

Aus der Anatomischen Anstalt  
Lehrstuhl Anatomie I – Vegetative Anatomie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Vorstand: Prof. Dr. med. Jens Waschke

## **Korrelation von Mineralisierung und Knochenfestigkeit an zervikalen Wirbelkörperendplatten**

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

vorgelegt von  
**Anja Kull**  
aus Pforzheim  
2012

Mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl  
Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Hans Roland Dürr  
Prof. Dr. med. Christoph Benz  
Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR  
Tag der mündlichen Prüfung: 04. Oktober 2012

Meinen Eltern

# I INHALTSVERZEICHNIS

I INHALTSVERZEICHNIS .....	IV
II ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....	VIII
III TABELLENVERZEICHNIS .....	X
IV ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS .....	XI
1 EINLEITUNG .....	12
1.1 Die Wirbelkörperendplatte.....	13
1.1.1 Anatomische Grundlagen .....	13
1.1.2 Stoffwechsel und Gefäßversorgung .....	14
1.1.3 Biomechanik .....	15
1.2 Die subchondrale Knochenplatte .....	16
1.2.1 Definition .....	16
1.2.2 Morphologie.....	17
1.2.3 Funktion und Biomechanik .....	18
1.2.4 Mineralisierungsverteilung.....	19
1.3 Fragestellung .....	22
2 MATERIAL.....	23
3 METHODEN .....	24
3.1 Präparation .....	24
3.2 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) .....	24
3.3 Auswertung der Densitogramme.....	26
3.3.1 Lokalisation der Mineralisierungsmaxima .....	26
3.3.2 Deskriptive Beschreibung der Mineralisierungsmuster .....	28
3.3.3 Häufigkeitsverteilung der Mineralisierungsmaxima.....	29
3.4 Kompressionstest zur Bestimmung der Versagenslast .....	30
3.5 Auswertung der Festigkeitswerte .....	32

3.5.1	Flächenhafte Darstellung der Festigkeitsverteilung .....	32
3.5.2	Lokalisation der Festigkeitsmaxima .....	33
3.5.3	Häufigkeitsverteilung der Festigkeitsmaxima.....	33
3.6	Vergleich der Mineralisierungs- und Festigkeitswerte .....	33
3.6.1	Bestimmung der korrespondierenden Messstellen.....	33
3.6.2	Graphische Gegenüberstellung .....	35
3.6.3	Regressionsanalyse .....	36
<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>41</b>
4.1	Ergebnisse der Mineralisierung.....	42
4.1.1	Die gesamte Halswirbelsäule .....	42
4.1.2	Deck- und Grundplatten .....	43
4.1.3	Segmenthöhe C3.....	44
4.1.4	Segmenthöhe C4.....	45
4.1.5	Segmenthöhe C5.....	46
4.1.6	Segmenthöhe C6.....	47
4.1.7	Segmenthöhe C7.....	47
4.1.8	Zusammenfassung .....	49
4.2	Ergebnisse der Festigkeit.....	51
4.2.1	Die gesamte Halswirbelsäule .....	51
4.2.2	Deck- und Grundplatten .....	52
4.2.3	Segmenthöhe C3.....	53
4.2.4	Segmenthöhe C4.....	54
4.2.5	Segmenthöhe C5.....	55
4.2.6	Segmenthöhe C6.....	55
4.2.7	Segmenthöhe C7.....	56
4.2.8	Zusammenfassung .....	58
4.3	Ergebnisse des Vergleichs Mineralisierung – Festigkeit .....	59
4.3.1	Die gesamte Halswirbelsäule .....	59
4.3.2	Deckplatten .....	60
4.3.3	Grundplatten.....	61
4.3.4	Segmenthöhe C3.....	61

4.3.5 Segmenthöhe C4.....	62
4.3.6 Segmenthöhe C5.....	64
4.3.7 Segmenthöhe C6.....	65
4.3.8 Segmenthöhe C7.....	66
4.3.9 Zusammenfassung .....	67
4.4. Ergebnisse der Statistik .....	69
4.4.1 MARS-Modell .....	69
4.4.2 Bestimmtheitsmaß $R^2$ .....	72
4.4.3 Spearman's Rho Korrelationskoeffizient.....	73
5 DISKUSSION .....	76
5.1 Diskussion des Materials .....	76
5.2 Diskussion der Methode.....	77
5.2.1 CT-Osteoabsorptiometrie .....	77
5.2.2 Auswertung der Densitogramme .....	78
5.2.3 Kompressionstest zu Bestimmung der Versagenslast.....	79
5.2.4 Vergleich der Mineralisierungs- und Festigkeitswerte .....	80
5.2.5 Regressionsanalyse .....	81
5.3 Diskussion der Ergebnisse.....	82
5.3.1 Ergebnisse der Mineralisierung .....	82
5.3.1.1 Mineralisierung innerhalb der Halswirbelsäule.....	83
5.3.1.2 Mineralisierung innerhalb einer Endplatte .....	83
5.3.1.3 Mineralisierung der Deck- und Grundplatten .....	86
5.3.1.4 Mineralisierung der Wirbelkörperhöhen .....	86
5.3.2 Ergebnisse der Festigkeit .....	87
5.3.2.1 Festigkeit innerhalb der Halswirbelsäule.....	87
5.3.2.2 Festigkeit innerhalb einer Endplatte .....	88
5.3.2.3 Festigkeit der Deck- und Grundplatten .....	89
5.3.2.4 Festigkeit der Wirbelkörperhöhen .....	89
5.4 Ergebnisse des Vergleichs Mineralisierung – Festigkeit .....	90
5.5 Statistische Relevanz.....	92
6 ZUSAMMENFASSUNG.....	94

7 ANHANG .....	97
7.1 Zusammenstellung der Densitogramme .....	97
7.2 Zusammenstellung der Festigkeitskarten.....	99
7.3 Scatter-Plots des MARS-Modell C3 bis C7 .....	101
8 LITERATURVERZEICHNIS.....	104
9 DANKSAGUNG .....	116

## II ABILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1: Schematische Darstellung des hyalinen Knorpels und der darunterliegenden subchondralen Knochenplatte (The Subchondral Bone Plate, Müller-Gerbl 1998)...	17
Abb. 2: Abhängigkeit des subchondralen Mineralisierungsmusters.....	20
Abb. 3: Densitogramm mit markierten Maxima im Raster-Koordinatensystem.....	26
Abb. 4: Punktwolke Mineralisierungsmaxima gesamte HWS .....	27
Abb. 5: Bereichebezeichnung des Neuner-Raster.....	28
Abb. 6: Dreidimensionales Säulendiagramm der Prozentanteile der Mineralisierungsmaxima in den Teilbereichen des 9er Rasters aller Deckplatten der Wirbelkörperhöhe c7.....	29
Abb. 7: Messschemata Festigkeit.....	30
Abb. 8: Messvorrichtung der Materialprüfeinheit .....	31
Abb. 9: Kraft-Weg-Diagramm des Messpunktes Nr. 6 der Grundplatte C5 der WS 69/04 .....	32
Abb. 10: Vergleich der Punktwolken der Mineralisierungs (links)- und Festigkeitsmaxima (rechts) der gesamten HWS.....	35
Abb. 11: Formel des MARS-Modell .....	37
Abb. 12: Streudiagramm Scatter Plot des MARS-Modell der Deckplatten .....	38
Abb. 13: Gegenüberstellung der Punktwolke mit Mehrfachnennungen und des Säulendiagramms der Mineralisierung der gesamten Halswirbelsäule .....	42
Abb. 14: Bildvergleich der Mineralisierung von Deck- und Grundplatten anhand von Punktwolken und Säulendiagrammen .....	43
Abb. 15: repräsentative Wirbelsäule in Punktwolken C3 bis C7 .....	49
Abb. 16: Bildvergleich der Festigkeit von Deck- und Grundplatten anhand von .....	52
Abb. 17: Mineralisierungsmuster anhand von Densitogrammen und Festigkeitskarten .....	59
Abb. 18: Vergleich der Punktwolken der Mineralisierungs (links)- und Festigkeitsmaxima (rechts) der gesamten HWS.....	59
Abb. 19: Säulendiagramme von Festigkeit und Mineralisierung der Deckplatten .....	60

Abb. 20: Streudiagramm Scatter Plot des MARS-Modell der gesamten HWS .....	69
Abb. 21: Streudiagramm Scatter Plot des MARS-Modell der Deckplatten .....	70
Abb. 22: Streudiagramm Scatter Plot des MARS-Modell der Grundplatten.....	70
Abb. 23: Zusammenstellung der Densitogramme der Deckplatten.....	97
Abb. 24: Zusammenstellung der Densitogramme der Grundplatten.....	98
Abb. 25: Zusammenstellung der Festigkeitskarten der Deckplatten.....	99
Abb. 26: Zusammenstellung der Festigkeitskarten der Grundplatten .....	100
Abb. 27: Scatter-Plots des MARS-Modell C3 .....	101
Abb. 28: Scatter-Plots des MARS-Modell C4 .....	101
Abb. 29: Scatter-Plots des MARS-Modell C5 .....	102
Abb. 30: Scatter-Plots des MARS-Modell C6 .....	102
Abb. 31: Scatter-Plots des MARS-Modell C7 .....	103

### III TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 1: Übersicht Anzahl Wirbelkörper .....	23
Tab. 2: Übersicht verwendeter Präparate .....	23
Tab. 3: Anzahl / Prozentanteile der Mineralisierungsmaxima in den Teilbereichen des 9er Rasters aller Deckplatten der Wirbelkörperhöhe c7.....	29
Tab. 4: Zusammenfassung der Mineralisierungsmaxima-Lokalisationen .....	50
Tab. 5: Gegenüberstellung der Punktwolke mit Mehrfachnennungen und des Säulendiagramms der Festigkeit der gesamten Halswirbelsäule .....	51
Tab. 6: Zusammenfassung der Festigkeitsmaxima-Lokalisationen .....	58
Tab. 7: Bestimmtheitsmaß $R^2$ .....	72
Tab. 8: Spearman's Rho Rangkorrelationskoeffizient.....	74
Tab. 9: Spearman's Rho Korrelationskoeffizienten aller untersuchter Wirbelkörper.	75

## **IV ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS**

°C: Grad Celsius

Abb.: Abbildung

BWS: Brustwirbelsäule

C3 bis C7: cervikaler Halswirbelkörper 3 bis 7

CT: Computertomographie

CT-OAM: CT-Osteoabsorptiometrie

DXA: dual energy X-ray absorptiometry

HE: Hounsfield-Einheiten

HWS: Halswirbelsäule

kV: Kilovolt

LWS: Lendenwirbelsäule

mA: Milliampere

Max.: Maximum

mm: Millimeter

µm: Mikrometer

N: Newton

QCT: quantitative Computertomographie

## 1 EINLEITUNG

Rückenschmerzen stellen in unserem Zeitalter der Hypomobilisation und Hyperalimentation das Gesundheitsproblem Nummer eins dar und werden häufig als Volkskrankheit betitelt. Die Inzidenz von Rückenschmerzen in Deutschland beträgt während des Lebens fast 80%. Ein Teil der Rückenschmerzen sind Nackenschmerzen, synonym auch Zervikalneuralgie, HWS-Syndrom oder zervikozepales Syndrom. Die Zervikalneuralgie hat eine Punktprävalenz von etwa 10 bis 15% und die Lebenszeitprävalenz beträgt annähernd 50% (Vonk et al. 2004; Aker et al. 1996).

Können Nackenschmerzen mittels der konservativen und interventionellen Therapien nicht gelindert werden oder liegt eine radikuläre Symptomatik vor, ist ein operatives Verfahren meist die einzige Lösung. Der Goldstandard der operativen Therapie bestand bisher in der intersomatischen Fusion durch das Einbringen eines Cages in das Bandscheibenfach (Firsching et al 2005). Die anterioren zervikalen Fusionstechniken mit Cages erbrachten sehr gute klinische Ergebnisse (Kaiser et al 2002; Boakye et al 2004; Mummaneni et al 2004), jedoch weisen jüngere Studien auf das Problem der so genannten „Anschlussdegeneration“ hin, die auf degenerativen Veränderungen in den Nachbarsegmenten des zuvor fusionierten Segmentes basiert. Inzwischen kommt bei der operativen Therapie des Bandscheibenersatzes eine Vielzahl von bewegungserhaltenden, endoprothetischen Modellen zur Anwendung. Bisher galt zur Förderung der Primärstabilität und Reduzierung des Risikos für eine Sinterung eine maximale Auflagefläche des Implantates als Standard (White et Panjabi 1990; Meier et Kemmesies 2005).

Um solche Aussagen evaluieren zu können, benötigt man exakte Informationen über die Struktur der Wirbelkörperendplatten, insbesondere der subchondralen Knochenplatte, die sich bei den Wirbelkörperendplatten unterhalb des hyalinen Knorpels befindet und als integrierte dynamische Gelenkskomponente fungiert. Es ist heute gesichert, dass das Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung Ausdruck der Langzeitbeanspruchung einer Gelenkfläche ist (Carter et al. 1989). Aus der Analyse der Mineralisierungsmuster ziehen wir Rückschlüsse auf die

mechanische Situation in der subchondralen Knochenlamelle. Die lokale Verteilung der Mineralisierung in zervikalen Endplatten war bereits Gegenstand von früheren Studien (Müller-Gerbl 1998, Weißer 2007) und stellte sich dabei als nicht homogen dar. Nach Kenntnis der Mineralisierungsverteilung stellte sich für uns die Frage nach der Knochenfestigkeit und deren Korrelation mit der subchondralen Mineralisierung.

Ziel dieser Studie war es, einen umfassenden Vergleich zwischen der subchondralen Mineralisierung und der biomechanischen Knochenfestigkeit an genau korrespondierenden Lokalisationen der Wirbelkörperendplatten der Halswirbelsäule durchzuführen. Es sollte die Korrelation der Versagenslast mit den densitometrischen Messungen durch CT-OAM ermittelt werden.

### **1.1 Die Wirbelkörperendplatte**

#### **1.1.1 Anatomische Grundlagen**

Als Wirbelkörperendplatten, Facies intervertebrales, werden die Kontaktflächen der Wirbelkörper mit der Bandscheibe bezeichnet. Hierbei unterscheidet man jeweils eine kraniale Deckplatte, Facies intervertebralis superior, und eine kaudale Grundplatte, Facies intervertebralis inferior. Die Endplatten liegen als dünne Knochenlamelle der Spongiosa des Wirbelkörpers auf und sind, mit Ausnahme der knöchernen Randleiste, von einer hyalinen Knorpelplatte bedeckt, der Lamina cartilaginosa corporis vertebrae.

Die Größe der Endplatten nimmt von kranial nach kaudal zu. Die Dicke der Endplatte variiert in der Literatur je nach Studie zwischen 0,5 und 1 mm, sowie nach Lokalisation in der Wirbelsäule und nach Deck- und Grundplatte.

Speziell an der Halswirbelsäule (C3 bis C7) gibt es keine signifikanten Unterschiede zwischen der Dicke der Deck- beziehungsweise Grundplatten (Panjabi 2001; Pitzen 2002; Lim 2001). Im Vergleich der Endplattenperipherie zum Endplattenzentrum wurde in zwei Studien von einer Dickenzunahme in der Peripherie zu den dünneren Endplattenzentren berichtet (Panjabi 2001; Pitzen 2002), während Lim 2001 zu keinem signifikanten Unterschied gelangte. Ventrale Abschnitte der Endplatte sind signifikant dicker als die dorsalen Abschnitte (Silva 1994).

## 1 EINLEITUNG

Die Wirbelkörperendplatte hat drei wesentliche Funktionen: Sie verhindert den Übertritt des Nucleus pulposus in den Wirbelkörper. Weiterhin dient sie sowohl als Barriere als auch als Transmitter beim Austausch von Nährstoffen zwischen Wirbelkörper und der avaskulären Bandscheibe (Broberg 1983). Vor allem aber dient sie, in Verbindung mit der Bandscheibe, der Druckübertragung im mechanischen Gefüge des Bewegungssegmentes zwischen den einzelnen Wirbeln (Drenckhahn 1994; Roberts et al. 1996; Graichen und Putz 1999).

Während des Alterungsprozesses kommt es zu einem ständigen Wechsel des strukturellen Aufbaus der Endplatten. Von Geburt bis zum 15. Lebensjahr stellt Prokollagen Typ I und II den vorwiegenden Teil der Endplatte in der Wachstumsphase dar. Bis zum 40. Lebensjahr herrscht die Alters- und Reifephase vor, die durch einen erhöhten Anteil an Kollagen Typ II gekennzeichnet ist. Dieses Kollagen II beginnt ab dem 40. Lebensjahr, der so genannten Degenerationsphase, vermehrt zu denaturieren und wird in diesem Zeitabschnitt wieder durch Prokollagen I ersetzt (Antoniou 1996). Der Degenerationszustand der Endplatte hängt vom denaturierten Kollagen Typ II ab und ist individuell sehr unterschiedlich.

Weitere Degenerationserscheinungen werden am Anteil des Kollagen Typ X identifiziert, welches vermehrt im Endplattenzentrum vorkommt und ein Hinweis für Knorpelkalzifizierung und hypertrophe Knorpelzellen darstellt (Aigner 1998; Roberts 1994).

### **1.1.2 Stoffwechsel und Gefäßversorgung**

Die Wirbelkörperendplatte stellt eine Transmitterschicht zwischen Wirbelkörper und Bandscheibe für lösliche Stoffe dar.

Die Diffusion durch die Endplatte in die Bandscheibe wird im Wesentlichen von zwei Faktoren beeinflusst. Zum einen durch die Polarität und Größe der Moleküle, zum anderen durch die Anzahl und Beschaffenheit der Blutgefäße der Endplatte.

Durch einen hohen Gehalt an Proteoglykanen kommt es zu einer negativen Ladung der Endplatte. Hierdurch passieren negative Moleküle, wie Sulfat und Chlorid, leicht die Endplatte, diffundieren aber schwer in den Nucleus pulposus. Bei positiv geladenen Molekülen (Natrium und Calcium) liegt ein gegensätzlicher

## 1 EINLEITUNG

Funktionsmechanismus vor. Glukose und Sauerstoff sind kleine, ungeladene Moleküle und diffundieren ungehindert durch die Endplatte in die gefäßlose Bandscheibe. Größere, ungeladene Moleküle wie Makromoleküle und Immunglobuline können die Endplatte kaum passieren und sind so an der Nährstoffversorgung der Bandscheibe kaum beteiligt (Moore 2000).

Oki stellte bereits 1996 in elektronenmikroskopischen Untersuchungen fest, dass die Gefäßkapillaren der Endplatte gleichmäßig verteilt sind und nur der strukturelle Aufbau der Kapillaren mit ihrer keulenförmigen Auftreibung in Bereichen des Endplattenzentrums zu einer besseren Versorgung führt.

Kernspintomographische Diffusionsmessungen nach Kontrastmittelgabe zu definierten Zeitpunkten ergaben eine Abhängigkeit der Diffusion vom Alter und Grad der Kalzifizierung der Endplatte (Rajasekaran 2004).

Wie schon oben beschrieben, tritt mit zunehmendem Alter vermehrt Kollagen X auf, welches durch Kalzifizierung zu einer Verdichtung der Endplatte führt und funktionell die Diffusionsmöglichkeit stark reduziert (Bennecker 2005).

Deutlich wird die Bedeutung der Endplattendurchblutung für die Nährstoffsituation der Bandscheibe, so wie es auch in aktuellen Studien hervorgehoben wird. So hängt die Bandscheibendegeneration zum größten Teil von der Diffusionsfähigkeit der Endplatte ab und nicht wie früher angenommen vor allem von mechanischen Einflüssen.

### **1.1.3 Biomechanik**

Unter mechanischer Belastung werden die Wirbelkörperendplatten durch die einwirkenden Kräfte verformt, so dass sie sich, bei zu hoher Spannung im Faserring der Bandscheibe, in den Wirbelkörper hineinwölben (Brinckmann 1983; Shirazi-Adl 1984; Holmes 1993). Dabei kann das Maximum im Bereich unter dem Nucleus pulposus bis zu 5 mm betragen. Da der Maximalwert bei zunehmender Last nicht überschritten wird, führt dies bei zu hoher Belastung zum Einbruch der Wirbelkörperendplatte in die Spongiosa (Brinckmann 1983; Holmes 1993). Die Endplatten-Vorwölbung bildet sich innerhalb von zwei Sekunden nach Entlastung auf

0,02 mm des Ausgangswertes vor Belastung zurück. Der Ausgangswert wird nach einer längeren Relaxationszeit ohne Belastung erreicht (Holmes 1993).

Holmes publizierte 1993, dass bei Belastung die Endplatte und die Wirbelkörperspongiosa in Hinsicht auf Stabilität und Unversehrtheit des Bewegungssegmentes eine größere Rolle spielen als die Bandscheibe. Dieses konnte in einer Arbeit von Natarajan 1994 verifiziert werden. Er zeigte, dass Schädigungen und mechanisches Versagen des Bewegungssegmentes in Zusammenhang mit der Ablösung der Wirbelkörperendplatte von der darunterliegenden Spongiosa stehen.

## **1.2 Die subchondrale Knochenplatte**

### **1.2.1 Definition**

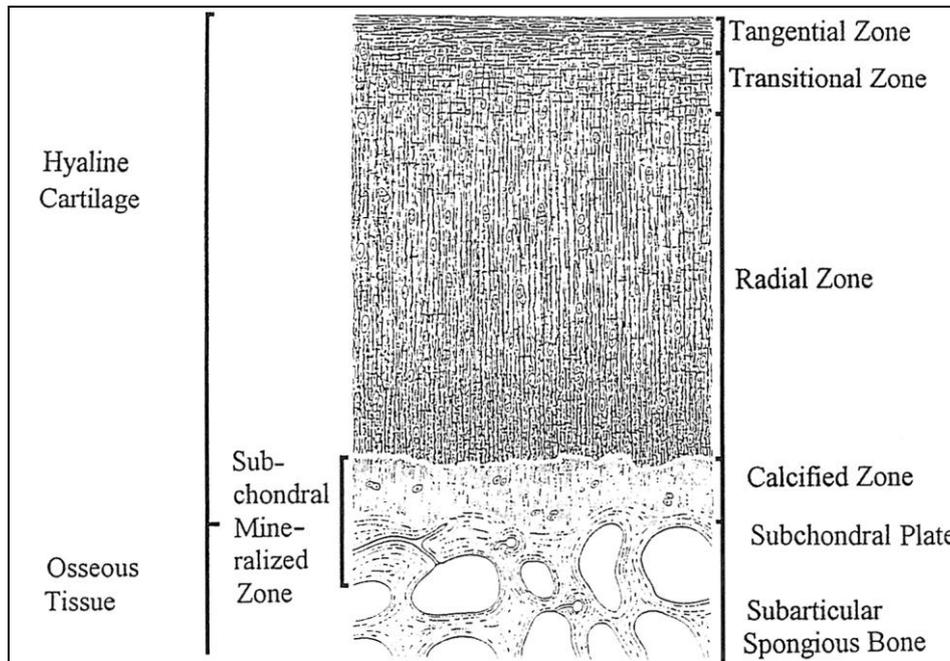
In der Literatur findet man unterschiedliche Definitionen für den Begriff der subchondralen Knochenplatte.

Als subartikuläre Platte aus kompaktem Knochen, die ins Trabekelwerk der Spongiosa übergeht und auf der die kalzifizierte Knorpelschicht liegt, definiert Meachim (1984) die subchondrale Knochenplatte. Duncan (1987) beschreibt sie als die mineralisierte Schicht, während Huber (1990) den subchondralen Knochen als eine Trennschicht zwischen Gelenkknorpel und Spongiosa ansieht und ihn in zwei Schichten einteilt: oben gelegen der mineralisierte Knorpel und darunter die Knochenplatte. Die subartikuläre Spongiosa als dritte Schicht des subchondralen Knochens wird von Bohringer et al. 1995 einbezogen. Als funktionelle Einheit aus verkalktem Knorpel und einer knöchernen Lamelle beschreiben Milz und Putz (1994) die subchondrale Knochenplatte als subchondrale Mineralisierungszone. In Anlehnung an Milz und Putz (1994) definiert Müller-Gerbl (1998) die knöcherne kompakte Schicht unterhalb der kalzifizierten Knorpelschicht als subchondrale Mineralisierungszone oder als subchondrale Knochenlamelle, die eine Trennschicht zwischen Gelenkknorpel und Markraum darstellt und 0,2 bis 0,4 mm dick ist. Die

## 1 EINLEITUNG

subchondrale Knochenplatte findet sich bei den Wirbelkörperendplatten unterhalb des hyalinen Knorpels.

Der Begriff der subchondralen Knochenplatte in dieser Arbeit schließt sich der Definition von Müller-Gerbl an.



**Abb. 1: Schematische Darstellung des hyalinen Knorpels und der darunterliegenden subchondralen Knochenplatte (The Subchondral Bone Plate, Müller-Gerbl 1998)**

### 1.2.2 Morphologie

Mikroskopisch stellt sich die subchondrale Knochenplatte, im senkrechten Strahl auf die Oberfläche, als solide Schicht dar, die durch Zwischenräume unterbrochen wird und nach circa 0,5 mm in die Spongiosa übergeht (Singh 1978; Simkin 1991).

Im tangentialen Schnitt des Elektronenmikroskops zeigen sich kleine, parallel angeordnete Platten, die miteinander verbunden sind. Dabei besteht jede Platte aus 10 bis 15 Schichten kollagener Lamellen, die wiederum von Fibrillen gebildet werden (Inoue 1981). Clark (1990) beschreibt in seinen elektronenmikroskopischen Untersuchungen konzentrische Lamellenschichten, die um Gefäßkanäle von Osteonen angeordnet sind, und flache appositionell angeordnete Lamellen, die sich in tiefer gelegenen Bereichen in multiplen Lagen befinden.

## 1 EINLEITUNG

Lückenbildungen in der subchondralen Mineralisierungszone verbinden die Spongiosa teilweise direkt mit dem Gelenkknorpel und sind zum Teil mit Erythrozyten gefüllt (Woods 1970; Inoue 1981; Bullough 1981; Duncan 1987; Milz und Putz 1994).

Milz (1994) teilt die Lückenbildungen nach Größe und Form ein. Ampulläre Formen mit einem Durchmesser von 80 µm finden sich überwiegend an dünnen und weniger beanspruchten Stellen, die kanalikulären Formen mit 30 µm im Durchmesser sind eher an dicken, stark beanspruchten Lokalisationen der subchondralen Knochenplatte zu finden.

### **1.2.3 Funktion und Biomechanik**

Der subchondralen Knochenplatte werden drei Hauptfunktionen zugesprochen.

Einerseits übernimmt sie die metabolische Funktion, die zur Nährstoffversorgung der Bandscheibe dient, andererseits fungiert sie als integrierte dynamische Gelenkkomponente. Eine dritte Eigenschaft besteht aus der Beteiligung am Knochenumbau (Salter 1960; Radin 1986; Farkas 1987).

Die Ernährungsfunktion des subchondralen Knochens, der durch Kapillargefäße die tieferen Schichten des Gelenkknorpels mit Nährstoffen versorgt, wurde von Ingelmark (1950) und Ekholm (1951) beschrieben. Ebenso wurde die metabolische Funktion von Woods (1970), Clark und Huber (1990) sowie von Milz und Putz (1994) betont.

Den schon oben beschriebenen Lückenbildungen wurden neben der nutritiven Funktion auch mechanische und elektrophysiologische Funktionen zugeschrieben (Milz und Putz 1994).

Als integrierte, dynamische Gelenkkomponente wurde die subchondrale Knochenplatte von Duncan (1987) beschrieben. Sie beinhaltet mehrere mechanische Teilfunktionen, angefangen mit der Stützfunktion des darüber liegenden Knorpels. Die subchondrale Knochenplatte wird ferner als ein Stoßdämpfer bei kurzzeitig einwirkenden Belastungsspitzen angesehen, indem sie aufgrund der elastischen Abstützung durch die subartikuläre Spongiosa (Layton 1988; Inoue 1981) die

## 1 EINLEITUNG

verformenden Kräfte auf das Gelenk abschwächt und den Knorpel vor Überbeanspruchung schützt (Radin & Bryan 1970; Pugh et al. 1973 und 1974). Die Steifigkeit der subchondralen Knochenplatte ist innerhalb der Gelenkfläche stark variabel und von der Anordnung des angrenzenden Trabekelwerks abhängig. Daraus schließt Pugh et al. (1973 und 1974) auf eine konzentriertere Absorption von Energie in Regionen geringerer Steifigkeit. Eine weitere Teilfunktion ist die Kraftübertragung in tiefer gelegene Trabekelwerke des Knochens (Hvid 1988).

Wie das Wolff'sche Transformationsgesetz (1892) die funktionelle Anpassungsfähigkeit des Knochens beschreibt, so führt auch Benninghoff 1927 auf, dass von jedem Punkt des Knochens ein Umbau durch den Gebrauch angeregt werden kann. Heute spricht man von „remodelling“ und meint damit die Umbauvorgänge des Knochens als Reaktion auf funktionelle Beanspruchung.

### **1.2.4 Mineralisierungsverteilung**

Die Gesamtmineralisierung ist sowohl von der Aktivität und dem Körpergewicht eines Menschen als auch von endokrinen und metabolischen Faktoren abhängig.

Es ist bewiesen, dass sich bei Immobilisation oder sportlicher Inaktivität die Knochendichte verringert und bei sportlich aktiven Menschen oder Zunahme des Körpergewichts die Knochendichte zunimmt. So hat Müller-Gerbl (1989) an Schulterpfannen von Leistungsturnern eine deutlich erhöhte Knochendichte gegenüber Normalpersonen nachgewiesen. Die endokrinen Störungen wie Hyperthyreose, Hyperparathyreoidismus, Hypogonadismus oder Morbus Cushing führen zu Osteoporose, die metabolischen Knochenerkrankungen wie Rachitis oder Osteomalazie nehmen negativen Einfluss auf den Gesamtmineralisationsgehalt des Knochens.

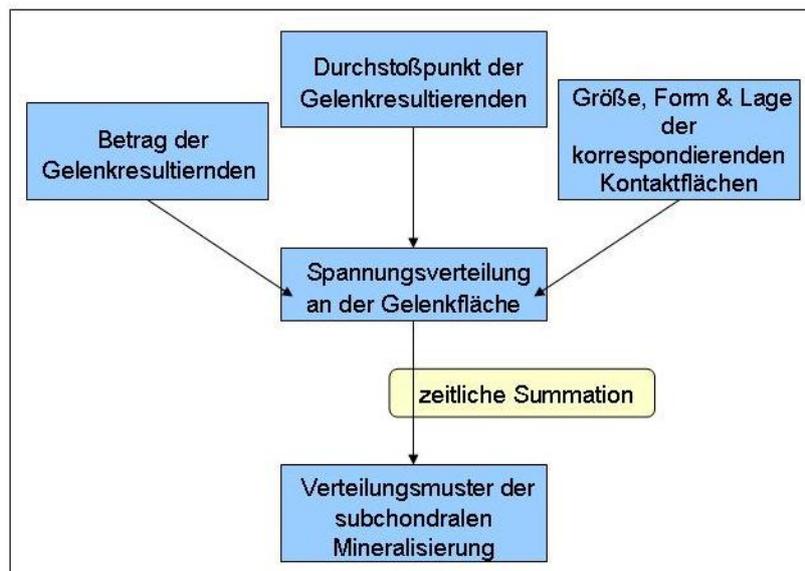
Die lokale Verteilung der Mineralisierung in cervicalen Endplatten war bereits Gegenstand von früheren Studien (Müller-Gerbl 1998; Weißer 2007). Das Verteilungsmuster der Mineralisierung stellte sich dabei als nicht homogen dar. Müller-Gerbl (1998) zeigte zudem, dass mechanische Einwirkungen für lokale

## 1 EINLEITUNG

Veränderungen in der subchondralen Knochenplatte entscheidend und von verschiedenen Faktoren abhängig sind.

