

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

# **Funktionelle Struktur der Spongiosa der Processus articulares superiores der Lendenwirbelsäule**

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

vorgelegt von  
Susanne Drews  
aus  
Wiesbaden  
2007

mit Genehmigung der medizinischen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

|   |                             |
|---|-----------------------------|
| Berichterstatter:                                   | Prof. Dr. Dr. h.c. R. Putz  |
| Mitberichterstatter:                                | Prof. Dr. P. Müller         |
| Mitbetreuung durch den<br>promovierten Mitarbeiter: |                             |
| Dekan:  | Prof. Dr. med. D. Reinhardt |
| Tag der mündlichen Prüfung:                         | 08.03.2007                  |

# Inhalt

- 1) Definitionen
- 2) Einleitung
  - a) Allgemeine Einleitung
  - b) Überblick über die Anatomie der Wirbelsäule
- 3) Material und Methode
  - a) Material
  - b) Methode
- 4) Ergebnisse
  - a) Deskriptiver Vergleich des Bildmaterials
  - b) BV/TV
  - c) Conn. D.
  - d) SMI
  - e) Tb.N\*
  - f) Tb.Th\*
  - g) Tb.Sp\*
  - h) DA
- 5) Diskussion
  - a) Diskussion der Problematik und Fragestellung
  - b) Diskussion des Materials
  - c) Diskussion der Methode
  - d) Diskussion des Bildmaterialvergleichs
  - e) Diskussion der Strukturparameter
  - f) Geschlechtsunterschiede
  - g) Seitenunterschiede
  - h) Änderungen der Biomechanik der Wirbelsäule im Alter
  - i) Ausblick
- 6) Zusammenfassung
- 7) Literatur
- 8) Danksagung
- 9) Curriculum vitae

## 1) Definitionen

### a) BV/TV (Bone-Volume-Fraction)

misst das Verhältnis von Knochenvolumen zu Gesamtvolumen und ist damit ein Parameter für die Knochendichte, gemessen in %.

### b) Conn. D. (Connectivity Density)

ist ein Maß für die Zahl der Verknüpfungen pro  $\text{mm}^3$ , die unterbrochen werden können, bevor das Netzwerk zerbricht.

### c) SMI (Structure Model Index)

beschreibt die dreidimensionale Struktur der Trabekel. Er kann Werte zwischen 0 und 3 annehmen, wobei 0 die ideale „plättchenförmige“ Form beschreibt und 3 die ideale „stäbchenförmige“ Trabekelform. Werte unter 0 kommen bei sehr dichten Proben mit konkaver „plättchenförmiger“ Form vor.

### d) Tb.N\* (Trabecular Number)

gibt die Zahl der Trabekel pro mm an.

### e) Tb.Th\* (Trabecular Thickness)

beschreibt die Dicke der Trabekel in mm.

### f) Tb.Sp\* (Trabecular Separation)

ist ein Maß für den Abstand zwischen den Trabekeln in mm.

### g) DA (Degree of Anisotropy )

stellt ein Maß für trabekuläre Vorzugsrichtungen dar. Ist sein Wert 1, so gibt es keine bestimmte Vorzugsrichtung, die Trabekel verteilen sich isotrop. Bei Werten größer als 1 gibt es eine Vorzugsrichtung.

### h) BMI (Body-Mass-Index)

ist die Maßzahl für die Bewertung des Körpergewichts eines Menschen im Verhältnis zum Quadrat seiner Größe:

$$\text{BMI} = \frac{\text{Körpergewicht [kg]}}{\text{Körpergröße [m]}^2}$$

| Kategorie               | BMI [ $\text{kg}/\text{m}^2$ ] |
|-------------------------|--------------------------------|
| Kritisches Untergewicht | <16                            |
| Untergewicht            | 16-20                          |
| Normalgewicht           | 20-25                          |
| Übergewicht             | 25-30                          |
| Adipositas I°           | 30-35                          |
| Adipositas II°          | 35-40                          |
| Adipositas III°         | >40                            |

## 2) Einleitung

### a) Allgemeine Einleitung

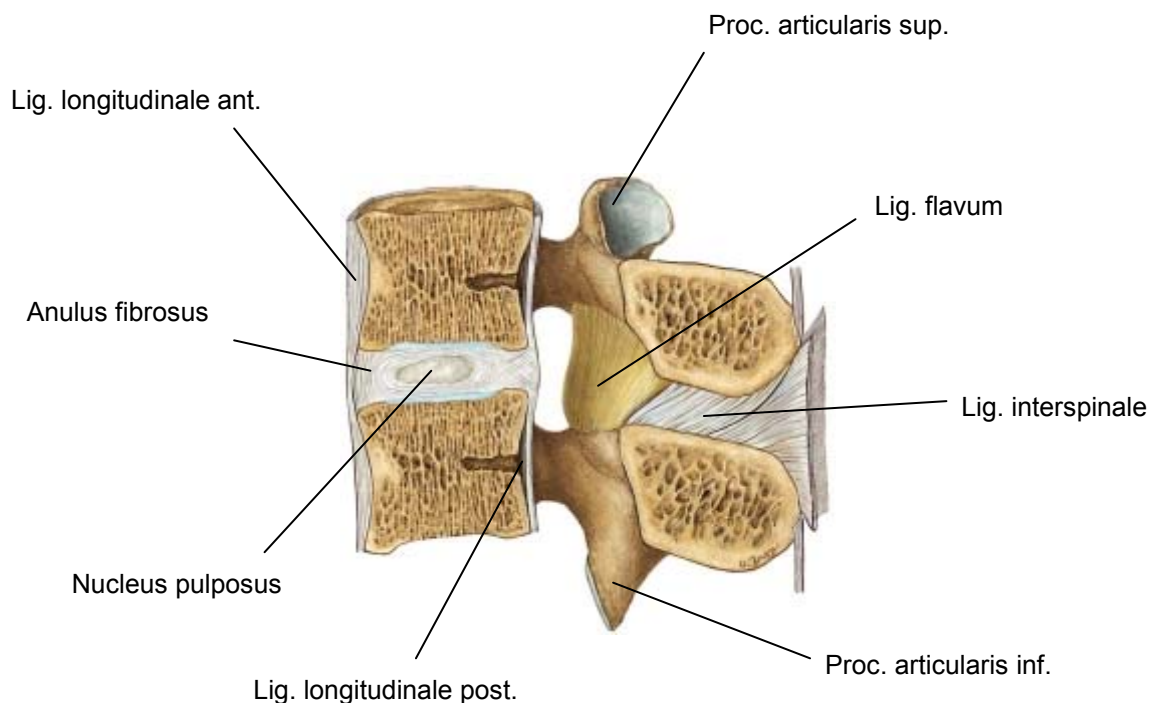
Rückenschmerzen gehören zu den häufigsten Schmerzen in den westlichen Industrienationen. Bei Umfragen gaben 84% der Westdeutschen und 78% der Ostdeutschen zwischen 50 und 79 Jahren an, schon einmal unter Rückenschmerzen gelitten zu haben, 71% bzw. 65% davon innerhalb des letzten Jahres und 40% bzw. 29% zum Zeitpunkt der Befragung (Raspe et al. 2004). Der volkswirtschaftliche Schaden, der jedes Jahr durch rüchenschmerzbedingten Arbeitsausfall entsteht, ist beträchtlich. Die Äthiologie ist vielfältig. Eine Ursache, die in letzter Zeit vermehrt Ziel der Forschung ist, ist die Facettengelenksarthrose (Dreyer et al. 1996). Betroffen sind vor allem ältere Menschen. Die Patienten klagen meist über Ruheschmerzen, vor allem morgens, die sich bei leichter Bewegung und in Ventralflexion bessern. Die Dorsalflexion ist schmerzbedingt eingeschränkt (Eisenstein und Parry 1987). Konventionelle Röntgenaufnahmen sind meist unauffällig. Bisher beschränkt sich die Therapie auf physiotherapeutische Maßnahmen, Gabe von Schmerzmitteln und gezielte Applikation von Lokalanästhetika. Die Patienten haben einen hohen Leidensdruck. Da das Durchschnittsalter der Bevölkerung stetig steigt, nimmt auch die Prävalenz der Erkrankung zu. Neue langfristige Therapieansätze sind daher gefragt. Sie gehen derzeit in Richtung Operation, bis hin zum prothetischen Ersatz. Dafür sind genaue Kenntnisse über die anatomischen Gegebenheiten unerlässlich. Mit ihrer äußeren Form (Čihák 1981, Pal et al. 1999, 2001, Putz 1985, 1990, van Schaik et al. 1997, Swanepoel et al. 1997) und Funktion (Adams und Hutton 1980, 1983, 1985, Putz 1985, 1990) haben sich zahlreiche Autoren auseinandergesetzt; auch der innere Aufbau (Putz 1985) sowie die Kortikalisdicke und Mineralisierung (Müller-Gerbl 1992, Putz 1990, 2005) wurden bereits beschrieben. Darüber hinaus ist für das Einbringen von Osteosynthesematerial eine genaue Kenntnis nicht nur der äußeren Form, sondern auch des inneren Aufbaus und der Materialverteilung unumgänglich. Mineralisierung, Materialverteilung und Trabekelstruktur unterliegen einem steten Wandel je nach vorliegender Belastungssituation (Wolff 1892). Langfristige Therapieerfolge können nur erzielt werden, wenn sowohl die präoperative als auch die voraussichtliche postoperative Belastungssituation bekannt ist und dem Prinzip der funktionellen Anpassung Rechnung getragen wird. Ziel dieser Arbeit war es also, mittels  $\mu$ -CT zum einen die von Putz (1985) postulierte charakteristische Trabekelstruktur der oberen Gelenkfortsätze anhand eines oder

mehrerer Strukturparameter zu bestätigen, zum anderen die genaue Materialverteilung innerhalb der Fortsätze zu untersuchen und daraus Rückschlüsse auf die Belastung zu ziehen.

## **b) Überblick über die Anatomie der Wirbelsäule**

Der von Junghanns eingeführte Begriff des Bewegungssegmentes umfasst zwei aufeinander folgende Wirbel mit dem dazwischen liegenden Discus intervertebralis sowie allen beteiligten Bandstrukturen. Ein Bewegungssegment beinhaltet jeweils drei Gelenke: eine Synarthrose der beiden Wirbelkörper über den Discus intervertebralis sowie die zwei Facettengelenke, echte Diarthrosen, bestehend aus den unteren Gelenkfortsätzen des oberen und den oberen Gelenkfortsätzen des unteren Wirbels.

Der Discus intervertebralis ist mit der hyalinen Knorpelschicht der Deckplatten fest mit dem Wirbelkörper verbunden. Er besteht aus einem Gallertkern, dem Nucleus pulposus, und einem Faserknorpelring, dem Anulus fibrosus. Der Nucleus pulposus gleicht einem Flüssigkeitskissen. Er ist nicht elastisch und damit auch nicht in der Lage, Stöße abzufedern. Seine Funktion besteht vielmehr darin, die axialen Druckkräfte gleichmäßig auf die Deckplatten des jeweils darunterliegenden Wirbelkörpers zu verteilen. Die Abfederung von Stößen, wie sie beim Laufen oder Springen vorkommen, werden von dem Zusammenspiel



**Abb. 1: Bewegungssegment nach Junghanns (Abb. aus Sobotta 2005)**

mehrerer Wirbelsäulensegmente sowie durch die charakteristischen Krümmungen der gesamten Wirbelsäule aufgenommen. Die doppelte S-Form wirkt damit ähnlich wie eine Sprungfeder. Der Anulus fibrosus besteht aus Faserknorpel, dessen Fasern in Lamellen unterschiedlicher Zugrichtung angeordnet sind. Nach hinten ist er am Lig. longitudinale posterius angeheftet.

Größe und Form der Gelenkflächen der oberen bzw. unteren Gelenkfortsätze zeigen eine große Variabilität, v.a. im Bereich der Lendenwirbelsäule. Sie sind mit hyalinem Knorpel überzogen, der zentral am dicksten ist und zu den Seiten hin dünner wird. Des weiteren besitzen die kleinen Wirbelgelenke unterschiedlich stark ausgeprägte meniskoide Falten (Schwarzenberger 1990). Umgeben sind sie von einer straffen Gelenkkapsel, deren mechanische Eigenschaften auch als viskoelastisch beschrieben werden (Little und Khalsa 2005). Darin eingelagert sind zahlreiche Mechanorezeptoren und Nozizeptoren. Die Funktion der Facettengelenke ist stark von ihrer Stellung im Raum abhängig. Diese unterscheidet sich in den einzelnen Wirbelsäulenabschnitten charakteristisch. Der Übergang von der einen in die andere Ausrichtung kann von einem auf das andere Segment oder über mehrere Wirbel erfolgen (Pal et al. 1999, 2001). Die Unterschiede bilden sich erst mit dem Erlernen des aufrechten Ganges im Laufe der ersten zwei Lebensjahre aus (Čihák 1981) und sind damit auch Antwort auf die mit einer bestimmten Bewegungsart vorherrschenden Belastungen (Pal und Routil 1999, Bosczyk et al. 2001, Chen und Song 2003). Zwar wird der Hauptteil der axialen Last durch die Wirbelkörper getragen, einen Teil übernehmen allerdings auch die kleinen Wirbelgelenke (Adams und Hutton 1980, Pal et al. 1988). Des weiteren nimmt der mediale Anteil die nach ventral gerichteten Scherkräfte auf. Ein Beleg hierfür ist der hohe Mineralisierungsgrad in diesem Bereich (Müller-Gerbl 1992). In der Lendenwirbelsäule besteht die Funktion der Wirbelgelenke zusätzlich in einer Hemmung der Rotation. Hierdurch kommt es zu einer alternierenden Biegung der oberen Gelenkfortsätze in beide lateralen Richtungen.

Die Bänder der Wirbelsäule unterteilen sich in gerade und schräg laufende Bänder. Die geraden Bänder verspannen die Wirbelsäule in Längsrichtung ähnlich einer Zuggurtung. Die schräg laufenden Bänder, zu denen auch der Anulus fibrosus der Bandscheibe gezählt werden kann, verhindern ein ruckartiges Anspannen der Bänder, indem sie Bewegungen abbremsen. Die Bewegungsausmaße sind in den einzelnen Wirbelsäulenabschnitten sehr unterschiedlich, wie folgende Tabelle veranschaulicht (Tab. 1):

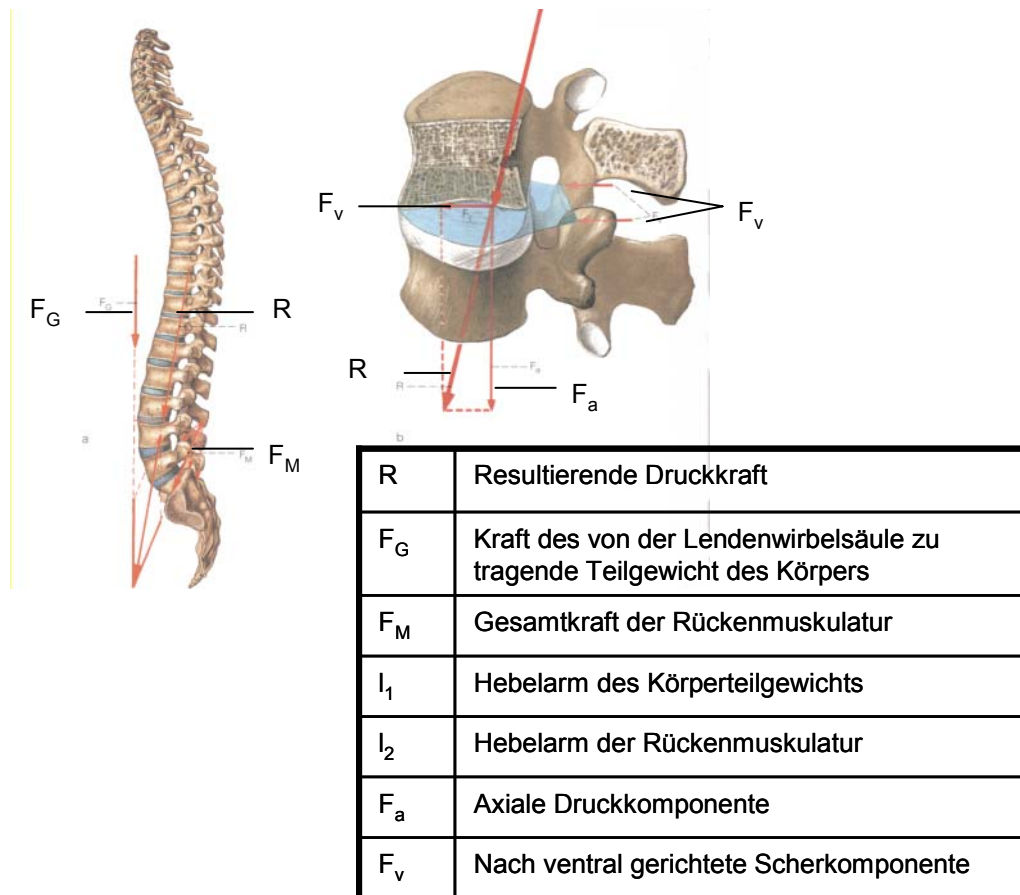
| Wirbelsäulenregion | Sagittalflexion |               | Lateralflexion | Rotation      |
|--------------------|-----------------|---------------|----------------|---------------|
|                    | Ventralflexion  | Dorsalflexion | rechts/ links  | rechts/ links |
| Occ. – HW1         | 1°              | 10°           | 4°             | 2°            |
| HW1 – HW2          | 7°              | 5°            | 1°             | 35°           |
| HW2 – BW1          | 37°             | 44°           | 25°            | 26°           |
| BW1 – LW1          | 45°             | 26°           | 33°            | 33°           |
| LW1 – LW5          | 43°             | 11°           | 11°            | 4°            |
| LW5 – SW1          | 9°              | 5°            | 1°             | 2°            |
| Gesamte WS         | ~142°           | ~101°         | ~75°           | ~102°         |

**Tab. 1: Bewegungsausmaße der einzelnen Regionen und der Wirbelsäule als Ganzheit (aus Benninghoff 2003)**

Sie hängen zum einen von der Zugrichtung der Bänder ab, die die Bewegungen in gewissen Bahnen führen, zum anderen von der Stellung der Gelenkfortsätze sowie im Brustwirbelbereich von den Rippen. Für die Lendenwirbelsäule, bei der die Procc. articulares superiores weitgehend in der Sagittalebene orientiert sind, heißt das: Bewegungen in der Sagittalebene sind gut möglich. Bei der Dorsalflexion werden beide Procc. articulares inferiores in die kleinen Wirbelgelenke versenkt. Eingeschränkt wird sie durch Procc. spinosi, die kräftig entwickelt und mit Ausnahme des 5. Lendenwirbels gerade nach hinten ausgerichtet sind. Bei der Ventralflexion werden beide unteren Gelenkfortsätze aus dem Gelenk herausgezogen. Der Drehpunkt liegt hierbei im hinteren Bereich der Bandscheibe (Farfan 1979). Die Seitwärtsneigung ist nur möglich, indem der Proc. articularis inferior der einen Seite nach oben aus dem Gelenk herausgezogen wird und auf der Gegenseite tiefer in das Gelenk versenkt wird (Čihák 1981). Bei diesen Bewegungen stehen die Gelenkflächen folglich oft nur in ihren Randbereichen miteinander in Kontakt (Müller-Gerbl 1992). Die Rotation ist nur in einem sehr geringen Ausmaß möglich, wobei sie wie oben beschrieben hauptsächlich durch die Stellung der oberen Gelenkfortsätze limitiert ist. Davon abgesehen wird sie auch vom Discus intervertebralis gehemmt, dessen Fasern sich bei der Rotation verdrehen, wodurch es auch zu einer geringen Höhenabnahme des Discus kommt (Nägerl et al. 1990). Die insgesamt hohe Flexibilität der Wirbelsäule entsteht aus dem Zusammenspiel der einzelnen Bewegungssegmente. Die auf ein Bewegungssegment wirkenden Kräfte lassen sich aufteilen in eine axiale Komponente, hauptsächlich hervorgerufen durch die



Gewichtskraft des darüberliegenden Körperabschnitts und eine ventrale Scherkomponente, verursacht durch die verschiedenen Zugkräfte der Rückenmuskulatur. Daraus und aus den beiden Hebelarmen für das Körpergewicht und die Rückenmuskulatur ergibt sich die Resultierende, die für die gesamte Wirbelsäule von kranial dorsal nach kaudal ventral zeigt (Abb. 2).



**Abb. 2:** Graphische Darstellung der in der Lendenwirbelsäule wirkenden Kräfte (unter Verwendung einer Abb. aus Benninghoff 2003)

### **3) Material und Methode**

#### **a) Material**

Die Untersuchung wurde an Wirbelsäulen von insgesamt 18 fixierten Leichen aus dem Bestand des Präparierkurses der Anatomischen Anstalt München durchgeführt. 7 Präparate stammen von männlichen Leichen im Alter von 68-100 Jahren (im Mittel 83,4 Jahre), 11 von weiblichen Leichen im Alter von 63-100 Jahren (im Mittel 82,4 Jahre). Vorerkrankungen sowie Todesursache waren nicht bekannt. Ausgeschlossen wurden Präparate mit ausgeprägten, von außen erkennbaren degenerativen Veränderungen und Skoliosen, mit Anzeichen, die für einen Zustand nach einer Operation im Lendenwirbelbereich sprechen, wie Naht- oder Osteosynthesematerial, sowie Präparate, bei denen sich aus dem Röntgen der Verdacht auf destruktive Prozesse ergeben hatte. Anhand dieser Kriterien wurden 3 Präparate ausgeschlossen.

