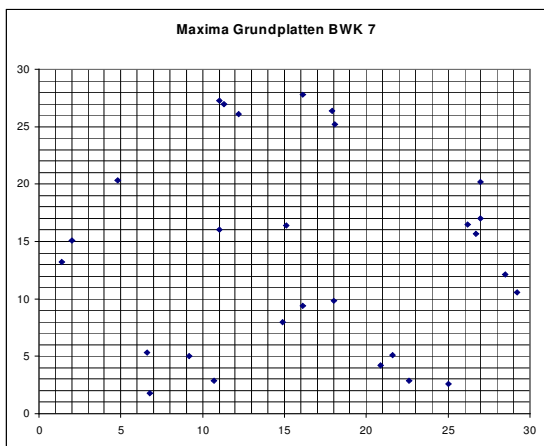
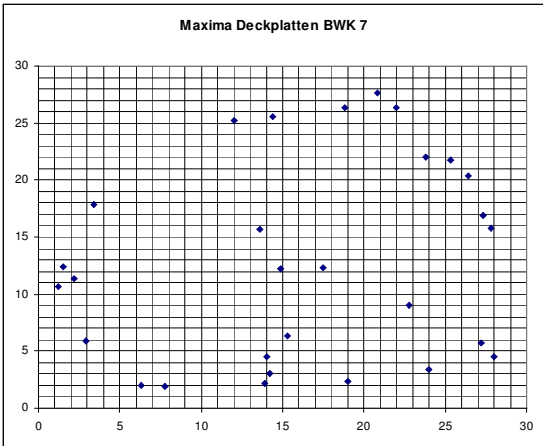
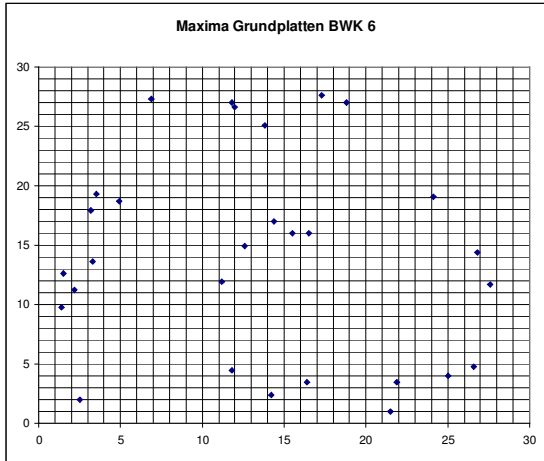
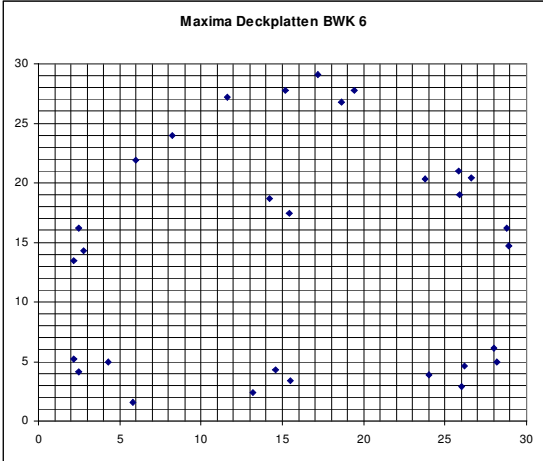
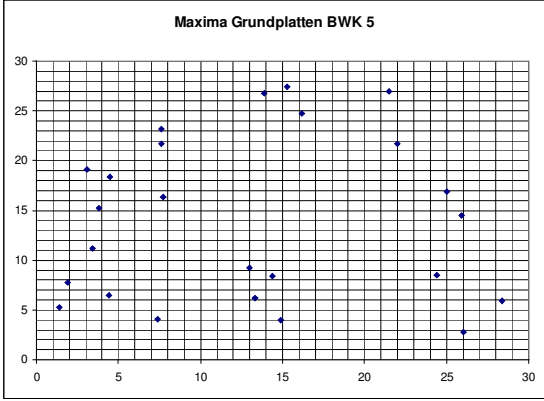
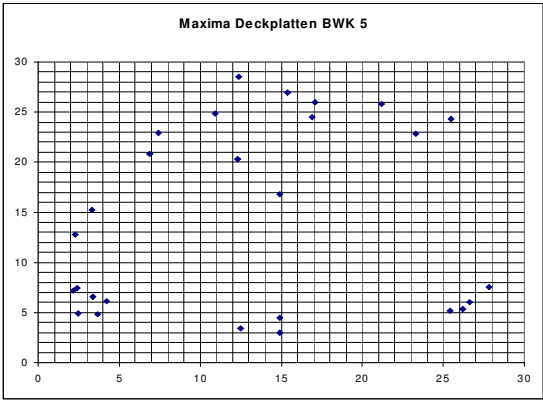
Wirbelsäule 99-99					
	Höhenminderung Deckplatte	Höhenminderung Grundplatte		Bandscheiben Degeneration	Bandscheiben Protrusion
HWK 3			BS C3/4		
HWK 4			BS C4/5		
HWK 5			BS C5/6		
HWK 6			BS C6/7		
HWK 7			BS C7/TH1		
BWK 1			BS TH1/2		
BWK 2			BS TH2/3		
BWK 3			BS TH3/4		
BWK 4			BS TH4/5		
BWK 5			BS TH5/6		
BWK 6			BS TH6/7	+	
BWK 7		+	BS TH7/8		
BWK 8		(+)	BS TH8/9	+	
BWK 9			BS TH9/10	+	
BWK 10			BS TH10/11		
BWK 11			BS TH11/12		
BWK 12			BS TH12/L1	++	
LWK 1	+		BS L1/2	++	
LWK 2	+		BS L2/3	+	
LWK 3			BS L3/4		
LWK 4			BS L4/5		
LWK 5		+	BS S1/L5		