Der erste Faktor ist der Betrag der Gelenkresultierenden, welcher die Höhe der Resultierenden darstellt. Der zweite Faktor ist der Durchstoßpunkt der Gelenkresultierenden, der die Positionierung der korrespondierenden Gelenkflächen verkörpert. Die Größe, die Form sowie die Lage der Kontaktflächen zueinander sind weitere Faktoren, die das subchondrale Verteilungsmusters beeinflussen (Anetzberger 1994; Eckstein 1997; Müller-Gerbl 1998).

Diese Faktoren bestimmen gemeinsam die Spannungsverhältnisse an der Gelenkfläche und spiegeln somit in zeitlicher Summation das Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung wider.



**Abb. 2: Abhängigkeit des subchondralen Mineralisierungsmusters**

Bei Veränderung eines oder mehrerer der oben genannten Faktoren kommt es zu einer Anpassung des subchondralen Knochens an die neuen biomechanischen Verhältnisse. Gesteuert über Osteoblasten und Osteoklasten wird bei steigender Belastung die Synthese der Knochensubstanz gesteigert und die Resorption vermindert. Umgekehrt nimmt bei abnehmender Belastung der Kalzifizierungsgrad ab.

## 1 EINLEITUNG

Schon 1892 im Wolff'schen Transformationsgesetz wird die funktionelle Anpassungsfähigkeit des Knochens erwähnt und Benninghoff führt 1927 auf, dass durch Belastung der Knochenumbau angeregt werden kann. Pauwels stellt 1960 die Theorie der kausalen Histiogenese auf. Diese besagt, dass unter Druck- und Zugbelastung neue, biomechanisch stabile Knochenmatrix aus bereits vorhandenen Osteozyten aufgebaut wird. Im Jahr 1962 spricht Kummer vom physiologischen Fließgleichgewicht zwischen Knochenaufbau und -abbau und somit von einer funktionellen Anpassung bei Beanspruchung.

Die Wechselbeziehung zwischen lokaler Hauptbeanspruchung und Mineralisierung gilt heute als gesichert (Radin et al. 1970; Pauwels 1976; Tillman 1978; Carter 1984; Kummer 1995) und es können Rückschlüsse aus der Analyse der Mineralisierungsmuster auf die mechanische Situation in den subchondralen Knochenlamellen gezogen werden.

Somit ist die Anpassung des Verteilungsmusters der subchondralen Mineralisierung das Ergebnis der Langzeitbeanspruchung einer Gelenkfläche. Carter et al. (1989) prägte für diesen Vorgang den Begriff „loading history“.

Müller-Gerbl (1993; 1998) entwickelte die Methode der CT-OAM (Computertomographie-Osteoabsorptiometrie) zur indirekten flächenhaften Darstellung und Analyse der morphologischen Parameter der Beanspruchung einer Gelenkfläche und der Verteilung der Mineralisierung der subchondralen Knochenlamelle. Diese Methode macht es möglich, die subchondrale Mineralisierungsverteilung als reale Abbildung der inneren Körperkräfte auf die Gelenkflächen zu betrachten, da die Mineralisierungsverteilung keine Momentaufnahme, sondern eine Darstellung unter Berücksichtigung eines längeren Zeitraums ist.

So stellt die CT-OAM eine zuverlässige, nicht invasive Methode zur Darstellung der subchondralen Mineralisierung am Lebenden dar (Müller-Gerbl 1998) und kann zur biomechanischen Analyse von Beanspruchungssituationen genutzt werden.

### 1.3 Fragestellung

Unsere Studie befasst sich mit einem umfassenden Vergleich der subchondralen Mineralisierung mit der biomechanischen Knochenfestigkeit an genau korrespondierenden Lokalisationen der Wirbelkörperendplatten der Halswirbelsäule.

Die Mineralisierung wurde mit densitometrischen Messungen durch CT-OAM die Festigkeit anhand der Versagenslast ermittelt.

Wo ist die höchste Mineralisierung der Halswirbelkörperendplatte lokalisiert?

Bestehen signifikante Unterschiede der Mineralisierung innerhalb der Halswirbelsäule?

Bestehen signifikante regionale Unterschiede der Mineralisierung innerhalb einer Endplatte (ventral vs dorsal, rechts vs links, Peripherie vs Zentrum)?

Bestehen signifikante Unterschiede der Mineralisierung zwischen Deck- und Grundplatten?

Bestehen signifikante Unterschiede der Mineralisierung zwischen den verschiedenen Segmenthöhen C3 bis C7?

Wo ist die höchste Festigkeit an den Halswirbelkörperendplatten lokalisiert?

Bestehen signifikante regionale Unterschiede der Festigkeit innerhalb einer Endplatte (ventral vs dorsal, rechts vs links, Peripherie vs Zentrum)?

Bestehen signifikante Unterschiede der Festigkeit zwischen Deck- und Grundplatten?

Bestehen signifikante Unterschiede der Festigkeit zwischen den verschiedenen Segmenthöhen C3 bis C7?

Besteht eine Korrelation zwischen den Lokalisationen der Mineralisierung und Festigkeit?

## 2 MATERIAL

Bei dieser Studie wurden 38 Halswirbelkörper von 12 Wirbelsäulen aus dem Präparategut des Anatomischen Instituts der Ludwig-Maximilians-Universität aus den Jahren 1994-2005 untersucht.

Während des Untersuchungszeitraumes wurden die Wirbelsäulen in fünfprozentiger Formalinlösung aufbewahrt. Zur Verfügung standen acht weibliche und vier männliche Wirbelsäulen im Alter von 56 bis 97 Jahre. Der Altersdurchschnitt der in die Studie aufgenommenen Wirbelsäulen liegt bei insgesamt 78 Jahren, wobei der Durchschnitt im weiblichen Kollektiv bei 77,25 Jahren und der im männlichen Kollektiv bei 79,5 Jahren liegt. (Tabelle 2)

Die Anzahl der insgesamt 38 Halswirbelkörper teilt sich wie folgt auf:

Wirbelkörper	Anzahl
C3	n = 9
C4	n = 5
C5	n = 5
C6	n = 9
C7	n = 10

Tab. 1: Übersicht Anzahl Wirbelkörper

Wirbelsäule	Alter (Jahre)	Geschlecht	Gewicht (kg)	Größe (cm)	Wirbelkörper	Anzahl
1	84	W	56	148	C3-C7	n = 5
2	56	W	38	163	C4-C7	n = 5
3	97	W	23	148	C3-C7	n = 5
4	84	M			C4-C7	n = 4
5	63	W	55	166	C3-C7	n = 5
6	84	M		170	C3,C7	n = 2
7	74	M		165	C3,C6,C7	n = 3
8	90	W		149	C3,C6,C7	n = 3
9	58	W			C3,C6,C7	n = 3
10	80	W			C6,C7	n = 2
11	76	M		170	C3	n = 1
12	90	W		135	C3	n = 1
<b>Summe</b>						n = 38
Gesamt	66,86	n = 12				
Weiblich	77,25	n = 8				
Männlich	79,5	n = 4				

Tab. 2: Übersicht verwendeter Präparate

## **3 METHODEN**

### **3.1 Präparation**

Das Kollektiv bestand aus 12 intakten formalinfixierten humanen Wirbelsäulenpräparaten.

Der erste Schritt war die Entfernung des umgebenden Muskelgewebes, sowie der Bänder durch Präparation. Daraufhin erfolgte die Trennung der einzelnen Wirbelkörper, indem die Bandscheiben horizontal mittig und die Facettengelenke in ihren Gelenkspalten durchtrennt wurden.

Die separierten Wirbelkörper wurden von Geweberesten sowie anhaftendem Bandscheibenmaterial an den Grund- und Deckplatten gesäubert, so dass die knöchernen Endplatten freilagen. Jeder Wirbelkörper wurde von kranial und kaudal mit einer Digitalkamera (Canon IXUS S2) mit einer Pixeldichte von 1600x1200 fotografisch dokumentiert.

### **3.2 CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM)**

Die Bildgebung einer konventionellen Computertomographie war die Voraussetzung für die CT-Osteoabsorptiometrie.

a) Von den separierten Wirbelkörpern wurden koronare CT-Schichtaufnahmen (Siemens Somatom S4) erstellt. Die Schichtdicke betrug 1 mm mit einem Vorschub von 1, in einem 30er und 70er Kernel. Die Bilddaten wurden auf einer Magnetical Optical Disc sowie im Archiv der radiologischen Abteilung der Ludwig- Maximilians-Universität gespeichert.

b) Zur Bildbearbeitung wurden die CT-Datensätze nach einem Konvertierungsschritt auf eine Workstation (IBM Corporation, RISC System/6000, White Plains, USA), die mit dem Bildbearbeitungsprogramm ANALYZE 7.5.5 (Biomedical Imaging Resource, Mayo Foundation, Rochester, USA) ausgestattet war, übertragen. Anhand ANALYZE konnten die Wirbelkörper virtuell dreidimensional rekonstruiert und frei im Raum

### 3 METHODEN

rotiert werden, so dass jeweils ein Bild mit der direkten Aufsicht auf die Deck- sowie Grundplatte entstand. Die Rotationskoordinaten wurden registriert.

c) Durch Editieren der einzelnen CT-Schnittbilder war es möglich, die Deck- und Grundplatten virtuell von einander zu isolieren. So entstanden getrennte Datensätze für Deck- und Grundplatte, die abgespeichert wurden. Im nächsten Arbeitsschritt wurden die Datensätze der isolierten Endplatten anhand der vorher registrierten Rotationskoordinaten so rotiert, dass sie dieselbe Ausrichtung hatten wie die dreidimensional rekonstruierten Wirbelkörper.

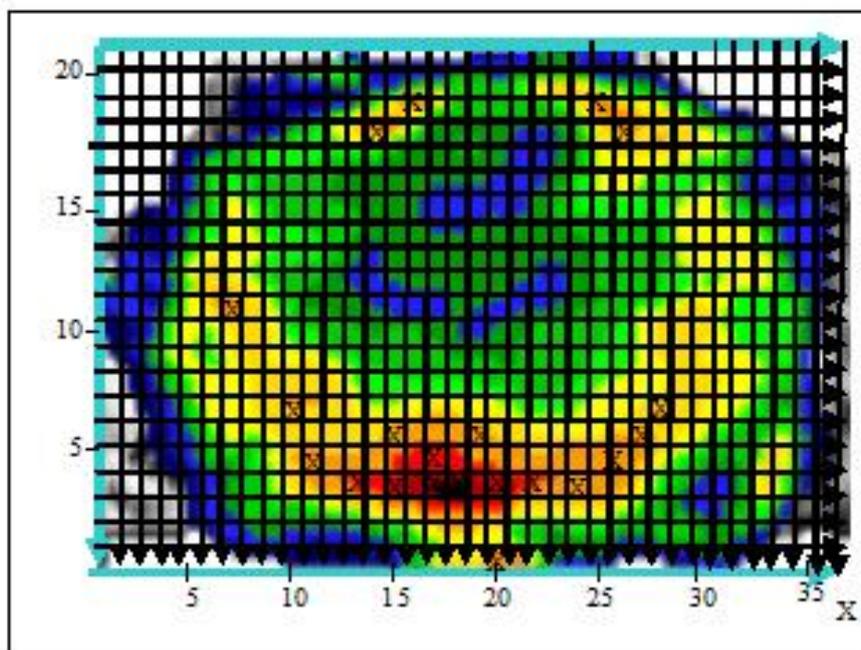
d) Mit der Funktion „Maximum Intensity Projection“ wurden die Punkte mit den höchsten Dichtewerten senkrecht auf die Oberfläche der subchondralen Knochenplatte projiziert.

Zur besseren Unterscheidung der so gewonnenen Mineralisierungsmuster wurde anschließend diese Ansicht mit einem Farbkeil von Falschfarben belegt. Diese wurden in Abstufungen zu jeweils 100 Hounsfield-Einheiten unterteilt. So entstand ein Farbspektrum von den hohen Mineralisierungswerten (weiß, schwarz, rot, orange, gelb) bis zu den niedrigen Mineralisierungswerten (grün, blau). Das daraus resultierende Densitogramm wurde mit der Funktion „Image Algebra“ auf die Gelenkfläche des dreidimensionalen Wirbelkörpers projiziert und als Gesamtbild mit der Aufsicht auf die Grund- bzw. Deckplatte abgespeichert. Das Endergebnis war die Darstellung der dreidimensionalen Wirbelkörper mit der Aufsicht auf farbige kartographische Densitogramme der subchondralen Knochenplatten.

### 3.3 Auswertung der Densitogramme

#### 3.3.1 Lokalisation der Mineralisierungsmaxima

Um die Beschreibung der Lokalisation der Maxima zu erleichtern, wurde ein Rechteck mit der Software Microsoft PowerPoint angelegt. In dieses Rechteck legten wir ein Raster mit Koordinatensystem und den Maximalmaßen 36x21 an. Diese Einteilung erlaubt eine präzise Bestimmung der lokalen Mineralisierungsmaxima.



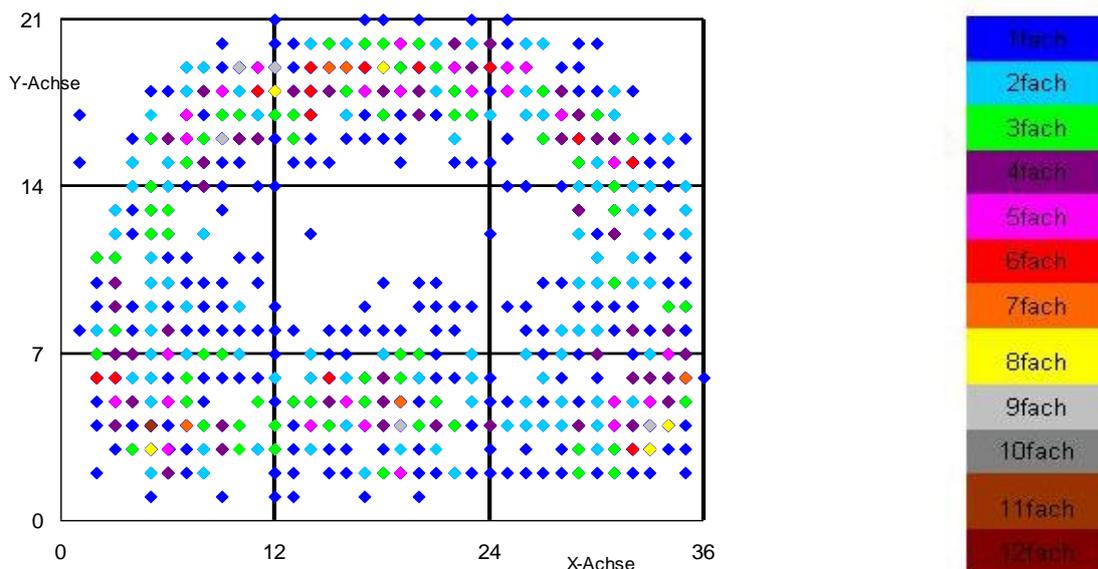
**Abb. 3: Densitogramm mit markierten Maxima im Raster-Koordinatensystem**

An den mit Farbe belegten Densitogrammen wurden die Mineralisierungsmaxima für jede Deck- und Grundplatte mit einem Kreuz markiert. Anschließend wurde mit der Software Adobe Photoshop ein passgenauer Bildausschnitt der Densitogramme angefertigt. In diesem Bildausschnitt wurden die Densitogramme in das vorgefertigte Raster kopiert. Die Densitogramme, mit der ventralen Kante nach oben, wurden in ihrer Größe verhältnismäßig an das Raster angepasst, um eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten. Die Koordinaten jedes Mineralisierungsmaximums auf allen Endplatten wurden über das Koordinatensystemraster abgelesen und in einer Tabelle der Software Microsoft Excel festgehalten. Anhand dieser Tabelle wurden die

### 3 METHODEN

Koordinaten der Mineralisierungsmaxima in ein Koordinatensystem als Punkte eingetragen. Die Größe des Koordinatensystems entsprach dem voran benutzten Raster mit den Ausmaßen 36x21. Die x- sowie y-Achse des Koordinatensystems wurden jeweils in drei gleichgroße Teilbereiche mit jeweils 12x7 Einheiten eingeteilt. So entstand ein Raster mit neun gleichgroßen Sektoren, das bei der deskriptiven Beschreibung der Maximalokalisationen zum Einsatz kam (s. 3.3.2).

Durch die Übertragung der Koordinatenpaare in das Koordinatensystem entstanden so genannte Punktwolken, die die Mineralisierungsmaxima auf den Endplatten darstellen. Es wurde zum einen ein Koordinatensystem für Deck- und Grundplatten der ganzen Halswirbelsäule gemeinsam angelegt, zum anderen entstand jeweils eine Punktwolke aus den Mineralisierungsmaxima aller Deck- beziehungsweise aller Grundplatten. Zudem wurden auch Punktwolken für die Mineralisierungsmaxima jeder Wirbelkörperhöhe sowie getrennt für Deck- und Grundplatten für jede Wirbelkörperhöhe und hier jeweils für jede Maximumstufe erstellt. Um Mehrfachnennungen der Koordinaten darzustellen, wurden diese einzeln in ein dafür erstelltes Gittersystem, das dem des Koordinatensystems mit den Ausmaßen von 36x21 entspricht, übertragen und dabei die Mehrfachnennungen in Zahlen und mit entsprechender Farbe unterlegt festgehalten.



**Abb. 4: Punktwolke Mineralisierungsmaxima gesamte HWS und Farbskala**

### 3 METHODEN

Um eine bessere graphische Darstellung und Vergleichbarkeit mit den Punktwolken der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima zu ermöglichen, wurden die Punkte der Punktwolken in der entsprechenden Farbe nach der Farbverteilung der Mehrfachnennungen eingefärbt.

#### 3.3.2 Deskriptive Beschreibung der Mineralisierungsmuster

Wie zuvor beschrieben, wurden die Densitogramme innerhalb eines Rasters mit neun gleichgroßen Sektoren ausgewertet. Diese dienen nun der deskriptiven Beschreibung der Lage der Mineralisierungsmaxima. Jeder der neun Sektoren wurde nach den gängigen klinischen Lagebezeichnungen benannt: ventrolateral rechts und links, medioventral, centrolateral rechts und links, zentral, dorsolateral rechts und links, mediodorsal.

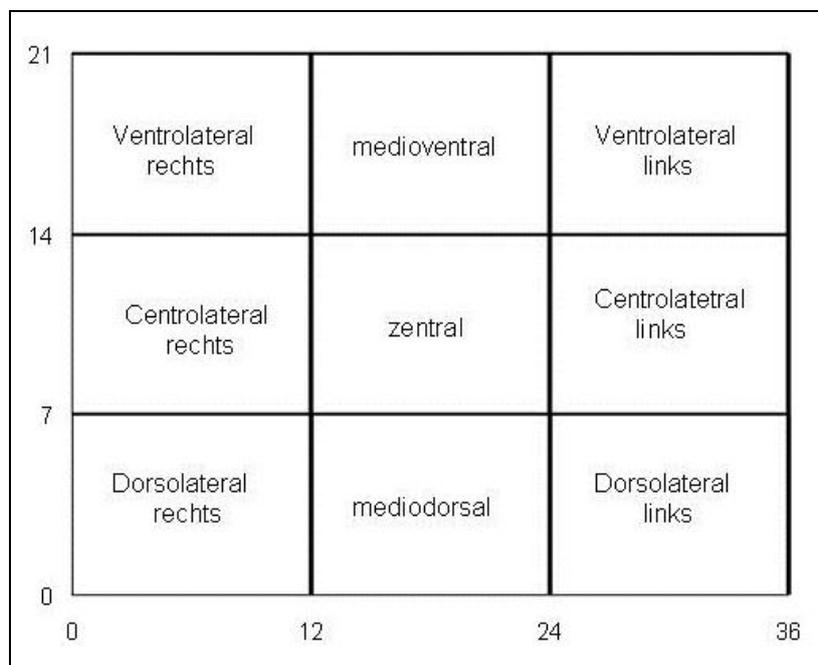


Abb. 5: Bereichebezeichnung des Neuner-Raster

### 3.3.3 Häufigkeitsverteilung der Mineralisierungsmaxima

Zur Quantifizierung der Häufigkeitsverteilung der Mineralisierungsmaxima in den einzelnen Anteilen des Neuner-Rasters wurden diese jeweils für alle Deck- und Grundplatten, für die einzelnen Wirbelkörperhöhen sowie für die Deck- und Grundplatten der einzelnen Wirbelkörperhöhen ausgezählt und festgehalten. Aus diesen Werten in den einzelnen Teilbereichen wurden die Prozentanteile an der Gesamtzahl bestimmt und dokumentiert. Die Prozentanteile wurden für die Darstellung des Neuner-Rasters in einem dreidimensionalen Säulendiagramm verwendet.

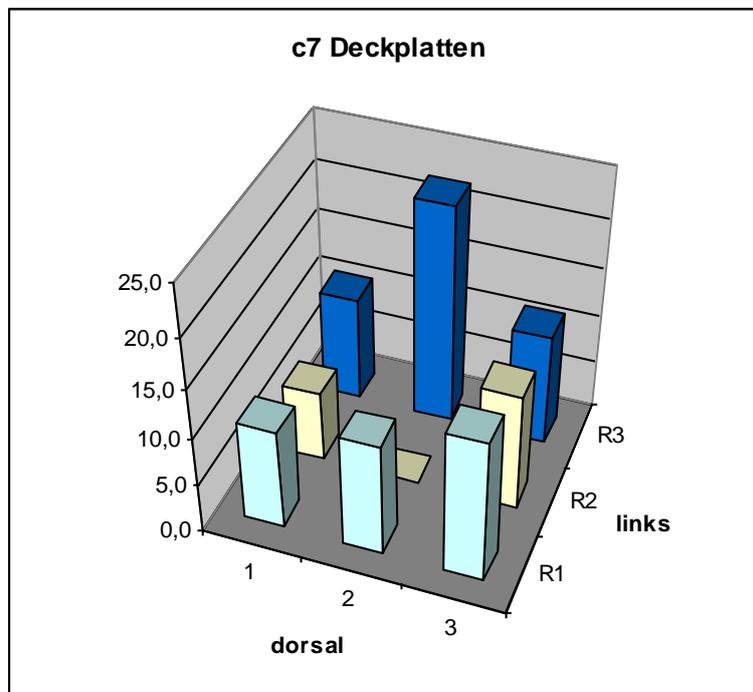


Abb. 6: Dreidimensionales Säulendiagramm der Prozentanteile der Mineralisierungsmaxima in den Teilbereichen des 9er Rasters aller Deckplatten der Wirbelkörperhöhe c7

Anzahl/Prozentanteil	Anzahl/Prozentanteil	Anzahl/Prozentanteil
18/10,8%	37/22,3%	19/11,4%
12/7,2%	0/0	20/12%
17/10,2%	19/11,4%	24/14,5%

Tab. 3: Anzahl / Prozentanteile der Mineralisierungsmaxima in den Teilbereichen des 9er Rasters aller Deckplatten der Wirbelkörperhöhe c7

### 3.4 Kompressionstest zur Bestimmung der Versagenslast

#### a) Vorbereitung

Die fotografierten und durch das CT gescannten Grund- und Deckplatten wurden mit einer Kreissäge horizontal in der Mitte halbiert, damit die Endplatten getrennt untersucht werden konnten. Um Grund- und Deckplatte unterscheiden zu können, wurde die Deckplatte zentral mit einem schwarzen Punkt versehen.

Die Wirbelkörperhälften wurden jeweils mit Hilfe einer runden Form aus Kunststoff in Schnellzement (Faust®) fixiert. Dabei war darauf zu achten, dass die Deck- sowie Grundplatten aus dem Zementbett herausragten und waagrecht zum Liegen kamen.

#### b) Lokalisation der Messstellen

Mit einem wasserfesten Stift wurden auf der Oberfläche der Endplatten die späteren Messpunkte markiert.

Zur Festlegung der Lokalisation der Messpunkte wurde für jede Wirbelkörperhöhe, für Deck- sowie Grundplatte ein eigenes Messschema erstellt. Für jeden Messpunkt galt, dass er vom nächsten Messpunkt mindestens 6 mm entfernt war. Zudem musste jeder Messpunkt vom Rand des Wirbelkörpers mindestens 4,5 mm entfernt sein. (J.P.Grant et al.)

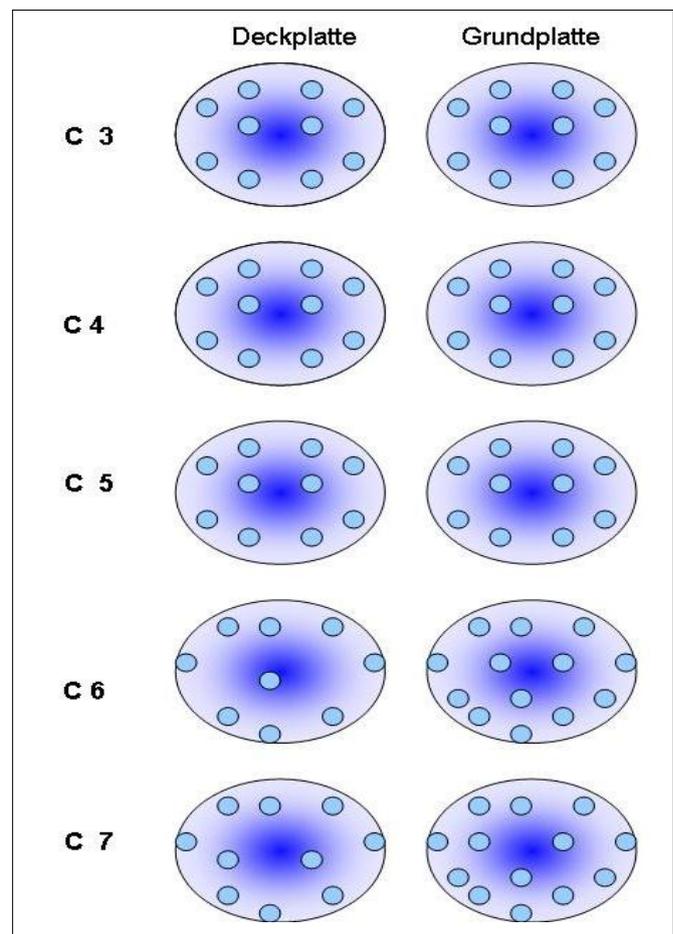


Abb. 7: Messschemata Festigkeit

#### c) Messungen



**Abb. 8: Messvorrichtung der Materialprüfeinrichtung**

Die in Schnellzement eingebetteten Wirbelkörperhälften wurden in eine Messvorrichtung eingespannt, die in allen Ebenen bewegt und fixiert werden konnte. Die Oberfläche des zu messenden Punktes konnte somit senkrecht zum Messinstrument gestellt werden und der Wirbelkörper blieb während des Messvorgangs exakt in der Fixierposition.

Die Werte der Versagenslast an den vorher eingezeichneten Messpunkten wurden durch axiale Kompressionstests an der Materialprüfeinrichtung ZWICK (Universalprüfmaschine Zwick 1425) gewonnen. Es handelt sich um ein einachsiges Prüfsystem, angetrieben von einem elektromechanischen Motor, der einen halbrunden Bolzen mit 1 mm

Durchmesser mit einer konstanten Geschwindigkeit von 1 mm/min in den Knochen trieb. Dabei wurde der entstehende Kraftaufwand in Newton sowie die Eindringtiefe in Millimeter erfasst und dokumentiert.

#### d) Kraft-Weg-Diagramme

Die gewonnenen Daten der einzelnen Messungen jeder Endplatte wurden an einen PC übermittelt und dort im dif-Format gespeichert sowie anschließend in einem Kraft-Weg-Diagramm ausgedruckt. Die maximale Kraftentwicklung konnte somit für jeden Messpunkt präzise bestimmt werden.

Der typische Kurvenverlauf des Kraft-Weg-Diagramms kann wie folgt beschrieben werden: Nach einem charakteristischen Anstieg und dem Erreichen des Maximums folgt ein steiler Abfall der Kurve. Anschließend zeigt sich ein sekundärer Anstieg. Der

### 3 METHODEN

Maximalwert wird dann als Versagenslast in Newton definiert, wenn nach ihm ein Abfall der Kurve um mindestens 10% zu verzeichnen ist.

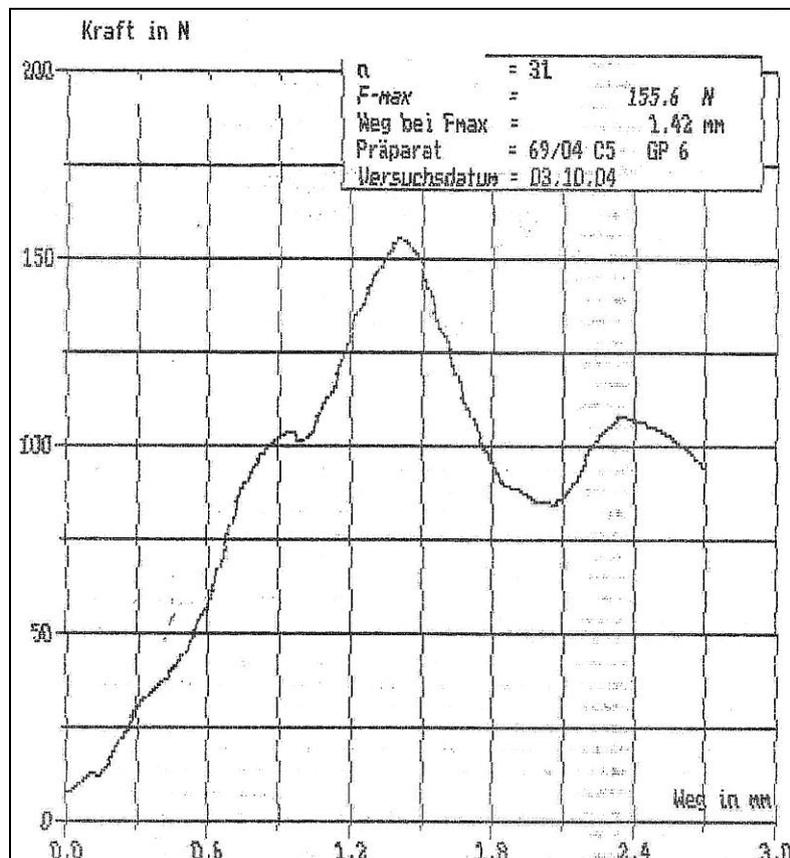


Abb. 9: Kraft-Weg-Diagramm des Messpunktes Nr. 6 der Grundplatte C5 der WS 69/04

## 3.5 Auswertung der Festigkeitswerte

### 3.5.1 Flächenhafte Darstellung der Festigkeitsverteilung

Die als Versagenslast erhaltenen Festigkeitsmaxima wurden in das vorher erstellte Messschema der Festigkeit an den einzelnen Messpunkten eingetragen. Auf diese Weise entstanden Festigkeitskarten für jede Deck- und Grundplatte aller verwendeter Wirbelkörper.

