

Aus der Anatomischen Anstalt der Ludwig Maximilian Universität München

Lehrstuhl Anatomie I - vegetative Anatomie

Vorstand: Prof. Dr. med. Jens Waschke

**Vergleichende Untersuchung der Mineralisierungs- und
Festigkeitsverteilung in den thorakalen Endplatten**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Patricia Prengel

aus Nordhausen

2012

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter	Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl
Mitberichterstatter	Priv. Doz. Dr. Susanne Mayer
Dekan	Prof. Dr. Dr. h. c. Maximilian Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung	01.03.2012

Mein uneingeschränkter Dank gilt meinem Mann Kai sowie meinen Eltern Gerd und Claudia und meinen Großeltern; für ihre Liebe und großzügige Unterstützung und Förderung meiner Ausbildung; die mir viel Verständnis während der Erstellung dieser Arbeit entgegenbrachten und immer Rückhalt in allen Lebenslagen geben.

Ihnen ist diese Arbeit in Liebe und Dankbarkeit gewidmet.

Abkürzungsverzeichnis

BWS	Brustwirbelsäule
CT	Computertomographie
CT-OAM	Computertomographie-Osteoabsorptiometrie
DP	Deckplatte
GP	Grundplatte
HE	Hounsfield-Einheit
LWS	Lendenwirbelsäule
MARS	Multivariate adaptive Regression Splines
qCT-OAM	Quantitative Computertomographie-Osteoabsorptiometrie
ROI	Region of Interest
TH 1 - 12	Thorakale Wirbel 1 - 12

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Allgemein	1
1.2	Historischer Hintergrund	3
1.3	Brustwirbelsäule	8
1.4	Wirbelkörperendplatte	10
1.4.1	Definition.....	10
1.4.2	Stoffwechsel und Blutversorgung	11
1.4.3	Festigkeitsmessungen	12
1.4.4	Mineralisierungsverteilung.....	13
1.5	Darstellungsmöglichkeiten der Mineralisierung im Knochen.....	14
1.6	Fragestellung und Zielsetzung.....	16
2	Material	17
3	Methoden.....	18
3.1	Präparieren der Wirbel	18
3.2	Computertomographie	18
3.3	CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM).....	18
3.4	Auswertung der Densitogramme	20
3.4.1	Deskriptive Beschreibung der Muster	20
3.4.2	Lokalisationsbestimmung der Mineralisierungsmaxima.....	20
3.4.3	Häufigkeitsverteilung	22
3.5	Festigkeitsbestimmung durch Universalprüfmaschine mittels Indentation-Test....	22
3.6	Vergleich der Festigkeits- und Mineralisierungswerte.....	25
3.6.1	Röntgen der Wirbelkörperhälften.....	25
3.6.2	Bestimmung der Lokalisation der Festigkeitsmaxima	25
3.6.3	Vergleich der Festigkeits- und Mineralisierungsmaxima.....	26
3.7	Ermitteln und Vergleichen der Mineralisierungswerte an den Messstellen der Festigkeit	26
3.8	Statistische Auswertung	26
3.9	Reproduzierbarkeit	28
4	Ergebnisse	29
4.1	Mineralisierungsmuster	29
4.2	Festigkeitsmuster	34
4.3	Vergleich von Mineralisierung und Festigkeit	39
4.3.1	Vergleich der Häufigkeitsverteilung der Maxima	39
4.3.2	Vergleich der individuellen Verteilungsmuster.....	42
4.3.3	Statistische Auswertung aller Wertepaare von Mineralisierung und Festigkeit	44
4.4	Reproduzierbarkeit	47

Inhaltsverzeichnis

5	Diskussion	51
5.1	Diskussion des Materials	51
5.2	Diskussion der Methode	52
5.2.1	Präparation.....	52
5.2.2	Computertomographie	52
5.2.3	Computertomographie-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM).....	53
5.2.4	Festigkeitsbestimmung mittels Indentationstest.....	55
5.2.5	Lage der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima	57
5.2.6	Vergleich der Maxima der Mineralisierungs- und Festigkeitswerte	58
5.2.7	Ermittlung der Mineralisierungswerte in den Densitogrammen mit CT-OAM ...	59
5.2.8	Statistische Auswertung	59
5.2.9	Reproduzierbarkeit der CT-Osteoabsorptionsmetrie.....	59
5.3	Diskussion der Ergebnisse.....	60
5.3.1	Densitogramme.....	60
5.3.2	Lokalisation der Mineralisierungsmaxima	60
5.3.3	Lokalisation der Festigkeitsmaxima.....	65
5.3.4	Vergleich von Mineralisierung und Festigkeit	68
5.3.5	Statistik	73
5.4	Schlussfolgerung	74
5.5	Die klinische Relevanz	75
6	Zusammenfassung	76
7	Anhang	78
7.1	Messschema.....	78
7.2	Mineralisierung der Segmenthöhen	79
7.3	Festigkeit der Segmenthöhen	80
7.4	Summationsbilder im Vergleich Mineralisierung und Festigkeit der Segmenthöhen	81
7.5	Scatterblot TH 1 – TH 12	84
7.6	Reproduzierbarkeit der ermittelten Mineralisierungswerte an den Messstellen der Festigkeit	86
8	Literaturverzeichnis	88
	Lebenslauf	108
	Danksagung	109

1 Einleitung

1.1 Allgemein

Durch Haltungsschäden oder Haltungsschwächen bis hin zu degenerativen Veränderungen der Wirbelsäule kann es zu Schmerzen, Stabilitätsverlust und Querschnittssyndromen kommen. In der Dekompression nervaler Strukturen besteht hier die Bedeutung der operativen Intervention bei progredienten neurologischen Defiziten oder therapieresistenten Schmerzen. Zur Operation von Bandscheibenvorfällen werden heute verschiedene Verfahren zur Anwendung gebracht. Es gab lange Zeit die Methode der Knochenspanimplantation. Jedoch gab es hier häufig Komplikationen. Einer immer größeren Beliebtheit erfreuen sich vor allen die sogenannten „Cages“. Unter einem Cage versteht man einen industriell geformten Platzhalter für den Zwischenwirbelraum. Er stellt die physiologische Diskushöhe wieder her und erlaubt eine knöcherne Fusion. Es existieren unterschiedliche Cages, z. B. aus Titan, Keramik, Karbon und Kunststoffen. Um eine knöcherne Fusion zu ermöglichen, haben die meisten Cages einen zentralen Hohlraum, welcher je nach Cagetypp mit autologen Knochen oder sterilisierten allogenen Knochen bzw. auch ohne zu füllen ist. Die Cages können auch mit Hydroxylapatit oder verschiedenen anderen biologischen Substanzen wie z. B. Bone Morphogenic Protein gefüllt werden. Das Grundprinzip der Fusionstechnik nach Smith und Robinson besteht im Ersatz der Bandscheibe durch den planparallelen trikortikalen Knochenspan vom Beckenkamm (Abb. 1).

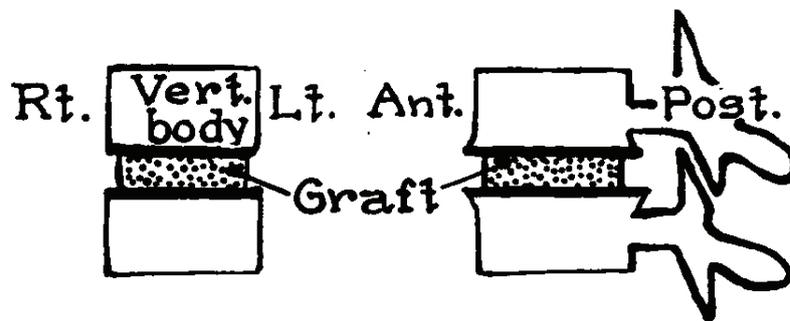


Abb.1: Schematische Darstellung der Fusionstechnik nach Smith und Robinson aus Dissertation Bang (Bang 2007)

Einleitung

Die Form des Cages richtet sich nach der Größe und Lokalisation der Bandscheibe und besitzt medial ein Foramen zur möglichen knöchernen Fusion (Abb. 2).

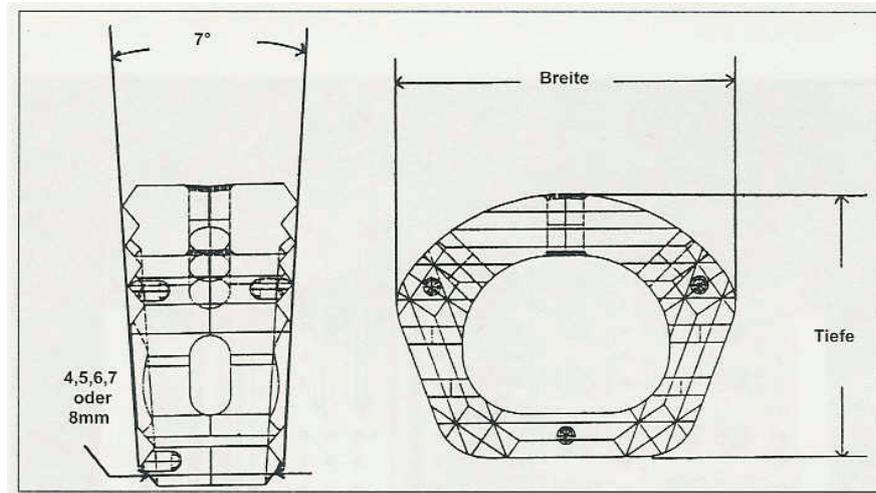


Abb. 2: Schematische Darstellung der Architektur eines Cages (aus Bang 2007)

Das Bemerkenswerte bei dieser Operationsmethode ist, dass die eingesetzte künstliche Bandscheibe im Laufe der Zeit resorbiert und sukzessive durch körpereigene Substanz ersetzt wird. Die zervikale Lordose wird wieder hergestellt und der Wirbelsäule eine normale Statik verliehen. Ein weiterer Vorteil dieser Operationsmethode besteht darin, dass die schmerzhafte Knochenentnahme aus dem Beckenknochen entfällt.

Mögliche Komplikationen sind jedoch eine nicht wünschenswerte Resorption (Madawi A.A. et al 1996), Fremdkörperreaktionen, Implantatbrüche und Einbrechen der Implantate in die Deckplatte (Shima T. et al. 1979) oder eine nicht ausreichende Stabilität (Shima T. et al. 1979).

Mögliche Platzhalter-Komplikationen wie Dislokationen oder Einbruch in die benachbarten Wirbelkörper sollen durch eine zusätzliche ventrale Plattenosteosynthese mit trikortikalen Beckenkammknochen bzw. metallischem Platzhalter vermieden werden.

Es stellt sich nun die Frage, ob das Einsintern der Cages und die Deckplatteneinbrüche durch eine bessere Verankerungstechnik vermieden werden können, die sich an den natürlichen Gegebenheiten der Deckplatten (Mineralverteilung, Festigkeitsverteilung) orientiert. Da sowohl zur Material- als auch zur Festigkeitsverteilung in den thorakalen Deckplatten kaum Informationen vorliegen, war es Ziel dieser Arbeit, diese Parameter zu untersuchen, um Detailinformationen über die Struktur der Deckplatten zu erhalten, die möglicherweise als Grundlage für eine bessere Verankerungstechnik von Cages oder Bandscheiben dienen können.

Einleitung

1.2 Historischer Hintergrund

Die Wirbelsäule ist wohl eine der faszinierendsten und beeindruckendsten „Erfindungen“ der Natur. Sie muss enormen Kräften wie Druck, Zug und Biegung standhalten. Dies wird garantiert durch knöcherne Wirbel, Bandscheiben, Bänder und Muskeln.

Die einzelnen Aufgaben sind so speziell wie vielfältig. Sie fungiert als Stützgerüst des Rumpfes, um unter anderem das aufrechte Gehen zu gewährleisten, als Federung mittels Bandscheiben zwischen den einzelnen Wirbelkörpern, um das Gehirn vor Erschütterung zu schützen, als Schutz des empfindlichen Rückenmarks, dem mechanisch gefährdetsten Teil des Zentralnervensystems, als Übertragung der Biegemomente und dynamischen Kräfte, um ausreichende Bewegung des ganzen Rumpfes sicherzustellen und um sich an verschiedene Anforderungen anzupassen wie Gehen, Stehen, Atmung, Nahrungsverarbeitung, Schwangerschaft und vieles mehr. Und nicht zuletzt um die Blutbildung im roten Knochenmark zu sichern, die lebensnotwendig ist (Lippert 2000).

Die Beanspruchung der Wirbelsäule besteht vor allem in dem axial wirkenden Druck. Dies haben unter anderem Kummer (Kummer B. 1981), Putz (Putz R. 1981), Schlüter (Schlüter K. 1965) und Shirazi-Adl (Shirazi-Adl A. 1984) in ihren Arbeiten festgestellt. Um die Wirbelsäule in ihrer Form zu stabilisieren, erzeugen die vorhandenen Bänder und Muskeln an und um die Wirbelsäule herum eine ständig wirkende Vorspannung auf die Bandscheiben (Putz 1993). Ein normaler morphologisch-statischer Aufbau der Wirbelsäule erfordert die geringste Muskelkraft und somit auch die geringste Vorspannung. Jede Abweichung von der physiologischen Krümmung geht mit erhöhter Beanspruchung der Muskeln einher und belastet die Wirbelsäule negativ. Diese unphysiologischen Kräfte können zu einem funktionellen Versagen und damit zu einer Verschlechterung der Rückenform führen. Dies wiederum führt zu Veränderungen der Knochen- und Knorpelsubstanz, welche zu einer Änderung der Mineralisierung und somit der Statik des Wirbels und der gesamten Wirbelsäule führt.

Diese Beobachtungen führten zur Begriffsformung der Biomechanik. Pionierarbeit dazu haben Bourgerie (Bourgerie 1832), Ward (Ward F.O. 1838), Wyman (Wyman 1849) und Humphry (Humphry G.M. 1858) geleistet. Diese Autoren bleiben in der meisten Literatur unerwähnt.

Einleitung

Anders war es mit den Darstellungen von Culmann (Culmann K. 1866), Meyer (Meyer H.V. 1867), Wolff (Wolff J. 1869, 1892, 1901) und Roux (Roux W. 1895).

Culmann entwickelte eine graphische Methode zur Darstellung von Spannungstrajektoren, Meyer beobachtete die traktorielle Anordnung der Spongiosa und Wolff beschrieb die funktionelle Anpassungsfähigkeit des Knochens im Wolff'schen Transformationsgesetz.

In diesem Gesetz erklärt er, wie sich die Verteilung der Beanspruchung widerspiegelt, indem sich der Knochen durch Umbauvorgänge an die funktionellen Ansprüche anpasst. Wolff sah den menschlichen Knochen nicht mehr als starres unbewegliches Element. Er beschrieb, dass ein Knochen anpassungsfähig und somit als ein biologisch-dynamisches System anzusehen ist.

Auch Roux war dieser Meinung und beschrieb, dass ein Organ an seine spezifische Funktion dann angepasst ist, wenn es ein Maximum an Leistung erbringt, während es ein Minimum an Material benötigt. Er formte das Maximum-Minimum-Gesetz und definierte es durch „Anpassung an die Funktion durch Ausübung derselben“. Roux und seine Nachfolger entwickelten eine genaue Ansicht über Gewebereaktionen in bestimmten Situationen und unter Kräfteeinflüssen sowie der dazugehörigen funktionellen Anpassung. Jedoch basierten diese Auffassungen auf physikalischen Irrtümern.

Aus diesem Grund entwickelte Pauwels (Pauwels F. 1955, 1960, 1965, 1973) eine Arbeitsthese, die aus seinen klinischen und operativen Erfahrungen und Beobachtungen entstand. Diese besagt, dass sich spezifisches Gewebe unter dem Einfluss genau definierter Umwelteinflüsse differenziert. Somit konnten, laut seiner Aussage, zum einen Rückschlüsse von der Gewebeart auf die entsprechenden Umwelteinflüsse gezogen werden und zum anderen bei bekannten Einflussfaktoren Vorhersagen auf die entstehende Gewebeart gemacht werden. Diese Theorie formte den Begriff der „kausalen Histogenese“. Das Neue dieser These war, dass nun eine in sich geschlossene und widerspruchsfreie Theorie entstand, die mit den Gesetzen der Physik zu erklären war. Als Triebkraft der funktionellen Anpassung identifizierte Pauwels die der Druckkraft überlagerte Biegebeanspruchung. Diese verursacht beim spongiösen Knochen eine Umorientierung der Bälkchenachsen in die Wirkungsrichtung der einfallenden Kraft, bis aus der Biege- eine reine Druckbeanspruchung wird und somit das Trabekelfachwerk biegungsfrei ist.

Pauwels entwickelte folgend spannungsoptische Untersuchungsmethoden, um diese Theorie experimentell zu überprüfen.

Einleitung

Es zeigte sich, dass es Gemeinsamkeiten gab zwischen den typischen Trajektorverläufen und der Spongiosastruktur. Dies hat er anschließend in vielen Modellen visuell veranschaulicht.

Auch Kummer (Kummer B. 1962) stellte die verschiedenen Kräfteinwirkungen einer Säule durch unterschiedliche Druckbeanspruchung dar. Die Spannungstrajektorien laufen untereinander und zur Säulenachse parallel, wenn die Beanspruchung axial verläuft (Abb. 3a). Parallel und in Längsrichtung ziehen die Trajekturen, wenn die Druckkraft exzentrisch achsenparallel läuft (Abb. 3b). Die typischen Spitzbögen der Druck- und Zugspannungstrajektorien bilden sich bei senkrecht zur Säulenachse gerichteten Kräften (Abb. 3c).

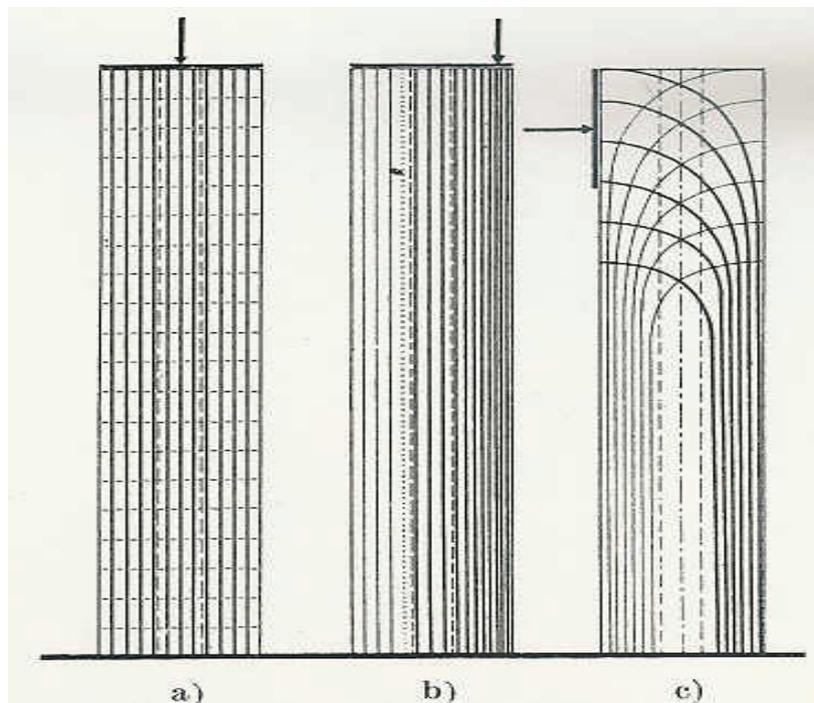


Abb. 3: Darstellung der Spannungstrajektorien in den durch Druckkräfte beanspruchten Säulen. a) axial, b) achsenparallel exzentrisch, c) rechtwinklig zur Säulenachse Verlaufend (aus Kummer 1962)

Diese schematischen Strukturmuster sind in vielen Spongiosabildern wiederzuerkennen. Im Sagittalschnitt durch einen menschlichen Lendenwirbelkörper (Abb. 4a) zeigen sich deutlich parallele und in Längsrichtung verlaufende Knochenbälkchen, die durch rechtwinklig kreuzende Balkenzüge verbunden sind. Dieses Bild gleicht einem spannungsoptischen Trajektorienbild eines Plexiglaswürfels, welches durch einen auf sich ruhenden zentralen Druck entstanden ist (Abb. 4b). Somit konnte experimentell bewiesen werden, dass Druck inhomogene Verteilungsmuster entstehen lässt.

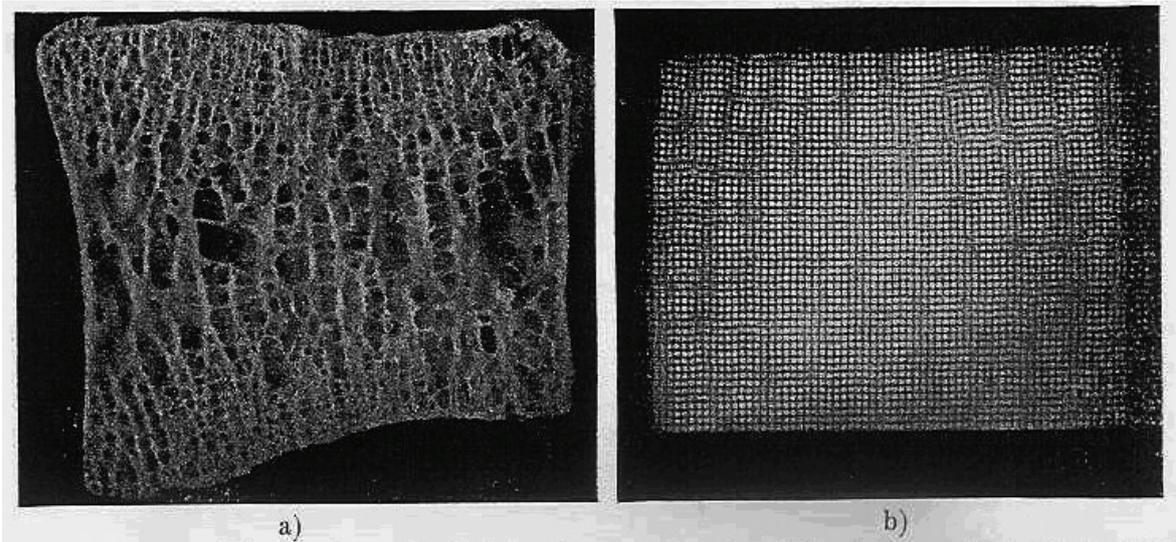


Abb. 4: a) Sagittaler Schnitt durch menschlichen Lendenwirbelkörper
b) Spannungsoptisch gewonnenes Trajektorienbild eines Plexiglaswürfels
(aus Kummer 1962)

Diese Ergebnisse wurden noch bestätigt durch die Untersuchungen von Kummer (Kummer B. 1959a, 1959b, 1960 und 1972), die zeigten, dass Wirbelkörper durch axiale Druckkräfte beansprucht werden. Dieser Prozess ist aber nicht willkürlich steigerbar, sondern unterliegt einer Höchstgrenze, bei deren Überschreitung das Gegenteil eintritt. Der Anbau wird zum Abbau.

Genauso haben Versuche von Vigliani (Vigliani F. 1952, 1955a, b) gezeigt, dass der Knochen, der nicht beansprucht wird, auch nicht endlos abgebaut wird. Er wird bis zu einem Minimum reduziert, das Grundgerüst bleibt erhalten. Diese Theorie wurde in den Folgejahren durch viele Arbeiten bestätigt (u. a. Benninghoff A. 1927, Chamay A. et al. 1972, Donaldson C.L. et al. 1970, Goodship A.E. et al. 1979, Issekutz B. et al. 1966, Jones H.H. et al. 1977, Nilsson B.E. et al. 1971, Whalen R.T. et al. 1988, Whedon G.D. 1984, Woo S.L. et al. 1981).

Diese unterschiedlichen Reaktionsfähigkeiten des Knochens hat Kummer im Jahre 1962 mit der Funktionsweise eines Reglersystems verglichen (Abb. 5).

1.3 Brustwirbelsäule

In dieser Arbeit soll ausschließlich auf die Brustwirbelsäule (BWS) eingegangen werden. Sie ist der längste und unbeweglichste Abschnitt der Wirbelsäule mit einer konvexen Krümmung. Ihre Unbeweglichkeit entsteht durch die Rippen, die die Organe schützen. Dennoch sind drei Freiheitsgrade mit sechs Hauptbewegungsrichtungen möglich. Die Ventralflexion mit 40° ist weniger eingeschränkt als die Dorsalflexion mit 25° in der Transversalachse. Die Seitwärtsneigung nach links und rechts zeigt mit 20° beidseits keine Unterschiede. Die höchste Beweglichkeit besteht in der Rotation um die Longitudinalachse bis zu 40° auf jeder Seite (Putz R. 1995).

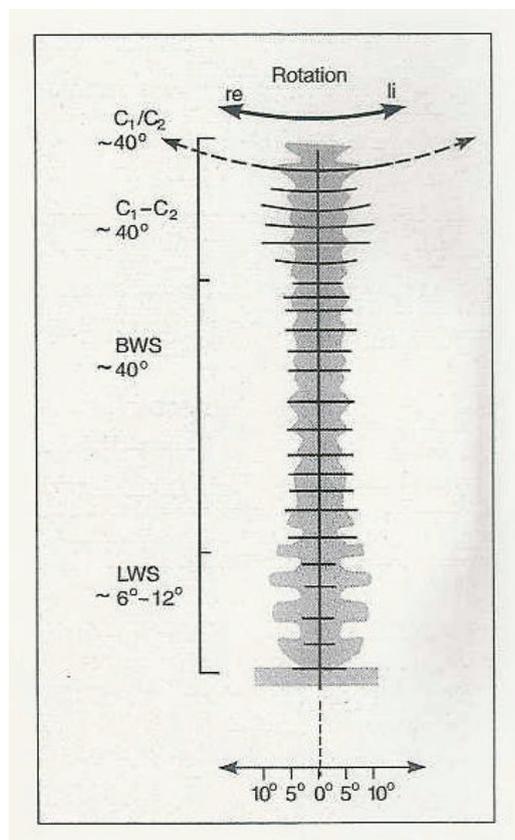


Abb. 6: Kinematik der Wirbelsäule (aus Putz R. 1995, unter Verwendung einer Abbildung aus Putz R. 1994, nach White A.A., Panjabi M.M. 1978) und Darstellung der maximalen Bewegungsauslässe

Die verschiedenen Abschnitte der BWS sind mit folgenden anderen Körperabschnitten mechanisch verbunden: Der obere BWS-Abschnitt (TH 1 – TH 4) ist mit den Bewegungen der Halswirbelsäule gekoppelt.

Einleitung

Der mittlere BWS-Abschnitt (TH 4 – TH 8) wirkt als Punktum stabile zwischen oberer und unterer BWS, wobei er ebenfalls der kinematischen Bewegung der HWS oder der Lendenwirbelsäule entsprechen kann. Der untere BWS-Abschnitt (TH 8 – TH 12) ist mit den Bewegungen der LWS gekoppelt. Oft kompensiert die BWS funktionelle oder anatomische Ungleichheiten, wodurch sich kompensatorisch Krümmungen in der sagittalen und frontalen Ebene ergeben. Außerdem besitzt die BWS als Besonderheit Gelenkflächen für die Rippen. Es bestehen zwei unterschiedliche Gelenkarten. Zum einen im Bereich der oberen Rippenpaare ein Drehgelenk, welches die Rippen nach vorne anheben lässt und zum anderen im Bereich der 6. - 9. Rippe ein Schiebegelenk, was ein seitliches Anheben ermöglicht. Betrachtet man nun zwei benachbarte Wirbel zusammen mit der dazwischen liegenden Bandscheibe und den entsprechenden Bändern, so bilden sie eine funktionelle Einheit und werden nach Junghanns (Junghanns H. 1966) als Bewegungssegment bezeichnet. Dieses Bewegungssegment ist in seiner Bewegung durch die dachziegelartige Anordnung der Processus spinosi eingeschränkt. Die Gelenkfacetten haben einen Neigungswinkel zur Horizontalen von 60° , zur Sagittalen von 20° . Dadurch verbietet sich eine übermäßige Krümmung nach dorsal (Valeanu C. et al. 1972). Durch diese eingeschränkte Beweglichkeit der Brustwirbelsäule besteht die mechanische Belastung der BWS hauptsächlich aus einer axial wirkenden Druckkomponente. Diese wirkt jedoch nicht senkrecht von kranial nach kaudal, sondern von hinten oben schräg nach vorne unten (Abb. 7). Somit steht ihr gegenüber eine nicht unbeträchtliche sagittale Scherkomponente, die von den Wirbelgelenken aufgenommen werden muss (Putz R. 1995).

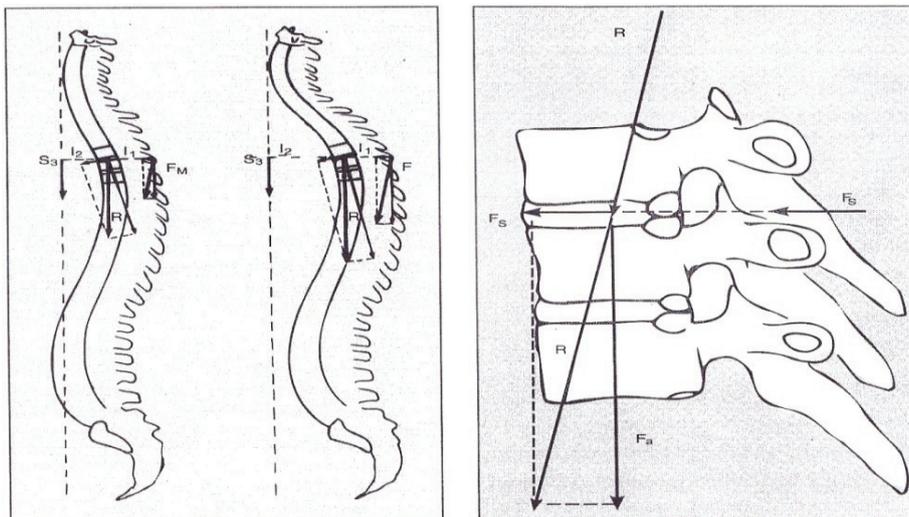


Abb. 7: Belastung der BWS mit Kräfteschema aus Putz 1995
R Resultierende = schräg zur Längsachse
→ Aufteilung in F_a = axiale Kraft auf Wirbelkörper und in F_s = sagittale Kraft auf Facettengelenke

1.4 Wirbelkörperendplatte

1.4.1 Definition

Die Endplatte liegt kranial der Bandscheibe und kaudal des Wirbelkörpers und stellt die Verbindung beider Elemente her. Sie ist eine wichtige Komponente der gesamten Wirbelsäule. Desto erstaunlicher ist es, dass sie in Studien zur Wirbelsäule bislang selten berücksichtigt wurde.

Roberts beschrieb die Endplatte als eine 0,5 mm bis 1,0 mm dicke Knochenplatte, die sich in ihrer Dicke, je nach Lokalisation in der Wirbelsäule, unterscheidet (Roberts S. 1994).

In der Halswirbelsäule sind Grund- und Deckplatte gleich dick (Pitzen T.R. 2002, Panjabi M. 2001, Lim 2001). Hinsichtlich des Unterschiedes zwischen Peripherie und Zentrum sind die Meinungen der Studien verschieden. Lim beschrieb, dass es keinen signifikanten Unterschied gibt (Lim T.H. 2001). Pitzen und Panjabi meinten hingegen, dass eine Dickenzunahme von zentral nach peripher aufzuweisen sei (Pitzen T.R. 2002, Panjabi M. 2001).

Die Endplatten der Lendenwirbelsäule sind zentral dünner, wohingegen die unter dem Anulus fibrosus liegende Region der dickste Bereich der Endplatte ist (Roberts S. 1989, 1997, Grant 2001). Die ventralen Bereiche sind auffallend dicker als die dorsalen Bereiche (Silva 1994) und die Deckplatten der LWS sind weitaus dünner als die Grundplatten (Roberts 1997, Grant J.P. 2001).

Literatur zur Dicke der thorakalen Endplatten konnte nicht gefunden werden.

Broberg beschrieb, dass die gesunde Endplatte das Eindringen des stark hydrierten Nucleus pulposus in den Wirbelkörper verhindert. Außerdem dient sie als natürliche Grenze und auch als Transmitter von Stoffwechselprodukten und ist Bestandteil des mechanischen Gefüges des Bewegungssegmentes (Broberg K.B. 1983).

Als weiterer struktureller Unterschied zwischen Endplattenperipherie und Zentrum wurde von verschiedenen Autoren die knöcherne Randleiste beschrieben, die beim Erwachsenen als ca. 1 - 2 mm hohe und 2 - 10 mm breite Erhebung die gesamte Zirkumferenz des Wirbelkörpers bildet (Bradford F.K. 1947, Joplin R.J. 1935, Niedner F.H. 1932). Hieraus entsteht eine Vertiefung, die durch hyalinen Knorpel ausgefüllt wird. Diese Fläche ergibt die Facies intervertebralis. Die Spongiosa grenzt mitsamt dem Markraum direkt an die Knorpelplatte.

Einleitung

Somit dient die Wirbelkörperendplatte als Schutz vor Diskuseinbrüchen und als Füllmaterial der Lücke, die im Kompaktaraum des Wirbelkörpers im Bereich der Endplatte entsteht (Harris R.I. et al. 1954, Junghanns H. 1986).

Roberts und Grant beschrieben (wie oben schon erläutert) die Veränderung der Dicke der einzelnen Endplatten in Bezug auf ihre Lokalisation.

Im Zuge der Degenerationserscheinungen der Endplatten kommt es zu einem ständigen Wechsel des strukturellen Aufbaus. In den ersten Jahren eines Menschen, bis etwa zum 15. Lebensjahr, besteht die Endplatte aus Prokollagentyp I und II. Dann geht dies bis etwa zum 40. Lebensjahr überwiegend in den Kollagentyp II- Anteil über, welcher anschließend degeneriert und sich wieder vermehrt in Kollagentyp I umwandelt (Antoniou J. 1996, Wieser J.W. 2007). Ebenso findet sich in dieser Phase ein höherer Anteil an Kollagentyp X, vor allem im Zentrum der Endplatten. Dies ist ein Marker für hypertrophe Chondrozyten und wird mit der Knorpelkalzifizierung in Verbindung gebracht - also ein Zeichen von Degenerationserscheinungen (Aigner T. 1998, Roberts S. 1994, Wieser J.W. 2007).

1.4.2 Stoffwechsel und Blutversorgung

Wie schon weiter oben erwähnt, stellt die Endplatte eine Schicht zwischen Bandscheibe und Wirbelkörper dar. Ihre Funktion als Grenze oder Verbindung wurde ebenso schon erläutert.

Die Wirkungsweise ist durch den hohen Gehalt an Proteoglykanen zu erklären, die zu einer negativen Ladung führen. Somit können kleine Moleküle wie Glukose oder Sauerstoff weitgehend ungehindert dem Gesetz der Diffusion folgen und in die Bandscheibe diffundieren. Negativ geladene Teilchen wie Sulfat und Chlorid passieren die Endplatte über den Weg des erleichterten Transportes. Positiv geladene Moleküle wie Natrium und Kalzium gelangen ebenso leicht durch die Endplatte, jedoch im Gegensatz zu den Negativen auch leicht in den Nucleus pulposus.