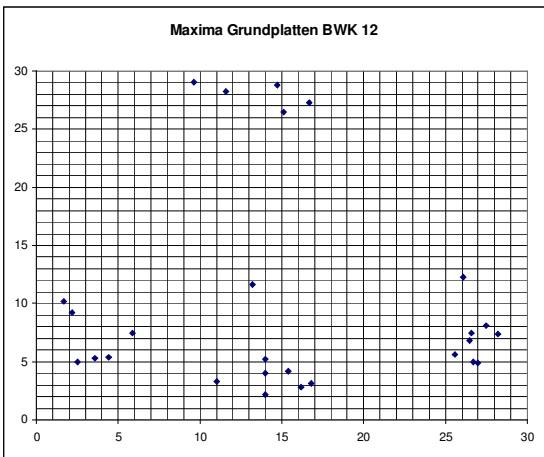
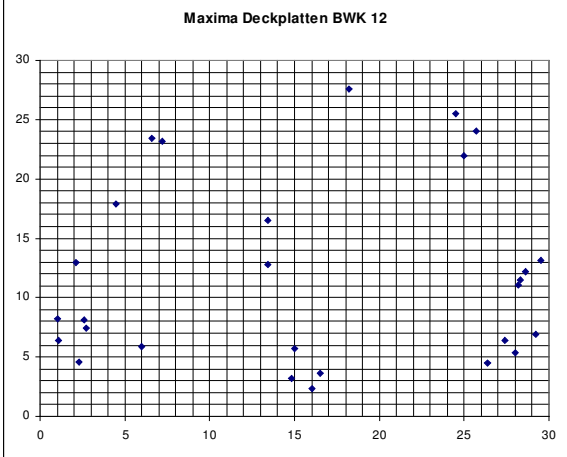
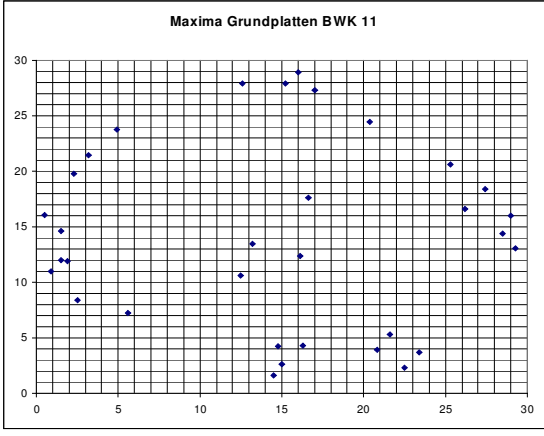
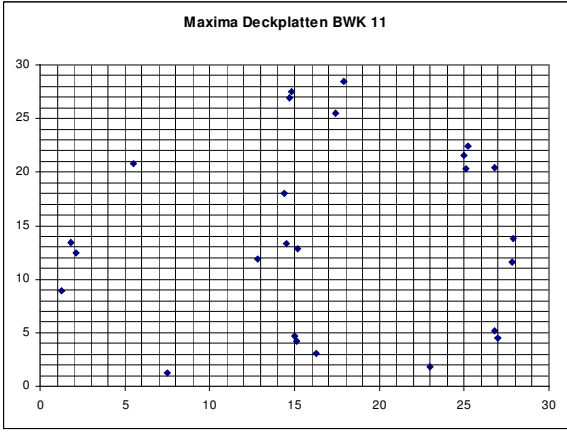
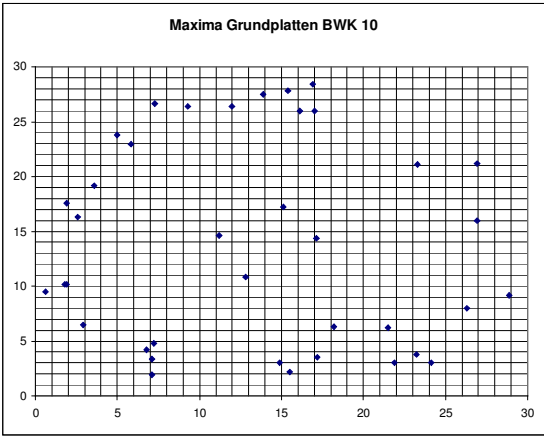