Die Werte der Versagenslast wurden in Festigkeits-Bereiche zu je 50 Newton eingeteilt und jedem Bereich eine Farbe zugeordnet. So konnten die Messpunkte der Festigkeitskarten in der entsprechenden Farbe eingefärbt werden.

### 3 METHODEN

(Grau: 0-50N, Dunkelblau: 50-100N, Hellblau: 100-150N, Dunkelgrün: 150-200N, Hellgrün: 200-250N, Gelb: 250-300N, Orange: 300-350N, Pink: 350-400N, Hellrot: 400-450N, Dunkelrot: 450-500N, Schwarz: >500N)

#### **3.5.2 Lokalisation der Festigkeitsmaxima**

Die Auswertung der Festigkeitsmaxima erfolgte in gleicher Weise wie bei den Mineralisierungsmaxima (siehe 3.3.2).

#### **3.5.3 Häufigkeitsverteilung der Festigkeitsmaxima**

Die Ermittlung der Häufigkeit der Festigkeitsmaxima erfolgte in gleicher Weise wie bei den Mineralisierungsmaxima (siehe 3.3.3).

### **3.6 Vergleich der Mineralisierungs- und Festigkeitswerte**

#### **3.6.1 Bestimmung der korrespondierenden Messstellen**

Um die Mineralisierungswerte, die den Festigkeitsmesspunkten im Densitogramm entsprechen, zu bestimmen, wurden native Röntgenaufnahmen angefertigt. Basierend auf der zweidimensionalen Darstellung konnte die exakte Lage der Messstellen mit der Software ANALYZE auf das Densitogramm übertragen und dort die Mineralisierungswerte gemessen werden.

a) Nach dem axialen Kompressionstest wurden die Wirbelkörperhälften aus ihrem Zementbett geholt. Jedes Messloch wurde mit einer gekürzten Stecknadel mit Metallkopf, die auf eine Länge von 1 bis 5 mm gekürzt wurde, versehen, um die Röntgendichte der Messpunkte zu erhöhen. Dabei war zu beachten, dass die gekürzten Stecknadeln senkrecht zur Endplattenoberfläche im Messloch stehen.

Die mit den Stecknadeln versehenen Deck- und Grundplatten wurden auf einem Röntgenfilm (AGFA Structurix D7DW) positioniert und eine Minute im Röntgengerät FAXITRON mit 50 kV und 2 mA im anterior-posterioren Strahlengang der Röntgenstrahlung ausgesetzt.

### 3 METHODEN

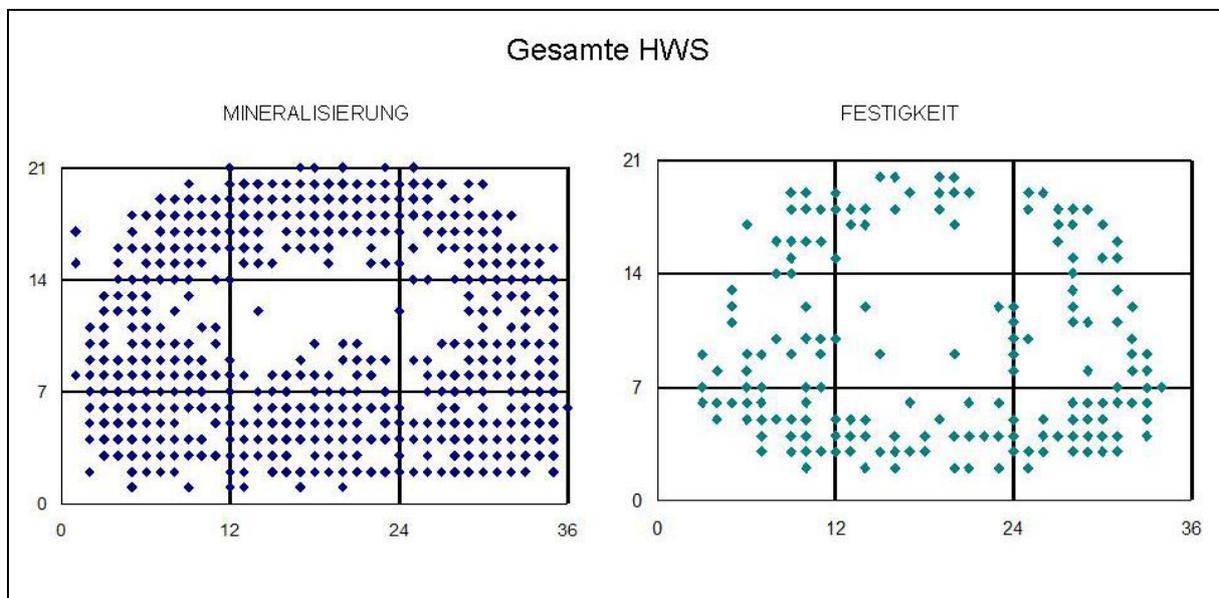
Die so gewonnenen Kontaktradiographien wurden in der Dunkelkammer des anatomischen Instituts der Ludwig–Maximilians-Universität entwickelt. Hierzu wurden die Bilder fünf Minuten in Röntgenfilmentwickler (Tetanal Röntgen Rapid mit der Verdünnung in Leitungswasser 1:3,5) geschwenkt, mit klarem Wasser abgespült und zehn Minuten in Röntgenfilmfixierer (Tetanal Röntgen Superfix, 1:4 mit Leitungswasser verdünnt) gelegt. Im nächsten Schritt wurden die Röntgenfilme 15 Minuten fließend gewässert und anschließend im Trockenschrank bei 38°C aufbewahrt.

b) Mit der Funktion „Region of interest“ des Bildbearbeitungsprogramms ANALYZE wurde ein ca. 1 mm durchmessender Kreis an der Stelle auf dem Densitogramm platziert, an der auf dem Röntgenfilm ein Messloch durch eine Stecknadel markiert war. Über diesen Kreis und die Funktion „Sample image“ konnte man exakt an dieser Lokalisation die Knochenmineralisierung ablesen, die als Durchschnittswert der im Messkreis enthaltenen Pixel in Hounsfield-Einheiten errechnet wurde. Die so ermittelten Mineralisierungswerte wurden auf dem Messschema zusammen mit den entsprechenden Festigkeitswerten an den jeweiligen Messpunkten eingetragen.

So entstanden für jede Grund- und Deckplatte Mineralisierungs-Festigkeits-Wertepaare, die in eine Excel-Tabelle übertragen wurden.

### 3.6.2 Graphische Gegenüberstellung

Die lokalen Maxima von Mineralisierung und Festigkeit der gesamten HWS, der Deckplatten, der Grundplatten sowie der einzelnen Wirbelkörperhöhen wurden anhand der Rastermuster der Punktwolken visuell verglichen. Es wurden die Punktwolken der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima sowie die dreidimensionalen Säulendiagramme einander gegenübergestellt. Hierzu wurde das Neuner-Raster verwendet, um Bereiche mit erhöhter oder verminderter Mineralisierung bzw. Festigkeit beschreiben zu können.



**Abb. 10: Vergleich der Punktwolken der Mineralisierungs (links)- und Festigkeitsmaxima (rechts) der gesamten HWS**

### 3.6.3 Regressionsanalyse

#### a) MARS-Modell

Da der Zusammenhang zwischen Mineralisierung und Festigkeit nicht linear, sondern logarithmisch ist, wurde zur statistischen Darstellung das MARS-Modell nach Jérôme Friedman (1991) verwendet. Das MARS-Modell ist ein nicht parametrisches Regressionsverfahren.

Unter dem MARS-Modell versteht man Multivariate Adaptive Regression Splines:

**Multivariate:** Berücksichtigung mehrerer Variablen

**Adaptive:** Anpassung an verschiedene Funktionstypen

**Regression:** Annäherung einer Funktion

**Splines:** stückweise lineare Funktion als zentraler Bestandteil

Ein MARS-Modell stellt das Ergebnis der Annäherung an die Funktion  $f(x)$  dar. Es wird durch eine mathematische Formel, die von mehreren Eingangsgrößen abhängt, dargestellt. Seine elementaren Bestandteile sind so genannte Splines. Dies sind stückweise lineare Funktionen, die mit einem „Knoten“ verbunden sind (Aßmann et al 2005).

Der MARS-Algorithmus basiert auf der iterativen Kombination stückweise linearer Funktionen (Splines), die in definierter Art und Weise addiert und multipliziert werden.

Ein MARS-Modell besitzt die allgemeine Form:

$$\hat{f}(x) = a_0 + \sum_{m=1}^M a_m \prod_{k=1}^{K_m} \max(0, s_{km}(x_{v(k,m)} - t_{km}))$$

Hierbei stehen

$a_0$ : Konstante

$M$ : Anzahl der nicht-konstanten Basisfunktionen im Modell

$a_m$ : Linearer Faktor, mit dem eine Basisfunktion in das Modell eingeht

$K_m$ : Anzahl der Faktoren einer Basisfunktion.

$s_{km} = \pm 1$ : Dient zur Vereinfachung, um die beiden hier möglichen Faktoren  $(x_{v(k,m)} - t_{km})$  und  $(t_{km} - x_{v(k,m)})$  als  $s_{km}(x_{v(k,m)} - t_{km})$  auszudrücken zu können

$v(k, m)$ : Identifiziert eine unabhängige Variable

$x$ : Beobachtung, ein Vektor von Werten für Regressoren

$x_{v(k,m)}$ : Wert der unabhängigen Variablen  $v(k, m)$

$t_{km}$ : Splitwert des Splines auf dem Regressor  $v(k, m)$

**Abb. 11: Formel des MARS-Modell (Unterstützung der Qualitätssicherung in Software-Systemen durch Fehlerprognose von Marc Abmann, Martin Herbort, Georg Köster, Benedikt Meuthrath, Alexander Saar)**

Die Formel auf die Korrelation von Mineralisierung und Festigkeit bezogen lautet:

Dichte =      Schnittpunkt der Y-Achse

                 plus Steigung der Geraden am Schnittpunkt der Y-Achse

                 minus Reduzierung der Steigung ab dem 1.Knotenpunkt

                 minus Reduzierung der Steigung ab dem 2. Knotenpunkt

[Steigung ab dem 1. Knotenpunkt nur reduziert, wenn Festigkeit  $\geq$  angegebener X -Wert ansonsten = 0

Steigung ab dem 2. Knotenpunkt nur reduziert, wenn Festigkeit  $\geq$  angegebener X-Wert ansonsten = 0]

Für die gesamte HWS, die Deckplatten, die Grundplatten und für jede Wirbelkörperhöhe wurde ein eigenes MARS-Modell und ein dazugehöriges Streudiagramm Scatter Plot erstellt.

### 3 METHODEN

Beispiel Deckplatten:

Model produced						
	pred1	knot1	pred2	knot2	coefs	SE
1	0	NA	0	NA	93.8507755	2.35114573
2	1	NA	0	NA	0.4079143	0.02508368
3	1	128.4	0	NA	-0.2884559	0.03343481

Rsquared: 0.598

**Formel:**  
$$93,85 + 0,4 \text{ Fest} - 0,28 ( \text{Fest} - 1128,4 )_+ ( \text{Fest} - 1128,4 )_+ =$$
$$\text{Fest} - 1128,4,$$

wenn  $\text{Fest} \geq 1128,4$ ; sonst = 0

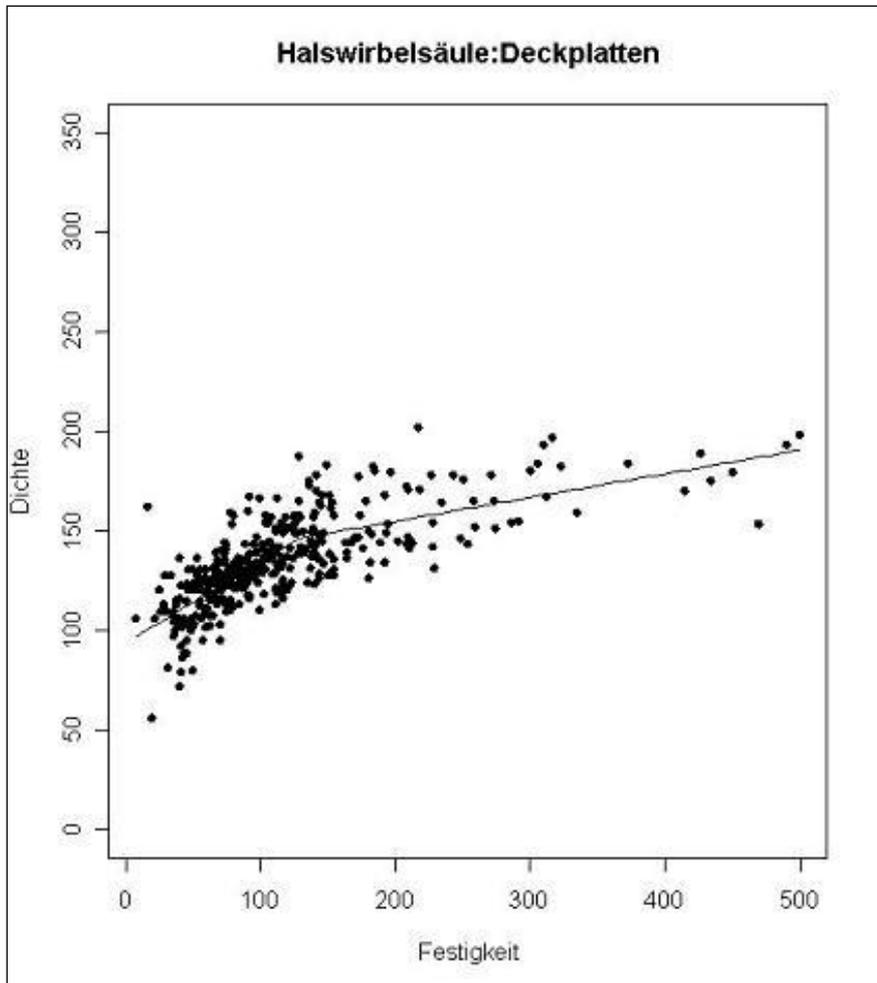


Abb. 12: Streudiagramm Scatter Plot des MARS-Modell der Deckplatten

### 3 METHODEN

#### b) Das Bestimmtheitsmaß $R^2$ (R-Quadrat)

$R^2$  ist das typische Maß für die Güte eines Regressionsmodells. Es gibt die Abweichung der Streuung von der Regressionsgeraden an.

Die Maßzahl  $R^2$  ist der Prozentanteil der vorhandenen Streuung, der durch die lineare Regression erklärt wird, und liegt daher zwischen

0 (oder 0 %): kein linearer Zusammenhang und

1 (oder 100%): perfekter linearer Zusammenhang.

Zu jedem erstellten MARS-Modell der gesamten HWS, aller Deckplatten, aller Grundplatten und der einzelnen Wirbelkörperhöhen wurde das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  bestimmt.

#### c) Spearman's Rho Korrelationskoeffizient

Spearman's Rho ist ein non-parametrisches Korrelationsmaß für Daten auf Rangskalenniveau und ein Zusammenhangsmaß für den monotonen Zusammenhang zwischen zwei ordinal skalierten bzw. nicht normal verteilten intervallskalierten Variablen. Grundlage ist der Pearson'sche Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient, in den Rangplätze eingesetzt werden.

Im Prinzip ist der Rangkorrelationskoeffizient nichts anderes als der auf Rangwerte angewendete Pearson-Korrelationskoeffizient, doch im Gegensatz zum Pearson-Korrelationskoeffizienten wird Spearman's Rho weniger stark von Ausreißern beeinflusst und ein linearer Zusammenhang ist keine Voraussetzung für den Spearman's Rho.

Zur Berechnung dieses Koeffizienten wird von den ursprünglichen Werten der Variablen X und Y zu Rängen übergegangen, d.h. jedem x-Wert und jedem y-Wert wird als Rang die Platzzahl zugeordnet, die der Wert nach Anordnung aller x- und y-Werte der Größe nach erhält. Aus den ursprünglichen Messpaaren  $(x_i, y_i)$  mit  $i = 1, \dots, n$  ergeben sich die neuen Rangdaten  $(rg(x_i), rg(y_i))$  mit  $i = 1, \dots, n$ .

### 3 METHODEN

Falls innerhalb der x-Werte oder innerhalb der y-Werte identische Werte auftreten, werden Durchschnittsränge berechnet, d.h. den identischen Messwerten wird als Rang das arithmetische Mittel der in Frage kommenden Ränge zugewiesen.

Bei dieser Arbeit wurde für die gesamte HWS, die Deckplatten sowie die Grundplatten, für jede einzelne Wirbelkörperhöhe und für jeden einzelnen Wirbelkörper der Spearman's Rho Korrelationskoeffizient berechnet.

## 4 ERGEBNISSE

Im Rahmen dieser Studie wurden die Endplatten von 38 Halswirbelkörpern von 12 Wirbelsäulenpräparaten untersucht.

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt in der Reihenfolge

- Ergebnisse der Mineralisierung
- Ergebnisse der Festigkeit
- Ergebnisse des Vergleichs Mineralisierung – Festigkeit
- Ergebnisse der Statistik

mit der Aufteilung in

- gesamte HWS
- alle Deck- und Grundplatten
- die einzelnen Wirbelkörperhöhen

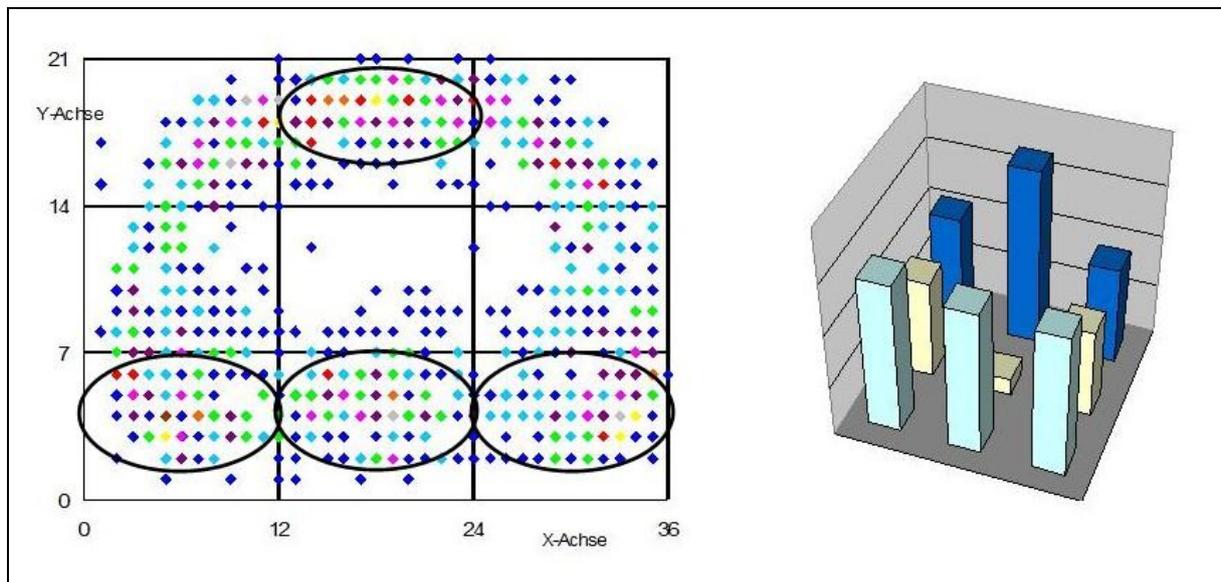
Für jeden Punkt werden zuerst die Ergebnisse der Densitogramme bzw. Festigkeitskarten, danach die Ergebnisse der Punktwolken der Mineralisierungs- bzw. Festigkeitsmaxima und als letztes die Ergebnisse der auf Prozentzahlen beruhenden dreidimensionalen Säulendiagramme aufgeführt.

## 4.1 Ergebnisse der Mineralisierung

### 4.1.1 Die gesamte Halswirbelsäule

Die visuelle Auswertung der Densitogramme erbrachte keine flächenhafte, homogene Verteilung der Mineralisation in den Wirbelkörperendplatten der HWS. Vielmehr konnten unterschiedliche Regionen der Lokalisation und Anzahl der höchsten Mineralisierung innerhalb der Endplatten der Wirbelkörper festgestellt werden. Dabei waren charakteristische Verteilungsmuster zu erkennen. Diese variierten jeweils nach der Wirbelkörperhöhe sowie in deren Deck- und Grundplatten.

Die deskriptive Analyse ergab ein ringförmiges Grundmineralisierungsmuster, bei dem das Zentrum der Endplatten am wenigsten mineralisiert war und die Endplattenperipherie ringförmig eine stärkere Mineralisierung aufwies, die am stärksten dorsal und ventro-medial ausgeprägt ist.

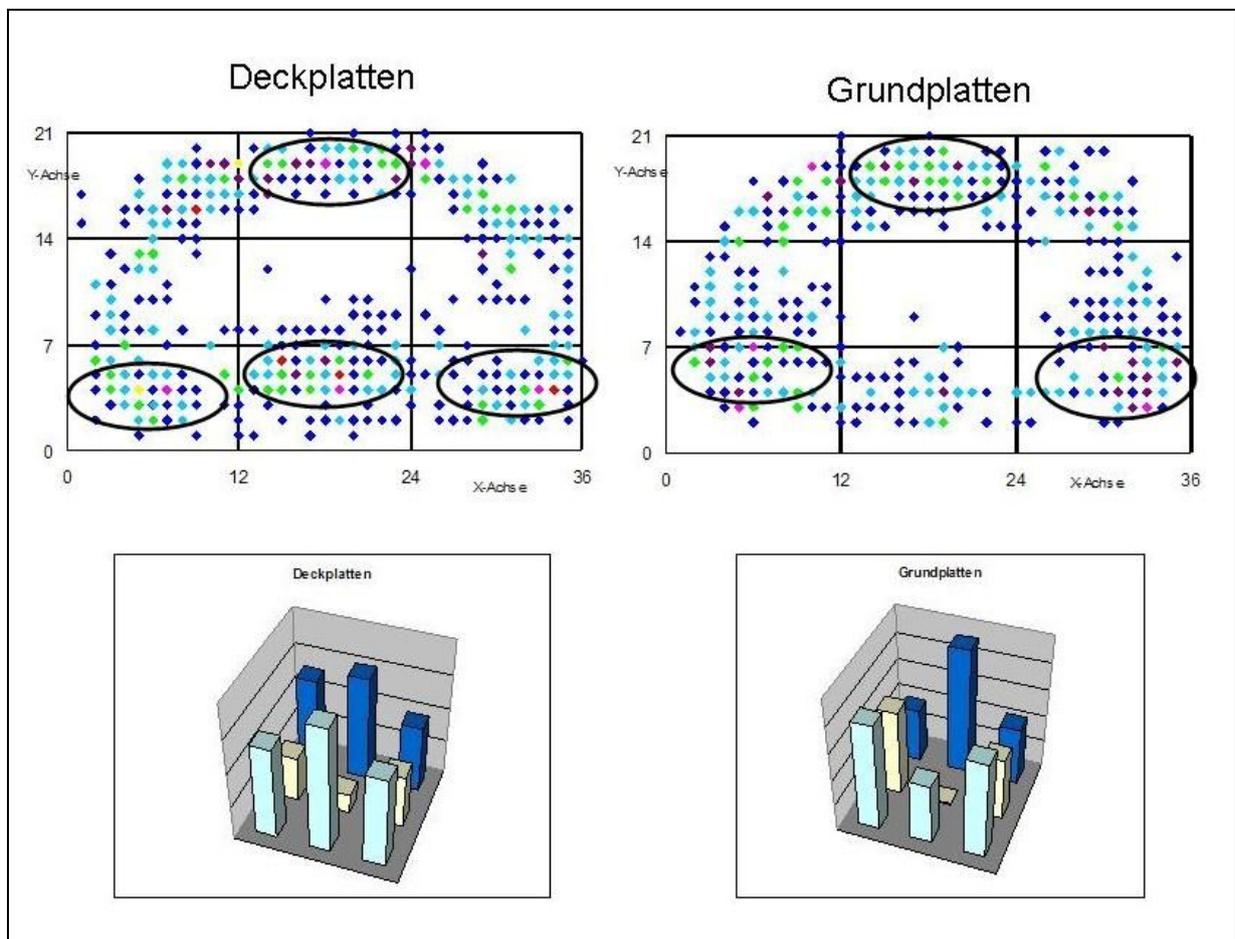


**Abb. 13: Gegenüberstellung der Punktwolke mit Mehrfachmessungen und des Säulendiagramms der Mineralisierung der gesamten Halswirbelsäule**

### 4.1.2 Deck- und Grundplatten

Bei den Densitogrammen der Deckplatten ist das Grundmuster der Mineralisierung mit einem weniger stark mineralisierten Zentrum und einer stärker mineralisierten Peripherie zu erkennen, wobei die Bereiche der höchsten Mineralisierung in der Endplattenperipherie dorsal und ventral zu finden sind.

Die Punktwolke stellt das bei den Densitogrammen beschriebene Grundmineralisierungsmuster dar. Die Bereiche höchster Mineralisierung sind in den Bereichen dorso-medial mit stärkeren Ausläufern in die dorso-lateralen Bereiche, sowie nach zentral und ventro-medial mit leichten Ausläufern nach lateral zu erkennen (4-Punkt-Abstützung).



**Abb. 14: Bildvergleich der Mineralisierung von Deck- und Grundplatten anhand von Punktwolken und Säulendiagrammen**

## 4 ERGBENISSE

Das dreidimensionale Säulendiagramm beruht auf den prozentualen Anteilen der Mineralisierungs-Maxima in den einzelnen Bereichen. Hiermit kann auf eine mathematisch gestützte Darstellung zurückgegriffen werden. Man sieht, dass die Bereiche höchster Mineralisation im ventro-medialen und dorso-medialen Bereich liegen, aber auch die ventro-lateralen, sowie die dorso-lateralen Bereiche – vorangehend als Ausläufer bezeichnet – einen großen Anteil der Mineralisation aufweisen.

Das Mineralisierungsmuster der Densitogramme der Grundplatten entspricht dem Grundmuster der Mineralisierung, wobei die Bereiche höchster Mineralisierung in der Peripherie ventral und lateral liegen.

Die Punktwolke lässt ventro-medial und beidseits dorso-lateral Anhäufungen von Dichte-Maxima mit leichten ventralen Ausläufern zu beiden Seiten erkennen. (3-Punkt-Abstützung)

Das Säulendiagramm der Grundplatten lässt den ventro-medialen und die dorso-lateralen Bereiche als Bereiche höchster Mineralisierung erkennen. Desweiteren findet man an beiden Seiten einen abnehmenden Mineralisierungsgrad von dorsal nach ventral.

### 4.1.3 Segmenthöhe C3

Die Densitogramme der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C3 zeigen im dorso-medialen Bereich die höchste Mineralisierungsdichte, wobei das Zentrum und die restliche Peripherie einen geringeren Mineralisierungsgrad aufweisen.

Die lateralen Bereiche der Densitogramme der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C3 weisen eine vermehrte Mineralisierung auf. Mit einer nur etwas geringeren Mineralisierung kann ein dorso-medial lokalisierter Bereich beschrieben werden. Das Zentrum ist in fast allen Endplatten sehr gering mineralisiert.

Bei den Punktwolken der Deckplatten hebt sich der dorso-mediale Bereich am stärksten durch die größte Anhäufung von Mineralisierungs-Maxima hervor.

## 4 ERGBENISSE

Die Punktwolke der Grundplatten weist eine stärkere Mineralisierung beidseits dorso-lateral mit Ausläufern nach zentro-lateral auf, mit Abnahme des Mineralisierungsgrades nach ventral. Ein kleiner Bereich stärkerer Mineralisation ist dorso-medial zu erkennen.

Das Säulendiagramm der Deckplatten zeigt, dass der größte prozentuale Anteil der Mineralisierungsmaxima dorso-medial liegt.

Der prozentual höchste Anteil der Mineralisierungsmaxima bei den Grundplatten ist beidseits dorso-lateral zu finden, doch auch der dorso-mediale und die zentro-lateralen Anteile haben einen hohen Prozentsatz an Mineralisierungsmaxima.

### 4.1.4 Segmenthöhe C4

Der höchste Mineralisierungsgrad bei den Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C4 liegt im gesamten dorsalen Bereich. Im Zentrum der Endplatten ist nur eine geringe Mineralisierung zu verzeichnen.

Die Densitogramme der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C4 lassen eine vermehrte Mineralisation im dorsalen und ventralen Bereich erkennen. Die Mineralisierungsdichte ist weiterhin in den peripheren Abschnitten zu sehen, so dass sich das ringförmige Grundmineralisierungsmuster zu erahnen ist.

Die Punktwolke der Deckplatten weist dorsal Anhäufungen von Dichtemaxima auf. Diese befinden sich punktuell dorso-medial nach zentral reichend und beidseits dorso-lateral. Im ventralen Abschnitt finden sich nur vereinzelt Mineralisierungsmaxima.

Bei den Grundplatten können keine Anhäufungen von Mineralisierungsmaxima festgestellt werden. Die Maxima sind gleichmäßig ringförmig in der Peripherie verteilt, mit einer leichten Dominanz ventro-medial und ventro-lateral links. Das Zentrum ist frei von Mineralisierungsmaxima.

Die höchsten Prozentanteile bei den Deckplatten befinden sich im gesamten dorsalen Abschnitt, wobei der dorso-mediale Bereich leicht dominiert.

Das Säulendiagramm der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C4 lässt den höchsten prozentualen Anteil ventro-medial erkennen, gefolgt vom ventro-lateralen Bereich linksseitig.

### **4.1.5 Segmenthöhe C5**

Die höchste Mineralisierung ist bei den Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C5 im ventralen Bereich, besonders ventro-medial, festzustellen. Etwas geringere Mineralisierung weist der dorsale Bereich auf. Das Zentrum und die lateralen Abschnitte lassen die niedrigsten Werte erkennen.

Ventro-medial ist der Bereich der höchsten Mineralisierung bei den Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C5. Die dorsalen, lateralen und zentralen Abschnitte weisen nur geringe Mineralisierung auf.

Die Lokalisation höchster Mineralisierung liegt bei der Punktwolke mit detaillierter Darstellung der Mineralisierungsmaxima der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C5 ventro-medial mit leichten Ausläufern nach ventro-lateral. Im dorsalen Bereich ist eine kleinere Anhäufung von Maxima mit Dominanz dorso-lateral beidseits zu erkennen.

Die Punktwolke der Grundplatten weist die stärkste Mineralisation ebenso wie bei den Deckplatten ventro-medial auf. Auch in den ventro-lateralen Bereichen finden sich hier Anhäufungen von Mineralisierungsmaxima. Im dorsalen Bereich finden sich leichte Anhäufungen, die dorso-lateral dominieren.

Im dreidimensionalen Säulendiagramm der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C5 liegen die höchsten prozentualen Anteile im ventralen Abschnitt, wobei der ventro-mediale Bereich den höchsten Ausschlag hat. Der dorsale Abschnitt nimmt insgesamt einen etwas geringeren Anteil in Anspruch.

