

Aus der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität
München

Vorstand: Professor Dr. med. Jens Waschke

Regionale Differenzen der Spongiosastruktur
in den Brustwirbelkörpern 2 und 8

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

vorgelegt von
Johannes Paul Maria Doberauer
aus München
2012

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Berichterstatter Prof. Dr. med. Dr. h.c. Reinhard Putz

Mitberichterstatter Priv. Doz. Dr. Holger Böhm
Prof. Dr. Randolph Penning

Dekan Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser,
FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung 26.01.2012

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
1.1	Allgemeine Einleitung	1
1.2	Spezielle Einleitung	4
1.2.1	μ CT-Daten humaner Wirbelkörper aus aktuellen Studien	4
1.2.2	Anatomische Grundlagen	5
1.2.3	Funktionelle Gesichtspunkte	8
1.3	Fragestellung	10
2.	Material und Methode	11
2.1	Material	11
2.2	Methode	12
2.2.1	Gewinnung des Probenmaterials	12
2.2.2	Micro-CT (μ CT)	12
2.2.3	Statistische Auswertung und graphische Darstellung	14
3.	Ergebnisse	18
3.1	Deskriptive Analyse von Röntgen- und μ CT-Bildern	18

3.2	Analyse der Strukturparameter	21
3.2.1	Bone-volume-fraction (BV/TV)	21
3.2.2	Trabecular number (Tb.N)	26
3.2.3	Trabecular separation (Tb.Sp)	31
3.2.4	Trabecular thickness (Tb.Th)	36
3.2.5	Structure model index (SMI)	41
3.2.6	Connectivity density (Conn.D)	46
3.2.7	Degree of anisotropy (DA)	51
4.	Diskussion	56
4.1	Diskussion des Materials	56
4.2	Diskussion der Methode	57
4.2.1	Diskussion der Gewinnung des Probenmaterials	57
4.2.2	Diskussion des Micro-CT (μ CT)	57
4.2.3	Diskussion der statistischen Auswertung und der graphischen Darstellung	58
4.3	Diskussion der deskriptiven Auswertung von Röntgen- und μ CT-Bildern	60
4.4	Diskussion der Strukturparameter	62
4.4.1	Differenzen der Strukturparameter in vertikaler Richtung innerhalb der Wirbelkörper mit Vergleichen zwischen T2 und T8	63

4.4.2	Differenzen der Strukturparameter in horizontaler Richtung innerhalb der Wirbelkörper mit Vergleichen zwischen T2 und T8	66
4.4.3	Differenzen der Strukturparameter zwischen deck- und grundplattennahen Spongiosaregionen mit Vergleichen zwischen T2 und T8	71
4.4.4	Seitendifferenzen	73
4.5	Ausblick	73
5.	Zusammenfassung	75
6.	Literaturverzeichnis	79
7.	Danksagung	88
8.	Curriculum vitae	89

1. Einleitung

1.1. Allgemeine Einleitung

Osteoporose ist eine degenerative Erkrankung des Knochens, die auf unterschiedliche Weise einen großen Bevölkerungsanteil der westlichen Industrienationen betrifft und erheblichen volkswirtschaftlichen Schaden mit sich bringt. Geschätzt sind 75 Millionen Menschen in Europa, USA und Japan davon betroffen (EFFO und NOF 1997), wobei die häufigsten Frakturen des osteoporotisch vorgeschädigten Knochens zu 75% auf ältere Menschen über 65 Jahren entfallen (Melton LJ 3rd et al. 1999). Schon im Jahr 2000 lag die Anzahl osteoporotischer Frakturen in Europa bei ca. 3,79 Millionen. Die direkten Kosten, die daraus für das Gesundheitssystem entstanden, beliefen sich auf ca. 31,7 Milliarden Euro, die sich aufgrund des demographischen Wandels bis zum Jahr 2050 verdoppeln sollten (Kanis JA und Johnell O 2005). Damit zählt die Osteoporose zu einer der häufigsten und kostenintensivsten Erkrankungen der westlichen Welt.

Die Osteoporose betrifft als systemische Erkrankung verschiedene Regionen des Skeletts. Sie ist charakterisiert durch niedrige Knochendichte und Zerstörung der Mikroarchitektur von Knochengewebe, woraus eine erhöhte Knochenbrüchigkeit resultiert (WHO 1994). Diese Definition von 1994 beinhaltet bereits die drei charakteristischen Gesichtspunkte der Osteoporose: Knochendichte als Maß für die Materialbeschaffenheit, Mikroarchitektur als Überbegriff für die Struktureigenschaften ossären Gewebes und Knochenbrüchigkeit als Zustand biomechanischer Belastbarkeit. Knochendichtemessungen gelten heute noch als Goldstandard in der Diagnostik der Osteoporose.

Knochengewebe unterliegt lebenslang ständigen Umbauvorgängen. Die Knochenmasse (bone mass) nimmt bis etwa zum 30. Lebensjahr zu, erreicht damit ihren Höhepunkt, bleibt dann über einen gewissen Zeitraum von ca. 15 - 20 Jahren konstant und verringert sich danach kontinuierlich. Da die allgemeine Reduktion der Knochenmasse mit zunehmendem Alter vom Spitzenwert, der sogenannten „peak bone mass“ ausgeht, ist jener entscheidend für den Verlauf bzw. den Zeitpunkt der ersten Anzeichen osteoporotischer Veränderungen (Bonjour JP et al. 1994, North

American Menopause Society 2006). Diese Veränderungen werden bei Frauen durch den postmenopausalen Östrogenmangel beschleunigt, was letztlich dazu führt, dass ein Drittel der weiblichen Bevölkerung über 50 Jahren osteoporotische Frakturen erleidet im Gegensatz zu einem Fünftel der männlichen Personen gleichen Alters (Melton LJ 3rd et al. 1992, 1998, Kanis JA und Glüer CC 2000).

Um Osteoporose zu diagnostizieren und Patienten auf mögliche Frakturrisiken hinzuweisen, hat die WHO bestimmte Schwellenwerte der Knochendichte festgelegt, die eine Einteilung des Skelettzustandes in normal, osteopenisch, osteoporotisch und schwer osteoporotisch zulassen (WHO 1994). Die Knochendichte gilt als ein starker Vorhersagewert für das Frakturrisiko, da sie zu 75 – 85% die Knochenstabilität erklären kann (Kanis JA und Glüer CC 2000). Ihr Nachteil besteht allerdings darin, dass sie eine rein quantitative Beurteilung des Knochens ist und die Strukturqualität des ossären Gewebes nicht berücksichtigt. Die innere Architektur stellt jedoch einen maßgeblichen Faktor biomechanischer Beanspruchbarkeit von Knochengewebe dar (Chesnut CH 3rd et al. 2001, Kanis JA et al. 2008). Diese Auffassung wird durch eine Studie untermauert, die nachweisen kann, dass 80% der Frauen zwischen 50 und 59 Jahren mit nicht traumatischen Frakturen keine osteoporotischen Veränderungen nach der WHO-Definition aufweisen (Sanders KM et al. 2006). Damit wird klar, dass die Belastbarkeit von Knochengewebe zu einem beachtlichen Anteil auch von anderen Faktoren als der Knochendichte abhängt. Um genauere Vorhersagen zu ermöglichen, müssen auch diese unbedingt in Betracht gezogen werden.

Zahlreiche Studien bestätigen, dass sich mit zunehmendem Lebensalter nicht nur die Knochendichte, sondern auch die innere Struktur des Knochens regelhaft verändert. Diese Umbauvorgänge beziehen sich sowohl auf den kompakten als auch auf den spongiosen Anteil untersuchter Proben, laufen aber zeitlich und morphologisch unterschiedlich ab. Während die Corticalis in dem Prozess der ossären Degeneration relativ spät an Dicke verliert, beginnt die komplexe Zerstörung des trabekulären Netzwerkes schon einige Zeit früher (Mosekilde L 1993) und ist daher besser als Indikator für den Beginn der Erkrankung geeignet. Ausgehend von einer dreidimensionalen idealisierten Struktur der Spongiosa, in der horizontale und vertikale Trabekel wie Streben und Balken eines Hauses ein orthogonales Netzwerk

bilden, treten mit zunehmendem Lebensalter Veränderungen auf. Trabekel werden dünner oder perforieren, bis sie schließlich ganz unterbrochen werden. Dies betrifft hauptsächlich die horizontalen Trabekel (Mosekilde L 1993, McDonnell P et al. 2007). Damit sinkt auch die Häufigkeit der Verknüpfungen der Netzwerkstreben untereinander (Chen H et al. 2008). Zusätzlich findet eine Transformation von plättchenförmigen zu eher stäbchenförmigen Trabekeln statt, wodurch sich auch die Abnahme der Knochendichte erklären lässt (Amling M et al. 1996, Bevil G et al. 2006). Schließlich nimmt auch die Anzahl der Trabekel kontinuierlich mit dem Alter ab (Chen H et al. 2008). Dieser Umbau schwächt die Knochenstruktur so weit, dass an bestimmten Prädilektionsstellen des Skeletts Ermüdungsfrakturen auftreten, die durch körperliche Aktivität ausgelöst werden können, welche bei gesunden Knochen kein Trauma bewirken würden (Homminga J et al. 2004).

Am häufigsten sind durch osteoporotisch bedingte Frakturen der Schenkelhals bzw. das proximale Femurende, die Wirbelkörper und der distale Radius in absteigender Reihenfolge betroffen (Christodoulou C und Cooper C 2003). Nur ein Drittel aller tatsächlich stattgefundenen vertebrealen Frakturen werden klinisch diagnostiziert, was allerdings nicht bedeutet, dass die restlichen zwei Drittel asymptomatisch sind (Cooper C 1993). Den vertebrealen Frakturen gilt neben den Schenkelhalsfrakturen verständlicherweise besondere Aufmerksamkeit. Bei knapp 8% der Patienten mit tiefem Rückenschmerz, bei denen eine konservative Therapie keinen Erfolg hatte, konnten osteoporotische Wirbelkörperfrakturen nachgewiesen werden (McNally EG et al. 2001).

In dieser Studie soll es darum gehen, die Verteilung der Spongiosa innerhalb der Wirbelkörper der thorakalen Segmente 2 und 8 zu beschreiben, um auf dieser Grundlage den Mechanismus thorakaler Wirbelkörperfrakturen besser verstehen zu lernen.

1.2 Spezielle Einleitung

1.2.1 μ CT-Daten humaner Wirbelkörper aus aktuellen Studien

In der bisher veröffentlichten Literatur werden sehr häufig Vergleiche der Spongiosastruktur zwischen Wirbelkörpern unterschiedlicher Segmente beschrieben. Studien über intravertebrale Differenzen sind jedoch selten und betreffen in den meisten Fällen die untere Brustwirbelsäule und lumbale Wirbelkörper. Zum anderen existiert auch erst seit 1988 eine einheitliche, standardisierte Nomenklatur, um anhand verschiedener Parameter Spongiosastruktur zu beschreiben, auch wenn diese ursprünglich für die Methode der Histomorphometrie angewandt wurde (Parfitt AM 1988). Diese Nomenklatur wurde in der Folge an die μ CT-Methode, die sich seit ca. 20 Jahren etabliert hat, angepasst. Seither lassen sich Daten aus μ CT-Studien direkt miteinander vergleichen.

Besonders detailliert beschreiben Simpson EK et al. (2001) die intravertebrale Spongiosastrukturverteilung für die Wirbelkörper der Segmente T12 bis L5. Auf der vertikalen Achse konnten sie in der Wirbelkörpermitte im Vergleich zu den Zonen nahe den Endplatten ein geringeres relatives Knochenvolumen (BV/TV), weniger Trabekel pro Raumeinheit (Tb.N), größere Abstände zwischen den Trabekeln (Tb.Sp) und größere Durchmesser der Trabekel (Tb.Th) nachweisen. Dabei traten die beiden zuletzt genannten Parameterdifferenzen nur bei intakten angrenzenden Bandscheiben auf. Auf der horizontalen Achse beschrieben sie in der dorsalen Wirbelkörperregion im Vergleich zur ventralen größere Werte für das relative Knochenvolumen (BV/TV) und die Anzahl der Trabekel pro Raumeinheit (Tb.N) sowie kleinere für die Abstände zwischen den Trabekeln (Tb.Sp). Zudem zeigten Hulme PA et al. (2007), dass dorsal die Trabekel stärker verknüpft (Conn.D) und eher plättchenförmig (SMI) ausgebildet waren. Die posteroinferiore Region war deutlich auffällig durch extreme Werte entweder im Vergleich mit allen anderen Wirbelkörperregionen (Banse X et al. 2001, Gong H et al. 2005, Chen H et al. 2008) oder mit der posterosuperioren Spongiosazone (Hulme PA et al. 2007). So wurden dort die höchsten Werte für die Anzahl der Trabekel pro Raumeinheit (Tb.N), das relative Knochenvolumen (BV/TV), die Anzahl der Trabekelverknüpfungen pro Raumeinheit (Conn.D) und die größte Anisotropie (DA) sowie die niedrigsten Werte für die Abstände zwischen den Trabekeln (Tb.Sp) und die am stärksten

plättchenförmig ausgebildeten Trabekel (SMI) nachgewiesen. Thomsen JS et al. (2002) weisen darauf hin, dass die Unterschiede der Strukturparameter auf der vertikalen Achse mit zunehmendem Alter abnehmen, wobei sie sich damit auf Daten aus dem zweiten Lendenwirbelkörper beziehen.

Insgesamt wurden bisher keine vergleichbaren Studien, die die Spongiosastruktur von Wirbelkörpern der oberen Brustwirbelsäule auf ähnliche Weise beschreiben, veröffentlicht. Somit fehlen auch Vergleiche zwischen Wirbelkörpern der oberen mit denen der unteren BWS. Zwischen diesen beiden Regionen liegt die größte Differenz in der Inzidenz vertebraler Frakturen. Somit könnten Differenzen in der intravertebralen Spongiosastruktur einen Hinweis auf mögliche Ursachen für die unterschiedliche Beteiligung der Brustwirbel an Frakturen liefern.

1.2.2 Anatomische Grundlagen

Für ein umfassend funktionelles Verständnis der Wirbelsäule führte Junghans (1930) den Begriff des „Bewegungssegments“ ein und meinte damit die funktionelle Einheit der zwei jeweils benachbarten Wirbel mit ihren gelenkigen Verbindungen und den dazugehörigen Bändern und Muskeln. Am Wirbelbogen befinden sich die paarig angelegten Wirbelbogengelenke (Articulationes zygapophysiales), die als echte Gelenke der oberen und unteren Gelenkfortsätze der Wirbelbögen die Exkursionen der Wirbelsäule führen und in bestimmten Richtungen eingrenzen. Immer wieder wird diskutiert, dass der durch die Evolution bedingte aufrechte Gang des Menschen die Ursache für häufig auftretende Rückenbeschwerden sei. Es ist jedoch evident, dass die Wirbelsäule des Menschen hinsichtlich der axialen Beanspruchung ihrer einzelnen Komponenten gegenüber den Vierbeinern keine grundsätzliche Veränderung erfahren hat (Müller-Gerbl M 1992, Putz R 2007). Lediglich der Bewegungsumfang der menschlichen Wirbelsäule hat sich erheblich erweitert. Der Anpassungsprozess in der Evolution hat sich an zwei konkurrierenden Zielsetzungen, nämlich Stabilität und Mobilität orientiert (Putz R 2007). Die Wirbelsäule stellt letztlich den optimalen Kompromiss einer Gewährleistung der notwendigen Stabilität einerseits und weitestgehenden Mobilität andererseits dar, was sich in einem hohen Grad an funktioneller Differenzierung zeigt, aber auch die hohe Variabilität gerade der Gelenke erklärt. Die Wirbelsäule ist in ihrer doppelten S-Form einer starken Biegebeanspruchung ausgesetzt. Die einzelnen Komponenten

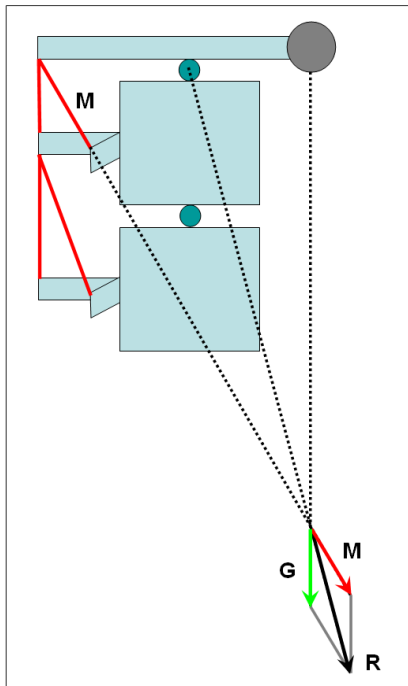
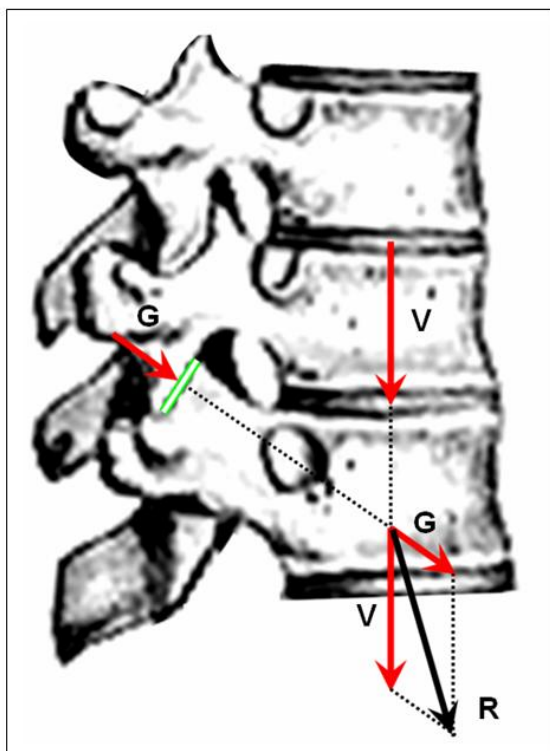


Abbildung 1 (nach Kummer B 2005)
Gleichgewicht im Bewegungssegment von Körpergewicht (G), gegenläufig wirkendem Schrägmuskel (M) und der daraus resultierenden Kraftlinie (R).

(R) aus den beiden Vektoren (G) und (M), so ergibt sich ein schräg nach ventrokaudal gerichteter Vektor, der die Gesamtbelastungsrichtung des betreffenden Wirbels wiedergibt (Kummer B 2005) (Abb. 1). Insgesamt führt dieser resultierende



einzelnen Wirbel wird jedoch eine Biegebeanspruchung durch die Anordnung der Gelenke verhindert. Zum einen nehmen die Wirbelbogengelenke die nach ventral gerichtete Schubkomponente auf; die medialen Anteile ihrer Gelenkflächen sind dazu immer orthogonal zur Belastungsrichtung angeordnet. Die rein axial wirkende Druckkomponente wird zum anderen über die Endflächen der

Abbildung 2 (nach Kummer B 2005)
Absorption der Ventralschubkomponente durch die Wirbelbogengelenke (G) und der axialen Druckkomponente durch die Wirbelkörperendflächen (V). Daraus resultiert die Gesamtbelastung (R) der Wirbelsäule.

Wirbelkörper übertragen. Die Richtung des Vektors ist jedoch nicht in jedem Wirbelsäulenabschnitt gleich. Der Neigungswinkel der Resultierenden gegen die Vertikale erhöht sich in den kaudal gelegenen Segmenten. Diese Änderung der Belastung wird ausgeglichen durch unterschiedliche Stellungen der Gelenkflächen der Wirbelbogengelenke. Stehen diese in der HWS nur wenig gegen die Horizontale geneigt, findet man in der LWS frontal ausgerichtete Gelenkflächenanteile. Bei den Segmenten der BWS liegen die Gelenkflächen der Bogengelenke steil dachziegelförmig aufeinander. Die Endflächen der Wirbelkörper behalten über alle Segmente ihre Ausrichtung quer zur Längsform der Wirbelsäule bei (Abb. 2).

Gegenüber anderen Wirbelsäulenabschnitten hat die BWS als Ganzheit den größten Bewegungsumfang, da sie die höchste Anzahl an Segmenten besitzt und die Exkursionen lediglich durch Bänder begrenzt werden. Nur die Dorsalflexion ist mit 45° wegen der dachziegelförmig absteigenden Dornfortsätze deutlich eingeschränkt (Fick R 1911, Veleanu C et al. 1972). Eine Ventralflexion von 90° , jeweils beiderseits eine Seitneigung von 100° und eine Rotation von 80° machen die BWS zum beweglichsten Teil des Achsenorgans. Für die Rotation entfallen ca. 6° auf jedes Bewegungssegment (Giles LGF und Singer KP 2000). Wird die Seitneigung mit der Rotation gekoppelt, erhöht sich die mögliche Lateralflexion beiderseits sogar auf 120° (Lovett RW 1900, Arkin AM 1950).

Bei allen möglichen Exkursionen im menschlichen Achsenorgan bleibt in jeder Stellung der Wirbel zueinander durch die Anordnung der Wirbelgelenke die Ausrichtung der Krafteinwirkung auf die Gelenkflächen der Wirbelkörper konstant orthogonal.

Die gleichmäßige Verteilung der axialen Last eines Wirbelkörpers auf die angrenzenden Wirbelkörperendplatten ist Hauptaufgabe der Bandscheibe. Diese zeigt über alle Segmente der Wirbelsäule einen charakteristischen Aufbau. Sie ist gegliedert in einen faserknorpeligen Ring, den Anulus fibrosus, und einen gallertartigen Kern, den Nucleus pulposus. Der Anulus fibrosus verbindet mit seiner äußeren Lamelle jeweils zwei benachbarte Wirbelkörper. Ihre Kollagenfibrillen strahlen als Sharpey'sche Fasern in die knöcherne Randleiste der Wirbelkörper ein. Die innere Lamelle des Anulus fibrosus ist mit ihren Fasern in den angrenzenden

hyalinen Knorpelplatten der Wirbelkörper verankert (Putz R 1993). Die Fasern sind in mehreren Schichten scherengitterartig angeordnet und umschließen auf diese Weise den Nucleus pulposus (Hashizume H 1980, Inoue H 1981).

1.2.3 Funktionelle Gesichtspunkte

Die Diagnostik osteoporotischer Wirbelkörperfrakturen erfolgt gewöhnlich anhand von Röntgenaufnahmen der Wirbelsäule in zwei Ebenen (ante-posterior und lateral). Der Schweregrad bemisst sich nach der Reduktion der Höhe der Wirbelkörper, ihrer morphologischen Veränderungen und nach der Unterscheidung von fraktur- bzw. nicht-frakturbedingten Deformitäten, wie sie z.B. durch Metastasen auftreten können. Morphologisch unterscheidet man Deformitäten, die als Keil-, Fisch- und Quetschfrakturen beschrieben werden. Dies wurde 1993 von Genant et al. eingeführt und ist heute übliche Grundlage der allgemeinen Beurteilung von Wirbelkörperfrakturen in der Klinik (Genant HK et al. 1993).

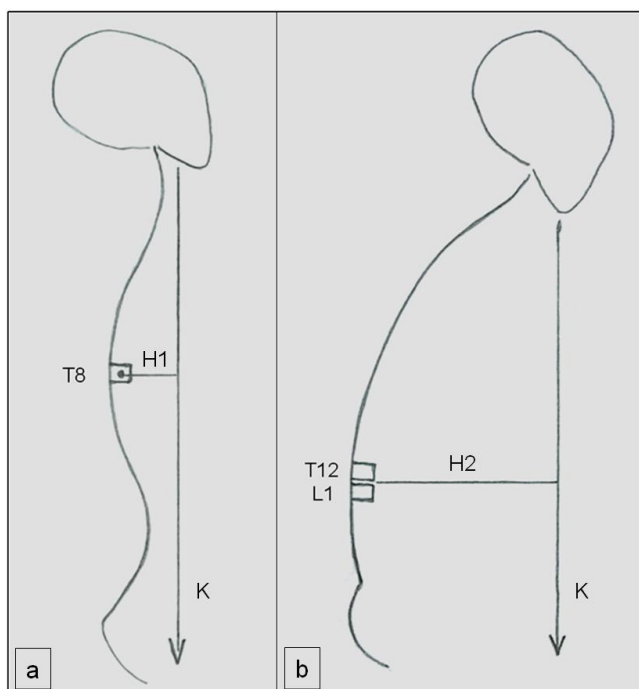


Abbildung 3
Verschiebung des Kyphosenscheitels und des maximalen Hebelarms (H1, H2) im aufrechten Stand (a) und bei Rumpfbeugung (b) durch Verlagerung der Körperschwerlinie (K).

Wenn man die Häufigkeit vertebraler Frakturen über die gesamte Wirbelsäule betrachtet, so lassen sich zwei Verteilungsgipfel feststellen. Der eine befindet sich etwa in der Mitte der BWS nahe dem Scheitelpunkt der Brustkyphose, der zweite am thorakolumbalen Übergang (Cooper C et al. 1992, Cooper C 1993, Grazio S et al. 2005). Die Erklärung für diese Verteilung liegt in der biomechanischen Beanspruchung der genannten Wirbelsäulenabschnitte. Der Scheitel der physiologischen Brustkyphose, in etwa auf Höhe von Segment T8, ist im aufrechten Stand

großen Kräften ausgesetzt, da der sagittale Abstand der Körperschwerlinie und damit auch der Hebelarm sehr groß sind (Melton LJ 3rd et al. 1988). Beim Stolpern kann

dies durch eine vorübergehende muskuläre Instabilität kurzzeitig zu sehr hohen Belastungen führen.

Bei der Rumpfbeugung rückt der thorakolumbale Übergang in die Position des Kyphosenscheitels und damit in die Zone größter Biegebeanspruchung. Hierbei verlängert sich der Hebelarm im Vergleich zur Brustkyphose, wodurch die Biegekräfte deutlich zunehmen (Abb. 3). In den meisten Fällen handelt es sich bei Deformitäten der besprochenen Wirbelsäulenregionen um anteriore Keil-Frakturen (De Smet AA et al. 1988).

Die Einleitung der Kraft auf die Wirbelkörper-Endflächen findet nach B. Kummer (2005) immer orthogonal zu diesen statt. Daher sollten wir erwarten, dass die Trabekelstruktur zwischen den Endflächen in vertikaler Ausdehnung überall gleichmäßig ist. Unter bestimmten Umständen kommt es aber an den oben beschriebenen Prädilektionsstellen der Wirbelsäule auch im alltäglichen Leben zu erhöhten Belastungen der ventralen Wirbelkörperanteile. Dies lässt uns vermuten, dass die Form der ventralen Trabekel als Ausdruck der lokalen Anpassung der Wirbelkörper an die Belastung deutlich solider ausgebildet sein sollte als in den dorsalen Regionen.

1.3 Fragestellung

Es geht also in unserer Studie um zwei Gesichtspunkte. Zum einen wollten wir einen Beitrag zur Aussagekraft der Strukturparameter der Wirbelkörperspongiosa leisten und zum anderen einen Weg finden, auf Basis standardisierter Strukturparameter der Spongiosa Frakturmechanismen bei osteoporotischen Veränderungen der Wirbelkörper besser zu verstehen.

Im Einzelnen stellten wir uns daher folgende Fragen:

1. Zeigt die Struktur der Spongiosa innerhalb der untersuchten thorakalen Wirbelkörper regionale Unterschiede, die auf eine ungleichmäßige Verteilung der Lastübertragung hinweisen könnten?
2. Gibt es Unterschiede hinsichtlich der Verteilung der Spongiosa zwischen dem zweiten und achten Brustwirbelkörper, die die stark voneinander abweichenden Frakturraten erklären könnten?

Daraus ergaben sich folgende konkrete Hypothesen:

1. Regionale Unterschiede der Spongiosastruktur kommen im Wirbelkörper besonders zwischen folgenden Regionen vor.
 - a. endplattennah – wirbelkörpermittig
 - b. ventral – dorsal
 - c. deckplattennah – grundplattennahDiese Vermutungen sind, wie in der Einleitung dargelegt, mechanisch begründet.
2. Es bestehen deutliche Unterschiede in den regionalen Differenzen der Spongiosastruktur zwischen den Wirbelkörpern T2 und T8.
Diese Vermutung ist, wie in der Einleitung dargelegt, mechanisch und klinisch begründet.

2. Material und Methode

2.1 Material

Für unsere Untersuchung konnten insgesamt sechs Präparate aus dem Bestand des Präparierkurses der Anatomischen Anstalt München aus den Wintersemestern der Jahre 1996/97 und 2001/02 verwendet werden. Sie stammten von in Formalinalkohol fixierten weiblichen Leichen im Alter zwischen 57 und 83 Jahren (Tab. 1). Aus Datenschutzgründen konnten leider keine genaueren Angaben über Vorerkrankungen sowie Todesursache erhoben werden.

Die Wirbelsäulen waren von den Präparatoren im Anschluss an den Präparierkurs fachgerecht entnommen worden. Wir trafen unsere Auswahl zuerst nach äußeren Kriterien und achteten darauf, nur Präparate ohne jegliche Anzeichen von Skoliose oder operativen Eingriffen auszuwählen. Die angefertigten Röntgen- und MRT-Aufnahmen ergaben an zwei Wirbelsäulen Hinweise auf beginnende degenerative Prozesse. Die Ausprägung dieser Veränderungen schien uns aber ein dem Lebensalter durchaus entsprechendes Ausmaß nicht zu überschreiten.

Am achten Brustwirbelkörper des Präparats 44/99 fanden wir stark ausgeprägte Exostosen an der Grund- und mittelstarke Exostosen an dessen Deckplatte sowie eine leichte Degeneration aller Bandscheiben. Letztere Veränderung trat auch in den angrenzenden Zwischenwirbelscheiben des achten thorakalen Wirbels von Präparat 108/99 auf. Am Präparat 44/99 war die Dicke der Deckplatte des achten Brustwirbels vermindert. Diese Deckplattenveränderung war ebenso am achten Brustwirbel des Präparats 108/99 zu beobachten.

Präparat	Alter	Gewicht	Größe	Geschlecht	Durchschnittsalter
44_1999	62 J.	60 kg	180 cm	weiblich	64,5 J.
100_1994	57 J.	<i>nicht erfasst</i>	<i>nicht erfasst</i>	weiblich	
107_1994	80 J.	<i>nicht erfasst</i>	<i>nicht erfasst</i>	weiblich	
108_1999	58 J.	42 kg	160 cm	weiblich	
R1_2010	47 J.	55,8 kg	165 cm	weiblich	
02_2009	83 J.	70 kg	159 cm	weiblich	

Tabelle 1
Auflistung der untersuchten Präparate

2.2 Methode

2.2.1 Gewinnung des Probenmaterials

Aus jeder Wirbelsäule wurden jeweils zwei Brustwirbelkörper untersucht. Dazu wurden die einzelnen Wirbel (T2, T8) herauspräpariert; anschließend wurden die Pediculi arcus vertebrae mit einer oszillierenden Säge quer durchtrennt. Vom verbleibenden Corpus vertebrae wurden die Weichteile mit dem Skalpell zum größten Teil vom Wirbelkörper entfernt. Zur Vorbereitung der Untersuchung im Micro-CT mussten die Wirbelkörper wiederum mit Hilfe einer oszillierenden Säge in kleinere Proben unterteilt werden. Die Unterteilung erfolgte durch Transversal- und Frontalschnitte für den kleineren Brustwirbelkörper 2 in vier und für den größeren Brustwirbelkörper 8 in sechs Teile (Abb. 4 und 5). Die Proben mussten schließlich auf die Größe des in das Gerät passenden zylindrischen Röhrchens mit einem Durchmesser von 17,4mm zugerichtet werden. Wichtig war für uns dabei, über eine Markierung die Ausrichtung der Präparate in allen Darstellungsformen verfolgen zu können.

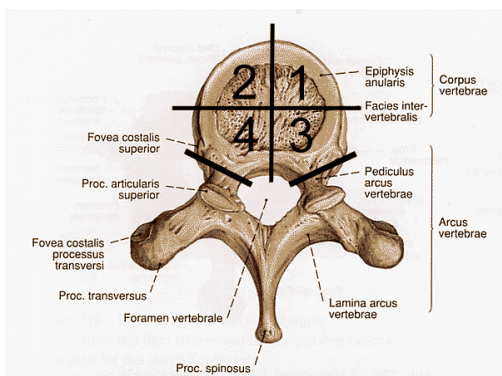


Abbildung 4
Graphische Darstellung der Unterteilung des Wirbelkörpers BW2; Ansicht von kranial (unter Verwendung einer Abb. aus Sobotta 2000)

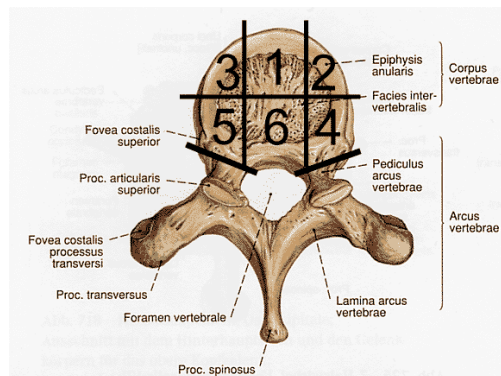


Abbildung 5
Graphische Darstellung der Unterteilung des Wirbelkörpers BW8; Ansicht von kranial (unter Verwendung einer Abb. aus Sobotta 2000)

Bis zur Untersuchung wurden die Proben in Plastik-Beuteln verpackt und tiefgekühlt bei -10°C gelagert.

2.2.2 Mikro-CT (μ CT)

Die Durchführung der Feinschnittuntersuchungen erfolgte mittels Micro-CT. Das verwendete Gerät „ μ CT 20“ der Firma Scanco (Zürich, CH) ist mit einer Reflektionsröhre ausgestattet und arbeitet mit Fächerstrahltechnik. Hierbei kam ein

CCD-Zeilendetektor mit 1024 Pixeln zum Einsatz. Die Kantenlänge der Voxel betrug $14\mu\text{m}$ und somit die maximale Ortsauflösung $28\mu\text{m}$ (10% MTF-Wert).

Bei der Einbringung der einzelnen Proben in das Untersuchungsröhrchen wurde auf eine korrekte Ausrichtung und genaue Zentrierung im Gerät geachtet. Als Orientierung diente die Grund- bzw. die Deckplatte des Wirbelkörpersegments.

Über die geräteinterne Software wurden die Bilddaten der Schichten der Grund- und Deckplatten ausgeschlossen und auf die Spongiosa selbst reduziert. Die weitere Auswertung erfolgte auf Basis einer prozentualen Unterteilung des Wirbelkörpersegments in sechs unterschiedlich große transversale Schichten (Abb. 6).

