Universität Ulm
Abteilung für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik
Direktor: Prof. Dr. Lutz Claes

Untersuchung der Känguruhwirbelsäule hinsichtlich ihrer Eignung als biomechanisches Modell für die humane Wirbelsäule

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin, Dr. med.,
der Medizinischen Fakultät
der Universität Ulm

vorgelegt von
Volker Michael Betz
geboren in Göppingen

Ulm 2004

Amtierender Dekan	:	Prof. Dr. R. Marre
1. Berichterstatter	:	Prof. Dr. H.-J. Wilke
2. Berichterstatter	:	PD Dr. M. Arand
Tag der Promotion	:	8. Juli 2004

ABKÜRZUNGEN:

ant :	anterior
BSH :	Bandscheibenhöhe
BWS :	Brustwirbelsäule
C1 bis C7 :	erster bis siebter Halswirbel
caud :	caudal
cran :	cranial
CT :	Computertomograph
DB, DH, DT :	Breite, Höhe und Tiefe des Dens Axis
DF :	Druckfestigkeit
Eap-Modul :	Elastizitäts-Modul in anterior-posteriorer Richtung
Ecc-Modul :	Elastizitäts-Modul in cranio-caudaler Richtung
Eml-Modul :	Elastizitäts-Modul in medio-lateraler Richtung
EPB :	Endplattenbreite
EPT :	Endplattentiefe
EZ :	Elastische Zone
GFB :	Gelenkflächenbreite
GFH :	Gelenkflächenhöhe
GF α :	Gelenkflächenneigung alpha
GF γ :	Gelenkflächenneigung gamma
HWS :	Halswirbelsäule
IGFB :	Inter-Gelenkflächen-Breite
IPTB :	Inter-Processus transversus-Breite
L1 bis L6 :	erster bis sechster Lendenwirbel
LWS :	Lendenwirbelsäule
med :	medial
Mx, My, Mz :	Momente in x-, y- und z-Richtung
NZ :	Neutrale Zone
PB, PH, PL :	Pedikelbreite, Pedikelhöhe und Pedikellänge
post :	posterior
pQCT :	periphere quantitative Computertomographie

PSL :	Processus spinosus-Länge
PSN :	Processus spinosus-Neigung
PTL :	Processus transversus-Länge
PTN :	Processus transversus-Neigung
RH, RT :	Ramushöhe, Ramustiefe
ROI :	Region of Interest
ROM :	Range of Motion
S 1 bis S 6 :	erster bis sechster Schwanzwirbel
Sac :	Os Sacrum
SacWS :	Sacralwirbelsäule
SKB, SKT :	Spinalkanalbreite, Spinalkanaltiefe
T1 bis T13 :	erster bis dreizehnter Brustwirbel
t PW :	transversaler Pedikelwinkel
WB, WT :	Wirbelbreite, Wirbeltiefe
WKH :	Wirbelkörperhöhe

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG **1**

2. MATERIAL UND METHODEN **5**

2.1 Anatomie der Känguruhwirbelsäule 6

2.1.1 Präparation 6

2.1.2 Meßparameter 6

2.1.3 Versuchsdurchführung und Auswertung 12

2.2 Biomechanik der Känguruhwirbelsäule 14

2.2.1 Präparation 14

2.2.2 Wirbelsäulenbelastungssimulator 16

2.2.3 Versuchsdurchführung und Auswertung 18

2.3 Knochendichte ausgewählter Wirbelkörper von Kalb und Känguruh 21

2.3.1 Präparation 21

2.3.2 Versuchsdurchführung und Auswertung 22

2.4 Mechanische Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens von Kalb und Känguruh 25

2.4.1 Herstellung der Proben 25

2.4.2 Materialprüfmaschine 27

2.4.3 Versuchsdurchführung und Auswertung 29

3. ERGEBNISSE **32**

3.1 Anatomie der Känguruhwirbelsäule 32

3.1.1 Aufbau und Form der Wirbelsäule 32

3.1.2 Wirbelkörper- und Pedikeldimensionen 33

3.1.3 Dimensionen des Spinalkanals 41

3.1.4 Dimensionen der Dorn- und Querfortsätze 42

3.1.5 Dimensionen der Wirbelgelenke 46

3.1.6 Bandscheibenhöhen 52

3.1.7 Dimensionen des Dens Axis (C 2) und des Atlas (C 1) 53

3.2 Biomechanik der Känguruhwirbelsäule 54

3.2.1 Range of Motion (Bewegungsumfang) und Neutrale Zone 56

3.2.2 Steifigkeiten 63

3.3 Knochendichte ausgewählter Wirbelkörper von Kalb und Känguruh 68
3.3.1 Knochendichte von Kalbswirbelkörpern 69
3.3.2 Knochendichte von Känguruhwirbelkörpern 70
3.4 Mechanische Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens von Kalb und Känguruh 71
3.4.1 Mechanische Eigenschaften des Kalbswirbelkörperknochens 71
3.4.2 Mechanische Eigenschaften des Känguruhwirbelkörperknochens 75
4. DISKUSSION 79
4.1 Anatomie der Känguruhwirbelsäule 81
4.1.1 Material und Methoden 81
4.1.2 Ergebnisse – Vergleich zw. Känguruh – Mensch – Schaf 83
4.1.3 Schlußfolgerung 104
4.2 Biomechanik der Känguruhwirbelsäule 105
4.2.1 Material und Methoden 105
4.2.2 Ergebnisse – Vergleich zw. Känguruh – Mensch – Schaf 106
4.2.3 Schlußfolgerung 113
4.3 Knochendichte ausgewählter Wirbelkörper von Kalb und Känguruh 114
4.3.1 Material und Methoden 114
4.3.2 Ergebnisse – Vergleich zw. Känguruh – Mensch – Kalb 115
4.3.3 Schlußfolgerung 118
4.4 Mechanische Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens von Kalb und Känguruh 119
4.4.1 Material und Methoden 119
4.4.2 Ergebnisse – Vergleich zw. Känguruh – Mensch – Kalb 120
4.4.3 Schlußfolgerung 125
4.5 Zusammenfassung der Diskussion und Beurteilung der Känguruhwirbelsäule als Modell für die humane Wirbelsäule 126
5. ZUSAMMENFASSUNG 129
6. LITERATURVERZEICHNIS 131
DANKSAGUNG 140
LEBENSLAUF 141

1.EINLEITUNG

Die Wirbelsäulenforschung erhielt in den letzten Jahren ein steigendes Maß an Aufmerksamkeit. Denn mit dem Anwachsen des Anteils alter Menschen in der Bevölkerung erhöhte sich auch die Häufigkeit degenerativer Wirbelsäulenerkrankungen und osteoporotisch bedingter Wirbelfrakturen. Zudem führt die chronisch einseitige Belastung der Wirbelsäule aufgrund von Bewegungsmangel und überwiegend sitzender Tätigkeit auch schon bei jungen Menschen zu Wirbelsäulenschäden.

Um eine stetig verbesserte operative Versorgung zu gewährleisten, werden immer wieder neue Implantate entwickelt, welche vor ihrem klinischen Einsatz durch *in vitro* Tests geprüft werden müssen.

Frische Humanwirbelsäulen stellen für solche *in vitro* Untersuchungen die besten Testobjekte dar. Leider ist aber die Verfügbarkeit von humanen Präparaten aus ethischen Gründen sehr begrenzt. Zudem sind Humanpräparate sehr inhomogen in ihrer Qualität (ASHMAN et al. 1989). Ein weiteres Problem ist, daß frische humane Wirbelsäulen das Risiko der Infektion mit Hepatitis oder AIDS in sich bergen (CAMP et al. 1990, GURR et al. 1988). Darum ist es für die Wirbelsäulenforschung unerläßlich, nach Alternativen, das heißt nach Modellen, für die humane Wirbelsäule zu suchen.

Die gebräuchlichsten Alternativen stellen Wirbelsäulen von Tieren dar, da diese in wesentlich größerem Umfang beschafft werden können (DICK et al.1994) und in ihrer Beschaffenheit homogener als Humanwirbelsäulen sind (GURWITZ et al. 1993, EGGLI et al. 1992). Außerdem geht von den Tierpräparaten ein geringeres Infektionsrisiko aus (CHANG et al. 1989, DICK et al. 1994).

Kalbswirbelsäulen werden häufig zur biomechanischen Testung von Implantaten verwendet (EGER et al. 1999, HITCHON et al. 2000, LEE et al. 2000 und ZDEBLICK et al. 1993). Die Schafwirbelsäule wird bevorzugt für Bandscheibenuntersuchungen benutzt (AHLGREN et al. 1994, GUNZBURG et al. 1993, TAKAHATA et al. 2003, TAYLOR et al. 2000) und an der Schweinewirbelsäule werden zusätzlich Schraubenausreißtests durchgeführt (CHRISTENSEN et al. 2000, GUGLIELMINO et al. 1995, SUN et al. 1999).

WILKE et al. zeigten 1996 und 1997, daß die Wirbelsäulen von Vierbeinern viele Ähnlichkeiten mit der humanen Wirbelsäule aufweisen. Andererseits wurden durch diese Studien aber auch gravierende Unterschiede zur menschlichen Wirbelsäule, besonders im

Hals- und im Lendenbereich, deutlich. So zeichnete sich die Schafwirbelsäule zwar durch gute anatomische und biomechanische Übereinstimmungen im Brustbereich aus, im Lendenbereich aber war die Schafwirbelsäule unbeweglicher als die humane Wirbelsäule. Im Halsabschnitt waren die Dimensionen der Schafwirbel deutlich größer als die der menschlichen Wirbel. Auch die Halswirbel des Kalbs waren größer als die des Menschen. Die thorakolumbale Wirbelsäule des Kalbs zeigte zwar eine der humanen Wirbelsäule ähnliche Morphologie, jedoch wurde eine geringere Beweglichkeit als beim entsprechenden humanen Wirbelsäulenabschnitt festgestellt. Nach GEPPERT 1999 waren bei der Schweinewirbelsäule nur der Atlas, der Axis und der thorakale Breich mit der menschlichen Wirbelsäule anatomisch und biomechanisch übereinstimmend. Die mittlere und untere Halswirbelsäule des Schweins präsentierte sich anatomisch und biomechanisch als ungeeignetes Modell und auch die Lendenwirbelsäule des Schweins war unbeweglicher als die des Menschen.

Eine Übertragung von Daten aus den Tests mit solchen Tiermodellen auf den Menschen ist somit nur eingeschränkt möglich. Hieraus wird deutlich, wie dringend der Wirbelsäulenforschung ein besseres Modell für die humane Wirbelsäule bereitgestellt werden muß.