Bei der Verteilung der prozentualen Anteile im Säulendiagramm der Grundplatten dominiert der ventro-mediale Bereich. Die lateralen Bereiche ventral sowie dorsal weisen kleinere Anteile auf.

### 4.1.6 Segmenthöhe C6

Das Mineralisierungsmuster der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C6 entspricht dem Grundmineralisierungsmuster mit einer Dominanz der Mineralisierung der ventralen und dorso-lateralen Bereiche.

Die Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C6 weisen ebenfalls das Grundmineralisierungsmuster auf, wobei hier die Lokalisationen höchster Mineralisierung ventro-medial und dorso-lateral liegen.

Die Punktwolke der Mineralisierungsmaxima der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C6 lässt die stärkste Mineralisierungsrate im ventralen Abschnitt mit Betonung der lateralen Bereiche erkennen. Etwas weniger stark mineralisiert sind die dorso-lateralen Bezirke.

Bei den Grundplatten liegen dorso-lateral und ventro-medial die Lokalisationen stärkster Mineralisierung, wobei sich ventro-lateral und dorso-medial Mineralisierungs-Ausläufer befinden.

Der höchste prozentuale Anteil im Säulendiagramm der Deckplatten findet sich ventral, wobei die ventro-lateralen Bereiche dominieren. Des Weiteren finden sich hohe Prozentanteile in den dorso-lateralen Bereichen.

Das dreidimensionale Säulendiagramm der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C6 weist dorso-lateral und ventro-medial die höchsten prozentualen Anteile an Dichtemaxima auf.

### 4.1.7 Segmenthöhe C7

An den Densitogrammen der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C7 ist das Grundmineralisierungsmuster gut zu erkennen. Das Zentrum der Deckplatten ist minimal mineralisiert, die Peripherie weist eine ringförmige starke Mineralisierung auf, besonders im ventro-medialen Bereich.

Das Mineralisierungsmaximum ist bei den Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C7 im ventro-medialen Bereich gelegen. Die Peripherie ist ringförmig stärker mineralisiert,

#### 4 ERGBENISSE

während zentral ein Minimum zu beobachten ist. Dies entspricht dem Grundmineralisierungsmuster.

Die detaillierte Punktwolke der Deckplatten stellt eine hohe Mineralisierung in der Peripherie dar. Der ventro-mediale Bereich hebt sich dabei etwas stärker hervor.

Die meisten der Mineralisierungsmaxima der Grundplatten befinden sich in den ventralen und den lateralen Abschnitten mit Betonung ventro-medial, das Zentrum ist frei von Maxima.

Die prozentuale Darstellung der Mineralisierungsmaxima im Säulendiagramm lässt bei den Deckplatten einen gleichmäßig hohen Mineralisierungsgrad in der Peripherie mit dominierendem ventro-medialem Bereich erkennen, wobei das Zentrum minimal mineralisiert ist.

Das dreidimensionale Säulendiagramm der Grundplatten zeigt einen nicht ganz so hohen Mineralisierungsgrad in der Peripherie, dessen Maximum ventro-medial liegt. Der zentrale Bereich wird von Mineralisierungsmaxima völlig ausgespart.

#### 4 ERGEBNISSE

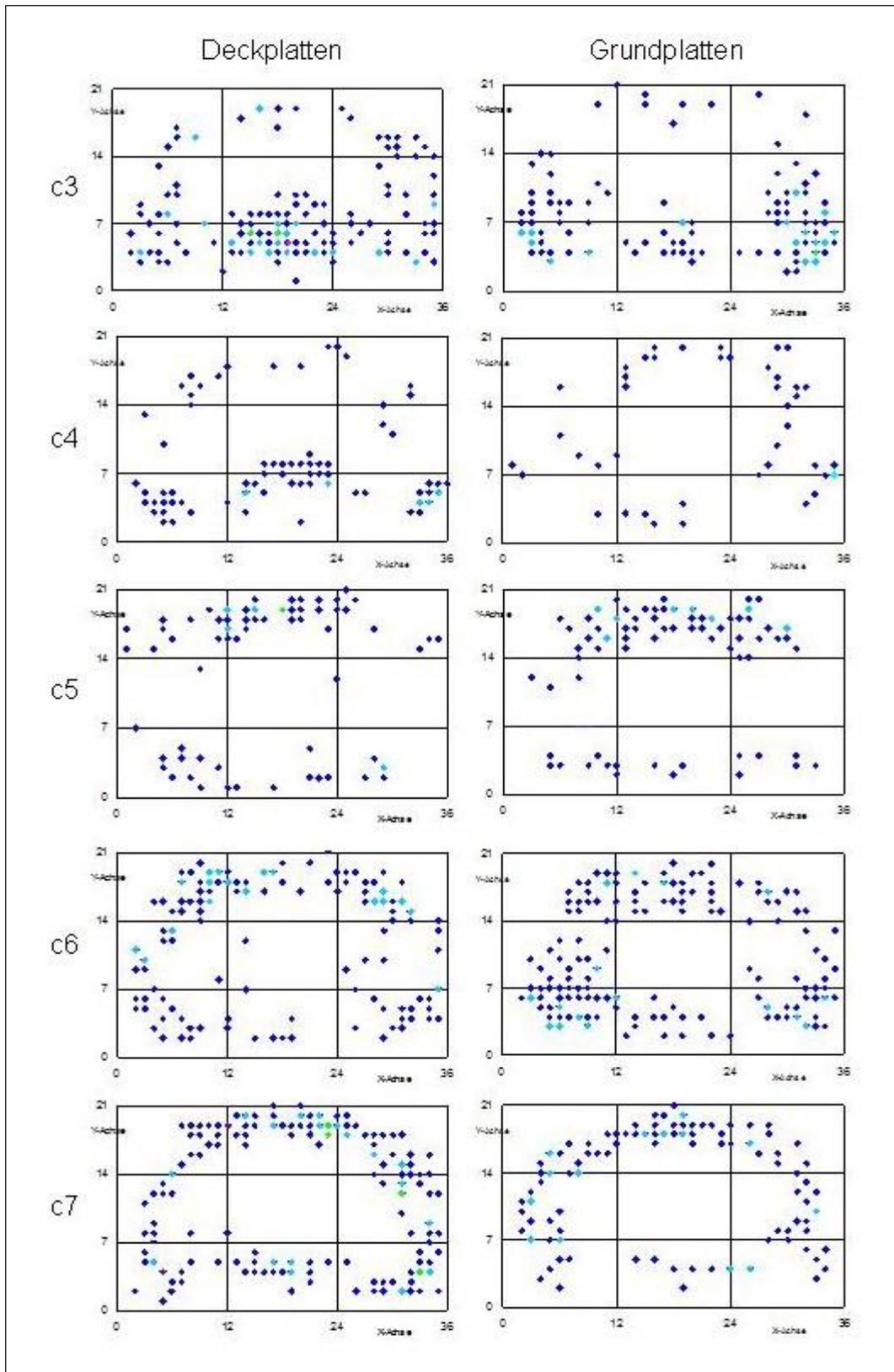


Abb. 15: repräsentative Wirbelsäule in Punktwolken C3 bis C7

## 4 ERGBENISSE

### 4.1.8 Zusammenfassung

		<u>Mineralisierungsmaxima-Lokalisation(en)</u>		
		Densitogramme	Punktewolke	Säulendiagramm
		<b>hws</b>		
<b>Endplatten</b>	<b>dp</b>	Ring mit Max. ventral + dorsal	Ring mit Max. ventro-medial + dorso-medial	Ring mit Max. ventro-medial→lateral und dorso-medial →lateral
	<b>gp</b>	Ring mit Max. ventral + lateral	Ring mit Max. ventro-medial + dorso-lateral	Ring mit Max ventro-medial und dorso-lateral
<b>Segmenthöhen</b>	<b>c3dp</b>	dorso-medial	dorso-medial>dorso-lateral	dorso-medial
	<b>c3gp</b>	dorso-lateral + dorso-medial	dorso-lateral, >dorso-medial	dorso-lateral, >dorso-medial + lateral
	<b>c4dp</b>	dorsal	dorso-medial >dorso-lateral	dorso-medial, >dorsal
	<b>c4gp</b>	Ring mit Max.dorsal und ventral	ventro-lateral →links	ventro-medial, >ventro-lateral links
	<b>c5dp</b>	ventro-medial→lateral + dorsal	ventro-medial→lateral >dorso-lateral	ventro-medial→lateral >dorso-lateral
	<b>c5gp</b>	ventro-medial	ventro-medial→lateral >dorso-lateral	ventro-medial→lateral >dorsal
	<b>c6dp</b>	Ring mit Max. ventral und dorso-lateral	ventro-lateral >dorso-lateral	ventro-lateral >dorso-lateral
	<b>c6gp</b>	Ring mit Max. ventro-medial und dorso-lateral	ventral >dorso-lateral	ventro-medial >dorso-lateral
	<b>c7dp</b>	Ring mit Max. ventro-medial	ventro-medial >dorso-lateral	ventro-medial >dorsal
	<b>c7gp</b>	Ring mit Max. ventro-medial	Ring mit Max. ventro-medial >dorso-lateral + medial	Ring mit Max. ventro-medial >lateral

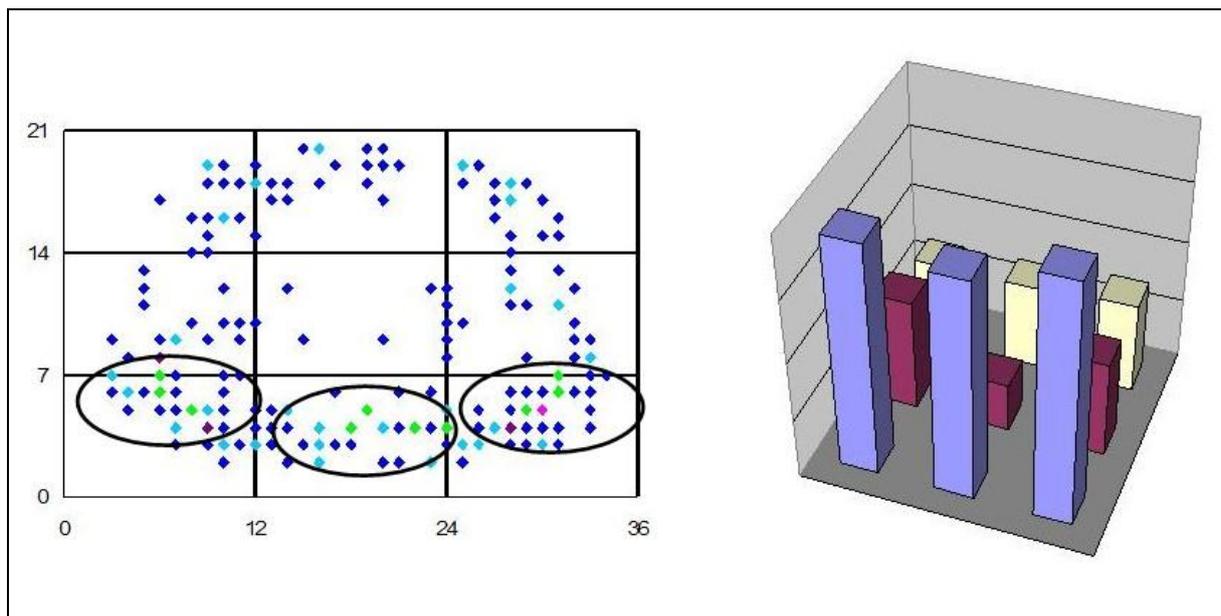
**Tab. 4: Zusammenfassung der Mineralisierungsmaxima-Lokalisationen  
(Erklärung: „→“ Ausdehnung nach)**

## 4.2 Ergebnisse der Festigkeit

### 4.2.1 Die gesamte Halswirbelsäule

Bei der visuellen Auswertung der Festigkeitskarten konnte kein homogenes Muster der Festigkeit in den Wirbelkörperendplatten der HWS festgestellt werden. Vielmehr konnten unterschiedliche Höhen der Festigkeit innerhalb der Endplatten der Wirbelkörper festgestellt werden. Dabei waren die Lokalisationen höchster Festigkeit in verschiedenen Regionen zu finden. Diese variierten jeweils nach der Wirbelkörperhöhe, sowie in deren Deck- und Grundplatten.

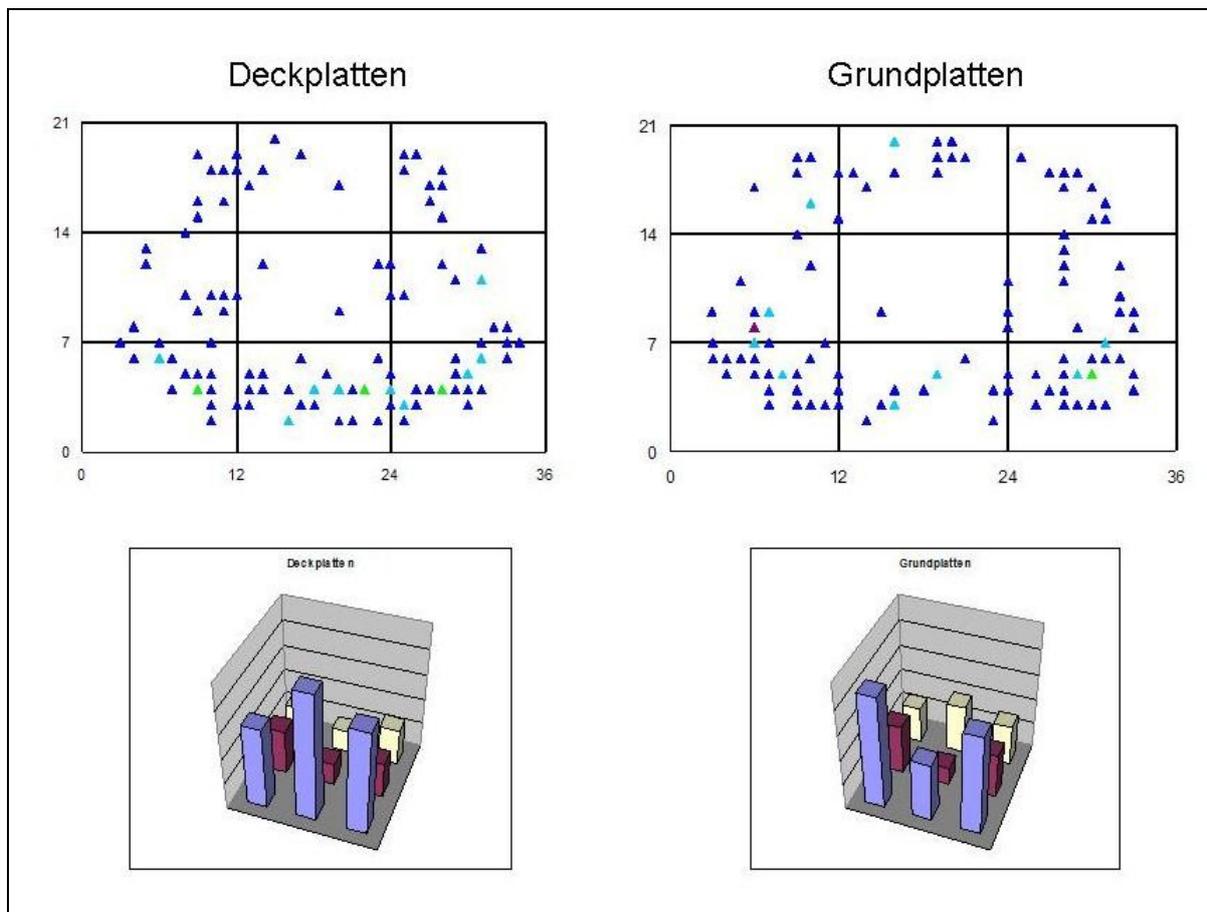
Die deskriptive Analyse ergab ein angedeutetes ringförmiges Festigkeitsmuster mit dorsalem Schwerpunkt. In der Regel ist das Zentrum der Endplatten am schwächsten und die Endplattenperipherie weist die höchste Festigkeit auf.



**Tab. 5: Gegenüberstellung der Punktwolke mit Mehrfachnennungen und des Säulendiagramms der Festigkeit der gesamten Halswirbelsäule**

### 4.2.2 Deck- und Grundplatten

Bei Betrachtung der Festigkeitskarten aller Deckplatten kann grob das Grundfestigkeitsmuster erkannt werden. Im Zentrum befinden sich überwiegend sehr niedrige Festigkeitswerte, somit stellt das Zentrum den schwächsten Bereich der Endplatten dar. In der Peripherie findet man ringförmig angeordnet hohe Werte der Festigkeit mit einem Maximum im dorsalen Abschnitt der Deckplatten.



**Abb. 16: Bildvergleich der Festigkeit von Deck- und Grundplatten anhand von Punktwolken und Säulendiagrammen**

Die Punktwolke stellt das Ergebnis der Festigkeitskarten genauer dar. Die meisten Festigkeitsmaxima sind im dorsalen Abschnitt zu finden, gefolgt von den ventro-lateralen Bereichen. Das Zentrum und der ventro-mediale Bereich enthalten kaum Festigkeitsmaxima und stellen die schwächsten Bereiche dar.

## 4 ERGBENISSE

Das Säulendiagramm, das prozentuale Anteile der Festigkeitsmaxima in den neun Teilbereichen angibt, zeigt den stärksten Anteil dorsal mit Betonung des dorso-medialen Bereichs. Die lateralen Abschnitte fallen nach ventral ab, das Zentrum und der ventro-mediale Bereich sind die schwächsten Bezirke.

Die Festigkeitskarten der Grundplatten zeigen einen relativ gleichmäßig verteilten Ring von Festigkeitsmaxima in der Peripherie, bei dem der dorsale Abschnitt dominiert. Das Zentrum enthält nur niedrige Festigkeitswerte.

Das Verteilungsmuster der Festigkeitsmaxima aller Grundplatten beschreibt einen Ring hoher Festigkeitswerte in der Peripherie und ein Zentrum, das kaum Festigkeitsmaxima aufweist. Die Bereiche höchster Festigkeit findet man bei der Punktwolke aller Grundplatten auf beiden Seiten dorso-lateral.

Die prozentuale Darstellung im Säulendiagramm liefert dieselben Ergebnisse wie beide Punktwolken. Die Bereiche höchster Festigkeit liegen auf beiden Seiten dorso-lateral. Die restliche Peripherie ist mittelmäßig fest. Den schwächsten Bereich der Grundplatten stellt das Zentrum dar.

### 4.2.3 Segmenthöhe C3

Anhand der Festigkeitskarten der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C3 ist eine starke Betonung des dorsalen Abschnitts zu erkennen. Der ventrale Abschnitt, die lateralen Bereiche sowie das Zentrum enthalten nur geringe Festigkeitswerte und sind somit die schwächsten Bereiche.

Die Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C3 haben ihre höchste Festigkeit dorsal mit etwas schwächeren Werten lateral beidseits. Ventro-medial und zentral sind die Festigkeitswerte in den Festigkeitskarten am niedrigsten.

Die Punktwolke der Festigkeitsmaxima der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C3 lässt eine starke Anhäufung von Maxima im gesamten dorsalen Abschnitt erkennen. Vereinzelt sind Festigkeitsmaxima in den medio-lateralen Bereichen zu finden. Der gesamte ventrale Bereich und das Zentrum sind frei von Maxima.

## 4 ERGBENISSE

Die Darstellung in der Punktwolke der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C3 zeigt, dass die Lokalisationen höchster Festigkeit dorso-lateral beidseits liegen. Die Festigkeitsmaxima nehmen in den lateralen Abschnitten nach ventral ab. Der dorso-mediale Bereich enthält auch einige Maxima, doch weniger als die dorso-lateralen Bereiche. Das Zentrum und der ventro-mediale Bereich sind die schwächsten Bezirke.

In der prozentualen Darstellung durch die Säulendiagramme ist die dorsale Dominanz bei den Deckplatten zu sehen, der dorso-mediale Bereich enthält den höchsten prozentualen Anteil.

Im dreidimensionalen Säulendiagramm der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C3 erkennt man die dorso-lateralen Bereiche mit den höchsten prozentualen Anteile der Festigkeitsmaxima. Der dorso-mediale Bereich und die medio-lateralen Bereiche nehmen die nächst höheren Anteile ein. Ventral und zentral sind die wenigsten Anteile zu finden.

### **4.2.4 Segmenthöhe C4**

Die Festigkeitskarten der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C4 weisen insbesondere im dorsalen Abschnitt hohe Festigkeitswerte auf. Im Zentrum befinden sich nur niedrige Messwerte.

Bei der Analyse der Festigkeitskarten der Grundplatten lässt sich keine eindeutige Anhäufung von Festigkeitsmaxima erkennen.

Die Punktwolke der Grundplatten lässt vereinzelt Festigkeitsmaxima über die gesamte Fläche der Endplatte erkennen, wobei der ventrale Bereich leicht dominiert und der dorsale Bereich etwas weniger Maxima aufweist.

Das dreidimensionale Säulendiagramm der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C4 zeigt eindeutig den höchsten prozentualen Anteil dorso-medial, die lateralen Abschnitte enthalten nur wenige Festigkeitsmaxima. Ventro-medial und zentral sind keine Maxima festzustellen.

Die höchsten prozentualen Anteile der Grundplatten befinden sich ventro-medial und ventro-lateral links sowie zentral. Der dorsale Abschnitt enthält am wenigsten Maximaanteile.

### **4.2.5 Segmenthöhe C5**

Bei Betrachtung der Festigkeitskarten der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C5 kann man hohe Festigkeitswerte in den dorsalen und lateralen Bezirken erkennen. Im Zentrum und im ventralen Bereich finden sich niedrigere Festigkeitswerte.

Die Festigkeitskarten der Grundplatten lassen die höchsten Werte ventral und dorsal erkennen. Das Zentrum enthält die niedrigsten Werte.

In der Punktwolke der Deckplatten findet man die meisten Festigkeitsmaxima im dorsalen Abschnitt mit Betonung des dorso-medialen Bereichs. Die lateralen Bezirke enthalten vereinzelte, das Zentrum und die ventro-medialen Bezirke keine Festigkeitsmaxima.

Die detaillierte Punktwolke der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C5 zeigt vereinzelt liegende Festigkeitsmaxima in der Peripherie, die einen angedeuteten Ring bilden, der ventro-medial verstärkt ist. Das Zentrum beinhaltet keine Festigkeitsmaxima.

Das dreidimensionale Säulendiagramm der Deckplatten lässt die höchsten prozentualen Anteile im dorsalen Abschnitt mit Schwerpunkt dorso-medial erkennen. Der mediale Abschnitt enthält gleichmäßig minimale Anteile, im ventralen Abschnitt dominieren die lateralen Bereiche.

Im Säulendiagramm der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C5 kann man das ringförmige Muster gut erkennen. Ausnahme bildet der ventro-laterale Bereich links, der wie das Zentrum keine Festigkeitsmaxima-Anteile aufweist.

### **4.2.6 Segmenthöhe C6**

Bei Betrachtung der Festigkeitskarten der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C6 erkennt man, dass die höchsten Festigkeitsmesswerte in den dorsalen Bereichen

#### 4 ERGBENISSE

liegen und der ventrale Abschnitt etwas niedrigere Messwerte enthält. Ein angedeuteter Ring hoher Messwerte in der Peripherie ist zu erahnen, dabei befinden sich im Zentrum der Deckplatten die niedrigsten Festigkeitswerte.

Bei den Grundplatten dominiert der dorsale Abschnitt und hier besonders die dorso-lateralen Bereiche. Ein ringförmiges Muster in der Peripherie mit einem freien Zentrum ist zu erkennen.

Die Punktwolke der Deckplatten zeigt relativ gleichmäßig verteilte Festigkeitsmaxima mit leichter Betonung des dorsalen Abschnitt und etwas geringerem Vorkommen im Zentrum.

Bei den Grundplatten liegt der Hauptanteil der Festigkeitsmaxima in den dorso-lateralen Bereichen auf beiden Seiten mit wenigen Ausreißern nach medio-lateral beidseits. Im ventralen Abschnitt befinden sich vereinzelt Maxima mit Betonung der ventro-lateralen Bereiche.

Im dreidimensionalen Säulendiagramm der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C6 sind die höchsten prozentualen Anteile im dorsalen Abschnitt zu finden, gefolgt vom ventralen Abschnitt. Der mediale Abschnitt enthält die wenigsten Festigkeitsmaxima.

Bei den Grundplatten stellt das Säulendiagramm ein leichtes ringförmiges Muster mit den höchsten prozentualen Anteilen dorso-lateral beidseits dar. Das Zentrum enthält keine Festigkeitsmaxima.

##### **4.2.7 Segmenthöhe C7**

Bei der Betrachtung der Festigkeitskarten der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C7 stellt man eine etwas stärkere Dominanz des dorsalen gegenüber des ventralen Anteils fest. Das Zentrum enthält die niedrigsten Festigkeitswerte.

Die Analyse der Festigkeitskarten der Grundplatten ergibt hohe Festigkeitswerte im dorsalen so wie im ventralen Abschnitt und niedrige Werte im Zentrum.

Die Punktwolke der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C7 zeigt ein relativ homogenes Verteilungsmuster der Festigkeitsmaxima, Ausnahme bildet das Zentrum mit nur einem Maximum.

#### 4 ERGBENISSE

Die Festigkeitsmaxima der Grundplatten bilden ein ringförmiges Muster in der Peripherie mit Schwerpunkt in den dorso-lateralen Bereichen beidseits und einem Minimum dorso-medial. Das Zentrum ist frei von Festigkeitsmaxima.

Im dreidimensionalen Säulendiagramm der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C7 kann man ein ringförmiges Muster erkennen. Die höchsten prozentualen Anteile liegen auf beiden Seiten dorso-lateral, der kleinste Prozentanteil liegt im Zentrum.

Der größte prozentuale Anteil bei den Grundplatten liegt im Säulendiagramm dorso-lateral rechts. Ansonsten ist ein ringförmiges Muster aus relativ kleinen prozentualen Anteilen in der Peripherie mit Maxima-freiem Zentrum zu erahnen.

## 4 ERGBENISSE

### 4.2.8 Zusammenfassung

		<u>Festigkeitsmaxima-Lokalisation(en)</u>		
		Festigkeitskarten	Punktewolke	Säulendiagramm
<b>hws</b>				
<b>Endplatten</b>	<b>dp</b>	„Ring“ mit Max. dorsal	dorsal + lateral	dorso-medial + dorsal + medio-lateral
	<b>gp</b>	„Ring“ mit Max. dorsal	„Ring“ mit Max. dorsal	dorso-lateral
<b>Segmenthöhen</b>	<b>c3dp</b>	dorsal	Dorsal + medio-lateral	dorso-medial + dorsal
	<b>c3gp</b>	dorsal + lateral	„U“-Form mit Max. dorsal	dorso-lateral + dorso-medial + medio-lateral
	<b>c4dp</b>	dorsal	dorso-medial	dorso-medial
	<b>c4gp</b>	/	Ventral + dorsal	ventro-medial + ventro-lateral links
	<b>c5dp</b>	dorsal + lateral	dorso-medial + lateral	dorso-medial
	<b>c5gp</b>	dorsal + ventral	dorso-lateral + ventro-medial	„Ring“
	<b>c6dp</b>	„Ring“ mit Max. dorsal	Dorsal + ventral	Dorsal + ventral
	<b>c6gp</b>	„Ring“ mit Max. dorso-lateral	dorso-lateral + ventro-lateral	„Ring“ mit Max dorso-lateral
	<b>c7dp</b>	Dorsal + ventral	„Ring“ mit Max. dorsal	„Ring“ mit Max. dorso-lateral
	<b>c7gp</b>	dorsal + ventral	„Ring“ mit Max. dorso-lateral	„Ring“ mit Max. dorso-lateral rechts

**Tab. 6: Zusammenfassung der Festigkeitsmaxima-Lokalisationen**

### 4.3. Ergebnisse des Vergleichs Mineralisierung – Festigkeit

#### 4.3.1 Die gesamte Halswirbelsäule

Bei der Auswertung der Ergebnisse der Mineralisierung und der Festigkeit kann visuell jeweils kein homogenes Muster beobachtet werden. Es gibt bei den Mineralisierungsmaxima ebenso wie bei den Festigkeitsmaxima unterschiedliche Schwerpunkte der Lokalisation der Maxima, die sich nach Wirbelkörperhöhe, aber auch nach Endplattenlage unterscheiden.