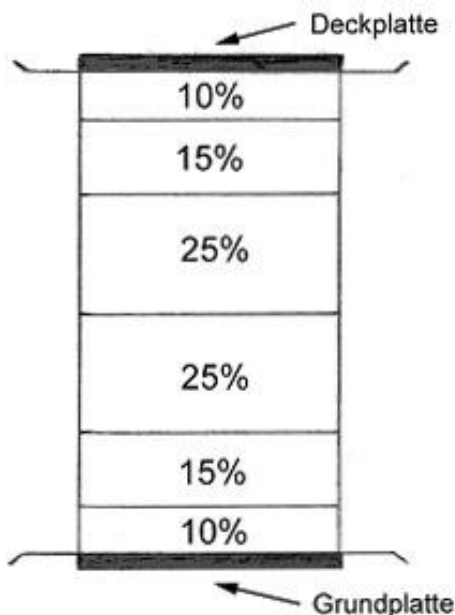


Abbildung 6
Prozentuale Unterteilung der
Wirbelkörpersegmente in transversale Schichten

Somit ergaben sich für BW2 24 Regionen (4 Wirbelkörpersegmente x 6 transversale Schichten) und für BW8 36 Regionen (6 Wirbelkörpersegmente x 6 transversale Schichten).

Für unsere Untersuchung stützten wir uns auf sieben Strukturparameter:

- bone volume fraction (BV/TV, [1])
- connectivity density (Conn.D, [$1/\text{mm}^3$])
- structure model index (SMI, [1])
- trabecular number (Tb.N, [$1/\text{mm}$])
- trabecular thickness (Tb.Th, [mm])
- trabecular spacing (Tb.Sp, [mm])
- degree of anisotropy (DA, [1]).

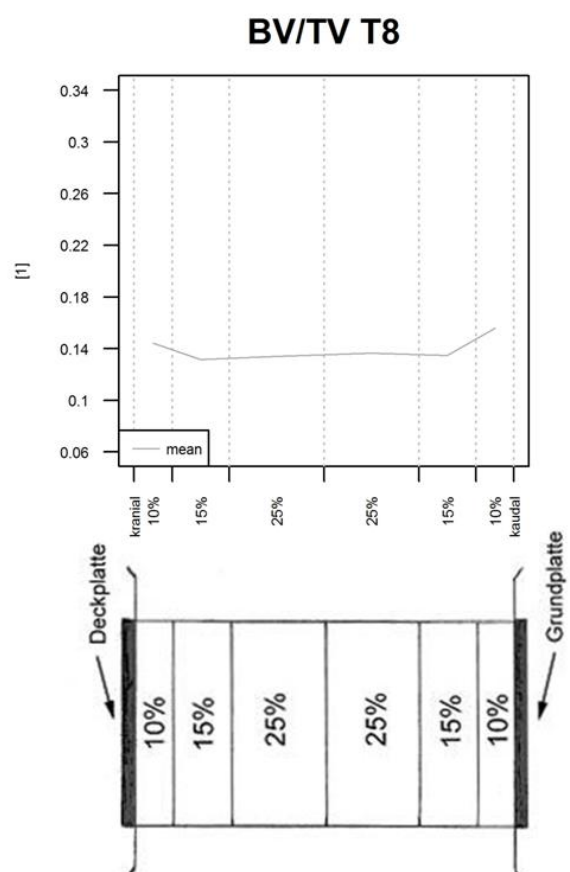
Die „bone volume fraction“ (BV/TV) misst den knöchernen Anteil des Gewebavolumens und stellt somit ein prozentuales Maß der Knochendichte dar. Die Bestimmung der „connectivity density“ (Conn.D) gibt Auskunft über die Anzahl der Trabekelverknüpfungen pro Raumeinheit in mm^3 . Des Weiteren ermittelten wir den „structure model index“ (SMI), dessen Werte zwischen 0 und 3 die Form der Trabekel beschreiben, wobei 0 plättchenförmige Trabekel bedeutet und 3 deren stäbchenförmige Gestalt. Werte kleiner als 0 entsprechen einer konkav

plättchenförmigen Trabekelstruktur und weisen gleichzeitig auf sehr hohe Knochendichte hin. Dieser dimensionslose Wert errechnet sich durch Differentialanalyse der triangulierten Knochenoberfläche, in die auch das Knochenvolumen mit einfließt ($SMI = 6\{[BV(dBS/dr)]/BS^2\}$) (Hildebrand T et al. 1999). Die „trabecular number“ (Tb.N) misst die Anzahl der Knochen trabekel pro Streckeneinheit in mm, „trabecular thickness“ (Tb.Th) den Durchmesser der Trabekel in mm und „trabecular spacing“ (Tb.Sp) den Abstand zwischen den Trabekeln in mm. Schließlich untersuchten wir den dimensionslosen „degree of anisotropy“ (DA) unserer Proben, der bei einem Wert von 1 Isotropie des Materials, also eine räumlich ungerichtete Anordnung der Trabekel anzeigt. Steigen die Werte über 1, nimmt die Anisotropie des Materials zu, was eine stärkere Orientierung der Trabekel in eine bestimmte Raumrichtung bedeutet. Eingeführt wurde dieser Wert 1984 von Harrigan TP und Mann RW. Er ist definiert als der Quotient des maximalen durch den minimalen Radius des MIL-Ellipsoids. Die MIL (mean intercept length) ist die Summe paralleler, gleich gerichteter Vektoren, die in die dreidimensionale Knochenstruktur gelegt werden, geteilt durch die Anzahl der Schnittpunkte dieser Vektoren mit dem Knochenmark. Die MIL wird anhand der Methode der kleinsten Quadrate in ein MIL-Ellipsoid eingepasst (Hildebrand T et al. 1999). Theoretisch kann der Wert der DA unendlich annehmen.

2.2.3 Statistische Auswertung und graphische Darstellung

Die statistische Datenanalyse sowie die Erstellung der Graphiken für die deskriptive Statistik wurden mit der Open-Source-Software „R“ (Version 2.11.1) durchgeführt. Um Strukturparameterdaten von zwei unterschiedlichen Wirbelkörperregionen gegeneinander zu testen, verwendeten wir den gepaarten Wilcoxon-Test und legten dabei das Konfidenzniveau auf 95% fest. Außerdem stellten wir Parameter-Differenzen

Abbildung 7
Arithmetisches Mittel der Werte im kranial-kaudal-Verlauf am Beispiel von BV/TV im BWK8 und Darstellung der Orientierung des Wirbelkörpers in der Graphik



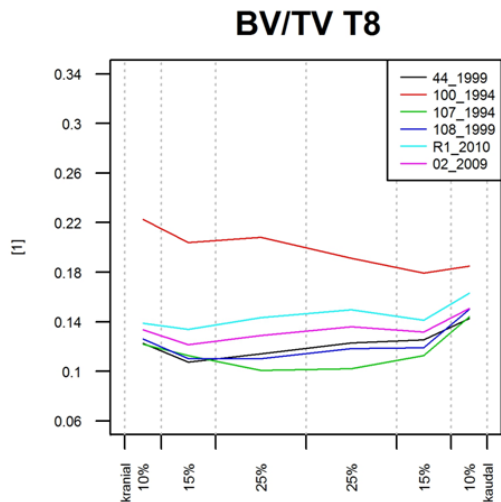


Abbildung 8
 Individuelle Werte im kranial-kaudal-Verlauf am Beispiel von BV/TV im BWK8

zwischen Wirbelkörperregionen anhand von 90%- bzw. 95%-Konfidenzintervallen der Differenzwerte dar. Im Einzelnen soll nun die graphische Darstellungsweise der Datenanalyse am Beispiel des Parameters BV/TV von BWK 8 beschrieben werden:

Im Ergebnisteil stehen zu Beginn jedes Unterkapitels, in dem ein Strukturparameter beschrieben wird, jeweils für T2 und T8 zwei Graphiken, die den Verlauf der Werte in der vertikalen Achse von kranial nach kaudal durch den Wirbelkörper darstellen: Zum einen als arithmetisches Mittel (Abb. 7) und zum

anderen als individuelle Werte der sechs Präparate (Abb. 8). Die Orientierung des Wirbelkörpers in der Graphik ist mit der Schemazeichnung aus Abbildung 6 in Abbildung 7 verdeutlicht. Für Abbildung 8 gilt die gleiche Orientierung.

Die folgenden Graphiken im Ergebnisteil, jeweils eine für T2 und T8, zeigen 90%-Konfidenzintervalle von verschiedenen intravertebralen Differenzen auf der vertikalen Achse, aufgeteilt nach ventralen und dorsalen Wirbelkörperregionen. Abbildung 9

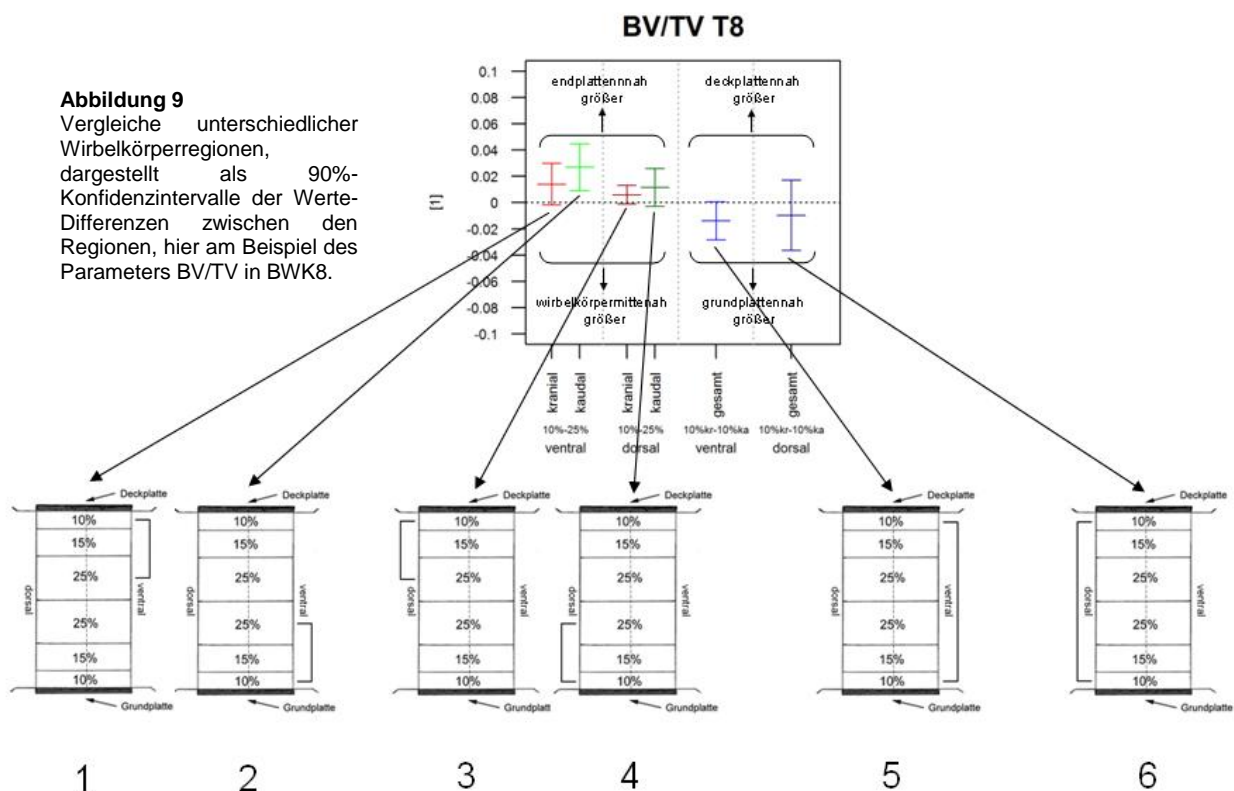


Abbildung 9
 Vergleiche unterschiedlicher Wirbelkörperregionen, dargestellt als 90%-Konfidenzintervalle der Werte-Differenzen zwischen den Regionen, hier am Beispiel des Parameters BV/TV in BWK8.

BV/TV T8

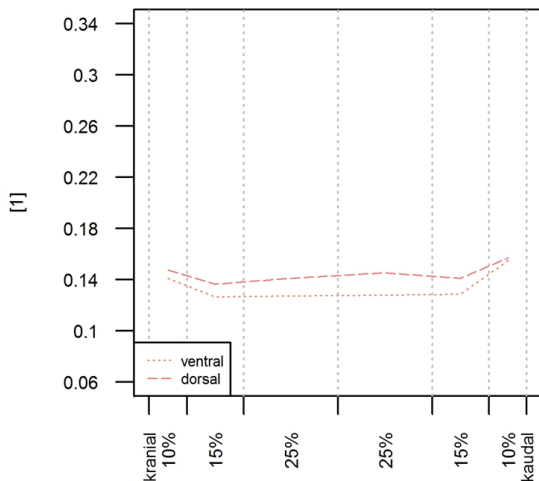


Abbildung 10
Arithmetisches Mittel der Werte im kranial-kaudal-Verlauf getrennt nach ventraler und dorsaler Wirbelkörperregion am Beispiel von BV/TV im BWK8

nahe der Wirbelkörpermitte und umgekehrt. Vergleiche 1 und 2 betreffen den ventralen Wirbelkörperanteil und Vergleiche 3 und 4 den dorsalen. In den Vergleichen 5 und 6 sind Differenzen zwischen den grund- und den deckplattennahen Schichten dargestellt. Es werden dabei die Werte der grundplattennahen Schichten von den Werten der deckplattennahen Schichten subtrahiert. Daraus folgt: Liegt das Konfidenzintervall im positiven Bereich über der Nulllinie, ist der Wert nahe der Deckplatte signifikant größer als der Wert nahe der Grundplatte und umgekehrt.

Des Weiteren stellen anschließend analog zu den zuerst besprochenen Graphiken (Abb.7, 8) weitere Plots die Unterschiede zwischen ventralen und dorsalen Werten im vertikalen

stellt anhand der Schemazeichnung aus Abbildung 6 die Regionen des Wirbelkörpers dar, die miteinander verglichen wurden. Wie der Beschriftung der Graphik zu entnehmen ist, werden für die Berechnung der Differenzen in den Vergleichen 1 bis 4 die Werte der wirbelkörpermittennahen Schichten von denen der endplattennahen Schichten subtrahiert. Daraus folgt: Liegt das Konfidenzintervall im positiven Bereich über der Nulllinie, ist der Wert nahe der Endplatte signifikant größer als der Wert

BV/TV T8

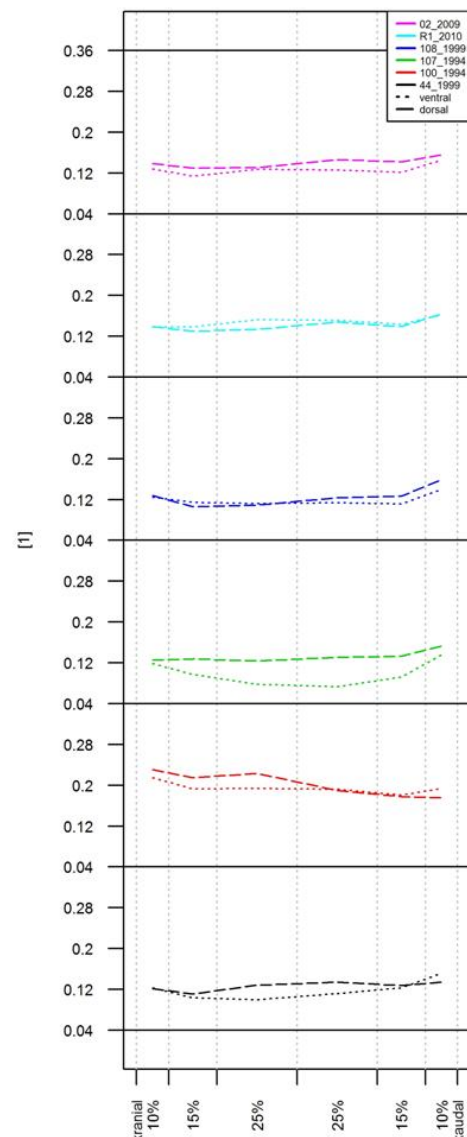


Abbildung 11

Individuelle Werte im kranial-kaudal-Verlauf getrennt nach ventraler und dorsaler Wirbelkörperregion am Beispiel von BV/TV im BWK8

Verlauf von kranial nach kaudal dar, zuerst wieder als arithmetisches Mittel (Abb.10) und nachfolgend als individuelle Werte der sechs Präparate (Abb.11). Die Orientierung des Wirbelkörpers in den Plots entspricht derjenigen aus Abbildung 7.

Zuletzt veranschaulicht eine Graphik den Verlauf der individuellen Differenzwerte zwischen dorsalen und entsprechenden ventralen Regionen über den vertikalen Verlauf von kranial nach kaudal. Das Delta zwischen Werten der ventralen und dorsalen Regionen errechnet sich stets folgendermaßen: $\Delta = \text{Wert}_{\text{dorsal}} - \text{Wert}_{\text{ventral}}$. Daraus folgt: Liegen die Werte im positiven Bereich über der Nulllinie, ist der Wert der dorsalen Region größer und umgekehrt. Der Wirbelkörper ist in der Graphik so orientiert, wie schon in Abbildung 7 gezeigt.

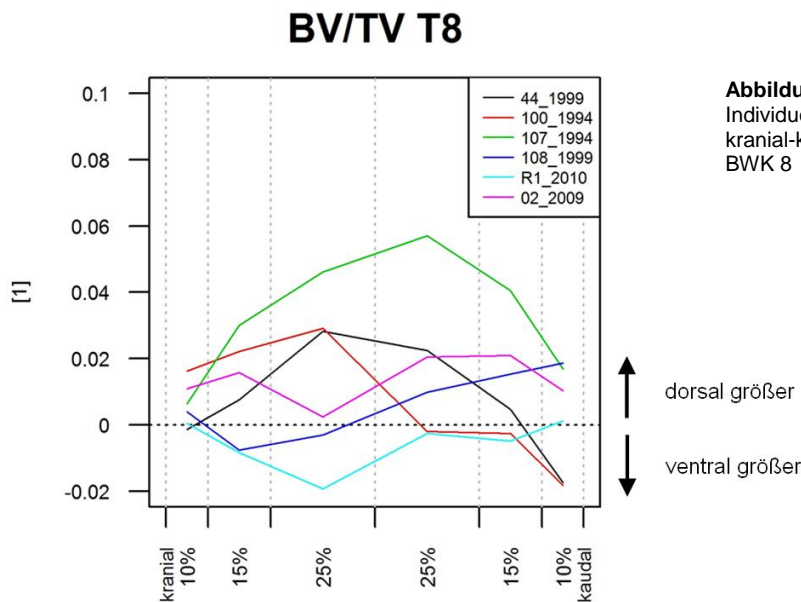


Abbildung 12
Individuelle Werte der ventral-dorsal-Differenzen im kranial-kaudal-Verlauf am Beispiel von BV/TV im BWK 8

3. Ergebnisse

3.1 Deskriptive Analyse von Röntgen- und μ CT-Bildern

Konventionelle Röntgenaufnahmen der unzerlegten Brustwirbel 2 und 8 lassen bereits Unterschiede bezüglich der Binnenstruktur zwischen den Segmenten deutlich erkennen. Am Beispiel der Probe R1_2010 fällt im kranio-kaudalen Strahlengang auf, dass in BWK 8 die horizontal verlaufenden Trabekel wie Radspeichen angeordnet vom Wirbelkörperzentrum auf die umgebende Corticalis zulaufen (Abb. 13c). Im

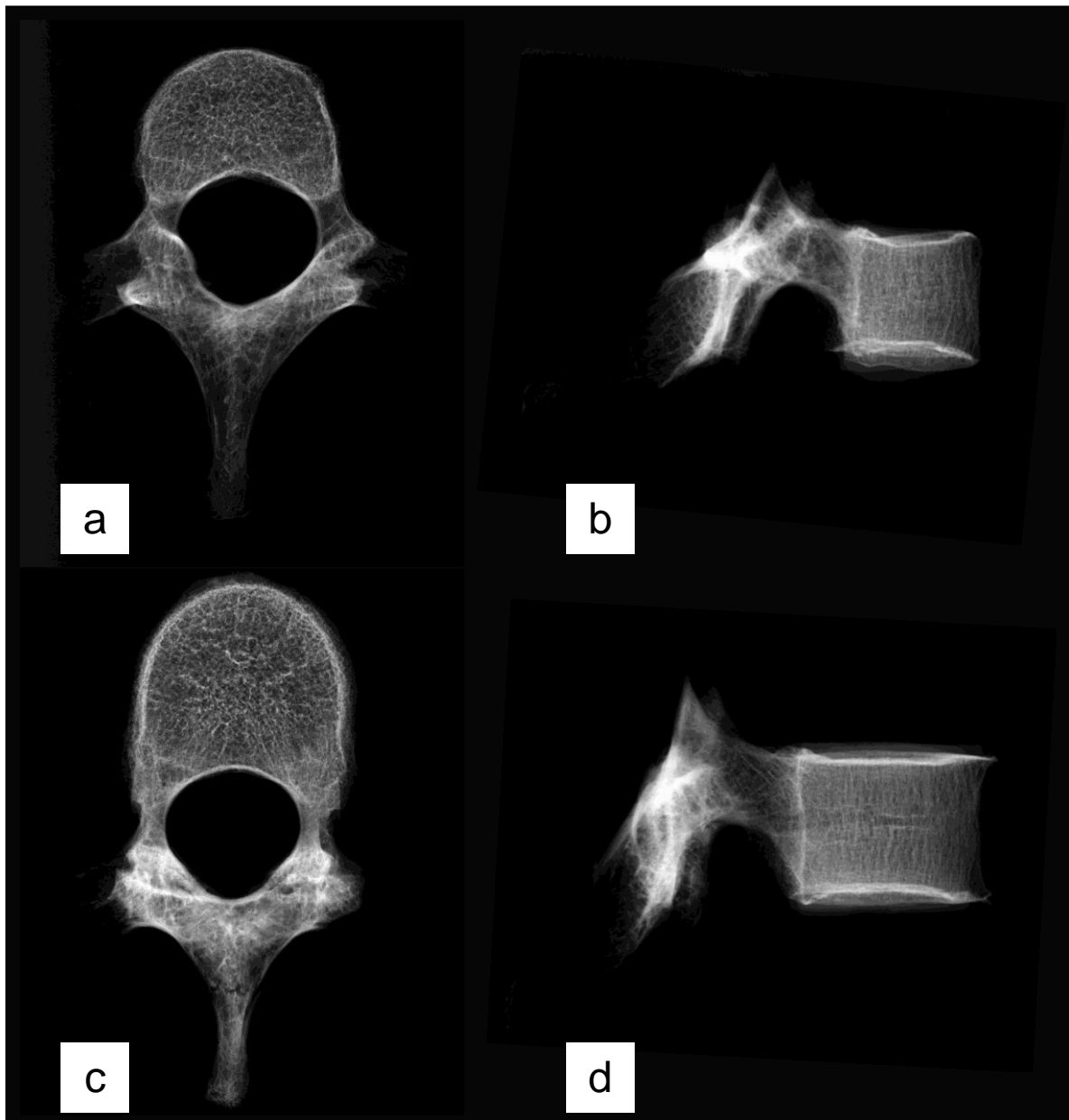


Abbildung 13: Röntgenaufnahmen mittels Faxitron Röntgengerät (Modell 43885A, Hewlett Packard, USA) des zweiten und achten Brustwirbelkörpers der Probe R1_2010 (Energie 60mV, Belichtungsdauer 20s).

- a. Zweiter Brustwirbelkörper (T2) im kranio-kaudalen Strahlengang
- b. Zweiter Brustwirbelkörper (T2) im seitlichen Strahlengang
- c. Achter Brustwirbelkörper (T8) im kranio-kaudalen Strahlengang
- d. Achter Brustwirbelkörper (T8) im seitlichen Strahlengang

zweiten BWK dagegen lässt sich eine solche geordnete Struktur im kranio-kaudalen Strahlengang nicht erkennen (Abb. 13a). Hier wirkt das Trabekelnetz eher wabenförmig homogen. Im seitlichen Strahlengang zeigt der achte Brustwirbelkörper ebenso eine eindeutige Ausrichtung der Trabekel. Die Abbildung 13d lässt erkennen, dass diese hauptsächlich in kranio-kaudaler Richtung angeordnet sind. Die Doppelkontur in der Wirbelkörpermitte zeigt die Begrenzungen im Knochen für die Vena basivertebralis, in deren direkter Umgebung sich dichtere Knochenstruktur findet. Der zweite BWK imponiert im seitlichen Strahlengang (Abb. 13b) wieder mit einer deutlich homogenen Struktur. Lediglich im ventralen Drittel des Wirbelkörpers findet man Anzeichen, dass dort die Trabekel wie in T8 in kranio-kaudaler Richtung angeordnet sind. So lassen die Röntgenaufnahmen der Wirbel in zwei Ebenen vermuten, dass in T2 eine homogene, ungeordnete Struktur und in T8 ein „organisierter“ Aufbau im Sinne eines orthogonalen Netzwerkes vorherrscht.

Auch die μ CT-Schnittbilder lassen einige inter- und intravertebrale Unterschiede erkennen. Beispielhaft sind hier sagittale Schichten durch die Brustwirbelkörpermitte des zweiten und achten Segments der Probe R1_2010 dargestellt. Wie in der Skizze (Abb.14c) verdeutlicht, erscheint die Anordnung der Trabekel im zweiten BWK ungeordnet (Abb. 14a, b). Zum Teil sind im ventralen Anteil einige Trabekel in kranio-kaudaler Ausrichtung zu erkennen (Abb. 14b). Plättchenförmige Spongiosa tritt verteilt vor allem in der Wirbelkörpermitte auf; die Trabekel an sich wirken dick und stark untereinander vernetzt. Im achten BWK zeigt sich bei genauer Betrachtung eine deutlich andere Struktur (Abb. 14d, e), die in der nebenstehenden Skizze (Abb. 14f) stark vereinfacht dargestellt ist. Am ehesten fällt auf, dass eine kranio-kaudale Vorzugsrichtung der Trabekel besteht. Horizontal verlaufende Streben finden sich seltener und bilden nicht in allen Fällen Verknüpfungen zwischen zwei vertikal verlaufenden Trabekeln aus. Plättchenförmige Strukturen treten zusammenhängend konzentriert in der Wirbelkörpermitte auf und weiten sich in ihrer Ausdehnung nach ventral und dorsal zu den Endplatten hin aus.

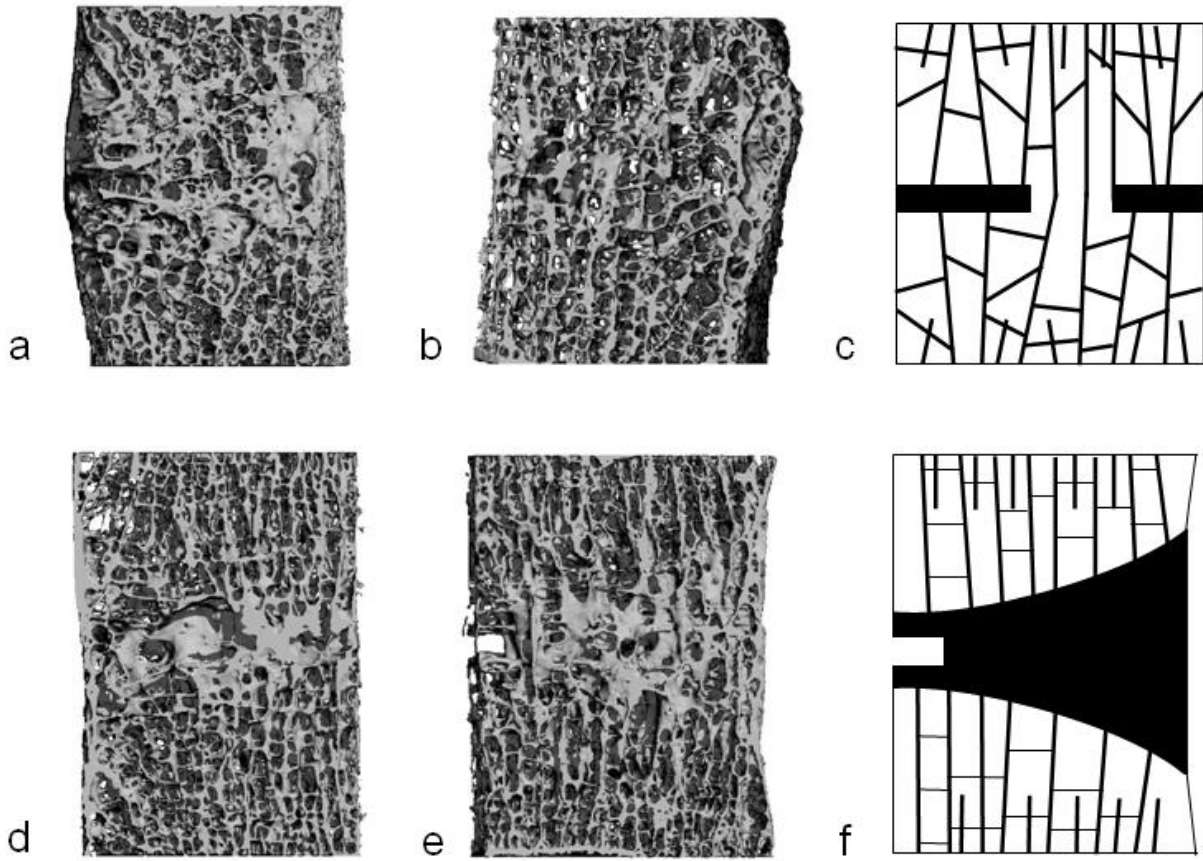


Abbildung 14: μ CT-Bilder des zweiten und achten Brustwirbelkörpers in sagittaler Ebene
 a. Zweiter Brustwirbelkörper (T2), dorsale Hälfte
 b. Zweiter Brustwirbelkörper (T2), ventrale Hälfte
 c. Skizze der Spongiosastruktur von T2, ventrale Hälfte
 d. Achter Brustwirbelkörper (T8), dorsale Hälfte
 e. Achter Brustwirbelkörper (T8), ventrale Hälfte
 f. Skizze der Spongiosastruktur von T8, ventrale Hälfte

3.2 Analyse der Strukturparameter

3.2.1 Bone-volume-fraction (BV/TV)

Die Werte der bone-volume-fraction innerhalb des zweiten wie auch des achten Brustwirbelkörpers zeigen im Verlauf zwischen Deck- und Grundplatte keine erheblichen Schwankungen. Dies trifft für die arithmetischen Mittel der Messungen (Abb. 15, 16) als auch für die individuellen Werte zu (Abb. 17, 18). Gesamt betrachtet ist dabei im gepaarten Wilcoxon-Test die bone-volume-fraction von T2 signifikant größer als von T8 ($p = 0.03125$). Die mittlere Differenz beträgt 0.03255. Auffallend sind im individuellen Vergleich die relativ hohen Werte der Probe 100_94.