Das rote Riesenkänguruh (Macropus rufus) ist ein sehr bewegliches Tier, das in Größe und Gewicht dem Menschen ähnlich ist (DAWSON 1995). Dieses australische Beuteltier bewegt sich auf zwei Beinen fort und nimmt oft eine aufrechte Haltung an. Die Bestände in Australien sind groß (DAWSON 1995), die Tiere gehören keiner geschützten Art an. Fleischvertriebsfirmen exportieren Känguruhfleisch weltweit, auch das trägt zur guten Verfügbarkeit der Tiere bei.

Die funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke im Lendenbereich des Känguruhs und anderer Spezies wurde 1997 von BOSZCZYK beschrieben. Hierbei stellte er fest, daß die Lendenwirbelsäule des Riesenkänguruhs an qualitativ ähnliche Belastungen angepaßt ist wie die menschliche Lendenwirbelsäule. Die Lendenwirbel von Vierbeinern dagegen zeigten eine völlig andere Wirbelgelenkanatomie und wiesen damit auf eine Anpassung an andere Belastungsarten hin.

Ziel dieser Arbeit war es, zu untersuchen, ob die Wirbelsäule des roten Riesenkänguruhs (Macropus rufus) ein gutes biomechanisches Modell für die menschliche Wirbelsäule darstellt und ob sie als Modell besser geeignet ist als eine Vierbeinerwirbelsäule. Hierfür mußte die Wirbelsäule des roten Riesenkänguruhs durch anatomische, biomechanische und

strukturelle Untersuchungen umfassend charakterisiert werden. Es sollten Informationen über die Morphologie und die Beweglichkeit der Wirbelsäule und über die Knochendichte und die mechanischen Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens bereitgestellt werden. Die erhobenen Daten zur Känguruhwirbelsäule sollten dann mit Literaturdaten zur menschlichen Wirbelsäule und zu Vierbeinerwirbelsäulen verglichen werden.

Da die Knochendichte und die mechanischen Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens einer Vierbeinerwirbelsäule noch nicht bekannt waren, wurden in der vorliegenden Arbeit solche Daten auch zur Kalbswirbelsäule erhoben. Dadurch konnte die Känguruhwirbelsäule auch unter diesen Gesichtspunkten mit der Wirbelsäule eines Vierbeiners verglichen werden.



Abbildung 1: *Rotes Riesenkänguruh (Macropus rufus).*

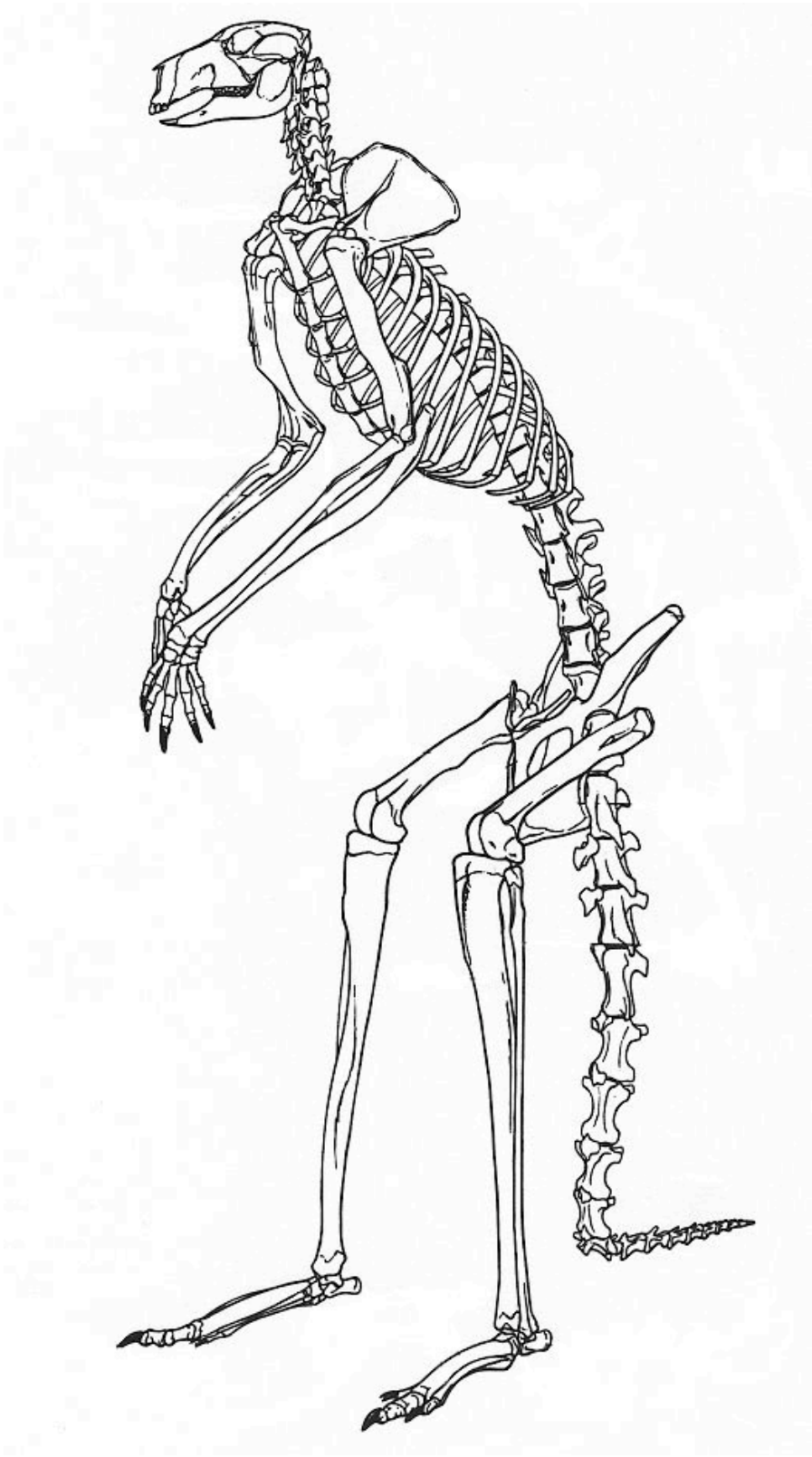


Abbildung 2: *Skelett eines roten Riesenkänguruhs (Macropus rufus) (aus DAWSON 1995).*

2. MATERIAL UND METHODEN

Känguruhwirbelsäulen

Anatomische und biomechanische Studien, Knochendichtemessungen und die Prüfung der mechanischen Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens wurden an Wirbelsäulen ausgewachsener roter Riesenkänguruhs (Macropus rufus) durchgeführt.
Das Schlachtgewicht (ausgeblutet, ohne innere Brust – und Bauchorgane) der Tiere betrug zwischen 25 und 42 kg, im Mittel 31,9 kg, bei einer Standardabweichung von 5,3 kg. Insgesamt 22 Wirbelsäulen wurden von der Fleischvertriebsfirma CLINKAT in Dubbo, Australien bezogen. Tiefgefroren wurden die Exemplare per Flugzeug importiert und nach Erhalt bei –20°C gelagert. Erst zur Präparation wurden sie bei Zimmertemperatur aufgetaut.

Eine Känguruhwirbelsäule setzt sich aus 7 Hals -, 13 Brust -, 6 Lenden -, 2 Sacral – und ca. 15 - 20 Schwanzwirbeln zusammen. Aufgrund spezieller Tötungs – und Schlachtverfahren war die Anzahl der Hals- und Schwanzwirbel der Känguruhwirbelsäulen uneinheitlich: Eine Wirbelsäule war mit 7 Halswirbeln komplett und bei einer fehlten C1 und C2. 15 Wirbelsäulen konnten ab C4 untersucht werden. 5 Wirbelsäulen konnten ab Halswirbel C5 untersucht werden. Bei 6 Känguruhwirbelsäulen waren die ersten 4 Schwanzwirbel vorhanden. 14 Exemplare wiesen die ersten 3 Schwanzwirbel auf und bei 2 Wirbelsäulen waren die ersten 2 Schwanzwirbel vorhanden.

Eine der Känguruhwirbelsäulen wurde nach Durchführung der anatomischen und der Knochendichtestudie im Rechtsmedizinischen Institut der Universität Ulm nach einem dort entwickelten Verfahren mazeriert. Dazu wurde sie zur Entfernung allen Weichteilgewebes vier Wochen lang in 60°C warme Seifenlauge (Persil®) mit einem pH – Wert zwischen 9 und 10 gegeben und anschließend während 24 h in Trichlorethan entfettet. Die so mazerierte Wirbelsäule diente als Anschauungsobjekt und war Vorlage aller in dieser Arbeit bildlich dargestellten Känguruhwirbel.

Kalbswirbelsäulen

An Kalbswirbelsäulen wurden Knochendichtemessungen und die Prüfung der mechanischen Eigenschaften des trabekuären Wirbelkörperknochens durchgeführt.
Hierzu wurden sechs Wirbelsäulen von Kälbern der Rasse „Rotfleck“ von einem ortsansässigen Metzger (Metzgerei „Zum Engel“, Zainingen) bereitgestellt. Die Tiere waren zum Zeitpunkt der Schlachtung 16 bis 18 Wochen alt. Das Schlachtgewicht dieser Kälber bewegte sich zwischen 98,2 und 112,6 kg, im Mittel 104,5 kg, bei einer Standardabweichung von 5,9 kg. Auch die Kalbswirbelsäulen wurden direkt nach der Schlachtung bei –20°C tiefgefroren und erst zur Präparation bei Zimmertemperatur aufgetaut.

Die Kalbswirbelsäule besteht aus 7 Hals -, 13 Brust -, 6 Lenden -, 5 Sacral – und 18 bis 23 Schwanzwirbeln. Die untersuchten Exemplare waren alle komplett.

2.1 ANATOMIE DER KÄNGURUHWIRBELSÄULE

2.1.1 PRÄPARATION

An acht, bei Raumtemperatur aufgetauten Känguruhwirbelsäulen wurde zuerst Muskulatur und Fett unter Erhaltung des Bandapparates abpräpariert. Darauf folgte die Messung der anterioren Bandscheibenhöhen, wobei die noch intakten Bänder eine möglichst physiologische Stellung der Wirbelsäule gewährleisten sollten.
Nachdem die Bänder entfernt und die Bandscheiben durchtrennt wurden, konnten an den so freipräparierten Wirbeln die übrigen anatomischen Meßparameter bestimmt werden.
Eine neunte Wirbelsäule wurde in der Mediansagittalebene durchgesägt, um exemplarisch die mediale und die posteriore Bandscheibenhöhe zu vermessen.