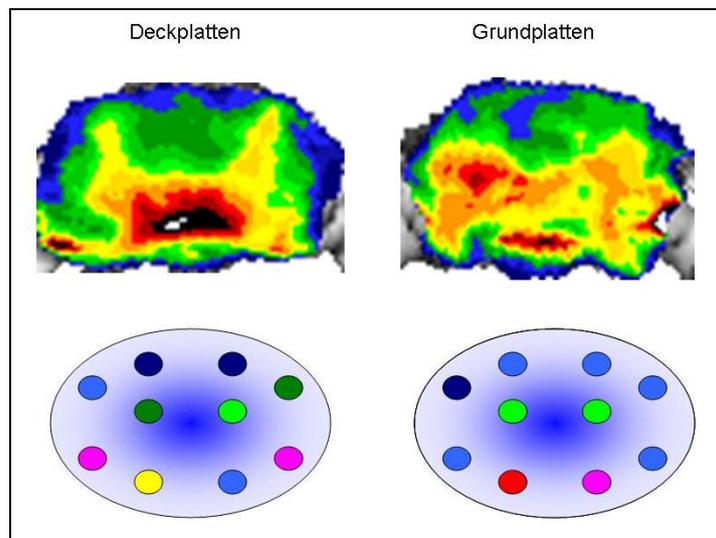


Abb. 17: Mineralisierungsmuster anhand von Densitogrammen und Festigkeitskarten

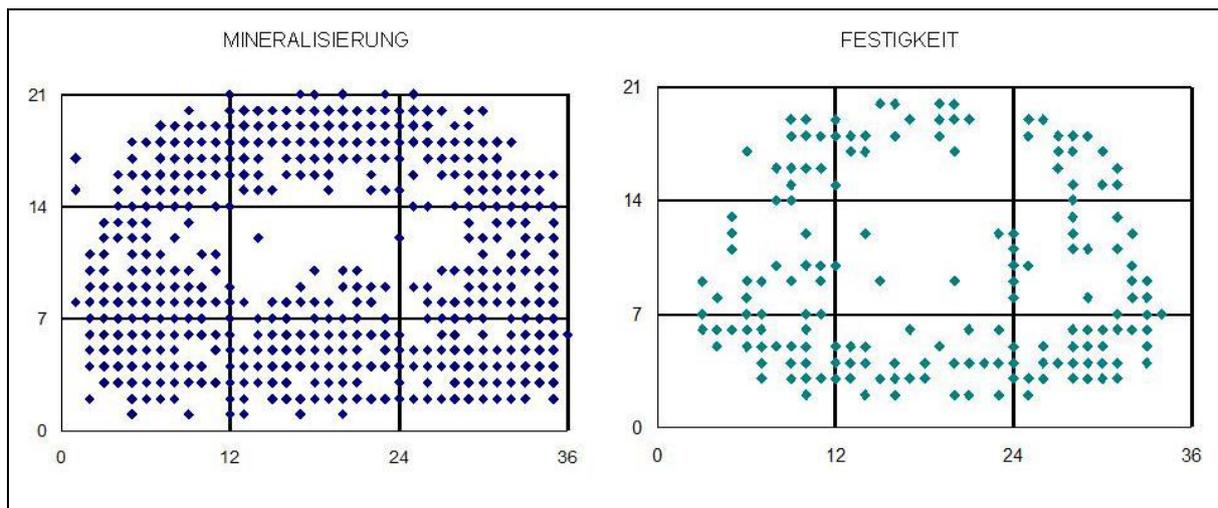


Abb. 18: Vergleich der Punktwolken der Mineralisierungs (links)- und Festigkeitsmaxima (rechts) der gesamten HWS

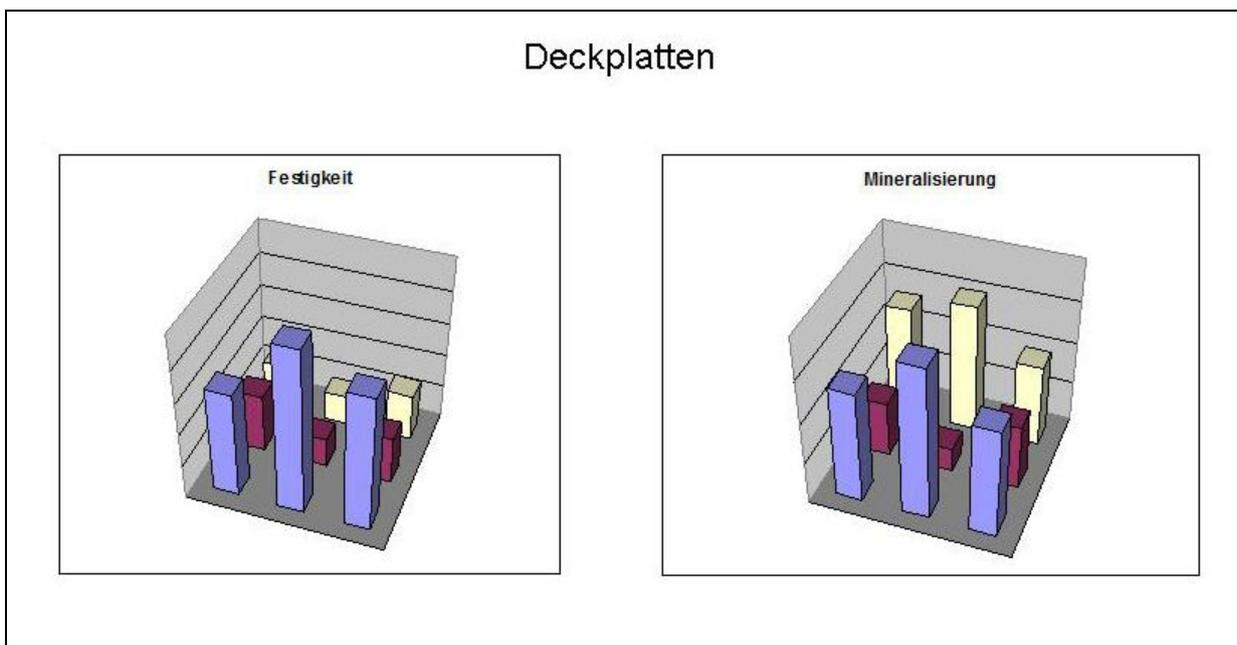
## 4 ERGEBNISSE

Die Ergebnisse der Mineralisierung und die Ergebnisse der Festigkeit haben einen übergeordneten gemeinsamen Nenner, der im Grundmuster der Maxima liegt. Bei den getrennten Untersuchungen der Mineralisierung und der Festigkeit wird ein Grundmuster gefunden werden, das aus einem peripheren Ring aus Maxima und einem Endplatten-Zentrum, das frei ist von Maxima, besteht.

### 4.3.2 Deckplatten

Das Grundmuster mit einer starken ringförmigen Peripherie und einem schwachen Zentrum ist sowohl bei den Mineralisierungs- als auch bei den Festigkeitsmaxima der Densitogramme und Festigkeitskarten zu erkennen. Auch der Schwerpunkt im dorsalen Abschnitt ist bei beiden vorhanden. Der ventrale Schwerpunkt kommt hingegen nur bei den Mineralisierungsmaxima vor.

Die ringförmige Anordnung der Maxima ist in beiden Punktwolken wieder zu erkennen. Darüber hinaus stellt bei den Mineralisierungs- sowie bei den Festigkeitsmaxima der dorsale Abschnitt den Bereich höchster Maximadichte dar. Im ventro-medialen Bereich liegen die Unterschiede: die Mineralisierungsmaxima treten hier gehäuft und die Festigkeitsmaxima vermindert auf.



**Abb. 19: Säulendiagramme von Festigkeit und Mineralisierung der Deckplatten**

## 4 ERGBENISSE

Auch an den Säulendiagrammen kann man sehen, dass sich der dorsale Bereich mit seinem Maximum dorso-medial und der mediale Abschnitt mit seinem Minimum zentral gleichen. Nur die ventralen Abschnitte unterscheiden sich in der Höhe der Säulen insgesamt und besonders im ventro-medialen Bereich, der bei den Mineralisierungsmaxima den höchsten ventralen Anteil und bei den Festigkeitsmaxima den geringsten ventralen Anteil darstellt.

### 4.3.3 Grundplatten

Die Gemeinsamkeit der Densitogramme und der Festigkeitskarten der Grundplatten ist das Grundmuster eines Ringes in der Peripherie und eines freien Zentrums. Unterschiede bestehen in der Anhäufung von Maxima, die bei den Mineralisierungsmaxima ventral und lateral und bei den Festigkeitsmaxima dorsal liegen.

Beide Punktwolken weisen das ringförmige Grundmuster in der Peripherie um ein freies Zentrum auf. Auch die Lokalisationen der größten Anhäufungen dorso-lateral stimmen überein, die Anhäufung ventro-medial ist nur bei den Mineralisierungsmaxima zu finden.

Die dreidimensionalen Säulendiagramme stellen sowohl bei den Mineralisierungsmaxima als auch bei den Festigkeitsmaxima ein ringförmiges Muster in der Peripherie mit einem freien Zentrum dar. Auch die Bereiche höchster Maximaanteile in den dorso-lateralen Bereichen sind dieselben, nur der ventro-mediale Bereich ist bei den Festigkeitsmaxima nicht so stark vertreten wie bei den Mineralisierungsmaxima.

### 4.3.4 Segmenthöhe C3

#### a) Deckplatten

Die visuelle Analyse der Densitogramme und der Festigkeitskarten der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C3 ergab Übereinstimmungen in der Lokalisation der größten Anhäufung von Maxima im dorsalen Bereich und in der Lokalisation des niedrigsten Vorkommens von Maxima im Zentrum und in der restlichen Peripherie.

## 4 ERGBENISSE

Auch in der Punktwolke der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C3 ist eine starke Ähnlichkeit zu erkennen. Die stärkste Anhäufung der Maxima beider Punktwolken liegt dorsal und hier mit Betonung des dorso-medialen Bereichs. Die restlichen Bereiche enthalten kaum Maxima.

Beide Säulendiagramme gleichen sich stark in der Lokalisation des höchsten prozentualen Anteils an Mineralisierungs- bzw. Festigkeitsmaxima der Deckplatten, der eindeutig im dorso-medialen Bereich angesiedelt ist. Die restlichen Anteile sind unbedeutend marginal.

### b) Grundplatten

Beim visuellen Vergleich der Densitogramme und der Festigkeitskarten der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C3 findet man den Abschnitt stärkster Maxima-Anhäufung dorsal. Bei den Mineralisierungsmaxima ist der dorso-laterale Bereich ausgeprägter, bei den Festigkeitsmessungen der dorso-mediale Bereich.

Die Punktwolken der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C3 gleichen sich im Verteilungsmuster der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima. Die Anhäufungen der Maxima stimmen in ihrer Lokalisation in den dorso-lateralen Bereichen überein.

Es gibt eine Übereinstimmung der höchsten prozentualen Anteile bei den Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C3, die in den dorso-lateralen Bereichen beidseits liegen. Die zweithöchsten Anteile stellen wiederum bei beiden Säulendiagrammen der dorso-mediale und die medio-lateralen Bereiche dar. Ventral und zentral haben die Mineralisierungs- wie auch die Festigkeitsmaxima die geringsten Anteile.

### 4.3.5 Segmenthöhe C4

#### a) Deckplatten

Der visuelle Vergleich der Densitogramme und der Festigkeitskarten der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C4 ergibt eine starke Übereinstimmung, besonders die Anhäufungen der Maxima befinden sich sowohl bei den Mineralisierungs- als auch

#### 4 ERGEBNISSE

bei den Festigkeitsmaxima im dorsalen Bereich der Deckplatten und das Zentrum ist jeweils frei von Maxima.

Die Punktwolken gleichen sich vor allem in den Lokalisationen der Anhäufungen von Maxima. Bei den Mineralisierungs- als auch bei den Festigkeitsmaxima liegen die Schwerpunkte im dorsalen Abschnitt, während bei den Mineralisierungsmaxima die dorso-lateralen Bereiche und bei den Festigkeitsmaxima der dorso-mediale Bereich dominiert.

Die Übereinstimmung bei den Säulendiagrammen der Mineralisierungs- und der Festigkeitsmaxima der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C4 liegt im dorso-medialen Bereich, der den höchsten prozentualen Anteil der Maxima in beiden Säulendiagrammen darstellt. Jedoch finden sich bei den Mineralisierungsmaxima die dorso-lateralen Bereiche fast genauso stark mit Maxima besetzt, wohingegen bei den Festigkeitsmaxima der dorso-laterale Bereich nur wenige Maxima enthält.

##### b) Grundplatten

Bei den Densitogrammen der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C4 ist das Grundmuster der Maxima mit Betonung des ventralen und dorsalen Abschnitts zu erkennen, was bei den Festigkeitskarten nicht der Fall ist. Hier ist kein Muster der Maxima zu beobachten.

Die beiden Punktwolken der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C4 zeigen beide ein angedeutetes ringförmiges Muster der Maxima in den peripheren Bereichen, wobei auch bei Mineralisierungs- sowie bei den Festigkeitsmaxima der ventrale Bereich dominiert.

Die dreidimensionalen Säulendiagramme gleichen sich besonders in den höchsten prozentualen Anteilen, die sowohl bei den Mineralisierungs- als auch bei den Festigkeitsmaxima ventro-medial liegen, gefolgt vom ventro-lateralen Bereich linksseitig. Bei den Mineralisierungsmaxima hat das Zentrum geringen Prozentanteil, wobei bei den Festigkeitsmaxima auch das Zentrum einen sehr hohen Prozentanteil aufweist.

#### 4.3.6 Segmenthöhe C5

##### a) Deckplatten

Die Densitogramme und die Festigkeitskarten der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C5 haben jeweils ihre Maxima-Schwerpunkte im ventralen und dorsalen Abschnitt. Das Zentrum weist sowohl bei den Mineralisierungs- wie auch bei den Festigkeitswerten die geringsten Werte auf.

Die einzige Ähnlichkeit der Punktwolken von Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C5 liegt im Zentrum, das frei von Maxima ist. Ansonsten liegt der Schwerpunkt der Mineralisierungsmaxima ventro-medial und der Schwerpunkt der Festigkeitsmaxima dorso-medial.

Die höchsten prozentualen Anteile in den Säulendiagrammen der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C5 liegen bei den Mineralisierungs- bzw. Festigkeitsmaxima spiegelverkehrt. Die Mineralisierungsmaxima haben den höchsten Prozentanteil im ventro-medialen Bereich, die Festigkeitsmaxima hingegen im dorso-medialen Bereich.

##### b) Grundplatten

Eine Übereinstimmung der größten Anhäufung von Maxima in den Densitogrammen und der Festigkeitskarten liegt bei den Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C5 im ventralen Abschnitt. Darüber hinaus gibt es bei den Festigkeitsmaxima eine zweite Maxima-Anhäufung im dorsalen Abschnitt, der bei den Mineralisierungsmaxima nicht vorkommt.

Die Punktwolken der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C5 zeigen beide den Bereich höchster Maxima-Ansammlung im ventro-medialen Bereich und sowie dorso-lateral. Eine weitere Übereinstimmung ist das Zentrum, das bei beiden Punktwolken frei von Maxima ist.

Die größte Ähnlichkeit der Säulendiagramme der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C5 liegt im ventro-medialen Bereich, der bei beiden den höchsten prozentualen Anteil darstellt. Auch die peripheren Bereiche weisen bei den Säulendiagrammen höhere prozentuale

Anteile im Vergleich zum Zentrum auf, nur dass die Anteile bei den Mineralisierungs- um einiges geringer sind als beiden Festigkeitsmaxima.

### 4.3.7 Segmenthöhe C6

#### a) Deckplatten

Im Vergleich der Densitogramme und Festigkeitskarten der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C6 finden sich Übereinstimmungen zum einen im Grundmuster und zum anderen in den Anhäufungen der Maxima in der Peripherie, die in den ventralen und dorsalen Bereichen liegen, und einem Minimum im Zentrum.

Die Punktwolken der Mineralisierungs- und der Festigkeitsmaxima der Wirbelkörperhöhe C6 zeigen übereinstimmend die größten Anhäufungen von Maxima in den ventro-lateralen und dorso-lateralen Bereichen, wobei auch vage das Grundmuster zu erkennen ist.

Die dreidimensionalen Säulendiagramme zeigen keine Übereinstimmung der höchsten prozentualen Anteile der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C6. Die einzige Übereinstimmung liegt im Zentrum, das den kleinsten prozentualen Anteil hat.

#### b) Grundplatten

Bei Betrachtung der Densitogramme und Festigkeitskarten der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C6 gibt es Übereinstimmungen im Grundmuster und in den dominierenden Bereichen der Maxima, die dorso-lateral liegen. Bei den Mineralisierungsmaxima gibt es einen zusätzlichen Bereich hoher Maximadichte im ventro-medialen Bereich, der bei den Festigkeitskarten nicht zu erkennen ist.

Bei den Punktwolken der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C6 kann man das Grundmuster der Maxima mit Anhäufungen in den peripheren Bereichen und einem Minimum im Zentrum erkennen. Die dominierenden Bereiche liegen bei beiden dorso-lateral.

## 4 ERGBENISSE

Beide Säulendiagramme stellen das ringförmige Grundmuster in der Peripherie mit einem freien Zentrum dar. Die höchsten prozentualen Anteile der Maxima liegen bei den Mineralisierungs- wie auch bei den Festigkeitsmaxima in den dorso-lateralen Bereichen. Zusätzlich ist bei den Mineralisierungsmaxima ein hoher Prozentsatz im ventro-medialen Bereich zu erkennen, der bei den Festigkeitsmaxima nicht vorhanden ist.

### 4.3.8 Segmenthöhe C7

#### a) Deckplatten

Der visuelle Vergleich der Densitogramme und Festigkeitskarten der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C7 ergibt ein gemeinsames ringförmiges Verteilungsmuster der Maxima in der Peripherie um ein maximafreies Zentrum. In der Lokalisation der stärksten Anhäufung von Maxima unterscheiden sich die Densitogramme, deren Schwerpunkt ventro-medial liegt, von den Festigkeitskarten, deren dominierender Bereich dorsal zu finden ist.

Die Punktwolken der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C7 unterscheiden sich in den dominierenden Bereichen. Bei den Dichtemaxima liegt der Schwerpunkt ventro-medial und bei den Festigkeitsmaxima dorsal. Gemeinsam haben sie das ringförmige Grundmuster in der Peripherie mit einem Zentrum ohne Maxima.

Die dreidimensionalen Säulendiagramme der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C7 stellen das ringförmige periphere Verteilungsmuster der Maxima mit einem minimal belegten Zentrum dar. Der Unterschied liegt in der Lokalisation der höchsten prozentualen Anteile, die sich bei den Mineralisierungsmaxima ventro-medial und bei den Festigkeitsmaxima dorso-lateral befinden.

#### b) Grundplatten

Die Densitogramme und Festigkeitskarten der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C7 gleichen sich im ringförmigen Grundmuster der Maxima in der Peripherie und

## 4 ERGEBNISSE

dem Maxima-freien Zentrum. Der Unterschied liegt in den Bereichen der höchsten Maxima-Ansammlung, die bei den Mineralisierungsmaxima ventro-medial und bei den Festigkeitsmaxima ventral und dorsal zu finden sind.

Die Übereinstimmung bei den Punktwolken der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C7 ist die ringförmige Anordnung der Maxima in der Peripherie um ein Maxima-freies Zentrum. Unterschiede liegen in der Lokalisation der größten Maxima-Anhäufungen, die bei den Mineralisierungsmaxima ventro-medial und bei den Festigkeitsmaxima dorso-lateral zu finden sind.

Die Säulendiagramme der Mineralisierungs- sowie der Festigkeitsmaxima der Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C7 zeigen beide das einem Ring gleichende Verteilungsmuster der Maxima in der Peripherie um ein Zentrum ohne Maxima. Der höchste prozentuale Anteil der Mineralisierungsmaxima befindet sich ventro-medial im Gegensatz zu den Festigkeitsmaxima, bei denen er dorso-lateral liegt.

### **4.3.9 Zusammenfassung**

Die untersuchten Wirbelkörperendplatten der Halswirbelsäule korrelieren sehr stark in ihrem Verteilungsmuster der Mineralisierung und Festigkeit. Hier kann sowohl bei der Mineralisierung als auch bei der Festigkeit ein ringförmiges Muster in der Peripherie aller Endplatten um ein freies Zentrum festgestellt werden. Höhenabhängig gibt es leichte Differenzen bei den einzelnen Endplatten.

An den Deck- und Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C3 stimmen das ringförmige Verteilungsmuster und der dorsale Schwerpunkt bei den Endplatten in allen Untersuchungen genau überein.

Die Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C4 weisen ebenso dem Grundmuster in allen Untersuchungen entsprechend einen dorsalen Schwerpunkt auf. Bei den Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C4 liegt der Schwerpunkt bei Mineralisierung und Festigkeit ventral. Die Mineralisierung weist bei den Densitogrammen und Festigkeitskarten zusätzlich einen dorsalen Schwerpunkt auf. Bei den Punktwolken

#### 4 ERGEBNISSE

und den Säulendiagrammen gibt es nur den ventralen Schwerpunkt zum ringförmigen Grundmuster.

Bei der Wirbelkörperhöhe C5 sind die Deckplatten bei Mineralisierung und Festigkeit bei den Densitogrammen und Festigkeitskarten auf das Verteilungsmuster bezogen identisch. Hier gibt es ein ringförmiges Muster mit ventralem und dorsalem Schwerpunkt. Bei den Punktwolken und den Säulendiagrammen teilen sich die Schwerpunkte auf. Bei der Mineralisierung findet man den ventralen und bei der Festigkeit den dorsalen Schwerpunkt zusätzlich zum gemeinsamen ringförmigen Muster. Das ist bei den Grundplatten nicht der Fall; hier stimmt das ringförmige Grundmuster mit ventralem Schwerpunkt bei Mineralisierung und Festigkeit bei den Densitogrammen und Festigkeitskarten überein, aber bei der Festigkeit ist ein zusätzlicher Schwerpunkt dorsal zu finden.

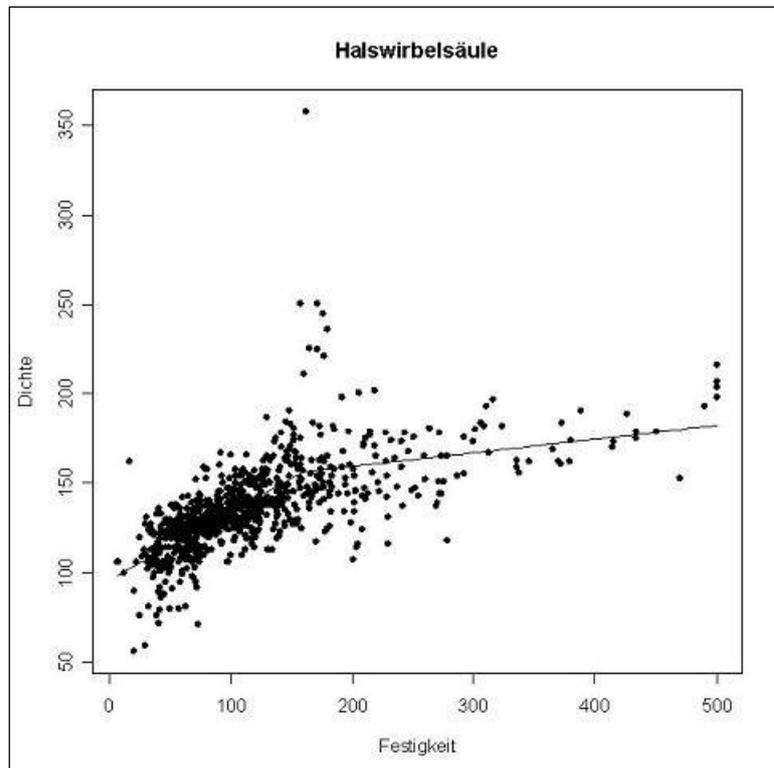
Bei den Punktwolken findet man bei Mineralisierung und Festigkeit übereinstimmend das Grundmuster und einen ventralen und dorsalen Schwerpunkt, bei den Säulendiagrammen ist nur der gemeinsam ventrale Schwerpunkt zu erkennen. Die Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C6 haben dasselbe Verteilungsmuster wie die Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C5. Die Grundplatten unterscheiden sich wiederum in einem zusätzlichen ventralen Schwerpunkt der Mineralisierung zum dorsalen Schwerpunkt in der ringförmigen Formation, außer bei der Punktwolke, die keinen zusätzlichen Schwerpunkt aufweist.

Ebenso wie bei den Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C6 verhält es sich bei den Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C7. Die Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C7 stimmen nur im ringförmigen Grundmuster überein, die Mineralisierung weist einen ventralen, die Festigkeit einen dorsalen Schwerpunkt in allen Untersuchungen auf.

## 4.4. Ergebnisse der Statistik

### 4.4.1 MARS-Modell

a) Die gesamte Halswirbelsäule



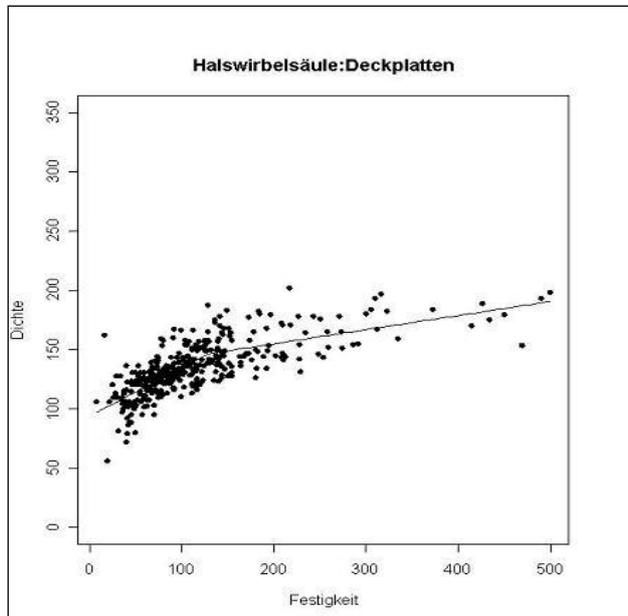
**Abb. 20: Streudiagramm Scatter Plot des MARS-Modell der gesamten HWS**

Im Scatter Plot der gesamten Halswirbelsäule erkennt man eine starke Anhäufung der Punkte, die Mineralisierungs-Festigkeits-Paare darstellen, besonders im Bereich der Mineralisierungswerte von 75 bis 175 Houndsfield Einheiten (HE) und der Festigkeitswerte von 20 bis 200 Newton (N). Die Punkte liegen nicht weit gestreut von der ersten Regressionsgeraden entfernt, also mit einer geringen Abweichung der Streuung. In den hohen Bereichen der Mineralisierung und Festigkeit ist die Steigung der zweiten Regressionsgeraden geringer als bei der ersten Regressionsgeraden in den niedrigeren Bereichen. So ist eine Zunahme der Festigkeit um 10 Newton im Bereich bis 159 N mit einer Zunahme der Mineralisierung um 4 HE verbunden. Hingegen nimmt die Mineralisierung im Bereich ab 159 N bei einer Zunahme der

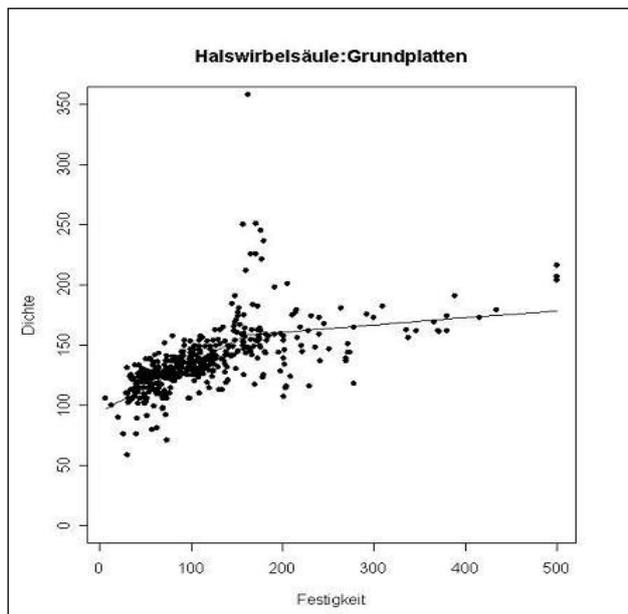
#### 4 ERGEBNISSE

Festigkeit um 10 N nur um 1,2 HE zu. Eine auffällig große Abweichung ist im Bereich um den Festigkeitswert von 180 N zu beobachten.

##### b) Deck- und Grundplatten



**Abb. 22: Streudiagramm Scatter Plot des MARS-Modell der Deckplatten**



**Abb. 21: Streudiagramm Scatter Plot des MARS-Modell der Grundplatten**

Im gesamten Streudiagramm der Deckplatten ist die Abweichung der Punkte von der Regressionsgeraden relativ gering. Der Bereich mit den meisten Punkten liegt bei der Festigkeit zwischen den Werten 20 bis 150 N und bei der Mineralisierung zwischen 75 bis 175 HE. Es finden sich keine Ausreißer.

Die Punkte im Scatter Plot der Grundplatten haben eine relativ kleine Streubreite zur ersten Regressionsgeraden des MARS-Algorithmus, die bei den Festigkeitswerten zwischen 20 bis 200 N und bei den Mineralisierungswerten zwischen 100 bis 150 HE liegen. Ab dem Festigkeitswert 200 N nimmt die Mineralisierung der Streupunkte ab. Ab dem Festigkeitswert 180 N kommt es zu stärkeren Abweichungen der Streuung von der Geraden bis zu Mineralisierungswerten von 350 HE.

#### 4 ERGEBNISSE

Im Scatter Plot der Deck- sowie Grundplatten ist die Steigung der ersten Regressionsgeraden höher als die Steigung der zweiten Regressionsgeraden.

##### c) Segmenthöhen

Das Streudiagramm der Wirbelkörperhöhe C3 zeigt eine relativ geringe Streubreite der Streupunkte, es sind keine Ausreißer zu verzeichnen. Die meisten Streupunkte befinden sich im Festigkeitsbereich zwischen 20 und 200 N und im Dichtebereich zwischen 110 und 150 HE. In höheren Festigkeits- und Mineralisierungsbereichen finden sich nur vereinzelte Streupunkte.

Bei Betrachtung des Scatter Plots der Wirbelkörperhöhe C4 fallen einem zuerst die Ausreißer mit Mineralisierungswerten von 220 bis 250 HE bei einer Festigkeit von circa 180 N auf. Fast alle restlichen Streupunkte befinden sich mit einer mittelmäßigen Streuung um die erste Regressionsgerade des MARS-Algorithmus mit Mineralisierungswerten zwischen 50 und 150 HE und Festigkeitswerten zwischen 20 und 200 N.

Das Streudiagramm der Wirbelkörperhöhe C5 zeigt etwas stärkere Abweichungen der Streuung um den ersten Knotenpunkt bei Mineralisierungs-/ Festigkeitswert: 150 HE/ 150 N. Eine geringere Abweichung der Streuung findet sich um die erste Regressionsgerade. Vereinzelte Streupunkte sind mit einer geringen Streuung um die zweite Regressionsgerade zu finden.

Das Streudiagramm der Wirbelkörperhöhe C6 weist wenige Ausreißer der Streupunkte auf. Die restlichen Streupunkte befinden sich mit einer mittelmäßigen Abweichung der Streuung besonders um die erste Regressionsgerade, aber auch um die zweite, die eine auffallend geringe Steigung besitzt.

Der Scatter Plot der Wirbelkörperhöhe C7 zeigt vor allem im Bereich der ersten Regressionsgeraden im Mineralisierungsbereich 100 bis 150 HE und Festigkeitsbereich 20 bis 150 N viele Streupunkte mit geringer Streubreite. Um die zweite Regressionsgerade finden sich weniger Streupunkte mit großer Streubreite.

#### 4.4.2 Bestimmtheitsmaß $R^2$

Das Bestimmtheitsmaß R-Quadrat ( $R^2$ ) spiegelt die Abweichung der Streuung von der Regressionsgeraden im MARS-Modell in einer Zahl zwischen 0 und 1 wider und stellt somit ein Maß für einen linearen Zusammenhang dar.

Das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  für die gesamte Halswirbelsäule beträgt 0,498. Das bedeutet, fast 50% der Streupunkte können durch das MARS-Modell erklärt werden. Der lineare Zusammenhang bei den Deckplatten ist mit einem Bestimmtheitsmaß von 0,598 etwas größer als bei der gesamten Halswirbelsäule und entspricht knapp 60% der Streuung, die durch das Modell erklärt werden. Bei den Grundplatten ist das Bestimmtheitsmaß etwas geringer als bei der gesamten Halswirbelsäule und beträgt 0,446, also circa 45%.

	<b>R-Quadrat</b>
<b>gesamte HWS</b>	0,498
<b>Deckplatten</b>	0,598
<b>Grundplatten</b>	0,446
<b>C3</b>	0,662
<b>C3 dp</b>	0,709
<b>C3 gp</b>	0,592
<b>C4</b>	0,503
<b>C4 dp</b>	0,718
<b>C4 gp</b>	0,722
<b>C5</b>	0,659
<b>C5 dp</b>	0,57
<b>C5 gp</b>	0,709
<b>C6</b>	0,384
<b>C6 dp</b>	0,422
<b>C6 gp</b>	0,572
<b>C7</b>	0,555
<b>C7 dp</b>	0,64
<b>C7 gp</b>	0,497

Tab. 7: Bestimmtheitsmaß R-Quadrat

## 4 ERGEBNISSE

Bei Betrachtung der Bestimmtheitsmaße  $R^2$  für die einzelnen Wirbelkörperhöhen sieht man, dass bei Wirbelkörperhöhe C3 der größte lineare Zusammenhang mit 66,2% zwischen Mineralisierung und Festigkeit besteht, gefolgt von der Wirbelkörperhöhe C5 mit einem 65,9 prozentigen linearen Zusammenhang. Die Wirbelkörperhöhe C7 (55,5%) und C4 (50,3%) liegen beide über der 50% Grenze des linearen Zusammenhangs, während der lineare Zusammenhang bei Wirbelkörperhöhe C6 38,4% beträgt und somit der geringste lineare Zusammenhang besteht.