Große Moleküle wie Immunglobuline und andere Makromoleküle können auf Grund ihrer Größe die Grenzschicht kaum passieren (Moore R.J. 2000).

Anders als vor einigen Jahren weiß man heute, dass die Erhaltung der Endplatte vor allem mit der Versorgung von Nährstoffen in Zusammenhang steht und nicht durch mechanische Belastung zu degenerativen Veränderungen neigt. Diese Erhaltung kann nur gewährleistet

Einleitung

werden, wenn eine Blutversorgung vorhanden ist und die Nährstoffe den Ort ihrer Bestimmung erreichen.

Oki zeigte erstmals in einer elektronenmikroskopischen Untersuchung, dass sich in den Endplatten eine gleichmäßige Verteilung von Gefäßkapillaren befindet. Sie sind zwar in ihrer jeweiligen Form unterschiedlich und beeinflussen die Diffusionsrate, dennoch versorgen sie die Endplatte (Oki S. 1996).

Durch eine Kontrastmittelgabe in der kernspintomographischen Diffusionsmessung konnte gezeigt werden, dass in dem Nucleus pulposus die Diffusion signifikant mit dem Alter und der Kalzifizierung der Wirbelkörperendplatte zusammenhängt (Rajasekaran S. 2004).

Durch die beschriebenen Veränderungen wie Kalzifizierung und vermehrte Produktion von Kollagentyp X wird die zuerst gut durchlässige Endplatte mit zunehmenden Alter vermehrt dick und undurchlässig. Das beeinflusst auch den Weg der Gefäße und sie gelangen nicht mehr vollständig an die Endplatten-Bandscheiben-Grenze. Das Resultat ist eine mangelnde Ernährung der Bandscheibe (Bennecker L.M. 2005). Diese Beobachtung beachtet nicht die Regeneration von Gefäßen. Moore konnte in einer Studie beobachten, dass nach einem Trauma eines Wirbelkörpers die Gefäße wieder bis zu 10 % anfangen zu wachsen. Dies geschah nicht nur in dem einzelnen Wirbelkörper, sondern die ganze Wirbelsäule unterlag einem Gefäßzuwachs. Dies lässt auf humorale Faktoren schließen (Moore R.J. et al. 1992). Weißkopf beschrieb in diesem Zusammenhang chronische Lumbalschmerzen und führte diese auf die Proliferationen zurück. Er stellte auch einen Zusammenhang zwischen dem Schweregrad der Schmerzen und dem Ausmaß der Gefäß- und Nervenreubildung her (Weißkopf M. 2004).

1.4.3 Festigkeitsmessungen

Die Endplatten unterliegen mechanischen Belastungen und werden durch diese verformt. Die Reaktion einzelner Wirbelsäulenelemente auf diese axiale Kompression ist vielfältig.

Bereits 1957 hat Pery beschrieben, dass bei reiner axialer Kompression von Bewegungssegmenten zunächst die Wirbelkörperendplatten frakturieren. Als zweitschwächstes Glied kollabiert danach der Wirbelkörper selbst (Pery B. 1957). Der Körper ist zwar in der Lage, sich an hohe axiale Belastungen durch Umbau der Wirbelkörper anzupassen, jedoch ist eine regelmäßige Belastung vonnöten, um derartige Umbauvorgänge einzuleiten.

Mittels eines Eindrückttest (Indentationstesting) kann ermittelt werden, welche maximale Kraft nötig ist, um in die Endplatte punktuell einzudringen. Einige Autoren entwickelten

Einleitung

ähnliche Untersuchungen, die ebenfalls unter dem Einfluss einer axialen Kraft die Endplatte in die Spongiosa hineindrückten. Der Unterschied bestand darin, dass sie bei mäßiger Belastung die Endplatte wieder in ihre Ausgangsform zurückgehen ließen (Brinkmann P., Horst M. 1981, Shirazi-Adl A. 1984, Holmes A.D. et al. 1993).

Die Ergebnisse zeigten, dass die maximale Belastung bei 0,5 mm in dem Bereich des Nucleus pulposus liegt. Wenn dieser Maximalwert überschritten wird, führt dies zum Einbruch der Endplatte in die Wirbelkörperspongiosa (Brinkmann P., Horst M. 1981, Holmes A.D. et al. 1993).

1.4.4 Mineralisierungsverteilung

Moderne Untersuchungsverfahren wie die „Quantitative Computertomographie“ (Odgaard A. et al. 1989) oder die CT-Osteoabsorptiometrie, kurz CT-OAM (Müller-Gerbl et al. 1990a, b), ergaben, dass die Mineralisierung nicht homogen ist, sondern erhebliche Unterschiede innerhalb der Endplatten existieren.

Es zeigte sich, dass an Stellen mit hoher Belastung die subchondrale Knochenplatte dicker, fester und dichter war. An weniger belasteten Stellen hingegen war sie dünner und weniger dicht und fest (Wieser J.W. 2007, Weißer S. 2007).

Die Mineralisierung nimmt von kranial nach kaudal zu. Wieser und Weiser zeigten mit ihren Untersuchungen, dass die Zonen höherer Mineralisierung mit Zonen größerer Beanspruchung korrelieren. Die Grundplatten sind stärker mineralisiert als die Deckplatten. Die ringförmigen Endplattenbereiche in der Peripherie der BWS sind am stärksten mineralisiert, da sich hier die axialen Kräfte kompensatorisch zirkulär ausbreiten.

Die Theorie der kausalen Histogenese (Pauwels F. 1955) lässt sich somit auf den subchondralen Knochen übertragen und die subchondrale Mineralisierungszone in vivo reproduzieren. Es ist möglich, mit der CT-OAM Untersuchung durchzuführen und morphologische Parameter des Knochens darzustellen. Somit ist es möglich, über die Darstellung der Verteilung der subchondralen Dichte mittels CT-OAM auf die Langzeitbeanspruchung eines Gelenks zu schließen (Müller-Gerbl 1989, 1990a, 1991b, 1992, 1993, Müller-Gerbl et al. 1998).

1.5 Darstellungsmöglichkeiten der Mineralisierung im Knochen

Um das „Innere“ eines Knochens darzustellen, gab es schon viele Entwicklungen. Einer der ersten Wissenschaftler war Pauwels mit seinen spannungsoptischen Modellversuchen, in denen er den Schwärzungsgrad von Röntgenbildern des oberen Femurschafts mit seinen Modellversuchen verglich (Pauwels F. 1955).

Knief ermittelte die Materialverteilung des coxalen Femures densitometrisch an Röntgenbildern, indem er den Schwärzungsgrad umrechnete. Er benutzte dafür einen definierten Graukeil und wandelte diesen in eine Dichteverteilung um. Er bewies damit die signifikante Korrelation zwischen lokaler Spannung und örtlicher Dichte durch Übereinanderprojektion der Graphen (Knief J.J. 1967a, b).

Ein weiteres Verfahren zur quantitativen Auswertung von Röntgenbildern wurde von Konermann entwickelt. (Konermann H. 1971, 1975) Er verfeinerte das Verfahren von Pauwels und Knief und verwendete zur Differenzierung der Schwärzungsgrade Spezialfilme (Äquidensitenfilm). So konnte eine bestimmte Schwärzungsstufe herausgefiltert werden. Es entstand eine flächige Darstellung eines bestimmten Dichtenumfangs.

Schleicher ging den Schritt zur heute gebräuchlichen Röntgendensitometrie. Er digitalisierte Röntgenbilder und analysierte sie. Durch die Erstellung von Eichkurven konnte die Beziehung zwischen Messgröße, also des ermittelten Schwärzungsgrades, und der ursprünglichen Röntgenabsorption quantitativ erfasst werden (Schleicher E. et al. 1980).

Oberländer ermittelte die Dichteverteilung mit Hilfe der Äquidensitometrie, indem er planparallele, fünf Millimeter dicke Schichten von Hüftpfannen anfertigte. Anschließend überlagerte er die Bilder und konnte somit erstmals die gelenknahe Knochendichte flächig darstellen (Oberländer W. 1973).

Alle oben genannten Verfahren beinhalten die Erstellung von Röntgenbildern, sei es von anatomischen Präparaten oder von planparallelen Schichten derselben. Diese gemeinsame Komponente limitierte die Anwendung dieser Methode, da sie nur an anatomischen Präparaten und nicht in „vivo“ durchgeführt werden kann.

Mit der CT-Osteoabsorptiometrie durch Müller-Gerbl stand erstmals ein Verfahren zur Verfügung, welches durch die Verwendung der Computertomographie zur Datengewinnung auch am lebenden Individuum anwendbar war (Müller-Gerbl 1989, 1990a, b, 1991b, 1993 1998).

Einleitung

Mittels eines speziellen Algorithmus werden die maximalen Mineralisierungswerte an jeder Stelle der Wirbelkörperendplatte senkrecht an die Oberfläche projiziert. Dadurch erkennt man, in welchem Bereich der Fläche die höchste Beanspruchung liegt.

Da Amtmann und Schmitt schon gezeigt hatten, dass ein direkter Zusammenhang zwischen dem Verteilungsmuster im Röntgenbild und der histologisch gewonnenen Dicke besteht, kann man nun genauso sagen, dass die Parameter Mineralisierung und Beanspruchung gut miteinander korrelieren (Amtmann E., Kummer B. 1968, Schmitt H.P. 1968).

Die Adaptation des Knochens spiegelt sich dabei sowohl in der Struktur als auch in der Quantität der Wirbelkörperendplatte wider. So bestimmt die auf ein Gelenk einwirkende Belastung die Form und Stärke der Mineralisierung der beteiligten Wirbelkörpergelenkflächen.

Die Endplatten reagieren in den Bereichen mit höherer Belastung mit erhöhter Mineralisierung, wohingegen in weniger stark belasteten Bereichen sie einen geringeren Mineralisierungsgrad aufweisen.

Müller-Gerbl et al. konnten 1998 durch Untersuchungen am Lebenden nachweisen, dass sich die Langzeitbeanspruchung einer Gelenkfläche tatsächlich in Verteilung und Gehalt in ihrer Mineralisationszone darstellt (Müller-Gerbl 1998). Durch diese Weiterentwicklung konnten bessere und genauere Erkenntnisse der individuellen und langfristigen Gelenkbeanspruchung gewonnen werden. Diese haben schon jetzt einen großen Beitrag geleistet.

1.6 Fragestellung und Zielsetzung

Mit Hilfe der von Müller-Gerbl entwickelten Methode der CT-OAM ist es möglich, die Langzeitbeanspruchung von Gelenken auf Grundlage ihrer morphologischen Parameter zu untersuchen. (Müller-Gerbl 1998) Dieses Verfahren wurde häufig in wissenschaftlichen Untersuchungen von menschlichen Gelenken (Müller-Gerbl 1998, Müller-Gerbl et al. 1992) angewandt und im Rahmen der Arthroseforschung an Großtieren eingesetzt (Anetzberger et al. 1994, Anetzberger et al. 1995).

Durch die Darstellung der Mineralisierungsverhältnisse der Wirbelkörperendplatten der Brustwirbelsäule können wir auf die unterschiedlichen mechanischen Belastungen der einzelnen Wirbelkörper Rückschlüsse ziehen. Ebenso ist es möglich, durch die Darstellung der Festigkeitsverteilung der Wirbelkörperendplatten auf die unterschiedliche mechanische Langzeitbeanspruchung zu schließen.

Hauptziel dieser Arbeit war es, herauszufinden, ob es einen Zusammenhang zwischen den Mineralisierungsverhältnissen und der Festigkeitsverteilung in den thorakalen Endplatten gibt.

Die Fragestellung im Detail lautet:

1. Gibt es ein typisches Verteilungsmuster der Mineralisierung in den thorakalen Endplatten?
2. Gibt es unterschiedliche Mineralisierungsmuster in der Verteilung zwischen Grund- und Deckplatte?
3. Gibt es unterschiedliche Muster in den verschiedenen Segmenthöhen?
4. Gibt es Unterschiede in der Festigkeitsverteilung innerhalb einer Endplatte?
5. Gibt es unterschiedliche Muster in der Festigkeitsverteilung zwischen Grund- und Deckplatte?
6. Gibt es unterschiedliche Muster in der Festigkeitsverteilung der einzelnen Ebenen von TH 1 – TH 12 und sind Zentren mit maximaler Ausdehnung zu erkennen?
7. Besteht eine Korrelation zwischen der Mineralisierungs- und Festigkeitsverteilung?
8. Lassen sich Rückschlüsse auf die mechanische Belastung der Brustwirbelsäule schließen?

Material

2 Material

Das Material stammt aus der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München. Für die vorliegende Arbeit standen 10 Wirbelsäulen aus den Jahren 1994 – 2005 zur Verfügung. Die Wirbelkörper waren teils isoliert, teils lagen sie in einem Wirbelsäulenkomplex vor. Aus diesem wurden die thorakalen Wirbel, soweit vorhanden, präpariert. Es konnten 48 einzelne Wirbel gewonnen werden. Die folgende Tabelle zeigt eine Übersicht über die verwendeten Wirbel.

Tabelle 1: Auflistung aller Wirbel, die für diese Arbeit benutzt wurden

Position	Nummer	Wirbel	Alter	Geschlecht	Gewicht	Größe
1	100/94	TH 4,7,9,12	58	w	nicht erfasst	nicht erfasst
2	107/94	TH 1,3,4,7,9,12	80	w	nicht erfasst	nicht erfasst
3	44/99	TH 3,4,9,12	62	w	60 kg	180 cm
4	90/99	TH 7,9,12	74	m	43 kg	165 cm
5	108/99	TH 1,3,4,7,9,12	84	m	nicht erfasst	170 cm
6	27/00	TH 5	38	m	80 kg	178 cm
7	69/04	TH 1-6	63	w	55 kg	166 cm
8	104/04	TH 1-8	56	w	38 kg	163 cm
9	111/04	TH 1,2	84	w	56 kg	148 cm
10	82/05	TH 1-8	97	w	23 kg	148 cm

Tabelle 2: Anzahl der einzelnen Wirbel in den unterschiedlichen Ebenen

TH 1	TH 2	TH 3	TH 4	TH 5	TH 6	TH 7	TH 8	TH 9	TH 10	TH 11	TH 12
6	4	6	7	4	3	6	2	5	0	0	5

Es wurden 38 weibliche und 10 männliche Wirbelkörper in die Arbeit aufgenommen. Die Altersverteilung liegt zwischen 56 und 97 Jahren und hat einen Median von 76,5. Die Wirbelkörperpräparate wurden zufällig und ohne Rücksicht auf Geschlecht oder Alter ausgewählt. Es wurden wenig degenerativ veränderte Präparate bevorzugt.

3 Methoden

3.1 Präparieren der Wirbel

Die vorliegenden Wirbel wurden sorgfältig isoliert und von Muskel-, Sehnen und Fettgewebe befreit. Zur Dokumentation wurde jeder Wirbel mit einer zugeordneten Präparierkursnummer von kranial und kaudal fotografiert. Die Disci intervertebralis wurden danach vollständig entfernt.

Die Wirbel wurden in eine Lochfolie eingeschweißt und in einen Behälter mit 10%iger Formalinlösung gelegt, um sie vor Austrocknung zu schützen.

3.2 Computertomographie

Anschließend wurden in einem Siemens Somatom S4 Computertomographen von den Präparaten CT-Datensätze angefertigt. Dies war möglich durch die freundliche Unterstützung von Herrn PD Dr. med. U. Linsenmaier aus dem Institut für Klinische Radiologie des Klinikums Innenstadt der Universität München.

Die Präparate wurden immer mit der Deckplatte nach oben und der ventralen Seite zum CT zeigend nacheinander auf den CT-Tisch gelegt. Die Überprüfung der genauen Lage erfolgte im Anschluss mittels eines Lasers. Dadurch war später eine genaue Zuordnung der Lage möglich.

Die Aufnahmen wurden in einer Spiral-CT-Aufnahmetechnik gefahren mit 1 mm Schichtdicke, coronarer Schichtführung und einem Vorschub von 1. Danach wurde aus dem Rohdatensatz ein Weichteilkern und ein Knochenkernel errechnet und rekonstruiert. Die Datensätze wurden auf eine CD kopiert, in dem Archiv der Radiologie dokumentiert und auf eine Workstation der Anatomischen Anstalt übertragen.

3.3 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

Auf der Unix Workstation IBM RISC System/6000-320 ist das Programm ANALYZE der Version 7.5.5 installiert (Firma Biomedical Imaging Ressource der Mayo Foundation) mit dem Betriebssystem AIX, Version 3.2.2.

Methoden

In einem ersten Schritt wurde der Gesamtwirbel rekonstruiert und so rotiert, dass Deck- und Grundplatte jeweils von kranial bzw. kaudal vom Betrachter aus gesehen wurde. Die Rekonstruktion dieses Gesamtbildes erfolgte mittels „Voxel Gradient Shading“-Algorithmus.

Im nächsten Schritt wurden die Deck- und Grundplatten in den einzelnen Schnittbildern ausgeschnitten und gespeichert. Diese editierten Datensätze wurden mit identischen Rotationswerten dreidimensional mittels „Maximum Intensity Projektion“-Algorithmus rekonstruiert. Somit wurde von der subchondralen Knochenlamelle der Grund- und Deckplatten ein Mineralisierungsmuster erstellt, das zur Veranschaulichung in Falschfarbendarstellung wiedergegeben wurde.

Zum Abschluss wurden das Gesamtbild und das Dichtebild übereinander projiziert und es entstand daraus ein dreidimensionaler Wirbel mit der Mineralisierungsverteilung in den Endplatten (Abb. 8).

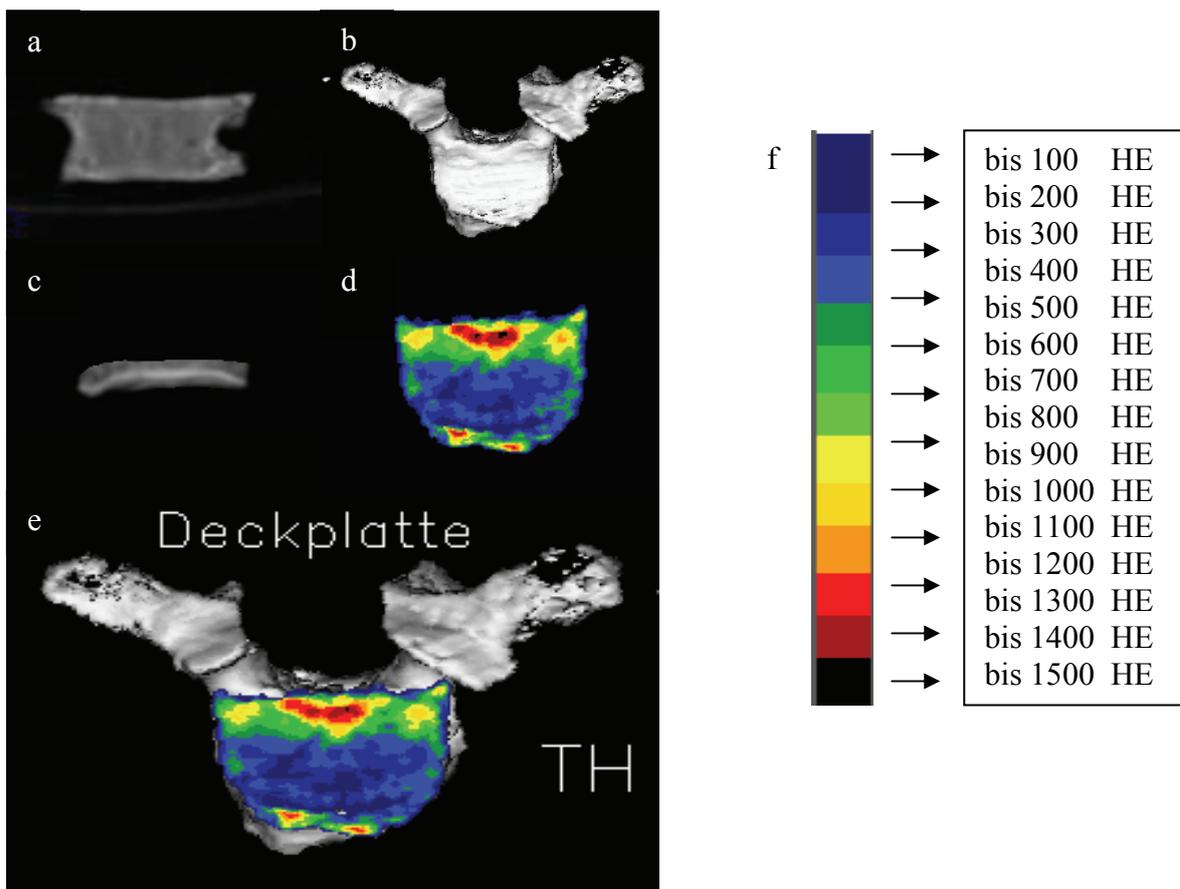


Abb. 8: CT-OAM, mit der die Densitogramme erstellt wurden, **a** original CT-Bild, **b** 3-D-Rekonstruktion des Wirbelkörpers, **c** ausgeschnittene Endplatte, **d** Rekonstruktion der Endplatte, **e** Übereinanderprojektion von b und d, **f** Hounsfield-Einheiten

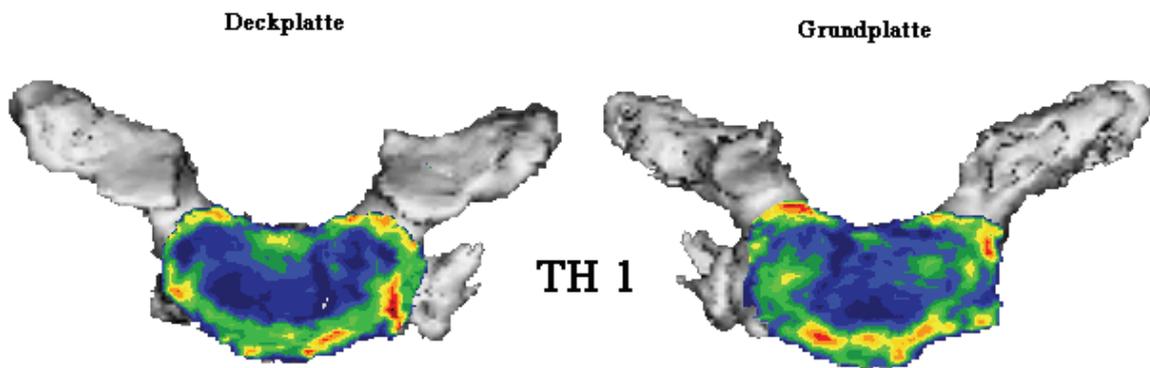


Abb. 9: vollständig rekonstruierter Wirbelkörper mit rekonstruierten Endplatten

3.4 Auswertung der Densitogramme

3.4.1 Deskriptive Beschreibung der Muster

Die Auswertung der Densitogramme erfolgte nicht automatisiert, sondern wurde vom Untersucher selbst vorgenommen und war von diesem abhängig. Um zu einheitlichen und reproduzierbaren Ergebnissen zu kommen, einigten wir uns auf ein festes Schema, nach dem die Verteilung der Mineralisierungsmaxima festgelegt und dokumentiert wurde.

Zur Bestimmung der Unterschiede im Mineralisierungsmuster der Brustwirbelkörper wurde zuerst eine qualitative (visuelle) Auswertung vorgenommen. Es wurden Gesetzmäßigkeiten, gemeinsame Muster oder Unterschiede der Deck- und Grundplatten sowie in den unterschiedlichen Segmenthöhen untersucht.

3.4.2 Lokalisationsbestimmung der Mineralisierungsmaxima

Um die Muster zu objektivieren, wurde die Lage der Maxima quantifiziert. Hierzu entwickelte man ein Koordinatensystem. Der Ordinatenachsenwert betrug 20 Einheiten und der Abszissenachsenwert 35. Die Endplatten mussten sich immer an allen vier Geraden schneiden, damit eine standardisierte Auswertung erfolgen konnte. Das Densitogramm wurde anschließend in immer gleicher Weise auf die Endplatten gelegt.

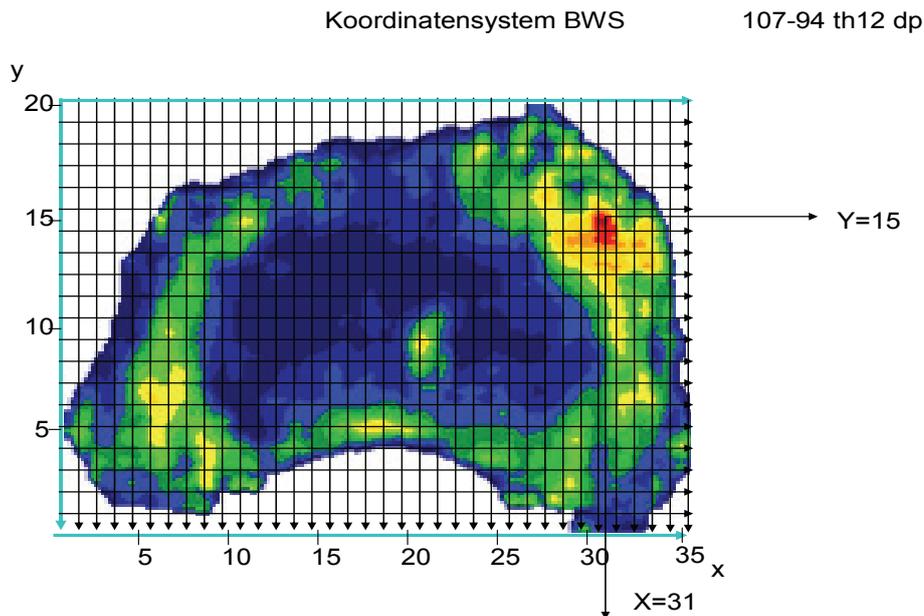


Abb. 10: Densitogramm mit aufgelegtem Raster und Koordinaten eines Flächenschwerpunktes (31, 15)

Die Koordinaten der Maxima (Flächenschwerpunkte) wurden ermittelt, indem die Bereiche mit gelber oder roter Farbe als Maxima definiert wurden. In der Falschfarbendarstellung sind diese in Hounsfield-Einheiten (HE-Wert) dargestellt. Anschließend wurden diese Koordinaten und die x-, y-Werte in eine Exeltabelle eingegeben und abgelesen. Es entstanden Koordinaten der Flächenschwerpunkte der Maxima (Abb. 10).

Aus der Tabelle wurden die Koordinaten in ein Raster übertragen, welches dem entsprach, das auf die Densitogramme gelegt wurde. Es entstand ein Summationsbild mit typischen Verteilungsmustern. Wurde ein Koordinatenpunkt zweimal oder noch häufiger dokumentiert, so wurde dies gesondert vermerkt und später farblich sichtbar gemacht, um eine gehäufte Lokalisation von Dichtemaxima plastisch wiederzugeben.

3.4.3 Häufigkeitsverteilung

Zum Zwecke der besseren Übersichtlichkeit und Darstellung wurde das zuvor verwendete 20 x 35 Raster in 18 gleiche Rechtecke unterteilt (Abb. 11).

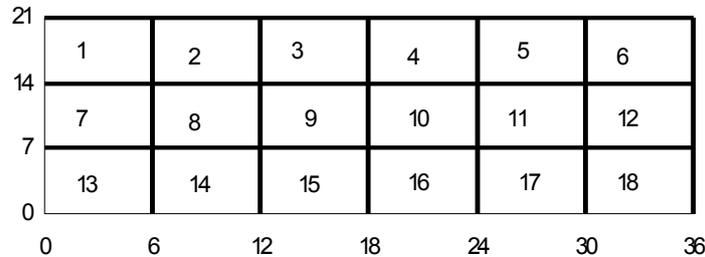


Abb. 11: Feldereinteilung

Die Ergebnisse wurden anschließend mittels dem Grafikprogramm „Xact“ in Form von Säulendiagrammen dargestellt. Es entstand eine 3-dimensionale Darstellung.

3.5 Festigkeitsbestimmung durch Universalprüfmaschine mittels Indentation-Test

Jeder Wirbel wurde mit einer Trennsäge in eine obere und untere Hälfte geteilt. Die Deckplatte wurde mit einem schwarzen Punkt versehen, damit spätere Verwechslungen ausgeschlossen werden konnten.

Die Wirbelkörperhälften mussten anschließend so fixiert werden, dass sie beim Messen ihre Position behielten und danach wieder problemlos entfernt werden konnten. Dies wurde durch Einbetonierung in Schnellzement erreicht. Zum Ausschluss von Verwechslungen wurde das Betonstück nummeriert.

Methoden

Die Festigkeitsbestimmung erfolgte in einer Universalprüfmaschine der Firma Zwick, des Typs 1445 (Abb. 13). An dem Gerät befand sich eine Vorrichtung (1) mit einer Messnadel vom Durchmesser 1 mm (2), an der ein Sensor befestigt war. Diese registriert die Kraft, die die Nadel benötigt, um 2,5 mm tief in den Wirbel einzudringen. Der Wirbel wurde in die dafür vorgesehene Einrichtung eingespannt (3) und an drei Seiten mittels Spanschrauben befestigt.

Das kraniale Ende der Einspannvorrichtung konnte frei beweglich in alle Richtungen gedreht und nach Positionierung befestigt werden. Der Messsensor musste senkrecht auf dem zu messenden Punkt befestigt werden, um bei jeder Messung vom gleichen Eindringwinkel ausgehen zu können.

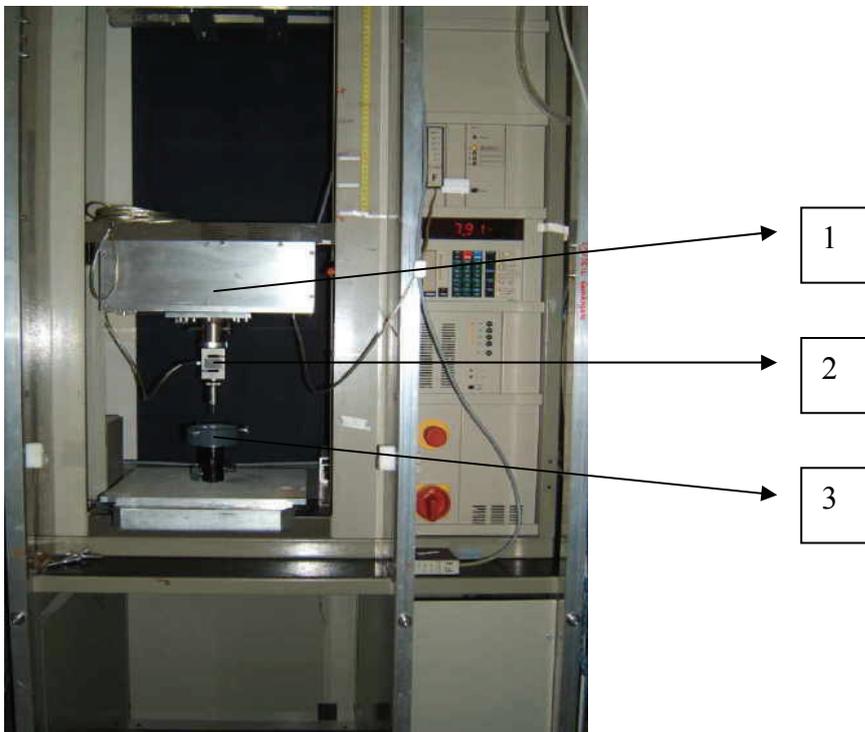


Abb. 13: Universalprüfmaschine zur standardisierten Messung der Festigkeit

Um eine standardisierte Messung vorzunehmen, wurde für jede Wirbelkörperebene ein eigenes Messschema benutzt, welches nach einer Analyse der Wirbelkörper erarbeitet wurde. Vor der Messung erfolgte die Auftragung des Schemas (Abb. 14, Anhang 7.1). Aufgrund der Zunahme der Messfläche von kranial nach kaudal wurde die Anzahl der Messpunkte angepasst. Von TH 1 – TH 3 waren 12 Punkte pro Endplatte zu messen, von TH 4 – TH 6 waren es 14, von TH 7 – TH 9 waren es 17 und TH 12 ergab 19 mögliche Punkte. Die Deck- und Grundplatten unterschieden sich nicht hinsichtlich der Anzahl pro Ebene.

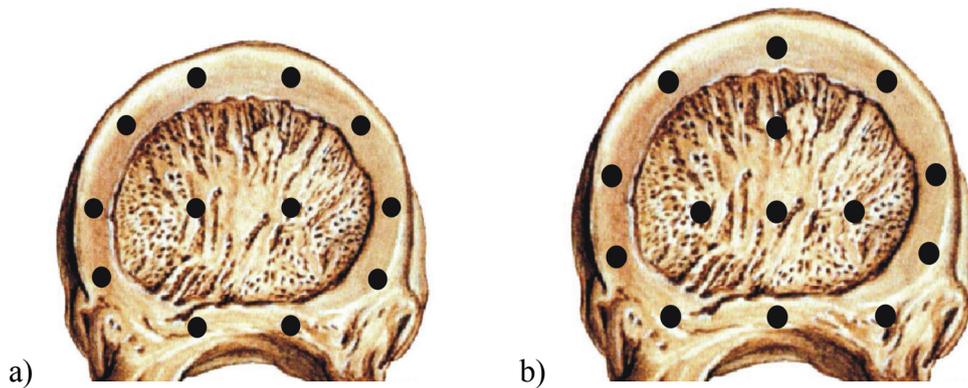


Abb. 14: Messschema der Festigkeitsermittlung
a) TH1 Deckplatte b) TH 6 Grundplatte

Die Prüfmaschine war an einem Computersystem angeschlossen, welches die benötigte Kraft ermittelte und graphisch darstellte. Der Referenzpunkt wurde kalibriert und die Parametersätze benannt. Anschließend wurde in der Testebene der Messsensor genau auf den zu messenden Punkt gefahren und gemessen. Der Sensor fuhr 2,5 mm tief in die Endplatte ein und die benötigte Kraft wurde ermittelt. Es wurde eine Kraftmessdose mit einer Maximalkraft von 1000 N verwendet. Die Daten wurden nach der Festigkeitsbestimmung in ein Kraft-Weg-Diagramm eingetragen und die maximale Kraft errechnet (F_{max}) (Abb. 15). Um eine Sicherung der Daten zu gewährleisten, wurden diese auf einer Diskette gespeichert.