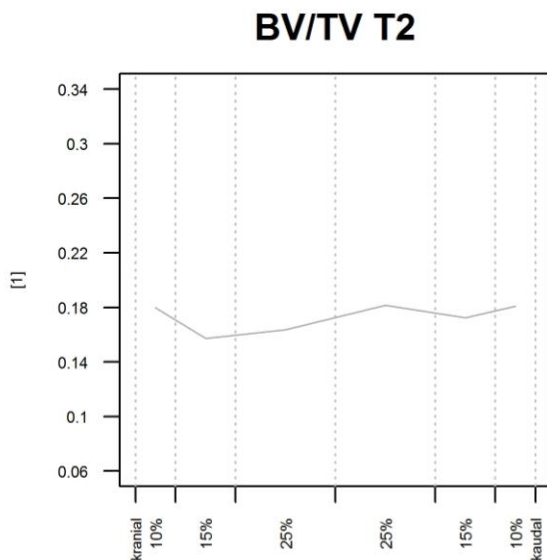


Abbildung 15

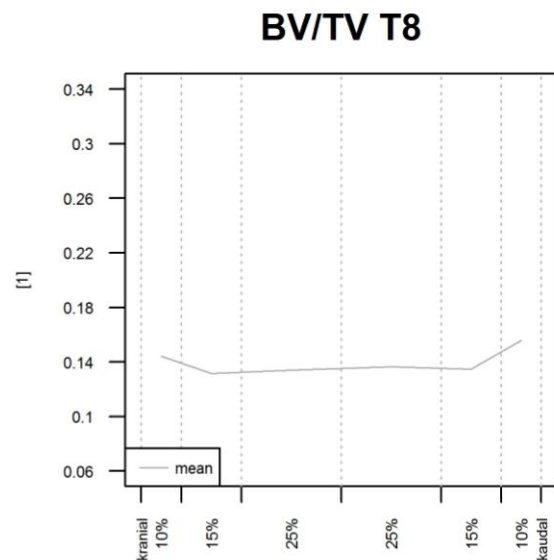


Abbildung 16

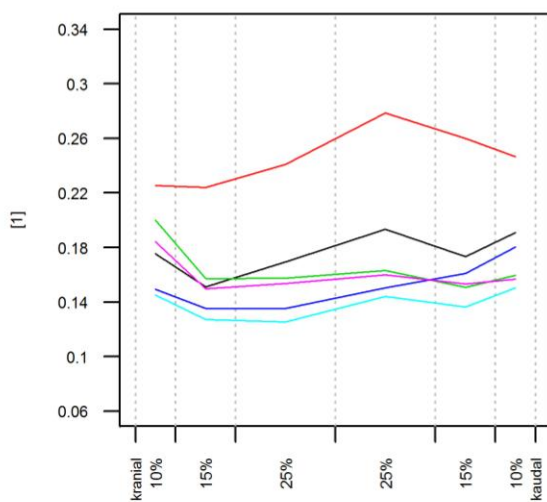


Abbildung 17

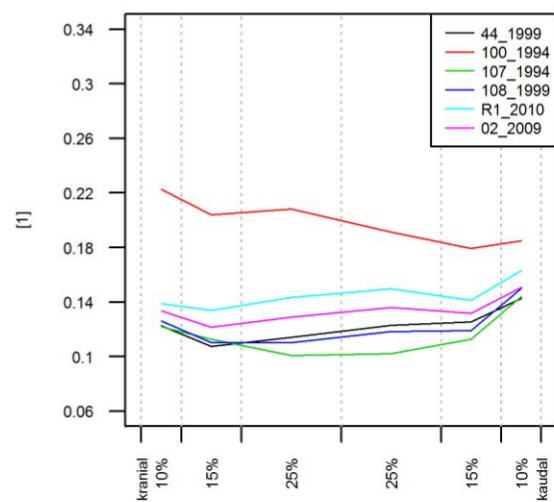


Abbildung 18

Abb.15,16: Kranial-kaudal-Verlauf der arithmetischen Mittel von T2 bzw. T8
Abb.17,18: Kranial-kaudal-Verlauf der individuellen Werte von T2 bzw. T8

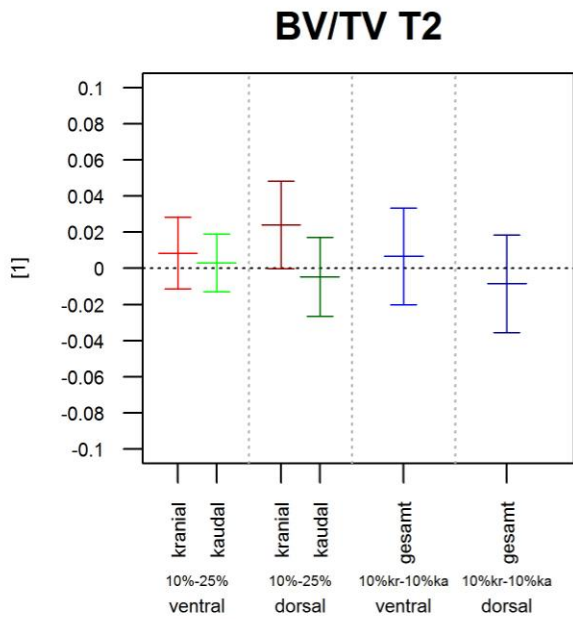


Abbildung 19

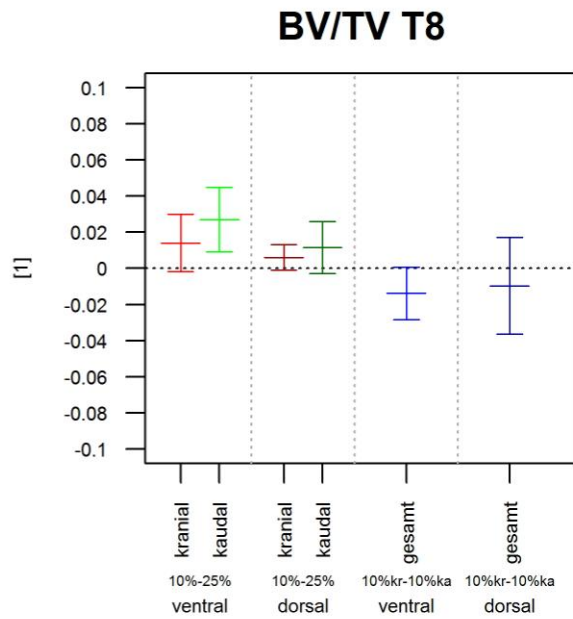


Abbildung 20

Abb.19: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T2

Abb.20: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T8

Die 90%-Konfidenzintervalle für die mittlere Differenz der Werte zwischen den endplattennahen bzw. zwischen den endplattennahen und den der Wirbelkörpermitte nahen Schichten, getrennt dargestellt für den dorsalen und ventralen Bereich der Wirbelkörper, schließen mit nur einer Ausnahme den Wert 0 ein (Abb. 19, 20). Das bedeutet, dass zwischen den genannten Messpunkten in T2 wie auch T8 in der dorsalen als auch in der ventralen Region keine Unterschiede bestehen. Lediglich die Werte von T8 unterscheiden sich in der ventralen Region zwischen Grundplatte

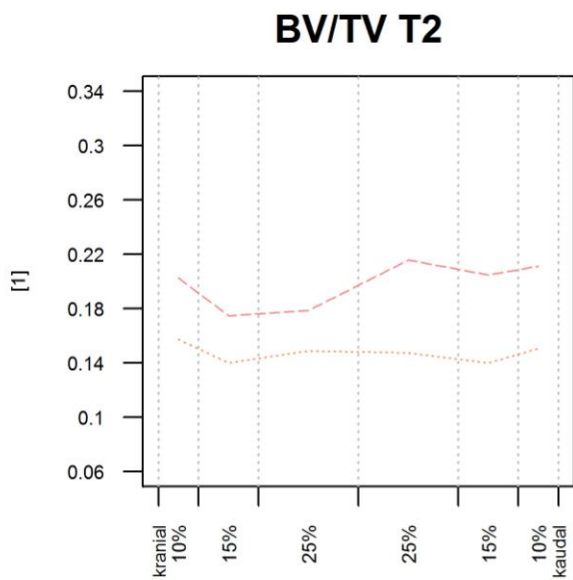


Abbildung 21

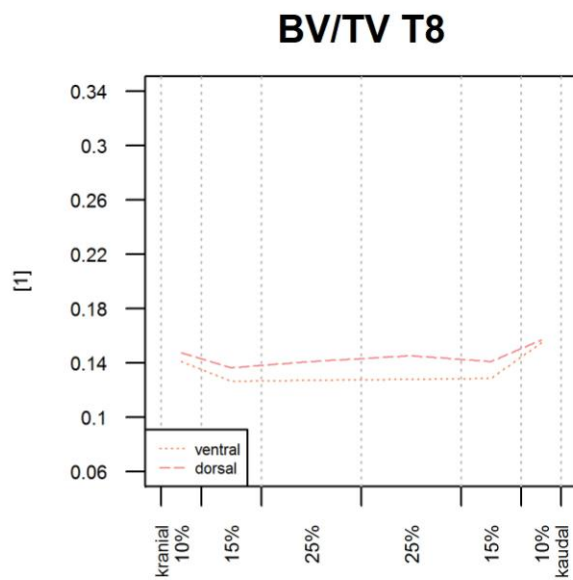


Abbildung 22

Abb.21: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T2

Abb.22: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T8

und Wirbelkörpermitte. Dies bestätigt, dass dieser Parameter in vertikaler Ausrichtung homogen verteilt bzw. unabhängig von der Position im Wirbelkörper ist. Analog zu den Abbildungen 15 bzw. 16 werden in den Abbildungen 21 bzw. 22 ventrale und dorsale Messungen getrennt aufgetragen. Dort zeigt sich ein beinahe paralleler Werteverlauf der ventralen und dorsalen Regionen, wobei im Mittel der

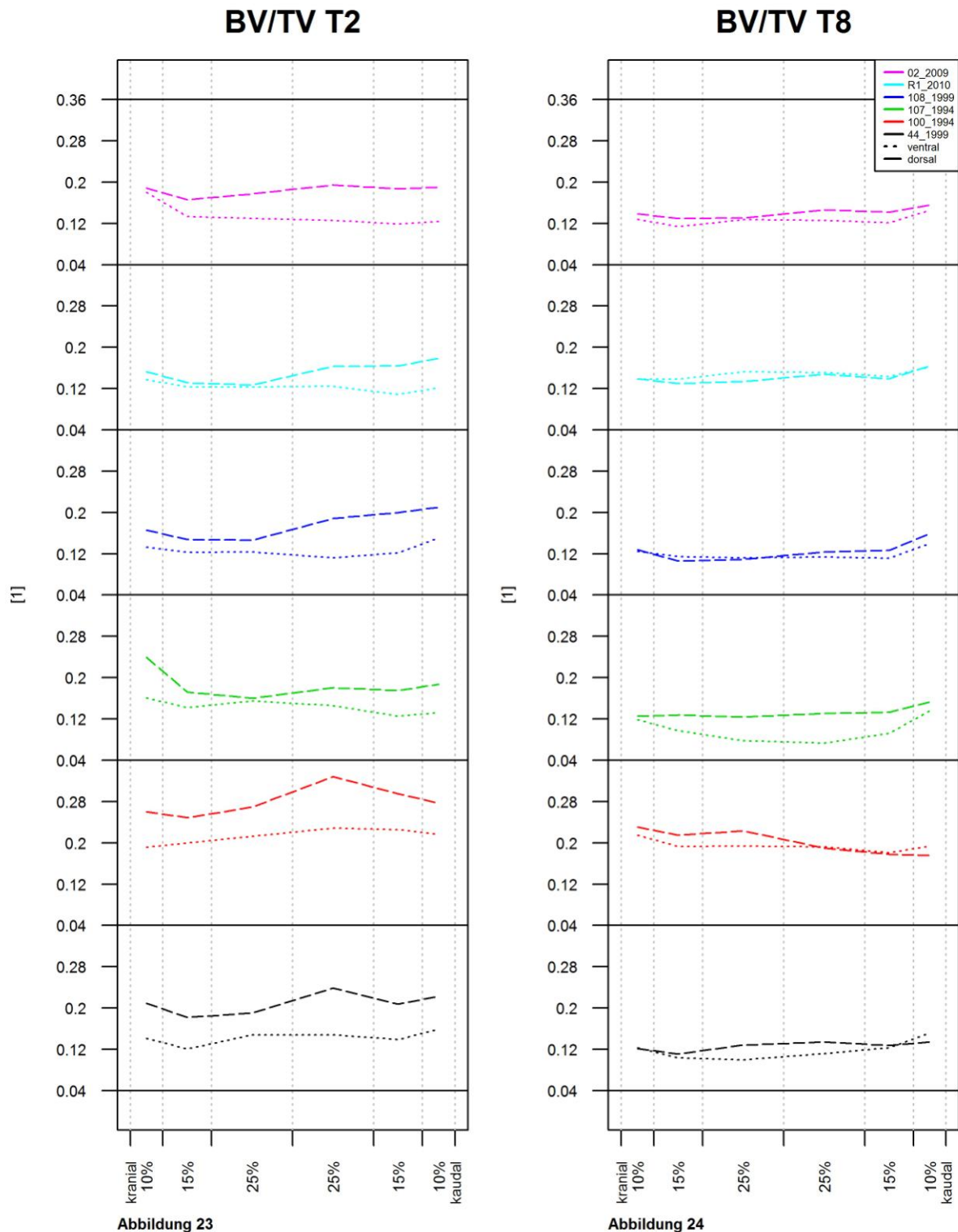


Abb.23: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T2

Abb.24: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T8

Individuen die dorsalen Werte stets über den ventralen liegen. Die horizontale Differenz ist in T2 deutlich stärker ausgeprägt als in T8. In den Abbildungen der individuellen, nach ventraler und dorsaler Region getrennten Werten (Abb. 23, 24), ist die Homogenität zwischen den unterschiedlichen Proben ersichtlich. Im achten Brustwirbelkörper weisen wir in manchen Proben dorsal kleinere Werte als ventral nach. Hingegen bleibt in T2 der dorsale Wert in allen Messpunkten jedes Individuums wie im arithmetischen Mittel größer als der ventrale. Zusätzlich ist in T2 eine Tendenz zu erkennen, dass die horizontalen Differenzen in den kaudalen 50% größer sind als in den kranialen. Deutlicher wird dies in der graphischen Darstellung der Differenzen (Berechnung: $\Delta = \text{dorsal} - \text{ventral}$), (Abb.25, 26).

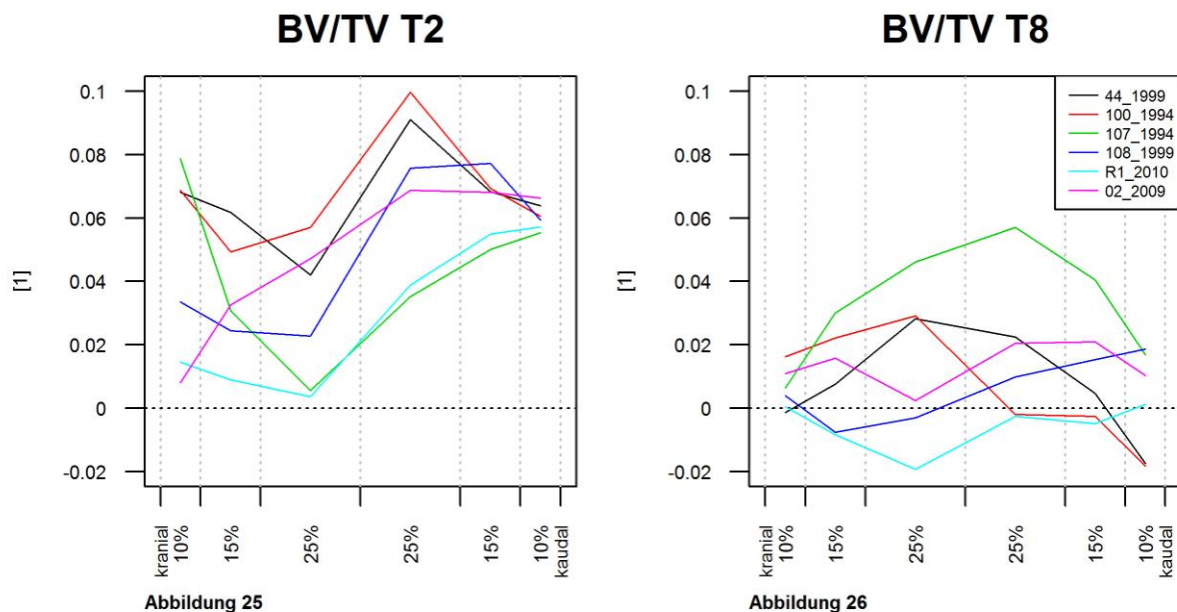


Abb.25: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T2
Abb.26: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T8

Während die axialen Differenzverläufe in T8 (Abb.26) inhomogen erscheinen und um 0 herum streuen, sind in T2 (Abb.15) alle Differenzen > 0 und die Verläufe homogen: Zwischen den horizontalen 25%-Schichten in der Wirbelkörpermitte tritt immer ein Sprung auf, während innerhalb der kranialen bzw. kaudalen 50% des Wirbelkörpers bis auf eine Ausnahme (Probe 107_94 im Bereich der kranialen 50%) die Werte annähernd konstant bleiben. Daher nehmen wir an, dass die Differenzwerte im Bereich der kranialen bzw. kaudalen Hälfte von T2 jeweils einer Verteilung entstammen, was uns erlaubt, diese gegeneinander zu testen. In der kranialen wie in der kaudalen Hälfte wird jeweils für ein Individuum ein Mittelwert gebildet, da dies die besseren Schätzer sind. Im gepaarten Wilcoxon-Test zeigt sich, dass die Differenzen

zwischen dorsalen und ventralen Werten ($\Delta = \text{dorsal} - \text{ventral}$) in der kranialen Hälfte des zweiten Brustwirbelkörpers signifikant kleiner sind als in der kaudalen ($p = 0.03125$, mittlere Differenz = 0.02825).

Zusammenfassung der Werte-Distribution in T2 und T8 für die bone-volume-fraction:

a. Axialer Verlauf:

In den sechs horizontalen Schichten treten kaum Differenzen zwischen den Werten auf. Die BV/TV zeigt zwischen den grund- und deckplattennahen Schichten sowie zwischen den endplattennahen und den der Wirbelkörpermitte nahen Schichten keine Unterschiede. Ausschließlich im ventralen Bereich von T8 ist der grundplattennahe Wert größer als der korrespondierende in der Wirbelkörpermitte.

Gesamt ist die BV/TV in T2 signifikant größer als in T8 ($p = 0.03125$, mittlere Differenz = 0.03255).

b. Horizontale Differenzen:

Dorsal sind die Werte der BV/TV in T2 und T8 im Mittel größer als ventral. In T2 ist diese Differenz deutlich größer als in T8. Zudem sind auch in T2 alle individuellen Werte dorsal größer als ventral. Die horizontalen Unterschiede sind dabei in T2 in der kaudalen Hälfte signifikant größer als in der kranialen ($p = 0.03125$, mittlere Differenz = 0.02825).

3.2.2 Trabecular number (Tb.N)

Werden die Messungen der trabecular number in den horizontalen Wirbelkörperschichten auf der x-Achse von kranial nach kaudal aufgetragen, resultiert für den zweiten wie auch den achten Wirbelkörper eine parabelförmige Kurve (Abb. 27, 28). Die Kurven aller Individuen von T2 und T8 verlaufen parallel zueinander, aber unterscheiden sich in den absoluten Werten (Abb. 29, 30). Daraus folgt, dass die Relation der einzelnen Messpunkte in den verschiedenen Individuen ähnlich ist. Die Probe 100_94 erreicht in beiden untersuchten Wirbelkörpersegmenten die höchsten Werte, die Probe 107_1994 dagegen eindeutig nur in T8 die tiefsten. Im Mittel liegen die Werte von T2 konstant über denen von T8. Im individuellen paarweisen Vergleich trifft diese Beobachtung nur teilweise zu (Abb.29, 30).

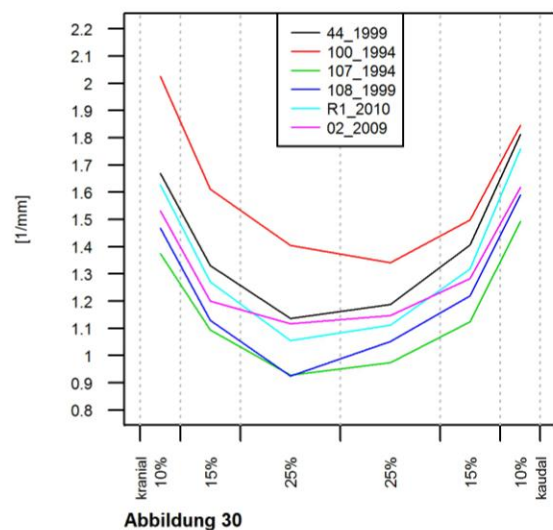
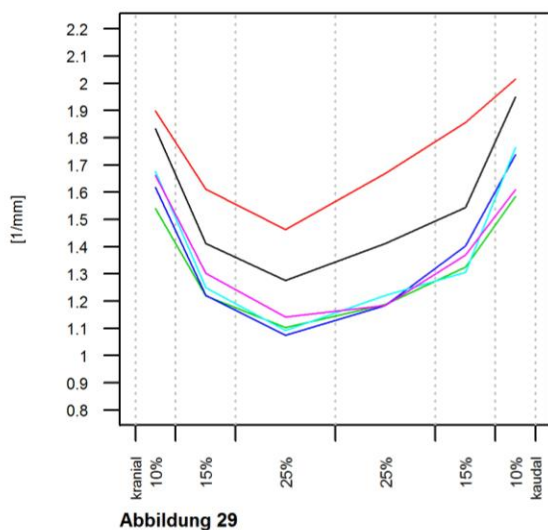
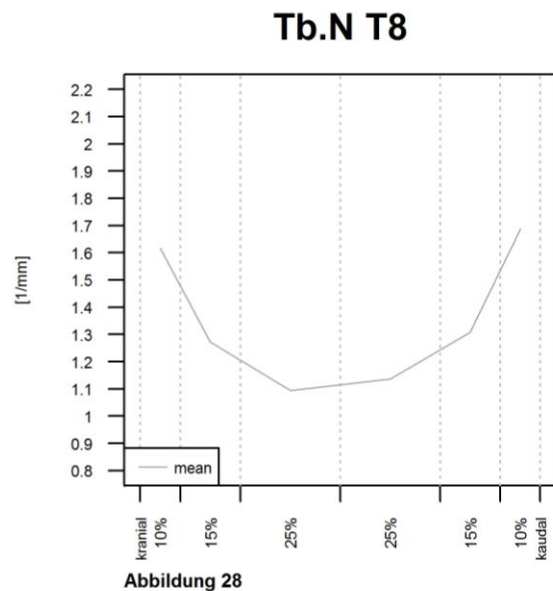
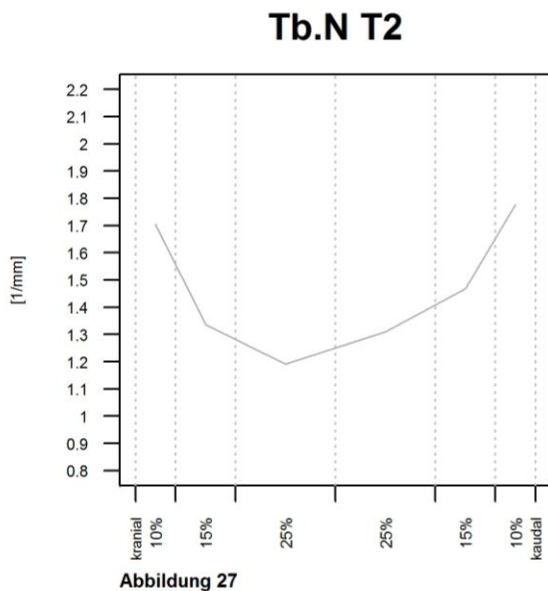


Abb.27,28: Kranial-kaudal-Verlauf der arithmetischen Mittel von T2 bzw. T8
Abb.29,30: Kranial-kaudal-Verlauf der individuellen Werte von T2 bzw. T8

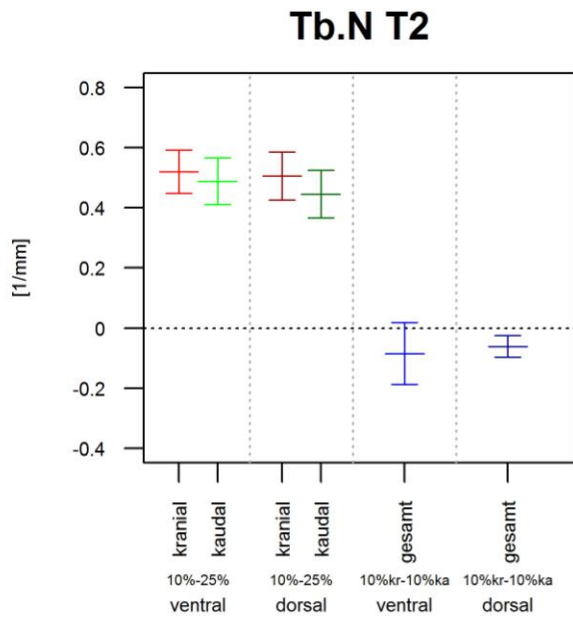


Abbildung 31

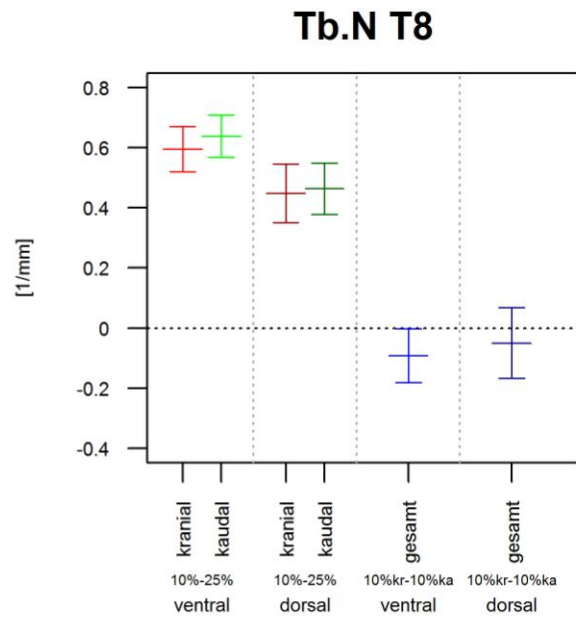


Abbildung 32

Abb.31: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T2

Abb.32: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T8

Die Relation der einzelnen Messpunkte innerhalb der Wirbelkörper veranschaulichen die folgenden Abbildungen 31 und 32. Die 90%-Konfidenzintervalle der Differenzen zwischen endplattennahen und der Wirbelkörpermitte nahen Schichten sind klein und liegen deutlich von der 0 entfernt im positiven Bereich. Im dorsalen Bereich von T8 im Vergleich zum ventralen desselben Wirbelkörpersegments sind diese Differenzen tendenziell kleiner. Die Konfidenzintervalle der Unterschiede zwischen den Endplatten in T2 und T8 zeigen Erwartungswerte, die minimal negativ sind. Wir

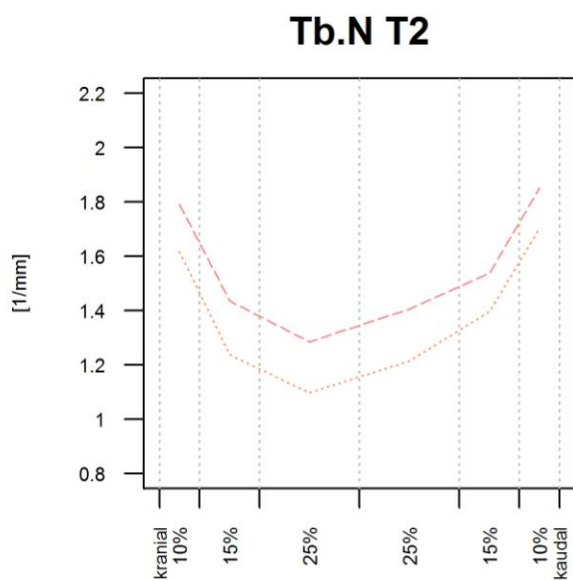


Abbildung 33

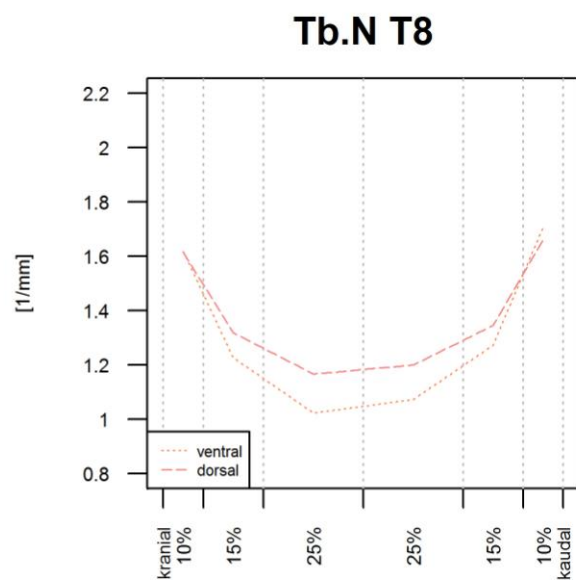


Abbildung 34

Abb.33: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T2

Abb.34: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T8

können nachweisen, dass in T2 die dorsalen und in T8 die ventralen grundplattennahen Bereiche signifikant mehr Trabekel aufweisen als die deckplattennahen Wirbelkörperschichten. Die weiteren Differenzen zeigen lediglich eine Tendenz.

Im ventral-dorsal-Vergleich zeigt sich, dass in T2 dorsal konstant in allen horizontalen

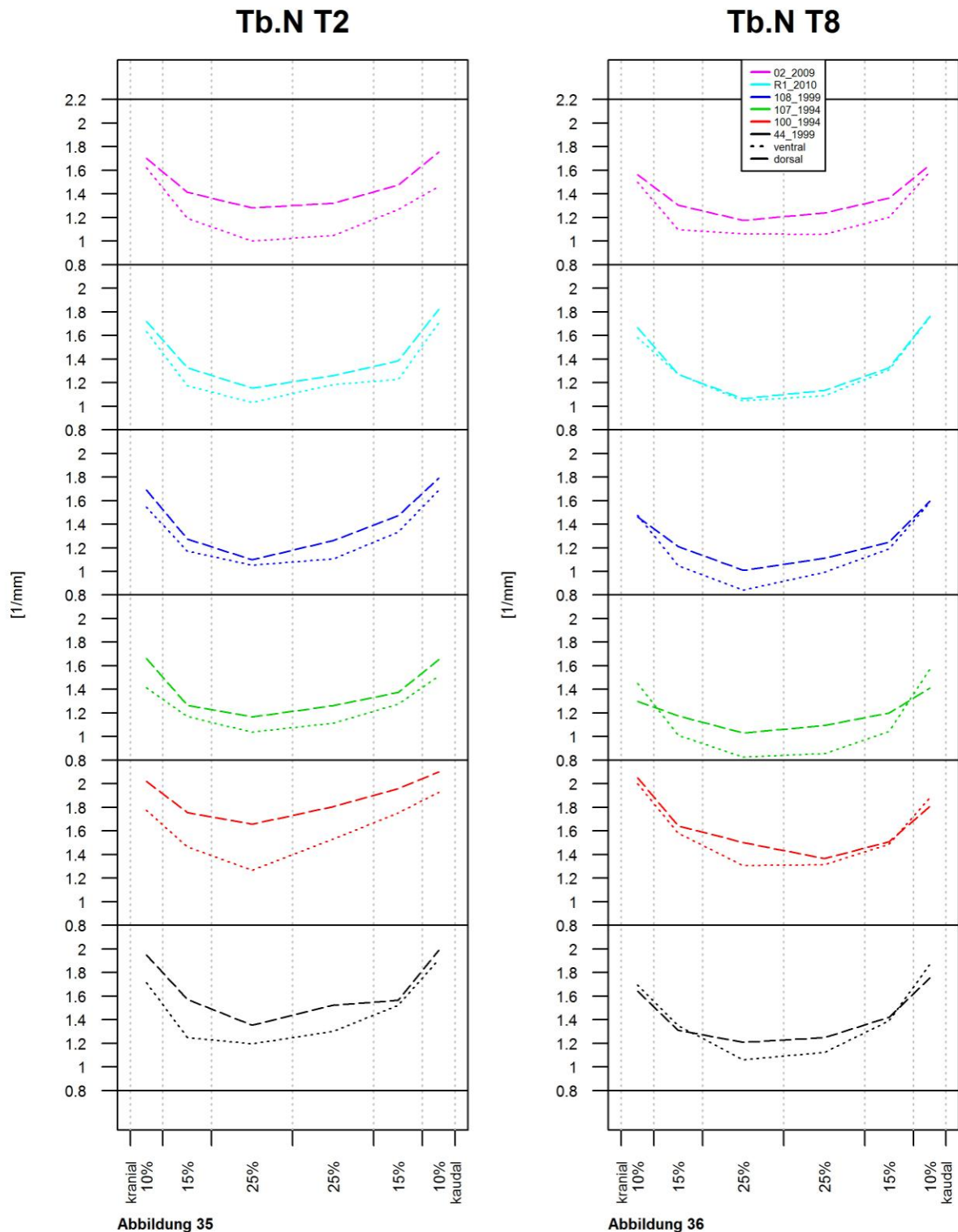


Abb.35: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T2

Abb.36: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T8

Schichten mehr Trabekel vorhanden sind als ventral. In T8 ist dieser Unterschied nur in den der Wirbelkörpermitte nahen Schichten vorhanden und in den endplattennahen Schichten aufgehoben oder umgekehrt (Abb. 33, 34). Auch hierbei verhalten sich die einzelnen Individuen, jeweils T2 und T8 betreffend, homogen (Abb. 35, 36).

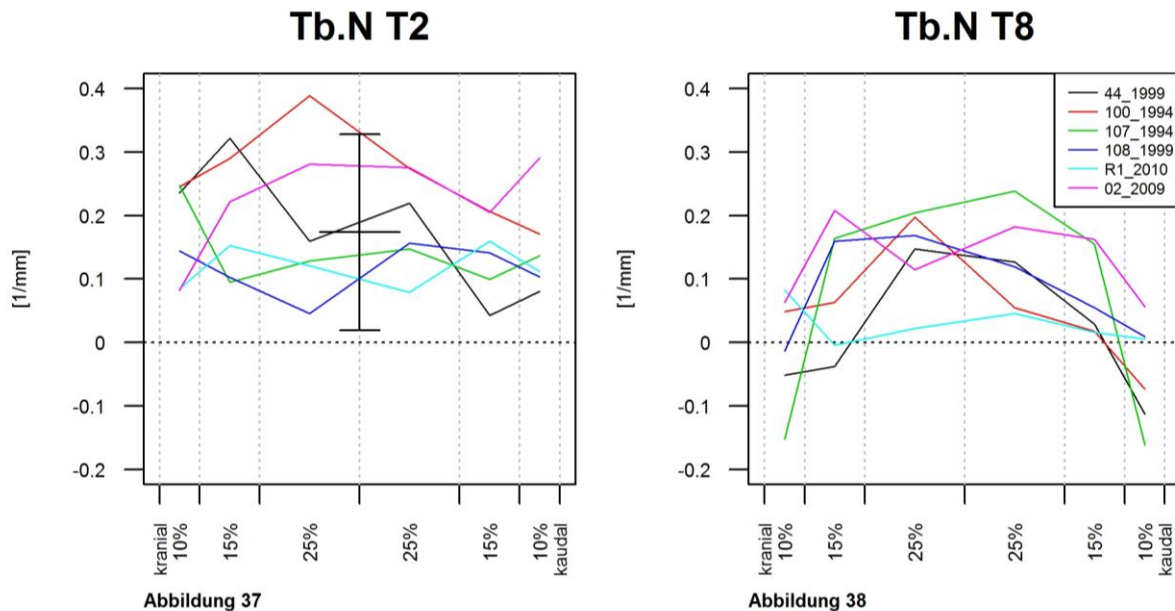


Abb.37: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T2
Abb.38: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T8

Die gesonderte Darstellung der mittleren Differenzen zwischen ventralen und dorsalen Werten der einzelnen horizontalen Schichten verdeutlicht den Unterschied bezüglich dieses Vergleichs zwischen T2 und T8 (Abb. 37, 38). Im zweiten Brustwirbelkörper sind die Differenzen zwischen ventralen und korrespondierenden dorsalen Bereichen stets > 0 und variieren nur mäßig zwischen den Messpunkten innerhalb eines Individuums. Daher kann man davon ausgehen, dass diese Werte einer Verteilung entstammen. Für die Berechnung des 95%-Konfidenzintervalls in der Abbildung 37 wird für jedes Individuum als besserer Schätzer ein Mittelwert gebildet. T8 betreffend erscheinen die ventral-dorsal-Differenzen für die meisten Individuen annähernd als umgekehrte Parabel. Es gleichen sich ventrale und dorsale Werte an den Endplatten an. Eine größere Anzahl von Trabekeln pro Raumeinheit findet man im dorsalen Anteil regelhaft in T8 in den mittleren 50% des Wirbelkörpers.

Zusammenfassung der Werte-Distribution in T2 und T8 für die trabecular number:

a. Axialer Verlauf:

Beide Wirbelkörper, T2 und T8, zeigen in den endplattennahen 10%-Schichten signifikant mehr Trabekel pro Raumeinheit als in der Wirbelkörpermitte. Die Werte fallen kontinuierlich von den endplattennahen Schichten zur Wirbelkörpermitte hin ab. Die Individuen unterscheiden sich dabei nur in den Absolutwerten. Im Mittel messen wir größere Werte in T2 als in T8. Im Vergleich der grund- und der deckplattennahen Schichten, getrennt für ventralen und dorsalen Bereich, zeigt sich zwischen T2 und T8 ein Unterschied: Signifikant mehr Trabekel sind grundplattennah in T2 dorsal und in T8 ventral vorhanden.

b. Horizontale Differenzen:

In der Differenz zwischen den Werten im ventralen und dorsalen Bereich bestehen zwischen T2 und T8 Unterschiede. Während dorsal in T2 die Werte in allen horizontalen Schichten größer sind als ventral, zeigt sich dieser Unterschied in T8 nur in der Wirbelkörpermitte. Daraus folgt umgekehrt, dass die endplattennahen Schichten in T8 annähernd homogen sind.