Die Analyse des Bestimmtheitsmaßes  $R^2$  für die Deck- und Grundplatten der einzelnen Wirbelkörperhöhen ergibt für die Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C3 den Wert 0,709 und für die Grundplatten 0,592.  $R^2$  für die Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C4 beträgt 0,718 und für die Grundplatten 0,722. Für die Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C5 wurde das Bestimmtheitsmaß 0,57, für die Grundplatten der Wert 0,709 errechnet. Bei der Wirbelkörperhöhe C6 ergibt sich für die Deckplatten der Wert 0,422 und für die Grundplatten 0,572. Die Werte der Wirbelkörperhöhe C7 sind für die Deckplatten 0,64 und für die Grundplatten 0,497.

Den niedrigsten Wert des Bestimmtheitsmaßes  $R^2$  findet man somit bei den Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C6 mit 0,422. Dieser sagt aus, dass 42,2% der Streupunkte durch das Modell erklärt werden können. Dieser Wert ist als ein moderater Zusammenhang einzustufen. Der höchste Wert des Bestimmtheitsmaßes wird bei den Grundplatten der Wirbelkörperhöhe C4 mit 0,722 erreicht. Diese 72,2% der Streupunkte, die durch das Modell erklärt werden, sind ein als starker Zusammenhang einzustufender Wert. Bei Werten zwischen 0,422 und 0,722 liegen 4 von 10 Ergebnissen über 0,7 und weitere 4 über 0,5. Das bedeutet, dass 8 von 10 Werte ein gutes Ergebnis liefern.

### 4.4.3 Spearman's Rho Korrelationskoeffizient

Da der Zusammenhang von Mineralisierung und Festigkeit nicht als linear beschrieben werden kann, wird der Korrelationskoeffizient nach Spearman's Rho angewendet. Er gibt Aufschluss wie stark die beiden Größen miteinander korrelieren.

#### 4 ERGBENISSE

Bei der gesamten Halswirbelsäule wird ein Korrelationskoeffizient von 0,764 berechnet. Die Deckplatten gesondert betrachtet, liegt ein hoher Korrelationskoeffizient von 0,778 vor. Mineralisierung und Festigkeit korrelieren bei den Grundplatten mit einem Koeffizient von 0,749.

	<b>Spearman's Rho</b>
<b>gesamte HWS</b>	0,764
<b>Deckplatten</b>	0,778
<b>Grundplatten</b>	0,749
<b>C3</b>	0,789
<b>C3 dp</b>	0,789
<b>C3 gp</b>	0,79
<b>C4</b>	0,793
<b>C4 dp</b>	0,762
<b>C4 gp</b>	0,824
<b>C5</b>	0,784
<b>C5 dp</b>	0,753
<b>C5 gp</b>	0,797
<b>C6</b>	0,697
<b>C6 dp</b>	0,667
<b>C6 gp</b>	0,714
<b>C7</b>	0,757
<b>C7 dp</b>	0,824
<b>C7 gp</b>	0,762

**Tab. 8: Spearman's Rho Rangkorrelationskoeffizient**

Für die Wirbelkörperhöhe C3 kann ein Spearman's Rho Korrelationskoeffizient von 0,789 berechnet werden. Der Korrelationskoeffizient bei der Wirbelkörperhöhe C4 liegt noch höher bei 0,793. Bei der Wirbelkörperhöhe C5 liegt der Korrelationskoeffizient ebenfalls bei einem sehr guten Wert von 0,784. Den niedrigsten Korrelationskoeffizienten liefert die Wirbelkörperhöhe C6 mit einem Wert von 0,697. Wirbelkörperhöhe C7 hat einen Korrelationskoeffizienten von 0,757.

Bei der Unterscheidung zwischen Deck- und Grundplatten bei den einzelnen Wirbelkörperhöhen kann man keinen signifikanten Unterschied zwischen den

#### 4 ERGBENISSE

Korrelationskoeffizienten der Deck- und der Grundplatten feststellen. Bei der Wirbelkörperhöhe C3 gleichen sich die Korrelationskoeffizienten der Deck- und Grundplatten, bei Wirbelkörperhöhe C4 korrelieren die Ergebnisse der Grundplatten etwas stärker als die der Deckplatten. Gleiches wie bei C4 gilt bei Wirbelkörperhöhe C5 und C6. Hingegen haben die Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C7 einen größeren Korrelationskoeffizienten als die Grundplatten.

Fast alle berechneten Spearman's Rho Korrelationskoeffizienten liegen über dem Wert 0,7, was einen starken Zusammenhang darstellt. Nur die Korrelationskoeffizienten der Wirbelkörperhöhe C6 liegen mit 0,697 und der Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C6 mit 0,667 knapp darunter.

Wirbelkörper	Spearman's Rho	Wirbelkörper	Spearman's Rho	Wirbelkörper	Spearman's Rho
111/04 C3	0,933	02/05 C4	0,926	108/99 C3	0,73
111/04 C4	0,719	02/05 C5	0,496	108/99 C7	0,175
111/04 C5	0,802	02/05 C6	0,905		
111/04 C6	0,678	02/05 C7	0,694	90/99 C3	0,935
111/04 C7	0,93			90/99 C6	0,89
		69/04 C3	0,851	90/99 C7	0,731
104/04 C4	0,608	69/04 C4	0,771		
104/04 C5	0,845	69/04 C5	0,7	100/94 C3	0,787
104/04 C6	0,742	69/04 C6	0,483	100/94 C6	0,827
104/04 C7	0,688	69/04 C7	0,88	100/94 C7	0,784
82/05 C3	0,899	44/99 C3	0,663	107/94 C6	0,847
82/05 C4	0,779	44/99 C6	0,394	107/94 C7	0,679
82/05 C5	0,845	44/99 C7	0,838		
82/05 C6	0,916			99/99 C3	0,709
82/05 C7	0,809	85/99 C3	0,396		

**Tab. 9: Spearman's Rho Korrelationskoeffizienten aller untersuchter Wirbelkörper**

Bei den einzelnen Wirbelkörpern variiert die Größe des Spearman's Rho Korrelationskoeffizienten zwischen 0,933 und 0,175, wobei der größere Anteil der Korrelationskoeffizienten im oberen Bereich liegt. Der Median aller Korrelationskoeffizienten der einzelnen Wirbelkörper liegt bei 0,7815. Insgesamt liegen 50% aller Korrelationskoeffizienten über dem Wert 0,7815, was für eine starke Korrelation der Mineralisierung und Festigkeit spricht.

## 5 DISKUSSION

### 5.1 Diskussion des Materials

Das Durchschnittsalter der Spender der untersuchten Wirbelsäulen betrug 78 Jahre. Da die Wirbelsäule schon in sehr frühen Jahren, besonders die Halswirbelsäule bereits ab dem 20. Lebensjahr, Degenerationserscheinungen zeigt und auch in etlichen Studien nachgewiesen wurde, dass die Trabekelanzahl und -dichte der Wirbelkörper ab dem 40. Lebensjahr deutlich abnimmt (Singer 1990), wäre es wünschenswert gewesen, Wirbelsäulen jüngerer Probanden zur Datenerhebung zu untersuchen.

Für unsere Versuche benötigten wir nicht nur die Mineralisierungsdaten aus der Computertomographie, sondern mussten die Versagenslast der einzelnen Wirbelkörperendplatten zur Prüfung der Festigkeit testen. Hierzu konnten wir nur aus dem Präparategut der Anatomischen Anstalt der LMU München Donatoren wählen. Der hohe Altersdurchschnitt der Donatoren war somit vorgegeben, aber es wurde bei der Auswahl der Wirbelsäulen großer Wert auf das Vorliegen keiner oder nur minimaler degenerativer Veränderungen, knöcherner Veränderungen wie Tumore oder Metastasen sowie schwerwiegender Deformitäten gelegt. So wurde versucht, zu verhindern, dass die Ergebnisse trotz des relativ hohen Alters nicht durch andere Pathologien beeinflusst wurden.

Uns standen durch Randomisierung acht weibliche und vier männliche Wirbelsäulen zur Verfügung. Die Frage nach dem geschlechtsspezifischen Einfluss ließen wir außer Acht, da in etlichen Studien schon nachgewiesen wurde, dass männliche Endplatten zwar durchschnittlich 10% größer sind als die weiblichen, sich aber in der Grundform und im strukturellen Aufbau nicht unterscheiden (Lance 1998, Weißer 2007).

Die Frage, ob die Studie, die wir ausschließlich an formalinfixierten Präparaten durchführten, auf in vivo Wirbelkörper übertragbar ist, wurde von Müller-Gerbl 1998 beantwortet. Diese fand heraus, dass die CT-Dichte von mindestens acht Tage lang fixierten Präparaten im Vergleich zu unfixierten Präparaten 5 bis 15 HE niedriger sein kann, danach aber über einen längeren Zeitraum konstant bleibt. Unsere

verwendeten Präparate waren alle länger als acht Tage in Formalin fixiert und da sich die CT-Dichte in ihrer Gesamtheit um einen sehr geringen Wert von 5 bis 15 HE bei Messwerten bis über 500 HE verändert, dürfte sich dies kaum bemerkbar gemacht haben und somit eine Vergleichbarkeit gegeben sein.

## **5.2 Diskussion der Methode**

### **5.2.1 CT-Osteoabsorptiometrie**

Die Bildgebung einer konventionellen Computertomographie ist die Voraussetzung für die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM), die seit einigen Jahren ein validiertes Verfahren zur Darstellung der Morphologie und der Mineralisierungsverhältnisse der subchondralen Knochenlamelle darstellt (Müller-Gerbl 1989, 1990, 1998).

Die in der CT-Messtechnik begründeten Fehler wie der Partial Volume Effekt, der Gerätefehler (Kalibrierung) und die Aufhärtung (beam hardening) können auftreten.

Der Partial Volume Effekt als Fehlerquelle wurde durch Vermeidung tangentialer Schnitte durch Bereiche hoher Mineralisierungsgradienten deutlich reduziert (Müller-Gerbl 1991). Bei Erstellung der Datensätze wurde aus diesem Grund auf einen möglichst senkrechten Strahlengang bei einer konstanten Schichtdicke von 1 mm geachtet. Des Weiteren konnte der Partial Volume Effekt durch Anwendung der „Maximum Intensity Projektion“ bei der virtuellen Rekonstruktion weiter reduziert werden, da hiermit nur der höchste Mineralisierungswert in einem Areal der subchondralen Lamelle als Bildpunkt senkrecht auf die Oberfläche projiziert wurde (Müller-Gerbl 1998).

Der Gerätefehler als Kalibrierungsfehler und die Fehler, die sich durch Aufhärtung von Röntgenstrahlen ergeben, stellen bei den heutigen Geräten und dem von uns verwendeten Computertomographen Siemens Somatom S4 keine nennenswerten Einflussgrößen mehr dar und sind damit zu vernachlässigen.

Um Übereinanderprojektionen durch eng aneinander liegende Wirbelkörper zu vermeiden, wurden die Schichtaufnahmen an einzelnen, voneinander getrennten Wirbelkörpern durchgeführt. Durch die koronare Schnittführung stellte sich der Wirbelkörper im CT-Bild als Quadrat dar. Bei der virtuellen Rekonstruktion konnte die Abgrenzung der Endplatten ohne Probleme erkannt und festgelegt werden. Das

dreidimensionale Rekonstruktionsprogramm ANALYZE bietet die Möglichkeit der 90°-Kippung der Endplatten nach ventral oder dorsal. Diese wurde zur besseren Beurteilung der Gelenkflächen in direkter Aufsicht genutzt. Aufgrund der planen Gelenkfläche der Endplatten kam es zu keinen Verzerrungen oder Vergrößerungs- bzw. Verkleinerungseffekten, wie es bei kugeligen oder asymmetrischen Gelenkflächen der Fall sein kein.

Ein Vorteil der CT-OAM ist, dass die Mineralisierungsverteilung über die komplette Endplatte angezeigt wird, während andere Parameter wie Dicke, Stärke und Festigkeit nur an einzelnen Punkten bestimmt werden können. Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass diese Methode auch bei lebenden Patienten angewendet werden kann, wodurch es ermöglicht wird, die Mineralisierung individuell abzubilden (Müller Gerbl 2008).

### **5.2.2 Auswertung der Densitogramme**

Zur visuellen Analyse der Densitogramme gibt es kein automatisiertes Verfahren, weshalb jede Endplatte einzeln von einem Untersucher bearbeitet werden musste, um eine Darstellung der Mineralisierungsmaxima zu erhalten. Dieser Arbeitsschritt ist stark vom untersuchenden Betrachter abhängig. Um trotzdem reproduzierbare und einheitliche Ergebnisse zu erhalten, wurde ein festes Schema zur Auswertung der Mineralisierungsmaxima festgelegt.

Wir bezeichneten Orte höchster Mineralisierungsdichte als „Mineralisierungsmaxima“, was aber keine Aussage über die tatsächliche Höhe des Kalziumgehalts zulässt.

Die rekonstruierten Endplatten wurden mit Falschfarben belegt, die die Bereiche der Mineralisierungsdichte kartographisch widerspiegeln. So konnten die Bereiche der höchsten Mineralisierung (schwarz, rot, orange) von denen niedriger Mineralisierung (grün, blau) abgegrenzt und registriert werden. Erstreckten sich die Mineralisierungsbereiche über größere Flächen wurde der Flächenschwerpunkt ermittelt und als Mineralisierungsmaximum dokumentiert. Bei Auftreten mehrerer Lokalisationen annähernd gleicher Mineralisierungsausprägung wurden diese getrennt als Maxima gewertet.

## 5 DISKUSSION

Die deskriptive Erfassung und Auswertung der Mineralisierungsmaxima erfolgte durch Anlage eines Neunerrasters, das individuell an jede Endplatte angelegt wurde und sich zudem an der anatomischen Einteilung (dorsal-ventral, zentral-lateral, rechts-links) orientierte.

Um die Registrierung der Mineralisierungsmaxima als Koordinaten präzise und einheitlich ablesen und auswerten zu können, wurde ein Einheitsraster von 36x21 Einheiten so über jedes Densitogramm gelegt, dass es tangential an allen Seiten der Gelenkfläche Berührung fand. Durch diese individuelle Anpassung des Einheitsrasters bedeckte jedes Rasterfeld den gleichen Flächenanteil der Gelenkfläche und eine direkte Vergleichbarkeit bezüglich der Lokalisation der Mineralisierungsmaxima war trotz der unterschiedlichen absoluten Größe gegeben. Des Weiteren ist es möglich, anhand der Koordinaten vergleichbare Endplatten unterschiedlichster Kombinationen in ein gemeinsames Koordinatensystem zu projizieren und geometrische Formen zu abstrahieren.

Um die Fehlerquote der Maximalokalisation und der Koordinatenablesung der Mineralisierungsmaxima zu minimieren, wurde dieser zeitaufwendige Arbeitsschritt von demselben Untersucher für alle Endplatten vorgenommen.

### **5.2.3 Kompressionstest zu Bestimmung der Versagenslast**

Die Bestimmung der Versagenslast erfolgte in einzelnen standardisierten Schritten. Damit ist die Festigkeitsbestimmung unabhängig vom Untersucher. Eine mögliche Fehlerquelle bei der Lokalisation der Messstellen ist die unterschiedliche Größe der Wirbelkörper, die sich durch die Individualität der einzelnen Donatoren ergibt. Bei einer kleineren Fläche der Wirbelkörperendplatte haben die Messstellen einen geringeren Abstand zueinander als bei einer größeren Fläche. Es wurde versucht, bei jeder Endplatte den vorgegebenen Mindestabstand zwischen den einzelnen Messstellen einzuhalten, was aber bei sehr kleinen Flächen nicht immer möglich war. Da dies nur in sehr wenigen Fällen zu beobachten war, ist diese Fehlerquelle zu vernachlässigen. Die Messung und die Erstellung der Kraft-Weg-Diagramme erfolgt automatisch durch die Materialprüfeinrichtung.

### **5.2.4 Vergleich der Mineralisierungs- und Festigkeitswerte**

#### a) Bestimmung der korrespondierenden Messstellen

Die Vorbereitung zur Bestimmung der korrespondierenden Messstellen, die aus der Bestückung der Messstellen mit Stecknadelköpfen und der Anfertigung von anterior-posterioren Röntgenaufnahmen bestand, wurde mit einem festgelegten Schema durchgeführt. Diese Arbeitsschritte sind vom Untersucher unabhängig und können auch von eingelernten Personen durchgeführt werden.

Hingegen ist der Arbeitsschritt der Messung des Dichtewertes im Densitogramm an der korrespondierenden Stelle der Röntgenaufnahme durch die Funktionen „Region of interest“ und „Sample image“ abhängig vom Untersucher. Eine Standardisierung oder Automatisierung dieses Vorgangs ist nicht möglich, da der Untersucher die Messung mit Augenmaß und Erfahrung an die auszumessende Position setzen muss. Um die Fehlerquote zu minimieren, wurde dieser zeitaufwendige Arbeitsschritt von demselben Untersucher für alle Endplatten vorgenommen.

#### b) Grafische Gegenüberstellung

Die visuelle Beurteilung der Punktwolken der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima ist eine teils vom Betrachter abhängige Vorgehensweise, die aber durch das Heranziehen eines Neunerrasters objektiviert werden kann. Das Neunerraster teilt die Gesamtfläche in neun gleichgroße Flächen und ermöglicht somit eine bessere Orientierung auf der Gesamtfläche sowie eine einheitliche Nomenklatur der einzelnen Bereiche. Diese Vorteile der Anwendung des Neunerrasters verbessern die visuelle Vergleichbarkeit und reduzieren die subjektive Beurteilung. Die grafische Beurteilung der dreidimensionalen Säulendiagramme, die auf Prozentanteilen der Teilmengen von der Gesamtmenge der Punktwolke im Neunerraster beruht, ist eine objektivierbare Darstellung der Punktwolken und nicht vom Betrachter abhängig. Diese Darstellung zeigt die Mengen der Punktwolken in den Teilbereichen der Endplatte, spiegelt aber nicht die flächenhafte Verteilung der einzelnen Maxima wider. Aus diesem Grund wurden zum visuellen Vergleich der Mineralisierungs- und Festigkeitsmaxima beide Darstellungen herangezogen. Der Vergleich wurde etwas durch die unterschiedliche Anzahl der gemessenen Punkte

erschwert. Bei der Ermittlung der Mineralisierungsmaxima wurde jedes Maximum registriert, wobei bei den Festigkeitsmaxima nur eine bestimmte Anzahl von Messstellen und deren Festigkeitswert vorhanden war, aus denen die höchsten Werte ausgewählt wurden.

### 5.2.5 Regressionsanalyse

#### a) MARS-Modell

Unser Ziel war die statistische Auswertung des Zusammenhangs zwischen Mineralisierung und Festigkeit der Wirbelkörperendplatten. Anhand der Betrachtung der Scatter Plots stellten wir fest, dass kein linearer, sondern ein logarithmischer Zusammenhang besteht. Damit war klar, dass eine einfache lineare Regressionsgerade keine zufrieden stellenden Ergebnisse liefern würde. Wir stellten aber fest, dass lokal - das heißt, wenn nur ein Ausschnitt der Daten betrachtet wird - die Annahme eines linearen Zusammenhangs gerechtfertigt ist. Basierend auf diesen Beobachtungen verwendeten wir ein bekanntes Verfahren, das diesen Ansprüchen genügt: das MARS-Modell.

Dieses nichtparametrische Verfahren, auch Recursive Partitionierung genannt, ist geeignet, komplexe nichtlineare Regressionsbeziehungen automatisiert zu schätzen. Es ist viel flexibler als parametrische Modelle, besonders wenn man die Form der wahren Funktion nicht kennt.

Vorteile der Recursiven Partitionierung:

- nutzt die niedrige lokale Dimensionalität der Funktion
- nutzt die geringen Auswirkungen der Interaktionseffekte
- geeignet für schnellen Aufbau und Evaluation des Modells

Nachteile der Recursiven Partitionierung:

- die Annäherungsfunktionen sind nicht zusammenhängend an den Grenzen der Unterregionen

## 5 DISKUSSION

- hat Schwierigkeiten, wenn die dominante Wechselwirkung einen kleinen Bruchteil der Gesamtanzahl der Variablen umfasst (Quelle: MARS by Narayanan Ramanathan (prim))

### b) Das Bestimmtheitsmaß R-Quadrat ( $R^2$ )

Da der Korrelationskoeffizient  $r$  als nicht von der Skalierung abhängiges Maß für den linearen Zusammenhang zweier Variablen berechnet werden kann, verwendeten wir stattdessen das Bestimmtheitsmaß  $R^2$ , denn es lässt sich auch für die nichtlineare Regression berechnen. Es gibt an, welcher Varianzanteil der Zielvariablen ( $Y$ ) durch den in der Regressionsgleichung spezifizierten Zusammenhang erklärt werden kann.

Zu beachten ist, dass das Bestimmtheitsmaß umso größer wird, je mehr Variablen aufgenommen werden. Da wir aber stets nur zwei Variable verwenden, kann diese Fehlerquelle ausgeschlossen werden.

### c) Spearman´s Rho Korrelationskoeffizient

Wir verwendeten den Spearman´s Rho Rangkorrelationskoeffizienten, da dieser, anders als der Pearsons Korrelationskoeffizient, nicht die Annahme benötigt, dass die Beziehung zwischen den Variablen linear und dazu robust gegenüber Ausreißern ist.

## 5.3 Diskussion der Ergebnisse

Diese Studie wurde an einem Kollektiv von 12 Wirbelsäulen mit 38 Halswirbelkörpern durchgeführt. Damit handelt es sich um ein relativ kleines Kollektiv. Zudem war es uns nicht möglich, von jeder Wirbelkörperhöhe die gleiche Anzahl an Wirbelkörpern in die Studie einzubinden (s. Tab.1). Die Ergebnisse waren eindeutig.

### 5.3.1 Ergebnisse der Mineralisierung

Wolff legte mit seinem „Gesetz der Transformation der Knochen“ 1892 den Grundstein für die These des Zusammenhangs zwischen Belastung und Morphologie des Knochens. Seine These wurde häufig aufgegriffen und bestätigt (1962 Kummer, 1965 Pauwels, 1986 Cowin), unter anderem auch von Carter, der 1984 den Begriff der „loading history“ prägte. Ebenso nahm 1998 Müller-Gerbl den Grundgedanken

auf und beschrieb einen Zusammenhang zwischen der lokalen Zusammensetzung des subchondralen Knochens abhängig von der dort herrschenden mechanischen Belastung.

Die Erklärung für die Mineralisierungsverteilung in der subchondralen Knochenplatte der Halswirbelkörperendplatten liegt also zum größten Teil in der Biomechanik der Wirbelsäule.

### **5.3.1.1 Mineralisierung innerhalb der Halswirbelsäule**

Der Mineralisierungsgehalts innerhalb einer Halswirbelsäule in Bezug auf die einzelnen Wirbelkörper ist keiner Änderung unterzogen, aber eine zum Teil sehr starke Variation der individuellen Mineralisierung der einzelnen Halswirbelsäulen konnte festgestellt werden. Diese beruht auf dem unterschiedlichen Alter und der damit in Zusammenhang stehenden Stoffwechselerkrankungen, wie zum Beispiel der weit verbreiteten Osteoporose, die das Mineralisierungsniveau insgesamt reduziert.

Zur Auswertung der Mineralisierungsmaxima wurden die relativen und nicht die absoluten Zahlen der Mineralisierung einer Endplatte herangezogen. Somit sind die Ergebnisse trotz der interindividuellen Unterschiede miteinander vergleichbar.

### **5.3.1.2 Mineralisierung innerhalb einer Endplatte**

In keiner der untersuchten Endplatten konnten wir ein homogenes Mineralisierungsmuster feststellen. Vielmehr wies die Mineralisierung der Endplatten der Halswirbelsäule, unabhängig von der Endplattenlage oder Höhenlokalisierung, ein erkennbares Grundmuster auf, das einem Ring gleicht. In der Peripherie der Wirbelkörperendplatten ist ein unterschiedlich stark ausgeprägter Ring von Mineralisierungsmaxima, der sich um ein relativ mineralisierungsschwaches Zentrum legt, zu erkennen. Meist treten im Bereich des peripheren Rings Zonen erhöhter Mineralisierung im dorsomedialen und -lateralen sowie ventro-medialen Gelenkbereich auf. Das ringförmige Grundmuster führen wir auf die axiale Kraftübertragung der Bandscheiben auf die Endplatten zurück. Bei degenerativen Veränderungen der Bandscheibe kann diese die einwirkenden Kräfte nicht mehr

## 5 DISKUSSION

physiologisch gleichmäßig verteilen und es kommt zu einer vermehrten Belastung der Anulusfasern und somit der Randstrukturen der Endplatten unterhalb des Faserringes (Kapandji 1992, Adams 1996). Zudem ist die zentral niedrige, aber gleichmäßig homogene Mineralisierung und der deutlich höher mineralisierte ringförmige Bereich darauf zurückzuführen, dass in diesem Bereich die Anulusfasern ansetzen und die auf sie wirkenden Zugbeanspruchungen an die Endplatten weiterleiten.

Somit sprechen unsere Ergebnisse für eine vermehrte Belastung der unter dem Anulus fibrosus gelegenen Randstrukturen durch degenerativ veränderte Bandscheiben, die in unserem Kollektiv mit einem Altersdurchschnitt von 78 Jahren zu erwarten sind. Brinckmann und Horst konnten 1983 zeigen, dass der Grad der Bandscheibendegeneration Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften der Bandscheibe hat. Auch die Untersuchungen von Schmorl, Junghans, Coventry und Hirsch kamen zu dem Ergebnis, dass Degenerationserscheinungen an den Bandscheiben bereits nach dem 30. Lebensjahr bei praktisch jedem Menschen auftreten.

Die Zonen erhöhter Mineralisierung im dorsomedialen und dorsolateralen sowie ventromedialen Gelenkbereich führen wir ebenso auf eine verstärkte mechanische Belastung zurück wie das ringförmige Grundmineralisierungsmuster.

Diese Mineralisierungsverteilung besteht aus der zeitlichen Summation einer Vielfalt von Bewegungen und dem Einfluss von Muskeln und Bändern bei unterschiedlichen Belastungen im Alltag.

Der Durchstosspunkt der Resultierenden bestimmt laut Müller-Gerbl zusammen mit ihrer Größe sowohl den Mineralisierungsgrad als auch die Mineralisierungsverteilung in einem Gelenk (s. Abb. 2). Bei Ventralflexion verlagert er sich nach ventral, bei Dorsalflexion nach dorsal. Bei Ventralflexion führt dies zu einer vermehrten Beanspruchung der vorderen Bandscheiben- und Endplattenanteile. Bei Dorsalflexion werden die hinteren Bereiche stärker beansprucht.

In Grundstellung des Kopfes befindet sich die Halswirbelsäule in einem natürlichen Ruhezustand, doch durch die physiologische Lordose kommt es zu einer eher

## 5 DISKUSSION

dorsalen Lage der Resultierenden und somit zu einer vermehrten Beanspruchung der Endplattenhinterkante und der dorsalen Anteile.

Auch der im Alltag überwiegend vorkommende sitzende Beruf, z.B. an einem Schreibtisch, spiegelt die Dorsalflexion der HWS als häufig eingenommene Position wider.

Die Pedikel stellen die Verbindung zwischen dorsalem (Wirbelbogen und Wirbelgelenke) und ventralem (Wirbelkörper) Wirbelsäulenabschnitt dar und münden an der Hinterwand des Wirbelkörpers dorsolateral in ihn ein. In mehreren Studien wurde gezeigt, dass die vorherrschenden Kräfte nicht nur über die Bandscheiben, sondern auch aus den Facettengelenken über die Pedikel in die Wirbelkörper eingeleitet werden (Hedmann 1992, Pal et al 1988).

Die von uns beobachteten Zonen erhöhter Mineralisation in den dorso-lateralen Endplattenbereichen lassen sich durch die übereinstimmende topographische Lage der Einmündungsstellen der Pedikel erklären. Dies sind Zonen erhöhter mechanischer Beanspruchung, an denen der subchondrale Knochen über die Zeit eine höhere Mineralisierung erfährt, da dort die von den Facettengelenken übernommene Last in den Wirbelkörper eingeleitet wird.

Die Zone erhöhter Mineralisation im dorso-medialen Endplattenbereich erklärt sich vorwiegend durch die physiologische Lordosestellung der Halswirbelsäule, bei der die Gelenkresultierende eine dorsale Lage annimmt und daraus eine vermehrte Beanspruchung der dorsalen Endplattenanteile entsteht, die wiederum eine vermehrte Mineralisierung nach sich trägt.

Die ventromediale Zone erhöhter Mineralisation verstanden wir als morphologisches Korrelat der in unserer Zeit häufiger auftretenden Beanspruchung durch Ventralflexion und den neuen anatomische Untersuchungen von Mercer und Bogduk 1999, dass der Anulus fibrosus der zervikalen Bandscheiben einem nach dorsal geöffneten `Halbmond´ mit großer frontaler Dicke und sich stark verjüngenden Enden zu den laterodorsal gelegenen Uncovertebralgelenken hin gleicht und nicht wie bei den lumbalen Bandscheiben den Nucleus pulposus, den Kern, ringförmig umschließt und seine Faserzüge kreuzweise miteinander verwoben sind (Krismer 1996).

### **5.3.1.3 Mineralisierung der Deck- und Grundplatten**

Eine Mineralisierungszunahme zwischen Deck- und Grundplatten wurde in verschiedenen Studien (Curylo 1996, Lu 2000, Singer 1995, Weh 1983) mit Ausnahme der HWS, nur bei der BWS und LWS festgestellt. Diesen Ergebnissen können wir zustimmen, haben aber durch unsere Methodik detaillierte Ergebnisse gewonnen.

Da wir im Gegensatz zu bisherigen Literaturdaten nicht den Mineralisierungsgehalt der gesamten Deckplatte, sondern an genau lokalisierten Stellen der Endplatten Mineralisierungswerte gemessen haben, können wir genauere Aussagen über die Mineralisierungsverteilung der Endplatten machen.

Die Mineralisierungsverteilung bei der Gesamtheit aller Deck- und Grundplatten unterscheidet sich kaum. Der Unterschied besteht im Auftreten eines Mineralisierungszentrums der Deckplatten im dorsomedialen Bereich, das bei den Grundplatten nicht so stark ausgeprägt ist. Gemeinsamkeiten sind das ringförmige Grundmuster in der Peripherie mit Mineralisierungsanhäufungen ventromedial und dorsolateral beidseits um ein mineralisierungsarmes Zentrum.

Darum ergibt sich bei den Deckplatten eine 4-Punkt-Abstützung und bei den Grundplatten eine 3-Punkt-Abstützung. Diesen Unterschied führen wir auf anatomische Gegebenheiten, wie z.B. die leicht ventro-caudal geneigte Horizontalebene der Bandscheiben im unteren Bereich der HWS, die kranial einmündenden Pedikel und das Vorhandensein der Processi uncinati der Deckplatten zurück.