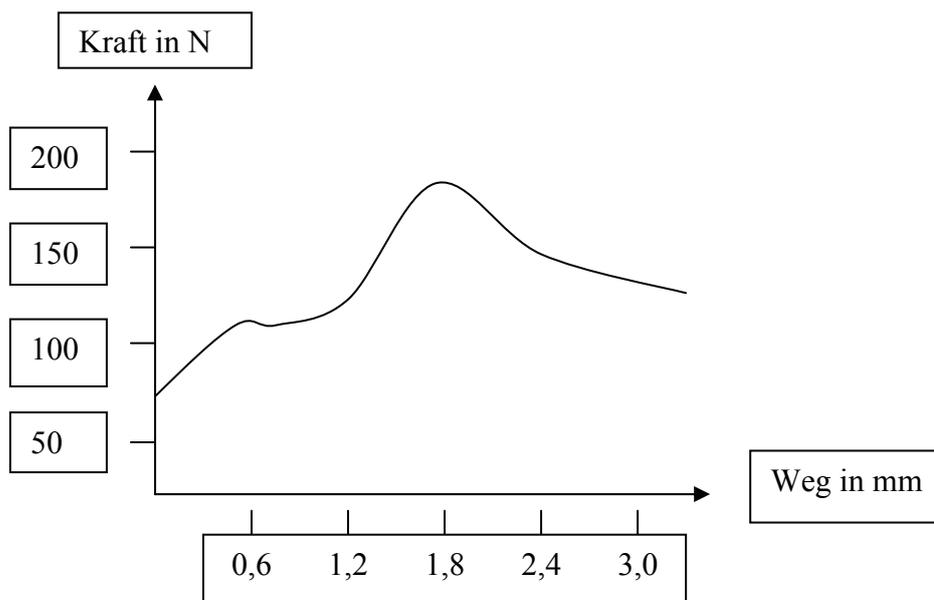


Abb. 15: Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms

3.6 Vergleich der Festigkeits- und Mineralisierungswerte

3.6.1 Röntgen der Wirbelkörperhälften

Um die Messlöcher auf Dauer sichtbar zu machen, damit später eine genaue Zuordnung der Mineralisierungswerte auf dem Raster möglich ist, wurden die Wirbel geröntgt. Dazu mussten die Löcher mit kleinen Stecknadelköpfen versehen werden, damit sie tatsächlich auf dem Röntgenbild zu sehen waren (Abb. 16).

Geröntgt wurde mit 55 KV in anterior-posteriorem Strahlengang.

Der Film (AGFA Structurix D7DW) konnte dann 5 min in Tetanal-Röntgen-Rapid-Lösung mit 1:3,5 Verdünnung entwickelt werden, anschließend in Wasser gespült und dann 10 min in Tetanal-Röntgen-Superfix mit 1:4 Verdünnung fixiert werden. Zum Schluss wurde das Bild 15 min lang gewässert und bei 38 °C hängend getrocknet.

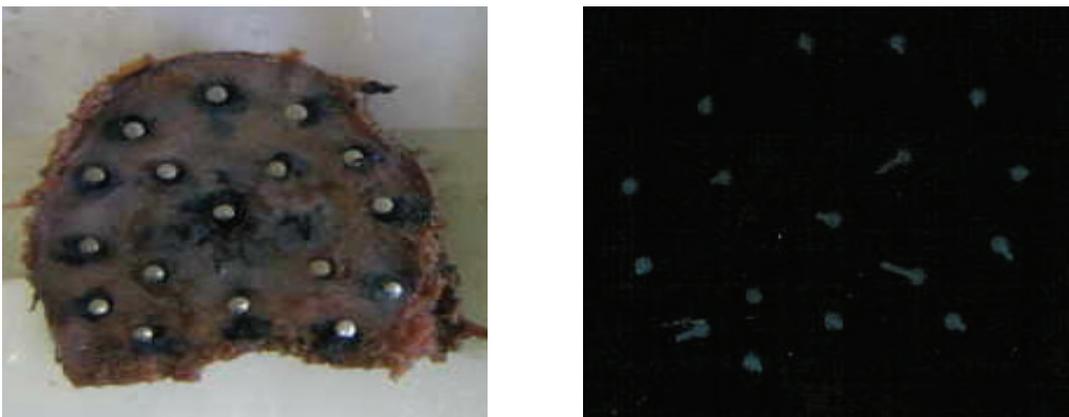


Abb. 16: Bestückte Deckplatte mit dazugehörigem Röntgenbild

3.6.2 Bestimmung der Lokalisation der Festigkeitsmaxima

Analog zu der Bestimmung der Koordinaten der Mineralisierungsmaxima wurden die Koordinaten der Festigkeitsmaxima ermittelt.

Es wurden die Röntgenbilder benutzt, um die einzelnen Messpunkte auf den Densitogrammen visuell herausuchen zu können. Dabei wurden nur die Festigkeitspunkte mit den höchsten Werten verwendet. Diese wurden nach dem Durchführen des Indentation-Testing festgelegt und markiert.

Die Punkte wurden notiert, in eine Exeltabelle eingegeben und eine Graphik erstellt.

3.6.3 Vergleich der Festigkeits- und Mineralisierungsmaxima

Die erstellten Bilder der Maxima von Mineralisierung und Festigkeit wurden nebeneinander gelegt, um einen visuellen Vergleich zu ermöglichen. Genauso wurden die ausgezählten Quadranten und die dazugehörigen Graphiken nebeneinander gelegt und ins Verhältnis gesetzt, um die Ergebnisse vergleichen zu können.

Dieses Verfahren ermöglichte es, Gemeinsamkeiten und Unterschiede festzustellen.

3.7 Ermitteln und Vergleichen der Mineralisierungswerte an den Messstellen der Festigkeit

Auf Grundlage der Röntgenbilder wurden die Messpunkte auf den Densitogrammen bestimmt, an dem zuvor die Festigkeit ermittelt wurde. Die Größe des Messareals wurde mit einem Kreis, Durchmesser 1 mm, markiert. Innerhalb des Messareals wurden die durchschnittlichen HE – Werte bestimmt. Somit konnte ein statistischer Vergleich zwischen den Wertepaaren stattfinden. Außerdem wurde der Mittelwert von Mineralisierung und Festigkeit für jede Wirbelsäule berechnet, gegenübergestellt und analysiert.

3.8 Statistische Auswertung

Um eine standardisierte Auswertung zu erreichen, wurde das Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie vom Klinikum rechts der Isar, in der Ismaninger Strasse 22, zu Rate gezogen. Frau Dr. rer. nat. Monika Kriner unterstützte diese Arbeit in besonderem Maße.

Als Erstes wurde ein Scatterplot (Streudiagramm) verwendet. Dies ist eine graphische Darstellung von beobachteten Wertepaaren zweier statistischer Merkmale. Diese Wertepaare wurden in ein kartesisches Koordinatensystem eingetragen, und jedes Paar von Beobachtungswerten (x_i, y_i) erscheint als Punkt in der Variablenebene, wodurch sich eine Punktwolke ergab.

Als Zweites wurde die Information über die Abhängigkeitsstruktur der beiden Merkmale über das Mars-Modell beschrieben. Dies war nötig, da sich im Scatterplot keine lineare, sondern eine logarithmische Ausbreitung zeigte.

Methoden

Multivariate adaptive Regression Splines (MARS) sind eine Methode zur Modellierung des Zusammenhangs zwischen einem stetigen Response und einer oder mehreren Einflussgrößen. Stückweise lineare Splines mit wechselnden Steigungen ermöglichen die Modellierung sowohl von linearen als auch von nichtlinearen Effekten und vor allem auch von Interaktionen zwischen den Kovariablen. Durch die Kombination von den sogenannten Basisfunktionen, die durch - aus den Daten geschätzten - Knoten definiert wurden, ergaben sich flexible und sehr anschauliche Modelle.

Die einzelnen Daten des Modelles wurden in einer Formel zusammengefasst und somit die wechselnden Steigungen der einzelnen Splines mathematisch und statistisch erörtert.

Das vorkommende R^2 bedeutet, dass es sich um das Bestimmtheitsmaß handelt. Es wird oft mit R^2 abgekürzt. R^2 liegt zwischen 0 (kein linearer Zusammenhang: das Regressionsmodell besteht nur aus einer Konstanten) und 1 (exakter linearer Zusammenhang: alle Fehlerterme sind Null). Es gibt an, in welchem Maße die Varianz einer Variablen durch die Varianz einer anderen Variablen bestimmt wird. Also in diesem speziellen Fall, wie weit der Punkt oder die Gesamtheit der in Bezug genommenen Punkte an der Geraden oder Kurve liegt. Es gibt somit das Quadrat vom Korrelationskoeffizienten an.

Als Letztes wurde dann der Spearman'sche Rang-Korrelationskoeffizient berechnet. Dies wurde zur nochmaligen Darstellung der Korrelation zwischen Dichte und Festigkeit ermittelt.

Den Spearman'sche Korrelationskoeffizienten erhält man, indem man die Daten in ihre Rangzahlen transformiert und von diesen Rangzahlen den Pearson'schen Korrelationskoeffizienten berechnet. Der Pearson'schen Korrelationskoeffizient ist der weitaus am häufigsten benutzte Korrelationskoeffizient. Bei ihm wird nicht nur berücksichtigt, in welchen Quadranten die Punkte liegen, sondern auch, wie weit sie vom Koordinatenursprung entfernt sind.

Der Spearman'sche Korrelationskoeffizient ist ausreißerunempfindlich.

3.9 Reproduzierbarkeit

Um die Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der CT-OAM an den Endplatten zu kontrollieren, wurden an zwei zufällig ausgewählten Wirbelkörpern zu sechs verschiedenen Messzeitpunkten, in einem zeitlichen Abstand von einem Tag, Densitogramme angefertigt.

Im ersten Schritt wurden die Mineralisierungsmuster mittels CT-OAM reproduziert. Im zweiten Schritt erfolgte die Zuordnung der Festigkeitswerte zu den Dichtewerten.

In beiden Schritten wurde eine Punktwolke für Tag eins bis Tag sechs erstellt. Damit sollte gezeigt werden, dass diese Methode von Untersucher unabhängig ist. Die Daten wurden in eine Tabelle übertragen und der Mittelwert und die Standardabweichung errechnet.

4 Ergebnisse

4.1 Mineralisierungsmuster

Bei der Auswertung der Densitogramme konnte keine homogene Verteilung der Mineralisation der Wirbelkörperendplatten festgestellt werden. Vielmehr zeigten sich Unterschiede hinsichtlich der Lokalisation der höchsten Mineralisierung. Grundsätzlich war ein immer wiederkehrendes Muster zu verzeichnen. Die Falschfarbendarstellung der Mineralisierungsverteilung ergab in der ersten Auswertung, dass sich die Verteilung in der Endplattenperipherie ringförmig anreichert. Es gab aber auch innerhalb der Randbereiche Zonen mit zusätzlichen höheren oder niedrigeren Mineralisierungen. Zentral war die Mineralisierung deutlich niedriger. Durch die Darstellung in einem Koordinatensystem mit gleichzeitiger graphischer Gestaltung konnten Bereiche erfasst werden, in denen gehäuft Maxima auftraten. Hierbei fiel auf, dass die höchsten Zonen der Mineralisierung ventral, lateral und dorsal zu erkennen waren. Insgesamt konnten 706 Mineralisationsmaxima in allen untersuchten Wirbelkörperendplatten verzeichnet werden. Davon war im 3. Feld die höchste Anzahl mit 94 Maxima (13,3 %), gefolgt vom 7. mit 93 (13,2 %), dem 12. mit 82 (11,6 %), dem 4. mit 70 (9,9 %) und dem 2. mit 65 (9,2 %) (Abb. 17).

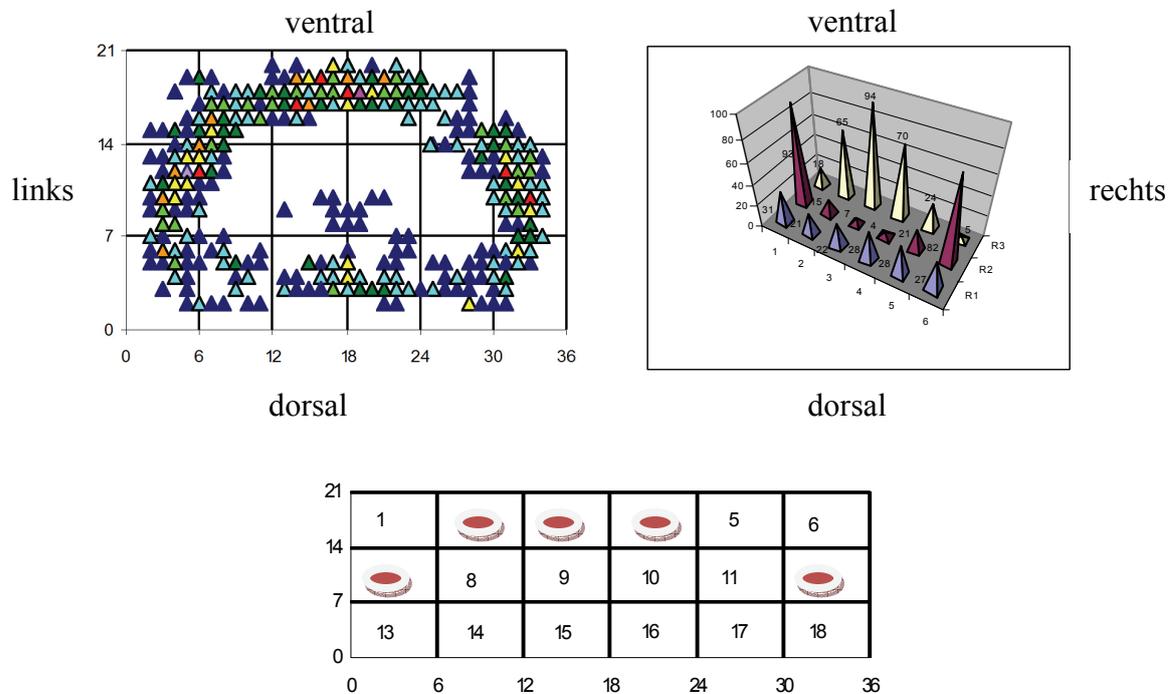


Abb. 17: Summationsbild der Mineralisationsmaxima mit visueller Darstellung von Feldern mit höchster Mineralisierung

Ergebnisse

Um Mehrfachnennungen eines Maximums zu berücksichtigen, wurden die Punkte mit folgenden Farben belegt (Tabelle 3).

Tabelle 3: Aufzählung der Mehrfachnennungen mit Farbbelegung

einfach, doppelt, dreifach	blau
vierfach, fünffach, sechsfach	grün
siebenfach, achtfach, neunfach	gelb
zehnfach, elffach, zwölfach	rot
dreizehnfach, vierzehnfach, fünfzehnfach	schwarz

Die Grund- und Deckplatten zeigten minimale Unterschiede. Es stellte sich eine nahezu gleiche peripher zirkuläre Anordnung der Mineralisierungsmaxima dar. Waren die Maxima der Deckplatte im ventralen Bereich lokalisiert, so fand man dieses Muster auch in der dazugehörigen Grundplatte. Jedoch zeigte die Projektion der Summationsdiagramme der Mineralisierungsmaxima in den Deck- und Grundplatten der untersuchten Wirbelkörper Unterschiede im zentralen Bereich (Abb. 18). Der Vergleich der Punktwolken und den darauf aufbauenden Darstellungen zwischen Deck- und Grundplatte zeigte, dass die Grundplatten und Deckplatten keine gleiche Anzahl an Maxima aufwiesen. Es waren insgesamt 706 Maxima, wobei davon 368 (52,1 %) auf den Grundplatten zu finden waren und 338 Maxima (47,9 %) in der Deckplattendarstellung. Die Grundplatten zeigten zusätzlich in 11 Endplatten Zonen erhöhter Dichte im dorsozentralen Bereich.

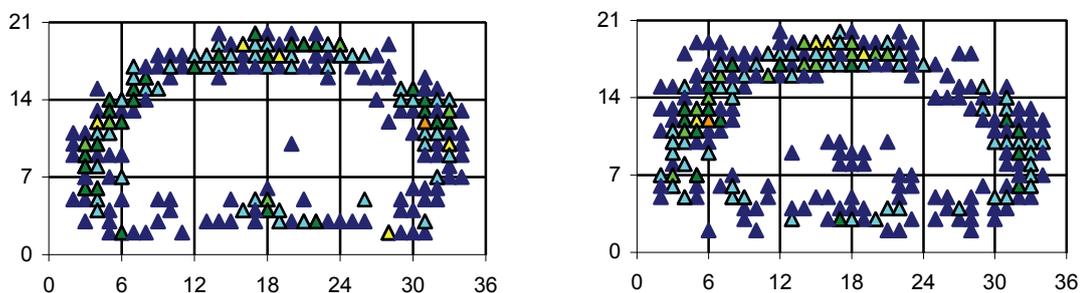


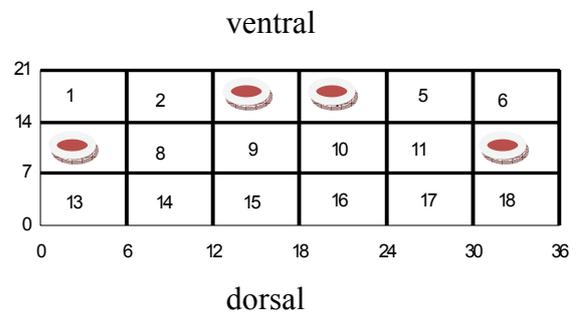
Abb. 18: Mineralisierungsmaxima der Deckplatten und der Grundplatten

Ergebnisse

Das Verteilungsmuster war inhomogen mit Zonen höherer und niedriger Mineralisation in den Randbereichen. Innerhalb des Randbereiches zeigte sich optisch bei den Grundplatten sowie bei den Deckplatten eine stärkere ventrale (292) als dorsale (182) Maximaanhäufung. Innerhalb dieser ventralen Mineralisierung zeigte sich kein Unterschied zwischen Deckplatte mit 143 (48,9 %) und Grundplatte mit 149 (51,1 %). Die dorsale Aufteilung der Maxima betrug bei den Deckplatten 88 (48,35 %) und bei den Grundplatten 94 (51,65 %). Somit war auch hier innerhalb der Grundplatten und Deckplatten kein Unterschied zu erkennen.

In der Feldereinteilung war bei den Deckplatten folgende Häufigkeit festzustellen:

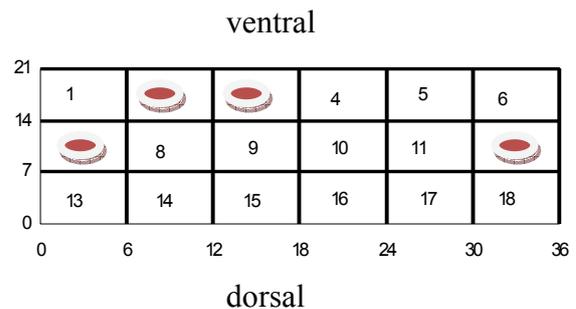
Feld 12 mit 49 Maxima (14,5 %),
 Feld 7 mit 43 Maxima (12,7 %),
 Feld 3 mit 41 Maxima (12,1 %),
 Feld 4 mit 37 Maxima (11,5 %).



Feldereinteilung

Bei den Grundplatten ergab sich eine Anhäufung in

Feld 7 mit 56 Maxima (15,2 %),
 Feld 3 mit 56 Maxima (15,2 %),
 Feld 2 mit 41 Maxima (11,2 %),
 Feld 12 mit 37 Maxima (10,1 %).



Die Mineralisierungsmuster von TH 1 - TH 12 (Abb. 19 und Anhang 7.2) der Summationsdiagramme zeigten in den einzelnen Segmenten der Brustwirbelsäule Unterschiede. In der Falschfarbendarstellung der Segmenthöhen zeigte sich eine annähernd kreisförmige Lokalisation der Mineralisierungsmaxima mit Anhäufung von ventral, dorsal und lateral. Hierbei waren jedoch Unterschiede in der Stärke und Verteilung der Mineralisierungsmaxima in den einzelnen Höhen zu verzeichnen.

Ergebnisse

Die kraniale BWS (TH 1 – TH 4) zeigte vor allem im ventralen Randbereich Zonen mit höherer Mineralisierung. Im medialen Abschnitt (TH 5 – TH 8) war eine zunehmend einheitliche zirkuläre Anordnung der Maxima im Randbereich zu sehen. Innerhalb dieses Randbereiches waren keine Zonen mit höherer Mineralisierung aufzuweisen. Die kaudale BWS (TH 9 – TH 12) überwog schließlich mit einer dorsalen Anordnung der Maxima im Randbereich.

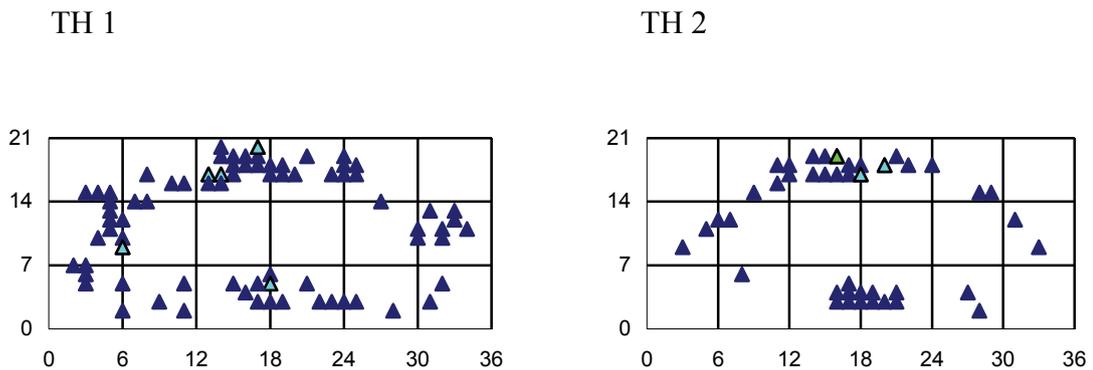


Abb. 19: Darstellung der Segmenthöhen TH 1 und TH 2 als Beispiel für alle Segmenthöhen

Tabelle 4: Vergleichende Darstellung der Häufigkeitsverteilung in den Mineralisierungsmaxima

	DP + GP		DP		GP	
	ventral	dorsal	ventral	dorsal	ventral	dorsal
TH 1	<u>35</u>	26	12	<u>19</u>	<u>23</u>	7
TH 2	<u>26</u>	15	<u>11</u>	7	<u>15</u>	8
TH 3	<u>54</u>	4	<u>24</u>	1	<u>30</u>	3
TH 4	<u>64</u>	14	<u>42</u>	4	<u>22</u>	10
TH 5	<u>15</u>	7	<u>5</u>	2	<u>10</u>	5
TH 6	<u>23</u>	8	<u>13</u>	3	<u>10</u>	5
TH 7	<u>25</u>	16	5	<u>11</u>	<u>20</u>	5
TH 8	<u>10</u>	1	<u>6</u>	0	<u>4</u>	1
TH 9	12	<u>40</u>	7	<u>17</u>	5	<u>23</u>
TH 12	5	<u>29</u>	3	<u>20</u>	2	<u>29</u>

Ergebnisse

Zusammenfassung

Die Mineralisierungsmaxima der Wirbelkörperendplatten zeigten ein inhomogenes, aber regelmäßiges Verteilungsmuster. Zentral waren die Endplatten niedrig mineralisiert. Peripher zeigte sich ein zirkulärer Randbereich mit Zonen höherer und niedriger Mineralisierung. Zwischen Deckplatte und Grundplatte gab es Unterschiede. Die Grundplatten zeigten zusätzlich Zonen erhöhter Dichte im dorsozentralen Bereich und waren somit stärker mineralisiert.

In den unterschiedlichen Segmenten zeigt sich eine Verschiebung der Maxima von TH 1 – TH 12. Die kaudale BWS zeigt im Randbereich ventrale Anhäufungen der Mineralisierungsmaxima. Medial ist ein zunehmend einheitlicher zirkulärer Randbereich zu sehen. Kaudal überwog eine dorsale Anordnung. Eine Tendenz der Mineralisierungssteigerung nach caudal oder cranial konnte nicht festgestellt werden. Es zeigte sich eine im Mittel gleiche und ausgewogene Verteilung.

Ergebnisse

4.2 Festigkeitsmuster

Bei der Auswertung der Densitogramme konnte ebenfalls keine homogene Verteilung der Festigkeit der Wirbelkörperendplatten festgestellt werden. Vielmehr zeigten sich Unterschiede hinsichtlich der Lokalisation der höchsten Festigkeitsbereiche. Grundsätzlich war auch hier ein immer wiederkehrendes Muster zu verzeichnen. Die Falschfarbendarstellung der Festigkeitsverteilung ergab in der ersten Auswertung, dass sich die Verteilung in der Endplattenperipherie ringförmig anreichert. Es gab innerhalb der Randbereiche Zonen mit zusätzlichen höheren oder niedrigeren Festigkeitsbereichen. Zentral war die Festigkeit deutlich niedriger. Durch die Darstellung in einem Koordinatensystem mit gleichzeitiger graphischer Gestaltung konnten Bereiche erfasst werden, in denen gehäuft Maxima auftraten. Hierbei fiel ebenfalls auf, dass die höchsten Zonen der Festigkeit ventral, lateral und dorsal zu erkennen waren. Insgesamt konnten 284 Festigkeitsmaxima in allen untersuchten Wirbelkörperendplatten verzeichnet werden. Davon war im 17. Feld die höchste Anzahl mit 35 Maxima (12,3 %), gefolgt vom 14. mit 32 (11,3 %), dem 4. mit 28 (9,85 %), dem 3. mit 27 (9,5 %) und dem 2. und 7. mit jeweils 25 (8,8 %) (Abb. 20).

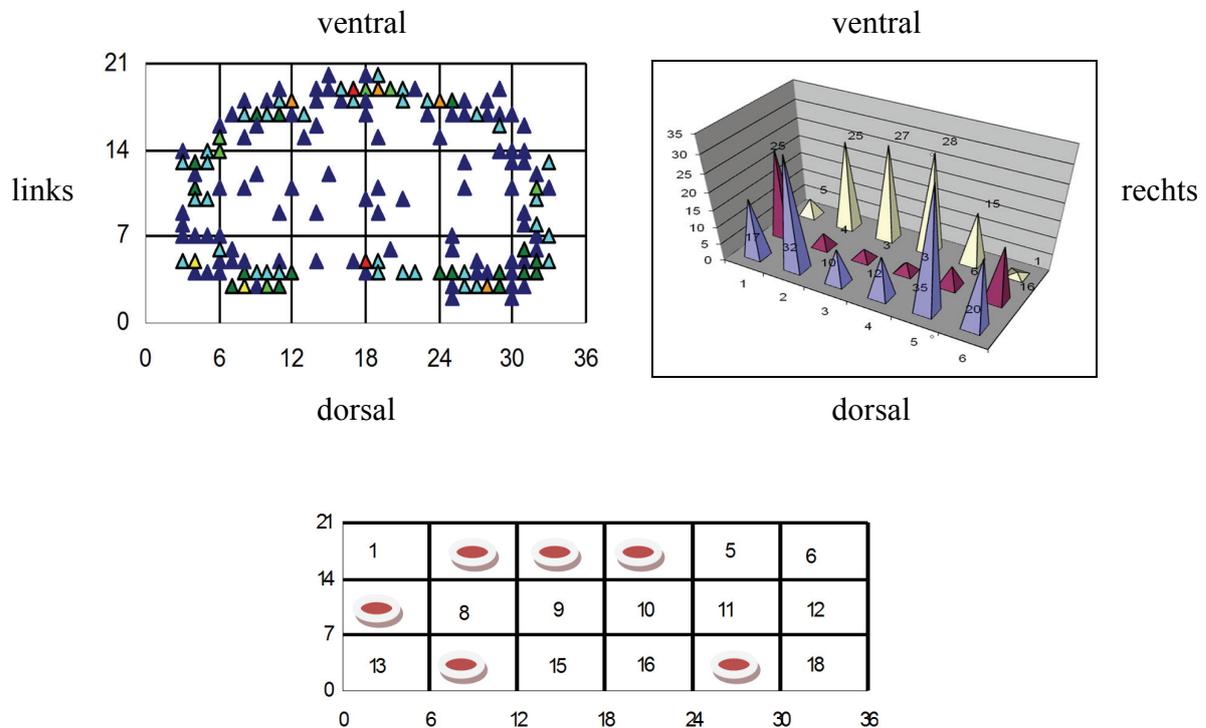


Abb. 20: Summationsbild der Festigkeitsmaxima mit visueller Darstellung von Feldern mit höchster Festigkeit

Ergebnisse

Die Festigkeitsmaxima der Grund- und Deckplatten zeigten Unterschiede. Es stellte sich eine nahezu gleiche peripher zirkuläre Anordnung der Festigkeitsmaxima dar. Waren die Maxima der Deckplatte im ventralen Bereich lokalisiert, so fand man dieses Muster auch in der dazugehörigen Grundplatte. Jedoch zeigte die Projektion der Summationsdiagramme der Festigkeitsmaxima der Deck- und Grundplatten der untersuchten Wirbelkörper minimale Unterschiede im zentralen Bereich (Abb. 21). Der Vergleich der Punktwolken und den darauf aufbauenden Darstellungen zwischen Deck- und Grundplatte zeigte, dass die Grundplatten und Deckplatten eine unterschiedliche Anzahl an Maxima aufwiesen. Es waren insgesamt 284 Maxima, wobei davon 146 (51,4 %) auf den Grundplatten zu finden waren und 138 Maxima (48,6 %) in der Deckplattendarstellung. Die Grundplatten zeigten zusätzlich in 6 Endplatten Zonen erhöhter Dichte im dorsozentralen Bereich.

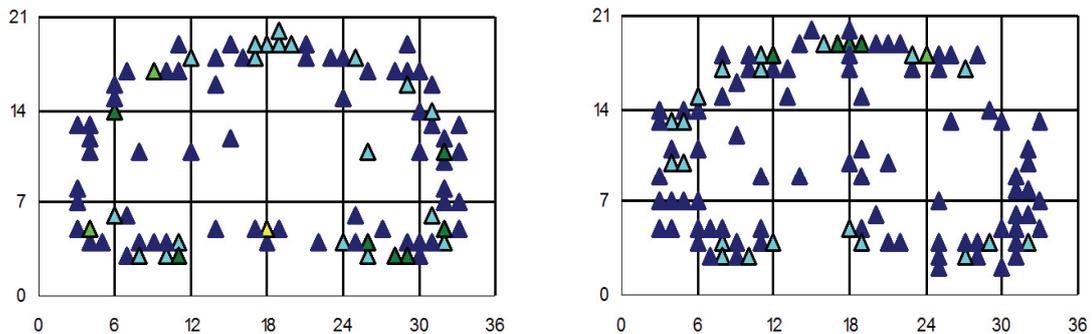


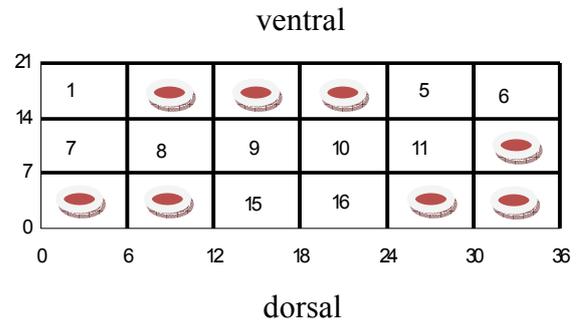
Abb. 21: Festigkeitsmaxima der Deckplatten und der Grundplatten

Das Verteilungsmuster war inhomogen mit Zonen höherer und niedriger Festigkeit in den Randbereichen. Innerhalb des Randbereiches zeigte sich optisch bei den Deckplatten sowie bei den Grundplatten eine stärkere dorsale (117) als ventrale (94) Maximaanhäufung. Innerhalb dieses dorsalen Festigkeitsmusters zeigten sich keine Unterschiede zwischen Deckplatte mit 64 (54,7 %) und Grundplatte mit 53 (45,3 %). Die ventrale Aufteilung der Maxima betrug bei den Deckplatten 43 (45,7 %) und bei den Grundplatten 51 (54,3 %). Somit war auch hier innerhalb der Grundplatten und Deckplatten kein Unterschied zu erkennen.

Ergebnisse

In der Feldereinteilung war bei den Deckplatten folgende Häufigkeit festzustellen:

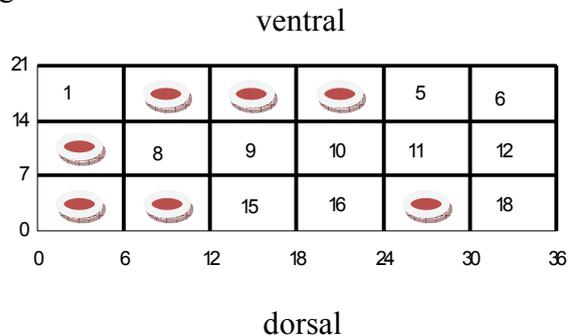
- Feld 17 mit 17 Maxima (12,8 %),
- Feld 14 mit 14 Maxima (10,6 %),
- Felder 18 und 4 mit je 11 Maxima (8,3 %),
- Felder 2, 3, 12 und 13 mit je 10 Maxima (7,5 %).



Feldereinteilung

Bei den Grundplatten ergab sich eine Anhäufung in den

- Felder 2, 7 und 14 mit je 15 Maxima (11,11 %),
- Felder 3 und 4 mit je 14 Maxima (10,4 %),
- Feld 17 mit 13 Maxima (9,6 %).



Die Festigkeitsmuster von TH 1 – TH 12 (Abb. 22 und Anhang 7.3) der Summationsdiagramme zeigten in den einzelnen Segmenten der Brustwirbelsäule Unterschiede. In der Falschfarbendarstellung der Segmenthöhen zeigte sich eine annähernd kreisförmige Lokalisation der Festigkeitsmaxima mit Anhäufung von ventral, dorsal und lateral. Hierbei waren jedoch Unterschiede in der Stärke und Verteilung der Festigkeitsmaxima in den einzelnen Höhen zu verzeichnen.

Die kraniale BWS (TH 1 – TH 2) zeigte vor allem im dorsalen Randbereich Zonen mit höherer Festigkeit. TH 3 – TH 4 zeigten im ventralen Randbereich Zonen mit höherer Festigkeit. Im medialen Abschnitt (TH 5 – TH 8) war eine zunehmend einheitliche zirkuläre Anordnung der Maxima im Randbereich zu sehen, welche innerhalb dieses Randbereiches keine Zonen mit höherer Festigkeit aufwies. Die kaudale BWS (TH 9 – TH 12) überwog schließlich mit einer eher dorsalen Ausdehnung der Maxima im Randbereich.