Von den verbleibenden 15 Präparaten (6 männliche zwischen 68 und 94 Jahren, im Mittel 80,7 Jahre alt, sowie 9 weibliche zwischen 63 und 100 Jahren, im Mittel 82,2 Jahre alt) waren 10 unversehrt. Bei 3 Präparaten waren im Rahmen des Präparierkurses die oberen Gelenkfortsätze von LW 2 auf beiden Seiten beschädigt worden, bei einem zusätzlich der linke Proc. articularis superior von SW 1. Bei einem Präparat war der linke Proc. articularis superior von SW 1 sowie der rechte Proc. articularis superior von LW 2 und bei einem weiteren der linke Proc. articularis superior von LW 2 beschädigt.

Ein Präparat stellte einen Sonderfall dar, da LW 5 mit dem Os sacrum verknöchert war.

#### **b) Methode**

Die Lendenwirbelsäule mitsamt dem Os sacrum wurde im Anschluss an den Präparierkurs durch Präparatoren fachgerecht entnommen.

8 Lendenwirbelsäulen wurden vor weiteren Untersuchungen mittels eines Faxitron-Röntgengeräts (Model 43885A von Hewlett Packard, USA) mit einer Stromspannung zwischen 85 und 95kV in zwei Ebenen geröntgt. Nach Entlüftung in einer Vakuumkammer über mindestens 12 Stunden wurden sie in einem hochauflösenden CT-Somatom-Sensation 64 von Siemens bei einer Schichtdicke von 1mm, bei einem Increment von 0,75mm und einem Kernel B 70s very sharp eingescannt (Bauer et al. 2005).

Anschließend wurden das Os sacrum sowie der 2. Lendenwirbel bei allen Wirbelsäulen herauspräpariert und mechanisch soweit als möglich von Weichteilgewebe befreit. Alle Wirbel wurden digital von kranial und dorsal photographiert sowie einzeln mit demselben Gerät wie oben geröntgt, die Lendenwirbel jeweils in axialer Richtung bei 65kV sowie seitlich mit 75kV. Die Darstellung der Kreuzbeine erfolgte in ap-Richtung bei 85kV. Die Procc. articulares superiores wurden mit einer oszillierenden Säge herausgesägt und bis zur weiteren Untersuchung mittels Micro-CT in Formaldehydlösung aufbewahrt.



**Abb. 3: Micro-CT 20 der Firma Scanco**

Bei dem eingesetzten Micro-CT handelte es sich um ein  $\mu$ -CT 20 der Firma Scanco (Abb. 3). Das Untersuchungsrohrchen des Micro-CT hat einen Durchmesser von 17,4mm (Abb. 4),

Die Proben wurden mit einem Bandschleifer in die passende Größe gebracht. Dabei wurde auf beiden Seiten etwa gleich viel Material abgetragen. Die Proben wurden in das Untersuchungsrohrchen platziert und zentriert, wobei die Gelenkfläche als Bezugspunkt diente. Bezogen auf den gesamten Wirbel handelt es sich bei den vermessenen Schichten um Transversalschnitte.

Für die Auswertung wurde die dazugehörige Software der Firma Scanco eingesetzt.

Dabei wurde die Probe rechnerisch in 5 Abschnitte zu je 20% der Schichten unterteilt. Optisch wurden Bilder jeweils aus dem mittleren Bereich jedes Abschnittes beschrieben und miteinander verglichen.



**Abb. 4:  
Probenröhrchen  
Ø 17,4mm**

Dabei wurden sie nach folgenden Kriterien in sechs Kategorien eingeteilt:

Kategorie 1 (Abb. 5):

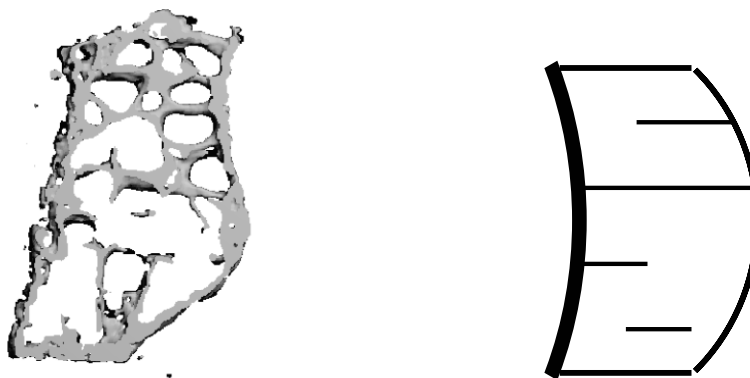
keine Vorzugsrichtung nachweisbar, Trabekel nicht durchgängig oder nicht erkennbar



**Abb. 5: Kategorie 1 - keine Vorzugsrichtung nachweisbar**

Kategorie 2 (Abb. 6):

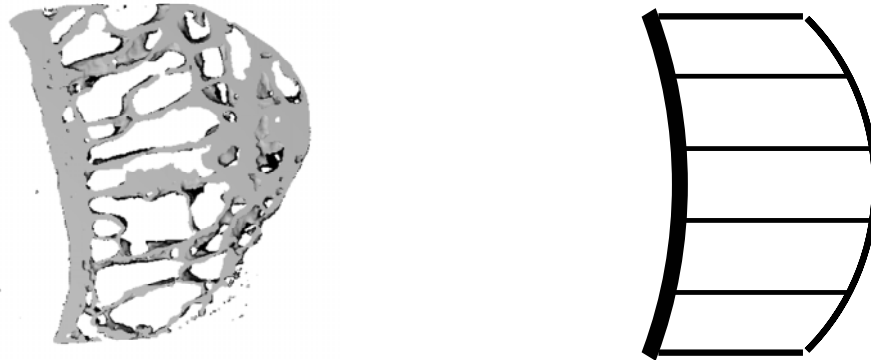
Vorzugsrichtung rechtwinklig zur Gelenkfläche angedeutet



**Abb. 6: Kategorie 2 - angedeutete Vorzugsrichtung rechtwinklig zur Gelenkfläche**

Kategorie 3 (Abb. 7):

Vorzugsrichtung rechtwinklig zur Gelenkfläche klar erkennbar



**Abb. 7: Kategorie 3 - Vorzugsrichtung der Trabekel rechtwinklig zur Gelenkfläche**

Kategorie 4 (Abb. 8):

Spitzbogenarchitektur angedeutet



**Abb. 8: Kategorie 4 - angedeutete Spitzbogenarchitektur der Trabekel**

Kategorie 5 (Abb. 9):

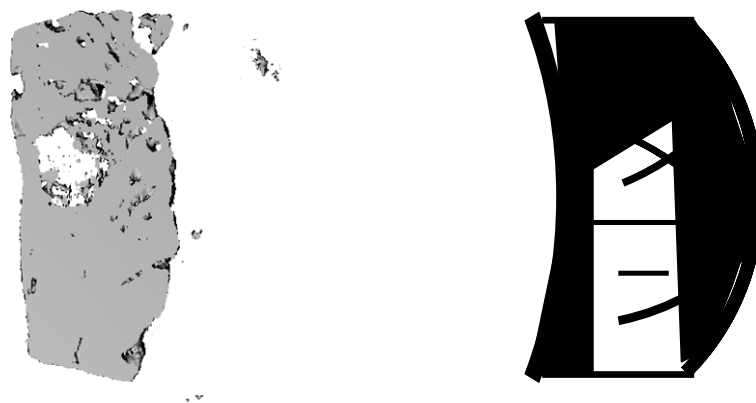
Spitzbogenarchitektur klar erkennbar



**Abb. 9: Kategorie 5 - Spitzbogenarchitektur der Trabekel**

Kategorie 6 (Abb. 10):

sehr dicht, dicke Kortikalis, keine oder kaum Trabekel erkennbar



**Abb. 10: Kategorie 6 - aufgrund der Dichte kaum Trabekel erkennbar**

Weiterhin wurden die Strukturparameter BV/TV, Conn. D., SMI, Tb.N\*, Tb.Th\*, Tb.Sp\* und DA auf das Vorliegen von Korrelationen untereinander sowie mit allgemeinen Parametern, wie BMI, Körpergröße, Körpergewicht und Alter untersucht. Des weiteren wurden die einzelnen Abschnitte jeweils untereinander sowie zwischen LW2 und SW1 bzw. rechts und links im paarigen und unpaarigen t-Test verglichen.

## 4) Ergebnisse

### a) Deskriptiver Vergleich des Bildmaterials

Schon in der normalen CT-Schichtaufnahme lässt sich die vorherrschende Trabekelstruktur erahnen (Abb. 11).



**Abb. 11: CT-Aufnahme mittels hochauflösendem CT Somaton Sensation 64 der Firma Siemens; Trabekelstruktur lässt sich erahnen**

Beurteilen lässt sie sich jedoch in den Aufnahmen des  $\mu$ -CT wesentlich besser.

Betrachtet man das gewonnene Bildmaterial und teilt die Trabekelstruktur nach oben genannten Kriterien ein, so bekommt man für die 19 untersuchten Procc. articulares superiores des 2. Lendenwirbels folgende Verteilung:



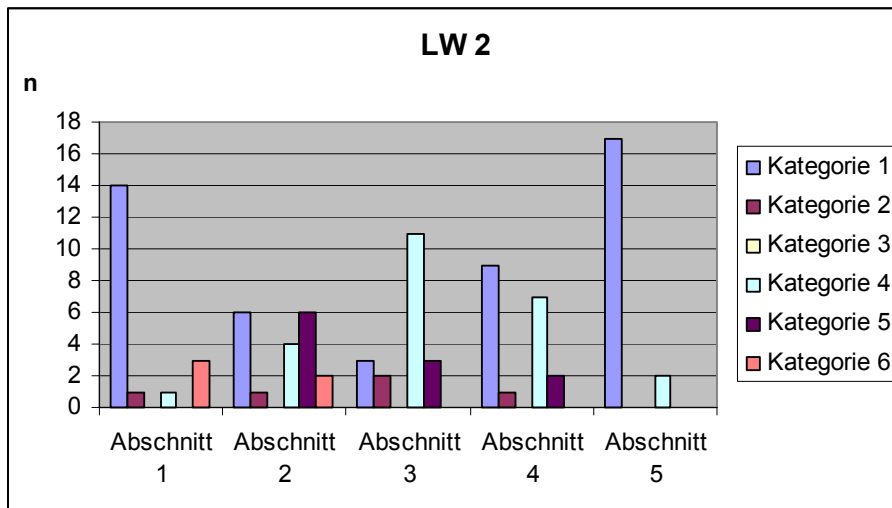


Abb. 12: Verteilung der Kategorien 1-6 über die Abschnitte der Procc. art. superiores von LW 2

Für die 28 untersuchten Gelenkfortsätze des ersten Sakralwirbels ergibt sich diese Verteilung:

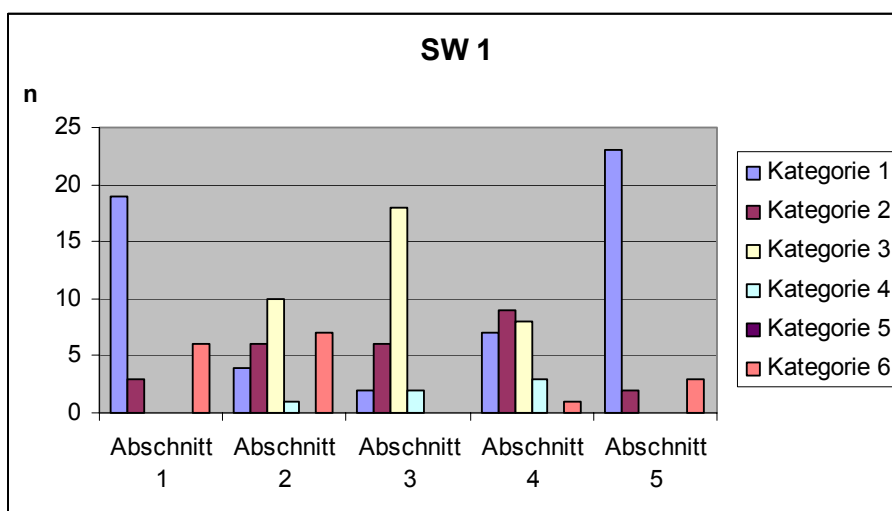


Abb. 13: Verteilung der Kategorien 1-6 über die Abschnitte der Procc. art. superiores von S 1

### b) BV/TV

Die Verteilung der BV/TV kann durch folgendes Diagramm veranschaulicht werden, wobei die Werte 0-5 auf der x-Achse die Abschnitte der untersuchten Processus bezeichnen. 0 ist dabei der Processus als Ganzes, 1 die oberen 20% der Schichten, 2 die nächsten 20% und so weiter (Abb. 14).

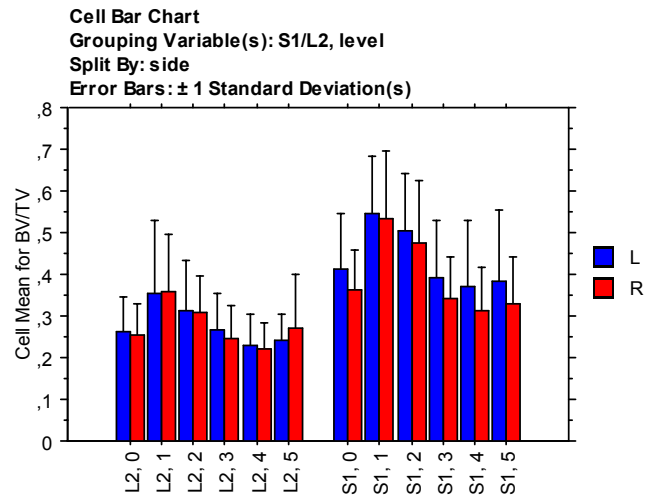


Abb. 14: Verteilung der Bone-Volume-Fraction über die Procc. art. superiores

Betrachtet man die BV/TV im Vergleich zum BMI, so ergeben sich für die Abschnitte 1-4 sowie für den gesamten 2. Lendenwirbel für die Gruppe der Präparate von Männern enge Korrelationen mit  $r$  -0,928 bis -0,964, welche mit  $p < 0,0002$  statistisch abgesichert sind und eine mittlere Korrelation ( $r$  -0,761;  $p$  0,0027) für den Abschnitt 5 des Gelenkfortsatzes des 1. Kreuzbeinwirbels. Bei den Frauen kann eine derartige Korrelation nicht nachgewiesen werden (Abb. 15).

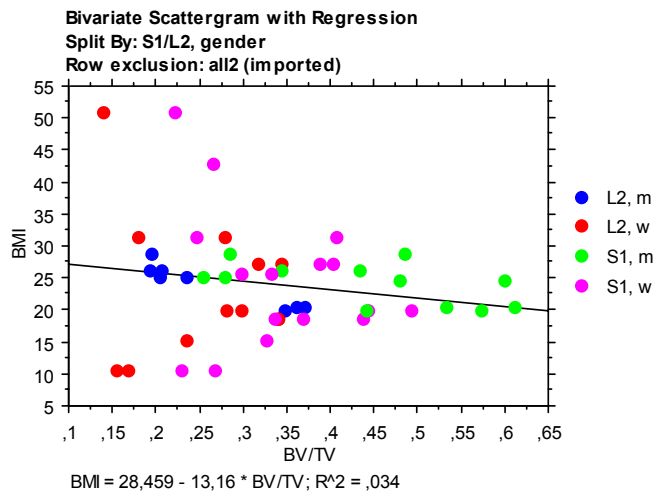
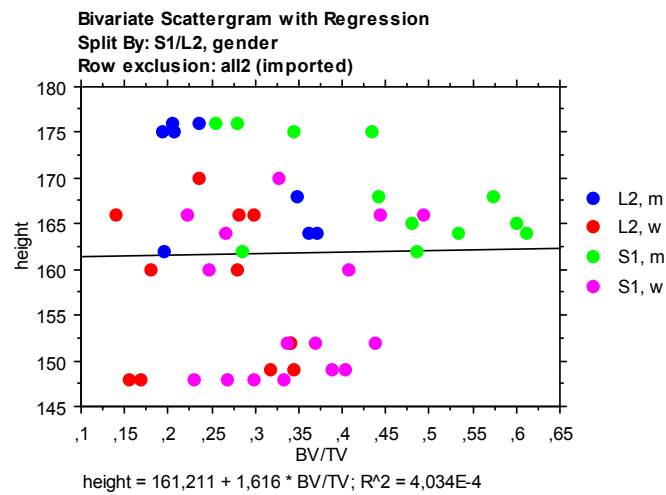


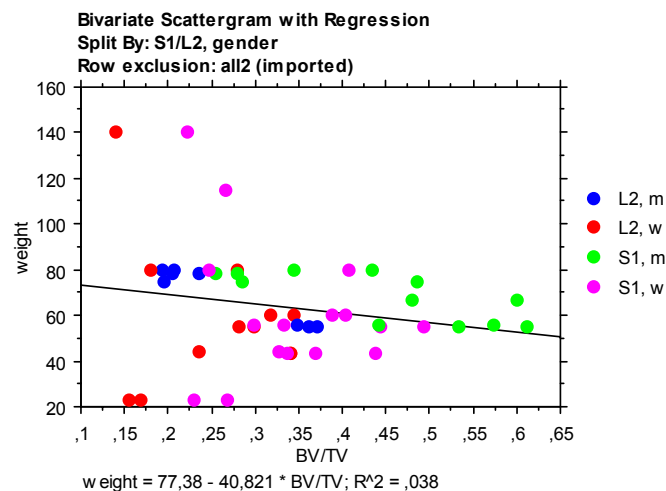
Abb. 15: Korrelationen der Bone-Volume-Fraction mit dem Body-Mass-Index

Aufgeteilt auf die beiden Komponenten des BMI zeigt sich für die Körpergröße bis auf eine mittlere Korrelation bei den Stichproben männlicher Spender ( $r$  -0,609 bis -0,760;  $p$  0,0257-0,0338) im 2. Lendenwirbel auf der Höhe 5 sowie im 1. Sakralwirbel auf den Höhen 3 und 4 keine statistisch signifikante Korrelation zur BV/TV (Abb. 16).



**Abb. 16: Korrelationen der Bone-Volume-Fraction mit der Körpergröße**

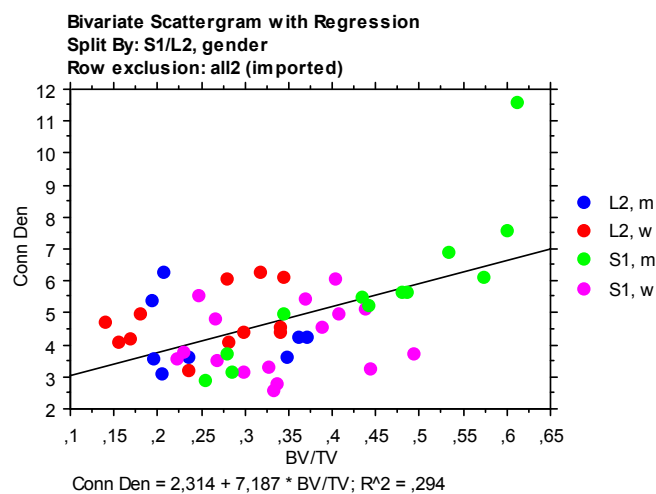
Für das Körpergewicht lässt sich bei den männlichen Leichen in LW 2 in allen Abschnitten und in der gesamten Probe ( $r$  -0,815 bis -0,977;  $p$  < 0,0107) eine enge Korrelation nachweisen, in SW 1 eine mittlere bis enge in den Abschnitten 1, 4 und 5 sowie im Processus als Ganzem ( $r$  -0,622 bis -0,846;  $p$  < 0,0287) (Abb. 17).



**Abb. 17: Korrelation der Bone-Volume-Fraction mit dem Körpergewicht**

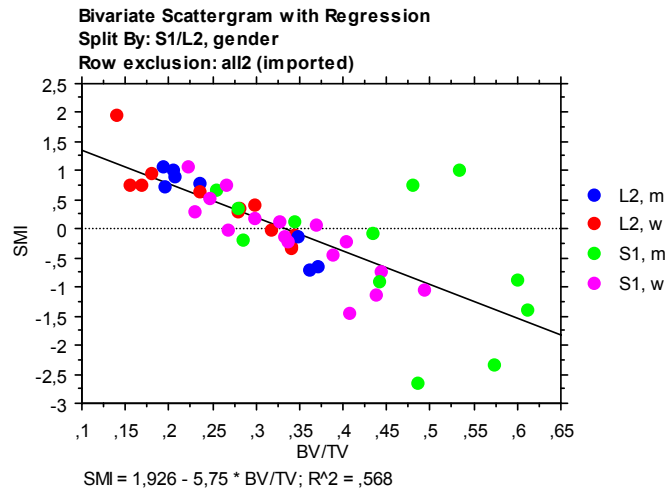
Eine statistisch signifikante Korrelation des BV/TV mit dem Lebensalter lässt sich mit Ausnahme einer mittleren Korrelation ( $r -0,6$  bis  $-0,713$ ;  $p < 0,0376$ ) auf Höhe 1 von LW 2 bei den weiblichen Leichen und auf Höhe 5 von SW 1 bei männlichen Leichen nicht feststellen.

Vergleicht man die BV/TV und die Conn. D., sieht man eine statistisch signifikante mittlere bis enge Korrelation im Sakralwirbel ( $r 0,524$  bis  $0,924$ ;  $p < 0,0207$ ) als Ganzem sowie auf den Höhen 2-5 der männlichen Leichen. Bei den Frauen findet sich dieser Zusammenhang für den Abschnitt 5 (Abb. 18).