3.2.3 Trabecular separation (Tb.Sp)

Stellt man den kranio-kaudalen Verlauf der trabecular separation, der Werte für den Abstand zwischen den Trabekeln dar, erhält man T2 wie auch T8 betreffend umgekehrt parabelförmige Kurven (Abb. 39-42). Die Graphen der einzelnen Individuen in beiden Wirbelkörpern sind in der Relation sehr ähnlich und unterscheiden sich nur in den absoluten Werten. Im interindividuellen Vergleich zeigt die Probe 100_1994 in beiden Brustwirbelkörpern die niedrigsten und die Probe 107_1994 bis auf einen Messpunkt in T8 die höchsten Werte. Gesamt sind in T8 im Mittel die Messwerte minimal größer als in T2. Dies gilt auch mit wenigen Ausnahmen für die paarweisen individuellen Vergleiche.

Die 90%-Konfidenzintervalle für die Differenzen der unterschiedlichen Messpunkte in

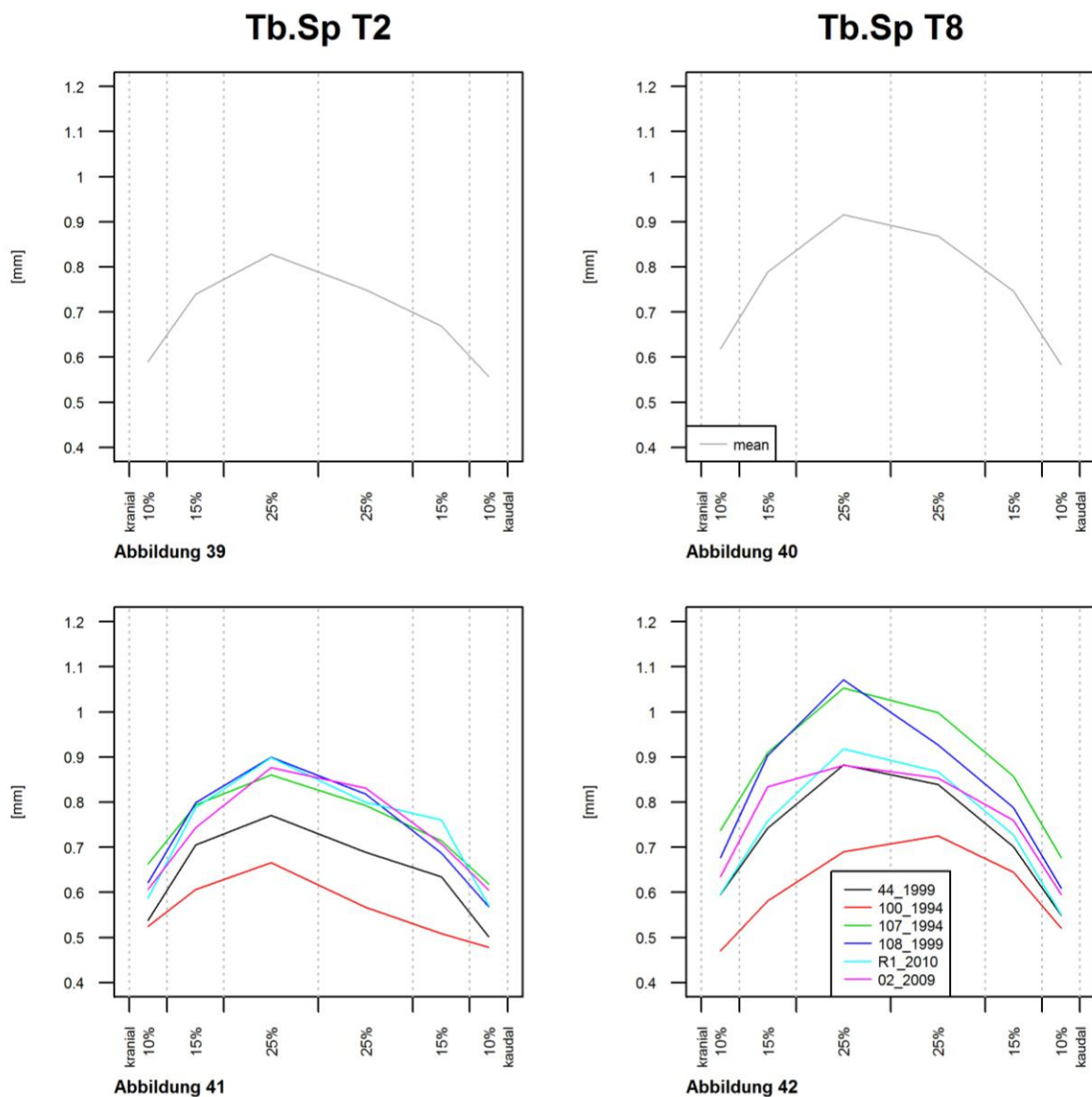


Abb.39,40: Kranial-kaudal-Verlauf der arithmetischen Mittel von T2 bzw. T8
Abb.41,42: Kranial-kaudal-Verlauf der individuellen Werte von T2 bzw. T8

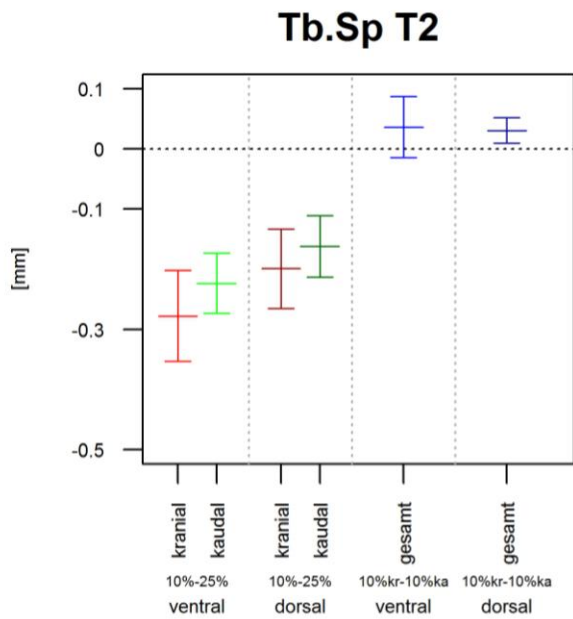


Abbildung 43

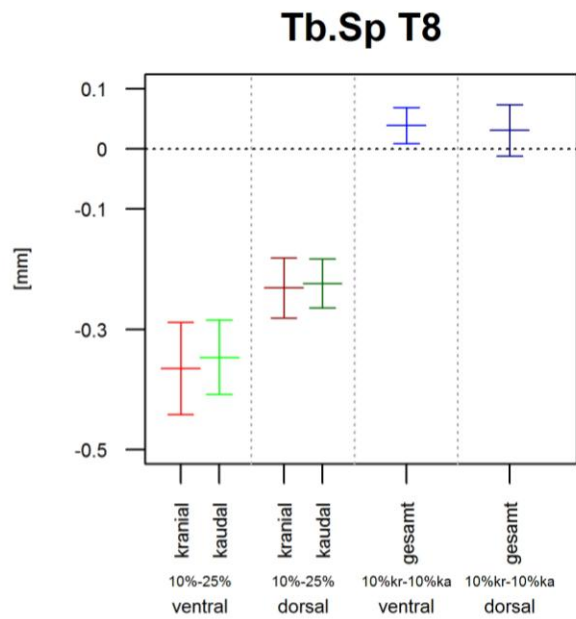


Abbildung 44

Abb.43: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T2

Abb.44: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T8

vertikaler Ausrichtung (Abb. 43, 44) verdeutlichen die beschriebene Verteilung. In den endplattennahen Schichten ist der Abstand zwischen den Trabekeln deutlich geringer als in der Wirbelkörpermitte. In T8 sind ventral im Gegensatz zu dorsal diese Unterschiede eindeutig stärker ausgeprägt. Die grundplattennahen Regionen weisen in T2 dorsal und in T8 ventral signifikant größere Werte als die deckplattennahen auf. Die übrigen Vergleiche zeigen in gleicher Richtung lediglich eine Tendenz.

Betrachtet man die Graphen der axialen Werteverteilung, aufgeteilt in ventrale und

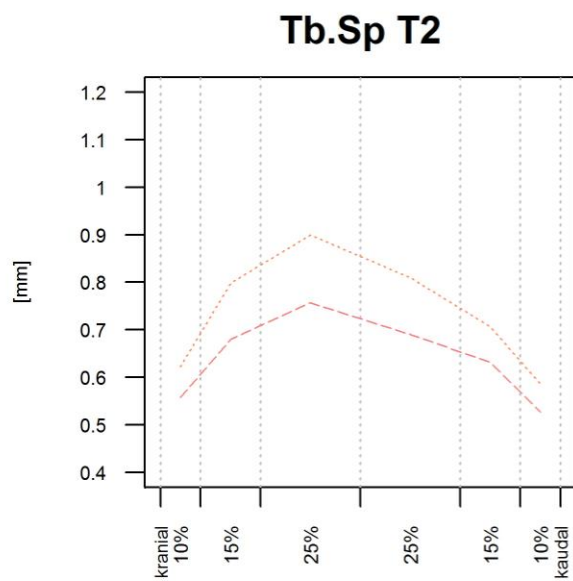


Abbildung 45

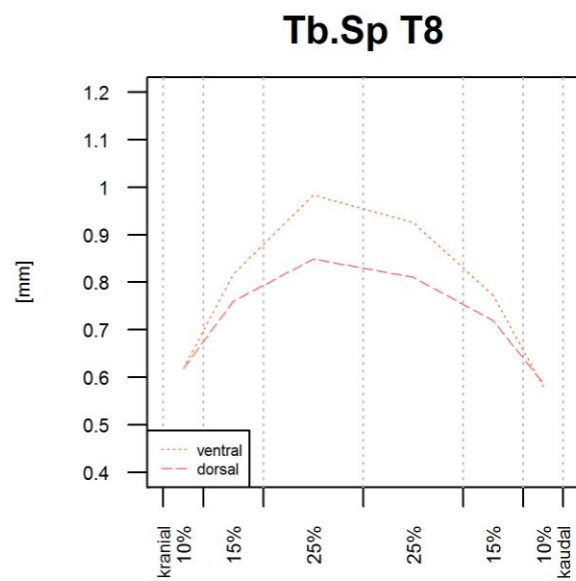


Abbildung 46

Abb.45: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T2

Abb.46: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T8

dorsale Bereiche (Abb.45, 46), fällt auf, dass die Werte auf der ventralen Seite von T2 konstant über denen auf der dorsalen Seite liegen, wobei die Differenz zu den Endplatten hin geringer wird. In T8 gleichen sich in den endplattennahen Schichten die Größen vollständig an. Diese Tatsache gilt auch für fast alle Einzelbeobachtungen der Individuen und spiegelt so erneut die Homogenität der Daten wider (Abb. 47, 48).

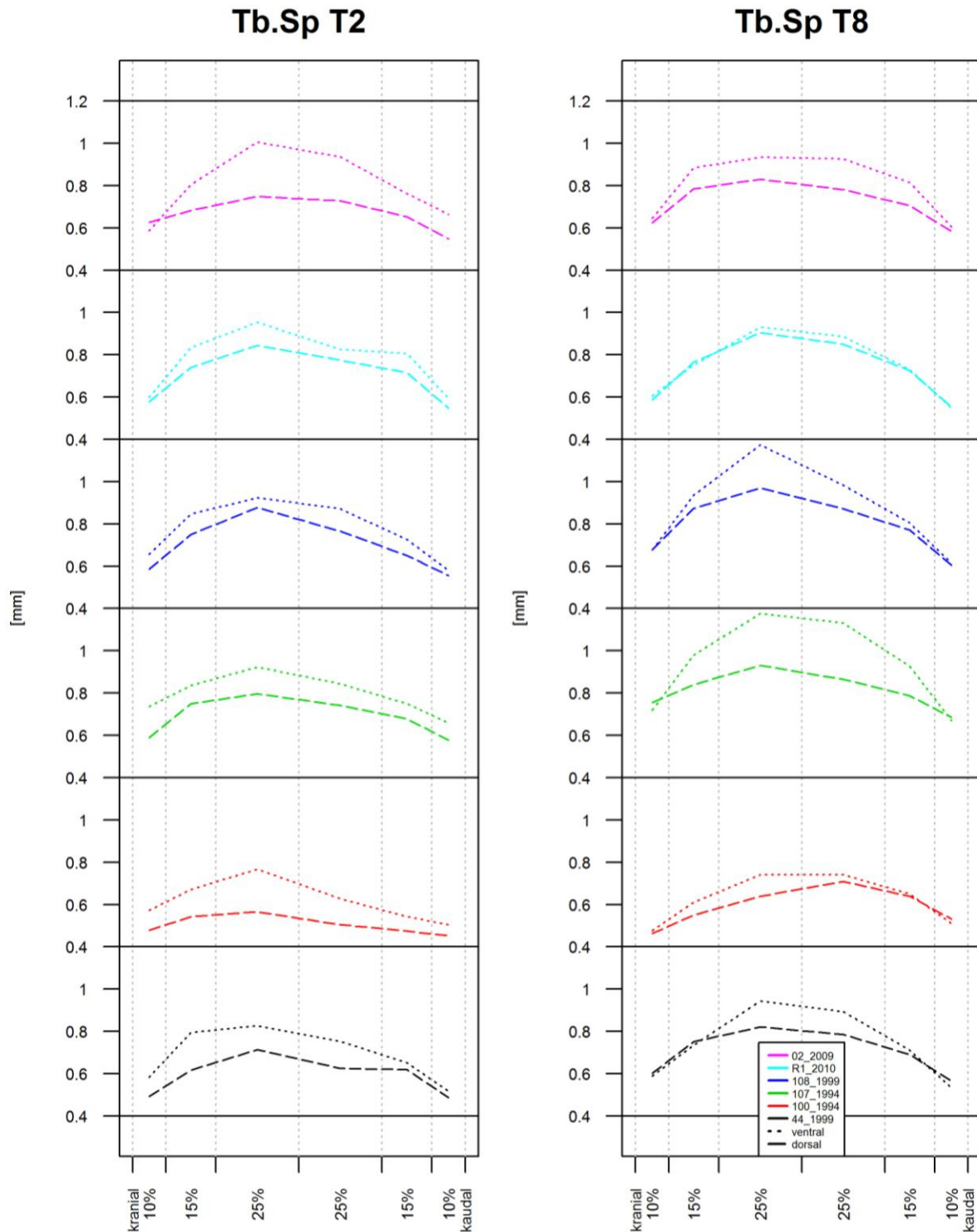


Abbildung 47

Abbildung 48

Abb.47: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T2

Abb.48: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T2

Der Verlauf der Differenzen zwischen den Werten im Ventral- und Dorsalbereich ist erwartungsgemäß in T2 und T8 ähnlich, mit dem Unterschied, dass in T8 in den endplattennahen Schichten die Differenzen deutlicher gegen 0 gehen (Abb. 49, 50).

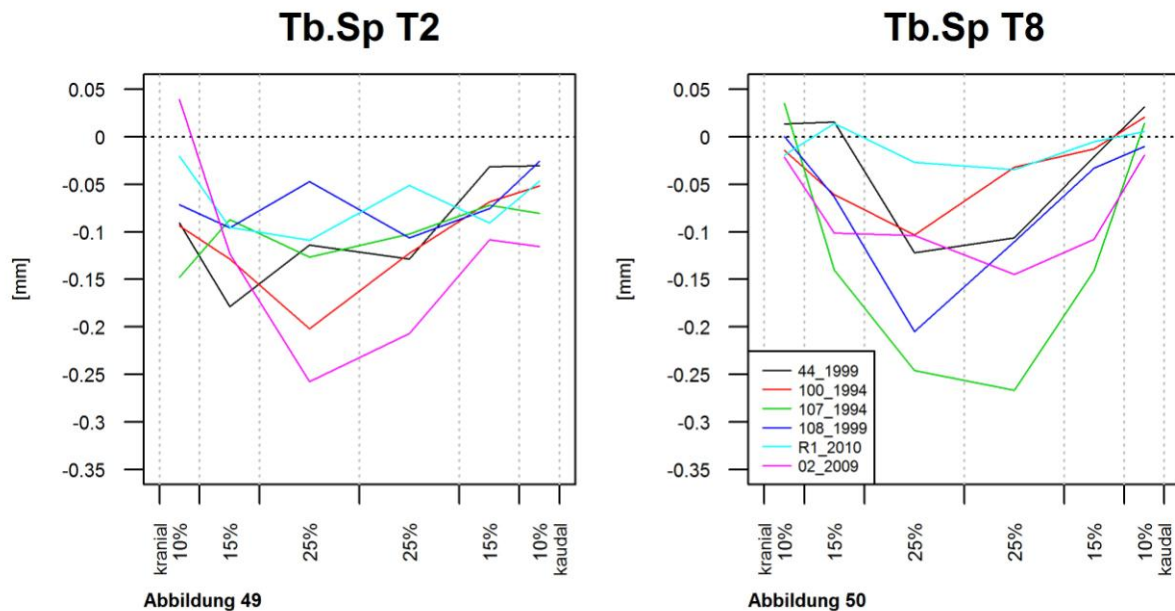


Abb.49: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T2
Abb.50: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T8

In T2 sind fast alle Differenzen negativ mit Ausnahme der Probe 02_2009 in der deckplattennahen 10%-Schicht. Insgesamt geht daraus hervor, dass in allen Proben T2 und T8 betreffend in der Wirbelkörpermitte auf der vertikalen Körperachse ventral eindeutig größere Werte im Abstand zwischen den Trabekeln vorherrschen. In T2 sind die Differenzen in horizontaler Richtung in den Zonen nahe den Grund- und den Deckplatten schwach ausgeprägt, so dass aber die Werte ventral immer noch größer sind als dorsal. In T8 hebt sich in diesen Schichten einheitlich in allen Individuen diese Differenz nahezu auf.

Zusammenfassung der Werte-Distribution in T2 und T8 für die trabecular separation:

a. Axialer Verlauf:

Beide Wirbelkörper, T2 und T8 zeigen in den endplattennahen 10%-Schichten signifikant größere Abstände zwischen den Trabekeln als in der Wirbelkörpermitte. Die Werte steigen kontinuierlich von den endplattennahen Schichten zur Wirbelkörpermitte hin an. Die Individuen unterscheiden sich dabei nur in den Absolutwerten. Im Mittel maßen wir größere intertrabekuläre Abstände in T8 als in T2. Im Vergleich der grund- und deckplattennahen Schichten, getrennt für ventralen und dorsalen Bereich zeigte sich zwischen T2 und T8 ein Unterschied: Grundplattennah waren in T2 dorsal und in T8 ventral signifikant kleinere Abstände zwischen den Trabekeln vorhanden.

b. Horizontale Differenzen:

In der Differenz zwischen ventralen und dorsalen Werten bestehen zwischen T2 und T8 Unterschiede. Während in T2 die Abstände zwischen den Trabekeln in allen horizontalen Schichten dorsal kleiner sind, zeigt sich dieser Unterschied in T8 nur in der Wirbelkörpermitte. Daraus folgt umgekehrt, dass die endplattennahen Schichten in T8 annähernd homogen sind.

3.2.4 Trabecular thickness (Tb.Th)

Die Werteanordnung der trabecular thickness über die vertikale Achse erscheint in den Abbildungen 51 bis 54 für die Wirbelkörper T2 und T8 nahezu identisch. Die Kurvenverläufe aus den arithmetischen Mitteln (Abb. 51, 52) sind dabei weniger aufschlussreich als die der Einzelbeobachtungen (Abb.53, 54), da sie in T2 wie auch in T8 durch jeweils den gleichen Ausreißer (107_94) beeinflusst werden. Abgesehen von der Probe 107_1994 verlaufen die Kurven der Individuen parallel zueinander und zeigen in den endplattennahen 10%-Schichten die kleinsten Werte, die konzentrisch zur Wirbelkörpermitte hin ansteigen. 107_1994 weist dagegen in den kranialen Schichten von T2 zur Deckplatte hin ansteigende Messdaten auf, hat in T8 im Vergleich zu den anderen Individuen einen beinahe spiegelverkehrten Verlauf und präsentiert in jedem Messpunkt von T2 und T8 die größten absoluten Werte.

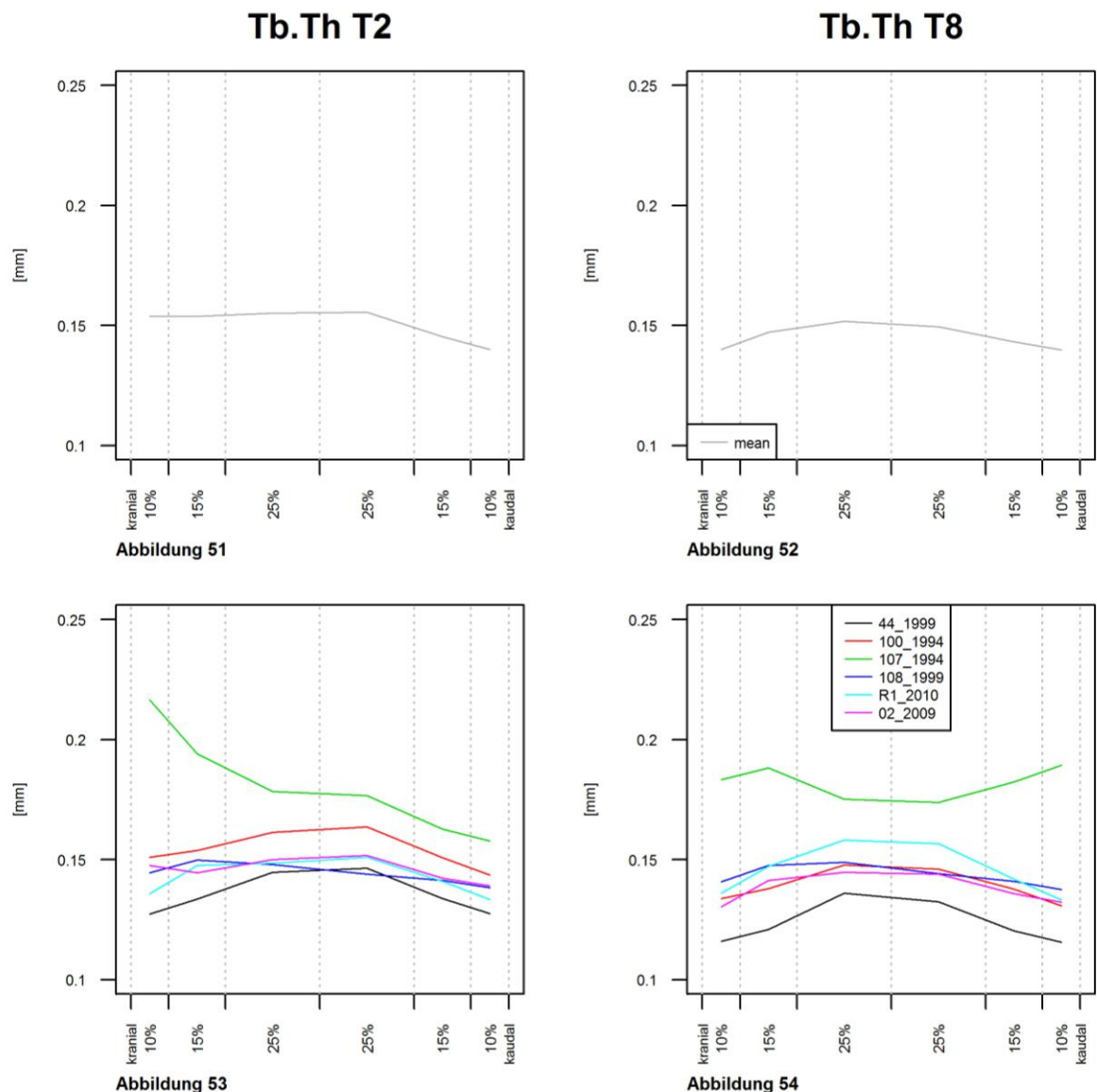


Abb.51,52: Kranial-kaudal-Verlauf der arithmetischen Mittel von T2 bzw. T8
Abb.53,54: Kranial-kaudal-Verlauf der individuellen Werte von T2 bzw. T8

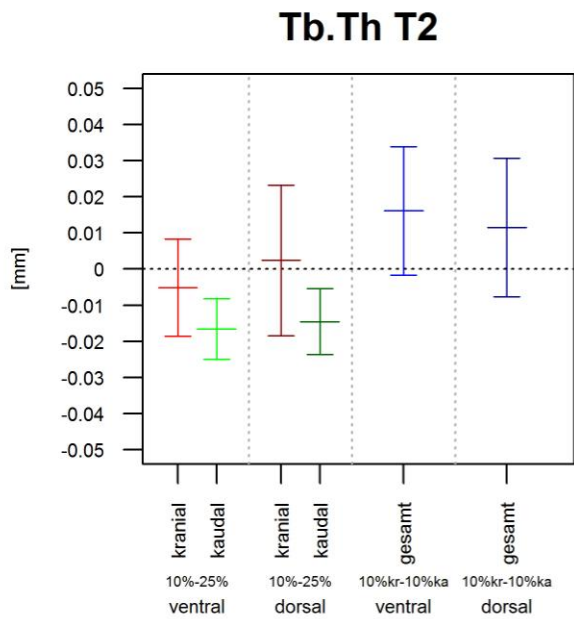


Abbildung 55

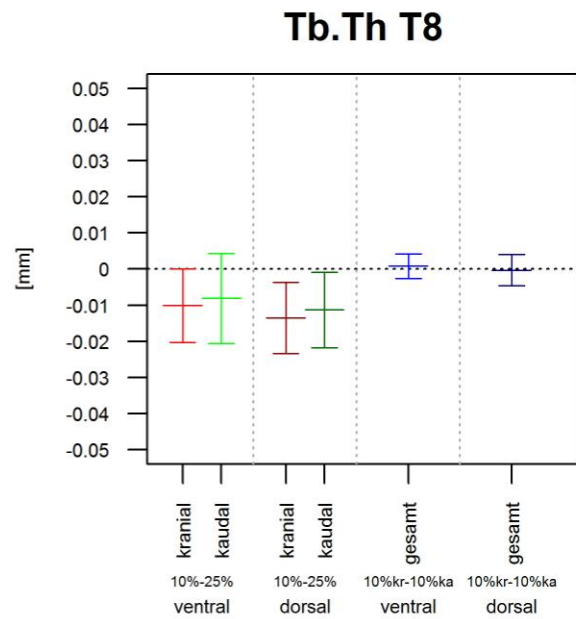


Abbildung 56

Abb.55: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T2
Abb.56: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T8

Die Konfidenzintervalle für die angegebenen Differenzen in den Abbildungen 55 und 56 bleiben in den meisten Fällen aufgrund des schon oben genannten Ausreißers, vor allem wegen seines asymmetrischen Verlaufs in T2 nur schwach aussagekräftig. Im kaudalen Teil von T2, in der sich die Probe 107_94 im Verlauf konform zu den anderen Individuen verhält, ist zu erkennen, dass sich die grundplattennahe Schicht zwar nur minimal, aber deutlich von der Wirbelkörpermitte unterscheidet. In T8 ist durch den spiegelverkehrten Verlauf des Ausreißers zwar die Differenz zwischen endplatten- und wirbelkörpermittennahen Schichten nicht eindeutig, aber die

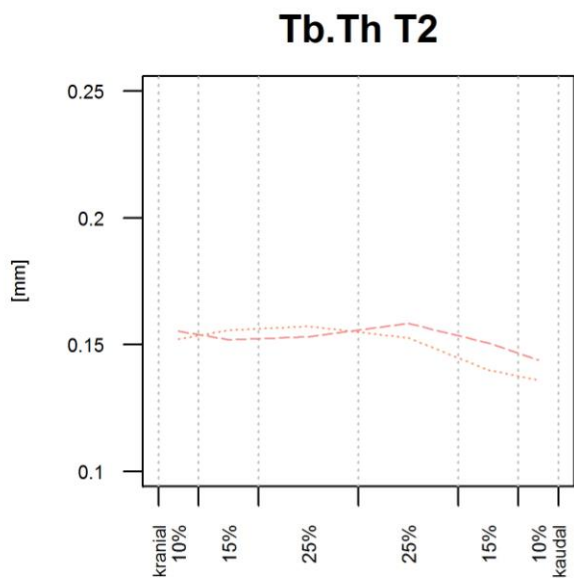


Abbildung 57

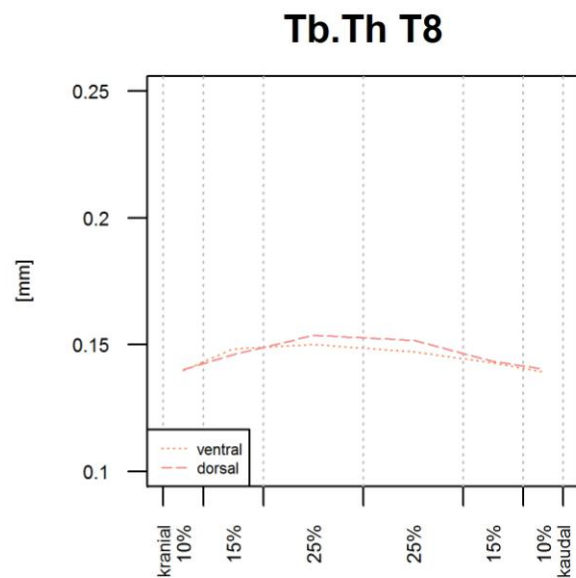


Abbildung 58

Abb.57: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T2
Abb.58: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T8

Homogenität der Daten zwischen den Endplatten klar erkennbar.

Unterschiede zwischen den Werten im ventralen und dorsalen Bereich im axialen Verlauf durch den Wirbelkörper T2 und T8 sind im arithmetischen Mittel nicht festzustellen (Abb. 57,58). Ebenso verhält es sich mit den Einzelbeobachtungen (Abb. 59,60), die innerhalb der zwei verschiedenen Wirbelkörper keine Homogenität

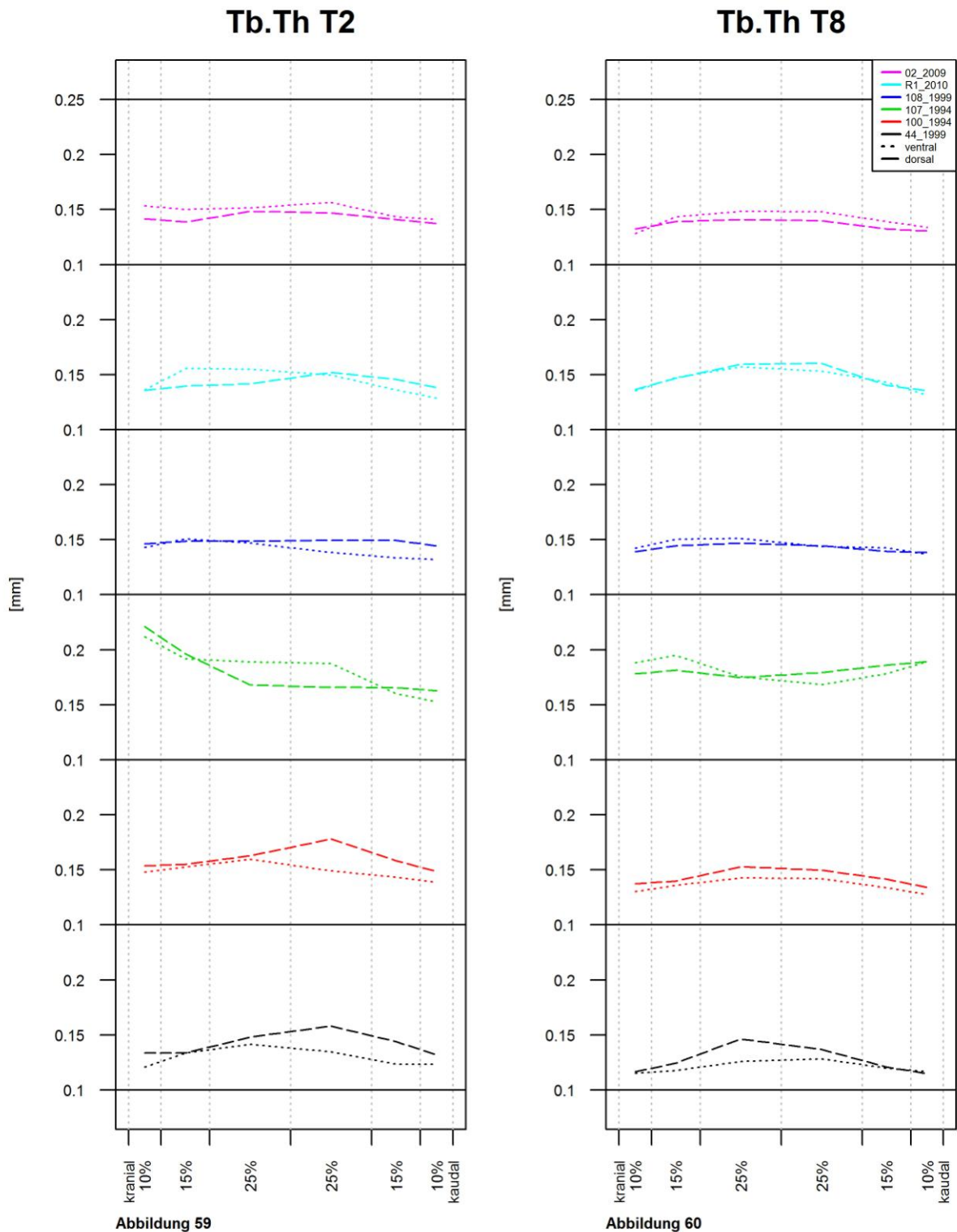


Abb.59: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T2

Abb.60: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T8

zeigen.