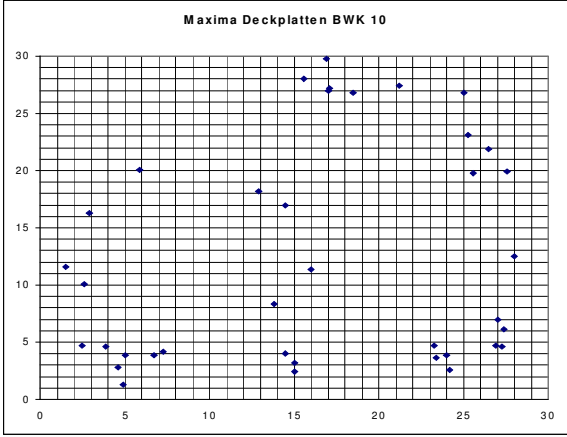
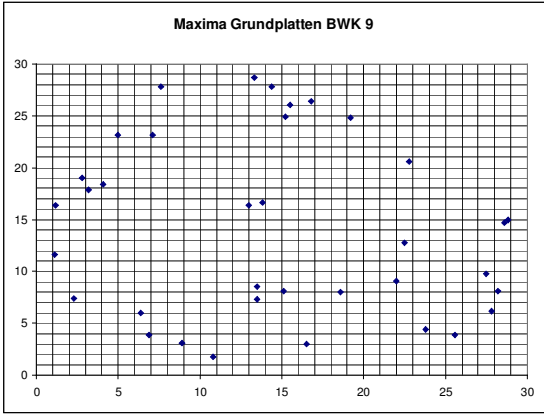
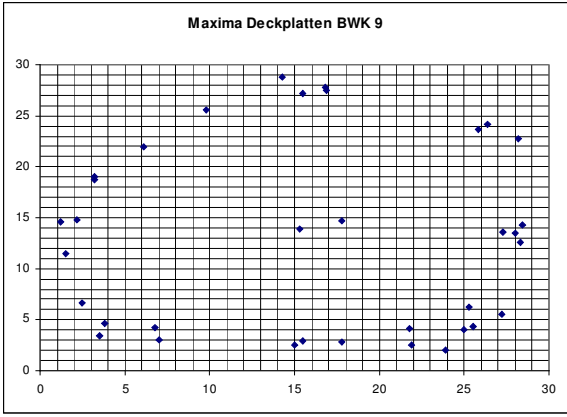
(+) mäßig degeneriert
+ degeneriert
++ deutlich degeneriert
+++ stark degeneriert