**Abb. 18: Korrelation der Bone-Volume-Fraction mit der Connectivity Density**

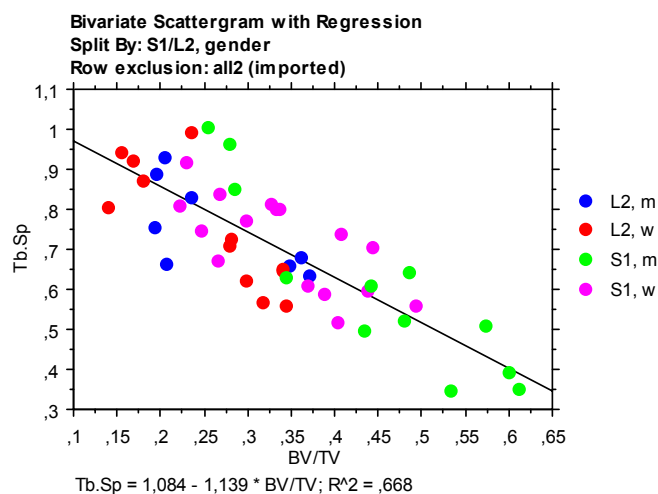
Betrachtet man den SMI, so sieht man im 2. Lendenwirbel bei beiden Geschlechtern auf allen Höhen und den Fortsätzen insgesamt einen engen statistischen Zusammenhang ( $r -0,823$  bis  $-0,972$ ;  $p < 0,0012$ ) zur BV/TV. Bei den Frauen zeigt sich diese Korrelation ( $r -0,716$  bis  $-0,976$ ;  $p < 0,0012$ ) auch für SW 1, bei den Männern dort lediglich für die Abschnitte 1 und 5 (Abb 19).



**Abb. 19: Korrelation der Bone-Volume-Fraction mit dem Structure-Model-Index**

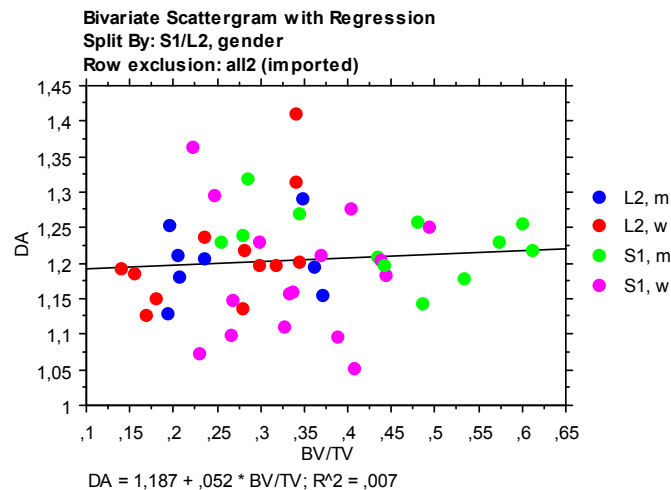
Bei beiden Geschlechtern besteht zwischen der BV/TV und der Tb.N\* ebenfalls ein enger Zusammenhang (r 0,763 bis 0,961 p <0,0026) bei beiden untersuchten Wirbeln auf allen Höhen. Einzige Ausnahme bleibt Abschnitt 4 von LW 2 bei den Männern. Ähnliches gilt für den Vergleich Tb.Th\* und BV/TV (r 0,752 bis 0,981; p <0,0153). Hier erscheint als einzige Ausnahme der Abschnitt 4 von LW 2 bei den Frauen.

Bei der Tb.Sp\* lässt sich im Lendenwirbel bei den Frauen ein signifikanter mittlerer bis enger Zusammenhang (r -0,741 bis -0,937; p <0,0042) auf allen Höhen und im Processus als Ganzes nachweisen, bei den Männern für die Höhen 2 und 3. An den Gelenkfortsätzen des Kreuzbeins ist dieser Zusammenhang für beide Geschlechter auf allen Höhen nachweisbar (Abb. 20).



**Abb. 20: Korrelation der Bone-Volume-Fraction mit der Trabecular Separation**

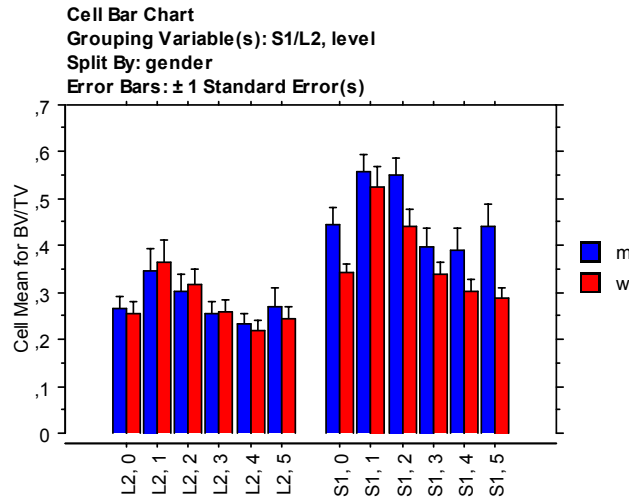
Betrachtet man den DA im Vergleich zur BV/TV, so ergibt sich bei den weiblichen Leichen für LW 2 eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  0,644 bis 0,8198;  $p < 0,0218$ ) für die Abschnitte 1-4 sowie im Sakralbereich für den Abschnitt 1. Bei den Processus männlicher Leichen ist kein Zusammenhang nachweisbar (Abb. 21).



**Abb. 21: Korrelation der Bone-Volume-Fraction mit der Degree of Anisotropy**

Vergleicht man die BV/TV zwischen LW 2 und SW 1 in den verschiedenen Höhen, so ergeben sich in allen untersuchten Bereichen signifikante Unterschiede ( $p < 0,0099$ ) sowohl im unpaarigen als auch im paarigen t-Test. Die einzige Ausnahme ist Höhe 5 rechts. Im Seitenvergleich ergeben sich im unpaarigen t-Test keine Unterschiede, im paarigen t-Test sieht man einen Unterschied im Gesamtkonvolut, jedoch nicht im ganzen Processus oder in den verschiedenen Abschnitten.

Ein Geschlechterunterschied findet sich für SW1 ( $p=0,0001$ , Männer  $0,332 \pm 0,151$ , Frauen  $0,374 \pm 0,14$ ) (Abb. 22).



**Abb. 22: Verteilung der Bone-Volume-Fraction im Vergleich Männer zu Frauen**

Vergleicht man weiterhin im unpaarigen t-Test die einzelnen Abschnitte der Processus miteinander, kommt man zu folgenden Ergebnissen:

Im Vergleich zum ganzen Processus (in der Tabelle Höhe 0) gibt es auf Höhe von LW 2 signifikante Abweichungen in Abschnitt 4, ebenso auf Höhe von SW 1 in Abschnitt 1 beiderseits und in den Abschnitten 2 rechts bzw. 3, 4 und 5 beiderseits. Betrachtet man das Gesamtkonvolut der gemessenen Werte, so gibt es signifikante Unterschiede auf den Höhen 1 und 2.

Höhe 1 weist in LW 2 Unterschiede zu Abschnitt 4 und in SW 1 zu den Höhen 3, 4 und 5 sowie zum gesamten Knochen auf. Zum Gesamtkonvolut bestehen Unterschiede zu den Höhen 3, 4 und 5 sowie zum gesamten Knochen.

Abschnitt 2 weist Unterschiede im Gesamtkonvolut zum ganzen Processus auf, ferner zu den Abschnitten 3, 4 und 5 sowie im Lendenwirbelbereich zu Höhe 4 rechts bzw. im Os sacrum zum gesamten Knochen und zu den Höhen 3, 4 und 5 rechts.

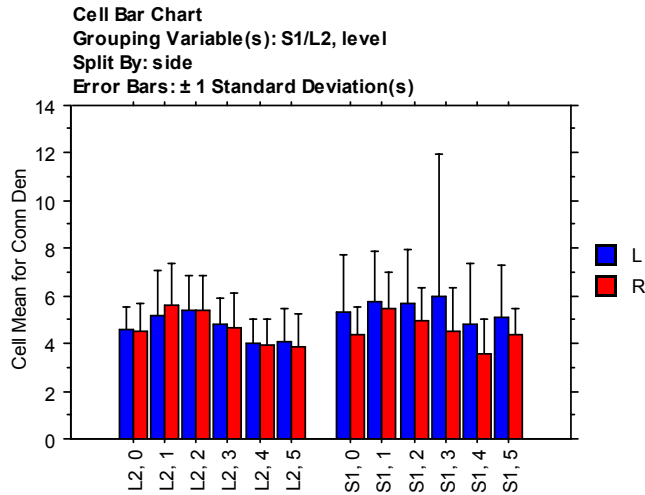
Höhe 3 zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut von Abschnitt 1 und 2, in LW 2 keine signifikanten Unterschiede und in SW 1 Unterschiede zu Höhe 1 und 2.

Abschnitt 4 zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut zu Abschnitt 1 und 2; bei LW 2 zu den Abschnitten 1 beiderseits und 2 rechts sowie bei SW 1 zu Abschnitt 1 und 2.

Höhe 5 zeigt Unterschiede zur Höhe 1 im Gesamtkonvolut sowie im Os sacrum zu Höhe 1 beiderseits und 2 rechts (Abb. 14).

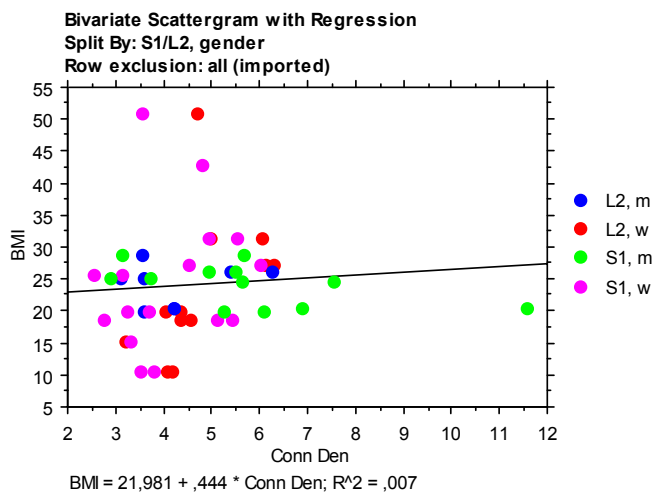
**c) Conn. D.**

Die Werte für die Conn. D. verteilen sich wie folgt über den Gelenkfortsatz (Abb. 23):



**Abb. 23: Verteilung der Connectivity Density über die Procc. art. superiores**

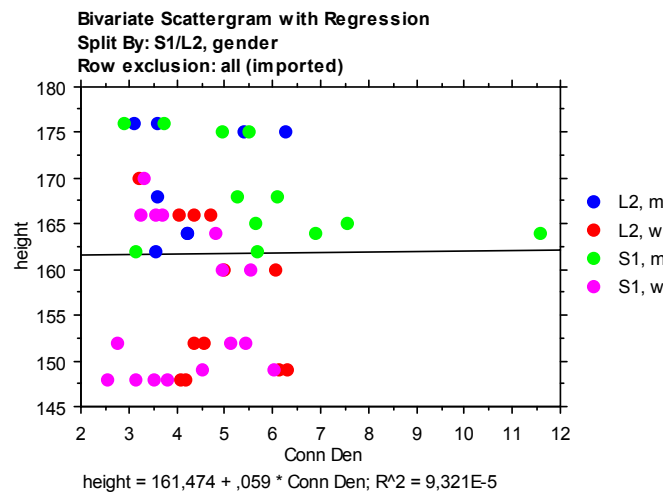
Betrachtet man die Beziehung zwischen der Conn. D. und dem BMI, so ergibt sich für die Stichproben der weiblichen Präparate eine mittlere Korrelation von  $r$  0,599 bei  $p$  0,038 für den Abschnitt 3 des 2. Lendenwirbels. In der Stichprobe der männlichen Präparate sieht man eine mittlere Korrelation ( $r$  0,592 bis -0,061 bei  $p$  < 0,0413) in den Höhen 1 und 5 des 1. Kreuzbeinwirbels (Abb. 24)



**Abb. 24: Korrelation der Connectivity Density mit dem Body-Mass-Index**



Vergleicht man die Conn. D. mit der Körpergröße, so ergibt sich in der Gruppe der männlichen Leichen eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  0,759 bis 0,876;  $p < 0,0263$ ) für die Abschnitte 1 und 2 von LW 1. In SW 1, in den anderen Abschnitten und bei der Gruppe der weiblichen Präparate ist keine statistisch signifikante Korrelation nachweisbar (Abb. 25).

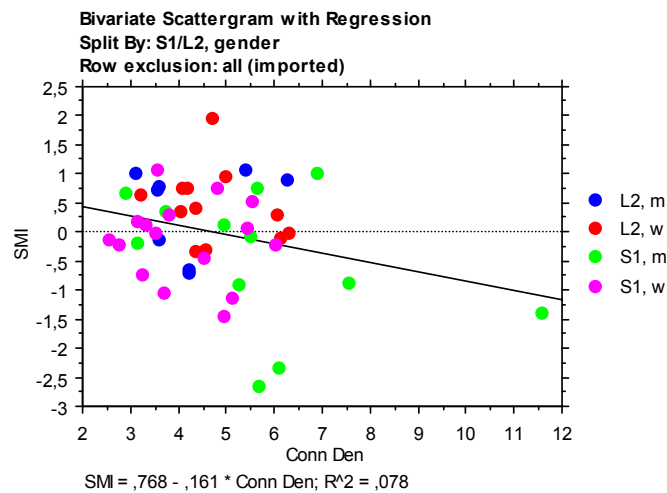


**Abb. 25: Korrelation der Connectivity Density mit der Körpergröße**

Ein mittlerer Zusammenhang ( $r$  -0,642 bis -0,651;  $p$  0,0225) zwischen Conn. D. und Körpergewicht ergibt sich für den ganzen Processus von SW 1 und den Abschnitt 4 bei allen männlichen Präparaten. In den anderen Abschnitten und bei den Frauen liegen keine statistisch signifikanten Korrelationen vor.

Betrachtet man das Alter, so zeigt sich für den Bereich LW 2 bei den Männern keine statistisch signifikante Korrelation zur Verknüpfungsdichte, bei den Frauen eine mittlere in Höhe 2 ( $r$  0,585;  $p$  0,0446). Im 1. SW zeigt sich eine mittlere Korrelation ( $r$  0,729;  $p$  0,0054) für den Abschnitt 5 bei den Männern.

Der Zusammenhang mit der BV/TV wurde bereits oben erläutert. Vergleicht man die Conn. D. mit dem SMI, so ergibt sich nur für die Höhe 4 des Lendenwirbels bei den Frauen eine mittlere Korrelation ( $r$  -0,632;  $p$  0,0256), (Abb. 26).



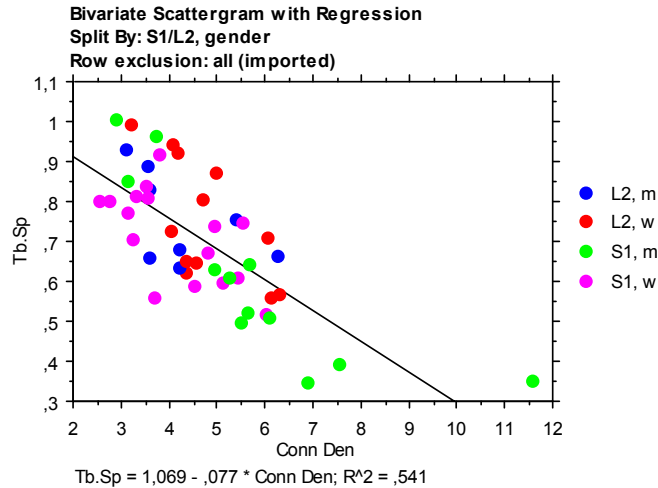
**Abb. 26: Korrelation der Connectivity Density mit dem Structure-Model-Index**

Für die Tb.N\* lässt sich bei den Frauen in LW 2 eine mittlere Korrelation ( $r$  0,604 bis 0,688;  $p < 0,0357$ ) in den Abschnitten 3 und 4 und im Processus als Ganzem nachweisen, bei den Männern eine mittlere Korrelation ( $r$  0,755;  $p$  0,0279) für den Abschnitt 5. Im 1.

Kreuzbeinwirbel zeigt sich bei den Männern eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  0,76 bis 0,929;  $p < 0,0028$ ) für die Höhen 2-5 und den Processus insgesamt. Bei den Frauen sieht man eine mittlere Korrelation ( $r$  0,842;  $p < 0,0001$ ) für die Höhe 5.

Die Tb.Th\* zeigt im Lendenwirbel keinen Zusammenhang zur Conn. D., im Kreuzbeinwirbel gibt es eine mittlere Korrelation ( $r$  0,619 bis 0,798;  $p < 0,0301$ ) bei den Männern auf den Höhen 4 und 5 sowie im Processus als Ganzem, bei den Frauen auf Höhe 1.

Betrachtet man die Tb.Sp\* im Vergleich zur Conn. D., so zeigt sich in LW2 bei den Männern eine enge Korrelation ( $r$  -0,846;  $p$  0,0055) auf Höhe 5, bei den Frauen eine mittlere ( $r$  -0,66 bis -0,71;  $p < 0,0174$ ) in den Höhen 3 und 4 und im gesamten Processus. In SW 1 sieht man einen mittleren bis engen Zusammenhang ( $r$  -0,612 bis -0,921;  $p < 0,0136$ ) bei den Männern in den Abschnitten 2 bis 5, bei den Frauen in den Abschnitten 3 bis 5 und jeweils auch in den gesamten Processus (Abb. 27).

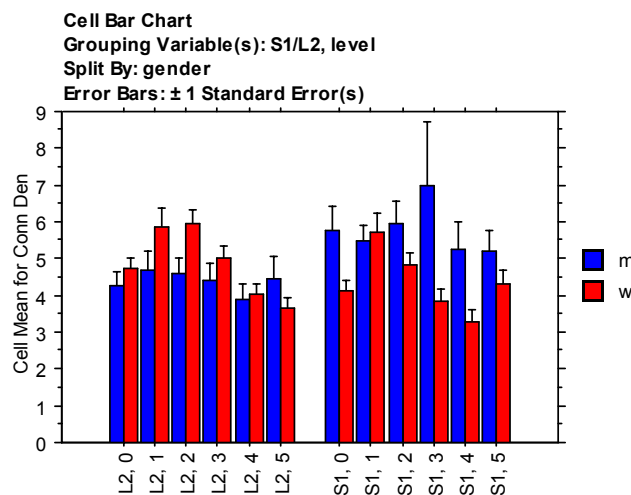


**Abb. 27: Korrelation der Connectivity Density mit der Trabecular Separation**

Der Vergleich der Conn. D. mit der DA erbrachte keine Korrelationen.

Vergleicht man die Conn. D. von LW 2 mit der von SW 1 auf den verschiedenen Höhen im unpaarigen t-Test, so ergeben sich keine signifikanten Unterschiede. Im paarigen t-Test findet sich ein signifikanter Unterschied im Gesamtkonvolut, jedoch nicht in den einzelnen Höhen. Der Seitenvergleich ergibt im unpaarigen t-Test einen signifikanten Unterschied im Gesamtkonvolut, jedoch nicht in den einzelnen Abschnitten oder in den Processus als Ganzen. Im paarigen t-Test sieht man zusätzlich einen Unterschied in SW 1 auf Abschnitt 4 und im ganzen Processus.

Ein Geschlechterunterschied findet sich für SW 1 ( $p=0,0002$ , Männer  $5,77 \pm 3,077$ , Frauen  $4,358 \pm 1,583$ ), (Abb. 28).



**Abb. 28: Verteilung der Connectivity Density im Vergleich Männer zu Frauen**

Interessant ist der Vergleich der einzelnen Abschnitte der Processus im unpaarigen t-Test miteinander. Der Processus als Ganzes weist einen Unterschied auf im Gesamtkonvolut der Höhe 1 sowie zu Abschnitt 1 von SW 1 rechts.

Abschnitt 1 unterscheidet sich im Gesamtkonvolut des gesamten Processus zu den Abschnitten 4 und 5. Im Lendenwirbelbereich weist der Abschnitt 1 Unterschiede zu Abschnitt 4 und 5 rechts auf, im Kreuzbeinbereich ebenfalls.

Abschnitt 2 unterscheidet sich im Gesamtkonvolut der Höhen 4 und 5 sowie zu den Abschnitten 4 und 5 auf Höhe von LW 2.

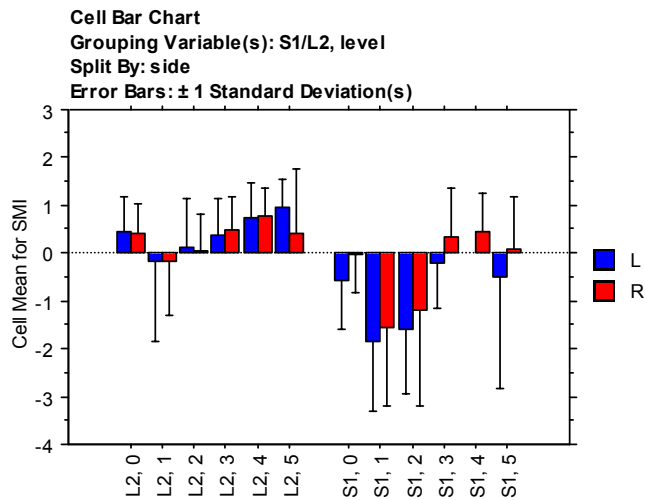
Abschnitt 3 zeigt keine Unterschiede zu anderen Abschnitten.

Abschnitt 4 zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut zu Höhe 1 und 2 sowie auf Höhe von LW 2 zu Abschnitt 1 rechts und 2 beiderseits, auf Höhe SW 1 zu Höhe 1 und 2 rechts.