Ergebnisse

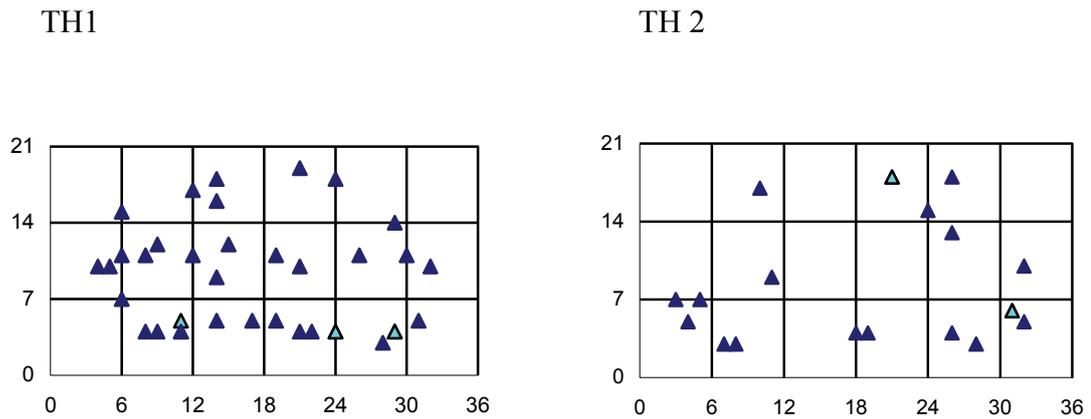


Abb. 22: Darstellung der Segmenthöhen TH 1 und TH 2 als Beispiel für alle Segmenthöhen

Tabelle 5: Vergleichende Darstellung der Häufigkeitsverteilung in den Festigkeitsmaxima der Segmenthöhen

	DP + GP		DP		GP	
	ventral	dorsal	ventral	dorsal	ventral	dorsal
TH 1	6	<u>17</u>	2	<u>7</u>	4	<u>10</u>
TH 2	5	<u>12</u>	4	<u>8</u>	1	<u>4</u>
TH 3	<u>11</u>	10	4	<u>5</u>	<u>7</u>	5
TH 4	<u>15</u>	14	<u>8</u>	7	7	7
TH 5	<u>14</u>	5	<u>4</u>	3	<u>10</u>	2
TH 6	<u>10</u>	1	<u>5</u>	0	<u>5</u>	1
TH 7	<u>15</u>	12	<u>7</u>	6	<u>8</u>	6
TH 8	<u>9</u>	1	<u>4</u>	1	<u>5</u>	0
TH 9	6	<u>18</u>	3	<u>11</u>	3	<u>7</u>
TH 12	7	<u>25</u>	4	<u>13</u>	3	<u>12</u>

Ergebnisse

Zusammenfassung:

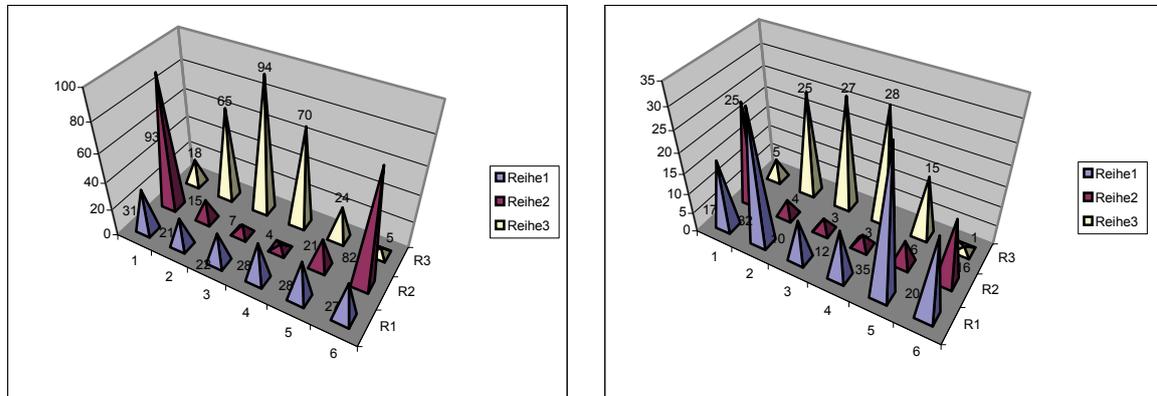
Die Festigkeitsmaxima der Wirbelkörperendplatten zeigten ein inhomogenes, aber regelmäßiges Verteilungsmuster. Zentral zeigten die Endplatten niedrige Festigkeit. Peripher zeigte sich ein zirkulärer Randbereich mit Zonen höherer und niedriger Festigkeit. Zwischen Deckplatte und Grundplatte gab es Unterschiede. Die Grundplatten zeigten zusätzlich Zonen erhöhter Dichte im dorsozentralen Bereich.

In den unterschiedlichen Segmenten zeigt sich eine Verschiebung der Maxima von TH 1 – TH 12. Die kaudale BWS zeigt im Randbereich ventrale Anhäufungen der Festigkeitsmaxima. Medial ist ein zunehmend einheitlicher zirkulärer Randbereich zu sehen. Kaudal überwog schließlich eine dorsale Anordnung. Eine Tendenz der Festigkeitssteigerung nach kaudal oder kranial konnte nicht festgestellt werden. Es zeigte sich eine im Mittel gleiche und ausgewogene Verteilung.

Ergebnisse

4.3 Vergleich von Mineralisierung und Festigkeit

4.3.1 Vergleich der Häufigkeitsverteilung der Maxima



Mineralisierung

vent.: 276, med.: 222, dors.: 169

Festigkeit

vent.: 101, med.: 57, dors.: 126

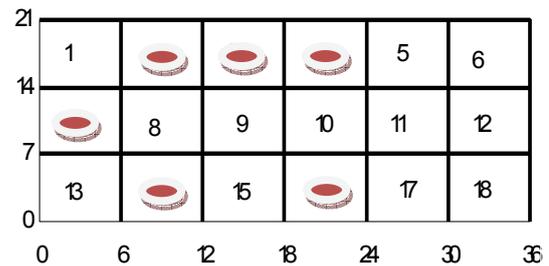
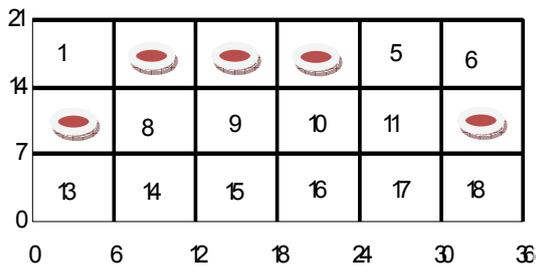
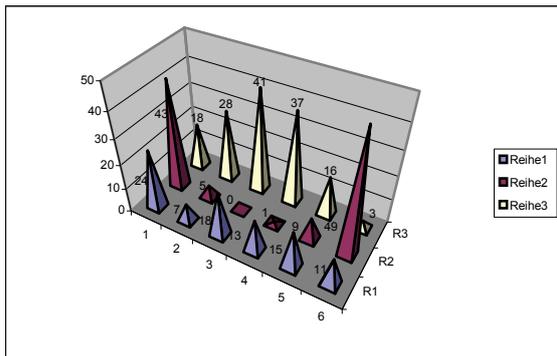


Abb. 23: Vergleich der Häufigkeitsverteilung aller Endplatten

Bei der Mineralisierung sowie bei der Festigkeit zeigte sich eine inhomogene Verteilung der Maxima der Wirbelkörperendplatten. Es war eine zirkuläre Ausbreitung im Randbereich der Endplatten zu erkennen. Zusätzlich zeigten sich im Randbereich Zonen mit höherer und niedriger Anzahl von Maxima. Die Felder 2, 3, 4 und 7 hatten übereinstimmend eine hohe Anzahl von Maxima in Festigkeit und Mineralisierung. Zusätzlich waren Zonen höherer Festigkeit im 14. und 17. Feld zu sehen. Zentral zeigte sich im Vergleich bei beiden Größen eine einheitliche niedrige Anhäufung von Maxima.

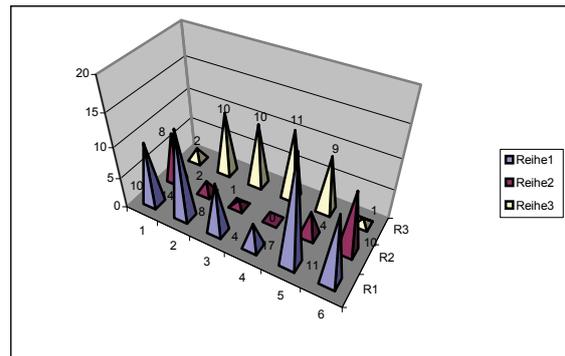
Ergebnisse

Deckplatten



Mineralisierung

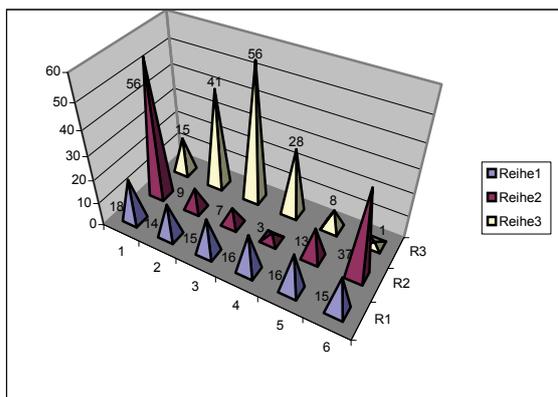
vent.: 143, med.: 107, dors.: 88



Festigkeit

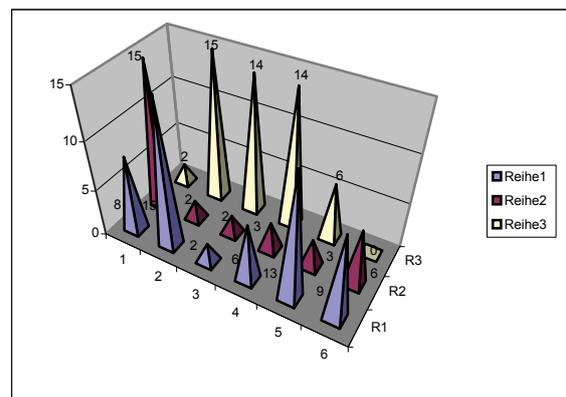
vent.: 43, med.: 25, dors.: 64

Grundplatten



Mineralisierung

vent.: 149, med.: 125, dors.: 94



Festigkeit

vent.: 43, med.: 25, dors.: 64

Abb. 24: Vergleich von Deckplatte und Grundplatte im Vergleich von Mineralisierung und Festigkeit

Im Vergleich von Mineralisierung und Festigkeit bei den Grund- und Deckplatten zeigte sich in beiden Seiten der Endplatten eine periphere zirkuläre Anordnung mit minimalen Unterschieden im Randbereich. Die Deckplatten zeigten ihre gemeinsamen Maxima von Mineralisierung und Festigkeit in den Feldern 3, 4 und 12. Außerdem sah man in der Mineralisierung zusätzlich noch eine Maximaanhäufung im 7. Feld. Ebenso konnten zusätzlich Festigkeitsmaxima in den Feldern 2, 13, 14, 17 und 18 festgestellt werden. Somit konnten bei den Deckplatten in der Summation gleichmäßig verteilte Mineralisierungsmaxima und Festigkeitsmaxima verzeichnet werden.

Ergebnisse

Die Grundplatten hatten ihre gemeinsamen Maxima von Mineralisierung und Festigkeit in den Feldern 2, 3 und 7. Zusätzlich zeigte die Mineralisierung Maximaanhäufungen im 12. Feld.

Die zusätzlichen Festigkeitsmaxima waren im 4., 13., 14., und 17. Feld zu finden. Somit konnten bei den Grundplatten ebenfalls gleich angeordnete Mineralisierungsmaxima und Festigkeitsmaxima festgestellt werden.

TH 1

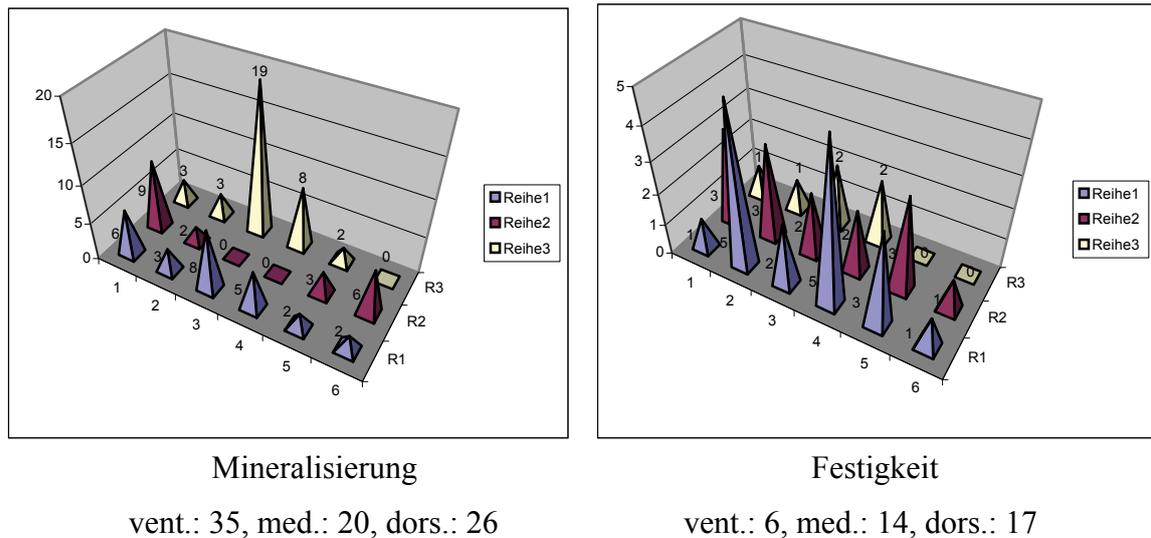


Abb. 25: Vergleich der Segmenthöhen der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima (Beispiel TH 1)

Die Maximamuster von TH 1 - TH 2 (Abb. 25 und Anhang 7.4) der Summationsdiagramme von Mineralisierung und Festigkeit im Vergleich zeigten in den einzelnen Segmenten der Brustwirbelsäule Unterschiede. In der vergleichenden Darstellung von Festigkeit und Mineralisierung in den einzelnen Ebenen zeigten sich folgende Ergebnisse:

In den zehn Ebenen zeigten acht Ebenen Gemeinsamkeiten. In zwei Ebenen (TH 1, TH 2) waren die Zonen mit den höchsten Mineralisierungsmaxima auf der ventralen Seite des zirkulären Randbereiches zu finden. Die dazugehörige Festigkeitsebene zeigte die höchsten Festigkeitsmaxima im dorsalen Bereich des zirkulären Randbereiches. Übereinstimmungen fanden sich in TH 3 bis TH 8 mit der stärksten Maximaanhäufung auf der ventralen Seite. Ebenso konnten Parallelen gezeigt werden bei TH 9 und TH 12, die beide die meisten Maxima auf der dorsalen Seite aufwiesen.

Zusammenfassung:

Bei der Mineralisierung sowie bei der Festigkeit konnte eine inhomogene Verteilung festgestellt werden. Die Maxima lagen alle zirkulär im Randbereich auf den Endplatten. Insgesamt gab es mehr ventrale Maxima bei der Mineralisierung und mehr dorsale Maxima bei der Festigkeit. Dieses Muster zeigte sich sowohl bei den Deck- als auch bei den Grundplatten. Außerdem zeigten die Grundplatten zusätzlich Zonen erhöhter Festigkeit und Mineralisierung im dorsozentralen Bereich.

In den Segmenthöhen zeigten sich unterschiedliche Verteilungen der Maxima. Es gab acht Segmenthöhen, in denen Festigkeit und Mineralisierung im Randbereich die gleichen Zonen mit Maximaanhäufungen zeigten (TH 3 - TH 12). In TH 1 und TH 2 waren bei der Mineralisierung mehr Maxima im ventralen Randbereich zu finden, wohingegen bei der Festigkeit mehr Maxima im dorsalen Bereich zu finden waren. Eine zirkuläre Anordnung im Randbereich war in allen Segmenthöhen zu finden.

4.3.2 Vergleich der individuellen Verteilungsmuster

Wie in den vorherigen Kapiteln gezeigt, finden sich konstante Verteilungsmuster der Endplatten. Die Grund- und Deckplatten zeigten ebenso inhomogene, aber regelmäßige Verteilungsmuster. Nur die Segmenthöhen zeigten Abweichungen. Betrachtete man das Niveau der Gesamtmineralisierung und Gesamtfestigkeit, so fielen erhebliche Unterschiede auf. Die Absolutwerte wiesen interindividuell hohe Unterschiede auf, sowohl in Bezug auf die Festigkeit als auch die Mineralisierung. Jedoch eine Wirbelsäule betrachtet, war das Niveau der Mineralisierung ebenso niedrig oder hoch wie das Festigkeitsniveau. So hat zum Beispiel die Wirbelsäule 90/99 ein hohes Niveau mit hoher Mineralisierung und korrespondierend dazu mit hoher Festigkeit. Die Wirbelsäule 104/04 hat ein niedriges Niveau mit schwacher Mineralisierung und schwacher Festigkeit (Tabelle 6).

Ergebnisse

Tabelle 6: Gegenüberstellung der Mittelwerte von Mineralisierung und Festigkeit der Wirbelsäulen

Wirbelsäule	Mineralisierung in HE-Werten (Mittelwert)	Festigkeit in N (Mittelwert)
111/04	132,0	115,1
104/04	97,4	36,0
82/05	122,6	46,3
69/04	134,7	88,4
108/99	127,3	57,7
90/99	143,3	154,8
44/99	121,6	54,4
100/94	134,9	87,6
107/94	134,7	78,5
25/00	111,5	69,5

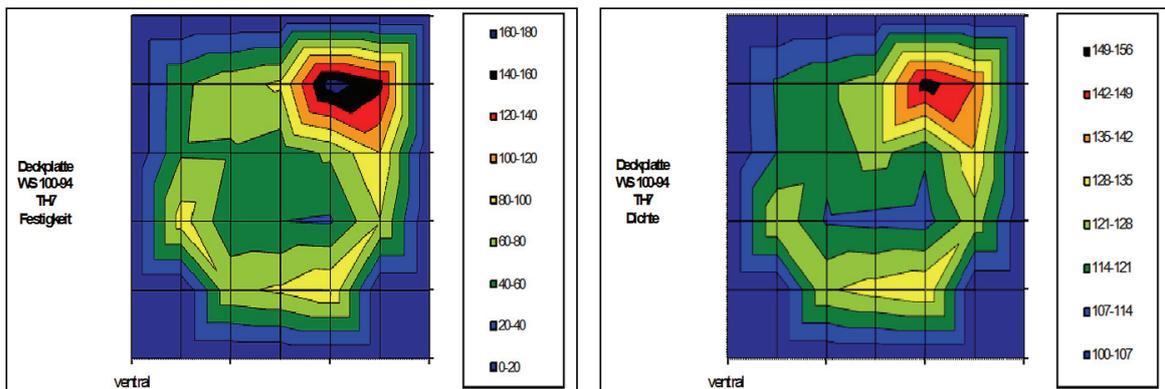


Abb. 26: graphische Darstellung von Festigkeit und Dichte im Vergleich einer Endplatte

Die Wertepaare einer einzelnen Wirbelsäule zeigten keine Unterschiede. Der Vergleich von Wertepaaren unterschiedlicher Wirbelsäulen zeigte erhebliche Unterschiede. Einige Wirbelsäulen zeigten durchgehend hohe Werte auf, andere hatten durchgehend niedrige Werte (Tab. 6, Abb. 26).

Zusammenfassung:

Die interindividuelle Mineralisierung und Festigkeit der einzelnen Wirbelsäulen variiert stark. Die Mineralisierung und Festigkeit einer Wirbelsäule ist zwar inhomogen, jedoch konstant.

4.3.3 Statistische Auswertung aller Wertepaare von Mineralisierung und Festigkeit

Um einen Vergleich aller Werte von Festigkeit und Mineralisierung zu erzeugen, wurde das Modell des Scatterplot verwendet. Auf der x-Achse wurden die Werte der Festigkeit in Newton festgelegt und die Mineralisierungswerte in HE-Werten auf der y-Achse.

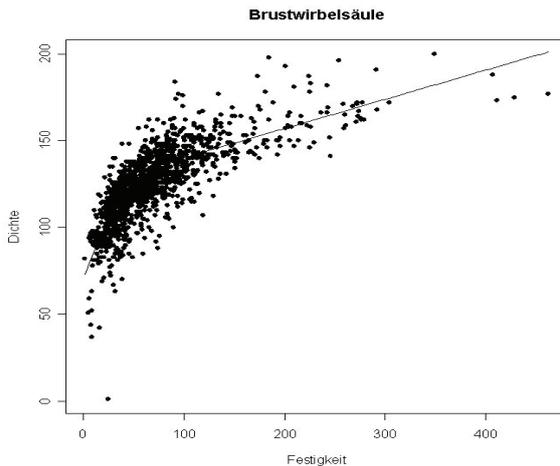


Abb. 27: Scatterplot aller Werte von Festigkeit und Mineralisierung
x-Achse: Festigkeit
y-Achse: Mineralisierung

Im Vergleich von Festigkeit und Mineralisierung aller Werte zeigte sich eine positive, aber nicht lineare Korrelation. Vielmehr zeigte sich, dass bei langsam ansteigender Festigkeit in den niedrigen Bereichen die Mineralisierung stärker anstieg. Umgekehrt zeigte die Festigkeit in den höheren Bereichen eine langsam ansteigende Mineralisierung.

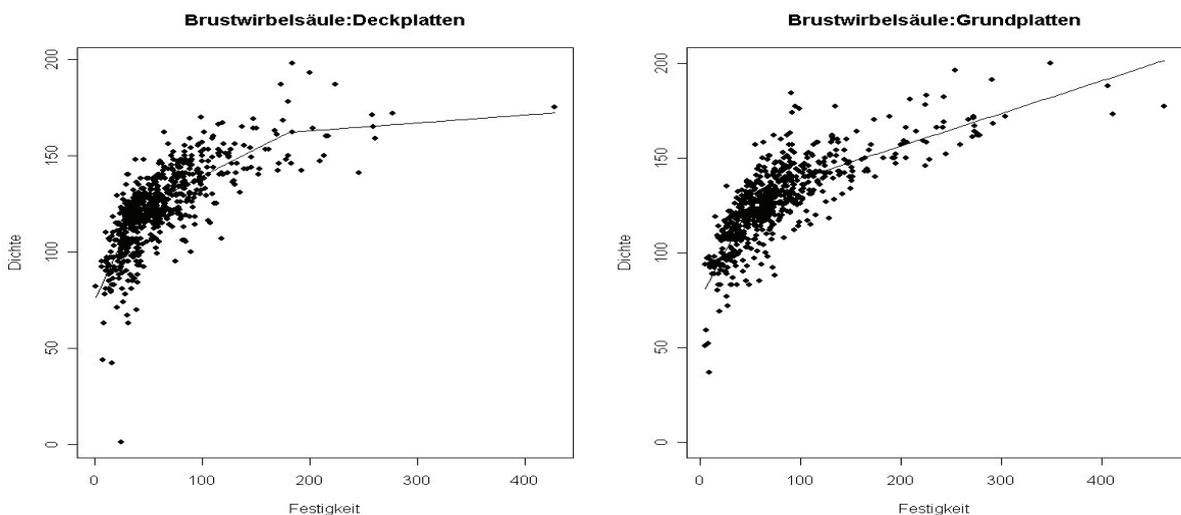


Abb. 28: Scatterplot aller Werte von Festigkeit und Mineralisierung auf Deck- und Grundplatte unterteilt, x-Achse: Festigkeit, y-Achse: Mineralisierung

Ergebnisse

Im Vergleich von Festigkeit und Mineralisierung bei den Deckplatten und Grundplatten zeigte sich ebenfalls eine positive, aber nicht lineare Korrelation.

Im Vergleich von Festigkeit und Mineralisierung in den einzelnen Ebenen zeigte sich auch eine positive, aber nicht lineare Korrelation. Es konnte hier gezeigt werden, dass bei langsam ansteigender Festigkeit in den niedrigen Bereichen die Mineralisierung stärker anstieg. Umgekehrt zeigte die Festigkeit bei den höheren Bereichen eine langsam ansteigende Mineralisierung.

Die Streudiagramme der Segmenthöhen TH 1 bis TH 12 sind im Anhang 7.5 zu finden. Da die Streudiagramme keine lineare Beziehung zwischen Mineralisierung und Festigkeit zeigten, wurde dies mit dem Marsmodell untersucht und damit das Bestimmtheitsmaß R^2 und der Korrelationskoeffizient berechnet. Das Signifikanzniveau wurde mit 5 % Abweichung festgelegt (Tabelle 7).

Tabelle 7: statistische Auswertung

Marsmodell	Rsquared R^2	p-Wert der Korrelation P <	Korrelation
Gesamt	0,646	0,001	0,801
Deckplatte	0,611	0,001	0,783
Grundplatte	0,686	0,001	0,817
TH 1	0,465	0,001	0,633
TH 2	0,449	0,001	0,617
TH 3	0,424	0,001	0,717
TH 4	0,714	0,001	0,868
TH 5	0,827	0,001	0,853
TH 6	0,763	0,001	0,822
TH 7	0,661	0,001	0,826
TH 8	0,458	0,001	0,696
TH 9	0,719	0,001	0,840
TH 12	0,715	0,001	0,863

Da hier Werte von 0,617 bis 0,868 existieren und ein p-Wert $< 0,001$ vorliegt, ist die Korrelation hoch und zeigt einen signifikanten Zusammenhang von Festigkeit und Mineralisierung.

Ergebnisse

Zusammenfassung:

In der statistischen Auswertung zeigte sich eine signifikante Korrelation zwischen Mineralisierung und Festigkeit. Im Streudiagramm konnte gezeigt werden, dass eine hohe Anzahl an Wertepaaren miteinander positiv korrelieren. Es gab nur sehr wenig Wertepaare, die weit von der Mittellinie entfernt waren. Mathematisch konnte dies berechnet werden mit dem Bestimmtheitsmaß R^2 und dem Korrelationskoeffizient. Hier gab es keine Ergebnisse, die auf eine Bestätigung der Nullhypothese hinwiesen. Somit ist eine Korrelation zwischen Mineralisierung und Festigkeit bewiesen.

4.4 Reproduzierbarkeit

Densitogramme

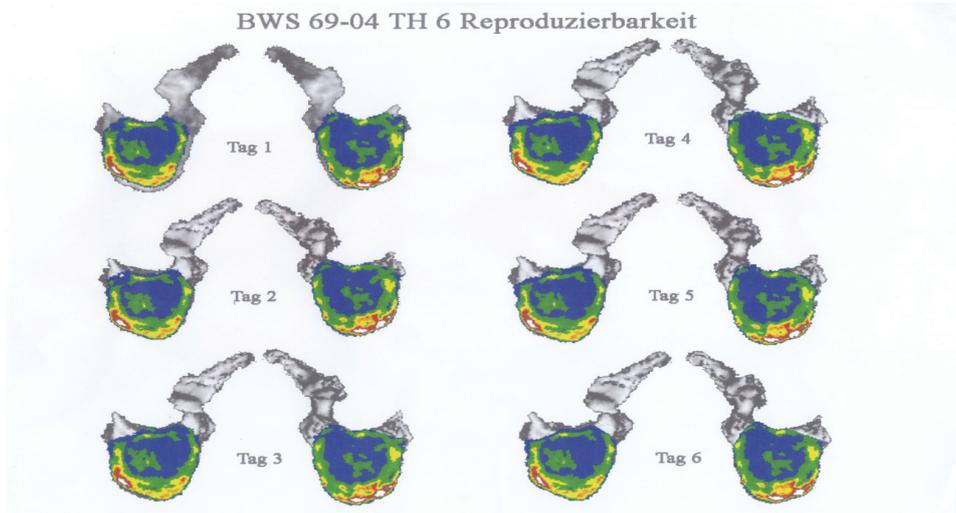


Abb. 29: BWS 69-04 TH 6 Deckplatte und Grundplatte an sechs aufeinander folgenden Tagen

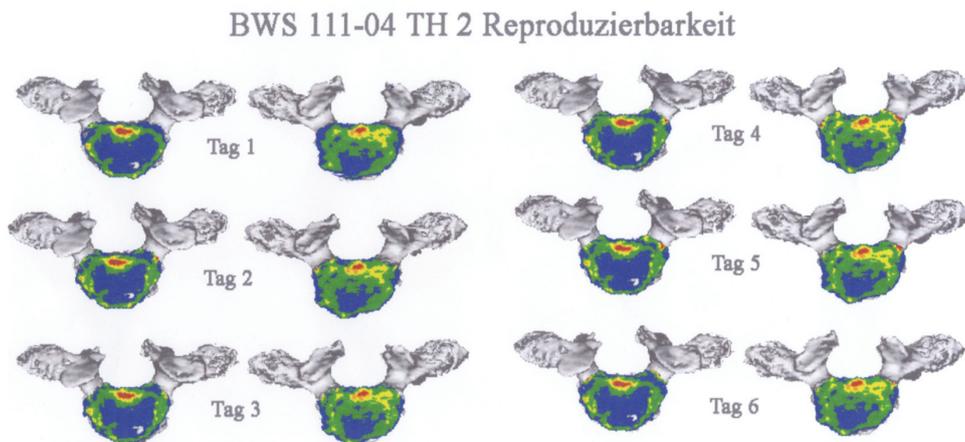
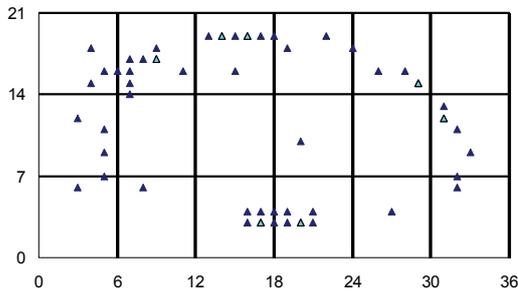


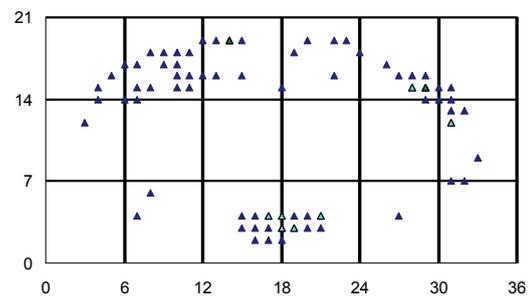
Abb. 30: BWS 111-04 TH 2 Deckplatte und Grundplatte an sechs aufeinander folgenden Tagen

Die visuelle Gegenüberstellung der CT-Datensätze der Brustwirbelkörper 69-04 TH 6 und 111-04 TH 2 an sechs verschiedenen und aufeinander folgenden Tagen und gleichen Messzeitpunkten ergab im Vergleich identische Mineralisierungsmuster der Endplatten (Abbildung 32, 33). Es konnten keine Unterschiede zwischen den Mineralisierungsmustern festgestellt werden. Auch in der Auswertung durch zwei unabhängige Untersucher konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

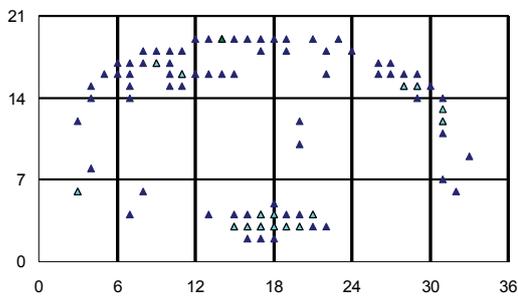
Mineralisierungsmaxima



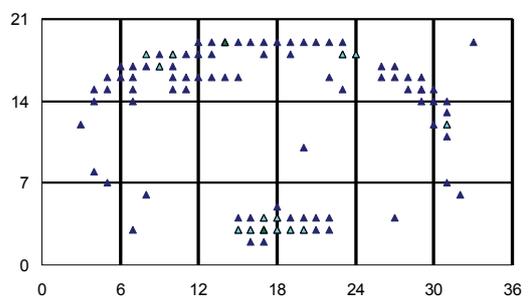
Tag 1



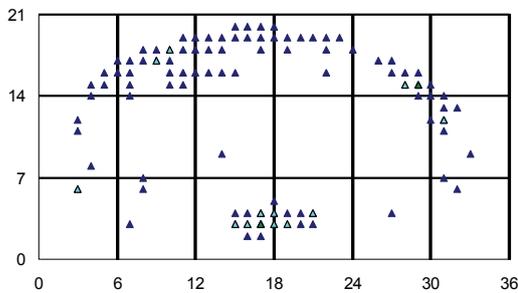
Tag 2



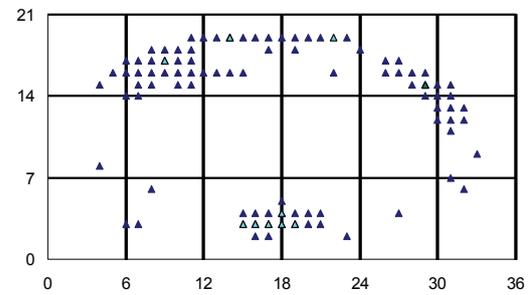
Tag 3



Tag 4



Tag 5



Tag 6

Abb. 31: Darstellung der Reproduzierbarkeit der Mineralisierungsmaxima anhand von sechs Tagen

Die wiederholte visuelle Auswertung der Mineralisierungsmaxima der Brustwirbelkörper 69-04 TH 6 und 111-04 TH 2 an sechs verschiedenen Tagen und Messzeitpunkten ergab im Vergleich keinen signifikanten Unterschied.

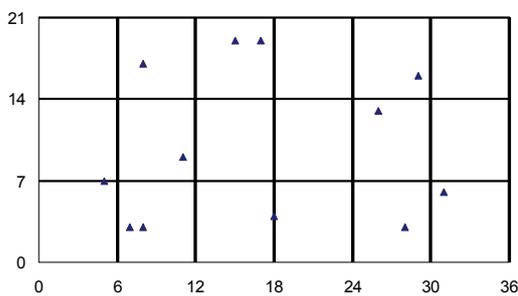
Auf Grund der farblichen Darstellung sind Mehrfachnennungen deutlich zu erkennen (Abb. 31). Die häufigste Aufzählung war 15-mal auf einem Punkt zu verzeichnen. Diese wurden mit der Farbe Schwarz unterlegt. Auch Mehrfachnennungen im niedrigeren

Ergebnisse

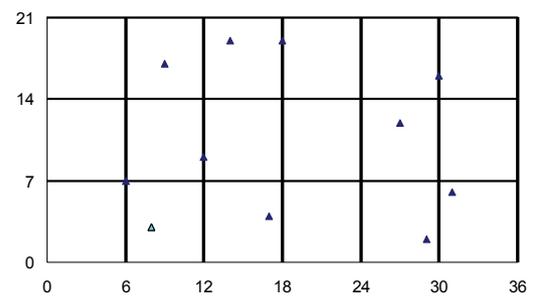
Bereich kamen sehr häufig vor und wurden farblich gekennzeichnet. Somit konnte gezeigt werden, dass sehr häufig die gleichen Ergebnisse zu erwarten waren.

Es konnte deutlich gemacht werden, dass die zu wertenden Punkte sich an den gleichen Stellen oder in direkter Nähe befanden. So war zu erwarten, dass sich eine Häufung in den Feldern 2, 3, 4, 5, 7, 12, 15 und 16 abzeichnete. Dies konnte somit gut dargestellt werden (Abb. 31).