In der Darstellung der axialen Differenzverläufe zwischen dorsal und ventral sind jedoch leichte Unterschiede zwischen T2 und T8 erkennbar (Abb. 61,62). In T8 weisen diese Differenzen kaum Unterschiede zwischen den Messpositionen innerhalb eines Individuums auf. Für die Proben 107_94 und 44_1999 trifft diese

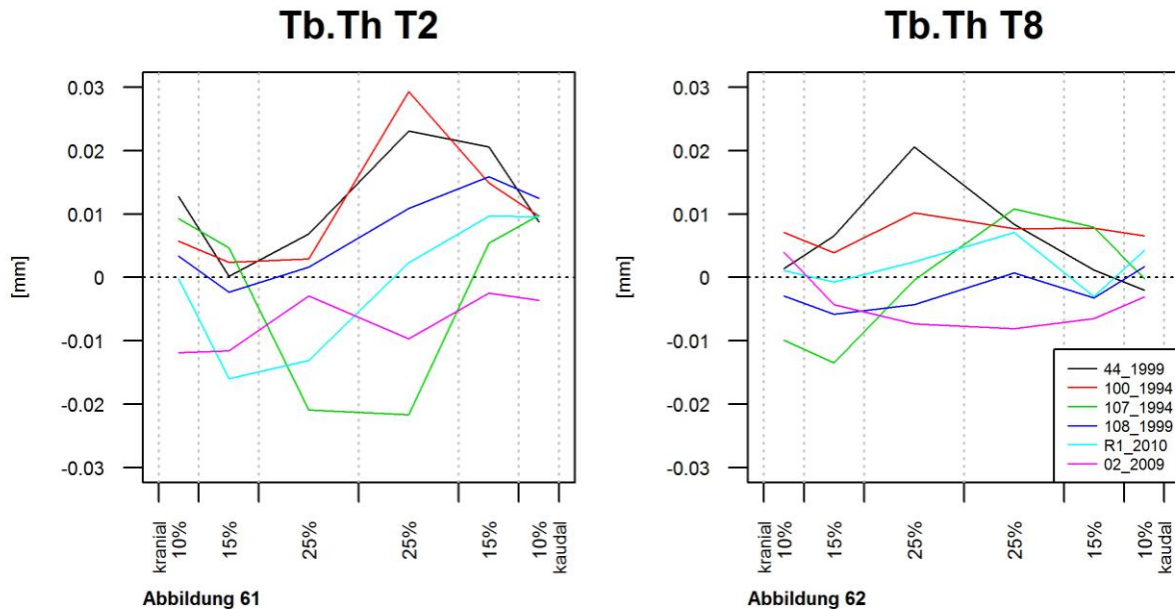


Abb.61: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T2

Abb.62: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T8

Behauptung jedoch nur begrenzt zu. Im Gegensatz dazu zeigen vier von sechs Individuen im zweiten Brustwirbelkörper in den kaudalen 50% insgesamt höhere Werte als in der kranialen Hälfte des Wirbelkörpers. Das bedeutet, dass in der oberen Hälfte ventral dickere oder gleich dicke Trabekel vorkommen, während in der unteren Hälfte des Wirbelkörpers die Trabekel dorsal dicker sind. Ausgenommen von dieser Beobachtung sind die Proben 107_1994 und 02_2009. Angemerkt sei an dieser Stelle, dass diese beiden Individuen verglichen mit dem Rest des Kollektivs das höchste Lebensalter, 80 bzw. 83 Jahre, aufweisen.

Zusammenfassung der Werte-Distribution in T2 und T8 für die trabecular thickness:

a. Axialer Verlauf:

Die Trabekel erreichen in T2 und T8 die größte Dicke in der Wirbelkörpermitte und werden zu den endplattennahen Schichten kontinuierlich dünner. Statistisch lässt sich dies allerdings nicht belegen, da sich die Werte eines Individuums fast vollständig spiegelbildlich verhalten. Dieses Individuum (107_1994) zeigt zudem in allen Messpunkten die größten absoluten Werte.

b. Horizontale Differenzen:

In T8 können zwischen den ventralen und dorsalen Bereichen keine Differenzen festgestellt werden. Unterschiede zwischen kranialer und kaudaler Hälfte des Wirbelkörpers zeigen sich in T2. So beobachten wir als Tendenz in vier von sechs Individuen, dass in den oberen 50% des Wirbelkörpers von T2 kaum ein Unterschied und in den unteren 50% eine Differenz der Trabekeldicke mit größeren Werten im dorsalen Bereich auftritt.

3.2.5 Structure model index (SMI)

Die Werte des Parameters structure model index sind in beiden Wirbelkörpern über die Longitudinalachse gleich verteilt (Abb. 63, 64). An den grund- und deckplattennahen 10%-Schichten finden sich höhere Messwerte, die jeweils zu den mittleren 25%-Schichten hin abnehmen. D.h., dass zu den Endplatten hin die Trabekel eher die Form von Stäbchen aufzeigen und zur Wirbelkörpermitte hin eher die Form von Plättchen. Im Mittel sind die Werte in T8 im Vergleich zu den jeweils entsprechenden Messpunkten von T2 etwas größer; die Gesamttendenz des T8-Kollektivs ist damit mehr zu stäbchenförmigen Trabekeln verschoben. Dieser intersegmentale Unterschied ist auch in den Individuen mit Ausnahme der Probe R1_2010 vertreten (Abb. 65, 66). Zudem fällt auf, dass unter den

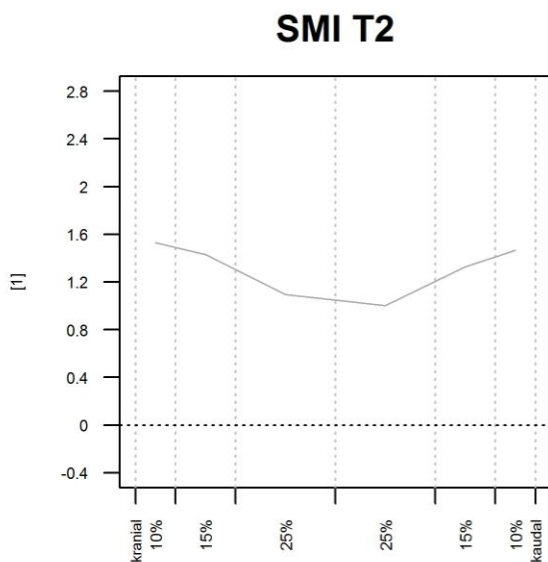


Abbildung 63

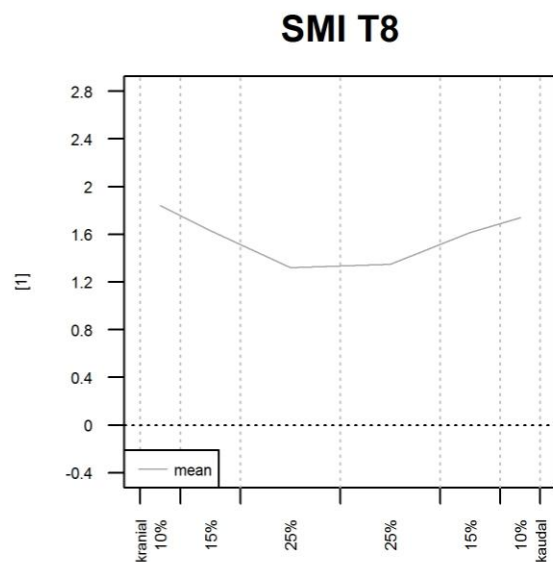


Abbildung 64

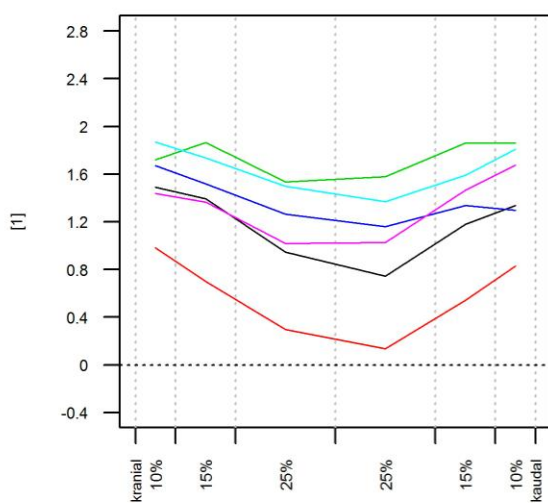


Abbildung 65

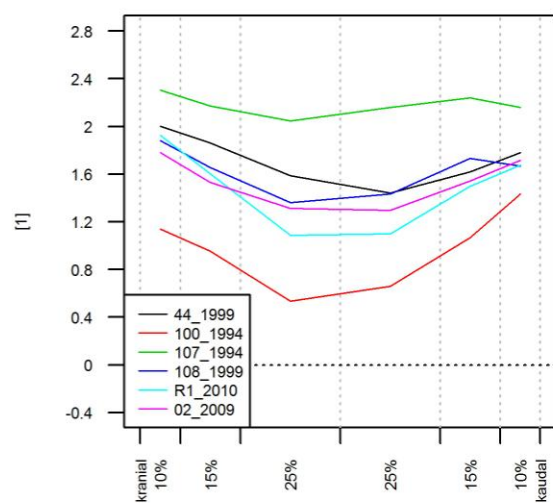


Abbildung 66

Abb.63,64: Kranial-kaudal-Verlauf der arithmetischen Mittel von T2 bzw. T8
Abb.65,66: Kranial-kaudal-Verlauf der individuellen Werte von T2 bzw. T8

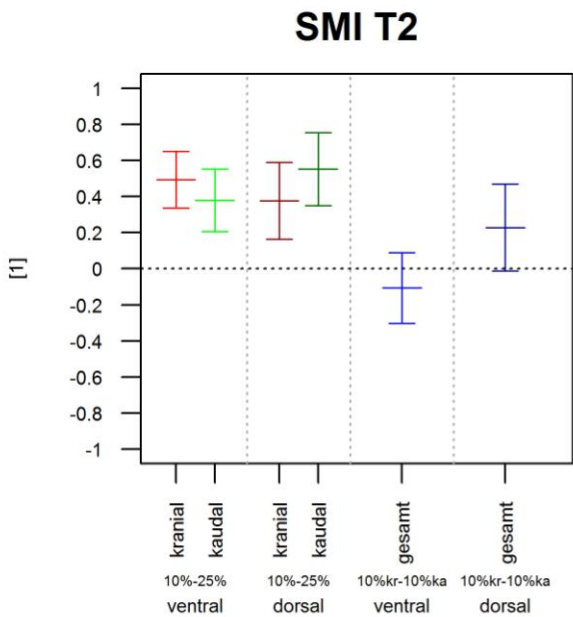


Abbildung 67

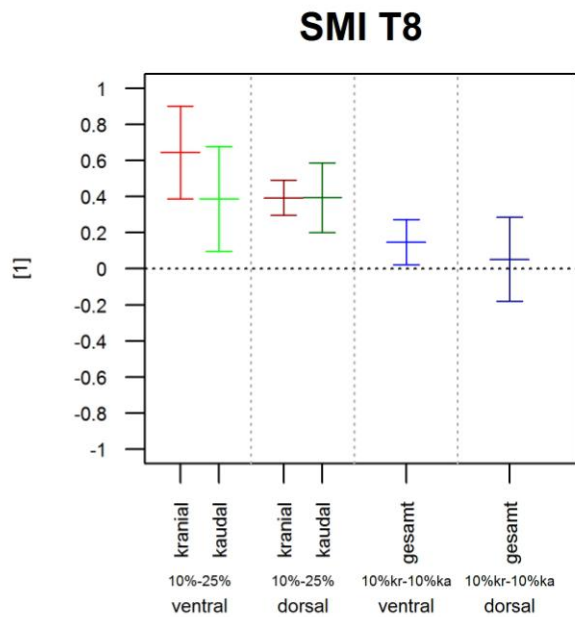


Abbildung 68

Abb.67: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T2

Abb.68: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T8

Einzelbeobachtungen, die ohne Ausnahme homogen verlaufen, die Probe 107_1994 in T2 und T8 die höchsten Werte aufweist, dass also die Trabekel eher als Stäbchen geformt sind im Gegensatz zur Probe 100_1994, die relativ die meisten plättchenförmigen Knochenbälkchen zeigt.

Die Konfidenzintervalle der Differenzen bestätigen die dargestellten Beobachtungen und erweitern die Aussage auf die ventralen und dorsalen Bereiche des Wirbelkörpers (Abb. 67, 68). In beiden Segmenten ist ventral wie dorsal der

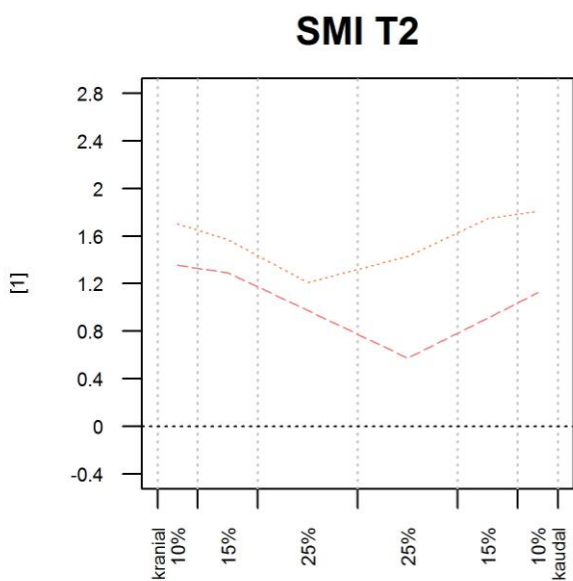


Abbildung 69

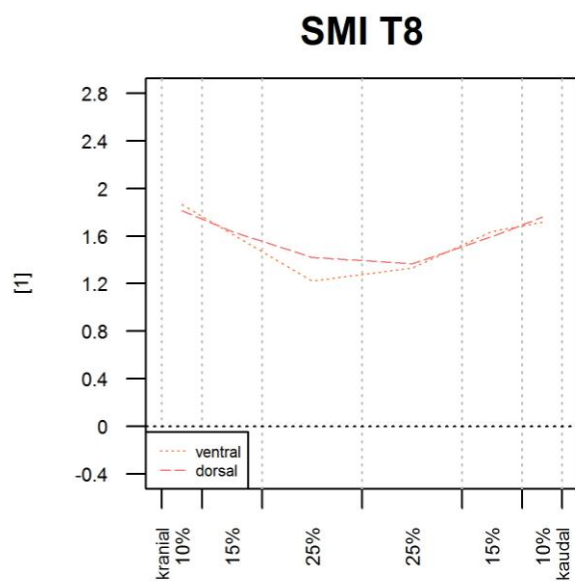


Abbildung 70

Abb.69: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T2

Abb.70: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T8

Unterschied zwischen den stäbchenförmigen Trabekeln nahe den Endplatten zu den plättchenförmigen in der Wirbelkörpermitte signifikant. Im Vergleich zwischen den endplattennahen Schichten kommen in T2 dorsal grundplattennah tendenziell und in T8 ventral grundplattennah signifikant mehr Plättchen vor.

Die Darstellung der über die axiale Achse des Wirbelkörpers erfassten gemittelten

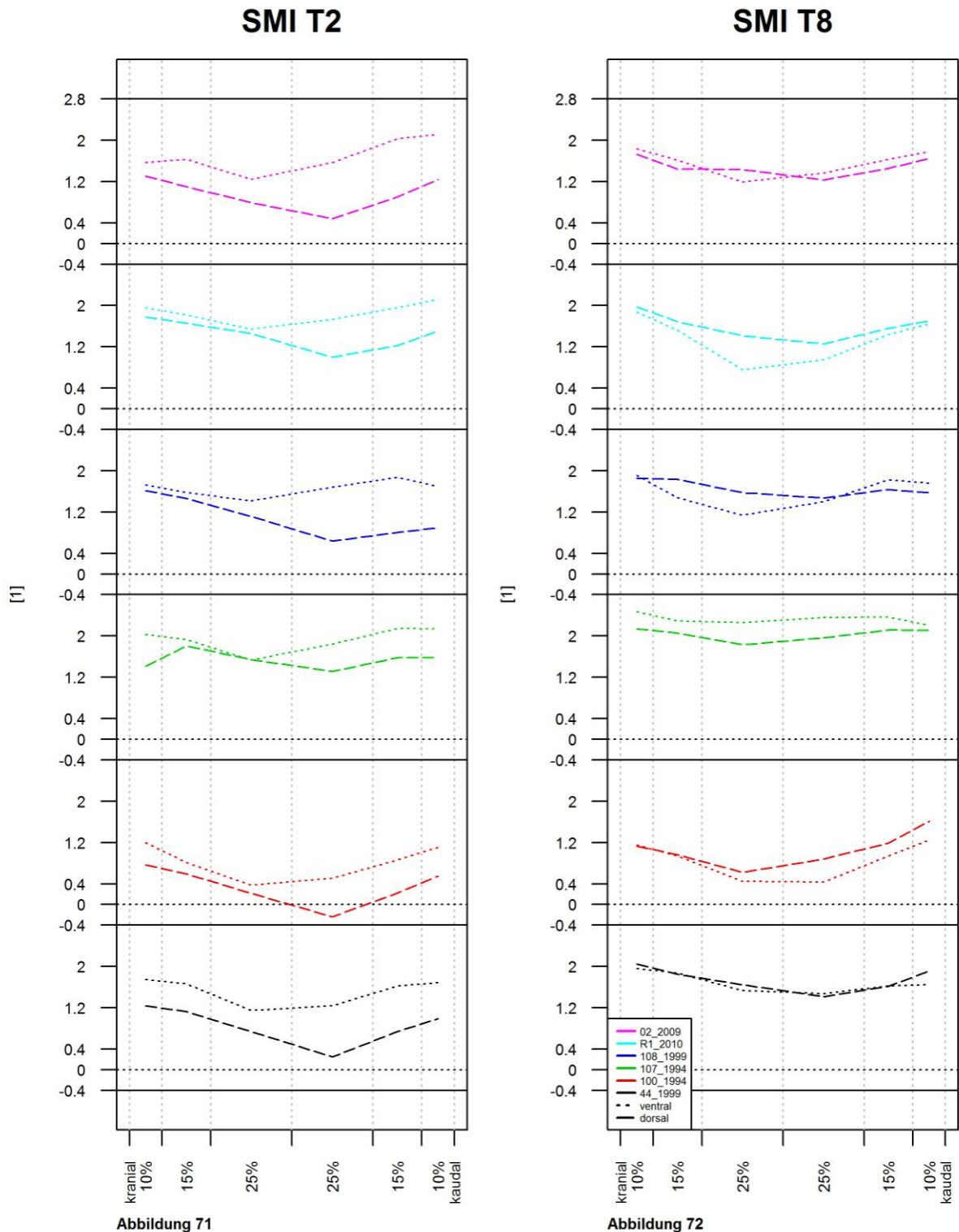


Abbildung 71

Abbildung 72

Abb.71: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T2

Abb.72: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T8

Werte im dorsalen und ventralen Bereich zeigt deutliche Unterschiede zwischen T2 und T8 (Abb. 69, 70). Während in T8 in dieser Hinsicht fast keine Unterschiede bestehen, ist ersichtlich, dass in T2 die kleinen, aber deutlichen Differenzen in den kranialen 50% sprunghaft am Übergang zu den kaudalen 50% des Wirbelkörpers ansteigen und bis zu der grundplattennahen 10%-Schicht konstant groß bleiben. So besteht das Trabekelwerk in T2 dorsal eher aus Plättchen und ventral aus Stäbchen mit einem größeren Unterschied in der kaudalen Wirbelkörperhälfte. Genauso verhält es sich für alle Einzelbeobachtungen des T2- bzw. T8-Kollektivs (Abb. 71, 72). In T2 wird sogar der Wert an einer Messstelle im dorsalen Bereich negativ. Dies entspricht konkav plättchenförmigen Trabekeln bzw. einer sehr hohen Knochendichte.

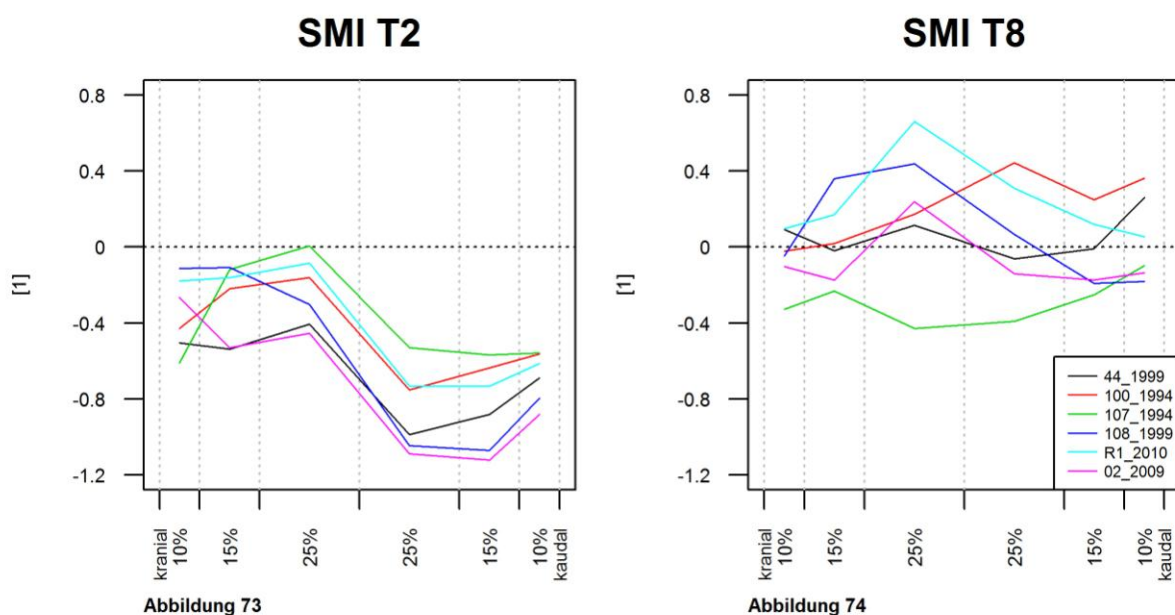


Abb.73: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T2

Abb.74: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T8

Das Bild wird deutlicher, wenn die Differenzen gesondert dargestellt werden (Abb.73, 74). In T8 bleiben die Differenzen über den axialen Verlauf der Messpunkte annähernd gleich und zeigen in T2 das schon beschriebene deutliche Muster. Da man davon ausgehen kann, dass die Differenzen in T2 sowohl in den kranialen als auch in den kaudalen 50% jeweils aus einem Kollektiv hervorgehen, kann man beide gegeneinander testen. Im gepaarten Wilcoxon-Test zeigt sich, dass die Differenzen der beiden Regionen signifikant unterschiedlich sind (p-value = 0.03125, mittlere Differenz = 0.46685).

Zusammenfassung der Werte-Distribution in T2 und T8 für den structure model index:

a. Axialer Verlauf:

Beide Brustwirbelkörper T2 und T8 zeigen bezüglich des structure model index auf der Longitudinalachse das gleiche Verteilungsmuster. Ventral wie dorsal unterscheiden sich die stäbchenförmigen Trabekel nahe den Endplatten signifikant von den plättchenförmigen in der Wirbelkörpermitte. Im Vergleich zwischen den endplattennahen Schichten konnten wir in T2 dorsal grundplattennah eine deutliche Tendenz zur Plättchenform der Trabekel und in T8 ventral grundplattennah signifikant plättchenförmigere Spongiosa nachweisen. Insgesamt zeigt sich im achten Brustwirbelkörper gegenüber dem zweiten im Mittel eine eher stäbchenförmige Struktur.

b. Horizontale Differenzen:

Unterschiede zwischen ventralen und dorsalen Wirbelkörperregionen sind in T8 nicht zu beobachten. Der zweite Brustwirbelkörper dagegen weist in den kranialen 50% kleine und in den kaudalen größere Differenzen auf, die über die jeweiligen Bereiche konstant sind und in allen Individuen homogen verlaufen. Dabei findet man in der dorsalen Region plättchenförmigere Trabekel. Die Differenzen der beiden Regionen unterscheiden sich signifikant (p-value = 0.03125, mittlere Differenz = 0.46685).

3.2.6 Connectivity density (Conn.D)

Die connectivity density präsentiert in den 10%-Schichten nahe den Endplatten die höchsten Werte, die sich zur Wirbelkörpermitte hin verkleinern. Das bedeutet, dass nahe den Endplatten pro Raumeinheit mehr Verknüpfungen zwischen den dort vorhandenen Trabekeln zu finden sind als in der Wirbelkörpermitte. Die Beobachtungen gelten dabei für T2 und T8 gleichermaßen (Abb. 75-78). Stellt man die arithmetischen Mittel sowie die individuellen Werte in beiden Wirbelkörpern gegenüber, ergeben sich kaum Unterschiede zwischen T2 und T8. Die Proben 100_1994 und 44_1999 erreichen an jedem Messpunkt relativ die höchsten Werte und die Probe 107_1994 die niedrigsten. Außerdem ist zu erkennen, dass je größer die Verknüpfungsdichte einer Probe im Durchschnitt ist, umso ausgeprägter sich die

Conn.D T2

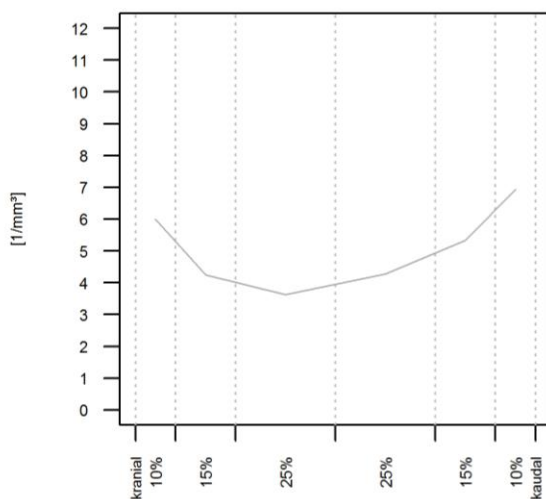


Abbildung 75

Conn.D T8

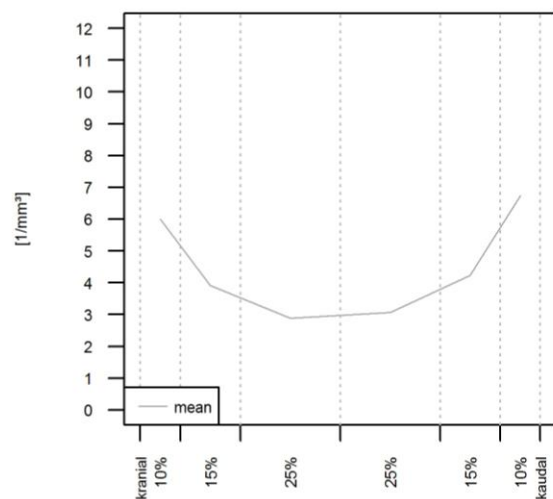


Abbildung 76

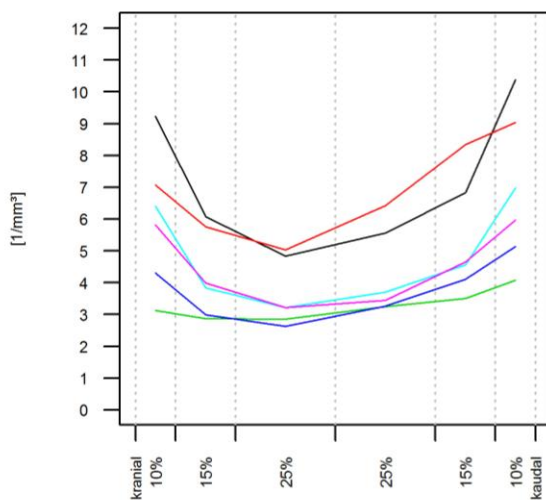


Abbildung 77

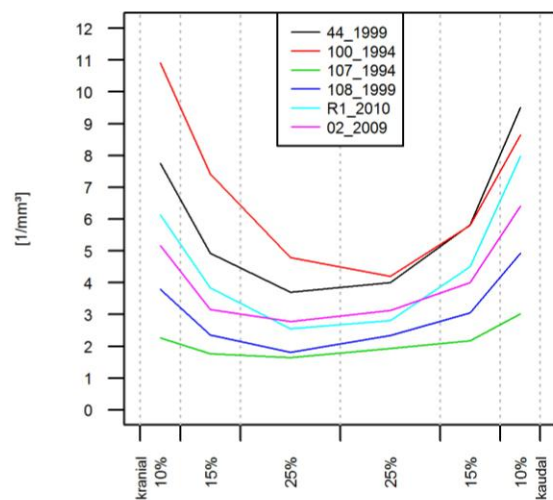


Abbildung 78

**Abb.75,76: Kranial-kaudal-Verlauf der arithmetischen Mittel von T2 bzw. T8
Abb.77,78: Kranial-kaudal-Verlauf der individuellen Werte von T2 bzw. T8**

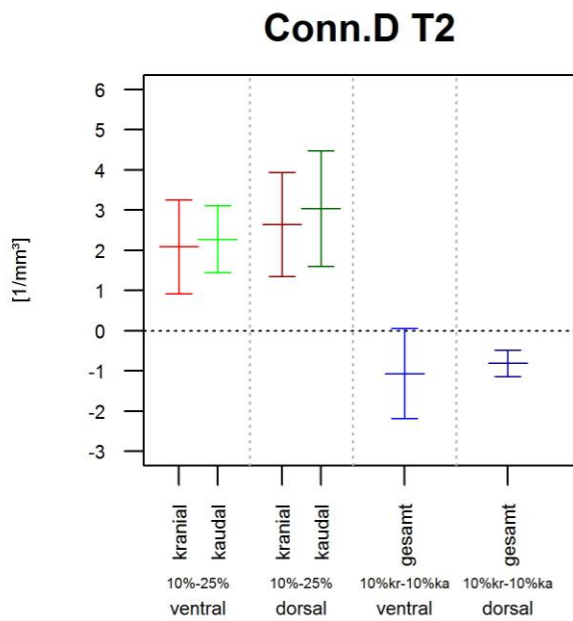


Abbildung 79

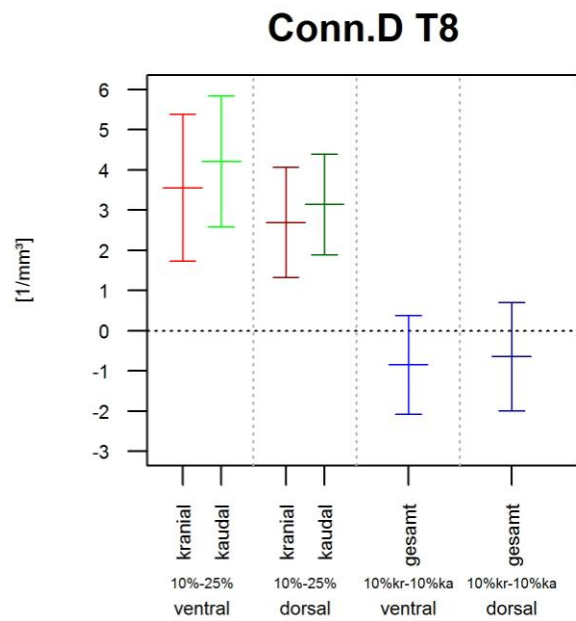


Abbildung 80

Abb.79: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T2
Abb.80: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T8

Differenzen zwischen endplatten- und wirbelkörpermittigen Schichten darstellen. Die 90%-Konfidenzintervalle zeigen, dass nahe den Endplatten in beiden Wirbelkörpern signifikant mehr Verknüpfungen zwischen den Trabekeln vorhanden sind als in der Wirbelkörpermitte. Tendenziell ist dieser Unterschied in T2 dorsal und in T8 ventral größer. Endplattennahe Schichten weisen in axialer Richtung bis auf die dorsale Region von T2 mit grundplattennah signifikant mehr Verknüpfungen pro Raumeinheit keine Unterschiede auf.

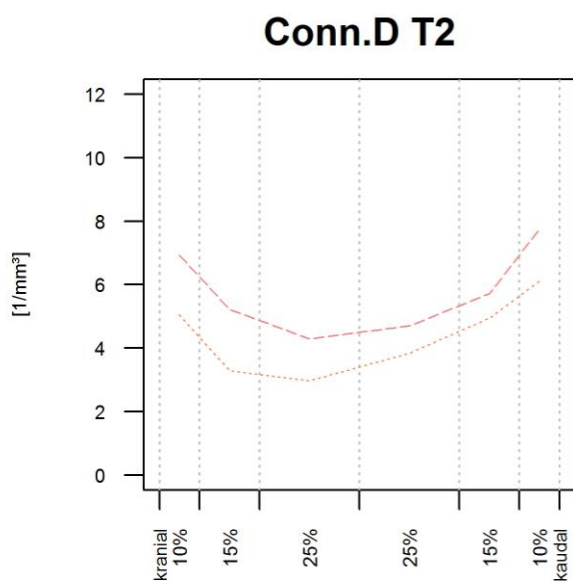


Abbildung 81

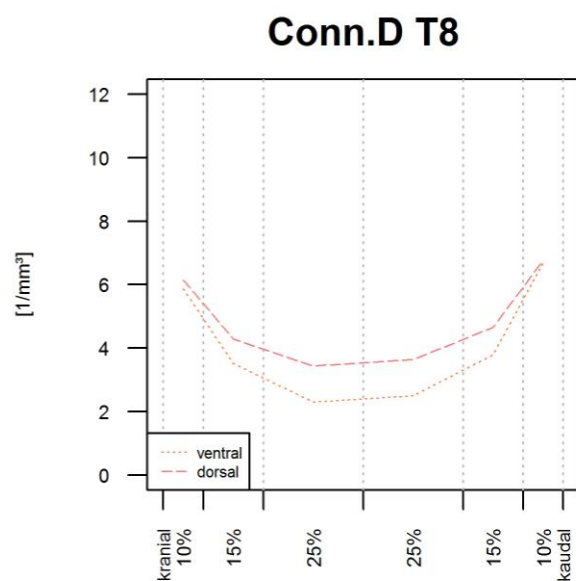


Abbildung 82

Abb.81: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T2
Abb.82: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T8

Die Differenzen zwischen den Werten im dorsalen und ventralen Bereich bleiben im arithmetischen Mittel in T2 über den gesamten axialen Verlauf annähernd konstant, d.h. dorsal gibt es mehr Verknüpfungen als ventral. Dagegen trifft dies für T8 nur in der Wirbelkörpermitte und nicht nahe den Endplatten zu (Abb. 81, 82). Dort gleichen sich die Unterschiede an. Diese Beobachtung ist nicht homogen bei allen Individuen vertreten (Abb. 83, 84).