Abschnitt 5 weist Unterschiede auf im Gesamtkonvolut zu Höhe 1 und 2, in LW 2 auf Höhe 1 rechts und 2 beiderseits und in SW 1 zu Höhe 1 rechts (Abb. 23).

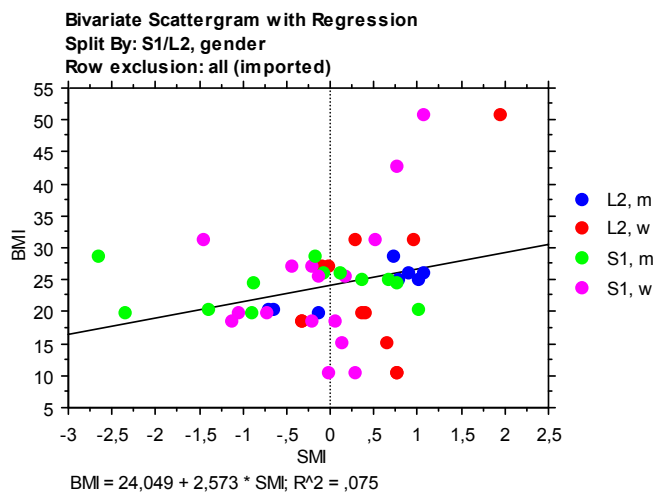
### d) SMI

Der SMI verteilt sich wie folgt über die Processus (Abb. 29):



**Abb. 29: Verteilung des Structure-Model-Index über die Procc. art. superiores**

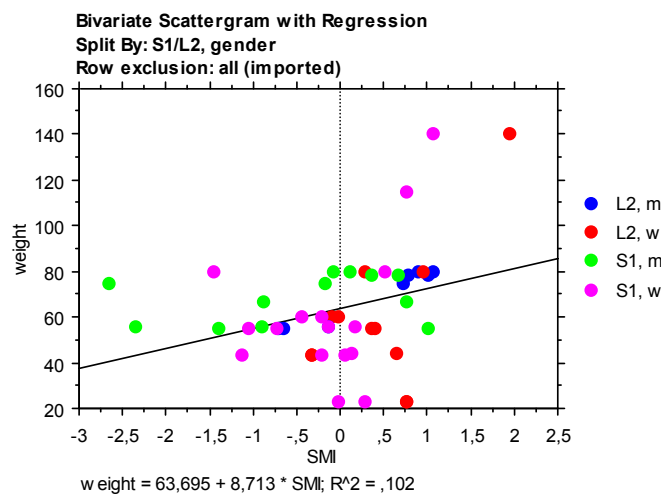
Vergleicht man den SMI mit dem BMI, sieht man in LW 2 bei der Gruppe der Männer eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  0,784 bis 0,905;  $p < 0,0183$ ) in den Abschnitten 1-4 und im ganzen Processus. In SW 1 und in der Gruppe der Frauen sind diese Korrelationen nicht statistisch signifikant nachweisbar (Abb. 30).



**Abb. 30: Korrelation des Structure-Model-Index mit dem Body-Mass-Index**

Aufgeteilt in die Komponenten des BMI ergeben sich für den Vergleich mit der Körpergröße für die Männer mittlere Korrelationen von  $r$  0,711 bis 0,716 bei  $p < 0,0445$  in Höhe 2 und 5,

für die Frauen von  $r$  0,688 bis 0,701 ( $p < 0,0113$ ) in Höhe 3 und 4. Im Fortsatz des Kreuzbeinwirbels sind keine Zusammenhänge zwischen den beiden Parametern nachweisbar. Im Vergleich zum Körpergewicht sieht man bei den Männern einen mittleren bis engen Zusammenhang von  $r$  0,723 bis 0,974 bei  $p < 0,041$  in LW 2 für die Abschnitt 1-5 sowie für den gesamten Processus in SW 1 mittlere Korrelationen ( $r$  0,644 bis 0,648,  $p < 0,0218$ ) in den Abschnitten 1 und 5. Bei den Frauen findet sich ein mittlerer Zusammenhang von  $r$  0,578 bei  $p$  0,0477 für den Fortsatz LW 2 als Ganzes, jedoch nicht für die einzelnen Abschnitte (Abb. 31).

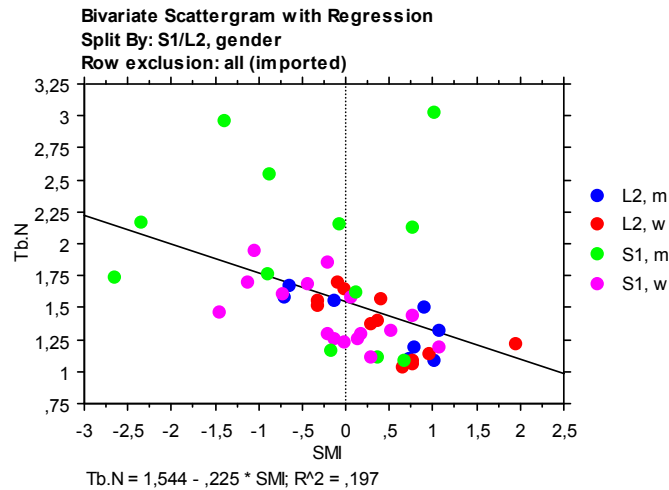


**Abb. 31: Korrelation des Structure-Model-Index mit dem Körpergewicht**

Verglichen mit dem Alter zeigt sich für die Stichprobe der weiblichen Leichen eine mittlere Korrelation ( $r$  0,68;  $p$  0,0128) in Abschnitt 1 bei LW 2.

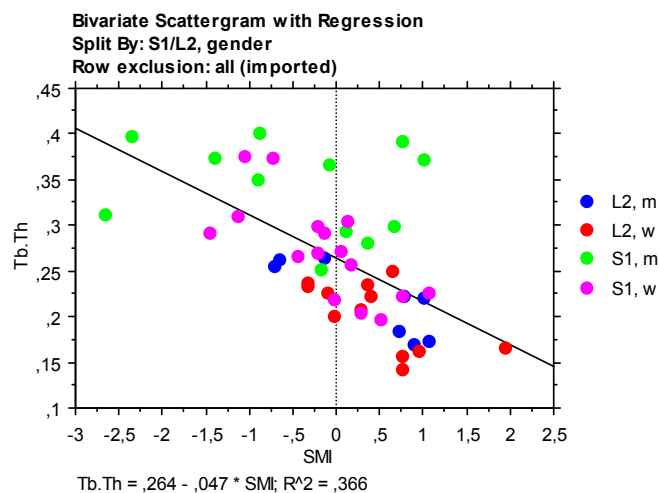
Der Zusammenhang zwischen BV/TV und SMI wurde bereits beschrieben, der zur Conn. D. ebenfalls.

Zwischen der Tb.N\* und dem SMI bestehen in LW 2 für die männlichen Leichen mittlere bis enge Korrelationen ( $r$  -0,747 bis -0,879;  $p < 0,0307$ ) in den Abschnitten 2, 3, 5 und dem ganzen Processus, für die weiblichen Leichen ebenfalls mittlere bis enge Korrelationen ( $r$  -0,645 bis -0,85;  $p < 0,0214$ ) in den Abschnitten 1-5 und dem ganzen Processus. In SW 1 besteht für die Männer eine mittlere Korrelation mit  $r$  -0,66 bis -0,782 bei  $p < 0,074$  für die Höhen 1 und 5, für die Frauen eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  -0,524 bis -0,902,  $p < 0,0112$ ) in den Abschnitten 1-4 und dem ganzen Fortsatz (Abb. 32).



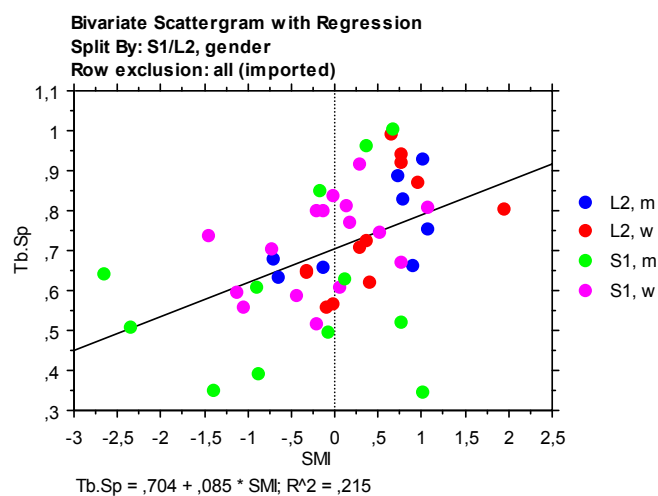
**Abb. 32: Korrelation des Structure-Model-Index mit der Trabecular-Number**

Betrachtet man die Tb.Th\* im Vergleich zum SMI, so ergibt sich für die Gruppe der Männer in LW 2 eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  -0,787 bis -0,925;  $p < 0,0173$ ) für die Abschnitte 1, 4, 5 und den ganzen Fortsatz, für die Frauen eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  -0,638 bis -0,895;  $p < 0,0234$ ) für die Abschnitte 1, 2, 3, 5 und den ganzen Fortsatz. In SW 1 zeigt sich bei den Männern eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  -0,706 bis -0,838;  $p < 0,0083$ ) in den Höhen 1 und 5; bei den Frauen eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  -0,631 bis -0,948;  $p < 0,0074$ ) in den Höhen 1-5 und im ganzen Fortsatz (Abb. 33).



**Abb. 33: Korrelation des Structure-Model-Index mit der Trabecular Thickness**

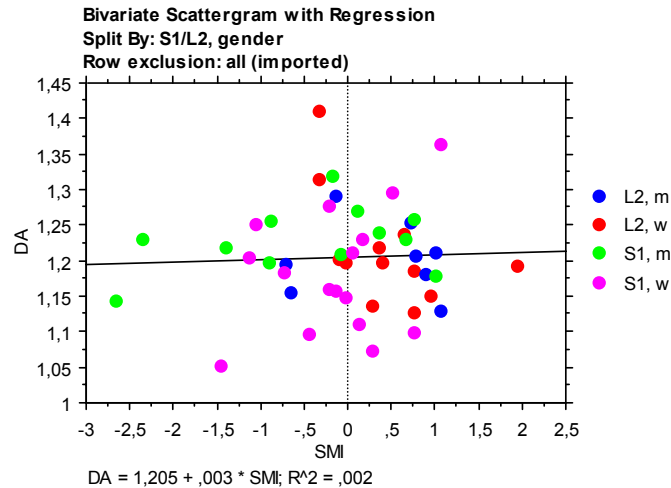
Vergleicht man den SMI mit der Tb.Sp\*, so sieht man für die Stichprobe der männlichen Leichen in LW 2 einen mittleren Zusammenhang ( $r$  0,710 bis 0,726;  $p < 0,0475$ ) in den Abschnitten 2 und 3, für die Stichprobe der weiblichen Leichen einen mittleren bis engen Zusammenhang ( $r$  0,625 bis 0,897,  $p < 0,0279$ ) in Höhe 1-4 und dem Processus als Ganzes. Im ersten Sakralwirbel sieht man für die Männer eine mittlere Korrelation ( $r$  0,604 bis 0,72;  $p < 0,0361$ ) in den Höhen 1 und 5; für die Frauen eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  0,58 bis 0,831;  $p < 0,0169$ ) in den Höhen 1 und 3 (Abb. 34).



**Abb. 34 Korrelation des Structure-Model-Index mit der Trabecular Separation**

Für den DA ergibt sich in LW 2 für die Gruppe der männlichen Leichen keine, für die der weiblichen Leichen eine mittlere bis enge Korrelation ( $r$  -0,602 bis -0,832;  $p < 0,0368$ ) in den Abschnitten 1-4. In SW 1 sieht man eine mittlere Korrelation ( $r$  -0,611;  $p$  0,0105) in der Gruppe der Frauen auf Höhe 1 (Abb. 35).





**Abb. 35: Korrelation des Structure-Model-Index mit dem Degree of Anisotropy**

Der SMI zeigt im unpaarigen t-Test signifikante Unterschiede zwischen LW 2 und SW 1 auf den Höhen 1, 2 und 5 sowie im ganzen Knochen und im Gesamtkonvolut der Werte. Im paarigen t-Test sieht man signifikante Unterschiede im Gesamtkonvolut sowie links auf den Höhen 1, 2 und 5 und rechts in Abschnitt 1.

Ein Seitenunterschied findet sich weder im unpaarigen noch im paarigen t-Test. Es zeigt sich kein statistisch signifikanter Geschlechterunterschied.

Vergleicht man weiterhin die einzelnen Abschnitte der Processus im unpaarigen t-Test miteinander, so kommt man zu folgenden Ergebnissen:

Der ganze Processus weist im Gesamtkonvolut signifikante Unterschiede auf zu den Abschnitten 1, 2 und 4 sowie in LW 2 zu Höhe 1 und 2 beiderseits.

Der Abschnitt 1 weist im Gesamtkonvolut signifikante Unterschiede auf zu Höhe 3, 4, 5 und zum ganzen Processus; in LW 2 zu Höhe 4 rechts und 5 links; in SW 1 zu den Abschnitten 3 und 4 beiderseits und 5 rechts sowie zum ganzen Processus.

Der Abschnitt 2 weist im Gesamtkonvolut signifikante Unterschiede auf zu Höhe 3, 4, 5 und zum ganzen Processus; in LW 2 zu Höhe 4 rechts; in SW 1 zu Höhe 3 und 4 beiderseits, 5 rechts und zum ganzen Processus.

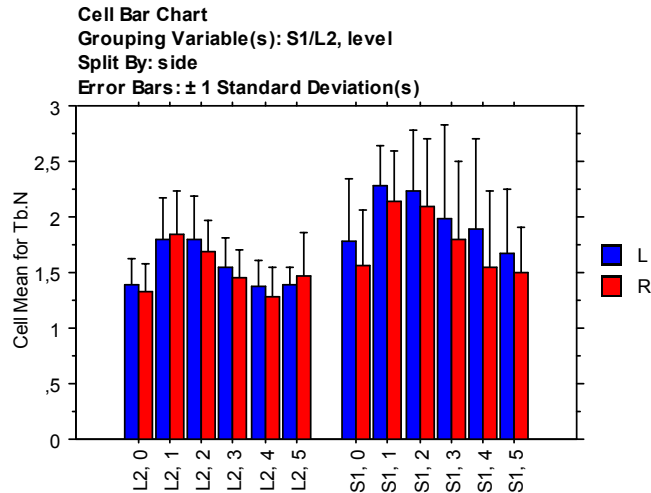
Der Abschnitt 3 weist im Gesamtkonvolut und in SW 1 signifikante Unterschiede auf zu Höhe 1 und 2.

Der Abschnitt 4 weist im Gesamtkonvolut signifikante Unterschiede auf zu den Abschnitten 1 und 2 und zum ganzen Processus; in LW 2 zu Höhe 1 und 2 rechts sowie in SW 1 zu Höhe 1 und 2 beiderseits.

Der Abschnitt 5 weist im Gesamtkonvolut signifikante Unterschiede auf zu den Abschnitten 1 und 2; in LW 2 zu Höhe 1 und 2 links sowie in SW 1 zu Höhe 1 und 2 rechts (Abb. 29).

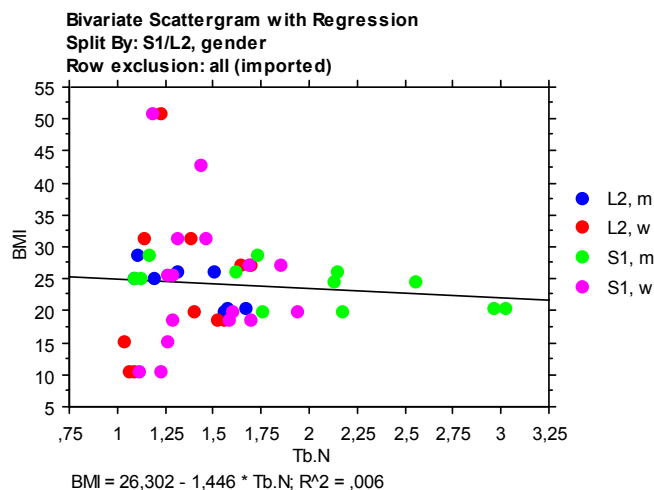
**e) Tb.N\*.**

Einen Überblick über die Verteilung der Tb.N\* gibt folgendes Diagramm (Abb. 36):



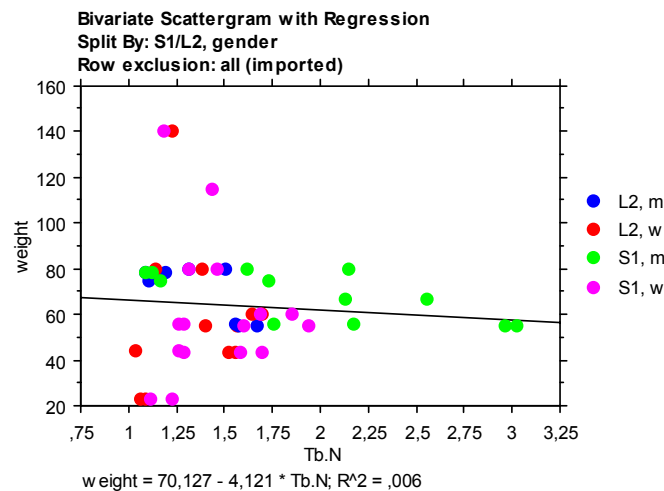
**Abb. 36: Verteilung der Trabecular Number über die Procc. art. superiores**

Vergleicht man die Tb.N\* mit dem BMI, so ergeben sich in LW 2 für die Stichprobe der Männer mittlere bis enge Korrelationen ( $r$  -0,787 bis -0,938;  $p < 0,0175$ ) für die Höhen 2 und 3 und den Processus als Ganzen sowie eine Tendenz auf Höhe 1 ( $r$  -0,703;  $p$  0,0508). In SW 1 zeigt sich für die Männer ein mittlerer bis enger Zusammenhang ( $r$  -0,589 bis -0,818;  $p < 0,0426$ ) für die Höhe 5 und den gesamten Fortsatz. Für die Frauen gibt es diese Korrelation nicht (Abb. 37).



**Abb. 37: Korrelation der Trabecular Number mit dem Body-Mass-Index**

Aufgesplittet in ihre Komponenten ergibt sich für die Körpergröße keine Korrelation. Für das Körpergewicht ergeben sich im 2. Lendenwirbel bei den Männern mittlere bis enge Korrelationen ( $r$  -0,746 bis -0,83;  $p < 0,0311$ ) in den Höhen 2 und 3 und den Processus als Ganzen, sowie im 1. Kreuzbeinwirbel mittlere bis enge ( $r$  -0,654 bis -0,804;  $p < 0,0189$ ) für die Höhen 4 und 5 und den ganzen Fortsatz. Für die Frauen konnten keine Korrelationen festgestellt werden (Abb. 38).

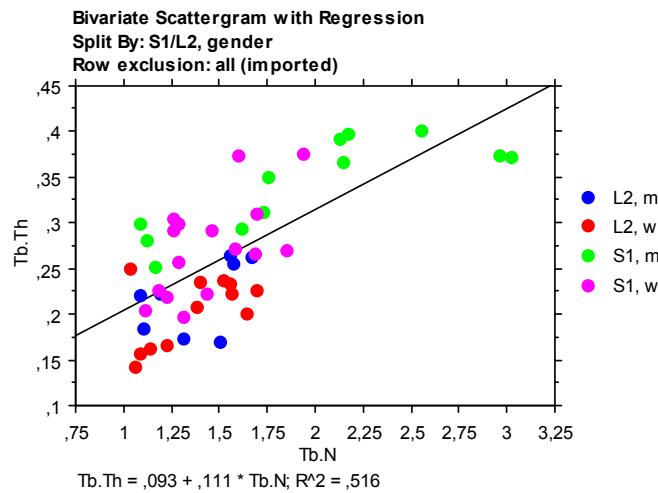


**Abb. 38: Korrelation der Trabecular Number mit dem Körpergewicht**

Betrachtet man das Lebensalter der untersuchten Proben, so ergibt sich für LW 2 bei den Männern eine mittlere Korrelation von  $r$  0,722 bei  $p$  0,0412 in Abschnitt 4, bei den Frauen eine mittlere Korrelation von  $r$  -0,582 bei  $p$  0,0458 in Abschnitt 1. In SW 1 sieht man bei den Männern eine mittlere Korrelation ( $r$  0,683,  $p$  0,0122) in Abschnitt 5.

Die Vergleiche mit der BV/TV, der Conn. D. und dem SMI wurden bereits beschrieben.

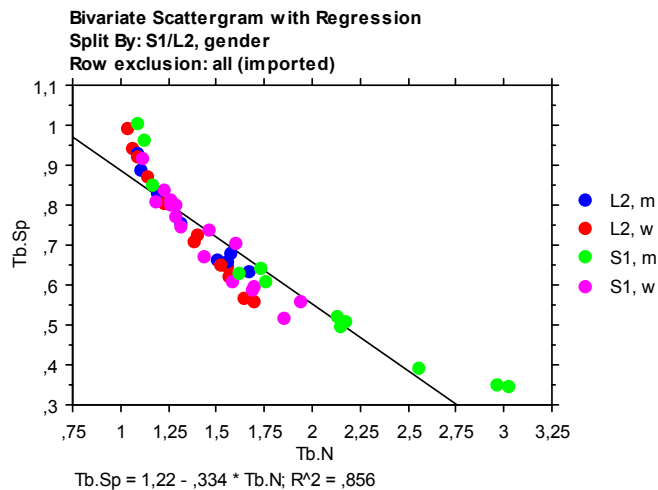
Für die Tb.Th\* ergibt sich in LW 2 bei den Männern ein mittlerer Zusammenhang ( $r$  0,72 bis 0,773;  $p < 0,0423$ ) in den Abschnitten 1 und 2, bei den Frauen ein mittlere Zusammenhang ( $r$  0,681 bis 0,771;  $p < 0,0127$ ) in den Abschnitten 1-3. In SW 1 gibt es bei den Männern mittlere bis enge Korrelationen ( $r$  0,672 bis 0,818;  $p < 0,0145$ ) in den Höhen 2-5 und im Processus als Ganzem, bei den Frauen gibt es mittlere Korrelationen ( $r$  0,523 bis 0,712;  $p < 0,0362$ ) auf allen Höhen und im ganzen Fortsatz (Abb. 39).