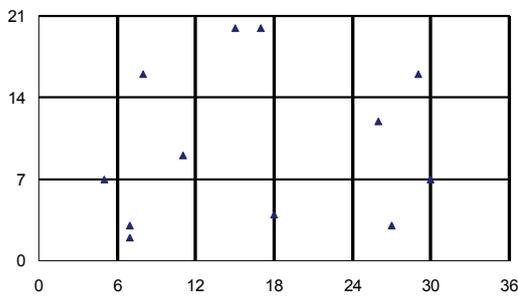
Festigkeitsmaxima



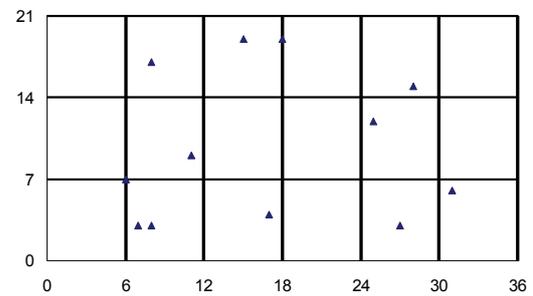
Tag 1



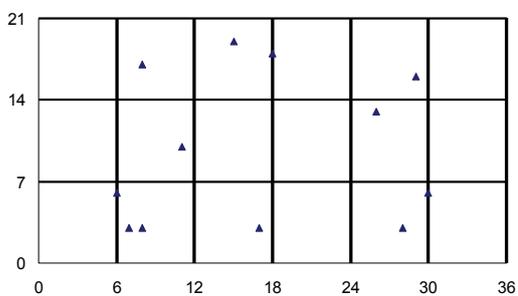
Tag 2



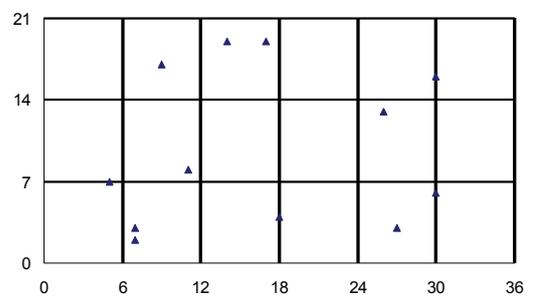
Tag 3



Tag 4



Tag 5



Tag 6

Abb. 32: Darstellung der Reproduzierbarkeit der Festigkeitsmaxima anhand von sechs Tagen

Ergebnisse

Die wiederholte Auswertung der Festigkeitsmaxima der Brustwirbelkörper 69-04 TH 6 und 111-04 TH 2 an sechs verschiedenen Tagen und Messzeitpunkten ergab im Vergleich keinen signifikanten Unterschied.

Auf Grund der farblichen Darstellung sind Mehrfachnennungen deutlich zu erkennen. Die häufigste Aufzählung war zweimal auf einem Punkt zu verzeichnen. Diese wurden mit der Farbe türkis unterlegt (Abb. 32).

Es konnte deutlich gemacht werden, dass die zu wertenden Punkte sich an den gleichen Stellen oder in direkter Nähe befanden. So war zu erwarten, dass sich eine Häufung in den Feldern 2, 3, 5, 8, 11, 13, 14, 15 und 17 abzeichnete. Außerdem war hier durch die Farbbelegung bei Mehrfachaufzählung eine gute Reproduzierbarkeit ersichtlich.

Wichtig ist hier aufzuführen, dass nicht der Eindrückttest wiederholt wurde, da dieses aus rein technischen Gründen unmöglich war, sondern, dass die Bestimmung der Festigkeitsmaxima mittels visueller Bestimmung an sechs Tagen wiederholt wurde.

Reproduzierbarkeit des Vergleichs der ermittelten Mineralisierungswerte an den Messstellen der Festigkeit

Um Festigkeit und Mineralisierung statistisch vergleichen zu können, wurden die Mineralisierungswerte in HE-Werten ermittelt. Dies wurde an sechs Tagen wiederholt, verglichen und ausgewertet. Es zeigten sich keine Unterschiede hinsichtlich der Ergebnisse an den sechs verschiedenen Tagen. Die Tabellen sind im Anhang unter Punkt 7.6 zu finden. Es wurde erst der Mittelwert berechnet und dann die Standardabweichung ermittelt. Bei beiden mathematischen Mitteln gab es keine nennenswerte Differenz.

Zusammenfassung:

Durch die Darstellung der wiederholten Reproduzierbarkeit konnte gezeigt werden, dass die Reproduzierbarkeit hoch ist und es zu keinen starken Abweichungen kommt.

5 Diskussion

5.1 Diskussion des Materials

Ziel dieser Arbeit sollte es sein, einen Vergleich von Mineralisierung und Festigkeit der Wirbelkörperendplatten der Brustwirbelsäule herzustellen und zu untersuchen. Ein besonderes Interesse galt dabei dem Verteilungsmuster der Maxima von Mineralisierung und Festigkeit. Zu berücksichtigen waren degenerative Veränderungen, welche sich bereits in der zweiten und dritten Lebensdekade zeigen. Die Anzahl und Dicke der Trabekel nehmen ab, die Belastbarkeit der Wirbelkörper sinkt. Weitere Untersuchungen zeigten, dass außerdem mit zunehmendem Alter ein zusätzlicher Abfall von Knochenmineralisierung nachzuweisen ist. Es nimmt jedoch nicht das gesamte Material gleichmäßig ab, sondern es findet eher ein Abbau der Dicke der horizontalen Strukturen in den Trabekeln statt (Montag M. 1988, Singer K.P. 1990, Tiling T. 1983, Twomey B.S. 1987, Weh L. 1983). Somit war ein möglichst junges Alter der Präparate anzustreben. Da sich dies schwierig darstellt, wurden Wirbelkörper mit keinen bis geringen degenerativen Veränderungen ausgesucht.

Die Präparate stammten von Patienten aus dem anatomischen Institut mit einem Durchschnittsalter von 69 Jahren. Die alters- und geschlechtsspezifische Verteilung spielte bei der Auswahl der Präparate keine Rolle. Stark degenerativ veränderte oder frakturierte Wirbelkörper wurden ausgesondert. In den Protokollen der verstorbenen Patienten waren Größe, Alter, Gewicht und Auffälligkeiten verzeichnet. Jedoch fehlten weitere anamnestiche Angaben wie Hobbys, Beruf oder erlittene Traumata. Aber gerade bei schwerer körperlicher Arbeit über mehrere Jahre werden die Bandscheiben und somit die Wirbelkörperendplatten stark belastet. Die Wirbelsäule erfährt häufig eine permanente Stauchung und dies führt bei einer Beanspruchung über einen längeren Zeitraum zu degenerativen Veränderungen. Dies hat zusätzlich Einfluss auf die von Carter beschriebene „loading history“, welche in der Einleitung bereits erläutert wurde.

Zusammenfassung:

Das ausgewählte Patientengut stellt eine repräsentative Gruppe dar, um den Vergleich von Mineralisierung und Festigkeit untersuchen zu können. Nicht der Unterschied zwischen den einzelnen Individuen, sondern der allgemeine Zusammenhang und Vergleich von Festigkeit und Mineralisierung sollte dargestellt und verglichen werden.

5.2 Diskussion der Methode

5.2.1 Präparation

Bei der Präparation der Wirbelsäulen wurden frakturierte oder stark degenerierte Wirbelkörper von dieser Arbeit ausgeschlossen, um das Ergebnis nicht zu verfälschen.

Die frischen Präparate wurden anschließend in einer Formalinlösung (Verhältnis 1:10) fixiert und mindestens für einen Monat darin eingelegt. Die Präparate, die schon vorhanden waren, lagen in einer Formalinlösung mit gleichem Mischverhältnis vor. Vergleiche mit unfixierten Präparaten haben gezeigt, dass die CT-Dichte fixierter Präparate nach 8 Tagen 5 - 15 HE niedriger sein kann als die unfixierter Präparate, jedoch über einen längeren Zeitraum konstant bleiben (Müller-Gerbl M. 1998). Dieser relativ geringe Dichteunterschied ist bei einer Darstellung der Dichtemaxima im Bereich von 300 – 1500 HE als geringfügig einzustufen.

5.2.2. Computertomographie

Von den Präparaten wurden in einem Siemens Somatom S4 Computertomographen CT-Datensätze angefertigt. Um für die Untersuchungen der Wirbelkörper eine möglichst hohe Auflösung zu erzielen, wurden die Wirbelsäulen vor der Untersuchung in Einzelwirbel zerlegt. Somit konnten die Wirbel mit der Deckplatte nach oben und in horizontaler Lagerung auf den Untersuchungstisch gelegt werden.

Die Überprüfung der genauen Lage der Wirbelkörper auf dem CT-Tisch erfolgte im Anschluss mit einem Laser, der am CT-Tisch befestigt war. Dies war nötig, um später eine genaue Zuordnung der Lage möglich zu machen.

Die Aufnahmen wurden in einer Spiral-CT-Aufnahmetechnik gefahren, mit einem Millimeter Schichtdicke, coronarer Schichtführung und einem Vorschub von eins. Hierbei wurden einmal mit einem Weichteilkernel und ein zweites Mal mit einem Knochenkernel die Bilder erstellt. Um eine Sicherung der Daten zu garantieren, wurden die Datensätze auf eine CD kopiert. Die Dokumentation erfolgte im Archiv der Radiologie und wurde auf eine Workstation der Anatomischen Anstalt übertragen.

5.2.3 Computertomographie-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)

Bei der Rekonstruktionen der Morphologie der einzelnen Wirbelkörper mit der CT-OAM liegt der Vorteil der Untersuchung in der Möglichkeit, die erhaltenen Bilder mit dem anatomischen Präparat zu vergleichen und die Messung einzelner Parameter am selbigen durchzuführen. Somit lassen sich theoretisch denkbare Berechnungsfehler bei der Rekonstruktion durch eine Software ausschließen.

Zwar lagen in dieser Studie post mortem Präparate vor, eine Anwendung des Verfahrens an der Wirbelsäule in vivo ist jedoch mit entsprechenden zusätzlichen Editierschritten und der Berechnung von Sekundärschnitten jederzeit möglich. Es sei allerdings darauf hingewiesen, dass die Untersuchungen dann mit einer Strahlenbelastung des Patienten einhergehen. Somit sollte die Indikation entsprechend kritisch gestellt werden.

Die Einhaltung der gewählten Schichtdicke von 1 mm bei gleichbleibender ROI und Kernel garantiert, dass die CT-Schichtaufnahmen für eine eindeutige Rekonstruktion ausreichend sind. Somit sind reproduzierbare dreidimensionale Bilder in der CT-OAM möglich.

Die Darstellung von anatomischen Strukturen mit bestimmter Dicke und begrenzter Zahl von Pixeln kann zu Abbildungsfehlern führen (Wegener O.H. 1992).

Mögliche messtechnische Fehlerquellen waren:

1. Kalibrierungsfehler

In dieser Arbeit wurden Geräte verwendet, die eine Kalibrierung automatisch vornehmen. Damit konnte dieser Fehler weitgehend vernachlässigt werden.

2. Aufhärtung von Röntgenstrahlen

Bei der Aufhärtung der Strahlen wird im Zentrum einer homogenen Struktur eine geringere Dichte vorgetäuscht. Bei den Geräten des heutigen Standards wird durch die Vorfilterung der Röntgenstrahlen und durch eine rechnerische Korrektur der Projektionsmesswerte der Aufhärtungseffekt weitgehend eliminiert (Lissner J. 1992).

Somit stellt die Aufhärtung der Röntgenstrahlung bei Geräten der neuen Generation keine nennenswerte Einflussgröße mehr dar.

3. Abschwächung der Röntgenstrahlung

Da Hounsfield-Einheiten ein Maß für den linearen Schwächungskoeffizienten sind, muss der photoelektrische Effekt hier berücksichtigt werden. Photoelektrische Effekt heißt, wenn Photonenstrahlung auf ein Atom stößt, wird auf Grund der Energiedifferenz zwischen Elektron und Photon das Elektron aus der Hülle geschlagen. Ein großer Energieteil geht hier auf das Elektron über. Folglich wird die Röntgenstrahlung abgeschwächt.

Die Hounsfield-Einheit ist nur dann ein Maß für die Dichte, wenn eine gleichartige Verteilung von Elementen mit gleicher Ordnungszahl vorliegt. Dies ist im Knochen nicht der Fall. Die größere Ordnungszahl im Knochen haben die Mineralsalze (Müller-Gerbl M. et al. 1990). Damit ist die Absorption im Knochen von diesen abhängig. Somit darf die Hounsfield-Einheit nicht als ein Maß der physikalischen Dichte, sondern als Maß für die unterschiedlichen Mineralsalzkonzentrationen gesehen werden.

4. Teilvolumeneffekt („partial volume effect“)

Der „partial volume effect“ besteht darin, dass beim Scannen des Präparates Strukturen nicht vollständig erfasst werden. Bei der Auswertung kommt es dann wegen der Inhomogenität des Voxels (dreidimensionales Äquivalent des Pixels) zu einer zu geringen, nicht mit dem Präparat korrespondierenden Dichte des Pixels (Eimannsberger 2006). Das heißt, dass ein Voxel mehrere Strukturen schneidet, die nicht die gleiche Dichte haben.

Das CT berechnet daraus den Mittelwert. Umgehen kann man diesen Effekt weitgehend, indem man die Schichtdicke reduziert oder moderne Spiral-CT's verwendet. Da in dieser Arbeit beide Punkte beachtet wurden, kann dieser Effekt vernachlässigt werden.

Außerdem muss betont werden, dass in dieser Studie die Funktion der „Maximum intensity projection“ zur Rekonstruktion der subchondralen Knochenlamelle gewählt wurde. Dadurch werden nur die jeweils höchsten Dichtewerte der subchondralen Knochenlamelle als Bildpunkt an die Oberfläche projiziert und der Teilvolumeneffekt damit zusätzlich verringert (Müller-Gerbl M. 1998).

5. Erkennen von Artefakten

Neben genauen anatomischen Kenntnissen und räumlichen Vorstellungsvermögen ist das Erkennen von Artefakten Grundvoraussetzung für das Arbeiten mit CT- Schnittbildern (Hathcock H.R. et al. 1993, Zook et al. 1981). Hierbei geht es insbesondere um die Kantenartefakte. Wegener versteht hierunter die Übergansbereiche kontrastreicher Präparatgrenzen, z. B. Osteoporose als Fehlinterpretation am Übergang von Knochen zu Bindegewebe (Wegener O.H. 1992).

Zur Bestimmung der Mineralisierung mittels CT-OAM musste der zu messende Bereich (die Endplatten) in jedem Bild der CT-Sequenz in dem Programm virtuell ausgeschnitten werden. Durch die coronare Schnittführung stellt sich der Wirbelkörper im CT-Bild als zweidimensionale Endplatte dar. Diese konnte leicht isoliert und ohne Fehlerbehaftung realitätsgetreu rekonstruiert werden. Außerdem ist die verwendete Untersuchungsmethode ein seit Jahren bewährtes und von Müller-Gerbl validiertes Verfahren, welches der Röntgendensitometrie entsprechende Werte ergibt (Müller-Gerbl M. 1990 und 1998). Dadurch konnte die Endplatte genau definiert werden. Durch die Präparation der Wirbelsäule und Zerlegung in die einzelnen Wirbelkörper konnten zudem Übereinanderprojektionen vermieden werden.

Als Nachteil ist jedoch der hohe zeitliche Aufwand bei der Nachbearbeitung der CT-Schnittbilder und die lange Einarbeitungszeit in die Software ANALYSE™ zu sehen.

5.2.4 Festigkeitsbestimmung mittels Indentationstest

Festigkeitsbestimmung in dieser Arbeit bedeutet, herauszufinden welcher Belastung die Endplatte an einem vorher festgelegten Punkt standhält oder wie viel Kraft man braucht, um diese brechen zu lassen. Wenn die einwirkende Kraft soweit gesteigert wird, dass sie über den Berstungspunkt hinaus geht, kann die Endplatte nicht weiter ausweichen und bricht schließlich in den Wirbelkörper ein (Brinkmann P. 1983, Holmes A.D. et al. 1993, Horst M. 1982, Shirazi-Adl A. 1984).

Diskussion

Einige Probleme ergaben sich durch die Prüfmaschinenmessung:

1. Ein isolierter Wirbelkörper, fixiert in einem starren Betongehäuse, spiegelt nicht die anatomischen Verhältnisse in vivo wider. So fehlen die federnde Bandscheibe oder die stabilisierenden Muskeln. In dieser Arbeit sind jedoch diese Schutzvorrichtungen nicht erwünscht, da jeder Messpunkt die gleichen Ausgangsvoraussetzungen besitzen sollte, um ein vergleichbares Ergebnis zu erzielen. Ziel war es, das Präparat so gut zu fixieren, dass ein Abweichen von der Norm ausgeschlossen war. Damit konnte der Messsensor senkrecht zur Endplatte auf den Messpunkt justiert werden. Diese Methode entsprach allen erforderlichen Punkten.
2. Die Fixierung mittels Beton führte zu dem Problem der Austrocknung der Endplatten. Ausgeglichen werden konnte die Entwässerung durch Einhaltung von kurzen Zeiten an der Luft, um die vorgesehenen Messungen zu vollziehen. Anschließend kamen die Präparate sofort wieder in die Fixierlösung. Dadurch war eine Austrocknung ausgeschlossen.
3. Das Aufbringen des Messschemas auf die Endplatten erfolgte ausschließlich von einer Person mit einer Schablone, um Abweichungen durch unterschiedliche Untersucher zu vermeiden. Die Entwicklung der Schemata der Wirbelkörperebenen basierte auf anatomischen und physikalischen Grundkenntnissen, da eine möglichst engmaschige Untersuchung angestrebt wurde. Zu beachten war der Abstand von 1 cm pro Punkt in alle Richtungen. Die Endplatten wurden von kranial nach kaudal in ihrer Fläche größer. Dem zur Folge musste auch die Anzahl der Messpunkte steigen.
4. Das Programm MS DOS 3.31 war zwar weitgehend automatisiert, jedoch beinhalteten die wenigen manuell durchzuführenden Schritte mögliche Fehlerquellen. Das senkrechte Justieren des Messensors auf den Messpunkt war nötig, um eine reine Analyse der Kortikalis zu gewährleisten. Dies konnte durch das freie Drehen des Messtisches in alle Richtungen garantiert werden. Zudem musste vor jeder Messung das Gerät auf null geeicht werden. Abweichungen des Abgleichens beliefen sich auf (+/-) 0,01 N und können damit vernachlässigt werden.

5.2.5 Lage der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima

Als ein Mineralisierungsmaximum wurde der Bereich definiert, der eine auffällig höhere Mineralisierung vorwies als seine Umgebung, ohne damit eine Aussage über die tatsächliche Höhe der Mineralisierung oder Festigkeit zu machen. Als ein Festigkeitsmaximum definiert diese Abhandlung den Bereich, der sich deutlich von den übrigen Werten der Endplatte unterscheidet. Die Aufmerksamkeit richtete sich nicht auf die relative Kraft in N, sondern auf die höchsten Werte innerhalb einer Endplatte. Diese Vorgehensweise war nötig, da die interindividuellen Werte stark variierten.

Da sich auf allen Endplatten meist mehr als ein Maximum befand, wurde jedes einzelne getrennt gewertet und als jeweils eigenes Maximum erfasst. Befand sich ein Maximum in zwei nebeneinander liegenden Quadranten, wurden alle notiert und mit in die Wertung einbezogen.

Zur Bestimmung der Lage der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima hat sich die Verwendung von Rastern bewährt, die auf die Gelenkflächen des Densitogrammes des zu untersuchenden Präparates gelegt wurden (Müller-Gerbl M. 1990a, b, Ateshian G.A. 1994, Griehl A. 1998, Wimmer B. 2001, Weißer S. 2007, Wieser J.W. 2007).

In früheren Studien zur Mineralisierung wurde ein Raster mit neun Feldern verwendet (Linsenmeier U. et al. 2003). Dies schien in dieser Arbeit als zu gering, da sich sonst die möglichen Maxima auf einer Endplatte nicht spezifisch genug definieren ließen. Die weitere Aufteilung in ein Raster mit 18 Feldern war nötig, um die Koordinaten festzulegen und damit eine vergleichbare Größe zu haben.

Durch die unterschiedlichen Größen der Wirbelkörperendplatten erforderten einige Densitogramme die Anpassung an das Raster, indem sie vergrößert wurden. Die Wirbelkörper wurden in das größenunabhängige Raster eingepasst. Alle Endplatten mussten sich in den vier Achsen des Koordinatensystems tangential schneiden. Dadurch konnten alle Endplatten eine einheitliche Größe vorweisen und qualitativ untersucht und ausgewertet werden.

Durch die Belegung der Mineralisierungsbilder mit Falschfarben war es möglich, anhand der Farbunterschiede Bereiche höherer Mineralisierung zu lokalisieren. Jedoch konnte damit keine Aussage über die tatsächliche Höhe der Mineralisierung gemacht werden. Die relativen Konzentrationsunterschiede sollten sichtbar gemacht werden. Außerdem mussten Unterschiede oder Gemeinsamkeiten von Mineralisierung und Festigkeit dargestellt werden.

Diskussion

In einem weiteren Schritt konnten die Daten in eine Exeltabelle eingegeben und wiederum visualisiert werden. Hierbei zeigte sich, dass ein 9er Raster ausreichte, um eine Häufung in einem Quadranten sichtbar zu machen. Da auf einem Punkt im Quadranten oft mehr als ein Maximum lag, mussten zur besseren Überschaubarkeit die Quadranten ausgezählt und graphisch dargestellt werden.

Wichtig war es, die Maxima, die auf einer Linie lagen, nicht doppelt zu zählen. Durch Zuteilung der Linien zu den Quadranten konnte diese Fehlerquelle ausgeschlossen werden.

Die Klassifizierung und Interpretation wurde ausschließlich von einer Person durchgeführt, wodurch Auswertungsdifferenzen durch unterschiedliches Augenmaß vernachlässigt werden konnten.

Bei Untersuchungen, die nur eine Person durchführt, ist eine subjektive Betrachtungsweise der Ergebnisse nicht auszuschließen. Deshalb wurde die Einteilung der Mineralisierungsmaxima an sechs verschiedenen Tagen und Zeiten nochmal wiederholt. Die Messung der Reproduktion zweier Wirbel an sechs verschiedenen Zeiten ergab, dass dieser Fehler zu vernachlässigen ist.

5.2.6 Vergleich der Maxima der Mineralisierungs- und Festigkeitswerte

Es wurden die graphischen Darstellungen nebeneinander projiziert und Gemeinsamkeiten sowie Unterschiede festgehalten. Durch Darstellung der Quadrantenausählung konnten Unterschiede oder Gemeinsamkeiten visuell und mathematisch gezeigt werden. Durch die hohe Anzahl an Daten war es nötig, in mehrere Gruppen zu klassifizieren. Es wurden erst getrennt voneinander die Mineralisierung und dann die Festigkeit untersucht. Dabei konnten die Wirbelkörper zunächst allgemein betrachtet und dann in Deck- und Grundplatte unterschieden werden. Zuletzt wurden die Segmenthöhen betrachtet. Hierdurch zeigten sich Unterschiede in den einzelnen Gruppen. Somit konnten die charakteristischen Merkmale von Mineralisierung und Festigkeit dargestellt und anschließend verglichen werden.

5.2.7 Ermittlung der Mineralisierungswerte in den Densitogrammen mit CT-OAM

Um eine statistische Auswertung zu ermöglichen musste ein HE-Wert für die Mineralisation ermittelt werden an der Stelle, an der sich ein Festigkeitsmaximum befand. Die Zuordnung auf dem Densitogramm erfolgte manuell. Der Nachteil dieser Methode liegt in der Subjektivität des Untersuchers, da der Messbereich vom Untersucher bestimmt werden musste. Der Vorteil ist, dass der zu messende Bereich genau einen Millimeter im Durchmesser betrug und damit den Messsensor der Prüfmaschine realitätsgetreu nachahmen konnte. Dadurch entstand ein Mineralisations-Festigkeits-Paar.

5.2.8 Statistische Auswertung

Mit Hilfe einer Statistikerin wurden paarweise und gruppenweise Vergleiche von kontinuierlichen Variablen mit dem Streudiagramm dargestellt. Da hier eine logarithmische Ansteigung zu erkennen war, wurden die Wertepaare durch Gegenüberstellung auf Signifikanz geprüft, mittels Scatterplot und Spearman'schen Rang-Korrelationskoeffizienten. Verglichen wurden die Unterschiede und Gemeinsamkeiten von Festigkeit und Mineralisierung untereinander sowie zwischen Grund- und Deckplatte des einzelnen Wirbelkörpers und der einzelnen Segmenthöhe der Brustwirbelsäule.

5.2.9 Reproduzierbarkeit der CT-Osteoabsorptionsmetrie

Um die Reproduzierbarkeit der CT-OAM zu untersuchen, wurden 2 Endplatten nach dem Zufallsprinzip ausgesucht und an 6 aufeinanderfolgenden Tagen untersucht. Verschiedene Studien zeigten in der Vergangenheit, dass die CT-Osteoabsorptionsmetrie eine Methode ist, um die subchondrale Mineralisierung darzustellen und somit zu reproduzierbaren Ergebnissen gelangt (Wieser J.W. 2007, Weißer S. 2007). Die Einstellungen sowie die Methode waren immer gleich und wurden immer vom selben Untersucher durchgeführt. Zusätzlich wurde der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet.

Zusammenfassung:

Durch visuelle, statistische und physikalische Methoden wurde ein Vergleich ermöglicht, dargestellt und bewiesen. Durch standardisierte Verfahren in den Untersuchungen konnten Fehlerquellen größtenteils ausgeschlossen werden und somit repräsentative Ergebnisse erzielt werden.

5.3 Diskussion der Ergebnisse

5.3.1 Densitogramme

Unter Berücksichtigung der bereits in Kapitel 1 beschriebenen Eigenschaften der Kräfteverteilung in der Wirbelsäule und der zitierten Studien sollte bei Belastung einer gesunden Wirbelsäule eine gleichmäßige Druckverteilung und damit Mineralisierung der Endplatten erwartet werden (Kummer B. 2005, Reichmann S. et al. 1972, Jäger M. et al. 1990, Granhed H. et al. 1987).

Jedoch zeigte sich bei der visuellen Auswertung der Densitogramme ein inhomogenes Muster der Mineralisierung. Die flächenhafte Darstellung stellte im Endplattenzentrum eine gleichmäßig niedrige Verteilung dar. Im Randbereich reicherte sich eine kreisrunde höhere Mineralisierung an. Die visuelle Analyse sprach also für eine vermehrte Belastung der Wirbelkörperendstruktur. Folglich spiegelt sich durch unterschiedliche Belastung der Wirbelsäule im Alltagsleben ein über die Zeit summiertes Beanspruchungsmuster wider, welches in der Mineralisierung der Endplatten wiederzufinden ist.

5.3.2 Lokalisation der Mineralisierungsmaxima

Wolff stellte schon 1892 den Zusammenhang von Belastung und Morphologie des Knochens dar. Er formte das Gesetz der Transformation des Knochens (Wolff 1892).

Die flächenhafte Verteilung der Mineralisierung unterschied sich hinsichtlich der Lokalisation der höchsten Mineralisierung innerhalb unserer Endplatten. Entsprechend den Theorien von Pauwels und Kummer war eine erhöhte Mineralisierung zu finden und damit die Dichte der mineralisierten Zone die Folge einer erhöhten mechanischen Beanspruchung (Pauwels F. 1973, Kummer B. 1962, 1978, Müller-Gerbl M. et al. 1987a, b). Carter beschrieb dieses Phänomen später als „loading history“. Er sagte, wenn ein Knochen über eine längere Zeit eine andauernde Belastung erfährt, so ändert sich seine Struktur und Zusammensetzung entlang der Spannungstrajektorien und zeigt somit ein Summationsbild, welches diese Kräfte darstellt (Carter D.R. 1984, 1987).

Die Summationsbilder der Mineralisierung dieser Arbeit zeigten entsprechend Carter eine nahezu gleichmäßig zirkuläre Verteilung der Regionen höherer Mineralisierung.

Diskussion

Eine homogene Verteilung der Mineralisierung konnte in keiner der Endplatten festgestellt werden. Es zeigte sich in der Peripherie eine zirkulär angeordnete Anreicherung und im Endplattenzentrum eine gleichmäßig niedrige Mineralisierung.

Müller-Gerbl stellte die Beeinflussung der Gelenkflächen durch die Druckverteilung und die zeitliche Summation in einer Abbildung dar (Abb. 33).

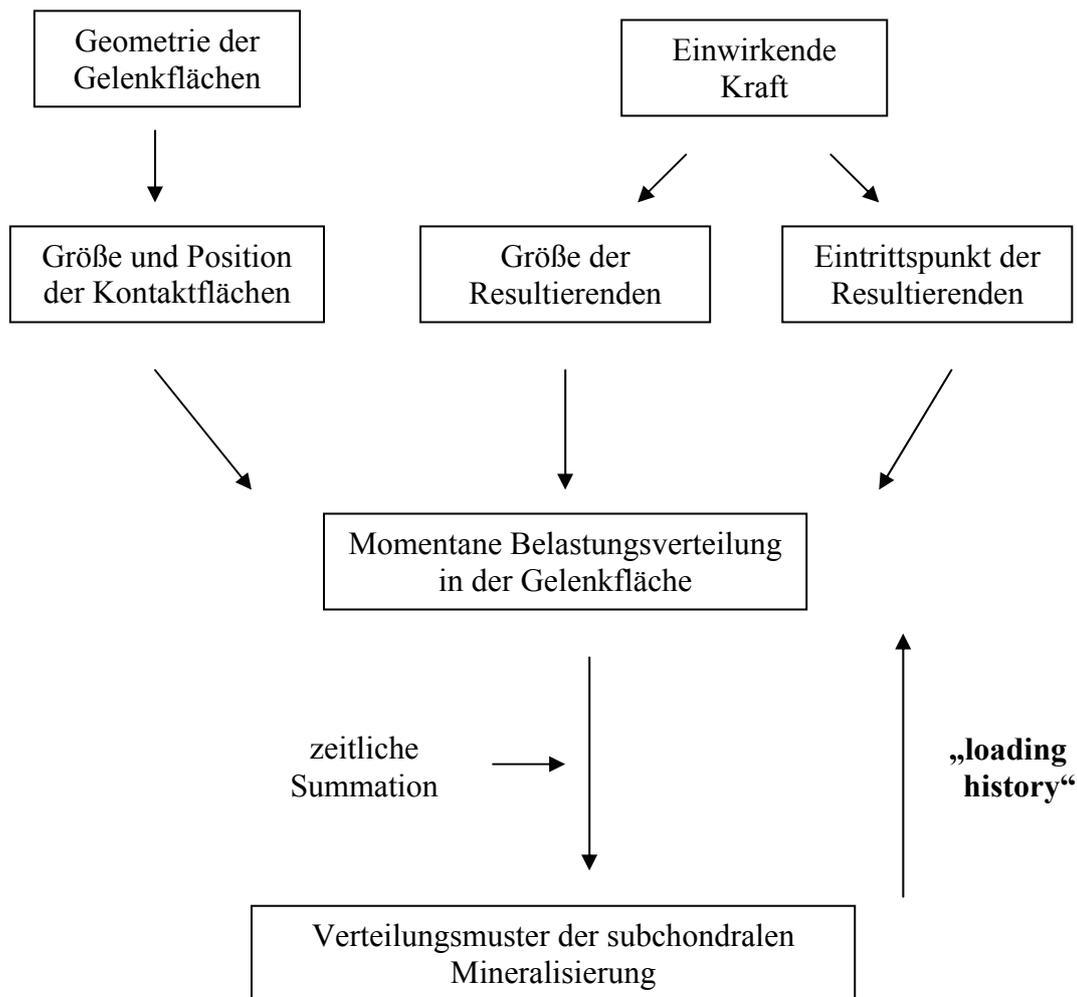


Abb. 33: Darstellung der Beeinflussung der Gelenkflächen durch die Druckverteilung (aus Müller-Gerbl 1998)

Laut Müller-Gerbl ergeben sich für das Zentrum der Resultierenden zwei mögliche Bereiche, die verstärkt belastet werden. Zum einen verlagert sich bei Ventralflexion das Zentrum nach ventral, bei Dorsalflexion nach dorsal. Da die gesamte Brustwirbelsäule kyphotisch gekrümmt ist, wird eine ausgeprägte Dorsalneigung jedoch verhindert. Im Allgemeinen ist die Beweglichkeit der BWS-Segmente generell geringer als in der HWS oder LWS.

Diskussion

Besonders die Flexion und die Extension sind begrenzt durch die niedrigeren Bandscheiben, die stabile Ringform der einzelnen Rippenwirbelsegmente und die Form der Processus spinosi. Hieraus entstehen verschiedene Belastungszentren entlang der BWS.

Das segmentale Bewegungsausmaß wächst laut Van B. Cochran für die Flexion/Extension von 4° in der oberen BWS, über 6° in der mittleren BWS, zu 12° in den unteren beiden Segmenten an. Die Lateralflexion reicht von 6° in den oberen Segmenten, bis zu 9° in den tieferen Segmenten. Die Rotation beträgt 9° in der oberen BWS und nimmt nach kaudal auf 2° ab (Van B. Cochran 1988). Die Werte für die Gesamtbeweglichkeit betragen für die Extension 25° , für die Flexion 35° , für die Lateralflexion 20° und die Gesamtrotation der BWS beträgt 20° in jeder Richtung (Schünke et al. 2005). Die Beweglichkeit steigt somit von kranial nach kaudal für die Flexion/Extension sowie für die Lateralflexion. Die Rotation nimmt ab. Die axiale Belastungssituation ist somit nur im mittleren Bereich der Wirbelsäule tatsächlich vorhanden. Kranial und kaudal wirken zunehmend als Scherkräfte. Das Zentrum der maximalen Belastung verlagert sich von zentral nach peripher und die Mineralisierungsmaxima häufen sich kreisförmig an. Durch diese Umverteilung der Hauptlast entstehen keine homogenen, sondern inhomogene Mineralisierungsmuster, wie sie in dieser Arbeit aufgeführt sind.

Horst und Brinkmann bestätigten dies erstmals an thorakalen und lumbalen Bewegungssegmenten, indem sie diese ungleichmäßigen Lasten aussetzten. Durch einen hydraulischen Stempel wurden axiale Kräfte und Scherkräfte erzeugt und auf die Bandscheibe übertragen. Die einwirkenden axialen Kräfte können vom Nucleus pulposus gut aufgenommen werden. Die Scherkräfte können nur noch bedingt aufgenommen werden. Zu starke Scherkräfte werden an die umgebenden Fasern weitergegeben. Sie leiten somit die übersteigende Kraft direkt auf den Randbereich der Wirbelkörperendplatten weiter (Horst M., Brinkmann P. 1981).

In der Brustwirbelsäule ändern sich die extraaxial einwirkenden Kräfte durch die kyphotische Krümmung und unterschiedlichen Bewegungsfreiheiten (Weißer S. 2007). Weißer zeigte dies in seiner Arbeit an 10 verschiedenen Wirbelsäulen. Diese untersuchte er post mortem mit CT-OAM und qCT-OAM. Seine Ergebnisse waren mit unserer Mineralisierungsverteilung vergleichbar und übereinstimmend und bestätigten ebenso die Ergebnisse von Horst und Brinkmann. Der obere Brustwirbelsäulenbereich stellt einen Übergang von der Halswirbelsäule zur Brustwirbelsäule dar. Die Halswirbelsäule zeigt im ventralen Bereich das Zentrum der Resultierenden (Halswirbelkörper 7) und weist hier die meisten Maxima auf (Weißer S. 2007).

Diskussion

Zu erwarten war somit eine Anhäufung von Maxima im ventralen Bereich der oberen Brustwirbelsäule. Dies konnte in unserer Arbeit bestätigt werden. Das Zentrum der Maxima zeigte sich im ventralen Bereich.