2.1.2 MEßPARAMETER

Folgende anatomische Meßparameter wurden an den Wirbeln Halswirbel C2 bis Schwanzwirbel S4 ermittelt: (Abbildungen 3 bis 12)

an den Wirbelkörpern

• Wirbelkörperhöhe anterior und posterior (WKH ant, WKH post)

• Endplattenbreite canial und caudal (EPB cran, EPB caud)

• Endplattentiefe cranial und caudal (EPT cran, EPT caud)

an den Pedikeln

• Pedikelhöhe, -breite und -länge (PH, PB, PL)

• transversaler Pedikelwinkel (t PW)

am Spinalkanal

• Spinalkanalbreite und -tiefe (SKB, SKT)

an den Dorn- und Querfortsätzen

• Processus spinosus-Länge und -Neigung (PSL, PSN)

• Processus transversus-Länge und -Neigung (PTL, PTN)

• Inter-Processus transversus-Breite (IPTB)

an den Wirbelgelenken

• Gelenkflächenhöhe und -breite (GFH, GFB)

• Inter-Gelenkflächen-Breite (IGFB)

• Gelenkflächenneigung alpha und gamma (GF α, GF γ)

Die beiden Winkel GF α und GF γ stellen zwei Rotationswinkel einer flachen Karte dar, die, ausgehend von der Transversalebene, zunächst um die die x-Achse (GF α) und anschließend um die y-Achse (GF γ) rotiert wird, um sich letztendlich in der Gelenkflächenebene zu positionieren.

an den Bandscheiben

• Bandscheibenhöhe anterior, medial und posterior (BSH ant, BSH med, BSH post)

(BSH med und BSH post nur exemplarisch an einer Wirbelsäule)

Am Axis wurden zusätzlich die wichtigsten Dens-Dimensionen ermittelt:

• Denshöhe, -breite und –tiefe (DH, DB, DT)

Am Atlas wurden aufgrund der besonderen Anatomie folgende Parameter ausgemessen:

am vorderen und hinteren Bogen

• Wirbelbreite und Wirbeltiefe (WB, WT)

• Ramushöhe anterior und posterior (RH ant, RH post)

• Ramustiefe anterior und posterior (RT ant, RT post)

• Spinalkanalbreite (SKB)

• Spinalkanaltiefe (SKT)

an den Wirbelgelenken

• Gelenkflächenhöhe und –breite (GFH, GFB)

• Inter-Gelenkflächen-Breite (IGFB)

• Gelenkflächenneigung alpha und gamma (GF α, GF γ)

Die folgenden exemplarischen Wirbelabbildungen dienen der Veranschaulichung der untersuchten anatomischen Parameter:

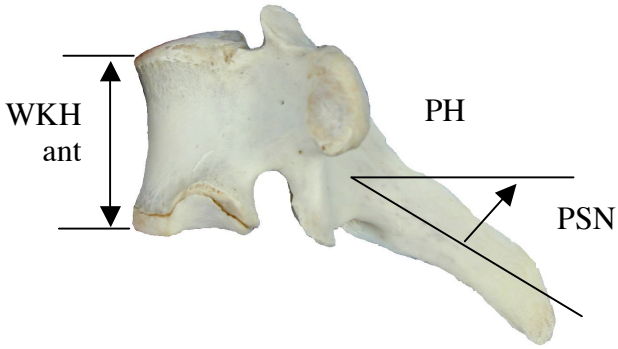


***Abbildung 3**: Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von lateral. WKH ant – Wirbelkörperhöhe anterior, PH – Pedikelhöhe, PSN – Processus spinosus-Neigung.*

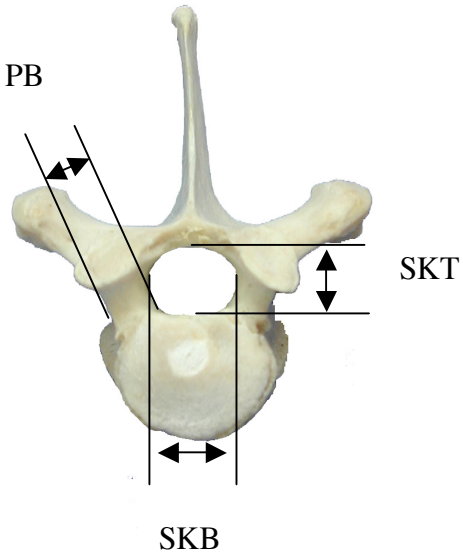


***Abbildung 4:** Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von cranial. PB – Pedikelbreite, SKB – Spinalkanalbreite, SKT – Spinalkanaltiefe.*

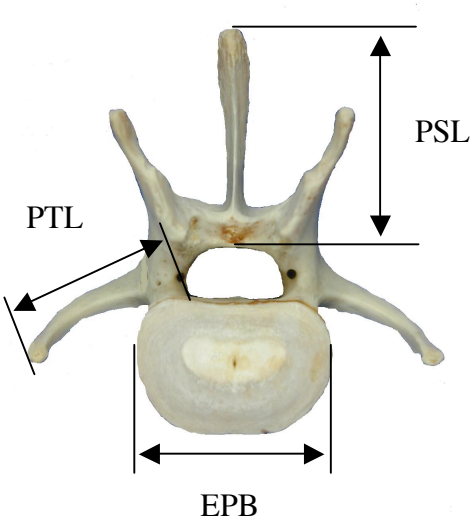


***Abbildung 5:** Lendenwirbel L4 des Känguruhs. Ansicht von cranial. EPB – Endplattenbreite, PSL – Processus spinosus-Länge, PTL – Processus transversus-Länge.*

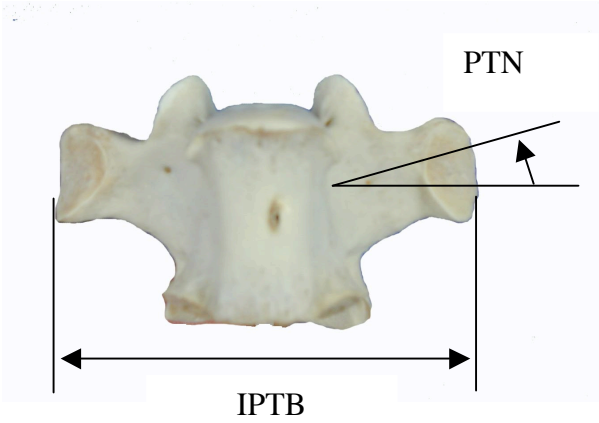


***Abbildung 6:** Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von ventral. PTN – Processus transversus-Neigung, IPTB – Inter-Processus transversus-Breite.*

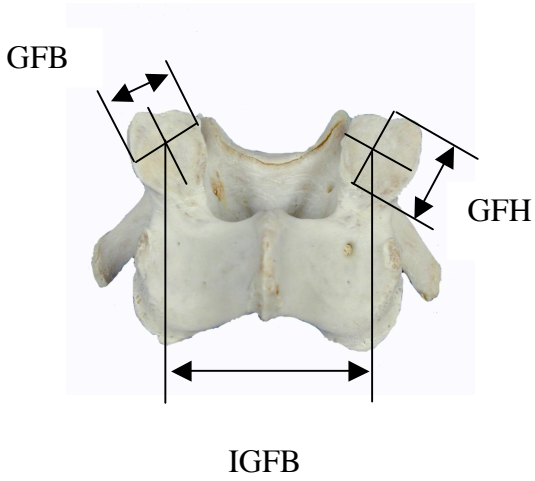


Abbildung 7: *Halswirbel C4 des Känguruhs. Ansicht von dorsal. GFB – Gelenkflächenbreite, GFH – Gelenkflächenhöhe, IGFB – Intergelenkflächenbreite.*

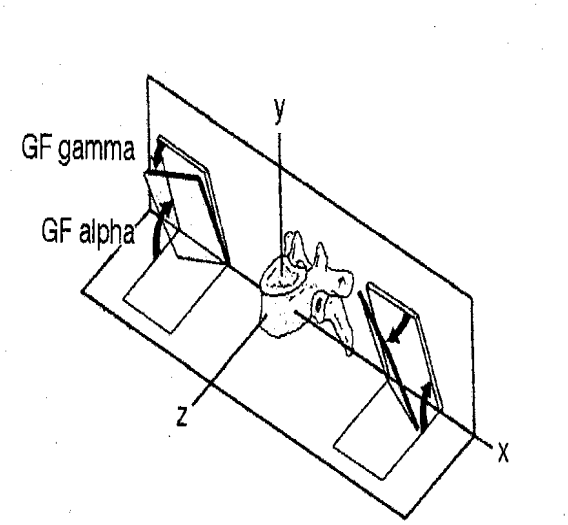


Abbildung 8: *Schema zur Veranschaulichung der Gelenkflächenneigungen. Modifiziert nach Panjabi et al. 1993.*

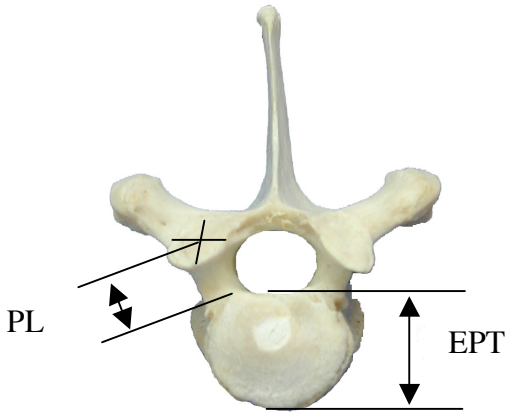


Abbildung 9: *Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von cranial.*
PL – Pedikellänge,
EPT – Endplattentiefe.

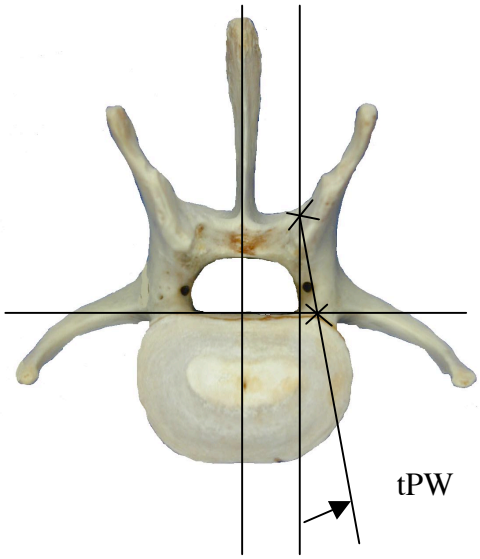


Abbildung 10: *Lendenwirbel L4 des Känguruhs. Ansicht von cranial.*
tPW – transversaler Pedikelwinkel.