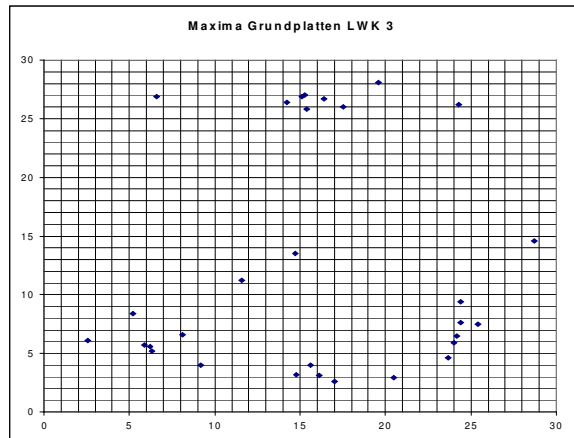
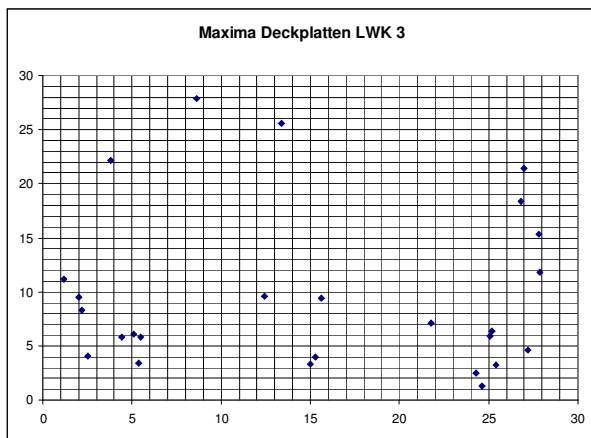
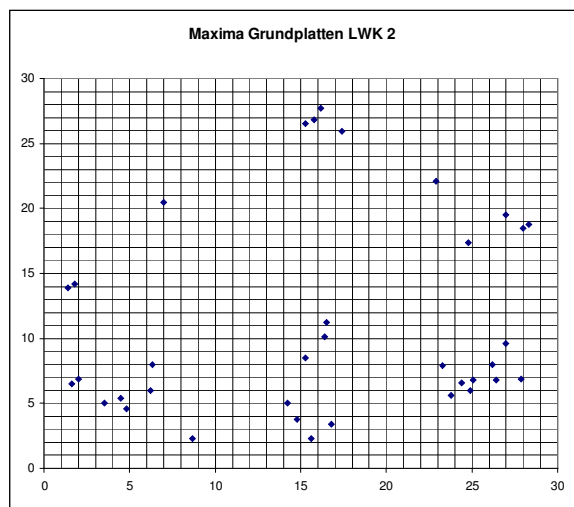
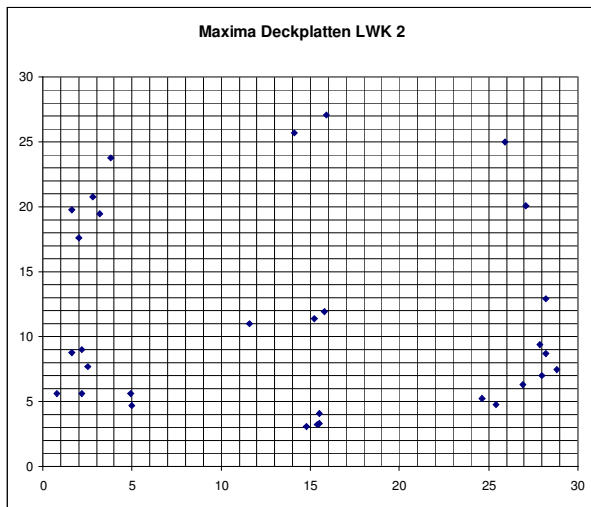
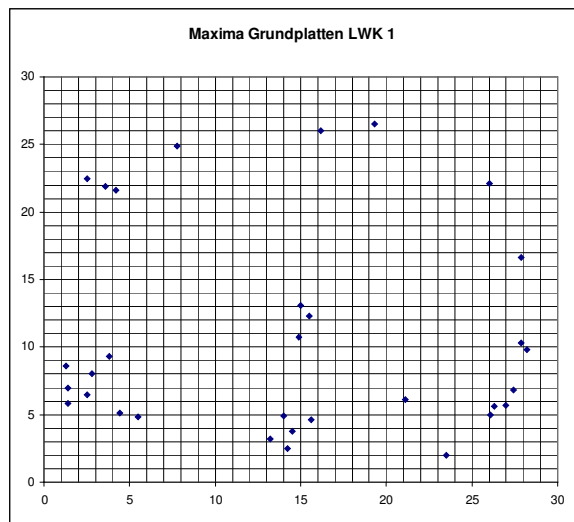
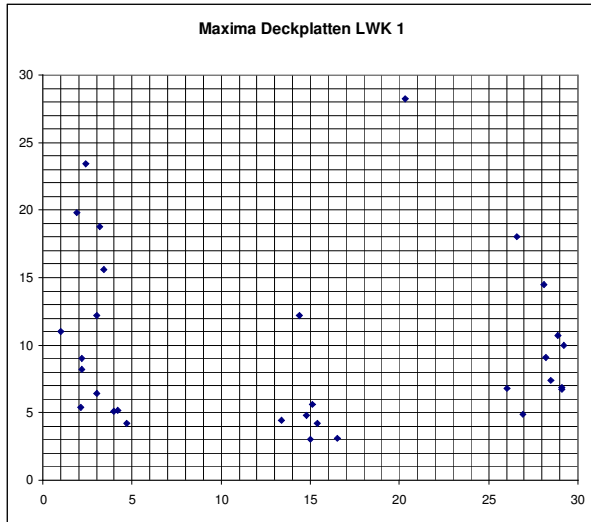
Mineralisierung der Endplatten im Übergangsbereich