Im mittleren Bereich nahmen die lateralen Bereiche zu und wurden durch dorsale und ventrale Anteile ergänzt. Die gleichmäßige Mineralisierungsverteilung der mittleren Brustwirbelsäule entsteht durch die gerade Ausrichtung und gleichmäßige Kraftverteilung der Resultierenden in der BWS. Außerdem ist die mittlere BWS der einzige Abschnitt der gesamten Wirbelsäule, wo alle Bewegungen gleichmäßig ausgeführt werden können.

Im unteren Abschnitt der Brustwirbelsäule dominierte eine dorsale Zentrierung der Maxima. Weiter kaudal in Richtung thorakolumbalen Übergang war diese Aufteilung besonders stark.

Wieser (Wieser J.W. 2007) untersuchte die Mineralisierungsverteilung der lumbalen Endplatten von 12 Patienten vor und nach Bandscheibenoperation. Auch in seiner Studie waren im thorakolumbalen Übergang die Maximaanhäufungen im dorsalen Bereich zu finden. Das konnte durch die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigt werden.

Bei der Suche nach Literatur über Grund- und Deckplatten bezogen sich häufig zitierte Arbeiten entweder nur auf die Halswirbelsäule oder auf die Lendenwirbelsäule. Untersuchungen der Brustwirbelsäule in Bezug auf die Grund- und Deckplatten fanden sich nur bei Weißer 2007.

Weißer betrachtete die Endplatten der gesamten Wirbelsäule und stellt einen Unterschied zwischen Grund- und Deckplatte fest. Die Deckplatten hatten eine kontinuierlich geringere Mineralisierung als die Grundplatten (Weißer S. 2007). In der vorliegenden Arbeit zeigte sich ebenso eine inhomogene kreisrunde Mineralisierung, die in den Deckplatten weniger stark nachzuweisen war als in den Grundplatten. Somit kann geschlussfolgert werden, dass die Grundplatten bei axialer Belastung mehr beansprucht werden als die Deckplatten. Ist also die Bandscheibe degenerativ verändert, so kann diese die axiale Kraft der Grundplatte nicht mehr aufnehmen. Die Grundplatte beginnt sich stärker zu mineralisieren, um dem Druck standzuhalten.

Roberts untersuchte die Endplatten der Lendenwirbelsäule und stellt ebenso fest, dass die Grundplatten der Wirbelkörper der LWS signifikant stärker mineralisiert waren als die Deckplatte (Roberts S. 1997). Es zeigte sich also, dass sich die Ergebnisse der BWS in der LWS fortsetzten.

Diskussion

Bei der Analyse der Endplatten in Segmenthöhe zeigte sich, dass die Mineralisierung der Wirbelkörper von TH 1 bis TH 12 konstant bleibt. Daraus lässt sich schließen, dass zwar die Last größer wird, dies jedoch kompensiert wird durch die zunehmende Endplattenfläche (Biggemann M. et al. 1989). Die Bandscheibe ist hier für den größten Teil der Kraftaufnahme verantwortlich. Sie kann Druck und Zug bis zu einem gewissen Grad durch ihre „Pseudoelastizität“ ausgleichen. Da die relative Fläche der Endplatten zunimmt, vergrößert sich auch die Oberfläche der Bandscheibe und kompensiert dementsprechend die größer werdende Last (Curylo 1996, Lu Y.M. 2000, Singer K.P. 1990, Weh L. 1983, Konermann H. 1999).

Shirazi-Adl untersuchte die Endplatten auf axiale Belastung in der Finte-Elemente Studie. Seine Ergebnisse zeigten bei einer Belastung von 3000 N eine laterale Verformung der Endplatten um 2,2 mm (Shirazi-Adl A. 1984). Es ist somit eine erhöhte randplattennahe Mineralisierung zu erwarten. In der vorliegenden Arbeit konnte genau diese Mineralisierung graphisch dargestellt werden. Die lateralen Ausläufer waren in der Gruppe zwei deutlicher ausgeprägt als in den restlichen Gruppen.

Oxland et al. zeigten diese Beobachtungen im lumbalen Bereich. Er stellte eine hohe Stärke und Steifigkeit im dorsalen Bereich fest. Diese nahm zum Zentrum hin ab und wurde in ventraler Richtung wieder leicht erhöht, jedoch nicht in dem Ausmaß wie dorsal. In dieser Arbeit konnten diese Beobachtungen ebenfalls im unteren thorakalen Bereich deutlich gemacht werden (Oxland T.R. et al. 2003).

Schlussfolgernd kann man sagen, dass eine momentane Belastung plus die zeitliche Summation als Ergebnis ein Verteilungsmuster zeigt, dass der subchondralen Mineralisierung der Endplatten entspricht und mit dem Begriff „loading history“ beschrieben wird (Abb. 33). Das Zentrum der Mineralisierungsmaxima lag in TH 1 und TH 2 ventral. Von TH 3 bis TH 10 ging es in eine gleichmäßig zirkulär randplattennahe Belastung über durch die horizontale Ausrichtung der Wirbelkörper. Wenn die Wirbelkörper einer über die angrenzenden Endplatten gleich verteilten Druckbeanspruchung ausgesetzt sind, muss man davon ausgehen, dass die transversal ausgerichteten Knochenbälkchen Zugbeanspruchung aufzunehmen haben und somit das hier gezeigte Verteilungsmuster aufweisen (Graichen H. 1999). In TH 11 und TH 12 geht die Maxima-Verteilung in eine dorsale Anhäufung über, wie erwartet, da hier der thorakolumbale Übergang ist. Zudem waren die Deckplatten kontinuierlich weniger stark mineralisiert als die Grundplatten.

5.3.3 Lokalisation der Festigkeitsmaxima

Perey stellte 1957 fest, dass bei reiner axialer Kompression der Wirbelkörper zunächst die Wirbelkörperendplatten frakturieren und später dann der Wirbelkörper als Ganzes kollabiert (Perey 1957).

Holmes und Hukins untersuchten 1993, wie fest eine Wirbelkörperendplatte ist und wie viel Kraft man aufbringen musste, um diese Endplatte mit einem Messsensor zu durchdringen. Holmes und Hukins Ergebnisse zeigten, dass sich bei schneller Lasteinwirkung von maximal 1600 N auf die gesamte Fläche der Endplatte, diese sich nicht wesentlich veränderten. Sie gingen nach der Krafteinwirkung in ihre Ausgangsform zurück. Dies bewies die Pseudoelastizität der Endplatte bis zu einer maximalen Kraft. Ist die Kraft jedoch auf einen bestimmten Punkt zentralisiert, so bricht die Endplatte an dieser Stelle ein (Holmes A.D., Hukins D.W.L. 1993).

Lowe et al. untersuchten mit Eindrückttests, wie viel Kraft man braucht, um 9,53 mm tief einzudringen. Sie benutzten dabei Rohre mit einem Lumen, die axial auf die Endplatten gesetzt wurden. Es wurden die Ebenen TH 1 bis L 5 untersucht. Die Ergebnisse zeigten, dass man auf der posterolateralen Seite die größte Kraft brauchte, im Zentrum und anterozentral die wenigste Kraft um in die Endplatte einzudringen. Die Wirbel mit dem kleinsten Durchmesser zeigten dann die niedrigsten Maxima und umgekehrt (Lowe T.G. et al. 2004).

Die flächenhafte Verteilung der Festigkeit unterschied sich auch in unserer Arbeit hinsichtlich der Lokalisation der höchsten Festigkeit innerhalb der Endplatten. Entsprechend den Untersuchungen von Lowe et al. zeigte sich auch in dieser Studie ein inhomogenes Muster der Festigkeit. Eine homogene Verteilung konnte in keiner der Endplatten festgestellt werden.

Edwards et al. stellten in ihrer Arbeit erstmals die Dicke der Endplatte dar. Sie vergrößerten die Bilder stark und konnten so die Dicke der Endplatte an jeder Stelle messen. Die Ergebnisse zeigten, dass die Endplatten typischer Weise dünner als ein Millimeter sind und sich weiter zum Zentrum hin verjüngen (Edwards T.W. et al. 2001). Jedoch wurde hier nur die Dicke der Endplatte gemessen. Ein Rückschluss auf die Kraft zum Durchdringen der Endplatte und somit auf die Festigkeit konnte ohne weitere Untersuchungen nicht gezogen werden. Durch die zusätzliche Festigkeitsmessung in dieser Arbeit konnte nun erstmals ein Vergleich zwischen Mineralisierung und Festigkeit untersucht werden. In der Festigkeitsuntersuchung zeigte sich randplattennahe eine deutlich höhere Tragfähigkeit.

Diskussion

Die niedrigsten festigkeitsbeanspruchten Gebiete fanden sich in der Mitte des Wirbelkörpers. Damit können die Ergebnisse von Edwards et al. bestätigt werden.

Die Summationsbilder zeigten eine nahezu gleichmäßig zirkuläre Verteilung höherer Festigkeit in der Randregion und im Endplattenzentrum eine gleichmäßig niedrige Festigkeit.

Der Aufbau der Bandscheibe, welche die Druckbelastung auf die Endplatte weitergibt, ist an diesem Festigkeitsmuster ursächlich beteiligt. Die Bandscheibe zeigt ebenso segmentale Unterschiede auf. Die thorakalen Bandscheiben zeigen eine gleichmäßige zirkuläre Verstärkung im Anulus fibrosus, also im Randbereich (Putz R. 1993). Das heißt, dass der Druck, der auf die Bandscheibe wirkt, sich eher peripher ausbreitet und nicht zentralisiert. Eben diese Darstellung spiegelte sich auf den Endplatten im Festigkeitsmuster wider.

Untersuchungen zur Festigkeitsverteilung in Endplatten, bezogen auf die Deck- und Grundplatte, waren in der Literatur nur schwer zu finden. Oxland et al. prüfte lumbale Deck- und Grundplatten mit einem Eindrückttest von 3 mm bei einer Geschwindigkeit von 0,2 mm/s und einer Frequenz von 35 Hz, vergleichbar mit der Untersuchungsmethode dieser Arbeit. Er stellte eine hohe Festigkeit und Steifigkeit im dorsalen Bereich fest. Diese nahm zum Zentrum hin ab und wurde in Richtung ventraler Seite wieder leicht erhöht, jedoch nicht in dem Ausmaß wie nach dorsal (Oxland T.R. et al. 2003).

Ähnliche Ergebnisse sind in dieser Arbeit zu finden, wo ebenfalls die ventrale und dorsale Seite mit Festigkeitsmaxima mehr belastet ist als das Zentrum. In der Mehrzahl der Ergebnisse waren die Deckplatten kontinuierlich weniger stark mineralisiert als die dazugehörige Grundplatte. Entsprechend der Belastung war die Festigkeit grundplattennah am höchsten und die Deckplatten zeigten eine weniger starke Festigkeit. Jedoch waren hier Unterschiede in der Höhenlokalisation zu finden. Die mittlere BWS zeigte mehr ventrale Anhäufungen der Maxima in Deckplatte und auch Grundplatte. Die kraniale und kaudale BWS zeigte gleichermaßen für Deck- und Grundplatte eine dorsale Anhäufung der Maxima.

Grant et al. verglichen die Deck- und Grundplatten der LWS hinsichtlich ihrer Festigkeitsverteilung. In dieser Arbeit waren die dorsalen Endplattenbereiche im Vergleich zu den zentralen Abschnitten stärker belastet und wiesen die größte Festigkeit auf (Grant J.P. et al. 2001). Es zeigten sich in TH 10 – TH 12 ebenfalls im dorsalen Bereich die meisten Maxima. Es kann somit der Übergang von der BWS zur LWS deutlich aufgezeigt werden. Dieses Ergebnis unterstreicht zum einen die Ergebnisse von Grant und bestätigt die Ergebnisse dieser Arbeit.

Diskussion

Bei der Betrachtung der Segmenthöhen war eine Aufteilung in drei Gruppen sinnvoll, da drei verschiedene Krümmungswinkel in der BWS vorhanden sind. Von TH 5 bis TH 8 stehen die Wirbelkörper nahezu senkrecht aufeinander. Durch die weitgehend gerade Ausrichtung der Wirbel in diesem Bereich kann zwar von einem inhomogenen, jedoch kreisrundem Festigkeitsmuster ausgegangen werden. In den beiden anderen Gruppen ist das Muster der Maxima durch die Krafteinwirkung zu erklären, unter Einbeziehung des Krümmungswinkels der Wirbelsäule (Cobb-Winkel). Ist dieser Winkel größer 2° , ist von einem Ungleichgewicht der Seiten auszugehen. In der Gruppe eins ist der Cobb-Winkel zwischen 14° und 6° . Er ist somit noch deutlich größer als 2° und die Kraft wirkt nach dorsal. In Gruppe zwei geht der Cobb-Winkel gegen null. Die Krafteinwirkung verteilt sich gleichmäßig randplattennahe. Die Maxima verteilen sich gleichmäßig zirkular in der Peripherie. Die Gruppe drei entspricht der Gruppe eins. Der Cobb-Winkel liegt zwischen 16° und 27° , wobei in Th 11 und Th 12 die Tendenz wieder nach dorsal geht, weil die Wirbelsäule in eine Lordose übergeht (Abb. 34).

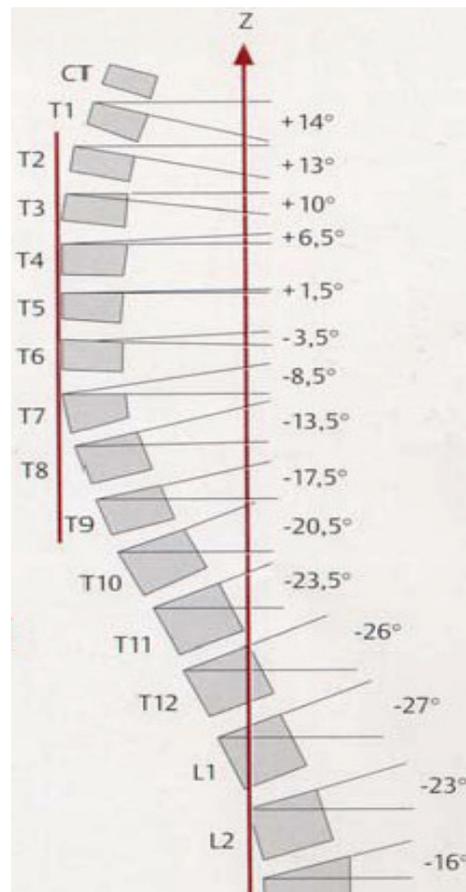


Abb. 34: Segmentale Analyse der sagittalen Krümmungen incl. Cobb-Winkel bezogen auf die Horizontale (aus von Stempel A. 2001)

Diskussion

Schlussfolgernd kann man sagen, dass auch hier die momentane Belastung plus die zeitliche Summation als Ergebnis ein Verteilungsmuster zeigt, dass der Festigkeit der Endplatten entspricht. Die Höhe und Verteilung der Festigkeit ist außerdem abhängig von der Lokalisation und somit der Spannungsverteilung der Resultierenden (Krafteinwirkung).

Die Grundplatten waren stärker mineralisiert als die Deckplatten. Es konnten die Ergebnisse von Putz (Putz R. 1993), Grant (Grant J.P. 2001) und Oxland (Oxland T.R. et al. 2003) bestätigt werden und auf die Festigkeitsverteilung übertragen und bezogen werden.

5.3.4 Vergleich von Mineralisierung und Festigkeit

Beim Vergleich von Mineralisierung und Festigkeit der BWS zeigte sich in beiden zu untersuchenden Parametern keine homogene Verteilung der Maxima. Vielmehr konnte bei beiden eine inhomogene, jedoch gleichmäßig zirkuläre Verteilung in den Regionen mit höherer Belastung festgestellt werden. Die Peripherie zeigte eine zirkulär angeordnete Anreicherung der Maxima. Das Endplattenzentrum war gleichmäßig wenig mineralisiert und zeigte eine gleichmäßig niedrige Festigkeit. Die deskriptive Analyse der Festigkeit in dieser Studie zeigte prinzipiell weniger Maxima in der Summation als bei der Mineralisierungsmessung. Der Grund dafür lag in der bestimmten Anzahl der zu untersuchenden Punkte der Festigkeit. Es konnten maximal 19 mögliche Punkte (TH 12) auf einer Endplatte gemessen werden (Anhang 7.1) und somit zum Maximum ernannt werden. In der Mineralisierungsbestimmung waren die Maxima durch die Densitogramme vorgegeben und lagen in der Anzahl viel höher. Jedoch nicht die Anzahl der Maxima, sondern ihre Lokalisation war entscheidend. Da eine große Anzahl an Wirbelkörpern in die Studie mit einbezogen werden konnten, war damit die Anzahl der Messpunkte zu vernachlässigen.

Je mehr Wirbelkörper pro Ebene vorhanden waren, desto höher war die Anzahl der Maxima und desto mehr näherten sich die Mittelwerte von Festigkeit und Mineralisierung einander an. Es kann somit geschlussfolgert werden, dass eine geringe Anzahl an Messungen zu einer erhöhten Fehlerquote führt. Das ist eine Erklärung für die abweichenden Ergebnisse in TH 8. Eine große Anzahl an Messungen kann eine Fehlmessung in einer Messreihe besser ausgleichen, denn eine Fehlmessung kann zu starken Schwankungen führen, wenn nur einige Wirbelkörper vorhanden sind. In Tabelle 6 im Ergebnisteil ist genau dieses dargestellt, da nur 2 Wirbelkörper der Ebene 6 gemessen werden konnten.

Diese Reihe ist die Einzige, wo der Mittelwert der Festigkeit höher ist als der der Mineralisierung, jedoch nur mit 10 Einheiten Unterschied.

Diskussion

Im Vergleich der Deckplatten und der Grundplatten von Mineralisation und Festigkeit zeigte sich ein eindeutiger Trend. Bei der Mineralisation sowie bei der Festigkeit konnten wir in den Deck- und auch in den Grundplatten eine inhomogene Maximaufteilung feststellen. Es waren in beiden Endplatten eine periphere zirkuläre Anordnung der Maxima im Randbereich zu finden (Abb. 35, 36).

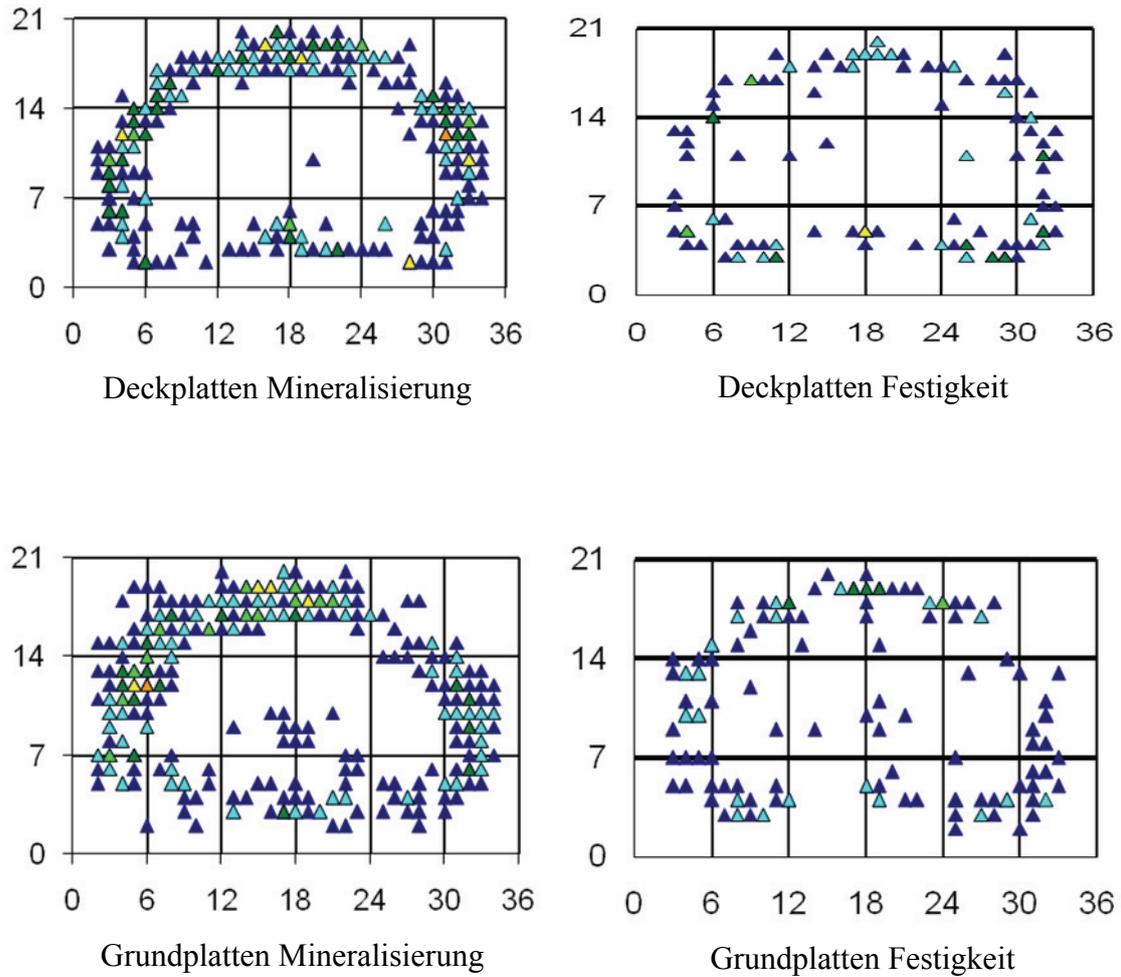


Abb. 35: Summationsbilder der Maxima von Mineralisation und Festigkeit im Vergleich Deckplatte und Grundplatte

Diskussion

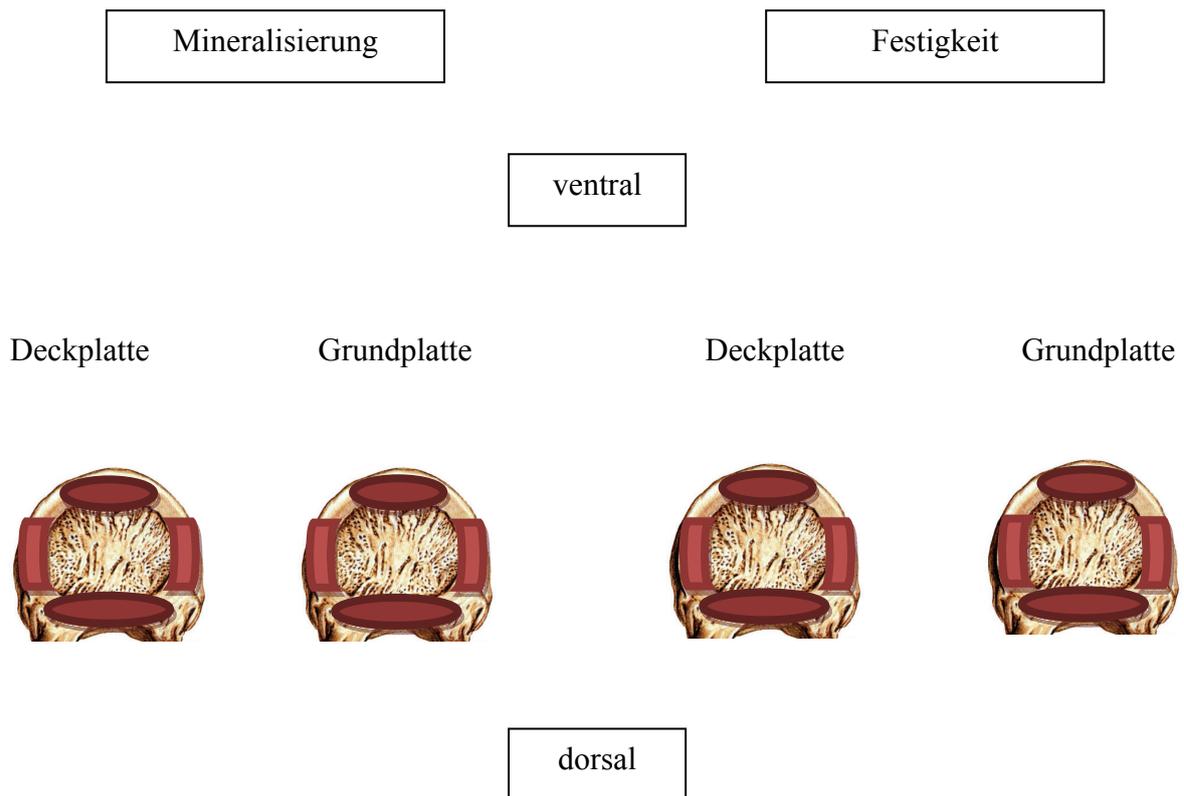


Abb. 36: vergleichende Darstellung der Maxima von Festigkeit und Mineralisierung in Bezug auf die Deck- und Grundplatten

Die Mineralisierung, sowie auch die Festigkeit zentrieren ihre Maxima der Deck- und Grundplatten ringförmig im Randbereich. Innerhalb dieses Bereiches waren zusätzlich Zonen höherer Mineralisierung und Festigkeit im ventralen, dorsalen und peripheren Bereich zu erkennen (Abb. 36). Biggemann stellte schon 1989 fest, dass die Dichte allein keinen hinreichenden zuverlässigen Parameter für die Wirbelkörperfestigkeit darstellt (Biggemann M. et al. 1989). Er sagte, man müsse viele Parameter zusammenfassen und in Verbindung zueinander bringen, somit also das ganze als eine Einheit auffassen. Denn die Bänder der Wirbelsäule oder die Bandscheiben zwischen den Endplatten spielen ebenso eine große Rolle in der Belastungsverteilung der einwirkenden Kräfte (Putz R. 1993). Die Mineralisation und auch die Festigkeit der Endplatten sind das Resultat dieser ständig einwirkenden Kräfte und stehen somit in direkter Verbindung zueinander.

Diskussion

Im Vergleich von Festigkeit und Mineralisierung der Segmenthöhen zeigte sich nur in TH 1 und TH 2, dass die Festigkeit dorsal hoch war, so war die Mineralisierung ventral hoch. Gründe für die negative Korrelation könnten Messfehler sein, da die Endplatten in TH 1 und TH 2 am kleinsten sind und die peripheren Messpunkte nicht in einer Ebene zum Zentrum lagen. Außerdem zeigten die Ergebnisse von Weisser 2007 eine ventrale Anhäufung der Mineralisierungsmaxima in dieser Segmenthöhe und somit das gleiche Ergebnis der Mineralisierung in dieser Arbeit.

Es sollte daher kritisch mit dem Ergebnis der Festigkeitsmaxima in TH 1 und TH 2 umgegangen werden. In den anderen Wirbelkörperebenen war immer der gleiche Trend zu finden. Mineralisierung und Festigkeit zeigten eine positive Korrelation (Tabelle 8).

Tabelle 8: Benennung der Seite mit den meisten Maxima von Mineralisierung und Festigkeit in den Ebenen von TH 1 bis TH 12

Ebene	Mineralisierung	Festigkeit	
TH 1	ventral	dorsal	gegensätzlich
TH 2	ventral	dorsal	gegensätzlich
TH 3	ventral	ventral	gleich
TH 4	ventral	ventral	gleich
TH 5	ventral	ventral	gleich
TH 6	ventral	ventral	gleich
TH 7	ventral	ventral	gleich
TH 8	ventral	ventral	gleich
TH 9	dorsal	dorsal	gleich
TH 12	dorsal	dorsal	gleich

Die Segmenthöhen von TH 3 bis TH 12 zeigten keine Unterschiede im Vergleich der Maxima von Mineralisierung und Festigkeit. TH 3 bis TH 8 wiesen Anhäufungen der Maxima im ventralen Bereich auf. TH 9 und TH 12 zeigten die Maxima im dorsalen Bereich. Es war eine annähernd ausgeglichene Verteilung beider Größen zu erkennen. Bei der Auszählung der Maxima von Festigkeit und Mineralisierung der Segmenthöhen konnten ebenfalls keine Unterschiede festgestellt werden. Es zeigte sich keine Zunahme

Diskussion

oder Abnahme der Maxima von kranial nach kaudal oder umgekehrt. Die Werte blieben für beide Parameter konstant (Tabelle 9).

Tabelle 9: Gegenüberstellung der Maxima von Mineralisierung und Festigkeit der einzelnen Ebenen mit errechnetem Mittelwert jeder Ebene

Wirbelkörper	Anzahl der Wirbelkörper	Mineralisierungsmaxima	Mittelwert pro Wirbelkörper	Festigkeitsmaxima	Mittelwert pro Wirbelkörper
TH 1	6	81	13,5	36	6,0
TH 2	4	47	11,7	20	5,0
TH 3	6	83	13,8	36	6,0
TH 4	7	111	15,8	35	5,0
TH 5	4	40	10,0	24	6,0
TH 6	3	51	17,0	12	4,0
TH 7	6	79	13,2	35	5,8
TH 8	2	11	5,5	13	6,5
TH 9	5	88	17,6	30	6,0
TH 12	5	74	14,8	33	6,6

Bei der Betrachtung der individuellen Verteilungsmuster der unterschiedlichen Wirbelsäulen konnte gezeigt werden, dass es ebenso eine Beziehung zwischen Mineralisierung und Festigkeit gibt. Wenn der Mittelwert der Mineralisierung hoch war, so war der Mittelwert der Festigkeit ebenso hoch (Wirbelsäule 90/99). War der Mittelwert der Mineralisierung niedrig, so war auch der Mittelwert der Festigkeit niedrig (Wirbelsäule 104/04). Die verschiedenen Untersuchungen zeigten somit eine positive Korrelation zwischen Mineralisation und Festigkeit. Mit steigender Festigkeit erhöht sich auch die Mineralisation. Wenn also ein dichteres Areal gleichzeitig mehr Festigkeit bedeutet und somit stabiler ist, könnte man ebenso eine Vorhersage machen auf eine Bruchgefahr in einem weniger gut mineralisiertem Bereich. Im Knochen durch z. B. Osteoporose. Fällt der Wert unter 50 HE, so muss man von Instabilität der Endplatte ausgehen.

5.3.5 Statistik

Eine zweite Methode des Vergleiches untersucht nicht nur die Maxima, sondern alle Werte von Mineralisierung und Festigkeit mit statistischen Mitteln.

Die Ermittlung der Mineralisierungswerte in HE-Einheiten brachte Wertepaare mit einem neu erstellten Wert (Mineralisierung) und einer festgelegten Konstanten (Festigkeit). Dies ermöglichte die Darstellung einer Abhängigkeitsfunktion der Mineralisierung von der Festigkeit und somit eine neue Methode, um einen Vergleich von Festigkeit und Mineralisierung zu ermöglichen. Die Kurvenverläufe zeigten insgesamt einen deutlichen Anstieg der Mineralisation und der Festigkeit, wobei die Mineralisation stärker anstieg. Über 100 HE Mineralisierung stieg die Festigkeit überproportional an. Im niedrigen Niveau von Mineralisierung und Festigkeit ist eine hohe lineare Steigung zu verzeichnen. Die Dichte steigt schnell an und die Festigkeit langsam. Im höheren Niveau verläuft die lineare Steigung niedriger. Dies zeigt somit, um im Knochen mehr Festigkeit zu erlangen, benötigt der Knochen im höheren Niveau weniger Mineralisierung. Erklärungen und Ursachen hierfür können von uns im Augenblick nicht gegeben werden. Schmitt stellte schon 1968 fest, dass es einen Zusammenhang zwischen der Dichte und der Festigkeit geben muss. Er untersuchte den menschlichen Femur und zeigte, dass ein eindeutiger Anstieg der Festigkeit mit der Dichte und somit dem Mineralgehalt gegeben ist.

Je dichter ein Areal auf einer Endplatte ist, desto fester ist dieser Bereich. Je höher die Mineralisierung, desto höher ist die Festigkeit und desto stabiler ist die Fläche (Schmitt H.P. 1968), was in unserer Arbeit nachgewiesen werden konnte.

Die Punkte der Regressionsgerade lagen zu 61 % bis 86 % annähernd auf der Geraden und zeigten damit einen hoch signifikanten Zusammenhang. Es konnte somit bewiesen werden, dass es eine positive Korrelation zwischen Mineralisierung und Festigkeit gibt.

Li-Yang untersuchte den Zusammenhang zwischen der Mineralisierung und der Bruchfestigkeit im thorakolumbalen Bereich. Der stärkste Bereich war in den Pedikeln auf der dorsalen Seite zu finden, während auf der posterioren Seite in der Nähe der Pedikel die Mineralisation abfiel. Er zeigte somit, dass Stresskonzentration und Mineralisierung zusammenhängen (Li-Yang D. et al. 2006). In dieser Arbeit wurden die Pedikel nicht untersucht, aber dennoch konnte gezeigt werden, dass im ventralen Bereich die meisten Maxima von Mineralisierung und Festigkeit gleichermaßen zu finden waren. Es zeigt sich also auch hier, dass es einen Zusammenhang gibt zwischen der Stresskonzentration und

Diskussion

der Mineralisierung und somit auch der Bruchfestigkeit. Steigt die Stresskonzentration wird der Knochen zuerst vermehrt mineralisiert und wird somit folgend bruchfester.

5.4 Schlussfolgerung

Untersuchungen zur Mineralisierung der subchondralen Knochenplatte gibt es zahlreich. Bei den Arbeiten die sich speziell auf die Wirbelkörperendplatten beziehen zeigten viele Forscher Interesse an der Halswirbelsäule, sowie an der Lendenwirbelsäule. Arbeiten zur Brustwirbelsäule gibt es nur selten, jedoch wurde nie ein Vergleich zwischen der Mineralisierung und der Festigkeit an gleicher Stelle untersucht.

Beachtet man die Determinanten der Festigkeit, welche im Detail Mineralgehalt, Wassergehalt, Kollagenanteil und Struktur des Kollagens sind und sieht man im Gegensatz dazu, dass die Mineralisation überwiegend durch den Mineralgehalt (Ca und P) bestimmt wird, so kann keinesfalls geschlussfolgert werden, dass die Mineralisation unbedingt gleich Festigkeit bedeutet.

Dennoch zeigt sich ein typisches Verteilungsmuster der Mineralisierung und Festigkeit. Die lateralen Anteile der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima legten sich wie ein Ring auf die Wirbelkörperendplatten und nahmen nicht von kranial nach kaudal zu. Es zeigte sich außerdem, dass die Wertepaare von Festigkeit und Mineralisation positiv korrelierten, und eine Abhängigkeit voneinander zeigten.

Der obere Anteil der Brustwirbelsäule zeigte Variationen in der Beziehung zwischen Festigkeit und Mineralisation. Es trat eine negative Korrelation auf.

Im mittleren Teil der Brustwirbelsäule war eine gleichmäßig auf die Peripherie verteilte Anhäufung der Maxima zu erkennen. Zurückzuführen ist dies auf die weitgehend gleichmäßig axial ausgerichtete Krafteinwirkung auf die Endplatten durch die gerade Körperhaltung. Außerdem ist gerade in diesem Bereich von einer ausgeprägten Bewegungsvielfalt und somit von einer gleichmäßigen Druckverteilung auszugehen.

Der untere Bereich der Brustwirbelsäule zeigte seine Maximaanhäufung im dorsalen Bereich.