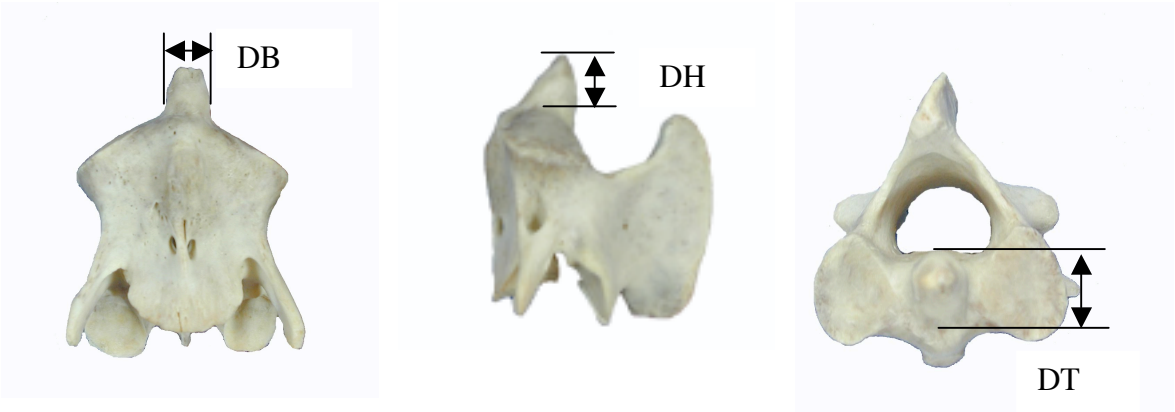


Abbildung 11: *Axis des Känguruhs. Ansicht von ventral, lateral und cranial. DB – Densbreite, DH – Denshöhe, DT – Denstiefe.*

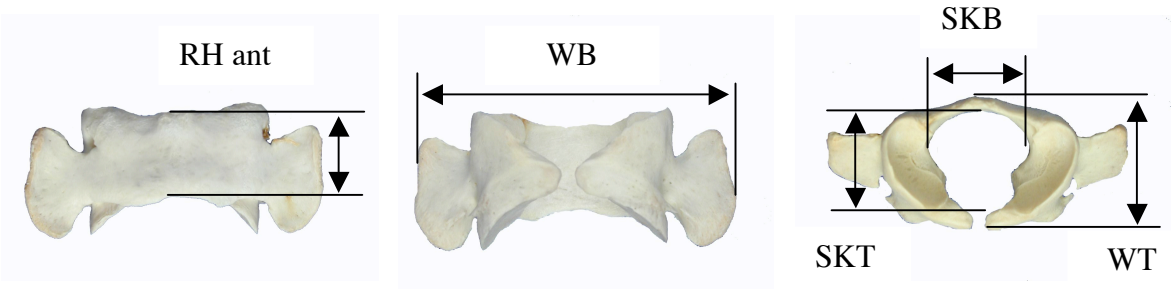


Abbildung 12: *Atlas des Känguruhs. Ansicht von ventral, dorsal und cranial. RH ant – Ramushöhe anterior, WB – Wirbelbreite, WT – Wirbeltiefe, SKB – Spinalkanalbreite, SKT – Spinalkanaltiefe.*

2.1.3 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG UND AUSWERTUNG

Durchmesser und Strecken:

Alle Durchmesser und Strecken wurden mit dem Meßschieber ausgemessen. Aufgrund der Wirbelsymmetrie wurden die Pedikelhöhe und -breite sowie die Processus transversus-Länge jeweils nur rechts gemessen.

Die Inter-Gelenkflächen-Breite wurde nur cranial und die Gelenkflächenhöhe sowie -breite nur cranial rechts gemessen.

Winkel:

Alle Winkel wurden mit dem Goniometermeßsystem bestimmt (WILKE et al. 1994) (Abbildung 13). Auch hier wurde aufgrund der Symmetrie der transversale Pedikelwinkel und die Processus transversus-Neigung nur rechts und die Gelenkflächenneigungen nur cranial rechts bestimmt.

Das Goniometermeßsystem kann über sechs miteinander verbundene Drehwinkel-potentiometer relative Dreh- und Translationsbewegungen mit einer Auflösung von 0,1° bzw. 0,1 mm bei einem relativen Meßfehler von 3% bestimmen. Das Goniometer dient somit sowohl als Bewegungsmeßsystem als auch zur Erfassung statischer Größen, wie Winkel oder Abstände.

Um die in diesem Versuchsteil zu bestimmenden Winkel genauer abtasten zu können, wurde ein speziell angefertigter Goniometeraufsatz eingesetzt (Abbildung 13).

Ein Ende des Goniometers wurde fixiert, das andere war mit dem erwähnten Aufsatz bestückt und frei beweglich. Die Wirbel wurden in einer speziellen Haltevorrichtung eingespannt. Für die Bestimmung der diversen Winkel dienten folgende Bezugsebenen:

- Die craniale Endplatte repräsentierte die transversale Bezugsebenebene.
- Die sagittale Bezugsebene verlief durch die Mitte des Wirbelkörpers und die Spitze des Processus spinosus.
- Die frontale Bezugsebene schnitt orthogonal zur cranialen Endplatte verlaufend die Spitzen der beiden Querfortsätze.

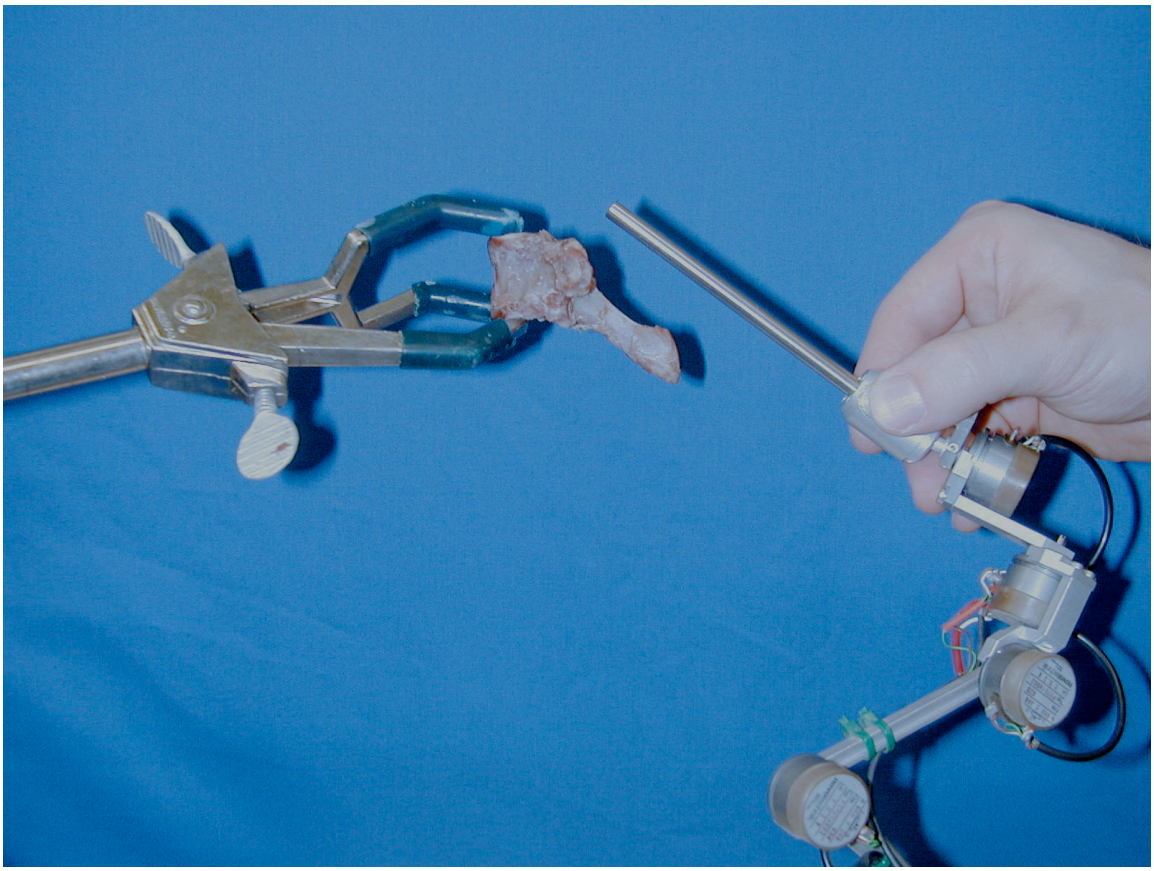


Abbildung 13: *Goniometermeßsystem mit Känguruhwirbel.*

Die gewonnenen anatomischen Daten stammen, mit Ausnahme der nur an einer Wirbelsäule exemplarisch gemessenen medialen und posterioren Bandscheibenhöhen, von acht Känguruhwirbelsäulen. Aus den jeweils acht Einzelwerten pro Parameter wurden Mittelwerte und Standardabweichungen errechnet. Für C1 und C2 waren nur jeweils ein Wert erhoben worden, für C3 zwei Einzelwerte. Für C4 bis S4 war n=8.
Sowohl die Berechnungen als auch die graphischen Darstellungen der Daten wurden mit dem Programm Deltagraph Pro 3.5® durchgeführt.

2.2 BIOMECHANIK DER KÄNGURUHWIRBELSÄULE

Die Untersuchung der Biomechanik (Beweglichkeit und Steifigkeit) wurde an dreizehn Känguruhwirbelsäulen durchgeführt.

2.2.1 PRÄPARATION

Von den bei Raumtemperatur aufgetauten dreizehn Wirbelsäulen wurden Muskulatur und Fettgewebe abpräpariert. Dabei war es wichtig, daß alle Bänder und Gelenkkapseln intakt blieben. Die Rippen wurden auf eine Länge von ca. 3 cm gekürzt.
Danach wurden die Wirbelsäulen in monosegmentale Abschnitte unterteilt, d.h. in Bewegungssegmente bestehend aus jeweils zwei Wirbeln, der dazwischenliegenden Bandscheibe und dem intakten Bandapparat.
In die Deckplatten wurden von cranial und caudal Spax-Schrauben eingedreht. Diese ermöglichten eine feste Verbindung zwischen dem Wirbel und dem Kunststoff, in den die Präparate nun eingegossen wurden. Es handelte sich hierbei um Polymethylacrylat (Technovit 3040®, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim/Ts, Deutschland), das unter Wärmeentwicklung aushärtet.
Auf die cranialen und caudalen Kunststoffblöcke der Segmente wurden schließlich Flanschstücke geschraubt, mittels derer die Präparate in den Wirbelsäulenbelastungs-simulator eingespannt werden konnten.