**Abb. 39: Korrelation der Trabecular Number mit der Trabecular Thickness**

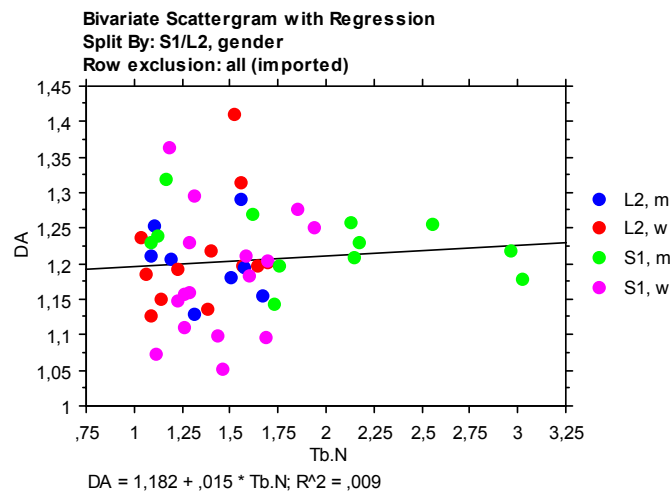
Zwischen der Tb.Sp\* und der Tb.N\* ergeben sich sowohl im 2. Lendenwirbel als auch im 1. Sakralwirbel für beide Geschlechter in allen Abschnitten enge Korrelationen mit r zwischen -0,892 und -0,991 bei p<0,0019 (Abb. 40).

Im Vergleich von DA und Tb.N\* ergeben sich für die Frauen in LW 2 mittlere bis enge Korrelationen (r 0,622 bis 0,819; p <0,0288) in den Abschnitten 1 und 4 und in SW 1 für den



**Abb. 40: Korrelation der Trabecular Number mit der Trabecular Separation**

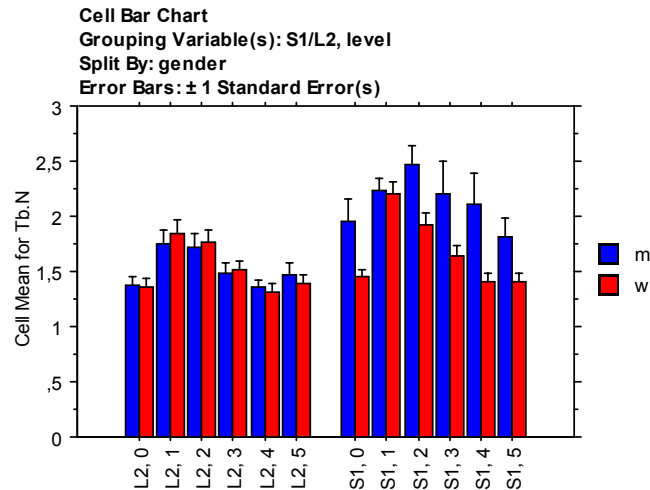
Abschnitt 1 ( $r$  0,618;  $p$  0,0092). Für die Stichprobe der Männer kann kein Zusammenhang festgestellt werden (Abb. 41).



**Abb. 41: Korrelation der Trabecular Number mit dem Degree of Anisotropy**

Vergleicht man die  $Tb.N^*$ , so ergeben sich im unpaarigen t-Test Unterschiede zwischen LW 2 und SW 1 im Gesamtkonvolut, im ganzen Processus sowie auf den Höhen 1, 2, 3 und 4. Im paarigen t-Test ergeben sich signifikante Unterschiede zwischen LW 2 und SW 1 im Gesamtkonvolut sowie links im gesamten Processus und in den Abschnitten 1, 4 und 5 und rechts in den Abschnitten 1 und 2.

Seitenunterschiede sind im unpaarigen t-Test nicht nachweisbar. Im paarigen t-Test finden sich Unterschiede im Gesamtkonvolut, in SW 1 auf Höhe 4 und 5 sowie im Processus als Ganzem. Man sieht des Weiteren einen Geschlechterunterschied in SW 1 ( $p < 0,0001$ , Männer  $2,131 \pm 0,744$ , Frauen  $1,672 \pm 0,464$ ), (Abb. 42).



**Abb. 42: Verteilung der Trabecular Number im Vergleich Männer zu Frauen**

Vergleicht man weiterhin die einzelnen Abschnitte der Processus im unpaarigen t-Test miteinander, so ergeben sich signifikante Unterschiede, und zwar im Gesamtkonvolut und LW 2 zu Höhe 1 und 2. Dasselbe gilt für SW 1 in Bezug auf die Abschnitte 1 beiderseits sowie 2 rechts.

Der Abschnitt 1 weist im Gesamtkonvolut Unterschiede auf zum ganzen Processus und zu den Abschnitten 3, 4 und 5; in LW 2 zum ganzen Processus, zu Höhe 1 beidseits, 3 rechts, 4 beiderseits und 5 links; in SW1 zu Höhe 1 beidseits, 4 rechts und 5 beiderseits.

Der Abschnitt 2 zeigt im Gesamtkonvolut Unterschiede zum ganzen Knochen in Höhe 2, 3, 4 und 5; auf Höhe von LW 2 zum ganzen Processus rechts, zu Abschnitt 4 rechts sowie zu Abschnitt 5 beiderseits. Auf Höhe von SW 1 gibt es Unterschiede zum ganzen Processus rechts, zu Höhe 4 rechts und 5 beiderseits.

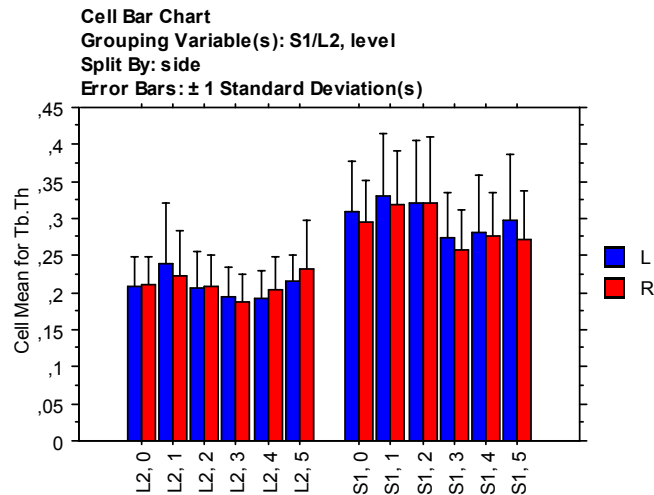
Im Abschnitt 3 gibt es Unterschiede im Gesamtkonvolut zu Abschnitt 1 und 2, in Höhe LW 2 zu Abschnitt 1 rechts.

Der Abschnitt 4 zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut zu Abschnitt 1 und 2, in LW 2 und SW 1 zu Abschnitt 1 und 2 rechts.

Der Abschnitt 5 weist im Gesamtkonvolut signifikante Unterschiede auf zu Höhe 1 und 2, in LW 2 zu Abschnitt 1 und 2 links; in SW 1 zu Höhe 1 und 2 beiderseits (Abb. 36).

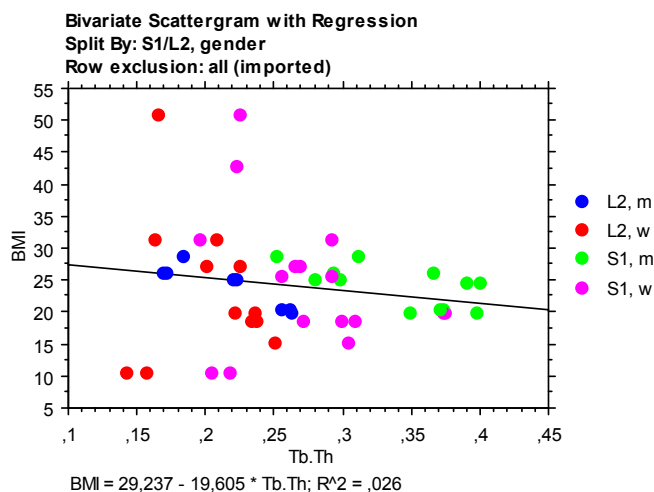
### f) Tb.Th\*

Das nachfolgende Diagramm (Abb. 43) veranschaulicht die Verteilung der Tb.Th\* über den Processus.



**Abb. 43: Verteilung der Trabecular Thickness über die Procc. art. superiores**

Vergleicht man den BMI mit der Tb.Th\*, so sieht man bei den männlichen Leichen in LW 2 einen mittleren bis engen Zusammenhang ( $r$  -0,751 bis -0,909;  $p < 0,0292$ ) in den Abschnitten 1-4 und im gesamten Fortsatz. In SW 1 zeigt sich für die Männer eine mittlere Korrelation ( $r$  -0,604 bis -0,743;  $p < 0,0357$ ) in den Abschnitten 1, 4 und 5 und im ganzen Processus. Bei den Frauen ist keine Korrelation nachweisbar (Abb. 44).

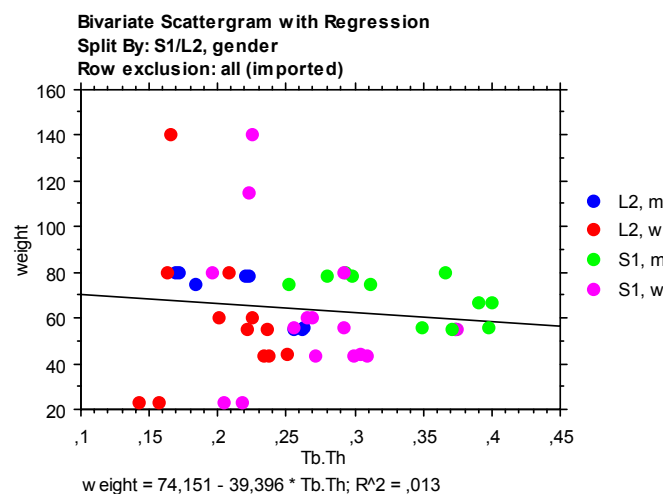


**Abb. 44: Korrelation der Trabecular Thickness mit dem Body-Mass-Index**



Betrachtet man die Körpergröße im Vergleich, so fällt bis auf eine mittlere Korrelation ( $r = 0,746$ ;  $p = 0,0039$ ) bei den Frauen in LW 2 in Abschnitt 5 kein statistisch signifikanter Zusammenhang mit der Tb.Th\* auf.

Für das Körpergewicht zeigt sich bei den Männern in LW 2 eine mittlere bis enge Korrelation ( $r = -0,792$  bis  $-0,899$ ;  $p < 0,0161$ ) in den Höhen 1, 2 und 4 und im Processus als Ganzem, in SW 1 mittlere bis enge Korrelationen ( $r = -0,655$  bis  $-0,829$ ) in den Höhen 1, 4 und 5 und im gesamten Processus (Abb. 45).

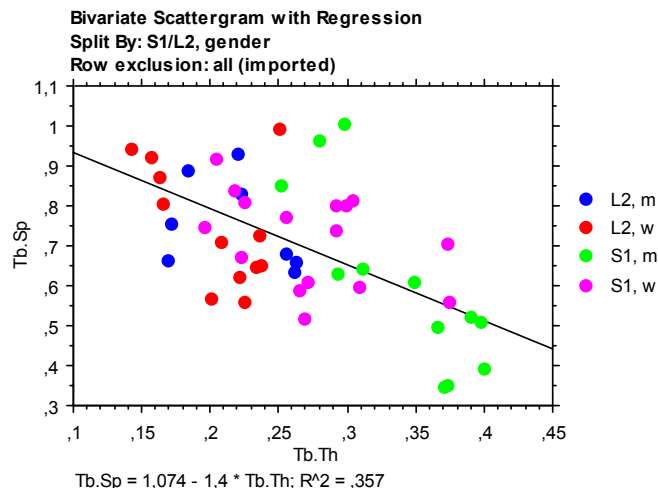


**Abb. 45: Korrelation der Trabecular Thickness mit dem Körpergewicht**

Zwischen dem Lebensalter und der Tb.Th\* findet man bei den Frauen in LW 2 eine mittlere Korrelation mit  $r = -0,754$  bei  $p = 0,0032$  in Höhe 1, und in SW 1 mittlere Korrelationen ( $r = -0,509$  bis  $-0,631$ ;  $p < 0,0429$ ) in den Höhen 2-5 sowie im ganzen Processus.

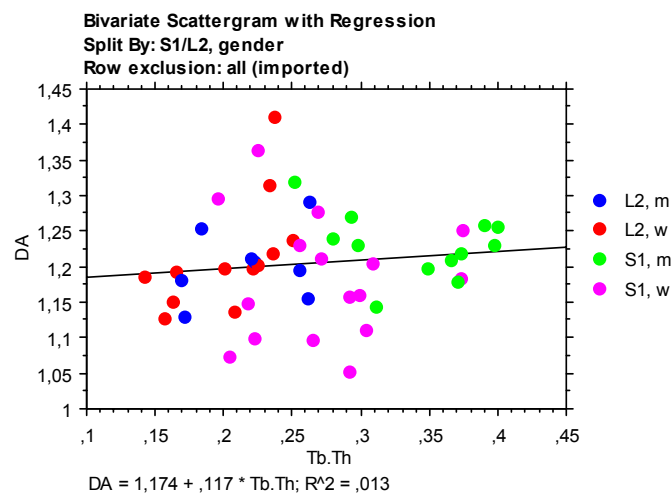
Die Zusammenhänge mit der BV/TV, der Conn. D., dem SMI und der Tb.N\* wurden bereits beschrieben.

Vergleicht man die Tb.Th\* mit der Tb.Sp\*, so ergeben sich in LW 2 für die Stichprobe der Männer keine Korrelation, für die der Frauen eine mittlere Korrelation ( $r = -0,588$  bis  $-0,747$ ;  $p < 0,0166$ ) in den Abschnitten 1, 2 und 3. In SW 1 sieht man bei den Männern eine mittlere bis enge Korrelation ( $r = -0,636$  bis  $-0,839$ ;  $p < 0,0242$ ) in den Abschnitten 2-5 und im gesamten Fortsatz, bei den Frauen eine mittlere Korrelation mit  $r = -0,708$  bei  $p = 0,0015$  in Abschnitt 1 (Abb. 46).



**Abb. 46: Korrelation der Trabecular Thickness mit der Trabecular Separation**

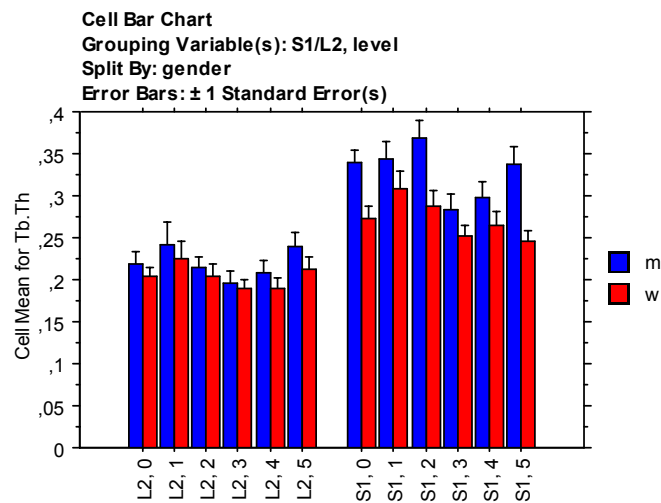
Vergleicht man die Tb.Th\* mit dem DA, so findet man in LW 2 für die Männer eine mittlere Korrelation  $r$  0,766 bei  $p$  0,0238 in Höhe 5, für die Frauen mittlere bis enge Korrelationen ( $r$  0,598 bis 0,823;  $p < 0,0383$ ) in den Höhen 1-3 und im Processus als Ganzem. In SW 1 sieht man bei den Frauen eine mittlere Korrelation mit  $r$  0,738 bei  $p$  0,0007 in Höhe 1 (Abb. 47).



**Abb. 47: Korrelation der Trabecular Thickness mit dem Degree of Anisotropy**

Die Tb.Th\* unterscheidet sich im unpaarigen t-Test signifikant zwischen LW 2 und SW 1 im Gesamtkonvolut, im Processus als Ganzem sowie in allen Abschnitten 1-5. Vergleicht man die verschiedenen Höhen im paarigen T-Test, so zeigen sich signifikante Unterschiede im Gesamtkonvolut sowie in allen Abschnitten bis auf Höhe 5 rechts.

Im Seitenvergleich zeigen sich im unpaarigen noch im paarigen t-Test statistisch signifikante Unterschiede. Geschlechterunterschiede findet man für SW 1 ( $p < 0,0001$ , Männer  $0,329 \pm 0,07$ , Frauen  $0,272 \pm 0,067$ ), (Abb. 48).

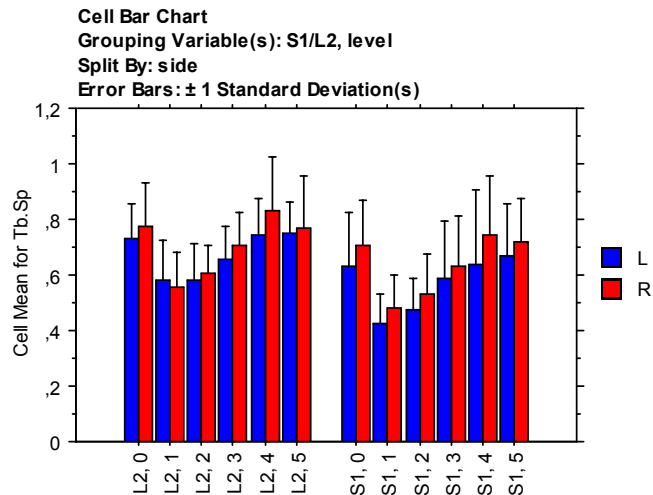


**Abb. 48: Verteilung der Trabecular Thickness im Vergleich Männer zu Frauen**

Vergleicht man weiterhin die einzelnen Abschnitte der Processus im unpaarigen t-Test miteinander, so ergibt sich, dass der ganze Processus in Bezug auf das Gesamtkonvolut von Abschnitt 3 Unterschiede aufweist. Abschnitt 1 zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut zu Abschnitt 3 und 4 sowie auf Höhe von SW 1 zu Abschnitt 3. Im Abschnitt 3 bestehen Unterschiede im Gesamtkonvolut zum ganzen Processus zu Höhe 1 und 2 sowie in SW1 zu Höhe 1 und 2 rechts. Abschnitt 4 weist Unterschiede zu Abschnitt 1 im Gesamtkonvolut auf. Abschnitt 5 zeigt keine signifikanten Unterschiede (Abb. 43).

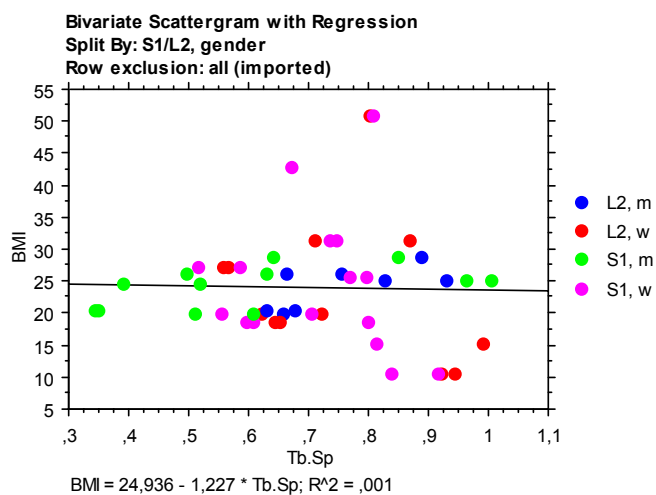
### g) Tb.Sp\*

Die Tb.Sp\* verteilt sich wie folgt (Abb. 49).



**Abb. 49: Verteilung der Trabecular Separation über die Procc. art. superiores**

Vergleicht man die Tb.Sp\* mit dem BMI, so sieht man bei den männlichen Leichen in LW 2 mittlere bis enge Korrelationen ( $r$  0,767 bis 0,887;  $p < 0,0234$ ) in den Abschnitten 2 und 3 sowie im Processus als Ganzem und in SW 1 eine mittlere Korrelation mit  $r$  0,736 bei  $p$  0,0047 in Abschnitt 5. Bei den weiblichen Leichen findet sich keine Korrelation (Abb. 50).



**Abb. 50: Korrelation der Trabecular Separation mit dem Body-Mass-Index**

Aufgeteilt auf seine 2 Komponenten ergibt sich für die Körpergröße keine statistisch signifikante Korrelation mit der Tb.Sp\*. Für das Körpergewicht zeigen sich bei den Männern in LW 2 Tendenzen ( $r$  0,703 und 0,704, bei  $p < 0,0509$ ) in den Abschnitten 2 und 3 und in SW 1 mittlere Korrelationen ( $r$  0,594 bis 0,75;  $p < 0,0403$ ) in den Abschnitten 4 und 5 sowie im Processus als Ganzem. Für die Stichprobe der weiblichen Präparate finden sich keine statistisch signifikanten Korrelationen.