### **5.3.1.4 Mineralisierung der Wirbelkörperhöhen**

Verschiedene vorangegangene Studien (Weh 1983, Singer 1995, Curylo 1996, Lu 2000) zeigten, dass es an der Halswirbelsäule im Gegensatz zur Brust- und Lendenwirbelsäule keine signifikante Mineralisierungszunahme von kranial nach kaudal gibt. Jedoch bezogen diese Autoren ihre Ergebnisse auf die

Knochenmineralisierung des Wirbelkörpers insgesamt, während wir die Mineralisierung an bestimmten Lokalisationen der Endplatte der Wirbelkörper untersuchten, womit wir die Möglichkeit hatten, punktuelle Mineralisierungswerte innerhalb der Endplatten zu vergleichen. Aber auch wir konnten kein signifikantes Mineralisierungsgefälle von kaudal nach kranial feststellen.

### **5.3.2 Ergebnisse der Festigkeit**

Insbesondere trabekuläre Veränderungen stellen wichtige Faktoren für die Knochenfestigkeit dar. Der Grund hierfür ist der etwa achtmal höhere Stoffwechselumsatz der Spongiosa im Vergleich zur Kortikalis (Saunders; Thomsen et al; Waldt et al).

Waldt führte 1999 die Strukturmessung unterhalb der Deckplatte durch, da dieser Bereich extremen Belastungen ausgesetzt ist. Die Druckübertragung bei vertikaler Kraftapplikation erfolgt von der Bandscheibe über die Endplatte auf den angrenzenden subchondralen, trabekulären Knochen. Die erhöhte Beanspruchung in diesem Bereich führt dort zu einem erhöhten Stoffwechselumsatz und damit zu einer erhöhten Knochenfestigkeit.

#### **5.3.2.1 Festigkeit innerhalb der Halswirbelsäule**

Die Festigkeit der Endplatten innerhalb einer Halswirbelsäule in Bezug auf die einzelnen Wirbelkörper ist ebenso wie bei der Mineralisierung keiner Änderung unterzogen. Aber es besteht eine zum Teil sehr starke Variation der individuellen Versagenslast der einzelnen Halswirbelkörperendplatten. Diese beruht auf dem unterschiedlichen Alter und der damit in Zusammenhang stehenden Stoffwechselerkrankungen, wie zum Beispiel der weit verbreiteten Osteoporose, die das Mineralisierungsniveau und die Knochenfestigkeit insgesamt reduziert.

Ebenso wie bei der Auswertung der Mineralisierungsmaxima wurden zur Auswertung der Festigkeitsmaxima die relativen und nicht die absoluten Zahlen der Festigkeitswerte einer Endplatte herangezogen, somit sind die Ergebnisse trotz der interindividuellen Unterschiede miteinander vergleichbar.

### **5.3.2.2 Festigkeit innerhalb einer Endplatte**

In keiner der untersuchten Wirbelkörperendplatten konnte ein homogenes Muster der Festigkeit festgestellt werden. Vielmehr ergab die Analyse eindeutig beträchtliche topografische Unterschiede in der Festigkeit innerhalb einer beliebigen Endplatte. Die gegenwärtige Studie zeigt ein angedeutetes ringförmiges Festigkeitsmuster mit dorsalem Schwerpunkt. Das Zentrum der Endplatten ist in den meisten Fällen am schwächsten ausgebildet und die Endplattenperipherie weist die höchste Festigkeit auf. Vor allem im dorsolateralen und dorsomedialen Bereich finden sich hohe Festigkeitswerte. In den vergangenen Jahren wurden ähnliche Studien von anderen Autoren in Bezug auf die Dicke der subchondralen Endplatten durchgeführt. Diese zeigten, dass in den Lenden-Endplatten die Dicke am Rand größer ist als in der Mitte (Edwards et al 2001; Roberts et al 1997). Auch die Dicke der Hals-Endplatten ähnelt dem Dickeverteilungsmuster der Lenden-Platten, wie in neueren Veröffentlichungen von Panjabi (2001), Pitzen (2004) und Schmitz (2004) beschrieben wird.

Dieses Verteilungsmuster entsteht durch die erhöhte Beanspruchung in diesem Bereich und führt dort zu einem erhöhten Stoffwechselumsatz und damit zu einer erhöhten Knochenfestigkeit. Die erhöhte Beanspruchung im dorsalen Segment der Endplatten ist zum einen durch die physiologische Lordosestellung der Halswirbelsäule vorgegeben und durch die heutzutage häufig eingenommenen Dorsalflexion der HWS bei sitzenden Berufen bedingt. Zum anderen führen auch Degenerationserscheinungen an den Bandscheiben zu einer erhöhten Druckbelastung der Endplatte und der tieferen trabekulären Strukturen unter den Endplatten (Hvid 1988). Da vorherrschende Kräfte aber nicht nur über die Bandscheiben, sondern auch aus den Facettengelenken über die Pedikel, die an der Hinterwand des Wirbelkörpers dorsolateral in diesen einmünden, eingeleitet werden, befindet sich dorsolateral bei fast allen untersuchten Endplatten ein Bereich sehr hoher Festigkeit.

### **5.3.2.3 Festigkeit der Deck- und Grundplatten**

Die Verteilung der Festigkeitswerte bei der Gesamtheit aller Deck- und Grundplatten unterscheidet sich kaum. Deck- und Grundplatten haben das ringförmige Grundmuster in der Peripherie mit Festigkeitsanhäufungen ventromedial und dorsolateral beidseits um ein festigkeitsschwaches Zentrum gemein. Der Unterschied besteht im Auftreten einer Festigkeitsansammlung der Deckplatten im dorsomedialen Bereich, das bei den Grundplatten nicht so stark ausgeprägt ist. Bei den Deckplatten ergibt sich somit ein Festigkeitsmuster, das den gesamten dorsalen Anteil der Endplatte einschließt, wobei bei den Grundplatten besonders die dorsolateralen Bereiche durch ihre Festigkeit hervorstechen. Eine neuere Veröffentlichung von Müller-Gerbl (2008) zeigte sehr ähnliche Verteilungsmuster der Mineralisierung der zervikalen Endplatten und führte diese auf eine unterschiedliche vordere und hintere Belastung der Deck- und Grundplatten zurück. Ebenfalls zeigte Li et al. im Jahr 2003 an Lendenendplatten, dass die dorsale Region der Deckplatte und die laterale Region der Grundplatte stärker und fester sind als alle anderen Regionen der Endplattenoberfläche.

### **5.3.2.4 Festigkeit der Wirbelkörperhöhen**

Bei unseren Untersuchungen konnten wir keine signifikante Zu- oder Abnahme der Festigkeit in den verschiedenen Segmenthöhen feststellen. Aber es existieren minimale Unterschiede der Festigkeitsverteilung in den einzelnen Wirbelkörperhöhen. Die Gemeinsamkeit aller Endplatten auf jeglicher Höhe ist die erhöhte Festigkeit in den dorsalen Segmenten. Hierzu zeigt sich von kranial nach kaudal eine tendenzielle Zunahme der Festigkeit im ventromedialen Bereich. Diese Ergebnisse führen zu der Annahme, dass die Halswirbelsäule nicht gleichförmig belastet wird, sondern signifikante Unterschiede abhängig von der Segmenthöhe bestehen, wie es auch bereits in anderen Publikationen über die Orientierung der Wirbelgelenke demonstriert haben (Bogduk 2000; Putz 1981).

Wir führen diese Beobachtung auf den zervikothorakalen Übergang zurück, da dort die physiologische Lordosestellung der HWS in die physiologische Kyphosestellung

der BWS übergeht und sich somit der Durchstoßpunkt der Gelenkresultierenden von dorsal nach ventral verschiebt.

#### **5.4 Ergebnisse des Vergleichs Mineralisierung – Festigkeit**

Seit den 70er Jahren ist der Zusammenhang der Knochenmineralisierung mit der Bruchfestigkeit von Wirbelkörpern Gegenstand vieler Studien. Es wurden verschiedene densitometrische Verfahren sowie unterschiedliche Versuchsaufbauten verwendet und untereinander verglichen (Pöschl 2009). Jedoch basierten die densitometrischen Verfahren wie z.B. DXA und QCT auf durchschnittlich errechneten Mineralisierungswerten, die über den gesamten Wirbelkörper gemessen wurden. Wir führten densitometrische Messungen sowie axiale Kompressionstests an exakt lokalisierten Stellen durch und konnten damit zum einen die Dichte- und Festigkeitswerte an exakt derselben Stelle vergleichen und erhielten zum anderen eine detaillierte Darstellung der Mineralisierungs- und Festigkeitsverteilung der einzelnen Deckplatten.

Wir konnten eine starke Korrelation zwischen den Verteilungsmustern der Mineralisierung und der Festigkeit der untersuchten Halswirbelkörperendplatten feststellen. Aus diesem Zusammenhang der Verteilungsmuster lässt sich ableiten, dass sowohl Mineralisierung als auch Festigkeit morphologische Parameter der Langzeitbelastung innerhalb einer Endplatte sind. Mit den erzielten Ergebnissen stimmen auch vorangegangene Teststudien (Lowe 2004; Oxland 2003; Grant 2001 & 2002; Kumar 1993) überein, die nachgewiesen haben, dass die Festigkeit der Endplatten in den dorsolateralen Bereichen am höchsten und in den zentralen am niedrigsten sind.

In unserer Arbeit zeigt sich ebenfalls ein durchgehendes gemeinsames Verteilungsmuster der Mineralisierung und der Festigkeit, das einem Ring in der Peripherie mit einem freien Zentrum entspricht. Die Schwerpunkte der Verteilung in diesem peripheren Ring unterscheiden sich nach Endplattenlokalisierung und Wirbelkörperhöhe nur minimal voneinander (s. Punkt 4.3.9).

Die Verteilungsmuster weisen im Vergleich der beiden strukturellen Parameter der Endplatte, Mineralisierung und Festigkeit, eine signifikante Korrelation auf. Dieser

## 5 DISKUSSION

Zusammenhang lässt die Schlussfolgerung zu, dass die Mineralisierung und die Festigkeit sich gegenseitig bedingen und sich alle Parameter der Langzeitbelastung im gemeinsamen Verteilungsmuster widerspiegeln.

Abschließend können wir so die exakten Lokalisationen der höchsten Mineralisierung und Festigkeit definieren. Genau diese Stellen sind das Ziel der Verankerungstechnik der Bandscheibenersatzsysteme zur optimalen Platzierung ihrer Verankerungselemente. Unsere Ergebnisse können bezüglich der Entwicklung und Implantation von interzervikalen Bandscheibenersatzsystemen in Zukunft zu einer an die strukturellen Materialeigenschaften des Knochens angepassten Verankerung führen. Damit kann das Risiko einer Sinterung in den Knochen, eine Lockerung oder Dislokation des Implantates minimiert werden.

Wie in dieser Studie gezeigt werden konnte, findet sich in der Endplattenperipherie der cervikalen Wirbelkörper ein ringförmiges Verteilungsmuster von hoher Knochenfestigkeit und korrelierend hoher Knochenmineralisierung. Die maximale Knochenfestigkeit und -mineralisierung tritt in den dorsolateralen Bereichen auf, die innerhalb des ringförmigen Musters liegen.

Daraus leiten wir ab, dass die Verankerung einer Bandscheibenprothese genau in diesen Bereichen, dem peripheren Ring und besonders dorso-lateral, ansetzen sollte. Das Konzept der Kielverankerung birgt aus diesen Gesichtspunkten ein großes Risiko der Implantatsinterung und -lockerung, da der Kiel im Zentrum der Endplatte und damit in der am wenigsten mineralisierten Zone fixiert wird.

Die Spikeverankerung bietet aufgrund der multiplen, zumeist lateral von ventral nach dorsal verlaufenden Verzahnung der Basisplatten mit den knöchernen Endplatten deutliche Vorteile gegenüber der Kielverankerung. Basierend auf den Ergebnissen unserer Studie besteht im Bereich der Spikeverankerung ein Verbesserungspotential. Die optimale Verzahnung wäre demzufolge ringförmig mit zwei Hauptankern in den dorsolateralen Bereichen.

In Zukunft sind Messungen per CT-OAM am Lebenden im klinischen Alltag denkbar, um die individuelle subchondrale Mineralisierung der Endplatten festzustellen. Aufgrund der hohen Korrelation kann man aus den Messergebnissen der

Mineralisierung auf die Festigkeit schließen und so für jeden Patienten spezifisch für seine biomechanische Beanspruchungssituation eine optimale Prothese anfertigen.

### 5.5 Statistische Relevanz

Die Feststellung, dass der Zusammenhang zwischen Mineralisierung und Festigkeit nicht linear ist, sondern sich logarithmisch verhält, führte uns in Hinblick auf eine statistische Auswertung unserer Daten zum MARS-Modell nach Jérôme Friedman. Dieses Modell ist ein nicht parametrisches Regressionsverfahren, über das Streudiagramme der Regression von Mineralisierung und Festigkeit angefertigt werden können. Darüber hinaus konnten wir das Bestimmtheitsmaß  $R^2$  durch das MARS-Modell bestimmen, das die Abweichung der Streuung von der Regressionsgeraden ermittelt. Zur Ermittlung der Korrelation wurde der Spearman's Rho Korrelationskoeffizient angewandt.

Die Streudiagramme des MARS-Modells, auch Scatter Plots genannt, zeigten insgesamt eine geringe Abweichung der Streuung. Vor allem an der ersten Regressionsgeraden im Bereich von 20 bis 200 Newton und 20 bis 200 Houndsfield-Einheiten fanden sich die meisten Wertepaare mit einer geringen Streuung. In diesem Bereich hat die erste Regressionsgerade eine höhere Steigung als die zweite Regressionsgerade. Zusammen mit der geringen Streuung spricht dies für einen starken Zusammenhang der Werte in den niedrigen Bereichen. Dies könnte darauf zurückzuführen sein, dass die Festigkeit stark von der Materialmenge abhängig ist, die wiederum der Mineralisierung entspricht. In den niedrigeren Bereichen ist dieser Zusammenhang von Festigkeit und Materialmenge stärker als in den höheren Bereichen, in denen die Struktur, also die Anordnung des Materials, eine größere Rolle spielt. Dies schließen wir aus der Überlegung, dass eine Zunahme der Materialmenge schon aufgrund der Ausschöpfung des Platzangebots in den höheren Bereichen nicht mehr linear möglich ist.

Das Bestimmtheitsmaß  $R^2$ , ein Maß für die Güte eines Regressionsmodells, lag bei unseren Untersuchungen zwischen 38,4% bei der Segmenthöhe C6 und 72,2% bei den Grundplatten der Segmenthöhe C4. Der niedrigste Wert bei der Wirbelkörperhöhe C6 steht für einen schwachen Zusammenhang. Da eine niedrigere

## 5 DISKUSSION

Fallzahl, die diesen geringen Wert erklären könnte, bei der Wirbelkörperhöhe C6 nicht vorliegt, führen wir die schwache Korrelation auf pathologische Veränderungen zurück. Eine andere Erklärung wäre die Fragilität der Wirbelkörper im Bereich des zervikothorakalen Übergangs, da hier die hohe Bewegungsamplitude der HWS auf den starren Verbund der BWS trifft (Leucht 2005). Das Wirbelkörpersegment C5/6 wird auch als Zentrum der Flexions-Extensions- Achse angesehen. Diese erhöhte Belastung könnte der schwachen Korrelation zu Grunde liegen.

Der Median der Werte des Spearman's Rho Korrelationskoeffizienten lag bei dieser Arbeit bei 0,7815. Dieser Wert steht für eine starke Korrelation der Mineralisierung und Festigkeit. Die Korrelationskoeffizienten der Wirbelkörperhöhen C3 bis C5 und C7 liegen im Bereich des Median. Den niedrigsten Korrelationskoeffizienten mit dem Wert 0,667 fanden wir bei den Deckplatten der Wirbelkörperhöhe C6. Dies könnte wiederum an pathologischen Veränderungen liegen oder in Zusammenhang mit der Nähe zum zervikothorakalen Übergang stehen.

## 6 ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Studie war es, anhand der Untersuchung von Mineralisierung und Festigkeit von Endplatten der Halswirbelsäule bisher fehlende, präzise Informationen zu Mineralisierung und Festigkeit der subchondralen Knochenlamelle zu erhalten, den Zusammenhang von Mineralisierung und Knochenfestigkeit an definierten Lokalisationen der Endplatten herzustellen und davon ausgehend deren Abhängigkeit voneinander zu beurteilen.

Hierzu wurden 38 Halswirbelkörper von 12 Wirbelsäulen untersucht. Wir nutzten für unsere Untersuchungen zum einen die Methode der CT-Osteoabsorptiometrie, die seit Anfang der 1990er Jahre ein validiertes und etabliertes Verfahren zur Darstellung der Morphologie und der Mineralisierungsverhältnisse der subchondralen Knochenlamelle darstellt (Müller-Gerbl 1989, 1990, 1998) und wählten zum anderen ein standardisiertes Messverfahren für Kompressionstests zur Bestimmung der Versagenslast an definierten Lokalisationen der Endplatten.

Vorangehende Studien zur Mineralisierung der Wirbelkörperendplatten basierten auf durchschnittlich errechneten Mineralisierungswerten. Weh 1983, Singer 1995, Curylo 1996 und Lu 2000 bezogen ihre Daten jeweils auf die Knochenmineralisierung der Wirbelkörper insgesamt, Weißer betrachtete 2007 den Kalziumgehalt an bestimmten Lokalisationen der isolierten Endplatte, während wir die Mineralisierung an bestimmten Lokalisationen der subchondralen Knochenlamelle untersuchten und diese erstmals mit der Festigkeit an den übereinstimmenden Lokalisationen verglichen.

Wie in den Vorstudien fanden wir ebenfalls bei den von uns untersuchten Endplatten keine gleichmäßige Mineralisierung. Unseren Erwartungen entsprechend stießen wir auf Endplatten mit einem, unabhängig von der Endplattenlage oder Höhenlokalisierung, erkennbarem Grundmuster. Dieses Muster gleicht einem unterschiedlich stark ausgeprägten peripheren Ring mit erhöhter Mineralisierung im dorsomedialen und -lateralen, sowie ventro-medialen Gelenkbereich mit homogen niedrigem Mineralisierungsgrad im Endplattenzentrum. Die stärker mineralisierten Ringbereiche erklärten wir uns durch die erhöhte Zugbeanspruchung durch die Verankerung des Anulus fibrosus in der knöchernen Randleiste, die physiologische

## 6 ZUSAMMENFASSUNG

Lordose der Halswirbelsäule mit dorsal liegendem Durchstoßpunkt der Gelenkresultierenden und dem zusätzlichen Kraftfluss an den Einmündungsstellen der Pedikel.

Erstmals wurde von uns die Festigkeit der subchondralen Knochenlamelle an exakt lokalisierten Stellen über die gesamte Halswirbelkörperendplatte gemessen. Das Ergebnis, dass die Festigkeitsverteilung ebenso wenig homogen ist wie die Mineralisierung, bestätigte unsere These. Es findet sich ebenfalls ein peripheres ringförmiges Festigkeitsmuster mit dorsalem Schwerpunkt. Das Zentrum der Endplatten ist am schwächsten ausgebildet und die Endplattenperipherie weist die höchste Festigkeit auf. Vor allem finden sich hohe Festigkeitswerte im dorsolateralen und dorsomedialen Bereich.

Ausgehend von der Tatsache, dass die subchondrale Mineralisierungsverteilung die Langzeitbeanspruchung einer Gelenkfläche widerspiegelt, verglichen wir die individuellen Mineralisierungswerte der einzelnen Halswirbelkörperendplatten mit den individuellen Festigkeitswerten an den exakt korrelierenden Messstellen (9 bis 13 Messstellen pro Endplatte) und erhielten eine detaillierte Darstellung der Mineralisierungs- und Festigkeitsverteilung der einzelnen Deckplatten.

Beim Vergleich der Verteilungsmuster der Mineralisierung und der Festigkeit der untersuchten Halswirbelkörperendplatten fand sich ein durchgehendes gemeinsames Verteilungsmuster, das einem Ring in der Peripherie mit einem freien Zentrum entspricht. Die Schwerpunkte der Verteilung in diesem peripheren Ring unterscheiden sich nach Endplattenlokalisierung und Wirbelkörperhöhe nur minimal voneinander.

Die Daten der statistischen Auswertung anhand des MARS-Modells mit dem Bestimmtheitsmaß  $R^2$  und dem Spearman's Rho-Korrelationskoeffizient bestätigten die starke Korrelation von Mineralisierung und Festigkeit. Einen besonders starken Zusammenhang der Werte in den niedrigen Bereichen (20 bis 200 Newton und 20 bis 200 Houndsfield-Einheiten) zeigte das MARS-Modell mit einem medianen Bestimmtheitsmaß von 58,2%. Der Spearman's Rho Korrelationskoeffizient lag im Median bei 0,7815 und spricht für eine starke Korrelation von Mineralisierung und Knochenfestigkeit.

## 6 ZUSAMMENFASSUNG

Zusammenfassend konnten wir durch unsere Untersuchung zeigen, dass eine starke Korrelation zwischen der Mineralisierung und der Festigkeit der untersuchten Halswirbelkörperendplatten besteht.

Die Ergebnisse dieser Studie belegen, dass die Mineralisierung und die Festigkeit in Halswirbelkörperendplatten sich gegenseitig bedingen und sich alle Parameter der Langzeitbelastung im gemeinsamen ringförmigen Verteilungsmuster widerspiegeln.

Aus diesen Ergebnissen können neue Erkenntnisse für die Entwicklung neuer innovativer Bandscheibenersatzsystemen und insbesondere der Verankerungstechnik gewonnen werden. Das Konzept der Kielverankerung ist biomechanisch widerlegt, das Konzept der Spikeverankerung kann auf der neuen Wissensgrundlage deutlich verbessert werden. Eine optimale individuelle Verankerung für jeden einzelnen Patienten kann mit der Übernahme des CT-OAM in den klinischen Alltag erreicht werden.

## 7 ANHANG

### 7.1 Zusammenstellung der Densitogramme

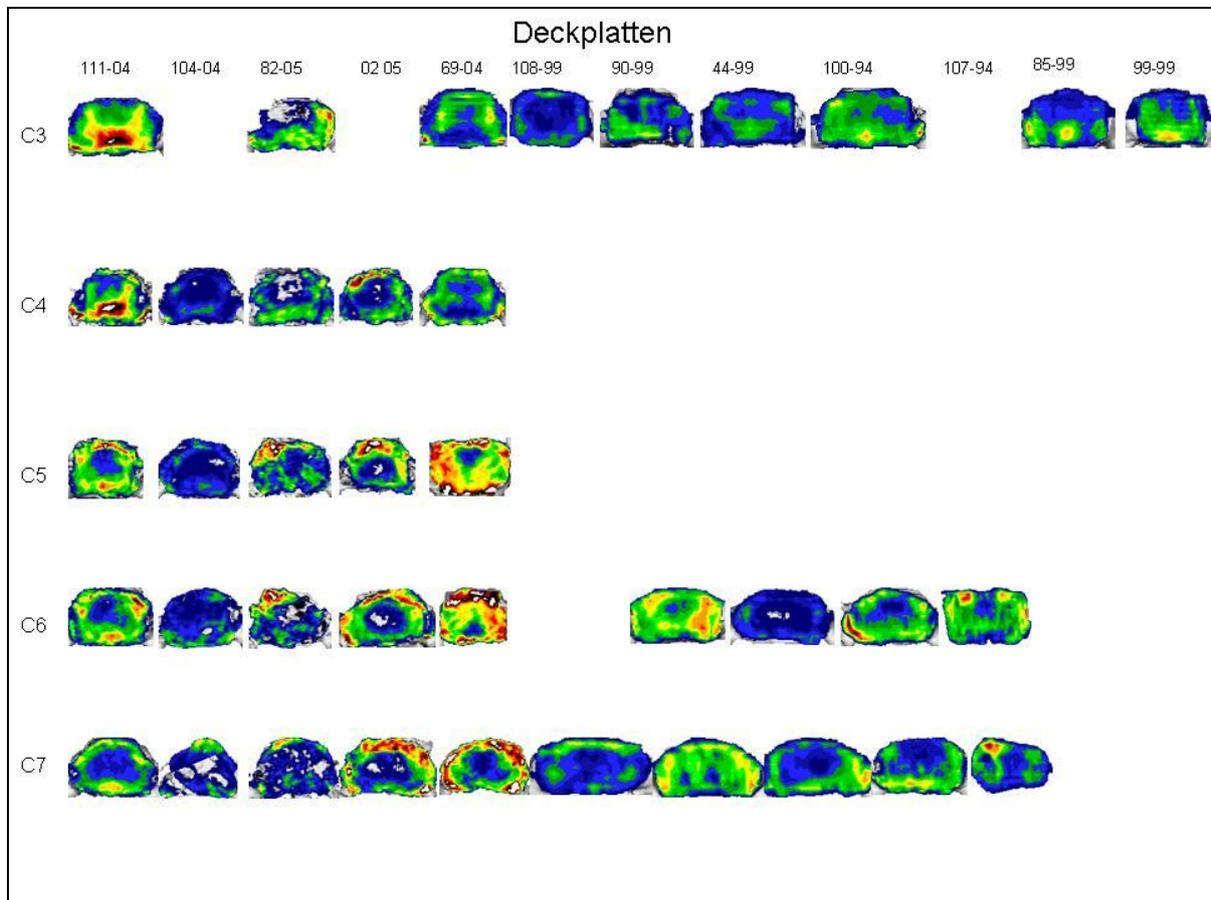


Abb. 23: Zusammenstellung der Densitogramme der Deckplatten

7 ANHANG

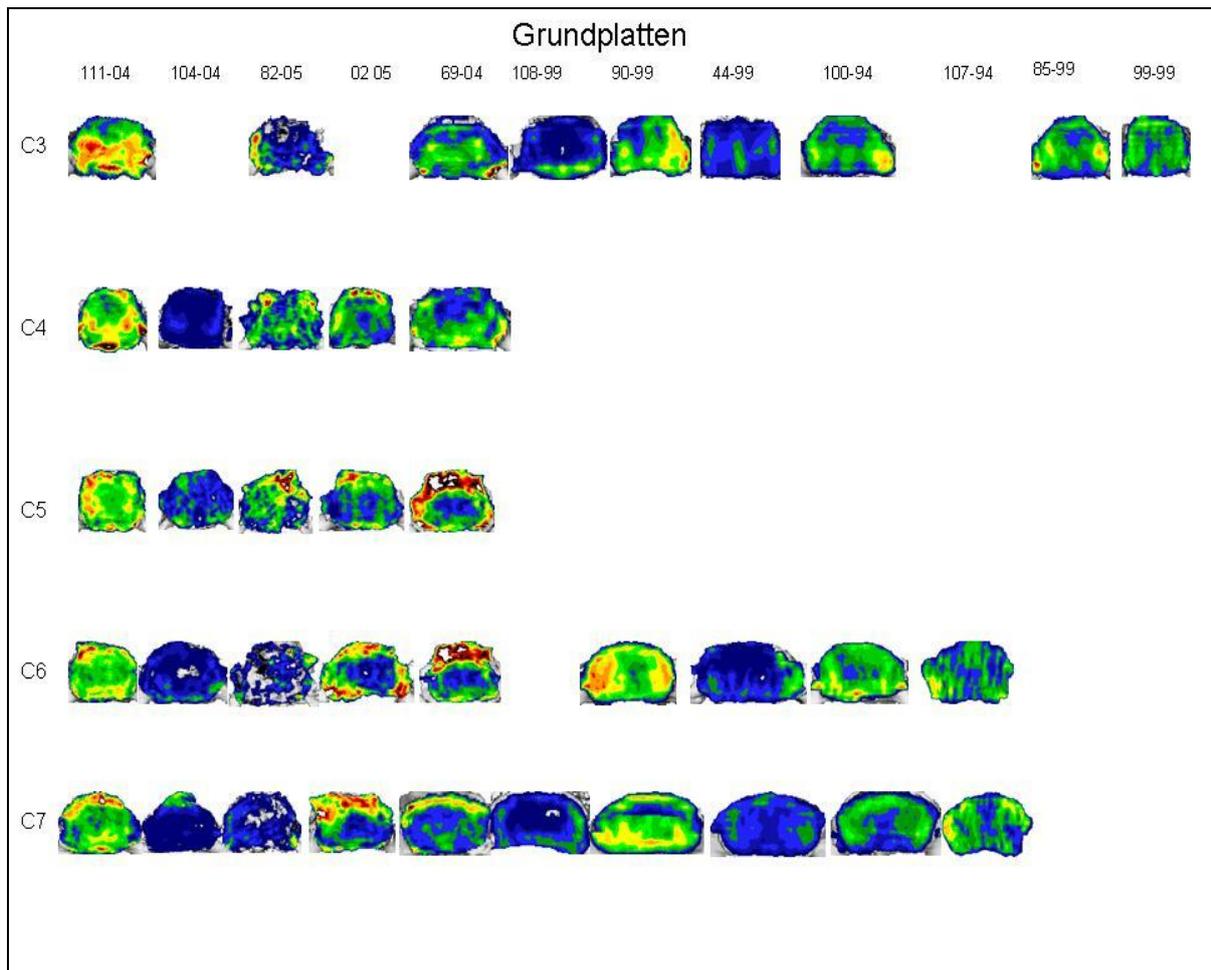


Abb. 24: Zusammenstellung der Densitogramme der Grundplatten

## 7.2 Zusammenstellung der Festigkeitskarten

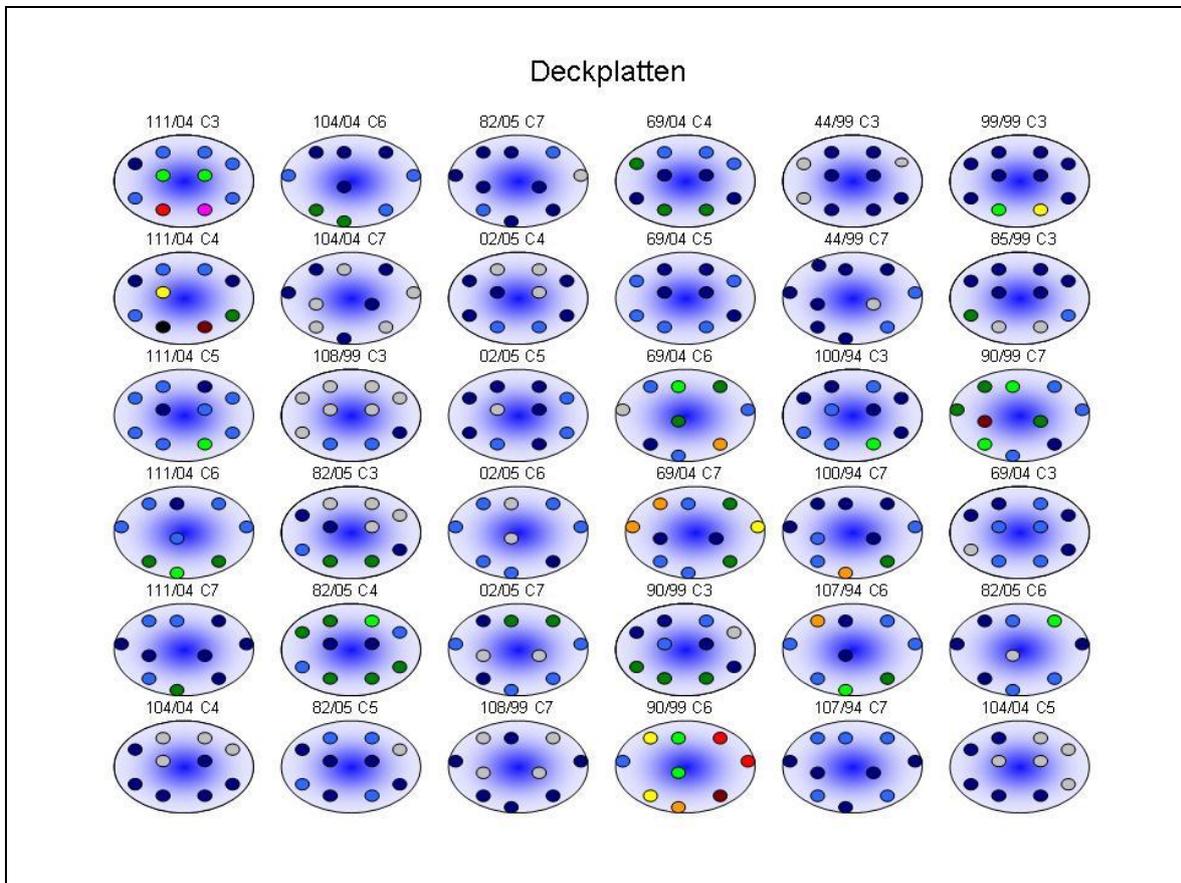
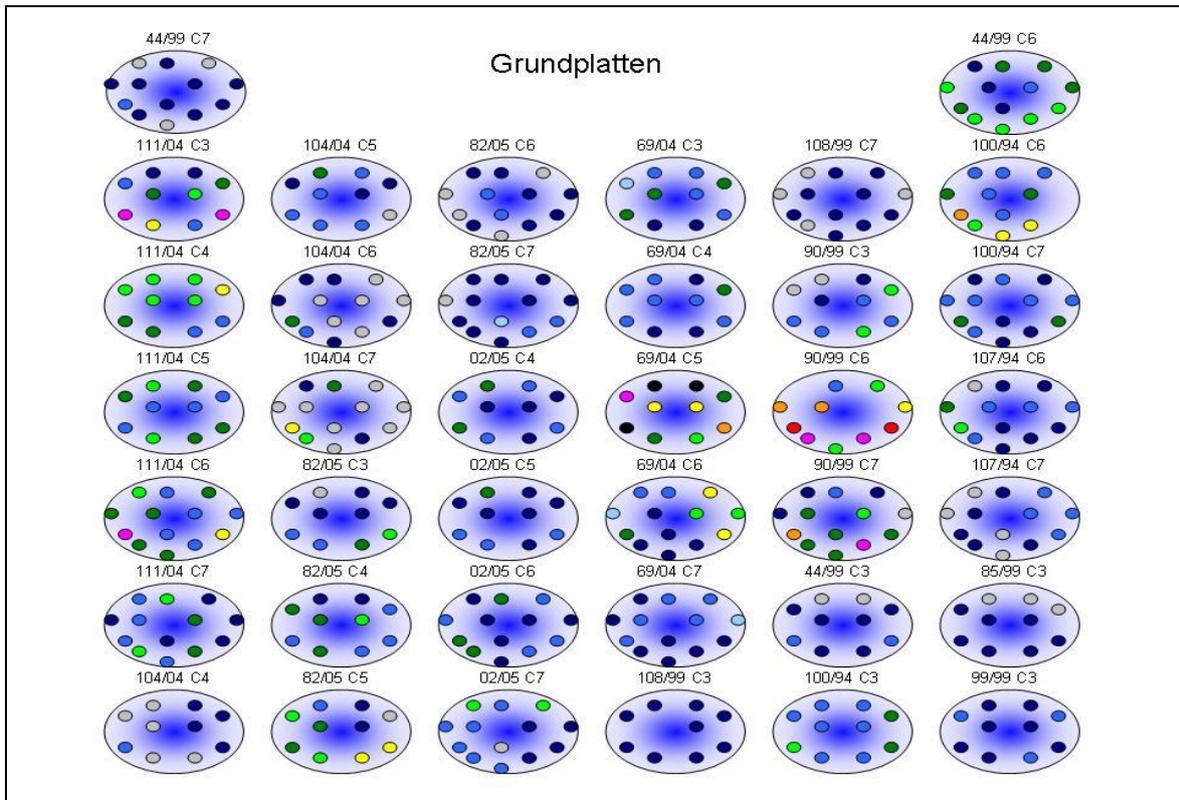