Übersicht über die untersuchten Bewegungssegmente der Känguruhwirbelsäule:

Tabelle 1: *Aufteilung der 13 Känguruhwirbelsäulen K 1 bis K 13 in monosegmentale Abschnitte für die biomechanischen Untersuchungen. √ - getestetes Segment, n – Anzahl der Einzelmeßwerte.*

	**K 1**	**K 2**	**K 3**	**K 4**	**K 5**	**K 6**	**K 7**	**K 8**	**K 9**	**K 10**	**K 11**	**K 12**	**K 13**	**n**
C4/5	√						√				√			3
C5/6				√				√		√			√	4
C6/7	√	√	√			√	√				√			6
C7/T1				√	√			√	√	√			√	6
T1/T2	√	√				√					√	√		5
T2/T3				√	√			√	√	√			√	6
T3/T4	√	√	√			√					√	√		6
T4/T5				√	√		√		√	√			√	6
T5/T6	√	√	√			√					√	√		6
T6/T7				√	√		√	√	√	√				6
T7/T8	√	√	√			√					√	√		6
T8/T9				√	√		√	√	√					5
T9/T10	√	√	√							√		√	√	6
T10/T11				√	√		√	√	√					5
T11/T12	√		√							√	√	√	√	6
T12/T13				√	√		√	√	√					5
T13/L1	√	√	√								√	√	√	6
L1/L2				√	√		√	√	√					5
L2/L3	√	√	√								√	√	√	6
L3/L4				√	√	√	√	√	√					6
L4/L5		√	√							√	√	√	√	6
L5/L6				√	√	√	√	√	√					6
L6/Sac	√	√	√							√	√		√	6
Sac/S1				√	√	√	√	√	√					6
S1/S2	√	√	√							√	√	√		6
S2/S3				√	√	√	√	√	√					6

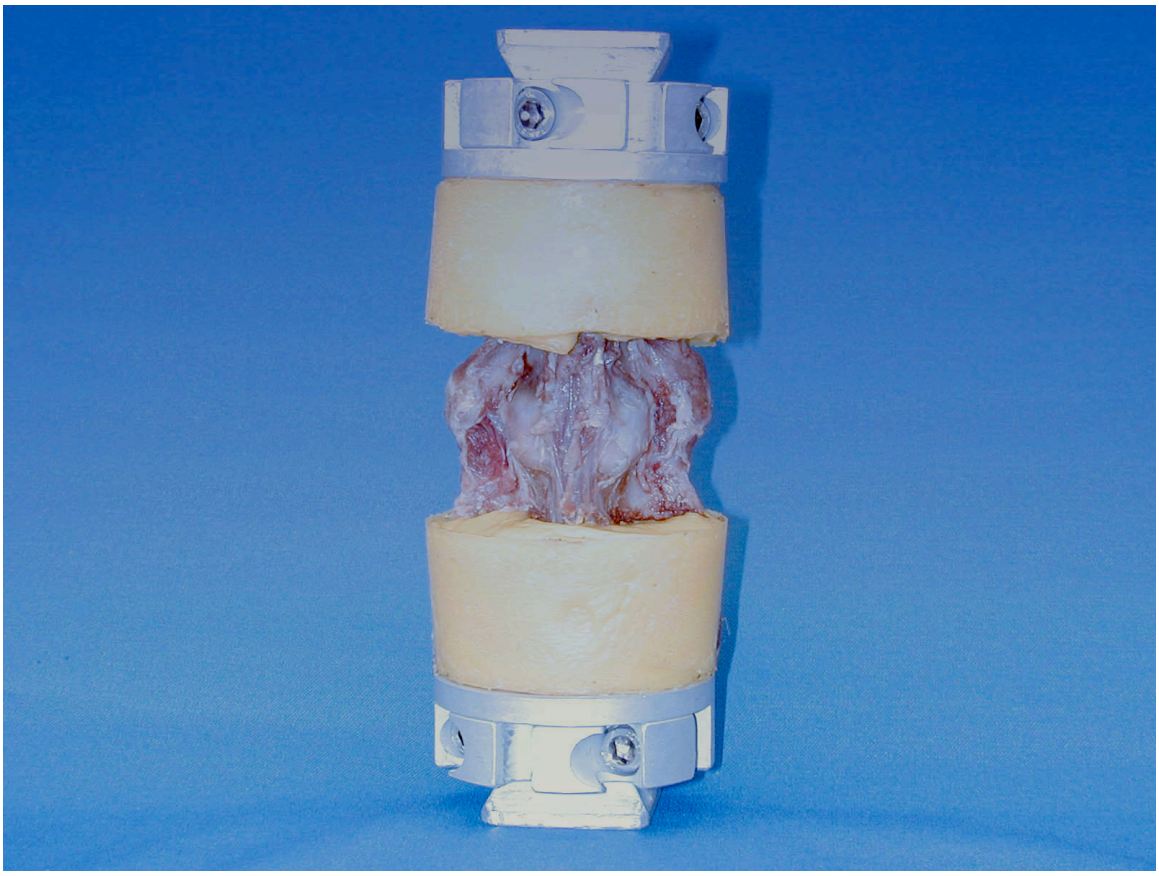


Abbildung 14: *Eingegossenes Wirbelsäulensegment mit aufgeschraubten Flanschstücken.*

2.2.2 WIRBELSÄULENBELASTUNGSSIMULATOR

Der Wirbelsäulenbelastungssimulator diente dazu, die Bewegungseigenschaften der einzelnen Wirbelsäulensegmente zu prüfen. Er wurde von WILKE et al. 1994 entwickelt (Abbildung 16).

Das Gerät besteht aus einem Grundrahmen mit Portalaufbau. Über Spindeln kann die Höhe des Portals verstellt werden, sodaß auch polysegmentale Präparate bis zu einer Länge von 800 mm getestet werden können.

Der untere Teil des Wirbelsäulenpräparates wird fest im Grundrahmen fixiert, das craniale Ende wird in einer Einspannung eines Kardangelenkes befestigt. Dieses Kardangelenk erlaubt Rotationen um alle drei Raumachsen. Über eine Führungsstange kann sich das Präparat in cranio-caudaler Richtung (y-Richtung) bewegen. Außerdem ermöglichen zwei Schlitten anterior-posteriore (z-Richtung) und medio-laterale (x-Richtung) Bewegungen.

Das zu testende Exemplar kann sich so in allen sechs Freiheitsgraden bewegen, wobei die einzelnen Freiheitsgrade freigegeben oder auch separat gesperrt werden können.

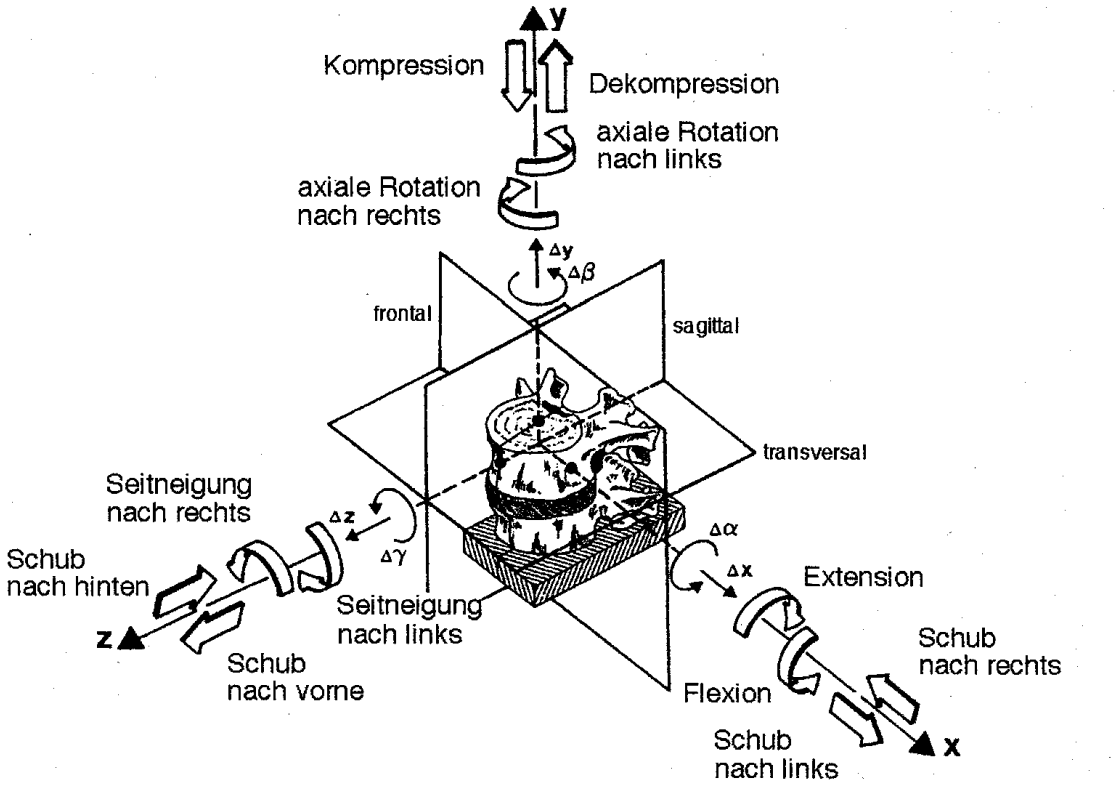


Abbildung 15: *Darstellung der sechs Freiheitsgrade eines Bewegungssegmentes.*

Über drei Schrittmotoren können die Momente Mx, My und Mz eingeleitet werden. Diese Motoren können beliebig ein- und ausgekoppelt werden und erlauben ein maximales Moment von 50 Nm bei einer Schrittlänge von 1/19 Grad und variabel einstellbarer Schrittgeschwindigkeit. Die Kontrolle der eingeleiteten Momente und auftretenden Kräfte erfolgt über eine Sechs-Komponenten-Kraftmeßdose. Rotations- und Translations-bewegungen werden über Winkel- und Wegaufnehmer registriert.