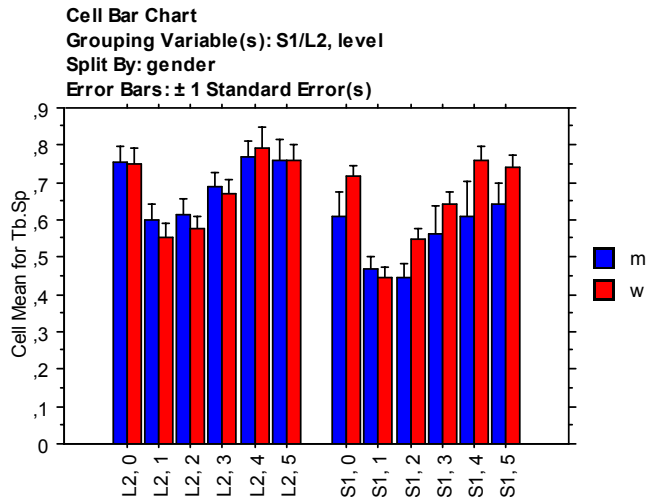
Betrachtet man das Lebensalter im Vergleich zur Tb.Sp\*, so ergibt sich in LW 2 für die männlichen Leichen eine mittlere Korrelation ( $r$  -0,79;  $p$  0,0166) in Abschnitt 4, in SW 1 zeigt sich ebenfalls für die Stichprobe der Männer eine enge Korrelation ( $r$  -0,803;  $p$  0,0009) in Abschnitt 5. Bei den Frauen findet sich keine statistisch signifikante Korrelation zwischen den Parametern.

Die Zusammenhänge mit der BV/TV, der Conn. D., dem SMI, der Tb.N\* und der Tb.Th\* wurden oben beschrieben.

Vergleicht man die Tb.Sp\* mit dem DA, so sieht man bei LW 2 für die weiblichen Leichen eine mittlere Korrelation mit  $r$  -0,578 bzw. -0,746 in den Abschnitten 1 und 4. In SW 1 und bei den Männern finden sich keine Zusammenhänge.

Es zeigten sich Unterschiede in der Tb.Sp\* im unpaarigen t-Test zwischen LW 2 und SW 1 im Gesamtkonvolut und auf den Höhen 1 und 2. Vergleicht man die Tb.Sp\* im paarigen t-Test, so ergeben sich Unterschiede im Gesamtkonvolut sowie links auf Höhe 5 und rechts auf Höhe 2.

Der Seitenvergleich weist im unpaarigen t-Test Unterschiede im Gesamtkonvolut auf, jedoch nicht auf den verschiedenen Höhen oder im Processus als Ganzem. Im paarigen t-Test findet man zusätzlich Unterschiede im ganzen Processus von SW 1 sowie in Abschnitt 4 von SW 1. Geschlechterunterschiede zeigen sich für SW 1 ( $p=0,0056$ , Männer  $0,557 \pm 0,219$ , Frauen  $0,641 \pm 0,169$ ), (Abb. 51).



**Abb. 51: Verteilung der Trabecular Separation im Vergleich Männer zu Frauen**

Vergleicht man weiterhin die einzelnen Abschnitte der Processus im unpaarigen t-Test miteinander, so ergibt sich Folgendes:

Der ganze Processus zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut der Höhe 1 und 2 sowie in LW 2 und SW 1 beiderseits

Der Abschnitt 1 weist im Gesamtkonvolut Unterschiede in den Abschnitten 1, 2 und 3 sowie zum ganzen Processus auf, in LW 2 zu den Abschnitten 3 rechts, 4 und 5 und zum ganzen Processus beiderseits; in SW 1 zu Höhe 3, 4 und 5 sowie zum Processus als Ganzem beiderseits.

Abschnitt 2 zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut, LW 2 und SW 1 zu den Abschnitten 4, 5 und zum ganzen Processus beiderseits. Der Abschnitt 3 zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut zu den Höhen 1, 2, 4 und 5; auf Höhe von LW2 zu Abschnitt 1 rechts und auf Höhe von SW 1 zu Abschnitt 1 beiderseits.

Der Abschnitt 4 weist Unterschiede auf im Gesamtkonvolut zu den Abschnitten 1, 2, 3 und 5; in LW 2 und SW 1 zu den Höhen 1 und 2 beiderseits.

Der Abschnitt 5 zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut zu den Höhen 1, 2 und 3; auf Höhe LW 2 und SW 1 zu 1 und 2 beiderseits (Abb. 49).

## h) DA

Über die Processus verteilt sich die DA wie folgt (Abb. 52):

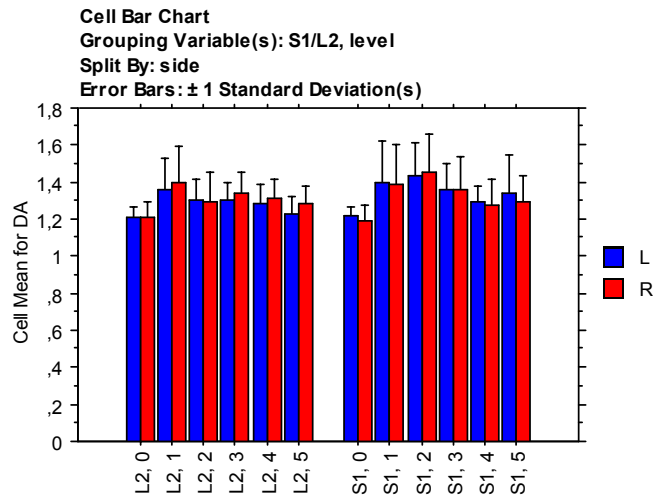


Abb. 52: Verteilung des Degree of Anisotropy über die Procc. art. superiores

Vergleicht man die DA mit dem BMI, so sieht man keine statistisch signifikanten Korrelationen, auch dann nicht, wenn man sie mit dem Gewicht oder der Körpergröße einzeln vergleicht.

Betrachtet man das Lebensalter im Vergleich zum DA, so ergibt sich für Männer eine mittlere Korrelation ( $r$  0,726 bis 0,752;  $p < 0,0394$ ) in den Abschnitten 1 und 2, für die Frauen findet sich in diesen Bereichen eine mittlere bis enge Korrelation  $r$  -0,745 bzw -0,85 bei  $p < 0,004$ . Im Kreuzbeinwirbel finden sich keine Zusammenhänge (Abb. 53).

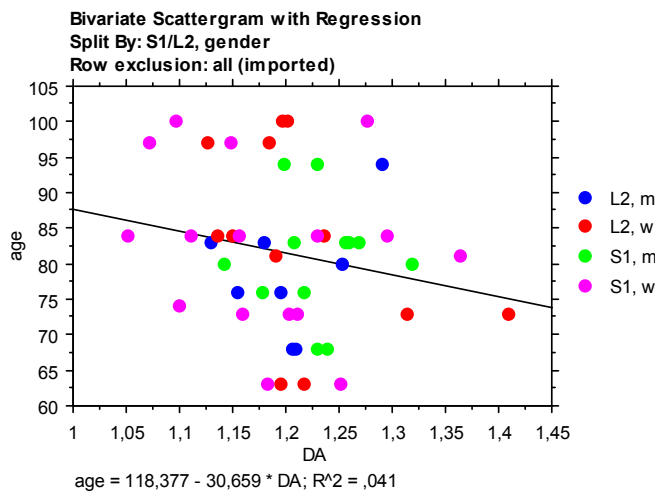


Abb. 53: Korrelation des Degree of Anisotropy mit dem Lebensalter

Die Zusammenhänge mit der BV/TV, der Conn. D., dem SMI, der Tb.N\*, der Tb.Th\* sowie der Tb.Sp\* wurden bereits oben beschrieben.

Unterschiede der DA zwischen LW 2 und S2 im unpaarigen t-Test finden sich im Gesamtkonvolut und auf Höhe 2. Im paarigen t-Test ergeben sich signifikante Unterschiede in Abschnitt 5 links.

Ein Seitenunterschied besteht weder im unpaarigen noch im paarigen t-Test. Ein statistisch signifikanter Geschlechterunterschied findet sich nicht.

Vergleicht man weiterhin die einzelnen Abschnitte der Processus im unpaarigen t-Test miteinander, so ergibt sich Folgendes:

Der ganze Processus zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut zu den Höhen 1-5; in LW2 zu den Abschnitten 1, 3, 4 beiderseits und 2 links; in SW 1 zu den Höhen 1, 2, 3, 5 beiderseits und 4 links.

Im Abschnitt 1 gibt es Unterschiede im Gesamtkonvolut zu den Abschnitten 4, 5 und zum ganzen Processus; in LW 2 zu den Höhen 5 links und zum ganzen Processus beiderseits und in SW 1 zum ganzen Processus.

Der Abschnitt 2 zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut zu den Abschnitten 4, 5 und zum ganzen Processus; in LW 2 zum gesamten Processus links; in SW 1 zum gesamten Processus beiderseits und den Höhen 4 beiderseits und 5 rechts;

Der Abschnitt 3 weist Unterschiede im Gesamtkonvolut auf zu Abschnitt 4 und zum gesamten Processus; zum gesamten Processus in LW 2 und in SW 1 beiderseits.

Der Abschnitt 4 zeigt Unterschiede im Gesamtkonvolut zu den Abschnitten 1, 2, 3 und zum ganzen Processus in LW 2; in SW 1 zum ganzen Processus links und zu Abschnitt 2 beiderseits.

Im Abschnitt 5 gibt es signifikante Unterschiede im Gesamtkonvolut zu den Höhen 1 und 2 und zum ganzen Processus in SW 1 zu Höhe 2 rechts und zum ganzen Processus beiderseits (Abb. 52).



## 5) Diskussion

### a) Diskussion der Problematik und der Fragestellung

Als einer der ersten hat sich Mitte bis Ende des 19. Jahrhunderts der Berliner Arzt Julius Wolff mit der inneren Architektur der Knochen beschäftigt. 1892 veröffentlichte er seine Arbeit „Gesetz der Transformation der Knochen“. Darunter ist „dasjenige Gesetz zu verstehen, nach welchem im Gefolge primärer Abänderungen der Form und Inanspruchnahme oder auch bloss der Inanspruchnahme der Knochen, bestimmte, nach mathematischen Regeln eintretende Umwandlungen der inneren Architectur und ebenso bestimmte, denselben mathematischen Regeln folgende secundäre Umwandlungen der äusseren Form der betreffenden Knochen sich vollziehen“. Erwähnenswert ist hierbei, dass Julius Wolff bei seiner Forschungstätigkeit nicht auf Röntgenaufnahmen zurückgreifen konnte, da die Röntgenstrahlen erst vier Jahre später entdeckt wurden. Friedrich Pauwels gelang es Mitte des 20. Jahrhunderts mittels zahlreicher technischer Untersuchungsmethoden und Experimente Wolffs Vermutungen zu belegen und darüber hinaus die Biomechanik des Stütz- und Bewegungsapparates zu ergründen. Er beschrieb die Anpassung des Bewegungsapparates an mechanische Belastungen und übertrug als erster diese Erkenntnisse auf die klinischen Anwendungsbereiche der Chirurgie und Orthopädie. Danach unterliegen alle Gewebe der funktionellen Anpassung und sind in der Lage, auf mechanische Beanspruchung mit Umbauprozessen zu reagieren. In Bezug auf das Skelett stellt die einwirkende Druckkraft den Hauptreiz für die Ausbildung und Ausrichtung der trabekulären Struktur der Knochen dar. Das Gewebe ist dabei bemüht, Biegung zu vermeiden und in Druck- und Zugkräfte umzuwandeln. In diesem Zusammenhang weist er auf das Prinzip der muskulären Zuggurtung hin. Diese Prinzipien gelten sowohl für den gesunden als auch für den frakturierten Knochen (Pauwels 1965). Sein Schüler Benno Kummer führte seine Arbeit weiter aus (Kummer 2005).

Analog dazu muss auch Osteosynthesematerial zahlreichen Belastungen gewachsen sein. Diese müssen im Vorfeld bekannt sein, damit die Konstruktion den Ansprüchen genügt und es nicht zu unvorhergesehenen Materialermüdungen kommt. Gleichzeitig darf nicht außer Acht gelassen werden, dass sich durch das Einbringen von Osteosynthesematerial das biomechanische Gleichgewicht verändert, so dass es zu einer Umwandlung des umgebenden Knochengewebes, des Knochens des über- oder untergeordneten Systems oder der Gegenseite mit den entsprechenden Auswirkungen kommen kann (Trouillier et al. 2006, Wagner et al. 2005, Gillet 2003). Da der Knochen der funktionellen Anpassung unterliegt, kann man von

seiner äußeren Form sowie seinem inneren Aufbau Rückschlüsse auf die Belastung ziehen, denen er ausgesetzt ist. Die Ergebnisse dieser Arbeit sollen helfen, den Pathomechanismus von Erkrankungen der Facettengelenke besser zu verstehen sowie neue Behandlungskonzepte für den Bereich der kleinen Wirbelgelenke bis hin zum prothetischen Ersatz zu entwickeln. Dieser sollte so gestaltet sein, dass er den mechanischen Belastungen gewachsen ist und es nicht zu biomechanischen Ungleichgewichten innerhalb der Wirbelsäule kommt. Darüber hinaus wäre, eine weitere Verbesserung der Auflösung bei konventionellen CT-Geräten vorausgesetzt, eine diagnostische Anwendung im Bereich der Orthopädie denkbar. So könnten Belastungsunterschiede und Fehlbelastungen erkannt und u. U. therapiert werden, bevor es zu pathologischen Veränderungen kommt.

### **b) Diskussion des Materials**

Die vorliegenden Wirbelsäulen stammen aus dem Bestand des Präparierkurses. Daher entspricht das durchschnittliche Alter der Spender nicht der Altersverteilung der Normalpopulation. Dies hat ganz besonders auch Folgen für die beschriebene trabekuläre Struktur sowie die Strukturparameter. Die Veränderungen der Mikroarchitektur im Alter wurden von Grote et al. 1995 beschrieben. Danach nimmt die spongiöse Knochenmasse besonders in der LWS ab. Die horizontal gerichteten Trabekel dünnen aus, und die Trabekelform entspricht vorwiegend der stäbchenförmigen Struktur und nicht der plättchenförmigen, wie sie beim jüngeren Menschen vorherrscht. Zu ähnlichen Ergebnissen kommt Hildebrand et al. (1999). Zwar wurden bei den jetzigen Untersuchungen kaum Korrelationen zwischen den Strukturparametern und dem vorliegenden Lebensalter festgestellt, allerdings ist der untersuchte Altersquerschnitt dafür vielleicht nicht groß genug. Um die Studie auf die Durchschnittspopulation übertragen zu können, müsste man weitere Untersuchungen bei jüngeren Personen machen. Auf der anderen Seite zeigt auch eine Rarefizierung, dass offenbar eine Anpassung an die vorherrschende Beanspruchung stattfindet. Somit halten wir das vorliegende Material für die Untersuchung geeignet.

### **c) Diskussion der Methode**

Dass das  $\mu$ -CT eine geeignete Methode zur Beurteilung der inneren Architektur von Knochen ist, wurde bereits von Hildebrand et al. (1999), Müller et al. (1998) und Ito et al. (1998, 2002) beschrieben. Ito weist allerdings darauf hin, dass die Architektur zu komplex ist, um anhand eines einzigen Strukturparameters Rückschlüsse auf mechanische Belastung zu machen. Diese Autoren sowie auch Hara et al. (2002) gehen auf die Bedeutung einer optimalen Thresholdeinstellung ein, die einen großen Einfluss auf die untersuchten Strukturparameter

hat. Die von uns verwendete einheitliche Threshold von 220 ist danach für die durchgeführten Untersuchungen geeignet. Ein Nachteil des von uns verwendeten Gerätes könnte in den mit 17,4 mm kleinen Probenröhrchen liegen, die uns dazu gezwungen haben, die untersuchten Fortsätze an den Seiten abzutragen. Dadurch sind keine Aussagen der Materialverteilung in der Transversalebene möglich. Auch wurde dadurch bei sehr großen Fortsätzen ein prozentual geringerer Bereich untersucht als bei kleinen Processus. Um dem abzuhelfen, müsste man weitere Untersuchungen entweder an inzwischen auf dem Markt befindlichen Geräten mit einem größeren Untersuchungsvolumen durchführen oder eine neue Untersuchungsreihe mit in einer anderen Ebene zugeschnittenen Präparaten beginnen. Ein großer Vorteil der verwendeten Methode dürfte darin liegen, dass das Untersuchungsgut nicht zerstört wird. Es sind also nachfolgend noch andere Untersuchungen im gleichen Bereich möglich. Diesbezüglich sollte noch erwähnt werden, dass die untersuchte Probe auch nicht speziell für die Messung vorbereitet werden muss (Rüegsegger et al. 1996), wenn man davon absieht, dass sie in die entsprechende Größe für die Probenröhrchen gebracht werden müssen. Die Tatsache, dass die Präparate formalinfixiert sind, stellt kein Problem dar (Lochmüller et al. 2001).

Die Einteilung von Bildern nach rein optischen Kriterien ist stets stark untersucherabhängig. Es wurde jedoch versucht, die einzelnen Kriterien so zu gestalten, dass eine möglichst eindeutige Einteilung möglich ist.

#### **d) Diskussion des Bildmaterialvergleichs**

Bei der Betrachtung der Bilder der verschiedenen Abschnitte fällt auf, dass eine Beschreibung der Vorzugsrichtung nur für die mittleren drei Abschnitte möglich ist. Die Bilder des ersten und letzten Abschnitts zeigen meist einen zu kleinen Ausschnitt mit nur vereinzelten Trabekeln, so dass eine Beurteilung kaum möglich ist. Für die mittleren Abschnitte zeigen sich ganz deutliche Unterschiede zwischen LW 2 und SW 1. In LW 2 sieht man in 47 – 73% der Bilder eine mehr oder weniger stark ausgeprägte Spitzbogenarchitektur. In SW 1 zeigen sich in den mittleren Abschnitten zu 57 – 85% annähernd rechtwinklig zur Gelenkfläche stehende Trabekel.

Putz hat 1985 die funktionelle Morphologie der oberen Gelenkfortsätze der Lendenwirbelsäule anhand eines photoelastischen Modells untersucht. Danach werden die Procc. articulares superiores vor allem auf Biegung in der Transversalebene beansprucht, da sie durch ihre sagittale Ausrichtung die Rotation erheblich einschränken. Diese Biegebeanspruchungen sind besonders hoch bei dynamischen Bewegungsabläufen, wie dem

Gehen und Laufen. Im Rahmen der funktionellen Anpassung reagiert der Knochen im Allgemeinen auf Biegebeanspruchung mit Ausbildung einer charakteristischen Spitzbogenarchitektur. Anhand seiner Ergebnisse postulierte er eine Ausrichtung der Trabekel entlang der Spannungslinien in dieser charakteristischen Spitzbogenarchitektur. Dies konnte allerdings nur exemplarisch belegt werden.

Unsere jetzigen Ergebnisse unterstützen diese These in größerem Rahmen.

Auch die Trabekelausrichtung im ersten Sakralwirbel passt in dieses Bild. Die Gelenkfortsätze der Sakralwirbel, die meist in der Frontalebene ausgerichtet sind, werden stark auf Druck durch den besonders im Lumbosakralbereich vorherrschenden Ventralvorschub (Kummer 1981, Putz 1990, Adams und Hutton 1980, 1985) belastet. Hierauf wird später noch näher eingegangen.

Die Tatsache, dass bei unseren Untersuchungen die Trabekelanordnung des 2. Lendenwirbels teilweise nur angedeutet und nicht klar nachweisbar ist, kann an der Untersuchungsmethode liegen. Putz beschreibt (1985), dass die Spitzbogenarchitektur am deutlichsten in leicht dorsokranieler Schnittebene ist. Eine einheitliche derartige Positionierung unserer Proben in die bereits beschriebenen Probenröhrchen gestaltete sich jedoch als schwierig, so dass die oben erläuterte Ausrichtung vorgezogen wurde.

### **e) Diskussion der Strukturparameter**

Betrachtet man die Verteilung der Bone-Volume-Fraction, so fallen zwei Dinge auf:

Erstens, dass die BV/TV in den Processus des Os sacrum signifikant höher ist als die des 2. Lendenwirbels.

Zweitens, dass sie innerhalb der Fortsätze von kranial nach kaudal kontinuierlich abnimmt und erst im untersten Abschnitt wieder leicht ansteigt.

Zwar sind diese Unterschiede in den direkt benachbarten Abschnitten nicht immer statistisch signifikant, die Tendenz ist jedoch nachweisbar.

In die BV/TV gehen die Form der Trabekel, die mit dem Structure-Model-Index beschrieben wird, und die Trabekelanzahl ein. Die gemessene Trabekeldicke ( $Tb.Th^*$ ) ist ein von der BV/TV unabhängiger Parameter, da sie direkt gemessen wird (Hildebrand et al. 1999).

Die Anzahl der Trabekel pro  $mm^3$  verhält sich analog zur Verteilung der BV/TV. Im Os sacrum ist sie statistisch signifikant höher als in LW 2. Sowohl auf Höhe von LW 2 als auch auf Höhe von SW 1 fällt sie innerhalb der Processus jeweils von oben nach unten hin ab.

Die Verteilung der Tb.Th\* weist in LW 2 Spitzen im oberen und unteren Bereich und ein Abfallen im mittleren Bereich auf. In SW 1 ist die Dicke der Trabekel signifikant höher und weist in der Verteilung im oberen Bereich eine stärkere Dicke als im unteren Bereich auf. Nachdem die Separation den Abstand zwischen den Trabekeln beschreibt, verwundert es nicht, dass sich ihre Verteilung indirekt proportional zur BV/TV verhält.