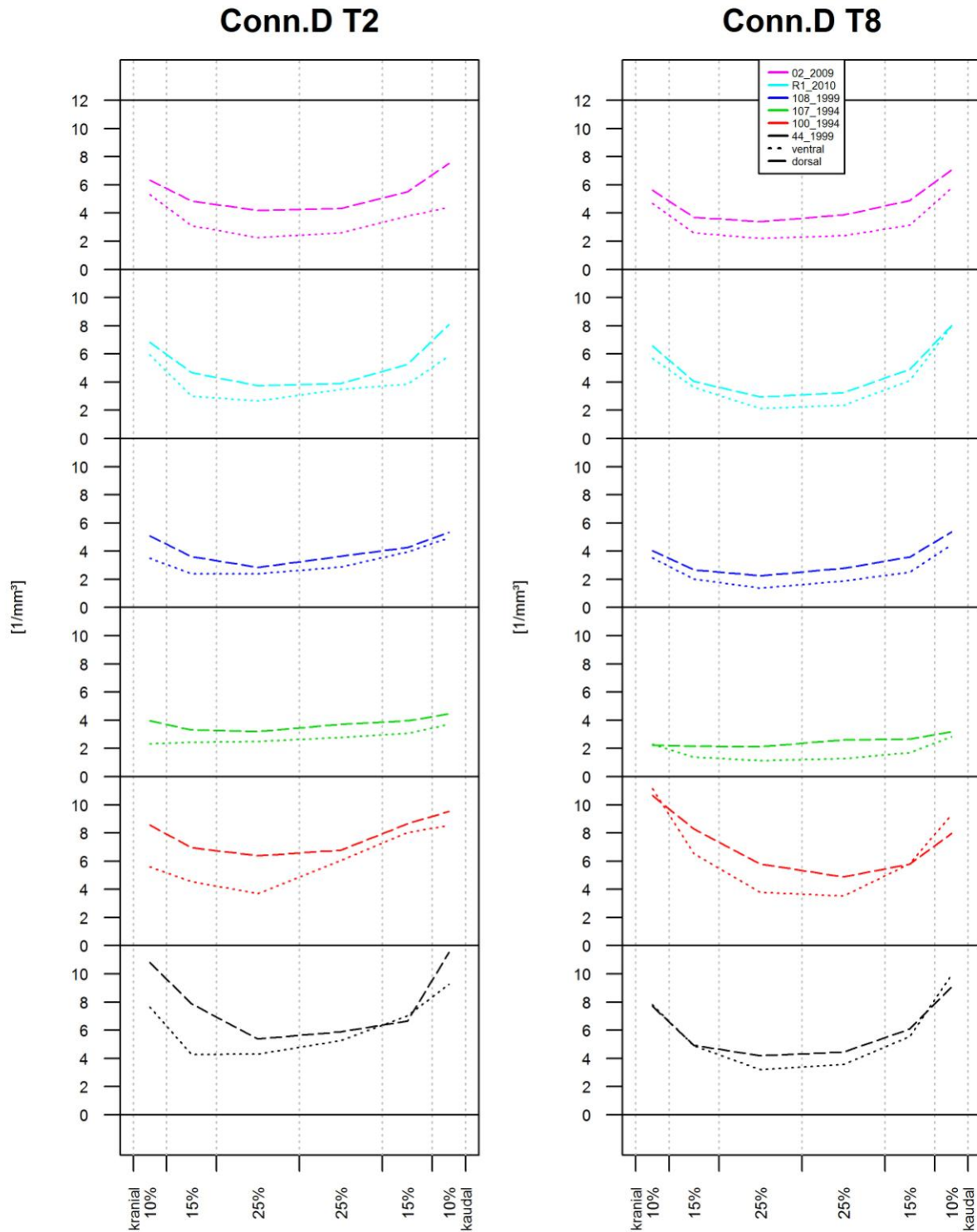


Abbildung 83

Abbildung 84

Abb.83: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T2

Abb.84: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T8

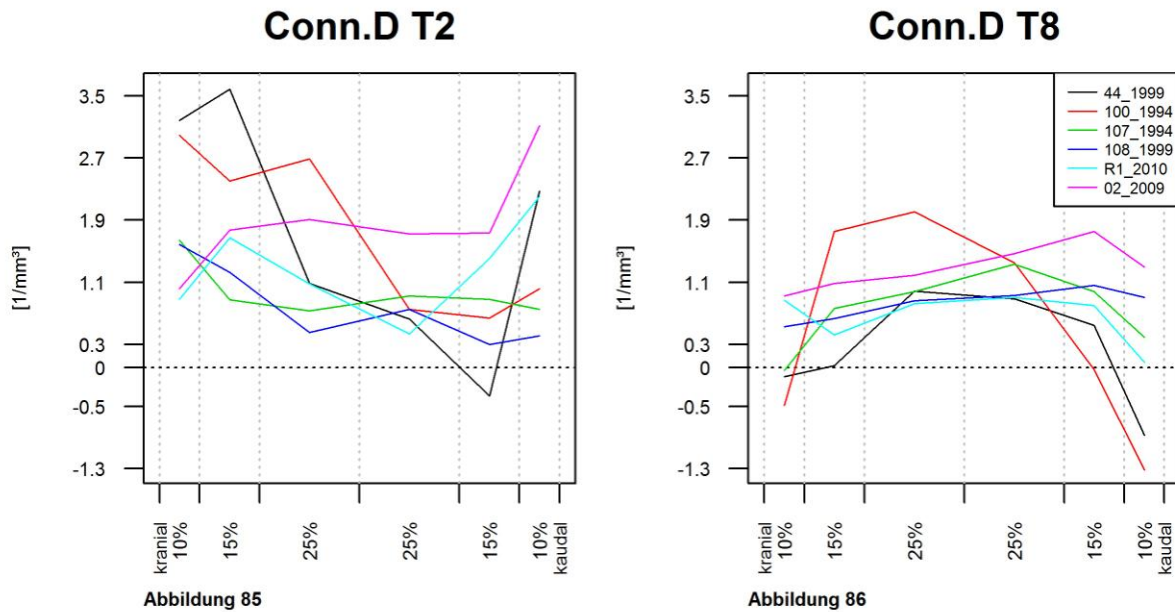


Abb.85: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T2
Abb.86: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T8

In der Darstellung der ventral-dorsal-Differenzen (Abb. 85, 86) findet man in T2 mit Ausnahme der Probe 44_99 nur positive Werte, folglich ($\Delta = \text{dorsal} - \text{ventral}$) in den dorsalen Regionen stets mehr Verknüpfungen zwischen den Trabekeln. Der axiale Verlauf dieser Differenzen von T2 ist zwischen den Individuen so inhomogen, dass hierbei nicht von einer gemeinsamen Verteilung ausgegangen werden kann und damit ein Test gegen 0 nicht sinnvoll erscheint. Die Differenz-Verläufe in T8 sind zwar unterschiedlich ausgeprägt, aber im Gesamten ähneln sie weitestgehend einer umgekehrten Parabel. Dies bekräftigt die oben gemachte Aussage zu Abbildung 82 im Hinblick auf Homogenität unter den Individuen.

Zusammenfassung der Werte-Distribution in T2 und T8 für die connectivity density:

a. Axialer Verlauf:

Die Verknüpfungsdichte unterscheidet sich in T2 und T8 signifikant zwischen den endplattennahen Regionen und der Wirbelkörpermitte. Die größeren Werte grund- und deckplattennah fallen kontinuierlich zur Wirbelkörpermitte hin ab. Individuen mit insgesamt relativ hoher Verknüpfungsdichte weisen diesen Unterschied stärker auf. Eine Differenz zwischen den endplattennahen Zonen zeigt sich nur in der dorsalen Region von T2, in der grundplattennah signifikant mehr Verknüpfungen pro Raumeinheit nachzuweisen waren.

b. Horizontale Differenzen:

Über den axialen Verlauf weist die Spongiosa in T2 annähernd konstant dorsal eine größere Verknüpfungsdichte auf als ventral. In T8 zeigt sich dieser Unterschied nur in der Wirbelkörpermitte. In den endplattennahen Zonen sind die Werte im Mittel ventral und dorsal äquivalent.

3.2.7 Degree of anisotropy (DA)

Der Grad der Anisotropie des Trabekelwerks im Wirbelkörper variiert kaum über die sechs Messpunkte in axialer Ausrichtung. Für T2 zeigen dies die Graphiken (Abb. 87, 89) im arithmetischen Mittel wie auch die Verläufe der Individuen sehr deutlich. Im achten Brustwirbelkörper fällt auf, dass zu den endplattennahen 10%-Schichten die Werte in der Darstellung des arithmetischen Mittels wie auch bei den einzelnen Individuen absinken, nachdem sie über die mittleren Schichten hinweg weitgehend konstant geblieben sind. Einzig die Probe 107_1994 bildet im kranialen Teil eine Ausnahme. Das zeigt, dass von der Wirbelkörpermitte aus betrachtet nach kranial bzw. kaudal die Gerichtetheit der Trabekel in den letzten 10% vor dem Beginn der Corticalis der Grund- bzw. Deckplatte deutlich abnimmt. Des Weiteren fällt auf, dass

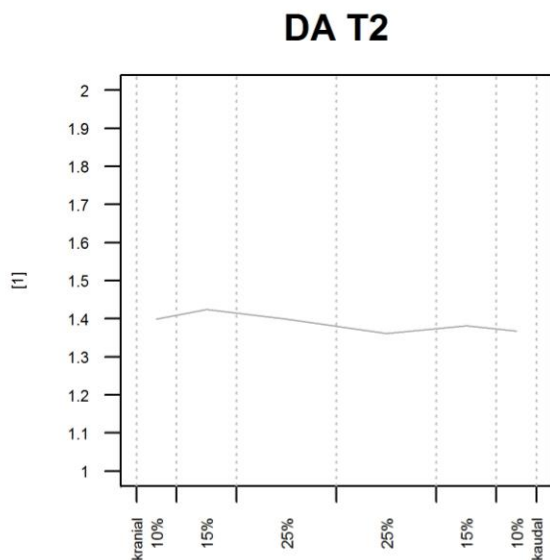


Abbildung 87

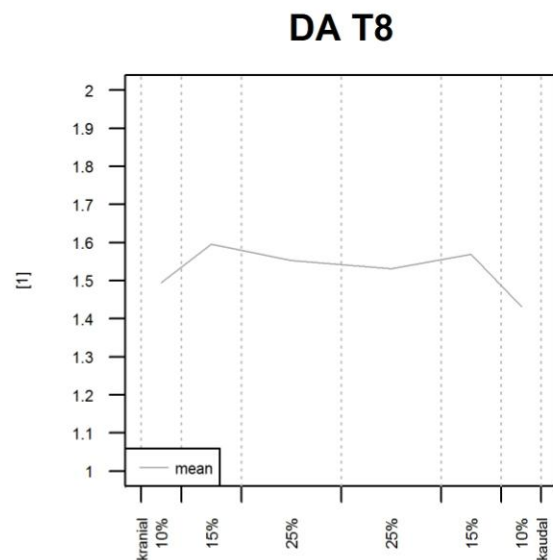


Abbildung 88

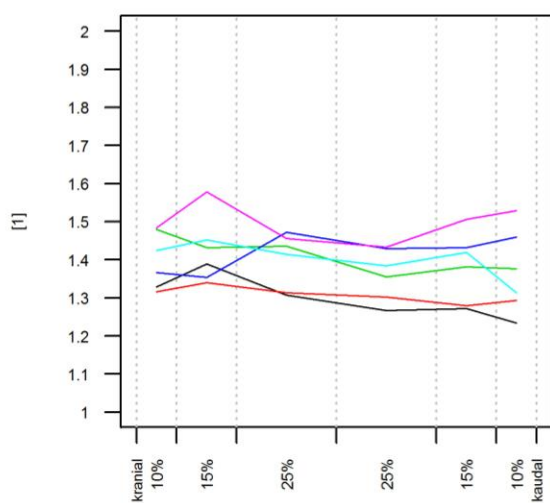


Abbildung 89

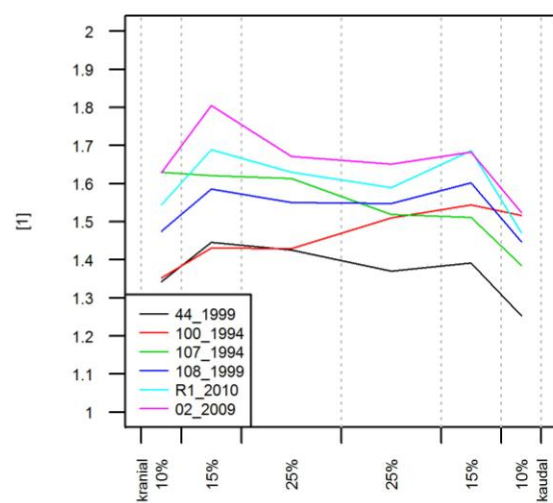


Abbildung 90

Abb.87,88: Kranial-kaudal-Verlauf der arithmetischen Mittel von T2 bzw. T8

Abb.89,90: Kranial-kaudal-Verlauf der individuellen Werte von T2 bzw. T8

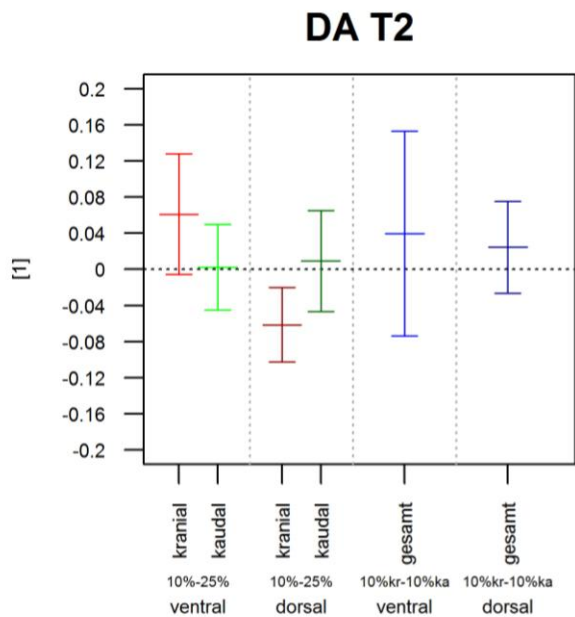


Abbildung 91

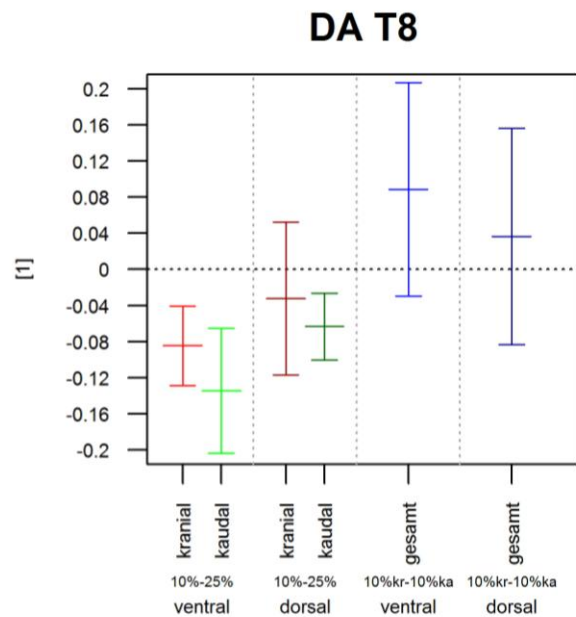


Abbildung 92

Abb.91: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T2

Abb.92: 90%-KI der Differenzen zwischen Endplatten bzw. Wirbelkörpermitte innerhalb von T8

beim paarweisen Vergleich der Individuen zwischen den Wirbelkörpern in T8, gemittelt über den gesamten Wirbelkörper, größere Werte erreicht werden. D.h., in T8 ist in der gesamten Spongiosa eher eine Vorzugsrichtung der Trabekel vorhanden als in T2 (Abb. 89, 90).

Die Konfidenzintervalle der untersuchten Differenzen in axialer Richtung zeigen in T2 nahezu keine Unterschiede (Abb. 91). Lediglich im dorsalen Bereich ist die Struktur der Trabekel nahe der Deckplatte isotroper als in der Wirbelkörpermitte. In T8 (Abb. 92) bestehen ventral wie dorsal keine Differenzen zwischen den Endplatten, aber die

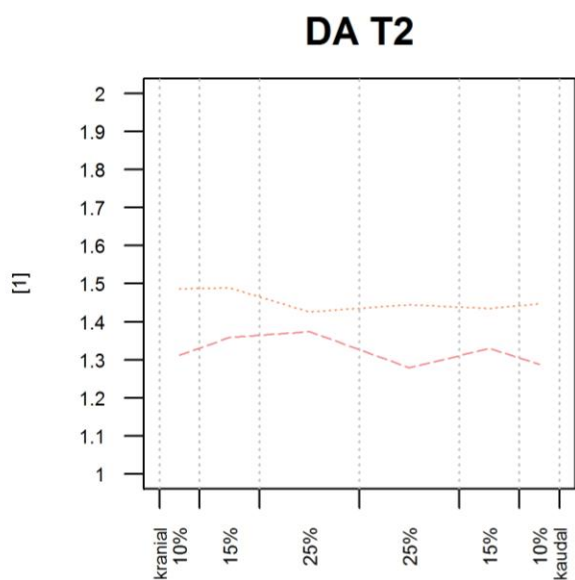


Abbildung 93

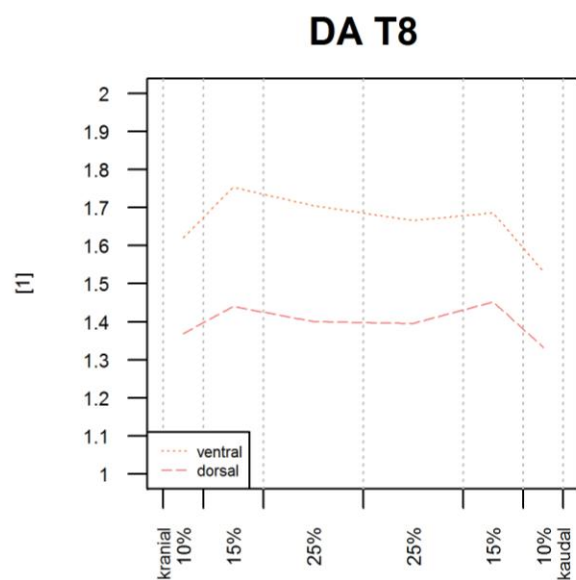


Abbildung 94

Abb.93: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T2

Abb.94: Arithmetische Mittel der kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal innerhalb von T8

endplattennahen 10% sind mit Ausnahme im dorsalen, kranialen Bereich immer isotroper als die Wirbelkörpermitte. Die Ausnahme kommt am ehesten durch den bereits erwähnten inhomogenen Verlauf der Probe 107_1994 zustande.

Die getrennte Darstellung der ventralen bzw. dorsalen axialen Verläufe zeigt eines deutlich (Abb. 93, 94): Die Differenzen der Werte zwischen ventralen und dorsalen

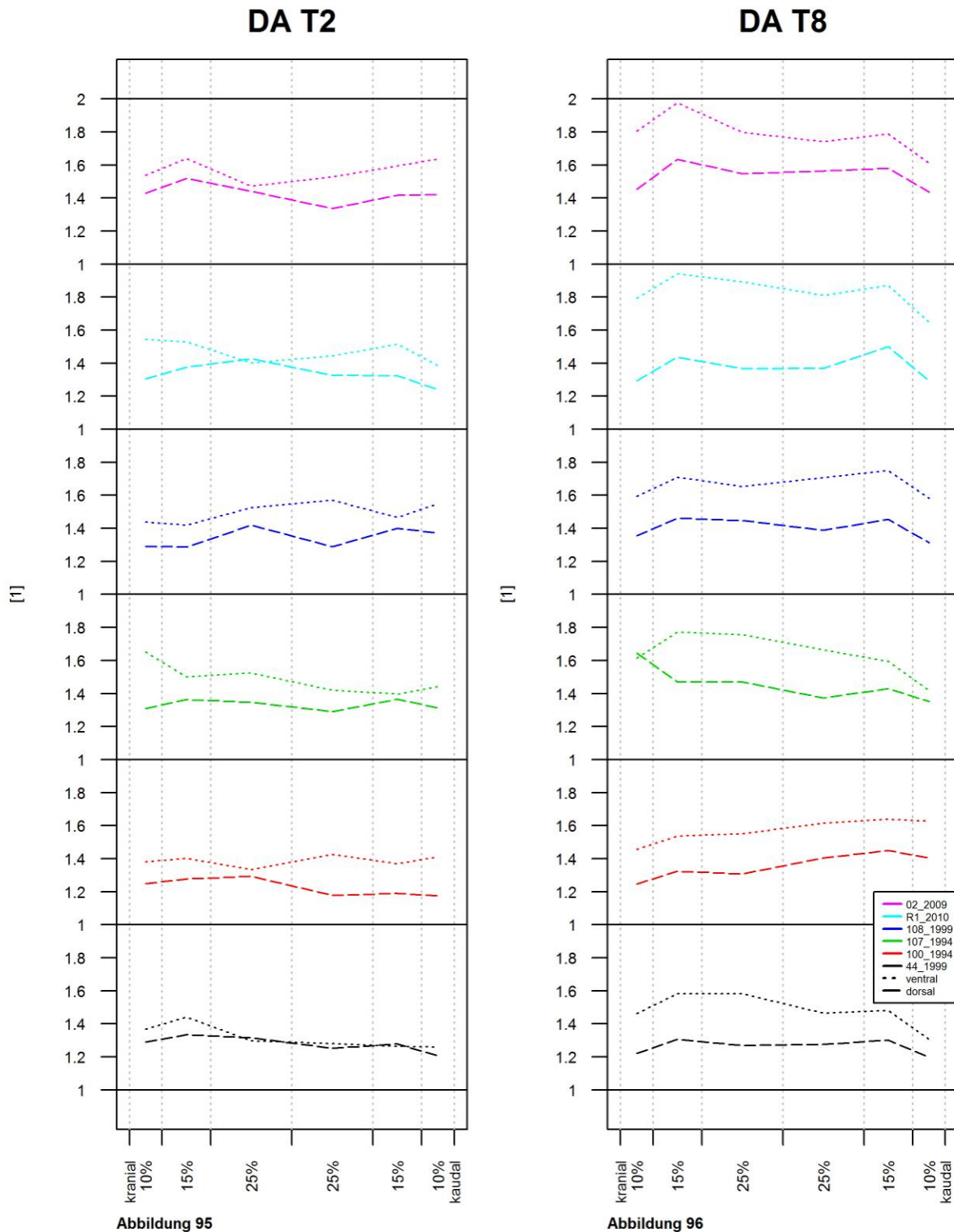


Abb.95: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T2

Abb.96: Kranial-kaudal-Verläufe ventral und dorsal der einzelnen Individuen innerhalb von T8

Regionen sind in T8 deutlich größer. Die Einzelbeobachtungen in den Abbildungen 95 und 96 zeigen die weitgehende Homogenität der Werte des Kollektivs wie auch den asynchronen Verlauf im kranialen Anteil der Probe 107_1994 in T8.

Zwei Beobachtungen lassen sich aus der Darstellung der horizontalen Differenzen ableiten (Abb. 97, 98): Zum einen sind in T8 die Differenzen über den axialen Verlauf konstanter als in T2 mit Ausnahme der bereits erwähnten Probe 107_1994 und zum anderen sind im Mittel die Unterschiede zwischen dorsal und ventral in T8 größer. Der Verlauf der horizontalen Differenzen in T2 ist zu uneinheitlich zwischen den Individuen, als daraus eine eindeutige Aussage ableiten zu können.

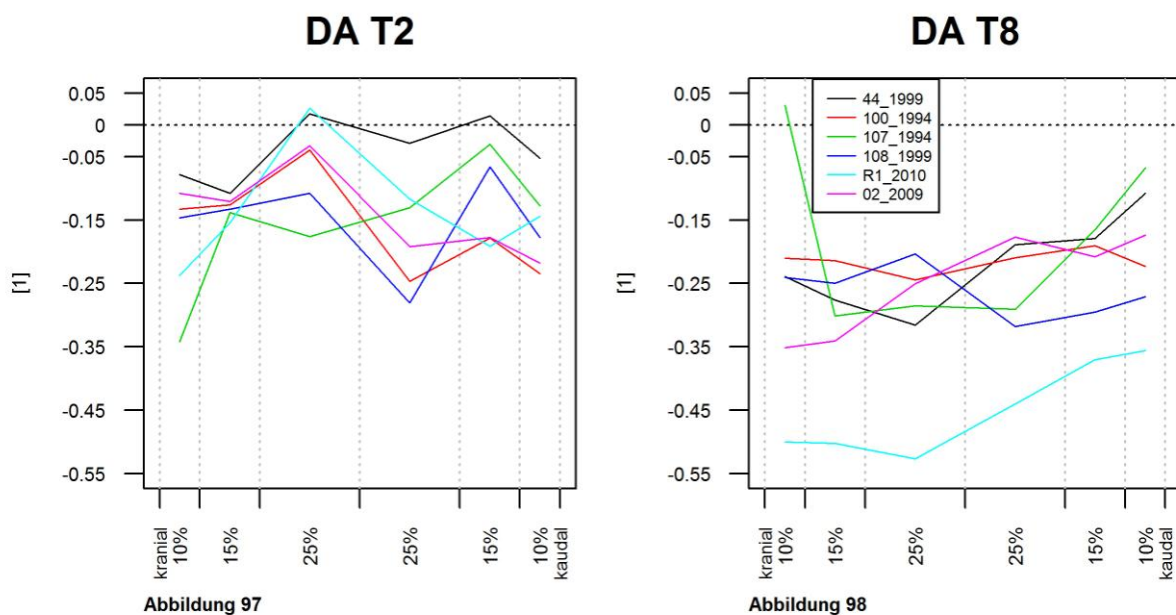


Abb.97: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T2

Abb.98: Arithmetisches Mittel des kranial-kaudal-Verlaufs der ventral-dorsal-Differenzen von T8

Zusammenfassung der Werte-Distribution in T2 und T8 für die dimension of anisotropy:

a. Axialer Verlauf:

Der Grad der Anisotropie variiert im zweiten Brustwirbel kaum über den axialen Verlauf. Lediglich im dorsokraniellen Bereich sind die Trabekel nahe der Wirbelkörpermitte signifikant stärker gerichtet als nahe der Deckplatte. In T8 nimmt die Anisotropie von der Wirbelkörpermitte aus in allen vier Wirbelkörperquadranten abrupt in der 10%-Schicht nahe den Endplatten ab. Diese Differenz ist signifikant außer in der dorsokraniellen Region. Zudem ist in der gesamten Spongiosa des achten Brustwirbelkörpers die Vorzugsrichtung der Trabekel stärker ausgeprägt als im zweiten.

b. Horizontale Differenzen:

In T2 wie auch in T8 sind die Trabekel in den ventralen Regionen stärker gerichtet (sind stärker anisotrop). Diese Differenz ist in T8 in allen sechs Transversalschichten deutlich größer. Außerdem sind diese Differenzen in T2 interindividuell weniger homogen als in T8.

4. Diskussion

4.1 Diskussion des Materials

Wir wählten für unsere Untersuchungen ausschließlich Proben weiblicher Leichen aus, um geschlechtsspezifische Unterschiede in der Struktur der Spongiosa des alternden Knochens als Fehlerquelle zu vermeiden (Chen H et al. 2008). Insgesamt entsprach das Durchschnittsalter von 64,5 Jahren auf den ersten Blick zwar nicht der betroffenen Normalpopulation, war aber durch das etwas höhere Alter geeignet, manchen der untersuchten Parameter in etwas ausgeprägterer Form erkennen zu lassen. Es handelte sich um Proben von Körperspendern für den Präparierkurs an der Anatomischen Anstalt in München und einer Probe aus dem Institut für Rechtsmedizin der Universität Rostock. Menschen höheren Alters sind durch Veränderungen der Trabekelstruktur unter anderem auch im Wirbelkörper betroffen, wie dies in der Einleitung erwähnt wurde. Diese tragen maßgeblich als Risikofaktor dazu bei, dass sich Deformitäten, wie – im äußersten Fall unter bestimmten Umständen – Frakturen ereignen können. Unsere Proben hatten keinerlei dieser Deformitäten aufzuweisen, entstammen aber der Risikogruppe für mögliche osteoporotisch bedingte Frakturen, da hohes Alter und weibliches Geschlecht dafür starke prädiktive Werte darstellen (Siris ES et al. 2004). Unser Interesse galt diesem Kollektiv, besonders deswegen, weil es eine Trabekelstruktur präsentierte, die in der Literatur als anfällig für Deformitäten beschrieben wird.

Höhenminderungen des Discus intervertebralis können zu einer ungleichmäßigen, unphysiologischen Mehrbelastung des vorderen Wirbelkörperanteils führen, jedoch dann erst eindeutig, wenn diese stark ausgeprägt sind (Pollintine P et al. 2004). An unseren Präparaten zeigten sich stellenweise lediglich leichte Bandscheibendegenerationen, die zweifellos altersentsprechend waren (van den Hooff A 1964). Exostosen, wie sie nur an einem unserer Wirbelkörper vorkamen (Probe 44_1999), werden nicht in Zusammenhang mit erhöhter Inzidenz vertebraler Deformitäten beschrieben, was Hinweise auf einen dadurch ausgelösten gestörten Kraftfluss geben würde. Somit stellte dies auch kein Ausschlusskriterium für diese Probe dar (Roux C et al. 2008).

4.2 Diskussion der Methode

4.2.1 Diskussion der Gewinnung des Probenmaterials

Wegen der zeitaufwändigen Messungen der Proben mussten diese nach der Entnahme vorübergehend aufbewahrt werden. Die Fixation der Proben mit einem Formalin-Alkohol-Gemisch hatte keinerlei Einfluss auf die μ CT-Messungen (Lochmüller EM et al. 2001). Die Lagerung der in Formalinalkohol fixierten Präparate in luftdicht abgeschlossenen Plastikbeuteln bei -10°C entsprach dem allgemeinen Standard, so dass dabei die dauerhafte Integrität des trabekulären Netzwerkes gewährleistet schien (Linde F und Sørensen HC 1993).

Die Zerteilung der Wirbelkörper mittels einer Bandsäge, um sie passend für die relativ kleinen zylindrischen Probenröhrchen mit einem Durchmesser von 17,4mm zu machen, könnte sich nachteilig auf die Randbereiche der Spongiosastruktur ausgewirkt haben. Deshalb wählten wir die ROI (region of interest) für die digitale Bilddatenanalyse immer so, dass ein kleiner Saum nahe den Sägeschnitten nicht miteinbezogen wurde.

4.2.2 Diskussion des Micro-CT (μ CT)

Die Mikro-Computertomographie (μ CT) hat sich in den letzten zwei Jahrzehnten zum Gold-Standard der In-vitro-Untersuchung von Knochenarchitektur entwickelt. Sie löste die zuvor etablierte Methode der Histomorphometrie ab, mittels derer Parfitt AM (1988) die noch heute gültige Nomenklatur für die Binnenstruktur des Knochens standardisierte. Die μ CT-Methode wurde von verschiedenen Autoren im Vergleich mit der Histomorphometrie positiv evaluiert (Engelke K et al. 1993, Ito M et al. 1998, Müller R et al. 1998). Hildebrand T et al. (1999) weist auf Unterschiede in der Berechnung der Parameter „trabecular number“ (Tb.N), „trabecular separation“ (Tb.Sp) und „trabecular thickness“ (Tb.Th) hin. Sie können in der direkten Methode aus den Bilddaten oder mit Hilfe eines Plattenmodells (indirekte Methode) erzeugt werden. Die direkt bestimmten Parameter lieferten realitätsgetreuere Daten, so dass wir diese bevorzugten. Durch Verbesserung der Gerätetechnik ist es in den letzten Jahren gelungen, zunehmend hochauflösende Bilddaten zu erzeugen, die selbst die dreidimensionale Organisation von Osteozyten und die Bildung von Mikrokallus erkennen lassen. Um die Architektur des spongiösen Knochens genau erfassen zu können, ist jedoch eine Auflösung von $20\mu\text{m}$ (Müller R et al. 1996) bzw. eine

Kantenlänge der Voxel von 14µm (Peyrin F et al. 1998) ausreichend. Diese Einstellungen verwendeten wir auch bei unseren Messungen. Ebenso wichtig für die Testgenauigkeit war die Wahl des Grenzwertes, den wir für alle Messungen auf 220 HU (Hounsfield unit) festlegten. Im Vergleich mit der Histomorphometrie zeigte sich, dass dieser Wert geeignet für unsere Untersuchungen war (Ito M et al. 1998, Hara T et al. 2002).

4.2.3 Diskussion der statistischen Auswertung und der graphischen Darstellung

Es muss betont werden, dass es sich bei der vorliegenden Arbeit um eine explorative Studie handelt, da vergleichbare Untersuchungen in der speziellen Fragestellung der sehr differenzierten Verteilung von Strukturparametern der Spongiosa innerhalb der Brustwirbelkörper in der bisherigen Literatur kaum zu finden sind. Lediglich drei Studien lassen sich hinsichtlich des Aufbaus und der Fragestellung in etwa vergleichen (Banse X et al. 2001, Simpson EK et al. 2001, Hulme PA et al. 2007). Viele andere Studien untersuchten diese Thematik entweder an der Lendenwirbelsäule (Thomsen JS et al. 2002, Gong H et al. 2005, Chen H et al. 2008), die sich hinsichtlich ihrer biomechanischen Eigenschaften deutlich von der Brustwirbelsäule abgrenzt (Graichen H und Putz R 1999) oder unterscheiden deutlich weniger Regionen innerhalb der Wirbelkörper, an denen Messungen vorgenommen worden sind. Deshalb konnten die Hypothesen zwar eindeutig, aber konkret nur recht allgemein und umfangreich formuliert werden.

In Bezug auf die statistische Auswertung der Daten ergaben sich in unserer Untersuchung kleinere Hindernisse. Da die Vorbereitungen, Messungen und Auswertungen der Proben, wie bereits erläutert, sehr zeit- und arbeitsaufwändig waren, beläuft sich die Größe der untersuchten Stichprobe lediglich auf n=6. Des Weiteren hätten mehrere Vergleichstests zwischen den regional unterschiedlichen Messorten innerhalb eines Wirbelkörpers den Fehler des multiplen Testens mit sich gebracht. Für die Problematik kleiner Stichproben wie auch des multiplen Testens konnten Lösungen gefunden werden, die die Aussagekraft der erhobenen Daten nicht minderte und gleichzeitig auch nicht durch Annahme falscher Voraussetzungen überinterpretierte. Daher bot es sich zu Beginn an, die Daten mittels deskriptiver Statistik, hauptsächlich durch graphische Darstellungen zu analysieren. Dies

ermöglichte den Vorteil, sich einen Überblick über die differenzierte Verteilung der Parameterdaten innerhalb der Wirbelkörper zu verschaffen und Tendenzen zu erkennen.

Nachdem eindeutige Strukturen in den Daten durch die deskriptive Analyse ersichtlich wurden bzw. in bestimmten Bereichen das explorative Ergebnis überzufällig gegeben schien, untersuchten wir nun explorativ generierte Hypothesen mittels schließender Statistik auf ihre Allgemeingültigkeit. In dem Fall der bone-volume-fraction fiel auf, dass die Daten über den gesamten Verlauf der Messpunkte von kranial nach kaudal im zweiten wie auch im achten Brustwirbelkörper kaum variierten und somit jeweils näherungsweise der gleichen Verteilung entstammten, sich aber die Absolutwerte der arithmetischen Mittel unterschieden. Daher bildeten wir für beide Wirbelkörper das arithmetische Mittel und verglichen diese mittels des gepaarten Wilcoxon-Tests. Bei letztgenanntem Parameter und dem structure-model-index zeigte sich in den ventro-dorsalen Differenzen ein deutlicher Unterschied zwischen der kranialen und kaudalen Hälfte des zweiten Wirbelkörpers. Über die jeweiligen Regionen wurde ebenfalls ein Mittelwert als besserer Schätzer gebildet und diese dann anhand des gepaarten Wilcoxon-Tests verglichen. In einigen anderen Fällen war es nicht sinnvoll oder möglich zu testen. Dies war dann der Fall, wenn die Werte z.B. positionsabhängig und homogen unter den Individuen im Wirbelkörper verteilt waren, aber zu viele Regionen hätten unterschieden werden müssen. An dieser Stelle erwies sich die deskriptive Methode als aussagekräftiger.