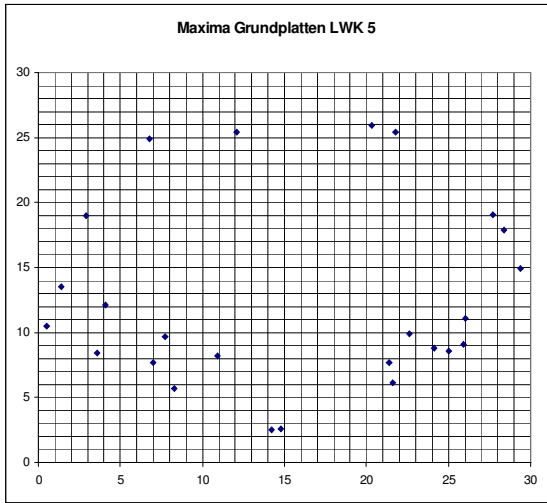
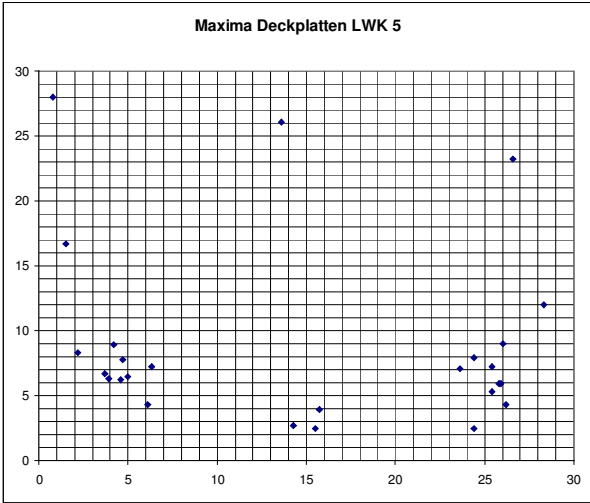
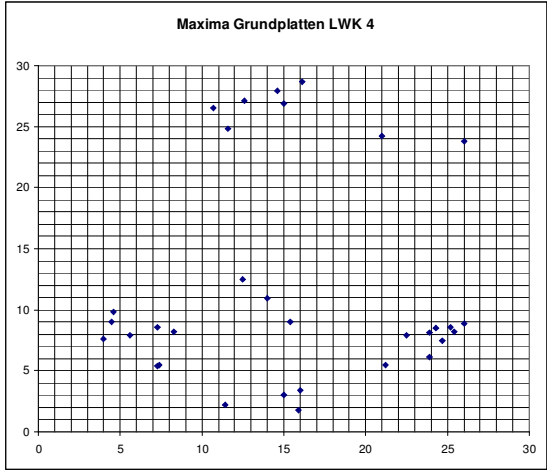
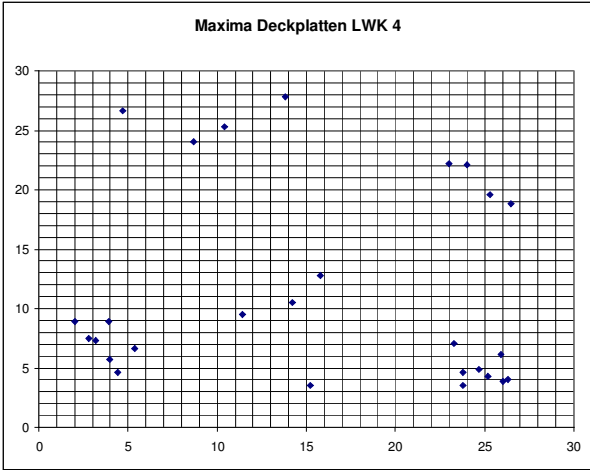