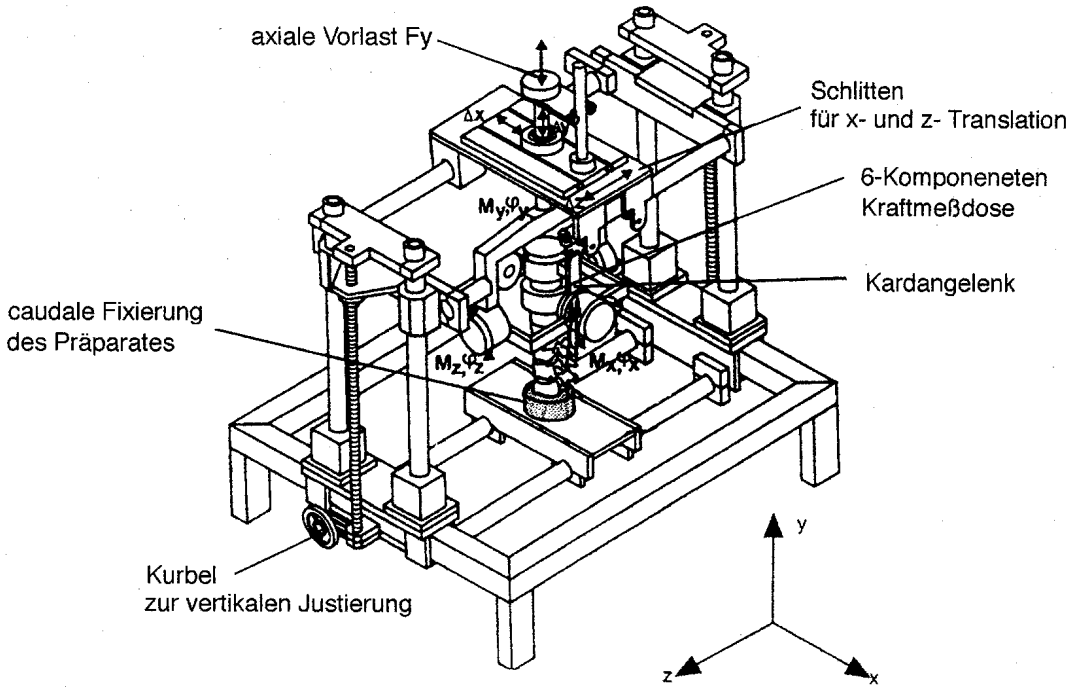


Abbildung 16: *Schema des Wirbelsäulenbelastungssimulators nach WILKE et al. 1994.*

2.2.3 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG UND AUSWERTUNG

Jeder der 170 monosegmentalen Wirbelsäulenabschnitte wurde nacheinander den Belastungskomponenten ±Mx für Flexion/Extension, ±My für axiale Rotation nach rechts und links und ±Mz für Seitneigung nach rechts und links ausgesetzt, wobei er in den jeweils übrigen fünf Freiheitsgraden frei beweglich blieb.

Die Momentgrenzen betrugen bei der Prüfung der Hals- und Brustwirbelsäulensegmente ±2,5 Nm. Die Lenden- und Schwanzwirbelsäulensegmente wurden bis maximal ±7,5 Nm belastet.

Die Schrittgeschwindigkeit wurde stets so gewählt, daß für die auszuwertende Hysteresekurve mindestens 180 Kurvenstützpunkte aufgezeichnet wurden.

Alle Präparate wurden über drei Testzyklen pro Belastungsrichtung bewegt, wobei nur der jeweils dritte Zyklus ausgewertet wurde. Nach WHITE et al. 1990 dienen dabei die ersten zwei Zyklen der Anpassung an die Bewegung, ab dem dritten Zyklus verändert sich die Bewegungscharakteristik nur noch minimal.

Die Drehbewegung der Präparate wurde über Drehwinkelpotentiometer bestimmt. Während der Versuchsdurchführung wurden die Bewegungssegmente mit physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten, um die Präparate vor Austrocknung zu schützen.



Abbildung 17: *Wirbelsäulenbelastungssimulator mit Bewegungssegment.*

Für den jeweils dritten Lastzyklus eines Versuchs wurde die Bewegung aufgezeichnet. Es ergab sich eine typische Hysteresekurve (Abbildung 18):

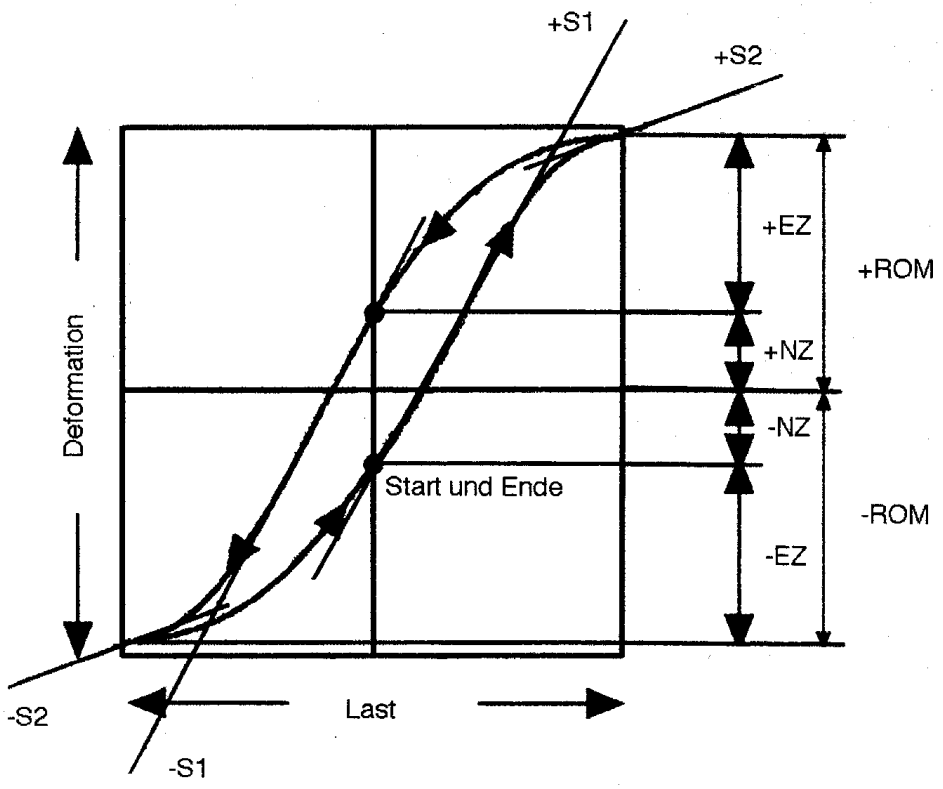


Abbildung 18: *Typische Hysteresekurve eines Wirbelsäulenbewegungssegmentes. EZ – Elastische Zone, NZ – Neutrale Zone, ROM – Range of Motion, S1 – Steifigkeit 1, S2 – Steifigkeit 2.*

Aus dieser Hysteresekurve wurden der Range of Motion, die Neutrale Zone und die Steifigkeiten S1 und S2 ermittelt.

Der Range of Motion setzt sich aus Neutraler und Elastischer Zone zusammen und beschreibt den maximalen Bewegungsumfang des Präparates unter den gegebenen Versuchsbedingungen. Die Neutrale Zone entspricht der Verformung bei der Belastung von 0 Nm in der jeweiligen Belastungs- und Entlastungsphase. Somit repräsentiert die Neutrale Zone den Bereich, in dem eine nur sehr geringe Kraft aufgewendet werden muß, um das Wirbelsäulensegment zu bewegen.

Die Steifigkeit 1 (S1) ist die inverse Steigung zu Beginn der Bewegung bei Einleitung des Moments. Steifigkeit (S2) ist definiert als die inverse Steigung bei Maximalbelastung. Das Verhältnis von S1 zu S2 ist ein Maß für das nichtlineare Verhalten des Wirbelsäulenpräparates. Strebt dieser Wert gegen 0, so zeigt sich starke Sigmoidität. Ergibt sich ein Wert nahe 1, so liegt ein nahezu linearer Kurvenverlauf vor.
Für jedes Segment und jeden Meßparameter wurden wieder Mittelwerte und Standardabweichungen errechnet.

2.3 KNOCHENDICHTE AUSGEWÄHLTER WIRBELKÖRPER VON KALB UND KÄNGURUH

In diesem Versuchsteil wurden an sechs Kalbswirbelsäulen und an acht Känguruhwirbelsäulen Knochendichtemessungen mittels quantitativer Computertomographie durchgeführt.

2.3.1 PRÄPARATION

Von sechs bei Zimmertemperatur aufgetauten Kalbswirbelsäulen wurde das Weichteilgewebe entfern, die Bandscheiben wurden durchtrennt. Somit waren die einzelnen Wirbel freipräpariert.
Für die Knochendichtemessungen an der Känguruhwirbelsäule wurden die Wirbel der acht Exemplare aus der anatomischen Studie verwendet. Lange Dorn- und Querfortsätze wurden mit einer Beißzange bei beiden Spezies gekürzt, sodaß die Wirbel in den Meßbereich des Computertomographen passten.

2.3.2 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG UND AUSWERTUNG

Um den charakteristischen Verlauf der Knochendichteverteilung über alle Abschnitte der tierischen Wirbelsäule hinweg zu ermitteln, wurden folgende Wirbel als Repräsentanten von Hals-, Brust-, Lenden- und Schwanzwirbelsäule für die Untersuchung ausgewählt:

Beim Kalb:	C 4, T 1, T 5, T 9, T 13, L 4, S 2, S 6
Beim Känguruh:	C 5, T 1, T 5, T 9, T 13, L 4, L 6, S 2

Die einzelnen Wirbel wurden in einem Computertomographen XCT 960 der Firma STRATEC Medizintechnik GmbH / Pforzheim auf einer Plexiglasschiene mit einem Klebeband fixiert.



Abbildung 19: *Computertomograph mit Känguruhwirbel.*

Ausgehend von der cranialen Wirbelkörperdeckplatte wurde durch transversale Einzelschichtaufnahmen im Abstand von einem Millimeter in Richtung der caudalen Endplatte eine Übersichtsaufnahme (Scout-View) des Wirbels angefertigt. Mit Hilfe dieser Übersicht konnten die drei Stellen, an denen die Knochendichte gemessen werden sollte, angegeben werden. So wurde in der Mitte des Wirbelkörpers und vier Millimeter (bzw. drei Millimeter bei kleineren Wirbeln, wie C5 bis T9 beim Känguruh und S2 und S6 beim Kalb) in cranialer und caudaler Richtung von dieser entfernt jeweils eine transversale Schichtaufnahme erzeugt und die Knochendichte registriert.

Die Kalibrierung des CT-Gerätes erfolgte zu Beginn eines jeden Meßtages durch ein Standardphantom. Dadurch unterlagen die Meßwerte Schwankungen von weniger als 3%.