Im Vergleich aller Werte von Festigkeit und Mineralisation zeigte sich eine eindeutig positive Korrelation. Somit sind zwar die Maxima beider Komponenten manchmal unterschiedlich, jedoch in der Summation gleich. Ebenso wurde deutlich, dass die Spongiosa den entscheidenden Teil zur Wirbelkörperfestigkeit beiträgt.

Die statistische Auswertung zeigte eine hochsignifikante positive Korrelation zwischen Mineralisierung und Festigkeit.

5.5 Die klinische Relevanz

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die CT-OAM eine nichtinvasive Möglichkeit bietet, schon frühzeitig pathologische Veränderungen in geringem Ausmaß indirekt über das Verteilungsmuster der Mineralisierung zu erkennen. Man kann einen Rückschluss auf die Festigkeit des zu untersuchenden Knochens ziehen. Außerdem können Operationsmethoden und die dazugehörigen Implantate genau an die jeweilige Mineralisation des Knochens angepasst werden und vor allem auch an die Form des einzelnen Wirbelkörpers. Denn das war – wie in der Einleitung erörtert – das Problem der Cages. Diese sahen anfangs wie eine Scheibe aus und besaßen alle eine Einheitsgröße. Jetzt enthalten die Cages eine zentrale Aussparung und eine peripheren Verstärkung. Also genau entsprechend den Festigkeits- und Mineralisierungsmaxima. Außerdem gibt es verschiedene Größen im Durchmesser, denn in der BWS konnten enorme Größenunterschiede festgestellt werden. Somit konnte das Einsintern der Cages weitestgehend verhindert werden.

Es kann somit mittels CT die Knochenstruktur in vivo untersucht und die Mineralisation dargestellt werden. Auf die Festigkeit der einzelnen Knochenstrukturen kann rückgeschlossen werden und vor Beginn einer Operation an Knochenstrukturen spezifischer und genauer geplant werden. Dies bedeutet für den Patienten eine bessere präoperative Planung, besseres intraoperatives Management und somit ein besseres postoperatives Ergebnis.

6 Zusammenfassung

Degenerative Veränderungen in der Brustwirbelsäule können zu Schmerzen, Stabilitätsverlust bis hin zum Querschnittssyndrom führen. Häufig führt der Weg schnell zu operativen Interventionen, bei denen z. B. Bandscheibenvorfälle korrigiert werden. Verschiedene Verfahren werden zur Anwendung gebracht, mit unterschiedlich guten Ergebnissen. Das Problem liegt häufig im Einsintern der Cages oder in Endplattenbrüchen. Da sowohl zur Material-, als auch zur Festigkeitsverteilung in den thorakalen Endplatten kaum Informationen vorliegen, wurden in dieser Arbeit gleichzeitig die Mineralisierungs- und Festigkeitsverteilung untersucht, die als Grundlage für eine bessere Verankerungstechnik von Cage oder Bandscheiben dienen könnten. Ausgehend von der Tatsache, dass die Verteilung der subchondralen Mineralisierung das biologische Korrelat der Langzeitbeanspruchung eines Bewegungssegmentes darstellt, war das Ziel dieser Studie, individuelle Mineralisierungs- sowie Festigkeitsmuster der einzelnen Endplatten der Brustwirbelsäule darzustellen und zu vergleichen.

Es wurden 10 möglichst wenig degenerativ veränderte Wirbelsäulen von Leichen untersucht. Mit der Computertomograph - Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) wurde die subchondrale Mineralisierungsverteilung und mittels Indentationstest die Festigkeitsverteilung der Endplatten der Brustwirbelsäule ermittelt und in standardisierten kartographischen Ansichten die Lage der Maxima erarbeitet. Anschließend wurden die Mineralisierungswerte mit den Festigkeitswerten verglichen und statistisch ausgewertet.

Die Maxima der Wirbelkörperendplatten zeigten ein inhomogenes, aber regelmäßiges Verteilungsmuster, sowohl bei der Festigkeit, als auch bei der Mineralisierung. Zentral sind die Endplatten kaum mineralisiert und auch am wenigsten fest. Der zirkuläre Randbereich (Bereich der Wirbelkörperendplatte) dagegen zeigt immer eine erhöhte Dichte und Festigkeit. Innerhalb dieser zirkulären Randzone lassen sich zusätzlich Zonen höherer und niedriger Mineralisierung und Festigkeit beobachten.

In den unterschiedlichen Segmenthöhen von TH 1 bis TH 12 zeigten sich keine einheitlichen Muster, sondern regional verschieden angeordnete Maxima im Randbereich. In den kranialen Wirbeln der Brustwirbelsäule lokalisierten sich die Maxima im ventralen Bereich. Im mittleren Teil der Brustwirbelsäule zeigte sich ein zunehmend einheitlicher zirkulärer gleichmäßig dichter bzw. fester Randbereich, während in den kaudalen Wirbeln eine dorsale Lokalisation der Maxima zu finden war. Der Grund hierfür liegt in den

Zusammenfassung

regional unterschiedlichen physiologischen Krümmungen der Wirbelsäule. Die Übergänge der unterschiedlichen Lokalisationen waren nicht plötzlich, sondern fließend.

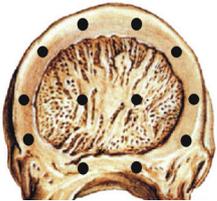
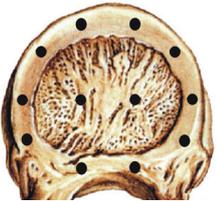
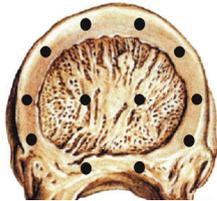
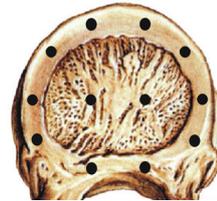
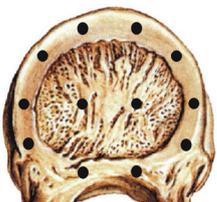
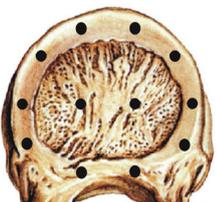
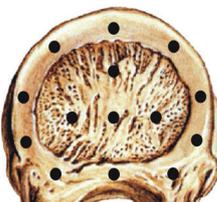
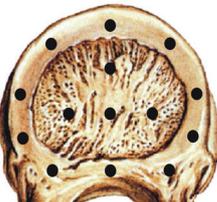
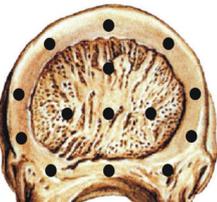
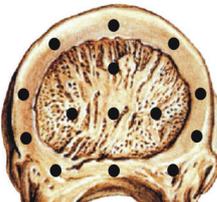
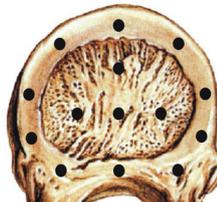
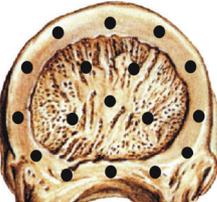
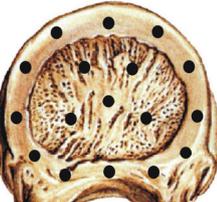
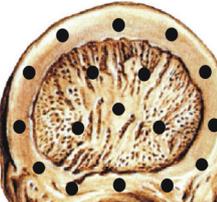
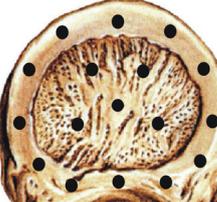
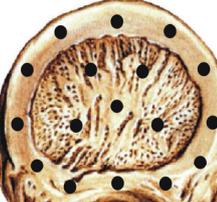
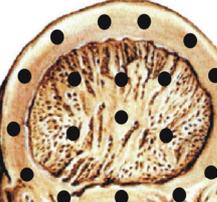
Im Vergleich der Grund- und Deckplatten zeigten die Grundplatten zusätzlich Zonen erhöhter Maxima im dorsozentralen Bereich.

In der statistischen Auswertung durch Scatterplot, Marsmodell und Spearman'scher Rangkorrelationskoeffizient ergab sich eine hoch signifikante Korrelation zwischen Mineralisierung und Festigkeit ($p < 0,001$). Es gab nur sehr wenig Wertepaare, die weit von der Mittellinie entfernt waren. Gründe hierzu könnten in der Methodik liegen oder als Messfehler zu werten sein. Bei der Berechnung des Korrelationskoeffizienten gab es keine Ergebnisse, die auf eine Bestätigung der Nullhypothese hinwiesen. Somit konnte eine signifikant hohe Korrelation zwischen Mineralisierung und Festigkeit bewiesen werden.

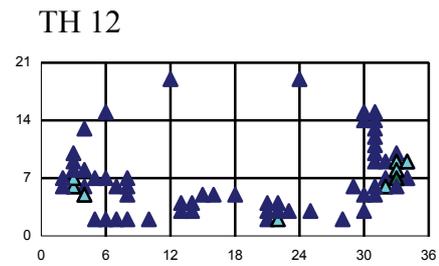
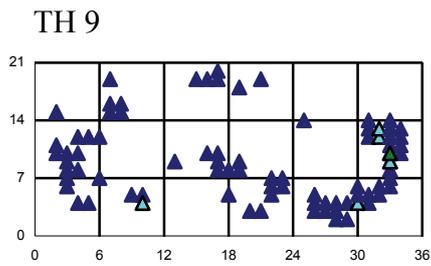
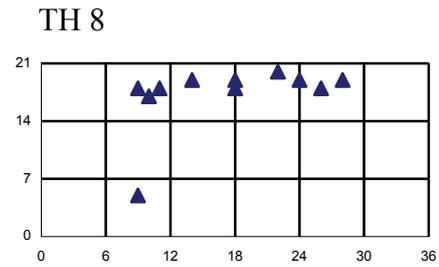
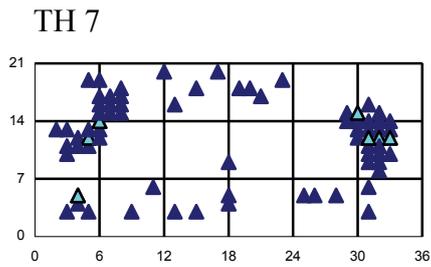
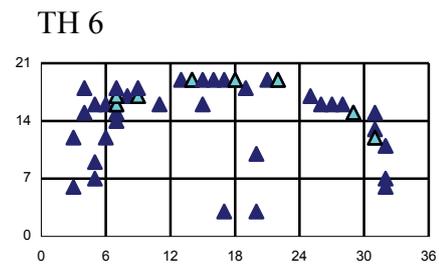
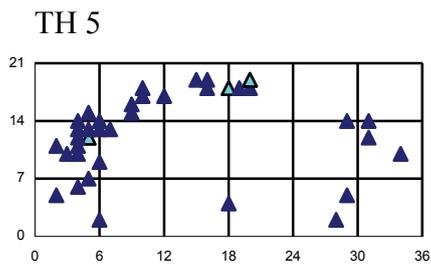
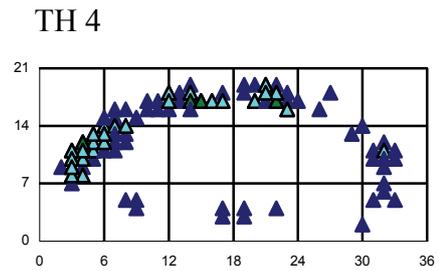
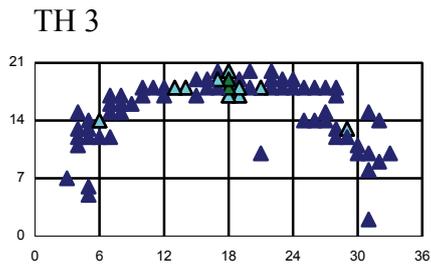
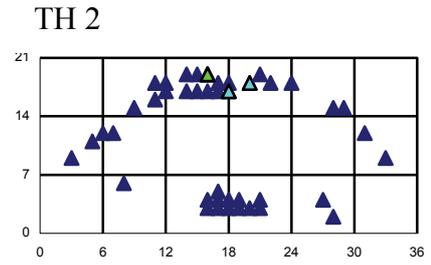
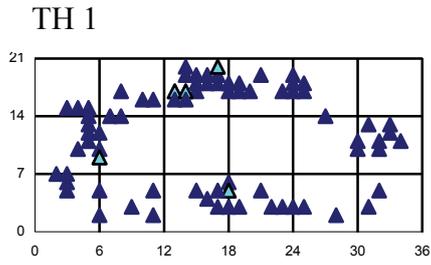
Die CT-OAM bietet eine nichtinvasive Möglichkeit, um schon frühzeitig pathologische Spannungsverteilungen in vivo zu erkennen. Man könnte dadurch Rückschlüsse auf die Festigkeit des zu untersuchenden Knochens ziehen. Mögliche Anwendungen könnten Operationsmethoden sein, in denen die dazugehörigen Implantate genau an die jeweilige Mineralisation des Knochens und die Form des einzelnen Wirbelkörpers angepasst werden und das Einsintern möglicherweise verhindert. Dies könnte für den Patienten eine bessere präoperative Planung, besseres intraoperatives Management und somit ein besseres postoperatives Ergebnis bedeuten.

7 Anhang

7.1 Messschema

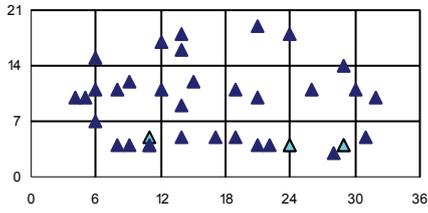
Deckplatte	Grundplatte	Deckplatte	Grundplatte
TH 1 	TH 1 	TH 2 	TH 2 
TH 3 	TH 3 	TH 4 	TH 4 
TH 5 	TH 5 	TH 6 	TH 6 
TH 7 	TH 7 	TH 8 	TH 8 
TH 9 	TH 9 	TH 12 	TH 12 

7.2 Mineralisierung der Segmenthöhen

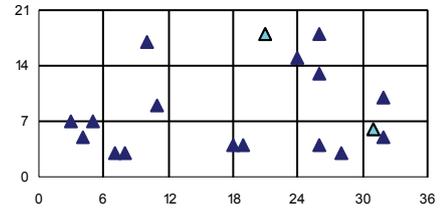


7.3 Festigkeit der Segmenthöhen

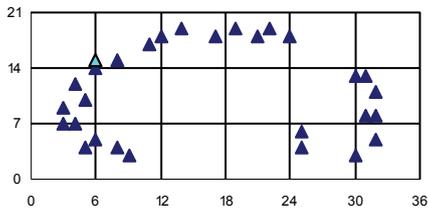
TH 1



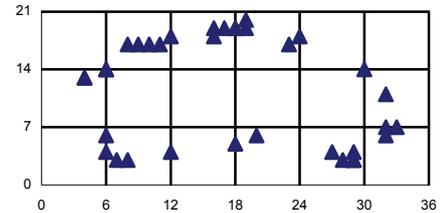
TH 2



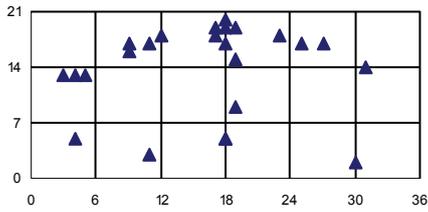
TH 3



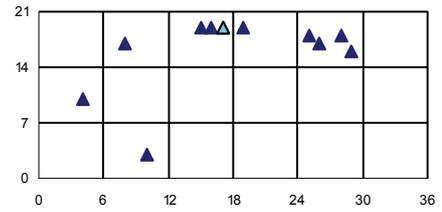
TH 4



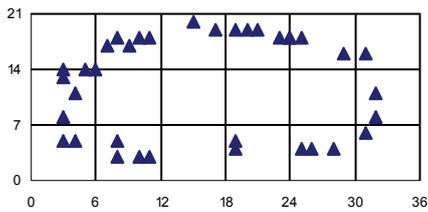
TH 5



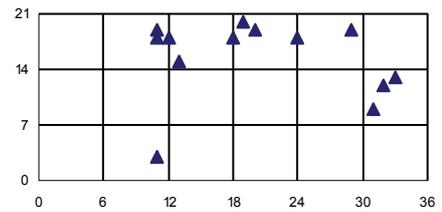
TH 6



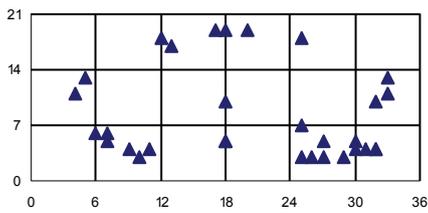
TH 7



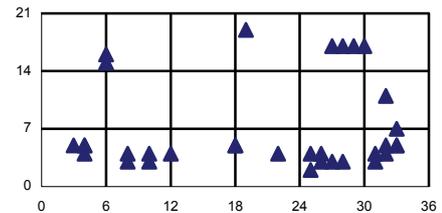
TH 8



TH 9

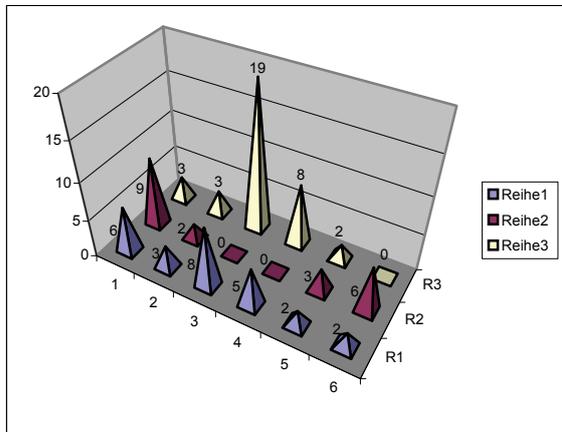


TH 12

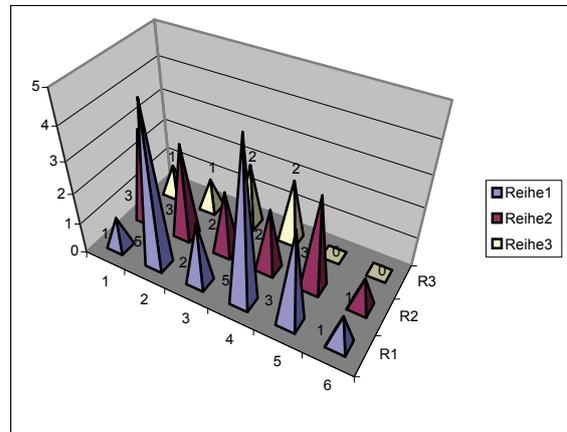


7.4 Summationsbilder im Vergleich Mineralisierung und Festigkeit der Segmenthöhen

TH 1

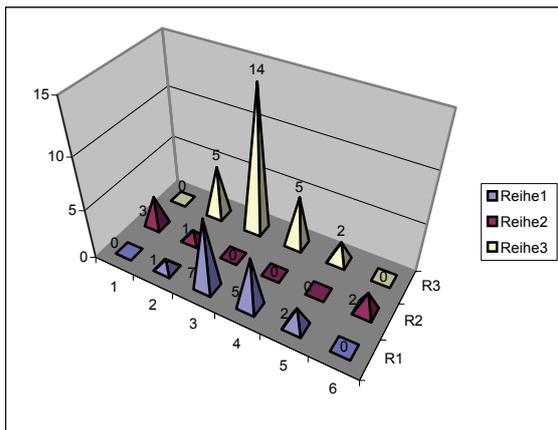


Mineralisierung
vent.: 35, med.: 20, dors.: 26

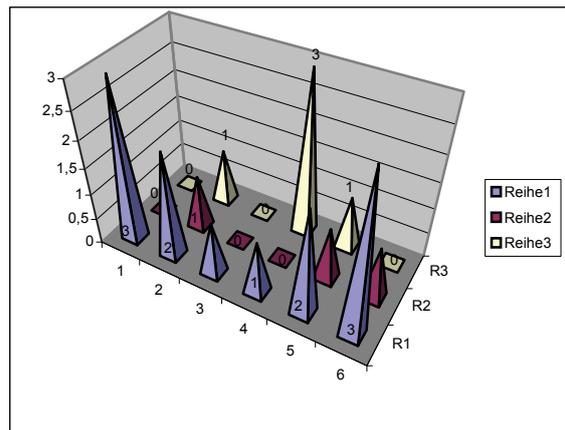


Festigkeit
vent.: 6, med.: 14, dors.: 17

TH 2

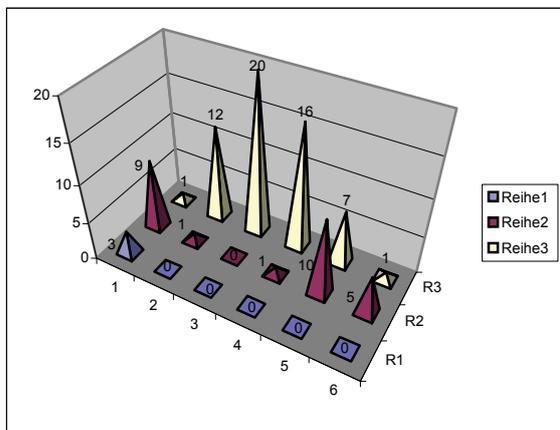


Mineralisierung
vent.: 26, med.: 6, dors.: 15

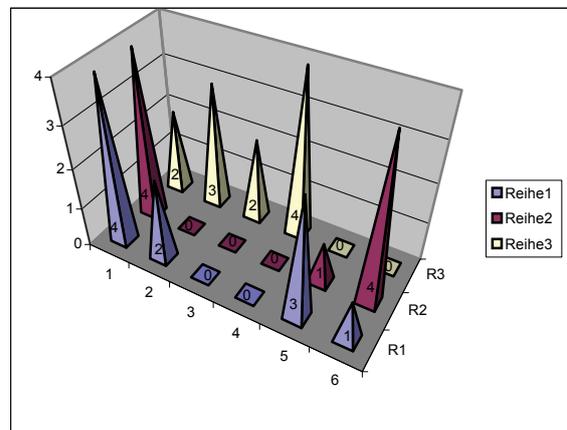


Festigkeit
vent.: 5, med.: 3, dors.: 12

TH 3



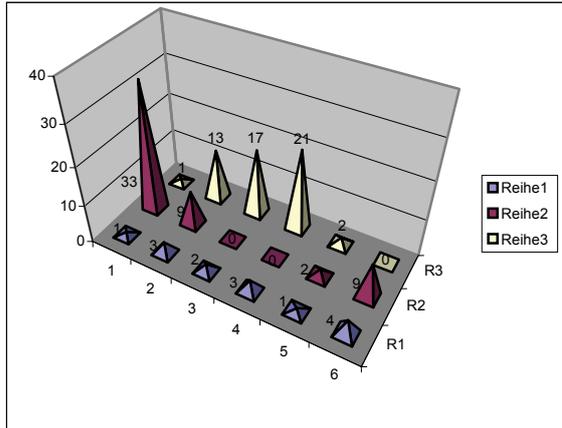
Mineralisierung
vent.: 71, med.: 26, dors.: 4



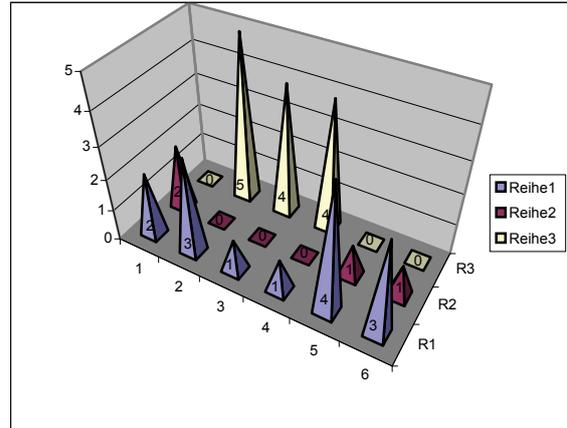
Festigkeit
vent.: 11, med.: 9, dors.: 10

Anhang

TH 4

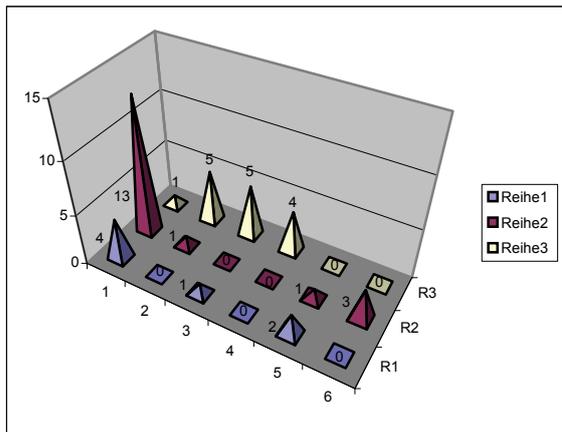


Mineralisierung
vent.: 54, med.: 48, dors.: 14

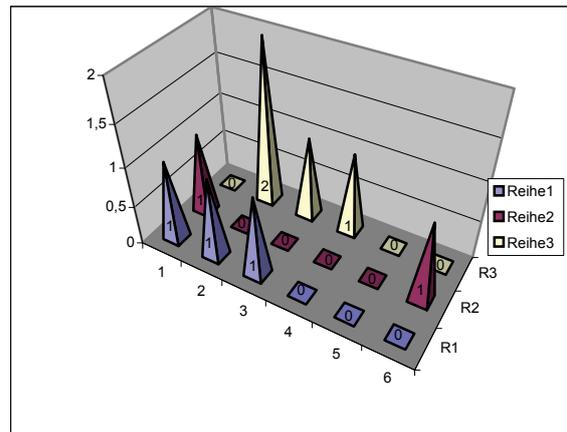


Festigkeit
vent.: 14, med.: 4, dors.: 11

TH 5

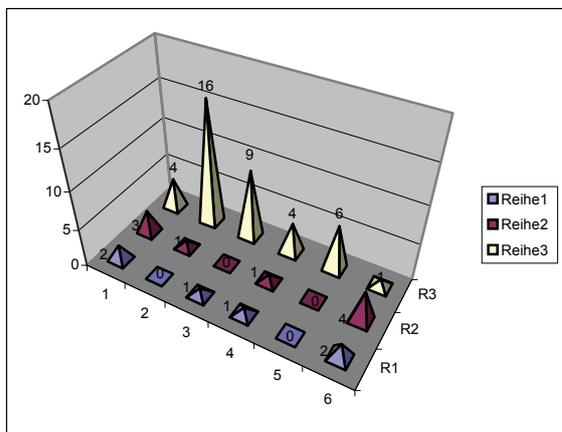


Mineralisierung
vent.: 15, med.: 18, dors.: 7

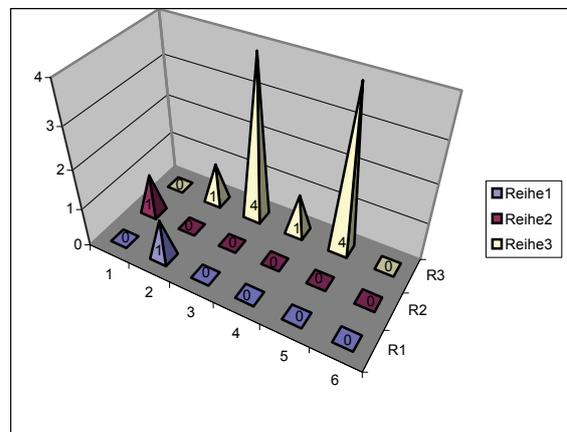


Festigkeit
vent.: 14, med.: 2, dors.: 4

TH 6



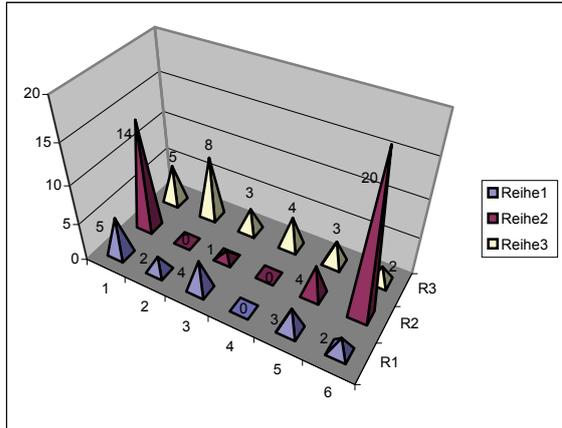
Mineralisierung
vent.: 40, med.: 9, dors.: 6



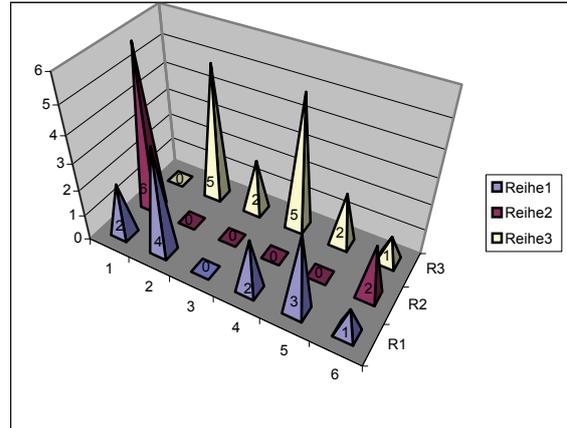
Festigkeit
vent.: 10, med.: 1, dors.: 1

Anhang

TH 7

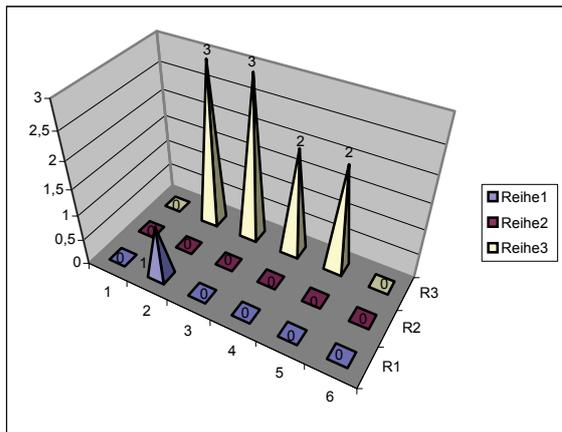


Mineralisierung
vent.: 25, med.: 39, dors.: 16

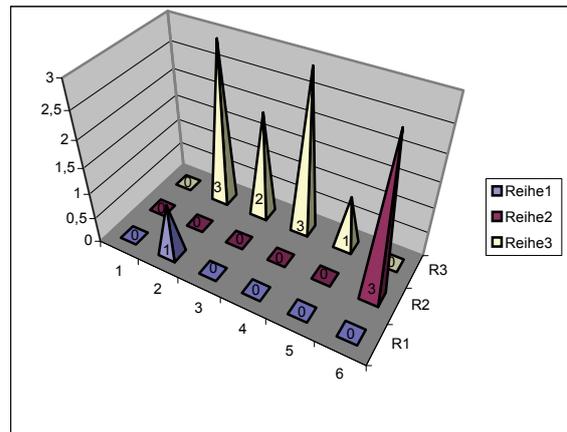


Festigkeit
vent.: 15, med.: 8, dors.: 12

TH 8

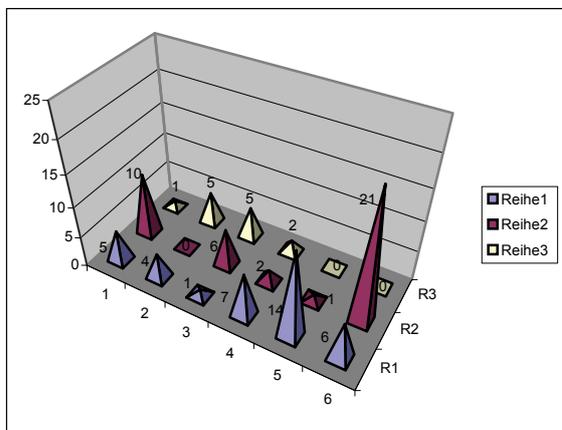


Mineralisierung
vent.: 10, med.: 0, dors.: 1

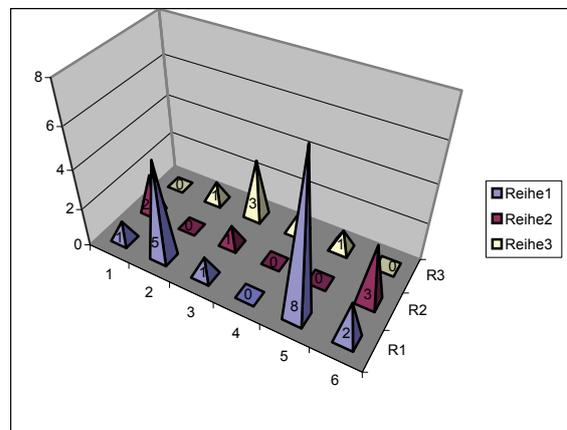


Festigkeit
vent.: 9, med.: 3, dors.: 1

TH 9

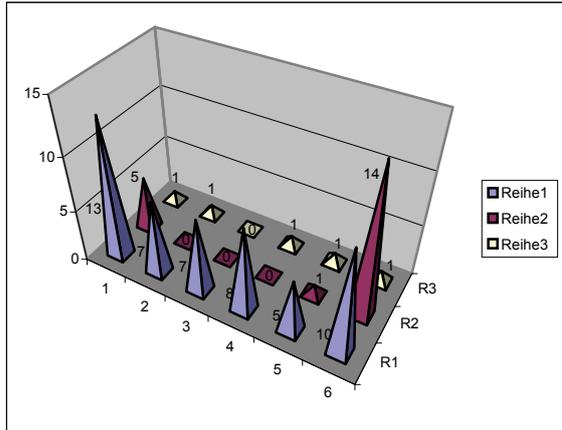


Mineralisierung
vent.: 13, med.: 40, dors.: 37

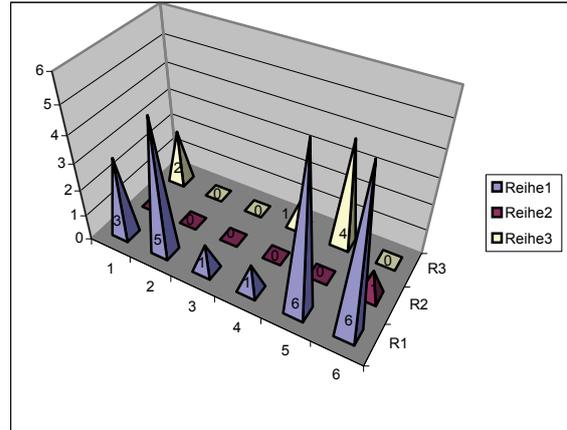


Festigkeit
vent.: 6, med.: 6, dors.: 17

TH 12

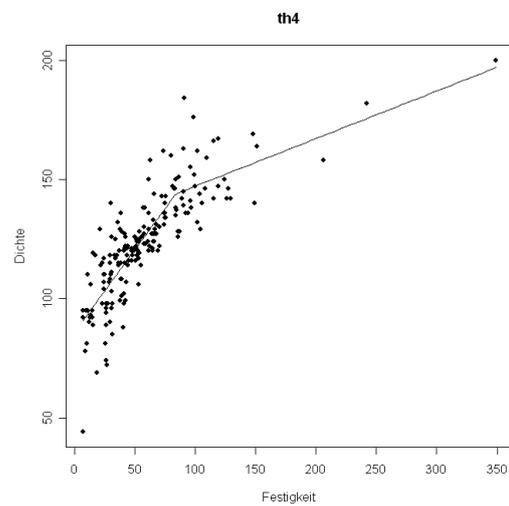
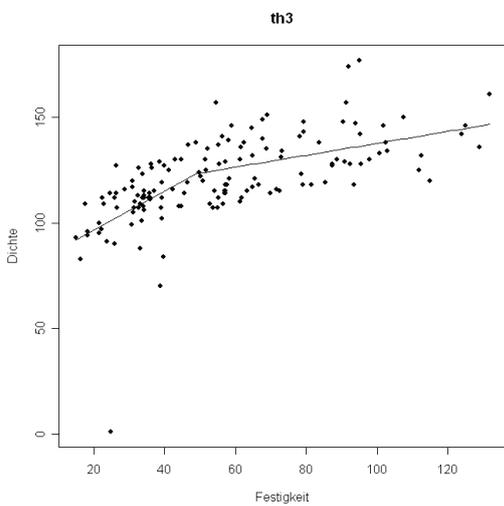
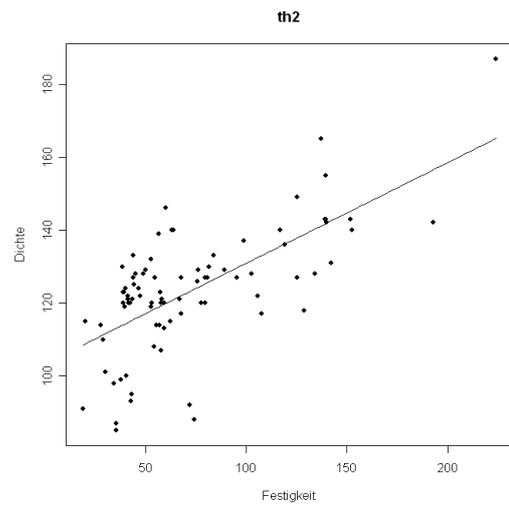
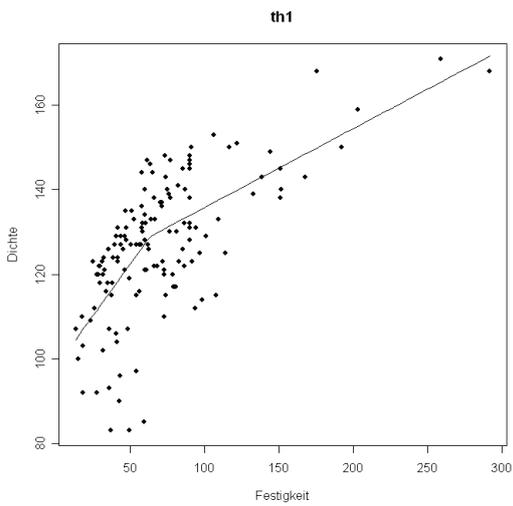