Abb. 25: Zusammenstellung der Festigkeitskarten der Deckplatten

## 7 ANHANG



**Abb. 26: Zusammenstellung der Festigkeitskarten der Grundplatten**

**Legende:** Grau – 0-50N, Dunkelblau 50,1-100N, Hellblau 100,1-150N, Dunkelgrün 150,1-200N, Hellgrün 200,1-250N, Gelb 250,1-300N, Orange 300,1-350N, Pink 350,1-400N, Hellrot 400,1-450N, Dunkelrot 450,1-500N, Schwarz >500N

### 7.3 Scatter-Plots des MARS-Modell C3 bis C7

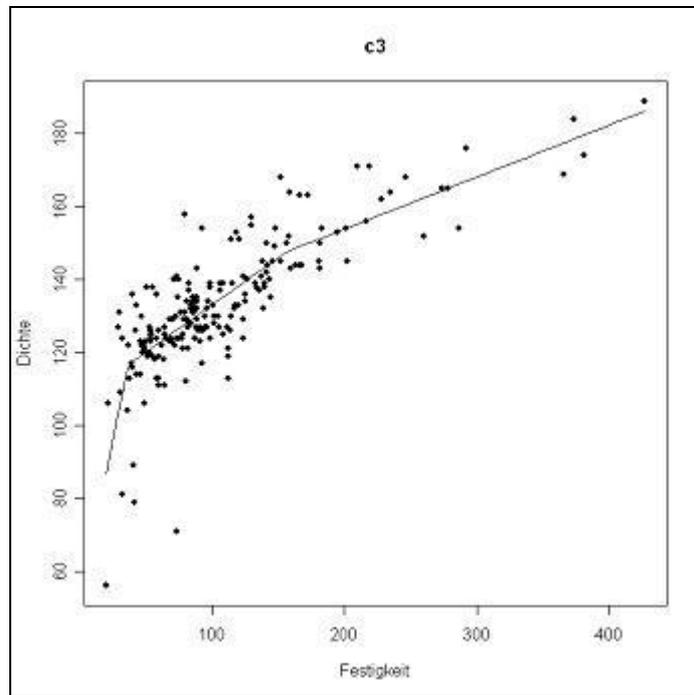


Abb. 27: Scatter-Plots des MARS-Modell C3

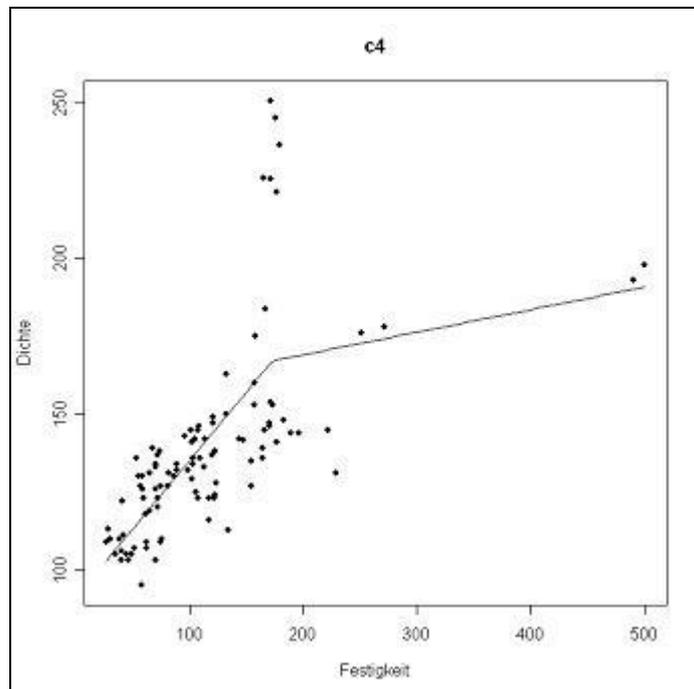


Abb. 28: Scatter-Plots des MARS-Modell C4

7 ANHANG

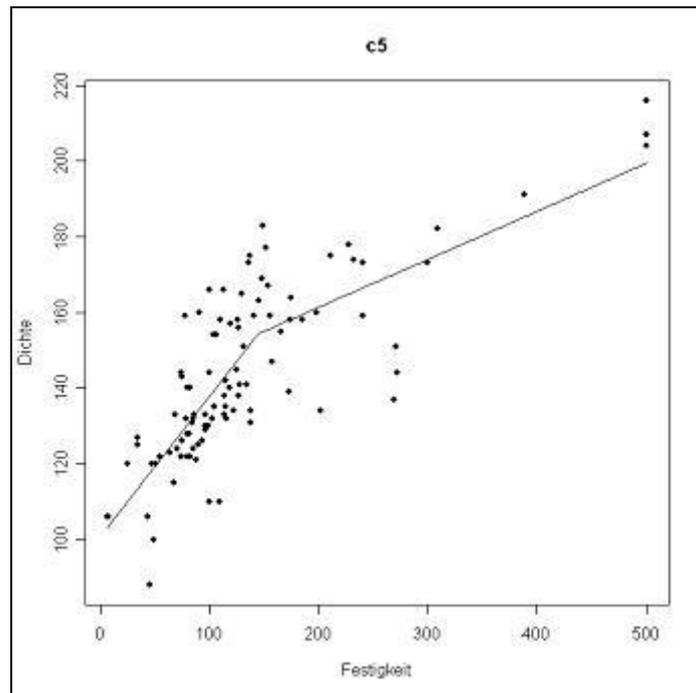


Abb. 29: Scatter-Plots des MARS-Modell C5

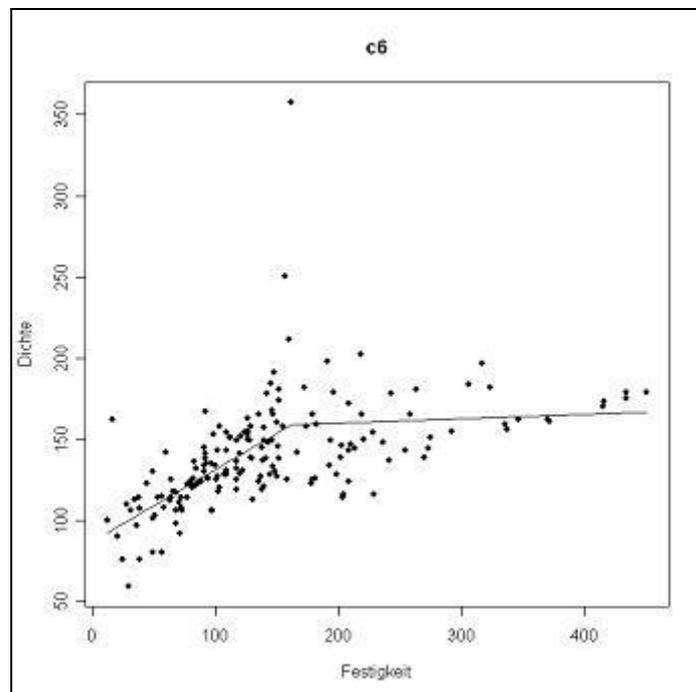
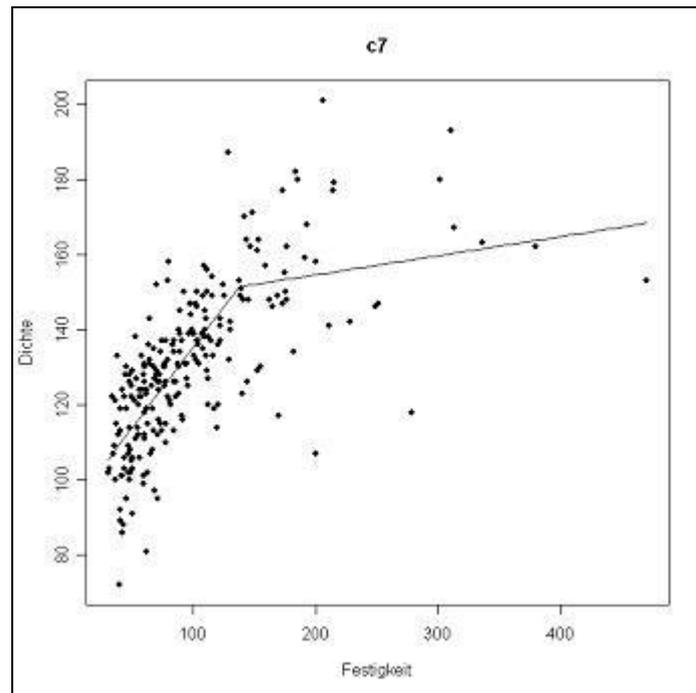


Abb. 30: Scatter-Plots des MARS-Modell C6

7 ANHANG



**Abb. 31: Scatter-Plots des MARS-Modell C7**

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

ADAMS, M. A.: Stress distribution inside intervertebral discs. The effect of age and degeneration. J Bone Joint Surg (Br.) 1996; 78-B: 965-972.

AIGNER, T.: Variation with age in pattern of type X collagen expression in normal and scoliotic human intervertebral discs. Calcif Tissue Int. 1998; 63: 263-268.

AKER, P.D./ GROSS, A.R./ CHARLES, H. et al: Conservative management of mechanical neck pain: systematic overview and meta-analysis. BMJ 1996; 313: 1291-6.

ANETZBERGER, H./ MÜLLER-GERBL, M./ SCHERER, M. A./ METAK, G./ BLUMEL, G./ PUTZ, R.: Veränderung der subchondralen Mineralisierung nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes beim Schaf. Unfallchirurg 1994; 97: 655-660.

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

Aßmann, M. / Herbort, M. / Köster, G. / Meuthrath, B. / Saar, A.: Unterstützung der Qualitätssicherung in Software-Systemen durch Fehlerprognose; Kap.5, 55-67

BAGBY, G.W.: Arthrodesis by the distraction-compression method using a stainless steel implant. Orthopedics 1988; 11: 931-934.

BENNECKER, L. M.: Vertebral endplate marrow contact channel occlusions and intervertebral disc degeneration. Spine 2005; 30 (2): 167-173.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

BERTAGNOLI, R./ YUE, J.J./ PFEIFFER, F. et al: Early results after ProDisc-C cervical disc replacement. J Neurosurg Spine 2005; 2(4): 403-410

BÖHRINGER, M. E./ BEYER, W. F./ WESELOH, G.: Vergleichende Histomorphometrie der subchondralen Knochendichte und Gelenkknorpeldicke im Tibiakopf bei humanen Früharthrosen. Z Orthop Ihre Grenzgeb 1995; 133: 291-302.

BOVIM, G./ SCHRADER H./ SAND T.: Neck pain in the general population. Spine 1994; 19: 1307

BRINCKMANN, P.: Deformation of the vertebral endplate und axial loading of the spine. Spine 1983; 8: 851-856.

BROBERG, K. B.: On the mechanical behavior of the intervertebral disc. Spine 1983; 8: 151-165.

BRYAN V.: Cervical motion segment replacement. Eur Spine J 11 [Suppl 2]:S92–S97 2002

BULLOUGH, P. G.: The geometry of diarthrdial joints, its physiological maintainance, and the possible significance of age related changes in geometry-to-load distribution and the development of osteoarthritis. Clin Orthop 1981; 156: 61-66.

CARTER, D. R.: Mechanical loading history and cortical bone remodelling. Calcif Tissue Int 1984; 36: 19-24.

CLARK, J. M./ HUBER, J D.: The structure of the human subchondral plate. J Bone Joint Surg 1990. 72-B: 866-873.

COWIN, S. C.: Wolff's law of trabecular architecture at remodelling equilibrium. J Biomech Eng 1986; 108: 83-88.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

CUMMINS, B.H./ ROBERTSON, J.T./ GILL, S.S.: Surgical experience with an implanted artificial cervical joint. J Neurosurg 1998; 88:943-948

CURYLO: Segmental variations of bone mineral density in the cervical spine: Spine 1996; 21 (3): 319-322.

DRENCKHAHN, D./ ZENKER, W.: Benninghoff Anatomie, Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen. Urban & Schwarzenberg Verlag, München. 15. Aufl. 1994.

DUNCAN, H./ JUNDT, J./ RIDDLE, J. M./ PITCHFORD, W./ CHRISTOPHERSEN, T.: The tibial subchondral plate. A scanning electron microscopic study. J Bone Surg 1987; 69 (8): 1212-1220.

EKHOLM, R. / NORBÄCK, B.: On the relationship between articular changes and function. Acta Orthop Scand 1951; 21: 81-98.

ECKSTEIN, F. / JACOBS, C. R.: Computer simulation of subchondral bone adaption to mechanical loading in an incongruous joint. Anat Rec 1997; 249 (3): 317-326.

FARKAS, T./ BOYD, R. D./ SCHAFFLER, M. B./ RADIN, E. L./ BURR, D. B.: Early vascular changes in rabbit subchondral bone after repetitive impulsive loading. Clin Orthop 1987; 219: 259-267.

FERNSTRÖM, U.: Arthroplasty with Intercorporal Disc and in Painful Disc. Acta Chir Scand 1966; Suppl 375: 154-158

FIRSCHING, R./ JÖLLENBECK, B./ HAHNE, R.: Zervikale Bandscheibenprothesen Dtsch Arztebl 2005; 102:A 2178–2180 [Heft 31–32]

FRIEDMAN, J. H.: Multivariate adaptive regression splines. Annals of Statistics 1991; 19: 1.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

GOFFIN J./ CASEY A./ KEHR P. et al: Preliminary clinical experience with the Bryan cervical disc prosthesis. *Neurosurgery* 2002; 51: 840-845

GRAICHEN, H./ PUTZ, R.: Anatomische und funktionelle Aspekte von Brust- und Lendennwirbelsäule. *Orthopäde* 1999; 28: 424-431.

GRANT, J. P. et al.: The effects of bone mineral density and disc degeneration on the structural property distributions in the lower lumbar vertebral endplates. *Journal of Orthopaedic Research* 2002; 20: 1115-1120.

GOFFIN, J./ VAN CALENBERGH, F./ VAN LOON et al: Intermediate follow-up after treatment of degenerative disc disease with the Bryan Cervical Disc Prosthesis: single-level and bi-level. *Spine* 2003; 28: 2673–2678.

GUYER D./ OHNMEISS D.D.: Intervertebral disc prosthesis. *Spine* 2003; 18(15S): 15-23

HEDMAN, T. P.: A new transducer for facet force measurement in lumbar spine: benchmark an in vitro test results. *Journal of Biomechanics* 1992; 25: 69-80.

HOFFMANN et al: Volkskrankheit Rückenschmerz: neue Sichtweisen. Seminar des Arbeitskreises Sportmedizin der Akademie für ärztliche Fortbildung und Weiterbildung der Landesärztekammer Hessen. Bad Nauheim, 05.06.2004. Düsseldorf, Köln: German Medical Science; 2005.

HOLMES, A. D.: Response of the endplates to compression of the spine. *Eur Spine* 1993; 2: 16-21.

HVID, I.: Trabecular bone strength at the knee. *Clin Orthop* 1988; 227: 210-221.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

INGELMARK, E.: The nutritive supply and nutritional value of synovial fluid. Acta Orthop Scand 1950; 20: 144-155.

INOUE, H.: Three-dimensional architecture of lumbar intervertebral discs. Spine 1981; 6: 139-146.

JÖLLENBECK, B./ HAHNE, R./ SCHUBERT, A./ FIRSCHING, R.: Early experiences with cervical disc prostheses. Zentralbl Neurochir 2004; 65: 123–127.

KANDZIORA, F./ PFLUGMACHER, R./ SCHOLZ, M./ SCHÄFER, J./ SCHOLLMEISTER, G./ SCHNAKE, K.J./ BAIL, H./ DUDA, G./ HAAS, N.P.: Experimentelle Spondylodese der Schafshalswirbelsäule. Chirurg 2002; 73: 909-917.

KAPANDJI, M.: Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. Enke Verlag, Stuttgart. 1992.

KIEFER, R.S.: Füllung eines zervikalen Fusionscages mit lokalem Autograft: Veränderung des CT-Signals und Nachweis von segmentaler Fusion 2006

KRISMER, M.: Die Rotation der Brust- und Lendenwirbelsäule. (46), 49-92. In: Bauer/Harder/Trentz und weitere: Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Verlag Hans Huber, Bern/Göttingen/Toronto/Seattle. 1996.

KUMMER, B.: Biomechanik des Säugetierskeletts. Handbuch der Zoologie 8: 1-80, de Gruyter Verlag, Berlin, 1959.

KUMMER, B.: Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens. Anat Anz 1962; 10: 314-319.

KUMMER, B.: Grundlagen der Pauwels-Theorie der funktionellen Anpassung des Knochens. Orthopäde 1995; 24: 387-393.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

KUTTNER, M.: Asymmetrien der Wirbel und des Mineralisierungsverhaltens an den Facettengelenken und Endplatten bei strukturellen Skoliosen – morphologische und funktionelle Befunde; 2005

LANCE, T.: Morphology of the lumbar vertebral endplates. Spine 1998; 23 (14): 1517-1523.

LAYTON, M. W./ GOLDSTEIN, S. A./ GOULET, R. W./ FELDKAMP, L. A./ KUBINSKI, D. J./ BOLE, G. G.: Examination of subchondral bone architecture in experimental osteoarthritis by microscopic computed axial tomography. Arthritis Rheum 1988; 31: 1400-1405.

LE, H./ THONGTRANGAN, I./ KIM, D.H.: Historical Review of Cervical Arthroplasty. Neurosurg Focus 2004 ; 17(3): E1

LE, H./ THONGTRANGAN, I./ KIM, D.H./ SAKALKALE, D.P./ BHAGIA, S.A./ SLIPMAN, C.W.: A historical Review and Current Perspective on the Intervertebral Disc Prosthesis Pain physician 2003; 6: ISSN 1533-3159

LEUCHT, P.: Epidemiologische Erfassung der Wirbelfrakturen im Bergmannsheil Bochum zwischen 1996 und 2000; 2005

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

LU, Y. M.: Bone mineral density variations along the lumbosacral spine. Clin Orthopaedics an related research 2000; 378: 255-263.

Mc AFEE, P.C./ CUNNINGHAM, B./ DMITRIEV, A. et al: Cervical disc replacement-porous coated motion prosthesis. Spine 2003; 28: 176-185

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

MEACHIM, G./ ALLIBONE, R.: Topographical variation in the calcified zone of upper femoral articular cartilage. J Anat 1984; 139: 341-352.

MEIER, U./ KEMMESIES, D.: Erfahrungen mit 5 verschiedenen intervertebro-diskalen

Spacern zur Spondylodese der Halswirbelsäule. Zentralbl Neurochirurgie

2005;66:24-33.

MERCER, S., BOGDUK, N. 1999: The ligaments and Anulus fibrosus of human adult cervical intervertebral discs, Spine 24, 619-628

MILZ, S./ PUTZ, R.: Quantitative morphology of the subchondral plate of the tibial plateau. J Anat 1994; 185: 103-110.

MOORE, R. J.: The vertebral endplate: what do we know? Eur Spine J 2000; 9: 92-96.

MÜLLER-GERBL, M.: Computed tomography-osteabsorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaption in individual joints. Skelet Radiol 1989; 18: 507-512.

MÜLLER-GERBL, M.: Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. Z Orthop 1990; 128: 128-133.

MÜLLER-GERBL, M.: Distribution of subchondral bone as a morphological parameter of stress in the hip-joint of the living. Calcif Tissue 1991; Int 46: 71.

MÜLLER-GERBL, M./ PUTZ, R./ KENN, R.: Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas Glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten. Z Orthop Ihre Grenzgeb 1993; 131: 10-13.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

MÜLLER-GERBL, M.: The subchondral bone plate. In: BECK, F. et al.: Adv Anat Embryol Cell Biol 1998; 141: 1-134. Springer-Verlag, Berlin/Heidelberg. 1998.

NABHAN, A.: Bewegungsanalyse bei zervikalen Bandscheibenprothesen 2008

NATARAJAN, R. N.: A model to study the disc degeneration process. Spine 1994; 19: 259-265.

OGON, M./ TUSCHEL, A.: Keel-based lumbar total disk replacement: Prodisc-L and Prodisc-O. Oper Orthop Traumatol. 2010 Nov;22(5-6):593-607.

OKI, S.: Morphologic differences of the vascular buds in the vertebral endplate. Scanning electron microscope study. Spine 1996; 21 (2): 174-177.

PAL, G. P./ COSIO, L./ ROTAL, R. V.: Trajectory architecture of the trabecular bone between the body and the neural arch in human vertebrae. The Anatomical Record 1988; 222: 418-425.

PANJABI, M.: The cortical shell architecture of human cervical vertebral bodies. Spine 2001; 26: 2478-2484.

PAUWELS, F.: Eine neue Theorie über den Einfluss mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. Z Anat Entwickl-Gesch 1965: 478-515.

PAUWELS, F.: Über die gestaltende Wirkung der funktionellen Anpassung des Knochens. Anat Anz 1976; 139: 213-220.

PITZEN, T. R.: Initial stability of spine fixation: prediction if a finite element model. J Neurosurg 2002; 97 (Supplement 1): 128-134.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

PÖSCHL, K.: Ermöglicht die Messung der trabekulären Mikroarchitektur thorakolumbalen Wirbelkörper eine Verbesserung der Vorhersage der mechanischen Kompetenz? 2009; 12

PUGH, J. W./ ROSE, R. M./ RADIN, E. L.: A possible mechanism of Wolff's law: trabecular microfractures. Arch Int Physiol Biochim 1973; 81: 27-40.

PUGH, J. W./ RADIN, E. L./ ROSE, R. M.: Quantitative studies of human subchondral cancellous bone. Its relationship to the state of its overlying cartilage. J Bone Joint Surg (Am.) 1974; 56: 313-321.

RADIN, E. L./ BRYAN, R. S.: The effect of weight-bearing on regrowth of the medial meniscus after meniscectomy. J Trauma 1970; 10: 169-175.

RADIN, E. L./ ROSE, R. M.: Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. Clin Orthop 1986; 34-40.

RAJASEKERAN, 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 degenerated discs. Spine 2004; 29 (23): 2654-2667.

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

SALTER, R. B./ FIELD, P.: The effects of continuous compression on living articular cartilage. J Bone Joint Surg 1960; 42-A: 31-49.

SCHREIBER, U.: ZDF Praxis, BKK. Haltung bewahren. Wir stärken Ihren Rücken. Mainz: Redaktion Gesundheit und Natur des ZDF; 2004.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

SCHULZE PELLENGAHR et al: Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie. 74. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, 96. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, 51. Tagung des Berufsverbandes der Fachärzte für Orthopädie. Berlin, 26.-29.10.2010. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House; 2010. DocWI25-1717 DOI: 10.3205/10dkou261, URN: urn:nbn:de:0183-10dkou2612

SHIRAZI-ADL, A.: A stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. Spine 1984; 9 (2): 120-134.

SILVA, M. J.: Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate. Bone 1994; 15 (4): 409-414.

SIMKIN, P. A./ HERSON, T. F./ DOWNEY, D. J./ BENEDICT, R. S./ CHOI, H. S.: Subchondral architecture in bones of the canine shoulder. J Anat 1991; 175: 213-227.

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

SINGER, K. P.: 1995: Prediction of thoracic and lumbar vertebral body compressive strength: correlation with bone mineral density and vertebral region. Bone 17(2): 167-174

SINGH, I.: The architecture of cancellous bone. J Anat 1978; 127: 305-310.

STEFEE, A.: The development and use of an artificial disc: case presentation. Camp Back Issues 2:4 1989

THOMSEN et al. 2002: Zone-dependent changes in human vertebral trabecular bone: clinical implications. Bone 30(5): 664-669

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

TILLMANN, B. 1978: A contribution to the functional morphology of articular surfaces. Normale und pathologische Anatomie Bd.34, W. Bargmann und W. Doerr (eds).; Thieme, Stuttgart

VONK, F./ VERHAGEN, A.P./ GEILEN, M. et al: Effectiveness of behavioural graded activity compared with physiotherapy treatment in chronic neck pain: design of a randomised clinical trial. BMC Musculoskeletal Disorders 2004; 5: 34 (Abstract).

WALDT et al. 1999: Strukturanalyse hochauflösender Computertomogramme als ergänzendes Verfahren in der Osteoporosediagnostik: In-vitro Untersuchungen an Wirbelsäulensegmenten, Fortschr Röntgenstr 171:136-142

WEISSER, S.: Darstellung der Mineralisierungsverteilung in den Endplatten der Wirbelkörper zur Analyse des Kraftflusses in der Wirbelsäule; 2007.

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

WIESER, C. J.: Mineralisierungsverteilung in den lumbalen Endplatten bei Gesunden, Patienten mit Osteochondrose und mit Bandscheibenprothese; 2007.

WIGFIELD C.C., GILL S.S., NELSON R.J./ METCALF N.H./ ROBERTSON J.T.: The new Frenchay artificial cervical joint: results from a two-Year pilot study. Spine 27:2446-2452, 2002

WILKE, H.J./ KETTLER, A./ CLAES, L.: Stabilisierende Wirkung und Sinterungstendenz dreier unterschiedlicher Cages und Knochenzement zur Fusion von Halswirbelsäulensegmenten. Orthopäde 2002; 31: 472-480.

WOODS, C. G./ GREENWALD, A. S./ HAYNES, D. W.: Subchondral vascularity in the human femoral head. Ann Rheum Dis 1970; 29: 138-142.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

ZIELKE, A.M.: Ein- und Zwei-Jahres-Ergebnisse der zervikalen Bandscheibenersatzoperation unter Verwendung der Bryan Prothese 2008

## 9 DANKSAGUNG

Frau Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl danke ich für die Überlassung des Themas. Vielen Dank für die geduldige Betreuung.

Ein besonderer Dank geht an die immer hilfsbereite Frau L. Jakobi, die mir mit Rat und Tat bei der dreidimensionalen Rekonstruktion zur Seite stand.

Meiner ehemaligen Mitdotorandin Patricia Prengel danke ich für die kollegiale Zusammenarbeit. Sie war in schwierigen Arbeitsphasen immer eine große Hilfe.

Eine unersetzliche Hilfe war Frau M. Kriner bei der Erstellung der statistischen Auswertung.

Ganz herzlich möchte ich mich bei Dr. med. Björn Rossbach für die aufmunternden und hilfreichen Kommentare beim Korrekturlesen bedanken.

Ein ebenso herzlicher Dank geht an Dr. rer. nat. Christine von Toerne, die mir mit zahlreichen Hinweise und Ratschlägen bei der Fertigstellung zur Seite stand.

Mein letzter Dank gilt jedoch meinem Freund Martin Wein, der in den letzten Jahren nicht nur meine schlechte Laune und meine Zeiten der überstrapazierten Nerven geduldet und überstanden hat. Er war zu jeder Zeit für mich da und hat mich immer mit voller Kraft unterstützt. Ich möchte mich hiermit ganz herzlich für seine unendliche Liebe, Geduld und Kraft bedanken.