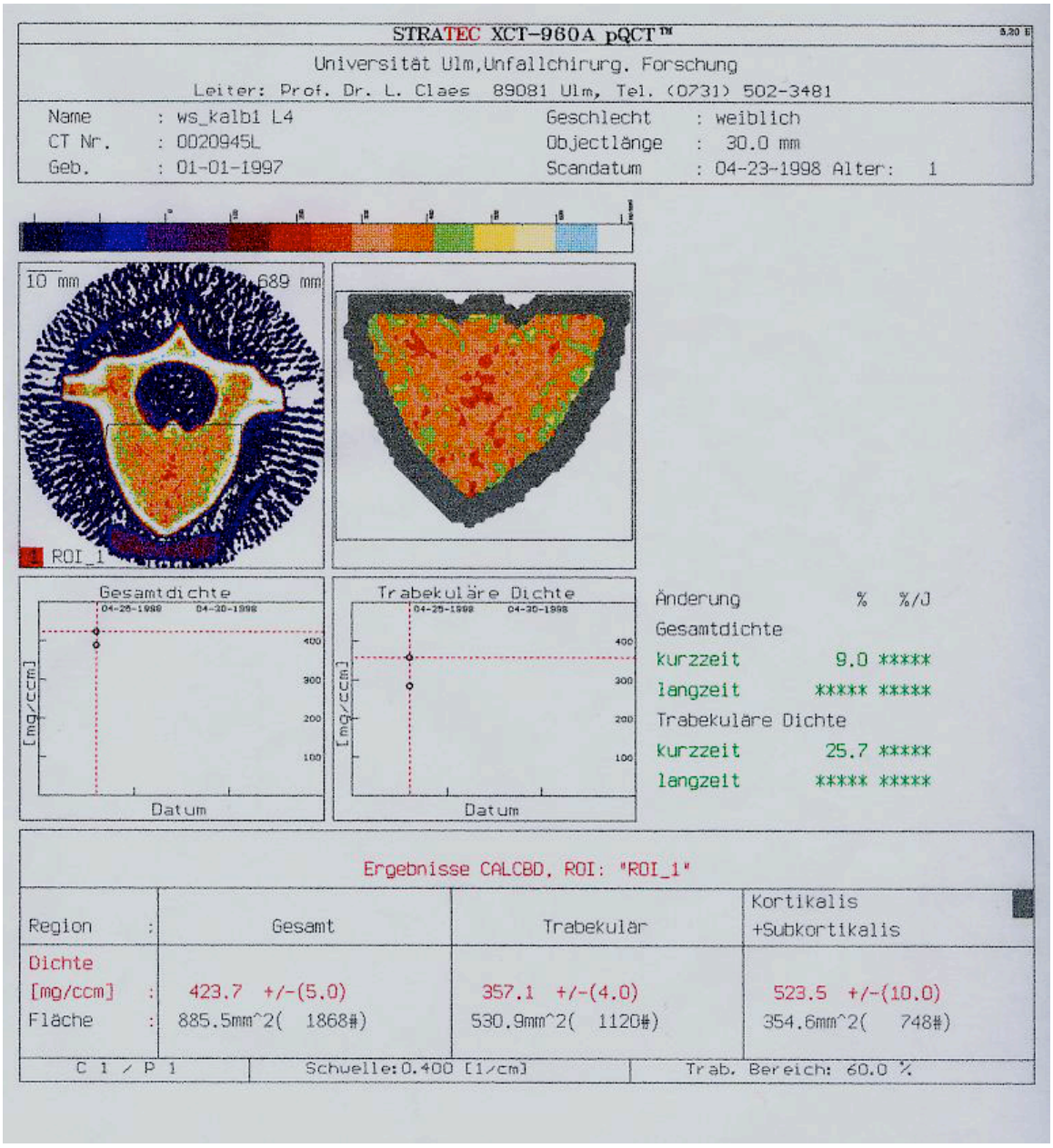


Abbildung 20: *CT-Schnittbild eines vierten Lendenwirbels des Kalbs.*

Für die Berechnung des Knochendichtewertes wurde auf dem angeschlossenen PC nur der Wirbelkörper als Region of Interest (ROI) gekennzeichnet. Da nur knöcherne Anteile aber keinerlei umgebende Weichteile analysiert werden sollten, wurde ein Schwellenwert des Schwächungskoeffizienten festgelegt (0,400 cm^{-1}). Ab diesem Schwellenwert (Threshold)

wertete der Rechner die Bildpunkte als Objekt. Bildpunkte, deren Schwächungskoeffizienten geringer waren als der Schwellenwert, wurden als Hintergrund gewertet und gingen nicht in die Auswertung mit ein.
Der trabekuläre Bereich wurde mit 60% der ROI-Fläche definiert, sodaß 40% der ROI-Fläche als Corticalis erkannt und separat bewertet wurde.
Für diese Analyse und Berechnung der Knochendichte wurde die CT-Software 5.40 von STRATEC benutzt.
Aus den drei Messungen pro Wirbelkörper erhielt man drei Werte in der Einheit mg/cm^3 als Hydroxylapatit-Äquivalent für die trabekuläre Knochendichte. Aus den drei Einzelwerten wurde für jeden einzelnen Wirbel ein Mittelwert errechnet. Aus diesen Mittelwerten wurden dann für jeden der acht Wirbeltypen ein Wirbeltyp-spezifischer Mittelwert und eine Standardabweichung errechnet.
Die Daten zur corticalen Knochendichte wurden nicht ausgewertet, nur die trabekuläre Knochendichte war für die vorliegende Arbeit von Interesse.
Die Berechnungen und auch die graphische Darstellung wurde mit dem Programm Excel 5.0 durchgeführt.

2.4 MECHANISCHE EIGENSCHAFTEN DES TRABEKULÄREN WIRBELKÖRPERKNOCHENS VON KALB UND KÄNGURUH

Für diesen Versuchsteil wurden sowohl von der Kalbs- als auch von der Känguruhwirbelsäule exemplarisch drei verschiedene Wirbeltypen als Repräsentanten der Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule ausgesucht, um Aussagen über die mechanischen Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörpers zu machen.

2.4.1 HERSTELLUNG DER PROBEN

Von den auf Knochendichte untersuchten Kalbs- und Känguruhwirbeln (Präparation siehe dort) wurden jeweils die folgenden drei Wirbeltypen für diese Studie ausgewählt:

Beim Kalb:	C4, T9, L4
Beim Känguruh:	C5, T13, L4

Jeder ausgewählte Wirbeltyp war beim Kalb sechs mal, beim Känguruh sieben mal vorhanden.

Aus den Wirbelkörpern wurden Knochenwürfel einer Kantenlänge von acht Millimetern mit einer Bandsäge (EXAKT) herausgesägt. Hierbei wurde auf Planparallelität geachtet. Die Wirbel konnten an der Säge eingespannt werden und waren auf einen zehntel Millimeter genau nach rechts und links verschiebbar. So konnte die Kantenlänge von 8 mm exakt eingestellt werden.

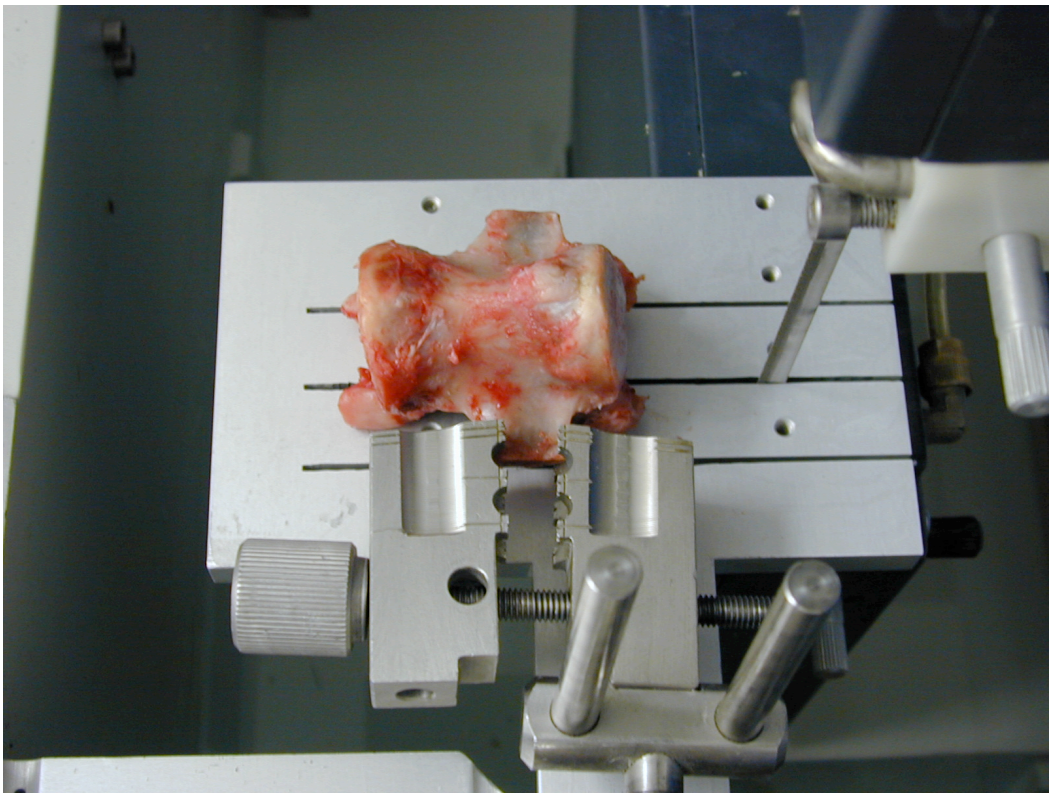


Abbildung 21: *Bandsäge EXACT mit Kalbswirbel.*

Bei Wirbel C5 des Känguruhs wurde der Würfel genau aus der Mitte herausgesägt. Bei T13 und L4 des Känguruhs und bei den Kalbswirbeln wurde die Probenentnahme in cranialer Richtung verschoben, um dem Hohlgang für die Vena basivertebralis auszuweichen.

Nach dem Heraussägen wurden die Würfelflächen gemäß ihrer Lage im Wirbelkörper mit „cranial“, „links“ und „vorne“ beschriftet, um eine standardisierte Positionierung der Knochenwürfel bei der Versuchsdurchführung zu ermöglichen.