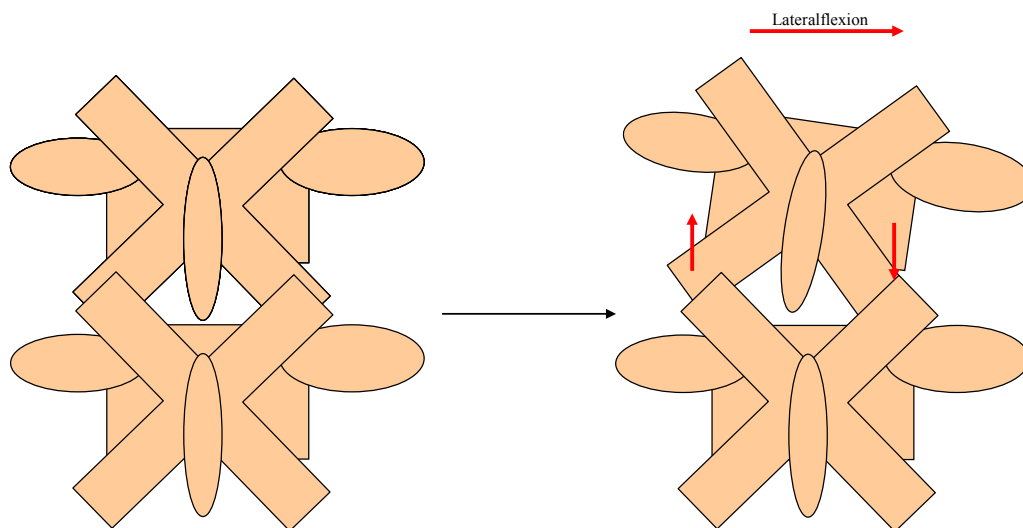
Auch wenn es keine statistisch signifikanten Unterschiede der Connectivity-Density zwischen LW 2 und SW 1 gibt, so ist ihre Verteilung über die Gelenkfortsätze auf beiden Höhen unterschiedlich. In LW 2 zeigt sie eine ganz ähnliche Verteilung wie bei der BV/TV. Im Os sacrum jedoch scheint sie uneinheitlich. Dies ist Ausdruck der bereits von Putz (1990) beschriebenen höheren Knochendichte im medialen Bereich der kleinen Wirbelgelenke des lumbosakralen Überganges und der Anpassung an die hohe Druckbelastung in diesem Bereich.

Bei unserer Untersuchung ergab sich ein signifikanter Unterschied der SMI-Werte zwischen LW2 und SW1. Der SMI im Lendenwirbel ist zumeist positiv und von oben nach unten ansteigend, wobei Werte zwischen 0 und 1 erreicht werden. Dies spricht für eine Tendenz hin zur „Stäbchenform“, deren Idealform aber nicht annähernd erreicht wird. Im Fortsatz des Os sacrum stellt sich der SMI im oberen Bereich sogar negativ dar, was auf eine extrem dichte, konkave plattenförmige Struktur hinweist. Im unteren Bereich erreicht sie positive Werte unter 1.

Betrachtet man die Schnittbilder der Gelenkfortsätze, so erwartet man für die beiden Höhen signifikante Unterschiede des Degree of Anisotropy. Da LW 2 mit seiner Spitzbogenarchitektur mindestens zwei Vorzugsrichtungen aufweist, erwartet man dort einen isotropen DA-Wert um die 1. Die Messungen bestätigen diese Vermutung, wobei auch hier ähnlich wie bei den meisten anderen Strukturparametern die Werte von den oberen zu den unteren Abschnitten tendenziell abfallen. Die Messungen haben aber auch für SW 1 nicht viel höhere Werte ergeben, obwohl die Bilder eine Vorzugsrichtung senkrecht zur Gelenkfläche erwarten lassen. Die bestehenden horizontalen und vertikalen Verstreungen reichen hierbei wohl aus, um den Wert isotrop werden zu lassen.

Auch wenn die biomechanischen Eigenschaften des Knochens nicht primär von der Knochendichte abhängen als vielmehr von der Architektur der Spongiosa (Engelke et al. 1999), so ist die typische Verteilung der BV/TV, Tb.N\* und Tb.Sp\* doch ein Hinweis auf die spezifische Belastung. Durch den vielfach beschriebenen Ventralvorschub (Kummer 1981, Putz und Müller-Gerbl 1996, Adams und Hutton 1980, 1985) lastet auf den mehr in der

Frontalebene ausgerichteten Gelenkfortsätzen des Os sacrum ein stete Druckkraft. Diese ist durch den Knick der Wirbelsäule am lumbosakralen Übergang hier ohne Zweifel am größten. Dafür spricht, dass sich dieses Gelenk im Scheitelbereich des Knicks befindet und dass sich in den medialen Anteilen der lumbosakralen Wirbelgelenke eine besonders hohe und nach lateral ausladende subchondrale Knochendichte befindet (Putz 1990). Daneben nehmen die Gelenkfortsätze der Lendenwirbelsäule diese Druckkraft durch ihre vorwiegend sagittale Ausrichtung hauptsächlich in ihrem medialen Anteil auf, der im Rahmen unserer Untersuchung größtenteils entfernt wurde. Die Materialverteilung innerhalb der Processus gibt Hinweise darauf, dass die Belastung der Procc. articulares superiores im oberen Bereich größer ist als in den mittleren und unteren Bereichen. Dies lässt sich damit erklären, dass es bei der Flexion und Extension innerhalb eines Bewegungssegmentes zu einer Gleitbewegung innerhalb der kleinen Wirbelgelenke kommt, in welcher die Gelenkflächen sich entweder ineinander im Gelenk versenken oder sich innerhalb der Gelenkkapseln herausziehen. Bei der Lateralflexion kommt es zu einem Versenken einerseits und einem Herausziehen andererseits (Čihák 1981), (Abb. 54). Dadurch verkleinert sich die eigentliche Berührungsfläche der Gelenkfortsätze. Es kommt damit zu einem Klaffen des Gelenkspaltes, vor allem in den Endstellungen (Müller-Gerbl 1992).



**Abb. 54: Lumbales Bewegungssegment von dorsal; Darstellung der Gleitbewegungen innerhalb des Gelenks bei der Lateralflexion; links Normalstellung, rechts Lateralflexion; nach Čihák.**

Hierdurch wird der obere Anteil des oberen Gelenkfortsatzes stärker beansprucht als der untere und der mittlere. Hierfür sprechen auch die Beobachtungen von Tischer et al. (2005), wonach bei älteren Menschen im oberen Bereich die meisten Knorpelschäden zu finden sind.

In unseren Untersuchungen zeigte sich zwar eine signifikante Korrelation der Verknüpfungsdichte zur Bone-Volume-Fraction, diese sind jedoch in der Literatur umstritten (Odgaard 1997). Auch darf man nicht unbeachtet lassen, dass sich die Werte für die Connectivity Density ändern, je nachdem, ob die Trabekel eher plattenähnlich oder stäbchenförmig sind (Odgaard 1997). Da in unseren Untersuchungen statistisch signifikante Unterschiede des SMI zwischen LW 2 und SW 1 gefunden wurden, erscheint auch ein direkter Vergleich der Connectivity Density zwischen diesen Höhen nicht sinnvoll. Innerhalb der Fortsätze scheint die Verknüpfungsrates die bereits bei Bone-Volume-Fraction beschriebenen Unterschiede zwischen den Belastungszonen zu unterstützen. Zwar ist man versucht, die in den oberen Bereichen der Fortsätze von LW 2 höhere Connectivity Density auf die dort vorherrschende Spitzbogenarchitektur zurückzuführen, die rein optisch mehrere Verknüpfungspunkte aufzuweisen scheint als die eher lineare Struktur in den unteren Abschnitten und den Processus des Os sacrum. Allerdings darf hierbei nicht unbeachtet gelassen werden, dass die Connectivity Density mathematisch ein Skalar ist, der von der Orientierung der Trabekel unabhängig ist (Odgaard 1997).

Wie bereits oben angesprochen, hängen die biomechanischen Eigenschaften stark von der Form der Trabekel ab. Eine Messgröße für die Form stellt der von Hildebrand und Rüegegger (1997) eingeführte Structure-Model-Index dar. Dieser ist unabhängig von der Dicke der Trabekel (Hildebrand und Rüegegger 1997). Betrachtet man die Verteilung, so kann man sagen, dass im Gelenkfortsatz des 2. Lendenwirbels die plattenförmige Struktur vorherrscht. Auch wenn die Werte nach unten hin zunehmen, wird keine stäbchenförmige Struktur erreicht. Im Proc. articularis superior des 1. Sakralwirbels ist die Trabekelstruktur im oberen Bereich sehr dicht mit konkaver plattenförmiger Struktur, im unteren Bereich dagegen mit normal plattenförmiger Struktur. Plattenförmige Struktur gilt als stabiler als stäbchenförmige (Bevill et al. 2006), so dass man auch hier auf die Belastungssituation rückschließen kann. Auch die Verteilung des SMI spricht für eine Hauptbelastung im oberen Bereich. Auffallend ist das durchgängige Vorherrschen der plattenförmigen Struktur, betrachtet man das hohe Alter der Spender. In der Literatur wird stets ein Übergang von der plattenförmigen zur stäbchenförmigen Struktur im Alter beschrieben (Hildebrand und Rüegegger 1997, Grote et al. 1995). Laut Grote ist diese Umwandlung gerade in der LWS im Gegensatz zur HWS besonders deutlich. Die Procc. articulares superiores scheinen davon ausgenommen. Das Fehlen dieser Strukturumwandlung im Alter scheint ein Zeichen dafür zu sein, dass sich weder die Art der Belastung noch ihre Stärke über die Jahre nicht wesentlich ändert und es dadurch nicht zu einem Ausdünnen der Trabekel in diesem Bereich kommt. Für

diese These spricht, dass im unteren Bereich, wo alles für eine vergleichbar geringere Belastung spricht, zumindest die Tendenz Richtung Stäbchenform geht.

Die Vorstellung, die unterschiedliche Belastungssituation zwischen den Gelenkfortsätzen im Lendenwirbelbereich und dem Os sacrum auch über den Degree of Anisotropy in Werten ausdrücken zu können, hat sich nicht bestätigt. Allerdings darf nicht unbeachtet gelassen werden, dass letztendlich auch die Belastung des Knochens nicht einseitig anisotrop, sondern vielseitig isotrop ist (Odgaard 1997). So wirken auf die Procc. articulares superiores der Lendenwirbelsäule zum einen auf den medialen Teil die bereits beschriebenen Kräfte aus dem Ventralvorschub (Kummer 1981), zum anderen aber auch axiale Kräfte. So werden von den kleinen Wirbelgelenken je nach Position und Zustand des Discus intervertebralis zwischen 16 und 70% der Druckkräfte getragen (Adams und Hutton 1980, 1985, Dunlop et al. 1984, Pal et al. 1988). Schließlich werden sie bei der Einschränkung der Rotation auf alternierende Biegung beansprucht (Putz 1985, 1990). Dieser vielfältigen, hohen Beanspruchung kann nur widerstanden werden, wenn trabekuläre Verstrebnungen zum einen in sagittaler Ausrichtung (v.a. im medialen Bereich), in longitudinaler Ausrichtung über die Pedikel vom Proc. articularis superior zum Proc. articularis inferior (Pal et al. 1988) sowie in der Transversalebene in typischer Spitzbogenarchitektur (Putz 1985, 2005) angeordnet sind. Auch auf die Procc. articulares superiores des Os sacrum wirken die Kräfte aus verschiedenen Richtungen, hauptsächlich der durch die Kippung des Beckens verstärkte Ventralvorschub sowie die axialen Kräfte. Auch werden die Processus bei der Ventralflexion und Drehung auf Biegung beansprucht.

Des Weiteren kann jede Bewegung des Gesamtorgans Wirbelsäule auf Höhe der einzelnen Bewegungssegmente als Mischbewegung, bestehend aus mehreren Einzelbewegungen, aufgefasst werden, woraus eine vielfältige Belastung der beteiligten Skelettanteile entsteht (Farfan 1979). Dies spiegelt sich auch in der isotropen Trabekelanordnung wider.

Insgesamt bestätigen unsere Ergebnisse frühere Untersuchungen. Die oberen Gelenkfortsätze des 2. Lendenwirbels sowie des Os sacrum sind in Bezug auf Richtung und Stärke verschiedenartigen Beanspruchungen ausgesetzt, wobei offensichtlich auf die Processus des Kreuzbeins hohe, nach ventral gerichtete, statische und dynamische Kräfte einwirken. Die Processus des 2. Lendenwirbels unterliegen daneben alternierender Biegebeanspruchung in der Transversalebene. Auf beiden Höhen sind die oberen Abschnitte höheren Belastungen ausgesetzt als die mittleren und unteren Abschnitte.



## f) Geschlechtsunterschiede

Statistisch signifikante Geschlechtsunterschiede findet man für die BV/TV, Conn. D., Tb.N\*, Tb.Th\* und die Tb.Sp\* allerdings nur für die Höhe SW 1. Anders als bei der Lendenwirbelsäule unterscheidet sich das weibliche vom männlichen Kreuzbein makroskopisch durch eine kürzere und breitere Form sowie die weniger stark gekrümmte Facies pelvica (Benninghoff 2003, Cheng und Song 2003). Der obere Anteil ist annähernd gerade. Der Hauptteil der charakteristischen Krümmung wird von dem unteren Anteil gebildet. Der Winkel zwischen dem oberen und dem unteren Anteil ist größer. Auch ist der Knochen bei der Frau mehr schräg nach hinten gerichtet. Dies vergrößert den Raum im Becken und lässt den Winkel zwischen Os sacrum und Wirbelsäule prominenter erscheinen, (Gray 1918), (Abb. 55).



**Abb. 55: sexueller Dimorphismus des Os sacrum (aus Sobotta 2005)**

Zwar wird in der Literatur nicht explizit auf daraus resultierende biomechanische Unterschiede eingegangen, es scheint jedoch offensichtlich, dass die Belastungen, denen das weibliche Kreuzbein unterworfen ist, anders gerichtet und in einigen Bereichen höher oder niedriger sind als die Belastungen, denen das männliche Kreuzbein ausgesetzt ist. Dies spiegelt sich in den von uns gefunden Unterschieden in der Materialverteilung wider, die für die BV/TV, Conn. D., Tb.N\* und Tb.Th\* für die männlichen Kreuzbeine signifikant höhere Werte zeigen. Dies kann nicht daran liegen, dass die männlichen Körperspender unserer Studie durchwegs schwerer waren. Im Gegenteil, der durchschnittliche BMI der Frauen ist mit 26,82 um 2,71 Punkte höher als der der Männer.

Unterschiede in Form und Krümmung der Lendenwirbelsäule sind nicht bekannt (Farfan 1979). Auch die von uns untersuchten Strukturparameter weisen im Lendenwirbelsäulenbereich keine statistisch signifikanten Geschlechterunterschiede auf.

Auffällig ist auch die geschlechtsspezifische Korrelation der BV/TV mit dem Body-Mass-Index und hierbei vor allem mit dem Gewicht.

Es ist bekannt, dass die Knochenmasse mit dem Body-Mass-Index korreliert. In der Literatur ist dabei stets von einer direkten Proportionalität die Rede (Toth et al. 2005, Thomas et al. 2001, Thomas und Burguera 2002, Lei et al. 2004, Weiss et al. 2006, Reid et al. 1992, Reid 2002, Edelstein und Barrett-Connor 1993, Felson et al. 1993). Bisherige Studien stimmen darin überein, dass das Gewicht eine größere Rolle dabei spielt als die Körpergröße (Lei et al. 2004). Es werden in der Literatur mehrere Ursachen diskutiert. So könnte das höhere Körpergewicht und die damit erhöhte Last ein Grund für die erhöhte Knochendichte sein (Felson et al. 1993), allerdings wurde die Korrelation auch für den Radius nachgewiesen, der nicht zu den lasttragenden Knochen zählt (Felson et al. 1993). Diskutiert wird auch der Einfluss von Insulin (Cornish et al. 1995, Thraillkill et al. 2005, Thomas et al. 2001). Ein klinischer Hinweis darauf ist die Osteopenieneigung bei Typ-I-Diabetikern im Gegensatz zu eher übergewichtigen Typ-II-Diabetikern, die zu verstärkter Mineralisierung der Knochen neigen. Der beschriebene sexuelle Dimorphismus wird damit freilich nur unzureichend erklärt. Ebenfalls zur Diskussion stehen von den Adipozyten selbst produziertes Östrogen und Leptin. Gerade letzteres wird ausführlich erforscht (Thomas et al. 2001, Thomas und Burguera 2002, Weiss et al. 2006, Morberg et al. 2003). Die Ergebnisse dieser Studien sind jedoch widersprüchlich.

Ein sexueller Dimorphismus wird ebenfalls stets beschrieben. Die meisten Autoren stimmen darin überein, dass dieser Effekt bei den Frauen wesentlich stärker ausgeprägt ist als bei den Männern (Felson et al. 1993, Reid et al. 1992, Reid 2002, Weiss et al. 2006, Thomas et al. 2001, Thomas und Burguera 2002). Die Gründe sind derzeit noch umstritten. Diskutiert wird unter anderem ein 2- bis 3-fach erhöhter Leptin-Spiegel bei Frauen (Weiss et al. 2006, Thomas und Burguera 2002).

Insgesamt weichen unsere Ergebnisse stark von den in der Literatur beschriebenen ab. Zum einen ist der beschriebene Zusammenhang anders als in der Literatur nur bei den Männern und bei ihnen nur im Lendenwirbelbereich nachweisbar. Zum anderen handelt es sich dabei um einen indirekt proportionalen Zusammenhang des Body-Mass-Index bzw. des Körpergewichts mit den anderen Strukturparametern. In Bezug auf den Body-Mass-Index spielt auch bei uns das Gewicht eine größere Rolle als die Körpergröße. Es sind mehrere Begründungen denkbar, weshalb sich unsere Ergebnisse von denen anderer Studien unterscheiden. Zum einen ist es die Methode. In den meisten anderen Arbeiten wurde eine „dual energy- x-ray absorptiometry“ (DXA) verwendet. Dies hat zur Folge, dass unter anderem auch das umgebende Weichteilgewebe die Messungen beeinflusst (Bolotin 2001, Lochmüller et Eckstein 2002). Bestimmt wurde die Bone-Mineral-Density (BMD). Diese

beschreibt die Knochendichte des gesamten Knochens. Bei den von uns durchgeführten Messungen gab es kein Weichteilgewebe. Ferner wurden die von uns bestimmten Strukturparameter nur für die trabekulären Anteile des Knochens errechnet. Möglicherweise kommt es bei Frauen zu einer Zunahme der BMD durch eine erhöhte Mineralisierung der Kortikalis, nicht jedoch zu einer Veränderung der trabekulären Struktur, so dass die Veränderungen mit unserer Methode nicht nachweisbar sind. Oder es kommt bei Männern zu einer Verschiebung der Mineralisierung von der Spongiosa hin zur Kortikalis, so dass bei der Messung der trabekulären Parameter nur eine Abnahme der BV/TV auffällt. Auch das Material könnte Ursache der verschiedenen Ergebnisse sein. Zwar wurde in den beschriebenen Studien meist auch die LWS untersucht, jedoch nicht speziell die oberen Gelenkfortsätze. Möglicherweise verhalten sich diese aufgrund der spezifischen Belastungssituation hinsichtlich ihrer Mineralisierung anders als die Wirbelkörper.

### **g) Seitenunterschiede**

Seitenunterschiede wurden in einigen Abschnitten für die Conn. D., die Tb.N\* sowie die Tb.Sp\* festgestellt jedoch nur für die Gelenkfortsätze des Os sacrum und in keinem Fall für LW 2. Das Auftreten von Asymmetrien der oberen Gelenkfortsätzen des Os sacrum ist mit bis zu 60% sehr häufig (Niethard 1981, Farfan 1979). Es resultiert eine ungleiche Belastung, die zu entsprechenden Anpassungsreaktionen führt. Zwar kommen derartige Asymmetrien ebenfalls in der Lendenwirbelsäule vor, jedoch wesentlich seltener. Davon abgesehen können derartige Belastungsunterschiede in der durch die einzelnen Bewegungssegmente flexibleren Lendenwirbelsäule leichter ausgeglichen werden als in dem durch das Becken fixierten Os sacrum.

### **h) Änderungen der Biomechanik der Wirbelsäule im Alter**

Auch wenn wir das untersuchte Material gerade im Hinblick auf die demografische Entwicklung für geeignet halten und für unsere Untersuchung Wirbelsäulen mit makroskopisch oder im anschließenden Röntgen sichtbaren Veränderungen ausgeschlossen wurden, soll an dieser Stelle auf einige altersbedingte Änderungen der Biomechanik eingegangen werden. Mit zunehmendem Alter ändern sich die biomechanischen Eigenschaften vor allem durch Prozesse, die gemeinhin als Degeneration beschrieben werden. So kommt es regelmäßig zu einer Erniedrigung des Discus intervertebralis. Dies hat Folgen, wie bereits Adams und Hutton (1980) und Dunlop et al. (1984) beschrieben haben. So steigt die von den Facettengelenken aufgenommene axiale Last erheblich, wenn die Bandscheibenhöhe um nur 1% abnimmt. Infolge von häufig auftretenden

Wirbelkörpersinterungen nach osteoporosebedingten Wirbelkörperfrakturen kann sich die Belastungsrichtung ändern, da sich die Wirbelkörper anschließend zu Keil- oder Fischwirbeln (Endler et al. 1984, Reiser et al. 2006) verändern. Auch ist die Beweglichkeit der einzelnen Segmente gegeneinander durch osteophytäre Verknöcherungen häufig eingeschränkt. Nicht zu vergessen ist der altersbedingte Abbau der Rumpfmuskulatur, der für die Stabilität der Wirbelsäule von entscheidender Bedeutung ist (Quint et al. 1998).