7 Literaturverzeichnis

Adams, M.A.

Stress distribution inside intervertebral discs. The effect of age and degeneration
J. bone joint surg. (Br.) 1996 ; 78-B : 965 – 972
1996

Aigner, T.

Variation with age in the pattern of type X collagen expression in normal and scoliotic
human intervertebral discs
Calcif Tissue Int 63: 263 – 268
1998

Antoniou, J.

The human lumbar endplate: Evidence of changes in biosynthesis and denaturation
of the extracellular matrix with growth, maturation, aging and degeneration
Spine 21 (10): 1153 – 1161
1996

Benneker, L.M.

Vertebral endplate marrow contact channel occlusions and intervertebral disc
degeneration.
Spine Jan 15;30(2):167-73.
2005

Bogduk N.

Clinical anatomy of the lumbar spine
Churchill Livingstone
1987

Brinckmann, P.

Deformation of the vertebral end-plate under axial loading of the spine

Spine 8: 851 – 856

1983

Broberg, K.B.

On the mechanical behavior of the intervertebral disc

Spine 8: 151 – 165

1983

Curylo

Segmental variations of bone mineral density in the cervical spine

Spine Vol. 21, No.3: 319-322

1996

Dieén, J.H.v.

Stress distribution changes in bovine vertebrae just below the endplate after sustained loading

clin. biomech. 16 Suppl. No.1 (2001): S135 – S142

2001

Dolan, P.

Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling

clin. biomech. 16 Suppl. No.1 (2001): S8 – S16

2001

Grant, J.P.

Mapping the structural properties of the lumbosacral vertebral endplates

Spine Vol.26 (8): 889 – 896

2001

Holmes, A.D.

Response of the endplates to compression of the spine

Eur Spine (2): 16 – 21

1993

Hongo, M.

Surface strain distribution on thoracic and lumbar vertebrae under axial compression

Spine Vol.24(12): 1197 – 1202

1999

Horst, M.

Measurement of the distribution of axial stress on the end-plate of the vertebral body

Spine Vol.6, No.3: 217-232

1981

Kummer, B.

Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens

Anat Anz 111: 261 – 293

1962

Kummer, B.

Biomechanics of the bone: mechanical properties, functional structure, functional adaptation

In Biomechanics: its foundations and objectives: 237 – 271

1972

Kummer, B.

Mechanische Beanspruchung und funktionelle Anpassung des Knochens

Verh Anat Ges 72: 21 – 46

1978

Kummer, B.
Biomechanik der Wirbelgelenke
in Meinecke, F.W.: Die Wirbelbogengelenke
Hippokrates Verlag Stuttgart
1981

Kummer, B.
Biomechanik: Form und Funktion des Bewegungsapparates
Deutscher Ärzteverlag, ISBN 3-7691-1192-3
2005

Kurowski, P.
The relationship of degeneration of the intervertebral disc to mechanical loading
conditions on lumbar vertebrae
Spine, Vol. 11, No. 7: 726-731
1986

Lance, T.
Morphology of the lumbar vertebral endplates
Spine, Vol.23, No. 14: 1517 – 1523
1998

Ledet, E.H.
Direct real-time measurement of in vivo forces in the lumbar spine
The Spine Journal 5, pp 85 –94
2005

Lim, T.H.
Effect of endplate conditions and bone-mineral-density on the compressive strength
of the graft-endplate interface in anterior cervical spine fusion
Spine Vol.26(8): 951 – 956
2001

Lu, Y.M.

Bone mineral density variations along the lumbosacral spine

Clin. Orthopaedics and related research No. 378: 255-263

2000

Markolf, K.L.

The structural components of the intervertebral disc. A study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces

J bone joint surg (Am) 56A: 675 – 687

1974

Mc Nally, D.S.

Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry

Spine 17: 66 – 73

1992

Montag, M.