Die graphische Darstellung von arithmetischen Mitteln und Individualwerten bot zwei Möglichkeiten. Zum einen konnte somit verdeutlicht werden, dass die Graphen der arithmetischen Mittel kein Zufallsprodukt aus Werten völlig unterschiedlicher Individuen waren, sondern eine reale Repräsentation eines sehr homogenen Kollektivs. Zum anderen war die Gelegenheit gegeben, visuell individuelle Vergleiche zwischen T2 und T8 zu ziehen. Kurven des intravertebralen vertikalen Verlaufs der Differenzen zwischen Werten der dorsalen und ventralen Regionen waren notwendig, da diese meist sehr gering waren und so die Verschiedenheit zwischen T2 und T8 in der Darstellung der Absolutwerte nicht erkennbar gewesen wäre. Schließlich stellten wir die Vergleiche mehrerer Regionen in vertikaler Richtung im

Wirbelkörper mit Konfidenzintervallen aus den individuellen Differenzwerten in einer Graphik dar.

Bei der Abbildung von Vergleichen mehrerer Regionen in vertikaler Richtung im Wirbelkörper benutzten wir Konfidenzintervalle, die sich aus den individuellen Differenzwerten errechneten. Diese boten gegenüber Tests der schließenden Statistik mehr Informationen über die Datenbeschaffenheit, als „lediglich“ eine dichotome Entscheidung. L. Fahrmeir schreibt in seinem Standardwerk der Statistik: „Variablen, deren Verteilung erfahrungsgemäß approximativ normal ist, sind z.B. [...] Merkmale von homogenen biologischen Populationen [...].“ (Fahrmeir L et al. 2007). Da die untersuchten Individuen in unserer Studie einer solchen Population entstammten, durfte für sie die Annahme gelten, dass sie dieser Verteilung entsprachen. Somit war die Voraussetzung für die Berechnung von Konfidenzintervallen erfüllt. Der Faktor zur Berechnung des Konfidenzintervalls wurde aus der t-Verteilung mit n-1 Freiheitsgraden bestimmt, weil die Varianz unbekannt war. (Die Standardabweichung musste aufgrund des kleinen Stichprobenumfangs geschätzt werden.) Für die Darstellung von Wertedifferenzen zwischen den einzelnen Messpositionen im Wirbelkörper dorsal wie ventral berechneten wir 90%-Konfidenzintervalle für den Erwartungswert. Schienen die ventro-dorsalen Differenzen über den gesamten Wirbelkörper aus der gleichen Verteilung zu stammen, bildeten wir einen Mittelwert über den gesamten Wirbelkörper als bessere Schätzer und berechneten hierzu ein 95%-Konfidenzintervall.

Diese differenzierte Art der statistischen Analyse erwies sich bei der vorliegenden Datenbeschaffenheit als zweckdienlich, um Tendenzen hervorzuheben, die Aussagekraft der erhobenen Daten aber dennoch nicht überzuinterpretieren.

4.3 Diskussion der deskriptiven Auswertung von Röntgen- und μ CT-Bildern

Unterschiede der Innenarchitektur der Wirbelkörper T2 und T8 sind in den Röntgen- und μ CT-Bildern bei genauer Betrachtung deutlich erkennbar. Dabei fällt allgemein auf, dass das Spongiosanetzwerk in T2 eher unorganisiert wirkt, wohingegen T8 eine

klare orthogonal strukturierte Anordnung der Trabekel zeigt, in der die vertikalen Streben in ihrer Anzahl und Dicke über die horizontalen dominieren.

Julius Wolff formulierte bereits 1892 „das Gesetz der Transformation der Knochen“, in dem er die Anpassung der inneren Knochenstruktur an die äußere Belastung beschrieb. Er begründete damit die Lehre von der funktionellen Knochengestalt. Später schrieb Friedrich Pauwels (1965) in seiner Theorie der kausalen Histogenese, dass „Dehnung und hydrostatischer Druck gleichermaßen als mechanischer Reiz zur Bildung von Knochengewebe wirken“. Die „Knochenbälkchen sind in ihrer Richtung immer so angeordnet, dass sie auf axialen Zug oder Druck beansprucht werden, aber niemals auf Biegung“. Übertragen auf die unterschiedliche Binnenstruktur der Wirbelkörper bedeutet dies, dass der Wirbelkörper T2 mit seiner wabenförmig homogenen Trabekelanordnung an konzentrische wie auch exzentrische Druckbelastungen angepasst ist, die über die Endplatten übertragen werden. Lediglich in der ventralen Region zeigt sich durch die etwas stärker vertikal orientierten Trabekel eine Anpassung an lokal stärkeren axialen Druck. Hingegen wirkt im achten BKW die gesamte Innenarchitektur angepasst an reine konzentrische axiale Druckbelastung. Dabei nehmen die dominierenden vertikalen Streben Druckspannung auf und die dünneren horizontalen, senkrecht zur umgebenden Corticalis ausgerichteten Trabekel Zugspannung (Graichen H und Putz R 1999). Dies lässt umgekehrt den Schluss zu, dass T8 schlechter als T2 an über die Endplatten exzentrisch eingeleitete Kraft angepasst ist, wie dies besonders am Scheitelpunkt der Brustkyphose bei zusätzlich degenerierten Bandscheiben (Horst M und Brinckmann P 1981) vorkommt. Somit können wir ein morphologisches Korrelat für die höhere Inzidenz von Frakturen im achten Brustwirbelkörper gegenüber dem zweiten unterstellen.

Des Weiteren scheint die Knochenstruktur in T8 stärkeren Remodelling-Vorgängen zu unterliegen als T2. So gibt es in T8 weniger und dünnere horizontal verlaufende Trabekel, die z.T. schon perforiert und so mit der nächstgelegenen vertikalen Strebe nicht mehr verbunden sind. Die Dicke der Trabekel scheint ebenso reduziert zu sein. Nach Lis Mosekilde (1998) entsprechen diese Veränderungen fortgeschrittenen Remodelling-Vorgängen, d.h., dass der Umbau von Knochensubstanz in T8 deutlich höher ist als in T2. Unsere Ergebnisse decken sich so mit einer Studie von Grote HJ

et al. (1995), in der gezeigt wurde, dass das Ausmaß der altersbedingten Veränderungen von der Hals- zur Lendenwirbelsäule hin zunimmt.

Die Aussagen über die Knochenstruktur durch die Röntgen- und μ CT-Bilder unterliegen zwei Einschränkungen. Zum einen haben wir die Beschreibungen nur beispielhaft an einem Individuum durchgeführt. Dies wurde bewusst so durchgeführt, da es sich auch bei systematischer Beschreibung und Auswertung aller Individuen nicht um eine nach anerkannten Standards vergleichbare und objektive Methode gehandelt hätte. Außerdem zeigten sich die Ergebnisse der Beschreibung zum größten Teil übereinstimmend mit den gemessenen Parametern. Zum anderen handelt es sich bei den Röntgenbildern um Summationsaufnahmen der ungeteilten Wirbelkörper. Dies könnte zu Überlagerungen der Strukturen und somit zu Verfälschungen der Darstellung geführt haben.

4.4 Diskussion der Strukturparameter

Betrachtet man die graphischen Darstellungen der Strukturparameter, so wird deutlich, dass jeder von diesen eine streng topographische inter- wie auch intravertebrale Verteilung aufweist. Diese findet sich sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Ausrichtung. Auffällig dabei ist die klare Homogenität zwischen den Individuen in der inter- wie auch in der intravertebralen Strukturparameterverteilung bei teils erheblichen interindividuellen Schwankungen der absoluten Werte, die möglicherweise auf das Alter bzw. auf Remodelling-Vorgänge im Sinne einer beginnenden Osteoporose zurückzuführen sein könnten.

Unsere Ergebnisse decken sich auf den ersten Blick weitestgehend mit vorangegangenen Arbeiten, die die Verteilung von Strukturparametern der Spongiosa in Wirbelkörpern zwischen endplatten- und wirbelkörpermittennahen bzw. dorsalen und ventralen Regionen untersuchten (Banse X et al. 2001, Simpson EK et al. 2001, Thomsen JS et al. 2002, Gong H et al. 2005, Hulme PA et al. 2007, Chen H et al. 2008). Explizite Vergleiche sollen in den folgenden Unterkapiteln dargestellt werden. Bei den genannten Publikationen entstammen die erhobenen Daten jedoch aus Wirbelkörpern der unteren Brustwirbelsäule (von BWK 9 abwärts) und / oder ausschließlich der Lendenwirbelsäule. Durch unsere Analyse der Spongiosastruktur

im zweiten und im achten Brustwirbelkörper war es zum ersten Mal möglich, die intravertebrale Gliederung der Mikroarchitektur zwischen diesen beiden Wirbelkörpern direkt zu vergleichen und ihre Unterschiede in Zusammenhang mit den erheblichen Differenzen ihrer Frakturaten (Cooper C et al. 1992, Cooper C 1993, Grazio S et al. 2005) zu diskutieren.

Entsprechend der Theorie der „loading history“ nach Carter DR (1984) gehen wir davon aus, dass die Verteilung der Spongiosastruktur im Wirbelkörper darüber Auskunft gibt, welche Belastungen auf diesen über die Lebensdauer der untersuchten Individuen eingewirkt haben. Die beschriebene Inhomogenität in vertikaler als auch horizontaler Ausrichtung lässt den Schluss zu, dass in beiden Ebenen Kräfte nicht gleichförmig auf den Wirbelkörper übertragen werden und sich die Knochenstruktur dementsprechend angepasst hat.

4.4.1 Differenzen der Strukturparameter in vertikaler Richtung innerhalb der Wirbelkörper mit Vergleichen zwischen T2 und T8

Differenzen zwischen den Regionen nahe der Grund- bzw. der Deckplatte und der Wirbelkörpermitte findet man auf gleiche Weise im zweiten wie auch im achten Brustwirbelkörper. Die Unterschiede sind jeweils beinahe symmetrisch zur Wirbelkörpermitte hin ausgerichtet. Die Veränderung der Parameterstruktur von endplattennahen Zonen zur Wirbelkörpermitte hin ist fließend.

Konkret fanden wir signifikant höhere Werte für Tb.N, Conn.D und SMI und signifikant niedrigere für Tb.Sp in den endplattennahen Zonen verglichen mit der Wirbelkörpermitte. Die Tb.Th erreichte in der Wirbelkörpermitte höhere Werte, zeigte aber nicht überall im Wirbelkörper signifikante Unterschiede. Für BV/TV und DA konnten kaum Differenzen zwischen den Regionen in vertikaler Ausrichtung festgestellt werden. Andere Studien bestätigen unsere Beobachtungen bezüglich vertikaler Verteilung der Parameter Tb.N, Tb.Th und Tb.Sp (Banse X et al. 2001, Simpson EK et al. 2001, Thomsen JS et al. 2002, Gong H et al. 2005). Zudem konnte Thomsen JS et al. (2002) zeigen, dass die intravertebralen Unterschiede in vertikaler Richtung mit zunehmendem Alter generell abnehmen. In mehreren Studien mit durchschnittlich jüngeren Individuen wurde zudem nachgewiesen, dass vertikale Differenzen auch für BV/TV mit höheren Werten in der Wirbelkörpermitte bestehen

(Pesch HJ et al. 1980, Scharf HP et al. 1980, Simpson EK et al. 2001). Das Durchschnittsalter unseres Kollektivs war mit 64,5 Jahre relativ hoch und ist somit eine mögliche Erklärung, dass wir für diesen Parameter keine Unterschiede fanden.

Die räumliche Ausdehnung des großen Gefäßnetzes, das der Wirbelkörper zwischen den Trabekeln beherbergt, fügt sich in die Beobachtung der Abstände zwischen den Trabekeln (Tb.Sp) über den vertikalen Verlauf ein. Das Blut fließt dort in vertikaler Richtung von den Endplatten auf die Wirbelkörpermitte zu, wo es über die horizontal verlaufende, große Vena basivertebralis drainiert wird und schließlich Anschluss zum epidural gelegenen Plexus venosus vertebralis internus findet. Auf diesem Weg nimmt das Kaliber der Gefäße zur Wirbelkörpermitte hin zu (Crock HV et al. 1973, Giles LGF und Singer KP 2000). Analog vergrößert sich in beiden Wirbelkörpern der Abstand zwischen den Trabekeln (Tb.Sp) signifikant von den endplattennahen Schichten zur Wirbelkörpermitte hin. Ob die Gefäßstruktur die räumliche Anordnung der Spongiosa bedingt oder umgekehrt, kann an dieser Stelle nur vermutet werden.

Wie sich in experimentellen Studien zeigt, findet sich eine gute negative Korrelation der Tb.Sp mit der Bruchfestigkeit der Spongiosa (Stauber M et al. 2006, Mittra E et al. 2005). Also lassen kleinere Abstände zwischen den Trabekeln (niedrige Werte der Tb.Sp) auf eine bessere mechanische Belastbarkeit der Spongiosa schließen als größere (hohe Werte der Tb.Sp). Folglich ist nach unseren Ergebnissen die Spongiosa nahe den Endplatten stabiler als in der Wirbelkörpermitte. Die Werteverteilungen der Trabekelanzahl pro mm^3 (Tb.N) und der Verknüpfungsdichte (Conn.D) verhalten sich genau umgekehrt zu der Werteverteilung der Tb.Sp im Wirbelkörper. Somit finden sich signifikant mehr Trabekel mit mehr Verbindungen untereinander nahe den Endplatten als in der Wirbelkörpermitte. Im Kontext mit experimentellen Studien deutet dies ebenso wie die Verteilung der Tb.Sp darauf hin, dass die endplattennahen Zonen mechanisch belastbarer sind als die Wirbelkörpermitte (Mittra E et al. 2005, Stauber M et al. 2006, Hulme PA et al. 2007).

Wie in der Einleitung besprochen, setzt sich die auf die Endplatten einwirkende, durch die Bandscheiben gleichmäßig verteilte axiale Druckkraft (Kummer B 2005), logischerweise kontinuierlich in gleicher Richtung in den Wirbelkörper fort. Es müsste also der Wirbelkörper nicht nur in den endplattennahen Spongiosaregionen, sondern

in allen horizontalen Schichten in gleichem Maß auf diese Druckbeanspruchung hin ausgelegt sein.

Einen Ausgleich für die bisher vermutete geringere Stabilität in der Wirbelkörpermitte scheint der Wirbelkörper strukturell auf zwei verschiedene Arten zu schaffen:

Zum einen zeigt der structure-model-index (SMI) in den horizontalen Schichten nahe der Wirbelkörpermitte signifikant kleinere Werte und somit relativ mehr Plättchen als in den benachbarten Regionen der Endplatten. Dieser Strukturparameter weist in experimentellen Studien neben der Knochendichte (BV/TV) die höchste Korrelation mit der Bruchfestigkeit der Spongiosa auf, wobei die Stabilität zunimmt, je plättchenförmiger die Trabekel gebaut sind. Zudem ist die Trabekeldicke (Tb.Th), die schwach positiv mit der Knochenstabilität korreliert, wenn auch nicht signifikant, in der Wirbelkörpermitte erhöht (Mittra E et al. 2005, Stauber M et al. 2006, Hulme PA et al. 2007). Die dadurch vermehrte Beanspruchbarkeit der Spongiosa in der Wirbelkörpermitte steht im räumlichen Gegensatz zu den biomechanischen Folgerungen aus der Verteilung von Tb.Sp, Tb.N und Conn.D.

Zum anderen ist bekannt, dass die Corticalis ebenfalls Differenzen in vertikaler Ausrichtung im Wirbelkörper aufweist. So wird in der Literatur die Lastaufnahme der Corticalis im Vergleich zur Spongiosa in den endplattennahen Zonen mit ca. 15% und in der Wirbelkörpermitte zwischen 38% und 54% angegeben (Eswaran SK et al. 2006, Roux JP et al. 2010).

Interessanterweise bleibt die Knochendichte (BV/TV) über den vertikalen Verlauf im Wirbelkörper T2 und T8 (bis auf eine Ausnahme in der ventralen kaudalen Region von T8, s. Abb.20) konstant. Dies könnte auf die inverse Verteilung der mit der BV/TV unterschiedlich positiv bzw. negativ korrelierenden, bereits beschriebenen Parameter zurückzuführen sein, dass sich dieser Effekt in Bezug auf die Knochendichte ausgleicht (Stauber M et al. 2006). Relativ höhere Werte der Tb.N und Conn.D und relativ niedrigere der Tb.Sp in den endplattennahen Schichten versus relativ niedrigere Werte des SMI und relativ höhere der Tb.Th in der Wirbelkörpermitte führen möglicherweise zu einem konstanten Verlauf der BV/TV im vertikalen Verlauf.

Angesichts der Verteilung der Strukturparameter auf der vertikalen Achse mit konstanten Werten der Knochendichte (BV/TV), die am besten mit der Bruchfestigkeit des Wirbelkörpers korreliert und den inversen Verteilungen weiterer Strukturparameter, die entsprechend entweder für mehr Stabilität nahe den Endplatten oder in der Wirbelkörpermitte sorgen, kann angenommen werden, dass sich auch die Unterschiede in der Belastbarkeit der vertebraalen Spongiosa zwischen Regionen in unmittelbarer Nähe der Endplatten und der Wirbelkörpermitte angleichen. Es erhebt sich der Eindruck, dass die Stabilität in der vertikalen Ausdehnung des Wirbelkörpers annähernd konstant bleibt. Dies geschieht auf unterschiedliche, ganz spezifische Weise durch den Bau der Spongiosa und der Corticalis. Möglicherweise hat sich der Knochen an die räumlichen Vorgaben durch die Gefäße im Wirbelkörper adaptiert.

4.4.2 Differenzen der Strukturparameter in horizontaler Richtung innerhalb der Wirbelkörper mit Vergleichen zwischen T2 und T8

Auch in horizontaler Richtung sind die Strukturparameter inhomogen in den Wirbelkörpern T2 und T8 verteilt. Dabei gibt es klare Unterschiede zwischen T2 und T8, die darin bestehen, dass die Differenzen in sagittaler Richtung entweder hauptsächlich in der Wirbelkörpermitte (T8) oder auch in den endplattennahen Spongiosaschichten (T2) auftreten.

In T2 sind die Werte der BV/TV, Tb.N, und Conn.D nahe den Endplatten wie auch in der Wirbelkörpermitte dorsal größer als ventral. Umgekehrt sind die Werte von Tb.Sp (bis auf die Ausnahme eines Individuums in den deckplattennahen Regionen) und SMI dort kleiner. Erhöhte Anisotropie in den ventralen Regionen findet sich jeweils nur nahe den Endplatten.

In T8 treten Unterschiede fast nur in der Wirbelkörpermitte auf, wo Tb.N und Conn.D größer und Tb.Sp und DA dorsal kleiner sind. Nahe den Endplatten ist die Verteilung dieser Parameter homogen. Einzig DA weist auch grund- und deckplattennah (bis auf die Ausnahme eines Individuums nahe der Deckplatte) dorsal kleinere Werte auf.

Diese Verteilungen bestätigen Beobachtungen anderer Studien (Banse X et al. 2001, Hulme PA et al. 2007, Chen H et al. 2008), obgleich bei diesen das Material der

unteren Brust- und der Lendenwirbelsäule (T9 bis L5) entstammt. Jedoch wurde dabei nicht untersucht, ob sich die horizontalen Differenzen in den endplattennahen Regionen von denen in der Wirbelkörpermitte unterscheiden. Wir hielten diese Differenzierung jedoch für sinnvoll, da sich in vertikaler Ausrichtung des Wirbelkörpers zwischen diesen drei Orten die größten Strukturdifferenzen zeigten. Anders beschreibt eine Studie von Gong H et al. (2005) keinerlei strukturelle Differenzen zwischen ventralen und dorsalen Wirbelkörperregionen, was wir aber nicht nachvollziehen können.

Flexions- und Extensionsbewegungen der Wirbelsäule bewirken in sagittaler Richtung starke Verlagerungen der auf sie einwirkenden Kraft. Durch das System, bestehend aus dem knöchernen Aufbau der Bewegungssegmente, der autochthonen Rückenmuskulatur und dem Bandapparat der Wirbelsäule wird der Kraftfluss so gelenkt, dass die Resultierende immer orthogonal auf die Endplatten der Wirbelkörper einwirkt (Kummer B 2005). Eine besondere Rolle kommt hierbei dem Discus intervertebralis zu, der die axiale Last eines Wirbelkörpers gleichmäßig wie ein hydraulisches Kissen auf die kaudal angrenzende Wirbelkörperendplatte verteilt (Putz R 1993).

Die Theorie der „loading history“ (Carter DR 1984) beschreibt die funktionelle Anpassung der Knochenstruktur an die auf sie einwirkende Kraft. Nach unseren Ergebnissen ist die Spongiosastruktur in T2 und T8 inhomogen in sagittaler Ausrichtung, was u.E. als Summenergebnis von unterschiedlichen Belastungszuständen in den ventralen bzw. dorsalen Regionen über die Lebensdauer angesehen werden muss. Nach Horst M und Brinckmann P (1981) zeigen alle Bewegungssegmente der BWS bei exzentrischer Krafteinleitung asymmetrische Spannungsverteilungen an der Grenzfläche von Wirbelkörper zu Bandscheiben. Dabei schafft zwar die Bandscheibe durch Verlagerung ihres Volumens eine Spannungsverteilung, jedoch sind der Materialverschieblichkeit Grenzen gesetzt, die dazu führen, dass es nicht zu einem vollständigen Druckausgleich kommen kann. Korreliert man die Strukturdaten von T2 und T8 mit biomechanischen Untersuchungen, sprechen alle Verteilungen der Parameter dafür, dass in T2 die Hauptkraftkomponente auf die gesamte dorsale Wirbelkörperregion

einwirkt, während in T8 nur die dorsale Wirbelkörpermitte mechanisch besser angepasst erscheint als die ventrale (Hulme PA et al. 2007).

Da der Wirbelkörper T2 sich am Übergang zwischen HWS-Lordose und BWS-Kyphose befindet, müssten sich, sofern keine Fehlhaltung besteht, ventrale Beanspruchung durch Flexion und dorsale durch Extension in etwa ausgleichen und folglich die endplattennahen Spongiosazonen homogen erscheinen. Zudem ist die Extension der BWS (45°) im Gegensatz zur Ventralflexion (90°) durch die dachziegelartige Anordnung der Dornfortsätze deutlich eingeschränkt (Fick R 1911, Veleanu C et al. 1972, Giles LGF und Singer KP 2000). Daher müssten die ventralen Wirbelkörperanteile von T2 besser an Belastung angepasst sein. Unsere Messungen in Korrelation mit biomechanischen Studien zeigen aber das Gegenteil. Möglicherweise ist die dorsal kräftigere Struktur von T2 allein durch die Einstrahlung der posterioren Wirbelelemente zu erklären. Diese greifen über die auf Biegung beanspruchten Pedikel am Wirbelkörper an (Kummer B 2005) und bewirken eine funktionelle Anpassung der Spongiosa im dorsalen Wirbelkörperanteil.

Betreffend den Wirbelkörper T8, in dem die endplattennahen Zonen in horizontaler Ausdehnung strukturell jeweils homogen sind, überlagern sich möglicherweise zwei Phänomene. Zum einen wird dorsal wie in T2 zusätzliche Kraft durch die Pedikeleinstrahlung auf den dorsalen Teil des Wirbelkörpers eingeleitet, der sich dementsprechend anpassen muss. Zum anderen liegt T8 am Scheitelpunkt der Brustkyphose und somit in der Region der größten ventralen Biegebeanspruchung (Singer KP und Breidahl PD 1990). Nach Horst M und Brinckmann P (1981) wäre dadurch der ventrale Wirbelkörperanteil durch exzentrisch eingeleitete axiale Druckkraft stärker belastet. Da sich der Wirbelkörper T8 dorsal durch die Pedikel wie auch ventral durch die Lage am Scheitelpunkt der Kyphose Mehrbelastungen unterschiedlicher Ursache anpassen muss, erscheinen die endplattennahen ventralen und dorsalen Spongiosazonen strukturell homogen. Für diese Überlegung spricht auch, dass in T8 die horizontale Differenz in der Wirbelkörpermitte wie in T2 besteht. Die ventrale Anpassung der Struktur findet also nur in der Region nahe den Endplatten statt, in der die Spongiosa für die axiale Kraftübertragung hauptverantwortlich ist (Eswaran SK et al. 2006, Roux JP et al. 2010).

Mit fortschreitendem Alter nimmt die Brustkyphose im BWS-Bereich zu. Diese morphologische Veränderung betrifft hauptsächlich die am Scheitelpunkt gelegenen Wirbelkörper T6 bis T8 (Melton LJ 3rd et al. 1988). Ferner degenerieren die Disci intervertebrales, was zur Folge hat, dass diese den Druckausgleich über die Endplatten immer schlechter vollführen können (Horst M und Brinckmann P 1981). Dadurch nimmt ebenfalls die Mehrbelastung in der ventralen Wirbelkörperregion zu. Es wundert also nicht, dass T8 in der BWS die höchste Frakturrate aufweist (Cooper C et al. 1992, Cooper C 1993, Grazio S et al. 2005). Es ist möglich, dass sich die ventrale Wirbelkörperregion in T8 nahe den Endplatten diesen Veränderungen über einen gewissen Zeitraum anpasst (Carter DR 1984), aber in der Folge von zu großer, diskontinuierlicher Belastung, wie z.B. beim Stolpern und Heben schwerer Lasten, wodurch die Wirbelsäule zusätzlich unkontrollierten Ventralflexionen ausgesetzt ist, der Last nicht mehr standhalten kann. Dies geht konform mit der Tatsache, dass sich Keilfrakturen der Wirbelkörper häufiger ventral als dorsal ereignen (De Smet AA et al. 1988, Kanis JA und McCloskey EV 1992). Homminga J et al. (2004) beschreiben die osteoporotisch veränderte Wirbelkörperstruktur treffend als gut an alltägliche Belastung angepasst, aber nicht an sporadische heftige Ereignisse und konnten unter anderem in dieser eine signifikant höhere Anisotropie nachweisen als in der „gesunden“ Kontrollgruppe. Bei uns fand sich in den ventralen Wirbelkörperhälften von T2 und T8 eine verstärkte Gerichtetheit (höhere DA) der Trabekel als dorsal. Die horizontale Differenz dieses Parameters war in T8 deutlich stärker ausgeprägt als in T2. Ebenso imponierten in T8 auffällig höhere Absolutwerte von DA in der ventralen Region als in T2. Dies würde bedeuten, dass der achte Brustwirbelkörper und besonders dessen ventrale Region im Remodelling-Prozess weiter fortgeschritten ist als der zweite. Lis Mosekilde (1998) beschreibt, dass ein wesentlicher Teil dieses Prozesses die Ausdünnung und in der Folge die Perforation horizontaler Trabekel ist. Dabei bleiben die vertikalen Streben übrig, die in der Hauptbelastungsrichtung stehen. Wird dabei in dieser idealisiert als orthogonales Netzwerk beschriebenen Struktur der Abstand zwischen den horizontalen Trabekeln immer größer, so werden die vertikalen Streben immer mehr Biege- als Kompressionskräften ausgesetzt und unter Belastung somit eher frakturieren. Am weitesten fortgeschritten zeigte sich bei unseren Proben anhand des Strukturparameters der Anisotropie (DA) diese Entwicklung in der ventralen Hälfte des Wirbelkörpers T8. Dieser Befund machte es

durchaus plausibel, dass im achten Brustwirbelkörper gehäuft anteriore Keilfrakturen auftraten (De Smet AA et al. 1988).

Wir konnten außerdem zeigen, dass die horizontalen intravertebralen Differenzen von BV/TV und SMI in den kaudalen 50% des Wirbelkörpers T2 signifikant größer sind als in den kranialen 50%. Dies beruht bei genauer Betrachtung der Ergebnisse auf der Tatsache, dass im ventralen Bereich von T2 der SMI über den vertikalen Verlauf seinen niedrigsten Wert kranial der Wirbelkörpermitte erreicht und im dorsalen Bereich erst kaudal der Wirbelkörpermitte. Ebenso zeigt BV/TV in T2 im dorsalen Bereich in der Schicht kaudal der Wirbelkörpermitte einen Gipfel, während der Wert im ventralen Bereich annähernd konstant bleibt.

In einer anderen Studie (Chen H et al. 2008) zeigte sich ebenfalls, dass die Spongiosa des postero-inferioren Wirbelkörperviertels die belastungsstabilste Region mit unter anderem den höchsten Werten für BV/TV und den niedrigsten für SMI ist. Allerdings handelte es sich dabei um eine Untersuchung an LWK 4. Hierbei wurde die Vermutung angestellt, dass in der postero-superioren Region die Struktur durch die kräftigen dorsalen Elemente (i.e. Pedikel) verstärkt wird und dafür in der postero-inferioren Region die Spongiosa zum Ausgleich stärker ausgeprägt sein muss. Wir vermuten eher, dass sich unter dem Kraftfluss des Pedikels die intravertebrale Spongiosastruktur in den dorsalen Bereichen entsprechend anpasst. Dafür spricht, dass der Neigungswinkel der Gelenkflächen der Procc. articulares superiores, die die Ventralschubkomponente im Bewegungssegment aufzunehmen haben, zu der oberen Fläche der zugehörigen Wirbelkörper in T2 durchschnittlich mit 64° kleiner ist als in T8 mit 80° (Putz R 1981). Somit projiziert sich in T2 die Achse der dorsalen Krafteinleitung in den Wirbelkörper durch die Pedikel weiter nach kaudal als in T8. Auch die Pedikel selbst strahlen in T2 und T8 mit unterschiedlicher Neigung in die Wirbelkörper ein. In T2 beträgt der Winkel zwischen der Sagittalachse parallel zur Wirbelkörperdeckplatte und dem nach kaudal gerichteten Pedikel zwischen $17,5$ und $21,8^\circ$. Hingegen ist dieser Winkel in T8 mit Werten zwischen $11,6$ und $19,2^\circ$ flacher gestellt (Zindrick MR et al. 1987, Ebraheim NA et al. 1997, Panjabi MM et al. 1997). Dies erklärt möglicherweise den Anstieg von BV/TV und den Abfall von SMI in T8 im vertikalen Verlauf bis zur Wirbelkörpermitte, da der Pedikel hier relativ flach nach ventro-kaudal einstrahlt und in T2 über die Wirbelkörpermitte hinaus, da der Pedikel

dort steiler steht. Kaudal den der Wertemaxima in den dorsalen Bereichen beider Wirbelkörper verändern sich die Parameter analog der ventralen Region zu der Grundplatte hin.

4.4.3 Differenzen der Strukturparameter zwischen deck- und grundplattennahen Spongiosaregionen mit Vergleichen zwischen T2 und T8

Differenzen der Strukturparameter im vertikalen Verlauf durch den Wirbelkörper wurden bereits in Kapitel 4.4.1 diskutiert. Sie erscheinen in den meisten Fällen annähernd symmetrisch zur Wirbelkörpermitte hin ausgerichtet zu sein. Dennoch zeigten sich auch zwischen den grund- und deckplattennahen Schichten eindeutige, wenn auch kleine Unterschiede, die sich in T2 anders darstellten als in T8.

Gong H et al. (2005) beschrieben die Tb.N als einzigen Parameter, der in der gesamten grundplattennahen Zone (kaudales Drittel der Wirbelkörperhöhe) des vierten Lendenwirbelkörpers höher war als im restlichen Wirbelkörper. Banse X et al. (2001) machten diese Beobachtungen auch für die Segmente T9, T12 bis L1 bzw. L4 und zeigten dazu, dass die Tb.Sp in der grundplattennahen Zone (kaudale 25% der Wirbelkörperhöhe) am niedrigsten war. Unsere Ergebnisse bestätigen diese Beobachtungen, wobei wir jeweils die endplattennahen dorsalen sowie die endplattennahen ventralen Zonen miteinander verglichen. So konnten wir mehr Stäbchen (höhere Tb.N) und kleinere Abstände zwischen den Trabekeln (niedrigere Tb.Sp) in der grundplattennahen Spongiosa im Vergleich zur deckplattennahen finden, wobei diese Unterschiede in T2 nur dorsal und in T8 nur ventral signifikant wurden. Differenzen im Vergleich zwischen den endplattennahen Zonen getrennt nach dorsaler und ventraler Wirbelkörperregion konnten auch von Chen H et al. (2008) belegt werden, die in der postero-inferioren Zone (kaudales Drittel der Wirbelkörperhöhe, dorsales Drittel) des vierten Lendenwirbelkörpers die höchsten Werte für BV/TV, Tb.N und Conn.D und die niedrigsten für Tb.Sp nachweisen konnten. Entsprechend fanden wir im zweiten BWK in der dorsalen Region grundplattennah eine signifikant größere Verknüpfungsdichte (größere Conn.D). Für BV/TV war jedoch kein Unterschied nachweisbar. Im Gegensatz dazu stellten sich in T8 außerdem für SMI nur in der ventralen Region grundplattennah signifikant kleinere Werte als deckplattennah dar.

Unsere Ergebnisse zeigen hiermit ganz klar, dass sich Differenzen zwischen den verschiedenen endplattennahen Spongiosazonen in T2 in der dorsalen und in T8 in der ventralen Region nachweisen lassen. Verglichen mit der biomechanischen Bedeutung der Parameterwerte bilden bezüglich aller signifikanter Strukturdifferenzen die grundplattennahen ventralen Zonen in T8 und die grundplattennahen dorsalen Zonen in T2 gegenüber den entsprechenden deckplattennahen Regionen die belastbarere Struktur aus (Hulme PA et al. 2007).