Mineralisierung
vent.: 5, med.: 10, dors.: 50

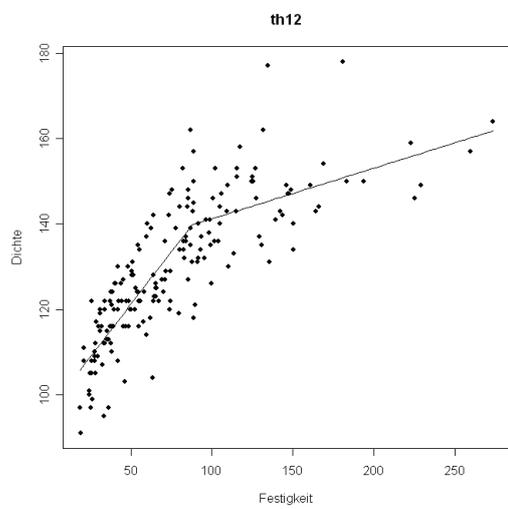
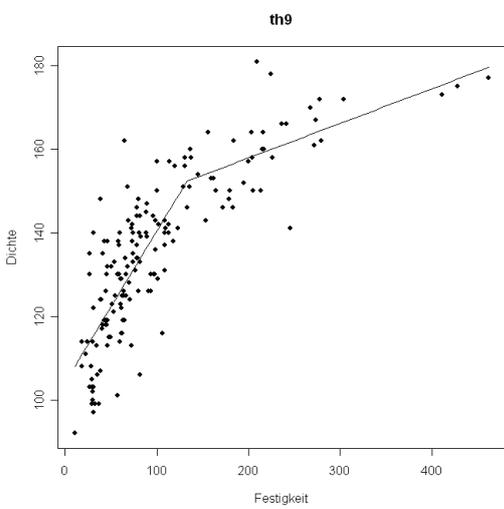
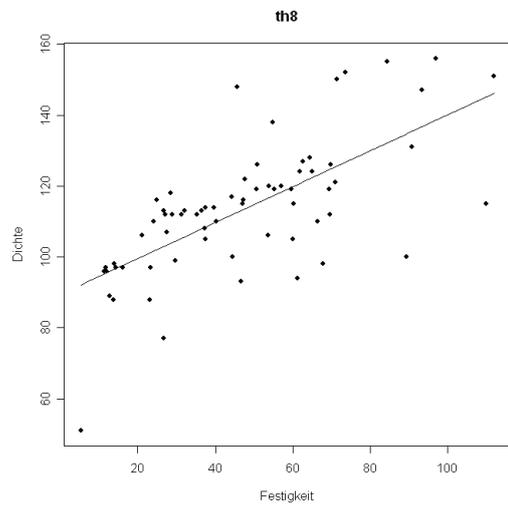
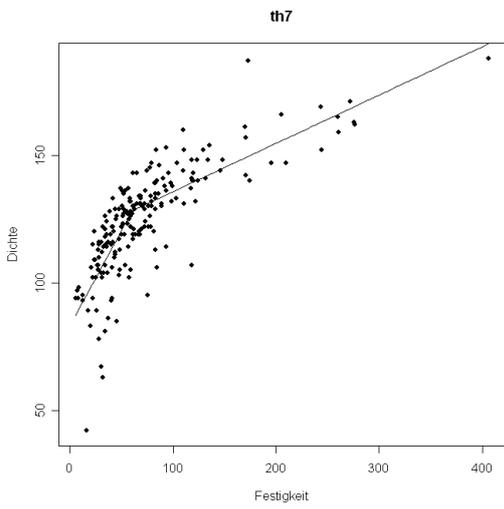
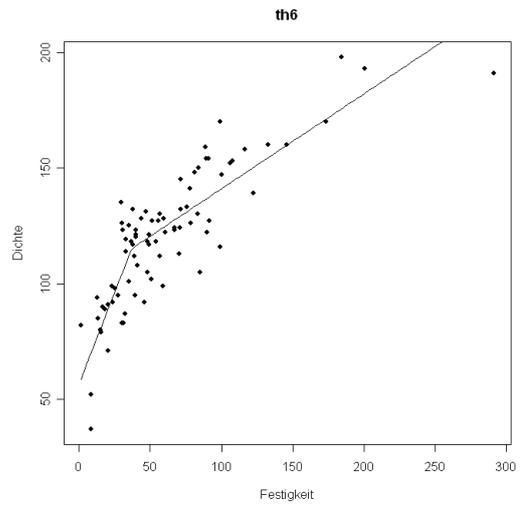
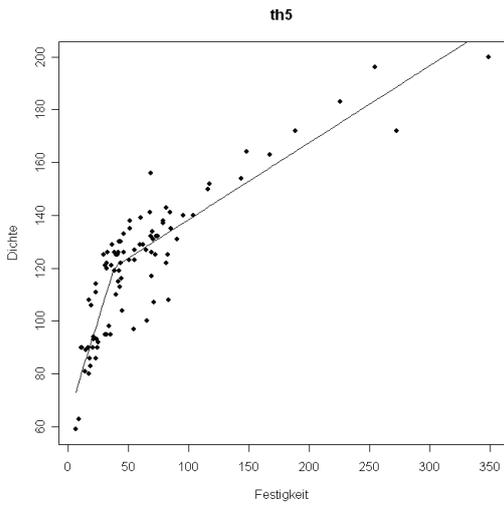


Festigkeit
vent.: 7, med.: 1, dors.: 22

7.5 Scatterplot TH 1 – TH 12



Anhang



Anhang

7.6 Reproduzierbarkeit der ermittelten Mineralisierungswerte an den Messstellen der Festigkeit

111-04 TH 2 Deckplatte

Festigkeit in N	Dichte in HE-Wert							
	Tag 1	Tag 2	Tag 3	Tag 4	Tag 5	Tag 6	Mittelwert	Standardabweichung
42,1	120	118	91	87	83	88	97,8	16,6
52,7	132	120	120	117	118	118	120,8	5,6
63,7	140	122	117	122	125	123	124,8	7,8
139,3	143	120	118	110	112	112	119,1	12,3
224,1	187	125	126	123	126	120	134,5	25,8
192,8	142	124	127	126	123	123	127,5	7,2
152,6	140	126	124	124	127	125	127,6	6,1
67,6	127	124	124	121	124	118	123,0	6,1
57,1	123	140	147	144	140	142	139,3	8,4
79,4	120	139	137	138	133	141	134,6	7,6
59,1	113	186	187	187	186	187	174,3	30,1
67,7	117	158	152	159	146	160	148,6	16,4

111-04 TH 2 Grundplatte

Festigkeit in N	Dichte in HE-Wert							
	Tag 1	Tag 2	Tag 3	Tag 4	Tag 5	Tag 6	Mittelwert	Standardabweichung
128,8	118	130	131	132	131	131	128,8	5,3
125,4	127	129	117	116	125	112	121,0	6,8
139,8	142	139	135	136	134	139	137,5	3,6
139,0	143	125	136	135	133	135	134,5	5,7
151,6	143	110	91	114	75	92	104,1	23,7
107,6	117	141	153	148	155	147	143,5	13,8
72,0	92	144	160	161	161	161	146,5	27,5
74,0	88	127	125	131	126	128	120,8	16,2
89,3	129	112	74	110	84	95	100,6	20,1
119,0	136	143	152	159	155	157	150,3	8,9
133,9	128	133	132	133	145	133	134,0	5,7
105,8	122	113	124	109	119	126	118,8	6,6

Anhang

69-04 TH 6 Deckplatte

Festigkeit in N	Dichte in HE-Wert							
	Tag 1	Tag 2	Tag 3	Tag 4	Tag 5	Tag 6	Mittelwert	Standardabweichung
184,1	198	173	173	173	172	173	177,0	10,2
89,4	154	153	150	146	139	149	148,5	5,4
98,9	170	155	152	153	155	150	155,3	7,1
200,7	193	203	202	202	200	202	200,3	3,7
39,9	121	118	116	116	115	112	116,3	3,1
78,1	141	128	135	153	129	130	136,0	9,6
84	150	131	142	135	131	133	137,0	7,5
71,7	132	132	115	110	114	110	118,8	10,4
40,1	123	130	132	131	128	127	128,5	28,5
100,1	147	112	131	125	129	126	128,3	27,1
88,8	159	125	123	114	144	121	131,0	26,5
67,3	123	127	130	120	114	127	123,5	26,1
51,6	127	124	147	139	132	138	134,5	25,5
59,5	128	127	148	148	148	148	141,7	24,7

69-04 TH 6 Grundplatte

Festigkeit in N	Dichte in HE-Wert							
	Tag 1	Tag 2	Tag 3	Tag 4	Tag 5	Tag 6	Mittelwert	Standardabweichung
291,3	191	213	213	213	212	211	208,8	8,7
173,6	170	206	195	195	188	193	191,1	11,9
116,4	158	145	147	149	156	149	150,6	5,1
107,8	153	139	172	173	172	171	163,3	14,1
106,2	152	171	136	136	137	132	144,0	14,9
71,0	124	113	118	124	118	115	118,6	4,5
83,2	130	142	141	145	150	148	142,6	7,8
78,7	126	161	160	163	162	162	155,6	14,5
132,6	160	123	127	132	130	127	133,1	13,4
90,9	154	121	134	135	131	128	133,8	11,2
145,9	160	140	121	125	120	120	131,0	16,1
60,8	122	138	140	147	144	145	139,3	9,13
67,3	124	135	120	123	115	116	122,1	7,2
56,7	112	123	122	124	116	117	119,0	4,7

8 Literaturverzeichnis

Adams M.A.

Stress distribution inside intervertebral disc. The effect of age and degeneration.

J Bone Joint Surg (Br.) 78-B: 965-972

1996

Aigner T.

Variation with age in the pattern of type X collagen expression in normal and scoliotic human intervertebral disc.

Calcif Tissue Int. 63:263-268

1998

Amtmann E., Kummer B.

Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. II. Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden in der Frontalebene.

Z. Anat. Entwicklungsgesch. 127:286-314

1968

Amtmann E.

Mechanical stress, functional adaptation and the variation structure of the human femur diaphysis.

Ergeb. Anat. Entwicklungsgesch. 44:1-89

1971

Anetzberger, Müller-Gerbl M., Scherer M.A., Metak G. Blumel G., Putz R.

Veränderung der subchondralen Mineralisierung nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes beim Schaf.

Unfallchirurg. 97:655-660

1994

Anetzberger, Metak G., Scherer M.A., Putz R., Müller-Gerbl M.

Anpassung der subchondralen Knochenplatte nach Menishektomie als Folge einer Änderung der Spannungsverteilung.

Osteologie 4:224-232

1995

Literaturverzeichnis

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

Ateshian G.A., Rosenwasser M.P., Mow V.C.

Anatomic forms of male and female carpometacarpal joints.

Adv. Biomech. Hand and Wrist 189-195

1994

Bang H.

Monosegmentale ventrale zervikale Disketomie und interkorporelle Fusion unter

Verwendung eines mit autologer Spongiosa gefüllten Cervikal I/F Cages

Dissertation, Poliklinik Neurochirurgie, Johann-Wolfgang-Goethe-Universität,

Frankfurt am Main

2003

Bennecker L.M.

Vertebral endplate marrow contact channel occlusions and intervertebral disc degeneration.

Spine 30(2): 167-173

2005

Benninghoff A.

Über die Anpassung der Knochenkompakta an geänderte Beanspruchung.

Anat. Anz. 63:289

1927

Biggemann M., Hilweg D., Brinkmann P.

Experimentelle Untersuchungen zur quantitativen computertomographischen Vorhersage der Kompressionsfestigkeit thorakolumbaler Wirbelkörper.

Fortschr. Röntgenstr. 151,3 : 322-325

1989

Literaturverzeichnis

Bourguery

Traite complet de l'anatomie de l'homme

Paris

1832

Bradford F.K., Spurling R.G.

The intervertebral disc. 2nd edition 2nd printing

Thomas, Springfield

1947

Brinkmann 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

Carter D. R.

Mechanical loading histories and cortical bone remodelling.

Calcif Tissue Int. 36: 19-24

1984

Carter D. R.

Mechanical loading history and skeletal biology.

J Biomech. 20: 1095-1109

1987

Chamay A., Tschantz P.

Mechanical influence in bone remodeling. Experimental research on Wolff's law.

J Biomech 5:173-180

1972

Literaturverzeichnis

Culmann, K.

Die graphische Statik. Bd. 1

Zürich

1866

Curylo

Segmental variations of bone mineral density in the cervical spine.

Spine Vol. 21 3:319-322

1996

Donaldson C.L., Hulley S.B., Vogel J.M., Hattner R.S., Bayers J.H., McMillan D.E.

Effect of prolonged bed rest on bone mineral.

Metabolism 19:1071-1084

1970

Edwards T.W., Zeng Y., Ferrara L.A., Yuan H.A.

Structural Features and Thickness of the Vertebral Cortex in the Thoracolumbar Spine

Spine Vol. 26(2): 218-225

2001

Goodship A.E., Lanyon L.E., McFie H.

Functional adaption of bone to increased stress. An experimental study.

J Bone Joint Surg Am 61:539-546

1979

Graichen H., Putz R.

Anatomische und funktionelle Aspekte von Brust- und Lendenwirbelsäule

Orthopäde 28: 424-431

1999

Granhed H., Jonson R., Hansson T.

The loads on the lumbar spine during extreme weight lifting.

Spine Vol. 12(2):146-149

1987

Literaturverzeichnis

Grant J.P.

Mapping the structural properties of the lumbosacral vertebral endplates.

Spine Vol. 26 (8): 889-896

2001

Griehl A.

Quantifizierende Darstellung der subchondralen Mineralisierung des Tibiaplateaus bei

Genu varum vor und nach Umstellungsosteotomie

Dissertation, Anatomische Anstalt, Ludwig-Maximilian-Universität München

1998

Harris R.I., Macnab I.

Structural changes in the lumbar intervertebral disc.

J Bone Jt Surg 36-B:304-322

1954

Harrison D.E., Colloca C.J., Harrison D.D., Janik T.J., Haas W.J., Keller T.S.

Anterior thoracic posture increases thoracolumbar disc loading

Eur Spine J 14:234-242

2005

Hathcock H.R., Stickle R.L.

Principles and concepts of computed tomography.

Vet Clin North Am. Small Anim Pract 23:399-415

1993

Holmes A.D., Hukins D.W.L.

Response of the end-plate to compression of the spine.

Eur Spine J 2:16-21

1993

Horst M., Brinkmann P.

Measurement of the distribution of axial stress on the endplate of the vertebral body.

Spine Vol. 6 (3):217-232

1981

Literaturverzeichnis

Horst M.

Mechanische Beanspruchung der Wirbelsäulendeckplatte.

Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis 8, 42-14, 79

1982

Humphry, G.M.

A treatise of the human skeleton including the joints.

Cambridge

1858

Issekutz B., Bilzard J.J., Birkhead N.C., Rodahl K.

Effect of prolonged bed rest on urinary calcium output.

J Appl Physiol 21:1013-1020

1966

Jäger M., Luttmann A., Laurig W.

Die Belastung der Wirbelsäule beim Handhaben von Lasten.

Orthopädie 19:132-139

1990

Jones H.H., Priest J.D., Hayes W.C., Trichenor C.C., Nagel D.A.

Humeral hypertrophy in response to exercise.

J Bone Joint Surg Am 59:204-208

1977

Joplin R.J.

The intervertebral disc: embryology, anatomy, physiology and pathology.

Surg. Gynecol. Obstet. 61 :591-599

1935

Junghanns, H.

Entwicklungsgeschichte, Anatomie und Physiologie der Wirbelsäule.

In: Diebold O, Junghanns H, Zuckschwerdt L, Eds.: Klinische Chirurgie für die Praxis;
Bewegungsapparat und Wirbelsäule Bd. IV.

Stuttgart: Thieme

1966

Literaturverzeichnis

Junghanns, H.

Die Wirbelsäule unter den Einflüssen des täglichen Lebens, der Freizeit, des Sportes.
Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Band 100, Hippokrates Verlag, Stuttgart
1986

Knief J.J.

Materialverteilung und Beanspruchungsverteilung in coxalen Femurende –
Densitometrische und spannungsoptische Untersuchungen.
Z. Anat. Entwicklungsgesch. 126:81-116
1967a

Knief J.J.

Quantitative Untersuchungen der Verteilung der Hartsubstanzen im Knochen und ihre
Beziehung zur lokalen mechanischen Beanspruchung.
Z. Anat. Entwicklungsgesch. 126:55-80
1967b

Konnermann H.

Quantitative determination of the density distribution in x-ray pictures of bone by a new
photographical method.
Z. Anat. Entwicklungsgesch. 134:13-48
1971

Konnermann H.

Äquidensitometrie, Dichtemessung und Materialverteilung im Knochen.
Z. Orthop. 113:734-737
1975

Kummer, B.

Bauprinzipien des Säugetierskeletes
Thieme, Stuttgart
1959a

Kummer, B.

Biomechanik des Säugetierskeletes
Hdb. Zoll. VIII, 6, (2), 1-80 De Gruyter, Berlin
1959

Literaturverzeichnis

Kummer, B.

Beziehungen zwischen der mechanischen Funktion und dem Bau der Wirbelsäule bei quadrupeden Säugetieren.

Z. Tierzücht. u. Zücht. biol. 74, 159

1960

Kummer, B.

Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens

Anat. Anz. Bd. 110: 261 – 293

1962

Kummer, B.

Biomechanics of Bone: Mechanical properties, functional structure, functional adaptation.

In: Biomachanics, its foundation and objectives. Ed.:Y.C. Fung, N. Perone, M. Anliker:

Prentice Hall, Englewood Cliffs: 237 – 271

1972

Kummer, B.

Mechanische Beanspruchung und funktionelle Anpassung des Knochens

Verh. Anat. Ges. 72: 21 – 46

1978

Kummer, B.

Biomechanik der Wirbelgelenke. Meinicke F-W

In: Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis. Junghanns H. Stuttgart: Hippokrates Verlag

1981

Kummer B.

Biomechanik. Form und Funktion des Bewegungsapparates.

Deutscher Ärzte-Verlag Köln

2005

Lippert, H.

Lehrbuch Anatomie.

Urban & Fischer Verlag München Jena

2000

Literaturverzeichnis

Li-Yang D., Wang X.-Y., Wang C.-G., Jiang L.-S., Xu H.-Z.

Bone mineral density of the thoracolumbar spine in relation to burst fractures: a quantitative computed tomography study

Eur Spine J 15: 1817-1822

2006

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

Linsenmeier U., Kersting S., Schlichtenhorst K., Putz R., et al.

Functional CT imaging: Load-dependent visualization of the subchondral mineralization by means of CT-OAM.

Rofo. 175 (5):663-669

2003

Lissner J., Fink U.

Radiologie I

Enke Verlag, Stuttgart

1992

Lowe T.G., Hashim S., Wilson L.A., O'Brien M.F., Smith D.A.B., Diekmann M.J.,

Trommeter J.

A Biomechanical Study of Regional Endplate Strength and Cage Morphology as It Relates to Structural Interbody Support

Spine Vol. 29, 21:2389-2394

2004

Lu Y.M.

Bone mineral density variations along the lumbosacral spine.

Clin. Orthop. and related research 378:255-263

2000

Literaturverzeichnis

Madawi A.A., Powell M., Crockard H.A.

Biocompatible osteoconductive polymer versus iliac graft. A prospective comparative study for the evaluation of fusion pattern after anterior cervical discectomy.

Spine 21:2123-2130

1996

Meyer, H.V.

Die Architektur der Spongiosa. Reichert u. Dubois-Reymond's

Arch. 615 – 628

1867

Montag M.

Computertomographisch bestimmter Mineralgehalt der Lendenwirbelsäulenspongiosa.

Radiologie 28:161-165

1988

Moore R.J.

The vertebral end-plate: what do we know?

Eur Spine J 9:92-96

2000

Moore R.J., Osti O.L., Vernon-Roberts B., Fraser R.D.

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

Spine J 4: 330-340

1992

Moore R.J.

The vertebral endplate: disc degeneration, disc regeneration

Eur Spine J 15 (Suppl.3) : 333-337

2006

Müller-Gerbl M., Schulte E., Putz R.

The Thickness of the calcified layer of articular cartilage: a function of the load supported?

J. Anat. 154: 103 – 111

1987a

Literaturverzeichnis

Müller-Gerbl M., Schulte E., Putz R.

The Thickness of the calcified layer in different joints of a single individual.

Acta Morphol. Neerl. Scand. 25(1):41-49

1987b

Müller-Gerbl M., Putz R., Hodapp N., Schulte E., Wimmer B.

Computed tomography-osteosorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaption in individual joints

Skeletal Radiol 18: 507 – 512

1989

Müller-Gerbl M., Putz R., Hodapp N., Schulte E., Wimmer B.

Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteosobtometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden.

Z. Orthop. Ihre. Grenzgeb. 128:128-133 x

1990a

Müller-Gerbl M., Putz R., Hodapp N., Schulte E., Wimmer B.

Computed tomography-osteosorptiometry: A method of assessing the mechanical condition of the major joints in a living subject.

Clin. Biomech. 5:193-198 x

1990b

Müller-Gerbl M.

CT-Osteosorptiometrie (CT-OAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbeanspruchung der großen Gelenke in vivo.

Habilitationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität München

1991a

Müller-Gerbl M., Hodapp N. Reinbold W.D. Putz R.,

Can CT-osteosorptiometrie be used to display the distribution of subchondral mineralisation?

Calcif. Tissue Int. 48 [Suppl]:68

1991b

Literaturverzeichnis

Müller-Gerbl M., Putz R., Kenn R.

Demonstration of subchondral bone density patterns by three-dimensional CT osteoabsorptiometry as a noninvasiv method for in vivo assessment of individual long-term stresses in joints.

J Bone Miner Res 7 [Suppl 2]: 411-418

1992

Müller-Gerbl M.

Die Rolle der Wirbelgelenke für die Kinematik der Bewegungssegmente.

Ann Anat. 174:48-53

1992

Müller-Gerbl M., Putz R., Kenn R., Kierse R.

People in different age groups show different hip-joint morphology.

Clin Biomech 8:66-72

1993

Müller-Gerbl M.

The subchondral bone plate.

Advances in Anatomy Embryology and Cell Biology. Vol. 141

Springer Verlag Heidelberg, Berlin

1998

Niedner F.H.

Zur Kenntnis der normalen und pathologischen Anatomie der Wirbelkörperendleiste.

Fortschr. Röntgenstr. 46:628-662

1932

Nilsson B.E., Westlin N.E.

Bone density in athletes.

Clin Orthop 77:179-182

1971

Literaturverzeichnis

Oberländer W.

Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks – V. Die Verteilung der Knochendichte im Acetabulum.

Z. Anat.Entwicklungs. 140:367-384

1973

Odgaard A., Pedersen C.M., Bentzen S.M., Jorgensen J., Hvid I.

Density changes at the proximal tibia after medical meniscectomy.

J Orthop. Res. 7:744-753

1989

Oki S.

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

Spine 21(2): 174-177

1996

Oxland T.R., Grant J.P., Dvorak M.F., Fisher C.G.

Effects of Endplate Removal on the Structural Properties of the Lower Lumbar Vertebral Bodies.

Spine Vol. 28 (8):771-777

2003

Panjabi M.

The cortical shell architecture of human cervical vertebral bodies.

Spine 26: 2478-2484

2001

Pauwels, F.

Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens.

7. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates.

Morphol Jb. 95: 33-45

1955

Literaturverzeichnis

Pauwels, F.

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

10. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates.

Z. Anat Entwickl-Gesch. 121: 478-515

1960

Pauwels, F.

Gesammelte Abhandlungen zur Biomachanik des Bewegungsapparates

Springer: Berlin-Heidelberg-New York

1965

Pauwels, F.

Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung

Z. Orthop. 111: 681-705

1973

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.

Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke.

In: Doerr W., Leonardt H., editors: Normale und pathologische Anatomie 43: 1-116

Stuttgart, New York: Thieme Verlag

1981

Putz R. 1993

Funktionsbezogene Morphologie der Bandscheiben

Radiologie 33:563-566

1993

Literaturverzeichnis

Putz R.

Der Rumpf In: Benninghoff, Anatomie. Bd. I, 15. Aufl.

U&S, München

1994

Putz R.

Anatomie und Biomechanik der Brustwirbelsäule.

Sonderdruck 47. Jg. (5/1995), S. 588-596

1995

Putz R., Müller-Gerbl M.

The vertebral column – a phylogenetic failure? A theory explaining the function and vulnerability of the spine.

Clin. Anat 9 (3):205-212

1996

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):2654-2667

2004

Reichmann S., Berglund E., Lundgren K.

Das Bewegungszentrum in der Lendenwirbelsäule bei Flexion und Extension.

Z. Anat Entwicklungsgesch. 138 (3), 283-264

1972

Roberts S.

Biomechanical and structural properties of the cartilage endplate and its relation to the intervertebral disc.

Spine Vol 14 (2): 166-174

1989

Literaturverzeichnis

Roberts S.

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

Spine Europe Vol 6 (6): 385-389

1997

Roberts S.

Proteoglycan components of the intervertebral disc and cartilage endplate: an immunocalization study of human and animal tissue.

Histochem J 26:402-411

1994

Roux, W.

Gesammelte Abhandlung über Entwicklungsmechanik der Organismen I. u. II.

Engelmann: Leipzig

1895

Schleicher, Tillmann B., Zilles K.

Quantitative analysis of x-ray images with a television images analyser.

Microscopia Acta. 83:189-196

1980

Schlüter K.

Form und Struktur des normalen und des pathologisch veränderten Wirbels.

In: Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis 30.

Stuttgart Hippokrates Verlag

1965

Schmitt H.P.

Über die Beziehung zwischen Dichte und Festigkeit des Knochens am Beispiel des menschlichen Femur.

Z. Anat. Entwicklungsgesch. 127:1-24

1968

Literaturverzeichnis

Shima T, Keller JT, Alvira MM, Mayfield FH, Dunsker SB
Anterior cervical discectomy and interbody fusion. An experimental study using a synthetic tricalcium phosphat
J Neurosurg. 51(4):533-8.
1979

Shirazi-Adl A.
Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression
Spine Vol. 9(2): 120-134
1984

Singer K.P.
Vertebral body trabecular density at the thoracolumbar junction using quantitative computed tomography.
Acta radiologica 31, Fasc.1:37-40
1990

Smith T.J., Fernie G.R.
Functional Biomechanics of the Spine.
Spine Vol. 16(10):1197-1203
1991

Stempel A.von
Die Wirbelsäule
Thieme Verlag Stuttgart
2001

Tiling T.
Vergleichende computertomographische und biomechanische Untersuchungen an menschlichen Lendenwirbelkörpern.
Biomechanik der Wirbelsäule, Thieme Verlag
1983

Tillmann B.
The shape of the articular surface as a response to stress
Verh. Anat. Ges. 66: 483-488
1971

Literaturverzeichnis

Twomey B.S.

Age chances in lumbar vertebrae and intervertebral disc

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

1987

Velenau C., Grün U., Diaconescu M., Cocota E.

Structural peculiarities of the thoracic spine. Their functional significance.

Acta Anat (Basel) 82 (1), 97-107

1972

Vigliani, F.

Accrescimento in lunghezza di ossa tubulari in arti sottratti sperimentalmente al carica meccanico.

Arch. "Putti" 2, 208

1952

Vigliani, F.

Accrescimento e rinnovamento strutturale della compatta in ossa sottratte alle sollecitazioni meccaniche. Nota I. Ricerche spermentali nel cane.

Z. Zellforsch. 42, 59

1955a

Vigliani, F.

Accrescimento e rinnovamento strutturale della compatta in ossa sottratte alle sollecitazioni meccaniche. Nota II. Ricerche spermentali nel cane.

Z. Zellforsch. 43, 17

1955b

Ward F.O.

Outlines of human osteology

London

1883

Wegener O.H.

Bildanalyse, Ganzkörpercomputeranalyse

Berlin

1992

Literaturverzeichnis

Weh L.

Computertomographische Messung der Belastbarkeit von Wirbelkörpern
Biomechanik der Wirbelsäule, Thieme Verlag Vol. 83
1983

Weißer S.

Darstellung der Mineralisierungsverteilung in den Endplatten der Wirbelkörper zur
Analyse des Kraftflusses in der Wirbelsäule
Dissertation, Anatomische Anstalt, Ludwig-Maximilian-Universität München
2007

Weißkopf M.

Korrelation von lumbogenem Schmerz und vermehrter Vaskularisation in den
Wirbelkörperendplatten.
Z. Orthop Ihre Grenzgebiete 142(2): 174-178
2004

Whalen R.T., Carter D.R., Steelen C.R.

Influence of physical activity on the regulation of bone density.
J Biomech 21:825-837
1988

Whedon G.D.

Disuse osteoporoses: physiological aspects.
Calcif Tissue Int 36:146-150
1984

White A.A., Panjabi M.M.

Clinical Biomechanics of the Spine.
Lippincott Publisher, Philadelphia 1978
1978

Wieser J.W.

Mineralisierungsverteilung in den lumbalen Endplatten bei Gesunden, Patienten mit
Osteochondrosen und mit Bandscheibenprothesen
Dissertation, Anatomische Anstalt, Ludwig-Maximilian-Universität München
2007

Literaturverzeichnis

Wimmer B.

Korrelation von subchondralen Mineralisierungsmustern und zweidimensionaler Spannungsverteilung im Kniegelenk bei Genu Varum, vor und nach Umstellungsosteotomie.

Dissertation, Anatomische Anstalt, Ludwig-Maximilian-Universität München
2001

Wolff J.

Über die Bedeutung der Architektur der spongiösen Substanz.

Centralblatt für die medizinische Wissenschaft 54: 849-851
1869

Wolff J.

Das Gesetz der Transformation der Knochen

Verlag a. Hirschwald, Berlin

1892

Wolff J.

Über die normale und pathologische Architektur der Knochen.

Arch. Anat. Physiol., physiologische Abteilung 239

1901

Woo S.L., Kuei S.C., Amiel D., Gomez M.A., Hayes W.C., White F.C., Akeson W.H.

The effect of prolonged physical training on the properties of long bone: a study of Wolff's law.

J Bone Joint Surg Am 63 :780-787

1981

Curriculum vitae

Curriculum vitae

Zur Person

Name Patricia Prengel, geb. Michaelis
Geburtsdatum 20. Mai 1980
Geburtsort Nordhausen

Schulische Ausbildung

1986 – 1990 POS Werner Seelenbinder
1990 – 1993 Staatliche Regelschule Ilfeld
1993 – 1996 Staatliche Regelschule Niedersachswerfen
1996 Realschulabschluß
1996 – 1999 Staatliches berufsbildendes Gymnasium Nordhausen
1999 Allgemeine Hochschulreife

Universitäre Ausbildung

2002 – 2004 Ludwig-Maximilians-Universität München
2004 Physikum (Erstes Staatsexamen)
2004 – 2007 Technische Universität München
2007 – 2009 Friedrich-Schiller-Universität Jena
2008 – 2009 Praktisches Jahr
12/2009 Zweites Staatsexamen

Ärztliche Tätigkeit

seit 01/2010 Südharzkrankenhaus Nordhausen gGmbH
Abteilung Gynäkologie und Geburtshilfe
Leitung Dr. med. Tino Eckert

Danksagung

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meiner Doktormutter Frau Professor Dr. Magdalena Müller-Gerbl für ihre geschickte Führung durch diese Arbeit und allzeitige Unterstützung, begonnen bei der Durchführung der CT-OAM über die Interpretation der Resultate bis hin zur kompletten Fertigstellung der Arbeit. Auch für den energisch ausgeübten Druck zur Abgabe fertiger Kapitel bin ich heute sehr dankbar.

Herrn Professor Dr. Reinhardt Putz danke ich für die Bereitstellung der Infrastruktur und den Mitarbeitern des anatomischen Institutes für die geduldige Einführung in das Programm Analyze™.

Eine unersetzliche Hilfe war Frau Dr. rer. nat. Monika Kriner bei der Erstellung der statistischen Auswertung.

Ebenfalls danken möchte ich der Bibliothekarin des Südharz-Krankenhauses Nordhausen, Frau Schröter, welche mir bei der Beschaffung der notwendigen Literatur in geradezu herzlicher Art und Weise half.

Weiterhin gilt mein Dank meiner Doktorandenkollegin Anja Kull für die motivierenden fachlichen Diskussionen, die gegenseitige Unterstützung und die zahlreichen gemeinsamen Stunden am Wochenende im Institut.