Computertomographisch bestimmter Mineralgehalt der Lendenwirbelsäulen-Spongiosa

Radiologe 28: 161 – 165

1988

Moore, R.J.

Changes in endplate vascularity after an outer annulus tear in the sheep

Spine 17: 874 – 878

1992

Moore, R.J.

The vertebral end-plate: what do we know?

Eur Spine J (2000) 9: 92 – 96

2000

Müller-Gerbl, M.

Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen

Gelenkbeanspruchung am Lebenden

Z. Orthopädie 128: 128-133

1990

Müller-Gerbl, M.

The subchondral bone plate

Adv Anat Embryol Cell Biol 141: III – XI 1 – 134

1998

Nachemson, A.

In-vivo measurements of intradiscal pressure, discometrie, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs

J Bone Joint Surg Am Vol 46 pp: 1077 – 92

1964

Nachemson, A.

In vitro diffusion of dye through the endplates and the anulus fibrosus of human lumbar intervertebral discs

Acta orthop Scand 41: 589 – 607

1970

Nachemson, A.

Disc pressure measurement

Spine 6: 93 – 97

1990

Natarajan, R.N.

A model to study the disc degeneration process

Spine 19: 259 – 265

1994

Oki, S.

Morphologic differences of the vascular buds in the vertebral endplate. Scanning electron microscope study.

Spine 21 (2): 174 – 177

1996

Oxland, T

Effects of endplate removal on the structural properties of the lower lumbar vertebral bodies

Spine 28 (8): 771 – 777

2003

Panjabi, M.

Biomechanical studies in cadaveric spines

The lumbar spine and back pain

4th edition Churchill Livingstone: 133 – 135

1992

Panjabi, M.

The cortical shell architecture of human cervical vertebral bodies

Spine 26:2478 – 2484

2001

Pauwels, F.

Eine neue Theorie über den Einfluss mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe

Z Anat Entwickl Gesch 121: 478 – 515

1960

Pitzen, T.R.

Initial stability of cervical spine fixation: prediction of a finite element model

J Neurosurg 97 (Suppl 1): 128 – 134

2002

Putz, R.
Zur Morphologie und Dynamik der Wirbelsäule
Radiologe, 23: 145-150
1983

Putz, R.
Funktionsbezogene Morphologie der Bandscheiben
Radiologe, 33: 563-566
1993

Rajasekaran, S.
A study of diffusion in human lumbar discs: a serial magnetic resonance imaging
study documenting the influence of the endplate on diffusion in normal and
degenerate discs.
Spine Dec 1;29(23):2654-67
2004

Roberts, S.
Biomechanical and structural properties of the cartilage endplate and its relation to
the intervertebral disc
Spine Vol.14, No.2: 166-174
1989

Roberts, S.
Proteoglycan components of the intervertebral disc and cartilage endplate: an
immunolocalization study of animal and human tissue
Histochem J 26: 402 – 411
1994

Roberts, S.
Transport properties of the human cartilage endplate in relation to its composition
and calcification
Spine, Vol. 21, No. 4: 415-420
1996

Roberts, S.

Does the thickness of vertebral subchondral bone reflect the composition of the intervertebral disc?

Spine Europe, Vol. 6, No. 6: 385-389

1997

Shirazi-Adl, A.

Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression

Spine Vol.9(2): 120 – 134

1984

Silva, M.J.

Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate

Bone Vol.15, No.4: 409-414

1994

Singer, K.P.

Vertebral body trabecular density at the thoracolumbar junction using quantitative computed tomography

Acta radiologica 31, Fasc.1: 37-40

1990

Stäbler, A.

Magnetresonanztomographie des Handgelenkes – Vergleich hochauflösender Pulssequenzen und unterschiedlicher Fettsignalunterdrückungen an Leichenpräparaten.

Fortschr Röntgenstr 2000; 172: 168 – 174

2000

Steffen, T.

Lumbar intradiscal pressure measured in the anterior and posterolateral annular regions during asymmetrical loading

Clin. biomech. 13 (1998) 495 – 505

Tiling, T.

Vergleichende computertomographische und biomechanische Untersuchungen an menschlichen Lendenwirbelkörpern

Biomechanik der Wirbelsäule, Thieme Verlag

1983

Twomey, B. Sc.

Age changes in lumbar vertebrae and intervertebral disc

Clinical orthopaedics and related research, Nov.(224): 97-104

1987

Weh, L.