Dies spricht dafür, dass an Grund- und Deckplatte der Wirbelkörper – in T2 dorsal und in T8 ventral – die Belastung unterschiedlich stark ausgeprägt sein muss. Stefan Weisser (2007) konnte nachweisen, dass innerhalb der Wirbelkörper wie auch innerhalb eines Bewegungssegments die Grundplatten in der BWS bei intakten Bandscheiben stärker mineralisiert waren als die Deckplatten. Nach Horst M und Brinckmann P (1981) ist dieses Ergebnis vereinbar mit der hydraulischen Wirkung der Bandscheibe, die in der Lage ist, die axiale Last der kranial gelegenen Grundplatte auf die kaudal gelegene Deckplatte „abzufedern“. Im Umkehrschluss folgt daraus aber auch, dass die Energie der axialen Last an der Grundplatte größer sein muss als an der Deckplatte. Das heißt möglicherweise, dass das Material des Wirbelkörpers die axiale Energie bei normalem Kraftfluss, wie etwa im aufrechten Stand oder beim Gehen in kranio-kaudaler Richtung akkumuliert, während die Bandscheibe diese bis zum nächsten kaudal gelegenen Wirbelkörper wieder abbaut. Diese Akkumulation findet in T2 vor allem dorsal und in T8 ventral im Wirbelkörper statt und liefert ein Indiz, dass in T2 die Hauptlastkomponente durch die dorsale Region und in T8 durch die ventrale geleitet wird. In einer biomechanischen Studie konnte gezeigt werden, dass sich die Energie im Wirbelkörper der unteren BWS bei Flexion in der antero-superioren Region konzentriert, während sie sich bei homogener Krafteinleitung auf die Deckplatte relativ gleichmäßig im Wirbelkörper verteilt (Toh E et al. 2005). Die Anpassung der Spongiosastruktur im Wirbelkörper wird hauptsächlich durch den homogenen Kraftfluss bestimmt, da diesem die Wirbelsäule über die meiste Zeit ausgesetzt ist. Wenn nun, wie z.B. beim Stolpern oder Heben schwerer Lasten unkontrolliert hohe Lasten ventral exzentrisch auf den Wirbelkörper einwirken, trifft die meiste Energie auf die antero-superiore Region, die nicht an diese Ereignisse adaptiert ist. Da sogar in T8 diese Region im Vergleich zur

antero-inferioren Region mechanisch instabiler ist, wird klar, weshalb sich Frakturen hier am häufigsten als ventrale Deckplatteneinbrüche ereignen. In T2 bestehen im ventralen Wirbelkörperanteil keine Unterschiede in der Struktur der grund- bzw. deckplattennahen Spongiosa. Die niedrigere Frakturnrate als in T8 lässt die Vermutung zu, dass möglicherweise hier durch traumatische Ereignisse eingeleitete Energiemaxima durch die Homogenität der Struktur nahe den Endplatten besser absorbiert werden. Außerdem ist dieses Segment durch seine Lage am Übergang zwischen Lordose und Kyphose nicht so großen Exkursionen in der Flexion ausgesetzt wie T8. Die schwächere postero-superiore Region gegenüber der postero-inferioren in T2 wird vermutlich suffizient durch die verstärkte Corticalis der dort einstrahlenden Pedikel geschützt.

4.4.4 Seitendifferenzen

Seitenvergleiche jeweils innerhalb der beiden Wirbelkörper T2 und T8 im Sinne einer Gegenüberstellung von Parameterwerten der rechten und der linken Wirbelkörperhälften waren durch den Versuchsaufbau nicht möglich. Das lag daran, dass die BWK 2 und 8 unterschiedlich zerteilt wurden und somit topographisch differente Gebiete hätten verglichen werden müssen. Eine weitere Zergliederung unseres Untersuchungsmaterials mit dem Ziel, vergleichbare regionale Teilgebiete zu erlangen, wäre aufgrund zu großer struktureller Zerstörung nicht sinnvoll gewesen.

4.5 Ausblick

Unsere Ergebnisse konnten zeigen, dass die Spongiosa innerhalb der Brustwirbel nicht homogen verteilt ist und zusätzlich in den Brustwirbelsegmenten zwei und acht deutliche Unterschiede aufweisen. Darin sehen wir eine äußerst differenzierte Anpassung an die Kräfte, die auf die Wirbelkörper einwirken. Es ist jedoch in vivo wie auch ex vivo am Präparat kaum möglich, die verschiedenen Krafteinflüsse durch Muskulatur, Bänder und Bandscheiben präzise zu quantifizieren, um daraus die mechanischen Belastungen des Wirbelkörpers abzuleiten. Deshalb wäre eine weitere Aufgabe, dieses multifaktorielle Geschehen in einem Rechenmodell, wie z.B. mittels der Finite-Elemente-Methode, für die gesamte Wirbelsäule unter

verschiedenen Bedingungen zu definieren. So ließen sich durch Veränderungen der mechanischen wie auch der stoffwechselbedingten Einflussgrößen Vorhersagen für den regionalen Umbau der Spongiosa machen.

Im Tiermodell ist bereits bekannt, dass sich unter Östrogenentzug die Mikroarchitektur der Wirbelkörper sehr frühzeitig verändert (Campbell GM et al. 2008). Auch eine veränderte Belastungssituation, wie z.B. bei Fehlhaltungen durch den modernen Alltag oder bei Muskelatrophie könnten charakteristische Umbauvorgänge in Gang setzen. Zudem weiß man, dass sich der Vorhersagewert für die mechanische Beschaffenheit von Spongiosa eindeutig verbessert, wenn Strukturparameter in die Berechnung mit einfließen (Ulrich D et al. 1999).

Wir konnten ganz klar zeigen, dass Wirbelkörper mit einer unterschiedlichen Frakturrate deutlich andere intravertebrale Spongiosaverteilungen aufweisen. Auf dieser Grundlage wäre es sinnvoll, bestimmte topographische Verteilungen der intravertebralen Spongiosaarchitektur herauszuarbeiten, die ein Frakturgeschehen begünstigen, um frühzeitig therapeutisch interagieren zu können. Problematisch wird sein, dass sich Strukturparameter der Spongiosa durch die konventionelle diagnostische Bildgebung, wie CT oder MRT bisher nicht quantifizieren ließen. Die klinische wie auch die marktwirtschaftliche Bedeutung an Wirbelkörperfrakturen wird jedoch stetig zunehmen, da die Menschen immer älter werden und osteoporotische Veränderungen somit statistisch immer häufiger auftreten werden. Eine gezielte Frakturprophylaxe wird aber nur möglich sein, wenn die prädisponierenden Veränderungen der intravertebralen Spongiosastruktur bekannt sind und diese diagnostiziert werden können.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit sollte zum einen untersucht werden, wie Form und räumliche Anordnung der Trabekel innerhalb der Brustwirbelkörper topographisch organisiert sind und zum anderen, ob es diesbezüglich Unterschiede zwischen Wirbelkörpern der Segmente T2 und T8 gibt. Die Hypothese, dass Strukturunterschiede zwischen diesen beiden thorakalen Segmenten bestehen, ergab sich aus den unterschiedlichen Frakturhäufigkeiten sowie aus der Position der Wirbelkörper im Verbund des axialen Skelettstabes.

Wir führten unsere Untersuchungen an Wirbelkörpern der thorakalen Segmente 2 und 8 von sechs weiblichen Leichen im Alter zwischen 57 und 83 Jahren (arithmetisches Mittel: 64,5 Jahre) durch. Zuerst wurden konventionelle Röntgen- und μ CT-Bilder von einer Probe exemplarisch verglichen. Die Analyse der Trabekelstruktur wurde mit dem μ CT-20 der Firma Scanco erstellt, womit die Parameter BV/TV, Tb.N, Tb.Sp, Tb.Th, SMI, Conn.D und DA ermittelt wurden. Wir unterschieden 12 intravertebrale Regionen: Sechs transversale Schichten von End- zu Endplatte zu 10, 15, 25, 25, 15 und 10% der Wirbelkörperhöhe ohne Grund- und Deckplatte spiegelbildlich zur Wirbelkörpermitte angeordnet, die wir jeweils noch in einen ventralen und dorsalen Bereich zu je 50% unterteilten. Die Verteilung der Parameter wurde graphisch dargestellt und die Bereiche intra- und intervertebral miteinander verglichen. Dabei wendeten wir hauptsächlich die Methode der deskriptiven Statistik an. In Bereichen, in denen das explorative Ergebnis überzufällig gegeben schien, prüften wir dieses mittels schließender Statistik auf seine Allgemeingültigkeit.

Die deskriptive Analyse des Bildmaterials zeigte deutliche Unterschiede innerhalb der Wirbelkörper und auch zwischen den Segmenten. T2 wies dabei eine weitaus homogene, wabenförmige Struktur mit im Vergleich zu T8 relativ dicken Trabekeln auf, die nur im ventralen Drittel andeutungsweise eine Vorzugsrichtung in kranio-kaudaler Richtung erkennen ließ. In T8 war hingegen ein orthogonales Netzwerk mit Vorzugsrichtung der Trabekel in kranio-kaudaler Richtung überall deutlich zu beobachten. Dünnere Trabekel verliefen in vertikaler Ebene rechtwinklig zur umgebenden Corticalis. Die Wirbelkörperspongiosa beider Segmente bot

plättchenförmige Struktur vor allem in der Wirbelkörpermitte. Bei den Strukturparametern fiel besonders auf, dass eine deutliche Homogenität zwischen den Werten der Individuen bezüglich ihrer intravertebralen Verteilung bestand, wobei die Absolutwerte oft erheblich schwankten. Im vertikalen Vergleich zwischen Endplatten und Wirbelkörpermitte konnten wir in T2 wie auch in T8 für Tb.N, SMI und Conn.D eine zur Wirbelkörpermitte hin symmetrische Verteilung nachweisen mit hohen Werten an den Endplatten, die jeweils zur Wirbelkörpermitte hin stetig abfielen. Spiegelbildlich angeordnet waren die Werte der Tb.Sp und Tb.Th, wobei für letztere nur eine Tendenz zu erkennen war. Bei den Differenzen zwischen dorsalen und ventralen Regionen innerhalb der einzelnen horizontalen Schichten zeigten sich Unterschiede zwischen T2 und T8. Im zweiten Brustwirbelkörper waren für BV/TV, Tb.N und Conn.D im gesamten Wirbelkörper in den endplattennahen Regionen wie auch in der Wirbelkörpermitte dorsal größere Werte als ventral festgestellt worden. Umgekehrt waren die Werte der Tb.Sp und des SMI in allen Bereichen ventral größer. Anders zeigten sich dagegen im achten Brustwirbelkörper horizontale Unterschiede nur in der Wirbelkörpermitte, wo Tb.N und Conn.D dorsal größer und Tb.Sp ventral größer waren. Eine Ausnahme machte DA, die in T8 im gesamten ventralen Bereich größer war als dorsal. Zuletzt konnten wir segmentspezifische Unterschiede zwischen deck- und grundplattennahen Regionen nachweisen. In T2 zeigten sich diese ausschließlich in der dorsalen und in T8 in der ventralen Wirbelkörperhälfte.

Die Wirbelkörper nehmen hauptsächlich axiale Kraft auf, die durch die angrenzenden Bandscheiben gleichmäßig auf die Endplatten verteilt wird. Bei Flexions- und Extensionsbewegungen der Wirbelsäule kann es abhängig vom Degenerationsgrad der Bandscheiben in den Endstellungen der Gelenke zu Kraftspitzen in den ventralen und dorsalen Bereichen kommen. Von hinten strahlen die Pedikel in die Wirbelkörper ein, die Kräfte aus der dorsalen Wirbelportion übertragen. Diese biomechanischen Einflüsse zeigen sich in der Spongiosaarchitektur der Wirbelkörper als Ausdruck lokaler Anpassungsvorgänge.

Die vertikale Verteilung der Parameter war in beiden Wirbelkörpern T2 und T8 symmetrisch zur axialen Mitte hin ausgerichtet. Dabei spiegelten die Werte der Tb.Sp die Ausdehnung des intravertebralen Gefäßnetzes wider, das von den Endplatten zur

Wirbelkörpermitte hin an Kaliber zunahm. Bezogen auf die Belastbarkeit der Struktur in den verschiedenen Regionen, deuteten manche Parameter-Messwerte an den Endplatten auf bessere mechanische Stabilität hin (Tb.N, Tb.Sp, Conn.D) und andere in der Wirbelkörpermitte (SMI, Tb.Th). Außerdem war bekannt, dass eine dickere Corticalis in der Mitte der Wirbelkörper dort für erhöhte Stabilität sorgte. Wir vermuten, dass die mechanische Beanspruchbarkeit somit über den gesamten vertikalen intravertebralen Verlauf von T2 und T8 annähernd konstant blieb, wobei dies in den unterschiedlichen Regionen durch diverse räumliche Trabekelbauweise gewährleistet wird. Dies stand möglicherweise im Kontext mit der spezifischen Belastungssituation der verschiedenen Regionen. Denkbar wäre auch, dass sich die Trabekelstruktur an die räumlichen Vorgaben des Gefäßnetzes angepasst hat.

In horizontaler Ausrichtung zeigten sich innerhalb der Wirbelkörper ebenso Differenzen mit deutlichen Unterschieden zwischen den Segmenten T2 und T8. Im Zusammenhang mit biomechanischen Messungen sprechen alle Verteilungen der Parameter dafür, dass in T2 die Hauptkraftkomponente auf die gesamte dorsale Wirbelkörperregion einwirkt und in T8 ausschließlich die dorsale Wirbelkörpermitte mechanisch stabiler gebaut ist als die ventrale. Möglicherweise erklärt sich die dorsal durchgängig stabilere Struktur von T2 allein durch die Einstrahlung der posterioren Wirbelelemente. Diese greifen über die auf Biegung beanspruchten Pedikel am Wirbelkörper an und bewirken eine funktionelle Anpassung der Spongiosa im dorsalen Wirbelkörperanteil. Die ventralen endplattennahen Spongiosazonen zeigten sich in T8 mechanisch gleich beanspruchbar und somit strukturell nicht different zu den korrespondierenden dorsalen Bereichen. Vermutlich muss sich der Wirbelkörper T8 nicht nur dorsal durch die Einstrahlung der posterioren Wirbelelemente, sondern auch durch die Lage am Scheitelpunkt der Kyphose vermehrt exzentrisch ventral eingeleiteter Belastung anpassen. Dass die ventrale Wirbelkörpermitte gegenüber der dorsalen wie in T2 mechanisch schwächer ausgeprägt war, führten wir darauf zurück, dass die ventrale Anpassung der Struktur von T8 nur in der Region nahe den Endplatten stattfindet, in der bewiesenermaßen die Spongiosa hauptverantwortlich für die axiale Kraftübertragung ist. Die Gerichtetheit der Trabekel war im gesamten achten Brustwirbelkörper verglichen mit dem zweiten größer. Dieses Ergebnis war auch schon optisch eindeutig am Bildmaterial zu erkennen. In T8 wies zudem die ventral größere Anisotropie als dorsal auf stärkere Remodelling-Vorgänge in dieser

Region hin. Dieser Prozess, der im Wesentlichen durch Ausdünnung und Perforation horizontaler Trabekel gekennzeichnet ist, in dessen Folge die vertikalen Streben in der Hauptbelastungsrichtung stehen bleiben, wurde bereits auf den konventionellen Röntgen- und μ CT-Bildern deutlich sichtbar. Diese Entwicklung hat zur Folge, dass die vertikalen Streben immer mehr Biege- als Kompressionskräften ausgesetzt sind und somit leichter brechen können. Wir konnten damit morphologisch belegen, warum ventrale Keilfrakturen viel häufiger in T8 als in T2 vorkommen.

Differenzen zwischen den grund- und deckplattennahen Zonen fielen in T2 dorsal und in T8 ventral biomechanisch zugunsten der grundplattennahen Regionen aus. Möglicherweise akkumuliert im Wirbelkörper die axial eingeleitete Kraft von kranial nach kaudal. Dies geschieht in T2 dorsal und in T8 ventral. Somit ergibt sich daraus ein weiteres Indiz, dass die Hauptkraftkomponente in T2 dorsal durch den Wirbelkörper geleitet wird und in T8 ventral.

6. Literaturverzeichnis

1. Amling M, Pösl M, Ritzel H, Hahn M, Vogel M, Wening VJ, Delling G (1996)
Architecture and distribution of cancellous bone yield vertebral fracture clues.
A histomorphometric analysis of the complete spinal column from 40 autopsy specimens.
Arch Orthop Trauma Surg 115(5):262-9.
2. Arkin AM (1950)
The mechanism of rotation in combination with lateral deviation in the normal spine.
J Bone Joint Surg Am 32A(1):180-8.
3. Banse X, Devogelaer JP, Munting E, Delloye C, Cornu O, Grynepas M (2001)
Inhomogeneity of human vertebral cancellous bone: systematic density and structure patterns inside the vertebral body.
Bone 28(5):563-71.
4. Bevill G, Eswaran SK, Gupta A, Papadopoulos P, Keaveny TM (2006)
Influence of bone volume fraction and architecture on computed large-deformation failure mechanisms in human trabecular bone.
Bone 39(6):1218-25.
5. Bonjour JP, Theintz G, Law F, Slosman D, Rizzoli R (1994)
Peak bone mass.
Osteoporos Int 4, Suppl 1:7-13.
6. Campbell GM, Buie HR, Boyd SK (2008)
Signs of irreversible architectural changes occur early in the development of experimental osteoporosis as assessed by in vivo micro-CT.
Osteoporos Int 19(10):1409-19. Epub 2008 Mar 29.
7. Carter DR (1984)
Mechanical loading histories and cortical bone remodeling
Calcif Tissue Int 36 Suppl 1:S19-24.
8. Chen H, Shoumura S, Emura S, Bunai Y (2008)
Regional variations of vertebral trabecular bone microstructure with age and gender.
Osteoporos Int 19(10):1473-83.
9. Chesnut CH 3rd, Rosen CJ; Bone Quality Discussion Group (2001)
Reconsidering the effects of antiresorptive therapies in reducing osteoporotic fracture.
J Bone Miner Res 16(12):2163-72.

10. Christodoulou C, Cooper C (2003)
What is osteoporosis?
Postgrad Med J 79(929):133-8.
11. Cooper C (1993)
Epidemiology and public health impact of osteoporosis.
Baillieres Clin Rheumatol 7(3):459-77.
12. Cooper C, Atkinson EJ, O'Fallon WM, Melton LJ 3rd (1992)
Incidence of clinically diagnosed vertebral fractures: a population-based study in Rochester, Minnesota, 1985-1989.
J Bone Miner Res 7(2):221-7.
13. Crock HV, Yoshizawa H, Kame SK (1973)
Observations on the venous drainage of the human vertebral body.
J Bone Joint Surg Br 55(3):528-33.
14. De Smet AA, Robinson RG, Johnson BE, Lukert BP (1988)
Spinal compression fractures in osteoporotic women: patterns and relationship to hyperkyphosis.
Radiology 166(2):497-500.
15. Ebraheim NA, Xu R, Ahmad M, Yeasting RA (1997)
Projection of the thoracic pedicle and its morphometric analysis.
Spine (Phila Pa 1976) 22(3):233-8.
16. EFFO and NOF (1997)
Who are candidates for prevention and treatment for osteoporosis?
Osteoporos Int 7(1):1-6.
17. Engelke K, Graeff W, Meiss L, Hahn M, Delling G (1993)
High spatial resolution imaging of bone mineral using computed microtomography. Comparison with microradiography and undecalcified histologic sections.
Invest Radiol 28(4):341-9.
18. Eswaran SK, Gupta A, Adams MF, Keaveny TM (2006)
Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body.
J Bone Miner Res 21(2):307-14.
19. Fahrmeir L, Künstler R, Pigeot I, Tutz G (2007)
Statistik – der Weg zur Datenanalyse
Springer, Berlin-Heidelberg-New York.
20. Fick R (1911)
Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. Bd 3: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik
Gustav Fischer, Stuttgart-Jena.

21. Genant HK, Wu CY, van Kuijk C, Nevitt MC (1993)
Vertebral fracture assessment using a semiquantitative technique.
J Bone Miner Res 8(9):1137-48.
22. Giles LGF, Singer KP (2000)
The Clinical Anatomy and Management of Thoracic Spine Pain.
Butterworth-Heinemann, Oxford-Woburn.
23. Gong H, Zhang M, Yeung HY, Qin L (2005)
Regional variations in microstructural properties of vertebral trabeculae with aging.
J Bone Miner Metab 23(2):174-80.
24. Graichen H, Putz R (1999)
Anatomical and functional aspects of the thoracic and lumbar spine.
Orthopäde 28(5):424-31.
25. Grazio S, Korsić M, Jajić I (2005)
Prevalence of vertebral fractures in an urban population in Croatia aged fifty and older.
Wien Klin Wochenschr 117(1-2):42-7.
26. Grote HJ, Amling M, Vogel M, Hahn M, Pösl M, Delling G (1995)
Intervertebral variation in trabecular microarchitecture throughout the normal spine in relation to age.
Bone 16(3):301-8.
27. Hara T, Tanck E, Homminga J, Huiskes R (2002)
The influence of microcomputed tomography threshold variations on the assessment of structural and mechanical trabecular bone properties.
Bone 31(1):107-9.
28. Harrigan TP, Mann RW (1984)
Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor
Journal of materials science 19:761-7.
29. Hashizume H (1980)
Three-dimensional architecture and development of lumbar intervertebral discs.
Acta Med Okayama 34(5):301-14.
30. Hildebrand T, Laib A, Müller R, Dequeker J, Rügsegger P (1999)
Direct three-dimensional morphometric analysis of human cancellous bone: microstructural data from spine, femur, iliac crest, and calcaneus.
J Bone Miner Res 14(7):1167-74.

31. Homminga J, Van-Rietbergen B, Lochmüller EM, Weinans H, Eckstein F, Huiskes R (2004)
The osteoporotic vertebral structure is well adapted to the loads of daily life, but not to infrequent “error” loads.
Bone 34(3):510-6.
32. Hooff A, van den (1964)
Histological age changes in the annulus fibrosus of the human intervertebral discs.
Gerontology 9:136-49.
33. Horst M, Brinckmann P (1981)
1980 Volvo award in biomechanics. Measurement of the distribution of axial stress on the end-plate of the vertebral body.
Spine (Phila Pa 1976) 6(3):217-32.
34. Hulme PA, Boyd SK, Ferguson SJ (2007)
Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength.
Bone 41(6):946-57.
35. Inoue H (1981)
Three-dimensional architecture of lumbar intervertebral discs.
Spine (Phila Pa 1976) 6(2):139-46.
36. Ito M, Nakamura T, Matsumoto T, Tsurusaki K, Hayashi K (1998)
Analysis of trabecular microarchitecture of human iliac bone using microcomputed tomography in patients with hip arthrosis with or without vertebral fracture.
Bone 23(2):163-9.
37. Junghanns H (1930)
Nomenclatura Columnae vertebralis. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd 100
Hippocartes, Stuttgart.
38. Kanis JA, McCloskey EV (1992)
Epidemiology of vertebral osteoporosis.
Bone 13, Suppl 2:1-10.
39. Kanis JA, Glüer CC (2000)
An update on the diagnosis and assessment of osteoporosis with densitometry. Committee of Scientific Advisors, International Osteoporosis Foundation.
Osteoporos Int 11(3):192-202.
40. Kanis JA, Johnell O (2005)
Requirements for DXA for the management of osteoporosis in Europe.
Osteoporos Int 16(3):229-38.

41. Kanis JA, Johnell O, Oden A, Johansson H, McCloskey E (2008)
FRAX and the assessment of fracture probability in men and women from the UK.
Osteoporos Int 19(4):385-97.
42. Kummer B (2005)
Biomechanik – Form und Funktion des Bewegungsapparates
Deutscher Ärzte-Verlag, Köln.
43. Linde F, Sørensen HC (1993)
The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone.
J Biomech 26(10):1249-52.
44. Lochmüller EM, Krefting N, Bürklein D, Eckstein F (2001)
Effect of fixation, soft-tissues, and scan projection on bone mineral measurements with dual energy X-ray absorptiometry (DXA).
Calcif Tissue Int 68(3):140-5.
45. Lovett RW (1900)
Movements of the normal spine in their relation to scoliosis.
J Boston Soc Med Sci 4(9):243.
46. Lyles KW, Gold DT, Shipp KM, Pieper CF, Martinez S, Mulhausen PL (1993)
Association of osteoporotic vertebral compression fractures with impaired functional status.
Am J Med 94(6):595-601.
47. McDonnell P, McHugh PE, O'Mahoney D (2007)
Vertebral osteoporosis and trabecular bone quality.
Ann Biomed Eng 35(2):170-89.
48. McNally EG, Wilson DJ, Ostlere SJ (2001)
Limited magnetic resonance imaging in low back pain instead of plain radiographs: experience with first 1000 cases.
Clin Radiol 56(11):922-5.
49. Melton LJ 3rd, Chao EYS, Lane J (1988)
Biomechanical aspects of fractures. In: Riggs BL, Melton LJ 3rd (eds)
Osteoporosis: Etiology, Diagnosis and Management. Raven Press, New York, pp. 111-31.
50. Melton LJ 3rd, Chrischilles EA, Cooper C, Lane AW, Riggs BL Perspective (1992)
Perspective. How many women have osteoporosis?
J Bone Miner Res 7(9):1005-10.
51. Melton LJ 3rd, Atkinson EJ, O'Connor MK, O'Fallon WM, Riggs BL (1998)
Bone density and fracture risk in men.
J Bone Miner Res 13(12):1915-23.

52. Melton LJ 3rd, Crowson CS, O`Fallon WM (1999)
Fracture incidence in Olmsted County, Minnesota: comparison of urban with rural rates and changes in urban rates over time.
Osteoporos Int 9(1):29-37.
53. Mittra E, Rubin C, Qin YX (2005)
Interrelationship of trabecular mechanical and microstructural properties in sheep trabecular bone.
J Biomech 38(6):1229-37.
54. Mosekilde L (1993)
Vertebral structure and strength in vivo and in vitro.
Calcif Tissue Int 53, Suppl 1:121-5; discussion 125-6.
55. Mosekilde L (1998)
The effect of modelling and remodelling on human vertebral body architecture.
Technol Health Care 6(5-6):287-97.
56. Müller R, Hahn M, Vogel M, Delling G, Rügsegger P (1996)
Morphometric analysis of noninvasively assessed bone biopsies: comparison of high-resolution computed tomography and histologic sections.
Bone 18(3):215-20.
57. Müller R, Van Campenhout H, Van Damme B, Van Der Perre G, Dequeker J, Hildebrand T, Rügsegger P (1998)
Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography.
Bone 23(1):59-66.
58. Müller-Gerbl M (1992)
The role of the vertebral joint for the kinetics of the moving segment.
Ann Anat 174(1):48-53.
59. North American Menopause Society (2006)
Management of osteoporosis in postmenopausal women: 2006 position statement of The North American Menopause Society.
Menopause 13(3):340-67.
60. Panjabi MM, O`Holleran JD, Crisco JJ 3rd, Kothe R (1997)
Complexity of the thoracic spine pedicle anatomy.
Eur Spine J 6(1):19-24.
61. Parfitt AM (1988)
Bone Histomorphometry: Standardization of Nomenclature, Symbols and Units (Summary of Proposed System)
Bone 9(1):67-69.

62. Pauwels F (1965)
Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates.
Springer, Berlin.
63. Pesch HJ, Scharf HP, Lauer G, Seibold H (1980)
Age-dependent compound construction of the lumbar vertebrae. An analysis of structure and form.
Virchows Arch A Pathol Anat Histol 386(1):21-41.
64. Peyrin F, Salome M, Cloetens P, Laval-Jeantet AM, Ritman E, Rügsegger P (1998)
Micro-CT examinations of trabecular bone samples at different resolutions: 14, 7 and 2 micron level.
Technol Health Care 6(5-6):391-401.
65. Pollintine P, Dolan P, Tobias JH, Adams MA (2004)
Intervertebral disc degeneration can lead to “stress-shielding” of the anterior vertebral body: a cause of osteoporotic vertebral fracture?
Spine 29(7):774-82.
66. Putz R (1981)
Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke.
Georg Thieme, Stuttgart-New York.
67. Putz R (1993)
Funktionelle Rolle der Bandscheibe im Bewegungssegment.
Radiologe 33(10):563-6.
68. Putz R (2007)
Skelett und Evolution: Problemfall Wirbelsäule?
Nova Acta Leopoldina NF 94, Nr. 348, 65-71.
69. Roux C, Fechtenbaum J, Briot K, Cropet C, Liu-Léage S, Marcelli C (2008)
Inverse relationship between vertebral fractures and spine osteoarthritis in postmenopausal women with osteoporosis.
Ann Rheum Dis 67(2):224-8.
70. Roux JP, Wegrzyn J, Arlot ME, Guyen O, Delmas PD, Chapurlat R, Bouxsein ML (2010)
Contribution of trabecular and cortical components to biomechanical behaviour of human vertebrae: an ex vivo study.
J Bone Miner Res 25(2):356-61.
71. Sanders KM, Nicholson GC, Watts JJ, Pasco JA, Henry MJ, Kotowicz MA, Seeman E (2006)
Half the burden of fragility fractures in the community occur in women without osteoporosis. When is fracture prevention cost-effective?
Bone 38(5):694-700.

72. Scharf HP, Pesch HJ, Lauer G, Seibold H (1980)
Changes in form and structure of vertebrae as a manifestation of mechanical loading.
Microsc Acta, Suppl 4:129-34.
73. Silverman SL (1992)
The clinical consequences of vertebral compression fracture.
Bone 13, Suppl 2:27-31.
74. Silverman SL, Piziak VK, Chen P, Misurski DA, Wagman RB (2005)
Relationship of health related quality of life to prevalent and new or worsening back pain in postmenopausal women with osteoporosis.
J Rheumatol 32(12):2405-9.
75. Simpson EK, Parkinson IH, Manthey B, Fazzalari NL (2001)
Intervertebral disc disorganization is related to trabecular bone architecture in the lumbar spine.
J Bone Miner Res 16(4):681-7.
76. Singer KP, Breidahl PD (1990)
Vertebral body trabecular density at the thoracolumbar junction using quantitative computed tomography. A post-mortem study.
Acta Radiol 31(1):37-40.
77. Siris ES, Chen YT, Abbott TA, Barrett-Connor E, Miller PD, Wehren LE, Berger ML (2004)
Bone mineral density thresholds for pharmacological intervention to prevent fractures.
Arch Intern Med 164(10):1108-12.
78. Sobotta, Atlas der Anatomie (Hrsg.: Putz R, Pabst R)
22. Aufl.
Urban & Fischer, München-Jena 2002.
79. Stauber M, Rapillard L, van Lenthe GH, Zysset P, Müller R (2006)
Importance of individual rods and plates in the assessment of bone quality and their contribution to bone stiffness.
J Bone Miner Res 21(4):586-95.
80. Thomsen JS, Ebbesen EN, Mosekilde L (2002)
Zone-dependent changes in human vertebral trabecular bone: clinical implications.
Bone 30(5):664-9.
81. Toh E, Yerby SA, Bay BK, McLain RF, Mochida J (2005)
The behaviour of thoracic trabecular bone during flexion.
Tokai J Exp Clin Med 30(3):163-70.

82. Ulrich D, van Rietbergen B, Laib A, Rüegsegger P (1999)
The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone.
Bone 25(1):55-60.
83. Veleanu C, Grün U, Diaconescu M, Cocota E (1972)
Structural peculiarities of the thoracic spine. Their functional significance.
Acta Anat 82(1):97-107.
84. Weisser S (2007)
Darstellung der Mineralisierungsverteilung in den Endplatten der
Wirbelkörper zur Analyse des Kraftflusses in der Wirbelsäule.
Dissertation an der Medizinischen Fakultät der LMU München
85. Wolff J (1982)
Das Gesetz der Transformation der Knochen.
Hirschwald, Berlin.
86. World Health Organisation (1994)
Assessment of fracture risk and its implication to screening for
postmenopausal osteoporosis: Technical report series 843.
Geneva: WHO.
87. Zindrick MR, Wiltse LL, Doornik A, Widell EH, Knight GW, Patwardhan AG,
Thomas JC, Rothman SL, Fields BT (1987)
Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar
pedicles.
Spine (Phila Pa 1976) 12(2):160-6.

7. Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. R. Putz und Frau Prof. Dr. med. M. Müller-Gerbl für die freundliche Überlassung dieses Themas, die exzellente Betreuung und die unermüdliche Förderung.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. R. Putz für die vielen ermutigenden und aufschlussreichen Gespräche, die Vermittlung von präzisiertem wissenschaftlichem Denken sowie der fortwährenden und geduldigen Unterstützung bei der Niederschrift der Arbeit.

Außerordentlich dankbar bin ich für die ungewöhnlich großzügige Hilfe von Herrn Prof. Dr. med. S. Milz, der immer für kritische wissenschaftliche Gespräche bereit war und in technischen Fragen mir jederzeit zur Seite stand. Zudem setzte er sich dafür ein, dass genügend Präparate für die Untersuchungen zur Verfügung standen.

Bei Herrn Prof. Dr. med. A. Büttner, Direktor des Instituts für Rechtsmedizin der Universität Rostock möchte ich mich für die gute Zusammenarbeit bedanken.

Maiko Matsuura war für mich unersetzlich bezüglich der Hilfe im Umgang mit der geräteinternen Software sowie der technischen Bedienung des „µCT 20“.

Großer Dank gilt auch der statistischen Beratung durch das STABLAB (Statistisches Beratungslabor) des Instituts für Statistik der LMU München.

Herrn Dr. med. E. Kaiser möchte ich speziell dafür danken, dass er mir keine Frage, die die anatomischen Grundlagen betrafen, offen ließ und mich in jeglicher Hinsicht unterstützte.

Meinen Eltern StD Paul (†) und Dr. med. Ulrike Doberauer wie auch meiner Schwester Anna-Katharina Doberauer danke ich aus tiefstem Herzen für ihre immerwährende liebevolle Unterstützung während meiner Ausbildung.

Unermesslicher Dank gilt meiner Frau Birgit für die Ermutigungen, rege Anteilnahme, Entbehrungen und Liebe.

8. Curriculum vitae

Persönliche Daten:

Name: Johannes Paul Maria Doberauer
Geburtsdatum: 26.08.1980
Eltern: Paul Stephan Heinrich Doberauer, Studiendirektor (†)
Dr. med. Ulrike Doberauer, praktische Ärztin
Geschwister: Anna-Katharina Doberauer, Studentin

Schulbildung:

1987 – 1995 Rudolph-Steiner-Schule München-Schwabing
1995 – 2000 Rudolph-Steiner-Schule München-Daglfing
06/2000 Allgemeine Hochschulreife, Wilhelm-Hausenstein-Gymnasium
München

Studium:

1997 – 2001 Jungstudent am Richard-Strauss-Konservatorium,
Violin-Klasse Prof. Urs Stiehler
2000 – 2003 Studium der Humanmedizin, Ludwig-Maximilians-Universität
München
2003 – 2007 Studium der Humanmedizin, Technische Universität München
12/2007 Approbation als Arzt

Beruf:

2008 – 2011 Wissenschaftlicher Assistent
bei Prof. Dr. med. Dr. h.c. R. Putz und Prof. Dr. med. L.J. Wurzinger,
Ludwig-Maximilians-Universität München,
Lehrstuhl I der Anatomischen Anstalt
seit 03/2011 Assistenzarzt
Krankenhaus Barmherzige Brüder München,
Abteilung für Allgemein- und Visceralchirurgie,
Leitung: Dr. med. C. Reuter