Eine derartig veränderte Belastungssituation spiegelt sich immer auch in der Materialverteilung wider. Dass sich die Trabekelstruktur mit zunehmendem Alter von plättchenförmig zu stäbchenförmig verschiebt, wurde bereits beschrieben.

### **i) Ausblick**

Insgesamt spiegeln unsere Ergebnisse die in den oberen Gelenkfortsätzen auftretenden Kräfte wider. Dies spricht für eine Anpassung der trabekulären Struktur auf die vorherrschenden Belastungen. Ein Aspekt, den man diesbezüglich untersuchen könnte, wäre die trabekuläre Struktur in Gelenkfortsätzen bei Tieren, die eine andere Fortbewegungsart bevorzugen. Die Unterschiede in Stellung und Form der Facettengelenke - abhängig von der Fortbewegungsart - wurden bereits beschrieben (Boszczyk et al. 2001, Chen et al. 2005); inwieweit diese auf die trabekuläre Struktur Auswirkungen hat, ist noch zu ergründen.

Dass ein Zusammenhang zwischen Körpergewicht und Knochendichte besteht, ist inzwischen unbestritten, ebenso dass es diesbezüglich Unterschiede zwischen Männern und Frauen gibt. Wie diese Korrelationen und der sexuelle Dimorphismus allerdings zustande kommen, und weshalb sich unsere Untersuchungen von den bisherigen derart unterscheiden, gilt es jedoch noch zu erforschen.

Auch das Fehlen der in der Literatur an anderen Regionen gefundenen Änderungen des SMI im Alter lässt Fragen offen. Ist die Belastung konstant genug, um auch im Alter das Gleichgewicht zwischen Knochenaufbau und -abbau bestehen zu lassen? Oder war die Trabekelform unserer Spender in jungen Jahren wesentlich dichter?

Alles spricht dafür, dass die klinische Bedeutung der kleinen Wirbelgelenke in der Zukunft zunehmen wird. Die Menschen werden älter (und dicker), gesundheitliche Probleme durch arthrotische und osteoporotische Veränderungen der kleinen Wirbelgelenke nehmen ebenfalls zu und damit auch die Suche nach orthopädischen operativen Maßnahmen, um die Beschwerden zu lindern. Dies ist nur möglich, wenn die genaue Struktur der kleinen Wirbelgelenke und die Anpassungsreaktionen an unterschiedliche Belastungen und das Alter bekannt sind.

## 6) Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war, mittels  $\mu$ -CT die spezifische Trabekelstruktur sowie die Materialverteilung der Processus articulares superiores der Lendenwirbelsäule zu untersuchen und daraus Rückschlüsse auf die Beanspruchung zu ziehen.

Untersucht wurden die oberen Gelenkfortsätze der Höhe LW 2 und SW 1 von 6 männlichen Leichen im Alter zwischen 68 und 94 Jahren und 9 weiblichen Leichen im Alter von 63 bis 100 Jahren. Verwendet wurde ein Micro-CT 20 der Firma Scanco. Ausgewertet und miteinander verglichen wurden in 5 Abschnitten zu je 20% zum einen Bilder aus der Mitte jedes Abschnitts sowie die Strukturparameter BV/TV, Conn. D., SMI, Tb.N\*, Tb.Th\*, Tb.Sp\* und DA. Diese Strukturparameter wurden mit den allgemeinen Parametern BMI, Körpergröße, Körpergewicht und Alter korreliert.

Betrachtet man die Bilder der mittleren drei Abschnitte, so erkennt man für LW 2 in 47 bis 73% eine unterschiedlich stark ausgeprägte Spitzbogenarchitektur, für SW 1 in 57-85% annähernd rechtwinklig zur Gelenkfläche ausgerichtete Trabekel. Mit Ausnahme der Conn. D. unterscheiden sich alle untersuchten Strukturparameter signifikant zwischen LW 2 und SW 1. Die BV/TV und Tb.N\* sind in SW 1 signifikant höher. Innerhalb der Gelenkfortsätze sinkt ihr Wert jeweils von oben nach unten ab. Die Tb.Sp\* verhält sich dazu erwartungsgemäß entgegengesetzt. Die Tb.Th\* weist auf Höhe LW 2 Spitzen im oberen und unteren Bereich der Processus und ein Abfallen im mittleren Bereich auf. Auf Höhe SW 1 nimmt sie von oben nach unten ab. Die Conn. D. zeigt auf Höhe LW 2 eine ähnliche Verteilung wie BV/TV und Tb.N\*, auf Höhe SW 1 ist ihre Verteilung uneinheitlich. Der SMI nimmt für beide Höhen Werte unter 1 ein, für SW 1 sind diese im oberen Bereich sogar negativ. Der DA zeigt sowohl für LW 2 als auch für SW 1 isotrope Werte um 1. Geschlechterunterschiede gibt es auf Höhe SW 1 für BV/TV, Conn. D., Tb.N\*, Tb.Th\* und Tb.Sp\*.

Die Gelenkfortsätze der Lendenwirbelsäule sind annähernd in der Sagittalebene ausgerichtet und nehmen einen Teil der axialen Kräfte, in ihrem medialen Anteil ventral gerichtete Kräfte aus dem Ventralvorschub auf und werden, indem sie Rotationsbewegungen beschränken, auf Biegung und damit sowohl auf Druck als auch auf Zug belastet. Die Gelenkfortsätze des Kreuzbeins nehmen ebenfalls axiale und ventrale Kräfte auf, auf Biegung werden sie dagegen nicht belastet. Für diese unterschiedliche Belastungssituation spricht auch die unterschiedliche Verteilung der Trabekel. Die untersuchten Strukturparameter spiegeln die Belastungssituation innerhalb der Gelenkfortsätze wider. Bei Bewegungen in der Frontal- und in der Sagittalebene kommt es zu einem Verschieben der Gelenkflächen gegeneinander. Die Kontaktfläche wird

dadurch kleiner. In Bewegungsendstellungen klaffen die Gelenkflächen förmlich auseinander. Bei all diesen Bewegungen ist der obere Teil der Processus articulares superiores stärkeren Belastungen ausgesetzt als der mittlere und untere Anteil. Eine Anpassung an diese Gegebenheiten ist die Zunahme von Trabekeldichte, -anzahl und -dicke, die von oben nach unten abnehmen. Geschlechtsunterschiede in der Verteilung der Strukturparameter fanden sich nur für das Os sacrum, das auch schon makroskopisch einen sexuellen Dimorphismus aufweist. Auch fand sich eine unterschiedliche Abhängigkeit einzelner Strukturparameter vom Body-Mass-Index. Vereinzelt zeigten sich Unterschiede auch im Os sacrum. Am Beispiel der kleinen Wirbelgelenke lässt sich durch unsere Befunde besonders eindrücklich darstellen, wie auch kleine Gelenkfortsätze im Detail funktionell angepasst sind.

## 7) Literatur

- 1) Adams, M. A., Hutton, W. C. (1980) The effect of posture on the role of the apophyseal joints in resisting intervertebral compressive forces. *J Bone Joint Surg Br* 62(3):358-362.
- 2) Adams, M. A., Hutton, W. C., (1983) The mechanical function of the lumbar apophyseal joints. *Spine* 8: 327-330.
- 3) Adams, M. A., Hutton, W. C. (1985) The effect of posture on the lumbar spine. *J Bone Joint Surg Br* 67(4):625-629.
- 4) Bauer, J. S., Müller, D., Ambekar, A., Dobritz, M., Matsuura, M., Eckstein, F., Rummeny, E. J., Link, T. M. (2005) Detection of osteoporotic vertebral fractures using multidetector CT. *Osteoporos Int.* 2005 Dec 31; 1-8 [Epub ahead of print].
- 5) Benninghoff, Anatomie (Hrsg. Drenckhahn, D.). 16. Aufl., Urban & Fischer München-Jena 2003.
- 6) Bevil, G., Eswaran S. K., Gupta, A., Papadopoulos, P., Keaveny, T. M. (2006) Influence of bone volume fraction and architecture on computed large-deformation failure mechanisms in human trabecular bone. *Bone* (Article in Press)
- 7) Bolotin, H. H. (2001) Inaccuracies Inherent in Dual-energy X-ray Absorptiometry In Vivo Bone Mineral Densitometry May Flaw Osteopenic/ Osteoporotic Interpretations and Mislead Assessment of Antiresorptive Therapy Effectiveness. *Bone* 28(5).
- 8) Boszyk, B. M., Boszyk, A. A., Putz, R. (2001) Comparative and Functional Anatomy of the Mammalian Lumbar Spine. *The Anatomical Record* 264: 157-168.
- 9) Chen, X., Milne, N., O'Higgins, P. (2005) Morphological Variation of the Thoracolumbar Vertebrae in Macropodidae and Its Functional Relevance. *Journal of Morphology* 266: 167-181
- 10) Cheng, J. S., Song, J. K. (2003) Anatomy of the sacrum. *Neurosurg Focus* 15 (2) E3
- 11) Čihák, R. (1981) Die Morphologie und Entwicklung der Wirbelbogengelenke. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis 87: 13-28.
- 12) Cornish, J., Callon, K. E., Reid, I. R. (1995) Insulin Increases Histomorphometric Indices in Bone Formation in Vivo. *Calcif Tissue Int* 59: 492-495.
- 13) Dreyer, S. J., Dreyfuss, P. H. (1996) Low Back Pain and the Zygapophyseal (Facet) Joint. *Arch Phys Med Rehabil* 77: 290-300.
- 14) Dunlop, R. B., Adams, M. A., Hutton, W. C. (1984) Disc Space Narrowing and the Lumbar Facet Joints. *J Bone Joint Surg Br* 66(5): 706-710.

- 15) Edelstein, S. L., Barrett-Connor, E. (1993) Relation between body size and bone mineral density in elderly men and women. *Am J Epidemiol* 138(3): 160-169.
- 16) Eisenstein, S. M., Parry, C. R. (1987) The Lumbar Facet Arthrosis Syndrome. *J Bone Joint Surg* 69-B (1): 3-7.
- 17) Endler, F., Fochem, K., Weil, U. H. Orthopädische Röntgendiagnostik. Thieme, Stuttgart-New York 1984.
- 18) Engelke, K., Karolczak, M., Lutz, A., Seibert, U., Schaller, S., Kalender, W. (1999) Mikro CT – Technologie und Applikationen zur Erfassung der Knochenarchitektur. *Radiologe* 39:203-212.
- 19) Farfan, H. F. Biomechanik der Lendenwirbelsäule (1979) Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis Band 80.
- 20) Felson, D. T., Zhang, Y., Hannan, M. T., Anderson, J. J. (1993) Effects of weight and body mass index on bone mineral density in men and women: the Framingham Study. *J Bone Miner Res* 8(5): 567-573.
- 21) Gillet, P. (2003) The Fate of the Adjacent Motion Segments After Lumbar Fusion. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 16(4): 338-345
- 22) Gray, H. Anatomy of the Human Body. Lea&Febiger; Philadelphia 1918 Bartleby.com [www.bartleby.com/107/pages/page111.html](http://www.bartleby.com/107/pages/page111.html)
- 23) Grote, H. J., Amling, M., Vogel, M., Hahn, M., Pösl, M., Delling, D. (1995) Intervertebral Variation in Trabecular Microarchitecture Throughout the Normal Spine in Relation to Age. *Bone* 16(3): 301-308
- 24) 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. 31(1): 107-109.
- 25) Hildebrand, T., Rügsegger, P. (1997) Quantification of Bone Microarchitecture with the Structure Model Index. *CMBBE* 1: 15-23.
- 26) 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): 1167-1174.
- 27) 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): 163-169.



- 28) Ito, M., Nishida, A., Koga, A., Ikeda, A., Shiraishi, A., Uetani, M., Hayashi, K., Nakamura, T. (2002) Contribution of Trabecular and Cortical Components to Mechanical Properties of Bone and Their Regulating Parameters. *Bone* 31(3): 351-358.
- 29) Kummer, B. (1981) Biomechanik der Wirbelgelenke. Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis 87: 30-34.
- 30) Kummer, B. (2005) Biomechanik – Form und Funktion des Bewegungsapparates, Deutscher Ärzte-Verlag.
- 31) Lei, S.-F., Deng, F.-Y., Li, M.-X., Dvornyk, V., Deng, H.-W. (2004) Bone mineral density in elderly Chinese: effects of age, sex, weight, height, and body mass index. *J Bone Miner Metab* 22: 71-78.
- 32) Little, J. S., Khalsa, P. S., (2005) Material Properties of the Human Lumbar Facet Joint Capsule. *J. Biomech Eng.* 127(1): 15-24.
- 33) Lochmüller, E. M., 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): 140-145.
- 34) Lochmüller, E. M., Eckstein, F. (2002) Biomechanische Tests in der Evaluation osteodensitometrischer Verfahren. *Osteologie* 11(3).
- 35) Morberg, C. M., Tetens, I., Black, E., Toubro, S., Soerensen, T. I. A., Pedersen, O., Astrup, A. (2003) Leptin and Bone Mineral Density: A Cross-Sectional Study in Obese and Nonobese Men. *J Clin Endocrinol Metab* 88(12): 5795-5800.
- 36) 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.
- 37) Müller-Gerbl, M. (1992) Die Rolle der Wirbelgelenke für die Kinematik der Bewegungselemente. *Ann. Anat.* 174: 48-53.
- 38) Nägerl, H., Kubein-Meesenburg, D., Fanghänel, J. (1990) Elements of a General Theory of Joints, 2. Introduction into a Theory of Synarthrosis. *Anat Anz.* 171: 323-333.
- 39) Niethard, F. U. (1981) Die Form-Funktionsproblematik des lumbosakralen Übergangs Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis 90.
- 40) Odgaard, A. (1997) Three-Dimensional Methods for Quantification of Cancellous Bone Architecture; *Bone* 20(4): 315-328.

- 41) Pal, G. P., Cosino, L., Routal, R. V. (1988) Trajectory Architecture of the Trabecular Bone Between the Body and the Neural Arch in Human Vertebrae. *The Anatomical Record* 222:418-425.
- 42) Pal, G. P., Routal R. V. (1999) Mechanism of change in the orientation of the articular process of the zygapophyseal joint at the thoracolumbar junction. *J. Anat.* 195: 199-209.
- 43) Pal, G. P., Routal R. V., Saggi S. K. (2001) The orientation of the articular facets of the zygapophyseal joints at the cervical and upper thoracic region. *J. Anat.* 198: 431-441.
- 44) Pauwels, F., *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates.* Springer, Heidelberg 1965.
- 45) Putz, R. (1985) The functional morphology of the superior articular process of the lumbar vertebrae. *J. Anat.* 143: 181-187.
- 46) Putz, R. (1990) Funktionelle Morphologie des lumbosakralen Überganges. *Wirbelsäulensymposium Spondylolisthesis Symposium Augsburg 1989*, Georg Thieme Verlag.
- 47) Putz, R., Müller-Gerbl, M. (1996) The Vertebral Column – A Phylogenetic Failure? A Theory Explaining the Function and Vulnerability of the Human Spine. *Clinical Anatomy* 9: 205-212.
- 48) Putz, R. (2005) Funktionelle Anatomie der Lendenwirbelsäule. In Hildebrandt, J., Müller, G., Pflugsten, M., *Lendenwirbelsäule. 1. Aufl.* Elsevier München 2005
- 49) Quint, U., Wilke, H.-J., Shirazi-Adl, A., Pamianpour, M., Lör, F., Claes, L. E. (1998) Importance of the Intersegmental Trunk Muscles for the Stability of the Lumbar Spine: A Biomechanical Study In Vitro. *Spine* 23(18): 1937-1945.
- 50) Raspe, H., Matthis, C., Crhoft, P., O'Neill, T. (2004) Variation in Back Pain between Countries. *Spine* 29(9): 1017-1021.
- 51) Reid, I. R., Plank, L. D., Evans, M. C. (1992) Fat mass is an important determinant of whole body bone density in premenopausal women but not in men. *J Clin Endocrinol Metab* 75(3): 779-782.
- 52) Reid, I. R. (2002) Relationship among Body Mass, Its Components, and Bone. *Bone* 31(5): 547-555.
- 53) Reiser, M., Kuhn, F.-P., Debus, J. *Radiologie. 2. Aufl.*, Thieme, Stuttgart 2006.
- 54) Rügsegger, P., Koller, B., Müller, R. (1996) A Microtomographic System for the Nondestructive Evaluation of Bone Architecture. *Calcif Tissue Int* 58:24-29.

- 55) van Schaik, J. P. J., van Pinxteren, B., Verbiest, H., Crowe, A., Zuiderveld, K. J. (1997) The Facet Orientation Circle: A New Parameter for Facet Joint Angulation in the Lower Lumbar Spine. *Spine* 22(5): 531-536.
- 56) Swanepoel, M. W., Adams, L. M., Smeathers, J. E. (1997) Morphometry of Human Lumbar Apophyseal Joints: A Novel Technique. *Spine* 22(21): 2473-2483.
- 57) Schwarzenberger, J. A., (1990) Über die meniskoiden Falten der kleinen Wirbelgelenke. Dissertation an der medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München.
- 58) Sobotta, Atlas der Anatomie (Hrsg.: Putz, R., Pabst, R.). 22. Aufl., Urban & Fischer, München-Jena 2002.
- 59) Thrailkill, K. M., Lumpkin, C. K., Bunn, R. C., Kemp, S. F., Fowlkes, J. L. (2005) Is Insulin an anabolic agent in bone? Dissecting the diabetic bone for clues. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 289: E735-E745.
- 60) Thomas, T., Burguera, B., Melton, L. J., Atkinson, E. J., o'Fallon, W. M., Riggs, B. L., Khosla, S. (2001) Role of Serum Leptin, Insulin, and Estrogen Levels as potential Mediators of the Relationship Between Fat Mass and Bone Mineral Density in Men Versus Women. *Bone* 29(2): 114-120.
- 61) Thomas, T., Burguera, B. (2002) Is Leptin the Link Between Fat and Bone Mass? *Journal of Bone and Mineral Research* 17(9): 1563-1567.
- 62) Tischer, T., Aktas, T., Milz, S., Putz, R. V. (2005) Detailed pathological changes of human lumbar facet joints L1-L5 in elderly individuals, *Eur Spine J* (published online).
- 63) Toth, E., Ferenc, V., Meszaros, S., Csupor, E., Horvath, C. (2005) Effect of body mass index on bone mineral density in men. *Orv. Hetil.* 146(28): 1489-1493.
- 64) Trouillier, H., Kern, P., Refior, H. K., Müller-Gerbl, M. (2006) A prospective morphological study of facet joint integrity following intervertebral disc replacement with Charité™ Artificial Disc. *Eur Spine J* 15: 174-182.
- 65) Wagner, S., Weckbach, A., Müller-Gerbl, M. (2005) The Influence of Posterior instrumentation on Adjacent and Transfixed Facet Joints in Patients With Thoracolumbar Spinal Injuries: A Morphological in Vivo Study Using Computerized Tomography Osteoabsorptiometry. *Spine* 30(7): E169-E178.
- 66) Weiss, L. A., Barrett-Connor, E., von Mühlen, D., Clark, P. (2006) Leptin Predicts BMD and Bone Resorption in Older Women but Not Older Men: The Rancho Bernardo Study. *J Bone Miner Res* 21(5): 758-764.

67) Wolff, J. (1892) Das Gesetz der Transformation der Knochen. Hirschwald, Berlin /  
Reprint Schattauer, Stuttgart 1991.

## 8) Danksagung

Ich danke Herrn Professor Dr. Putz für die freundliche Überlassung dieses Themas, die hervorragende Betreuung sowie die jederzeit entgegengebrachte Unterstützung.

Mein Dank gilt ebenfalls Frau Maiko Matsuura für die unermüdliche Hilfe bei technischen und statistischen Fragen und Problemen.

Meinen Eltern Dierk und Hannelore Drews sowie meiner Schwester Barbara Drews danke ich für die volle Unterstützung meiner Ausbildung und meines beruflichen Werdeganges und für das von ihnen entgegengebrachte Vertrauen.

Mein besonderer Dank gilt meiner Tante Dr. med. Ingeborg Siewert (†), die mich auf meinem bisherigen Weg stets unterstützt und sehr gefördert hat und deren konstruktive Gespräche ich unendlich vermisse.

## 9) Curriculum vitae

### Persönliche Daten

|             |  |
|-------------|--|
| Name        | Susanne Drews  |
| Geboren     | 16.07.1977 in Wiesbaden  |
| Eltern      | Dierk Drews, Redakteur i.R.<br>Hannelore Drews, Chemotechnikerin |
| Geschwister | Barbara Drews, Hotelfachfrau                                     |

### Schulbildung

|           |                            |
|-----------|----------------------------|
| 1983-1987 | Grundschule Anzing         |
| 1987-1988 | Hauptschule Markt Schwaben |
| 1988-1997 | Gymnasium Markt Schwaben   |

|      |                           |
|------|---------------------------|
| 1997 | Allgemeine Hochschulreife |
|------|---------------------------|

### Ausbildung

|           |  |
|-----------|--|
| 1997-1998 | Freiwillige Tätigkeit in der Krankenpflege,<br>Kreiskrankenhaus Erding     |
| 1998-1999 | Sprachenstudium am<br>Sprachen- und Dolmetscher-Institut München           |
| 1999-2005 | Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-<br>Universität München |

|      |                 |
|------|-----------------|
| 2002 | 1. Staatsexamen |
| 2004 | 2. Staatsexamen |
| 2005 | 3. Staatsexamen |
| 2005 | Approbation     |

### Beruf

|                    |   |
|--------------------|---|
| Seit November 2005 | Wissenschaftliche Mitarbeiterin<br>bei Prof. Dr. med. R. Putz,<br>Anatomische Anstalt München |
|--------------------|---|

München 2006