Computertomographische Messung der Belastbarkeit von Wirbelkörpern

Biomechanik der Wirbelsäule, Thieme Verlag, Vol. 83

1983

Weißkopf, M.

Korrelation von lumbogenem Schmerz und vermehrter Vaskularisation in den Wirbelkörperendplatten

Z Orthop Ihre Grenzgeb. 142(2):174-8

2004

Wilke, H.J.

Measurement of spinal loading

Unfallchirurg Vol 102 issue 11 pp: 909 – 10

1999

Wolff, J.

Das Gesetz der Transformation der Knochen

Hirschwald, Berlin

1892

Curriculum vitae

Zur Person

Name	Stefan Weißer
Geburtsdatum	29. Juni 1976
Geburtsort	Freiburg i. Br.

Schulische Ausbildung

1982 – 1986	Grundschule Steinbach
1986 – 1992	Gymnasium Hohenbaden, Baden-Baden
1992 – 1995	Berthold-Gymnasium, Freiburg i. Br.
1995	Abitur

Universitäre Ausbildung

10/1996	Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilian-Universität München
03/1999	Physikum
03/2000	Erstes Staatsexamen
08/2002	Zweites Staatsexamen
10/2003	Drittes Staatsexamen

Famulaturen

08/1999 – 10/1999	Zentrum für ambulante Chirurgie (Handchirurgie), Freiburg i.Br.
04/2000 – 05/2000	Schreiber-Kliniken (Innere Medizin), München
08/2001 – 10/2001	Hospital of Nkandla (Gynäkologie und Geburtshilfe), Südafrika
03/2002 – 04/2002	Psychiatrische Klinik der LMU-München (Psychiatrie)

Praktisches Jahr (10/2002 bis 10/2003)

1. Tertial	Chirurgie, Städtisches Krankenhaus München Harlaching Prof. Hertlein (Unfallchirurgie), Prof. Horn (Abdominalchirurgie)
2. Tertial	Innere Medizin, Städtisches Krankenhaus München Neuperlach Prof. Heinrich (Zentrum für Akutgeriatrie und Frührehabilitation)
3. Tertial	Anästhesie, Universitätsklinik der LMU München Prof. Peter

Nebentätigkeiten im Bereich der Medizin

1990 – 1992	Hilfskraft Altenpflege, Haus Reich, Baden-Baden
1992 – 1996	Patientenversorgung und Verwaltung, Zentrum für ambulante Chirurgie, Freiburg i. Br.
1995 – 1996	Zivildienst Innere Medizin, Loretto Krankenhaus, Freiburg i. Br. Springer im ZMK-OP, Albert-Ludwig-Universität, Freiburg
1999 – 2002	Krankenpflege Chirurgie, Rotkreuzkrankenhaus, München
2001/2002	Co-Assistent im Präparierkurs der Anatomie, LMU-München
2002 – 2003	MUC-Research, Praxis Drs Jäger/Jaegel-Güdes, Schwerpunkt HIV-Therapie

Ärztliche Tätigkeit

01/2004 – 06/2006	Krankenhaus Neuperlach des Städtischen Klinikum München, Zentrum für Akutgeriatrie und Frührehabilitation Leitung Prof. Dr. med. R. Heinrich
seit 07/2006	Klinikum Dritter Orden, München Klinik für Innere Medizin II, Schwerpunkt Kardiologie und Pneumologie Leitung Dr. med. A. Meier

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. R. Putz und Frau Prof. Dr. med. M. Müller-Gerbl danke ich für die Überlassung des Themas. Herzlicher Dank gilt insbesondere Frau Prof. Müller-Gerbl für die intensive und geduldige Betreuung vor allem bei der schriftlichen Fixierung der Arbeit.

Ganz besonderer Dank sei der guten Seele und immer liebenswert freundlichen Frau E. Lippelt ausgesprochen. Was hätte ich ohne Sie gemacht?

Dr. med. D. Heiss engagierte sich in beeindruckender Weise für die Betreuung des Netzwerkes und des Datentransfers.

Eine unersetzliche Hilfe war Frau Dipl. phys. E. Wolf bei der Erstellung der statistischen Auswertung.

Meine Eltern unterstützten mich während des Studiums und dieser Arbeit mit viel Wohlwollen, Anteilnahme, Geduld und Wärme.

Unendlicher Dank gilt Lisa für die Unterstützung, Ausdauer, Aufmunterung und Liebe.