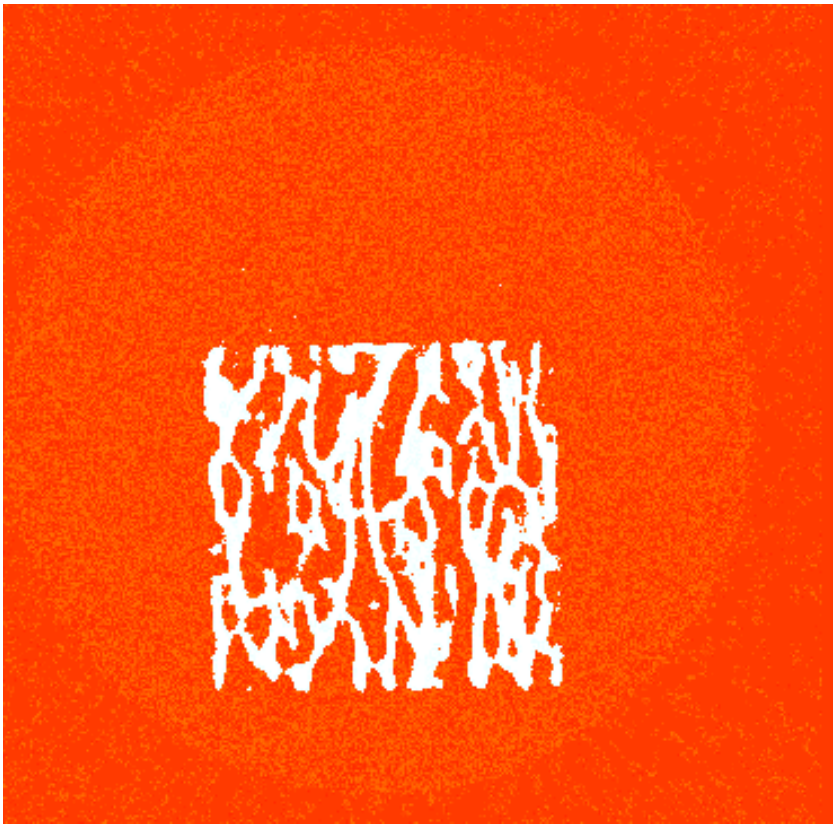


Abbildung 22: *Micro-CT Scan eines Knochenwürfels aus Kalbswirbel T9. Exemplarische Abbildung zur Veranschaulichung der Trabekelstruktur. Die Kantenlänge des Knochenwürfels betrug 8 mm.*

2.4.2 MATERIALPRÜFMASCHINE

Für die Versuchsdurchführung wurde die Materialprüfmaschine ZWICK 1445 in Verbindung mit dem ZWICK Materialprüfprogramm für Zug-, Druck- und Biegeprüfung der Version 5.50A benutzt.

Die mit einer beweglichen Traverse ausgestattete Maschine kann bei variabler Prüfgeschwindigkeit eine Kraft von bis zu 10 000 N auf den Probekörper ausüben. Durch Belastung einer solchen Probe mittels einer Druckkraft erhält man eine Verkürzung der

Probe. Aus dem Verhältnis der applizierten Druckkraft zu der daraus resultierenden Verkürzung des Probekörpers läßt sich eine Aussage über seine mechanischen Materialeigenschaften treffen.

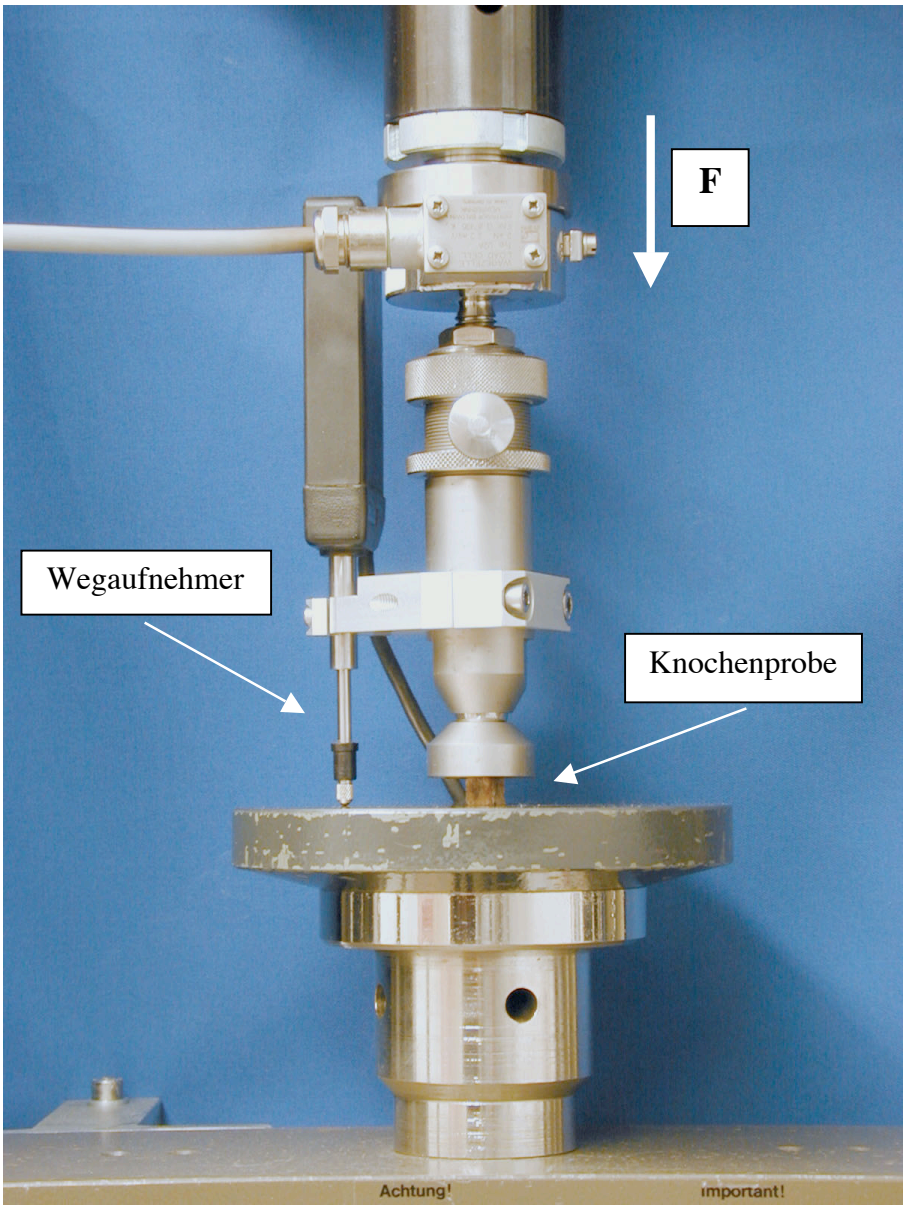


Abbildung 23: *Materialprüfmaschine ZWICK 1445 mit Knochenprobe. F – applizierte Druckkraft.*

2.4.3 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG UND AUSWERTUNG

Die Knochenwürfel wurden tiefgefroren aufbewahrt und ca. zwei Stunden vor Versuchsbeginn in isotoner Kochsalzlösung bei Raumtemperatur aufgetaut.
Dann wurden die mittels eines digitalen Meßschiebers auf Höhe, Breite und Dicke vermessenen Proben in der Mitte der Druckplatte der Materialprüfmaschine positioniert. Zuerst wurde dreimal aufeinanderfolgend in cranio-caudaler Richtung innerhalb des elastischen Bereichs druckbelastet unter quasi-statistischen Lastbedingungen. Im Anschluß daran erfolgten ebenfalls nichtdestruktive Druckbelastungen jeweils dreimal in medio-lateraler Richtung von rechts nach links und in anterior-posteriorer Richtung. Nur der dritte Belastungszyklus wurde jeweils ausgewertet, die ersten zwei Zyklen dienten dem Präkonditionieren des Knochens. Zuletzt wurde auf jeden Würfel bis zur Destruktion in cranio-caudaler Richtung Druck ausgeübt.

Die Parametervorgaben für das Materialprüfprogramm wurden an die Literatur (siehe Teil Diskussion) adaptiert:

Tabelle 2: *Parametervorgaben für das Materialprüfprogramm.*

Meßdosennennlast	2000 N
Vorkraft	5 N
Geschwindigkeit bis Vorkraft	0,5 mm/min
Prüfgeschwindigkeit	1 mm/min

Für die nichtdestruktiven Tests mußten die oberen Kraftgrenzen in Vortests ermittelt werden, um den elastischen Bereich nicht zu überschreiten. Diese Grenzen lagen für die Proben vom Kalb bei 350 N in cranio-caudaler, 60 N in lateraler und 120 N in anterior-posteriorer Belastungsrichtung.
Die Känguruhknochenwürfel wiesen eine größere Inhomogenität des elastischen Bereichs auf. Daher mußte die Belastung bei der nichtdestruktiven Prüfung der Känguruhknochen-proben vor der Destruktion manuell abgebrochen werden.

Von jedem einzelnen Druckversuch zeichnete das Materialprüfprogramm eine Druck-Deformationskurve auf.

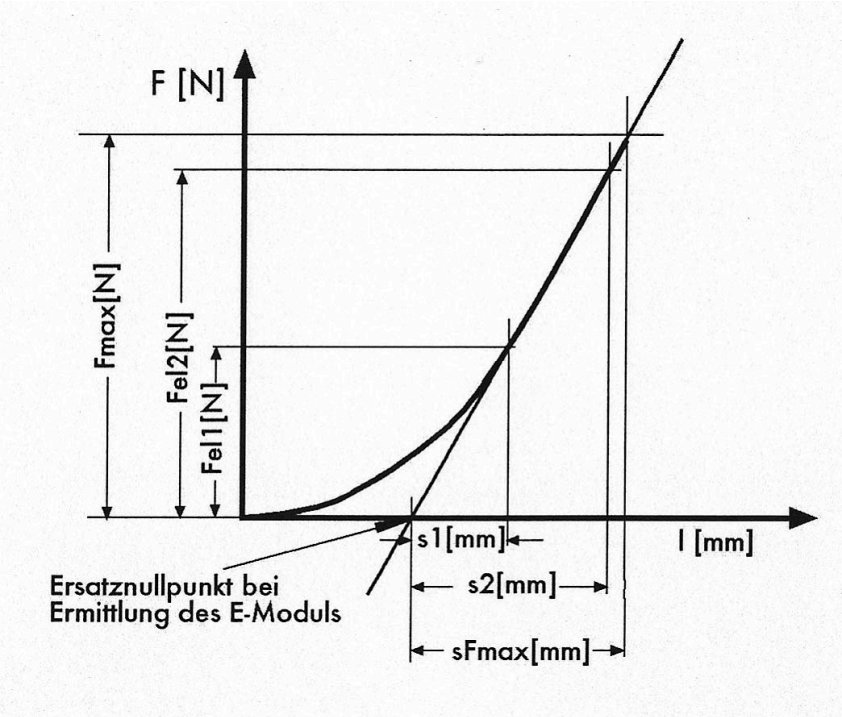


Abbildung 24: *Typische Druck-Deformations-Kurve bei Materialprüfungen. Fmax – maximale Druckkraft bis zur Destruktion, Fel1 und Fel2 – Druckkraft 1 und Druckkraft 2 innerhalb des elastischen Bereichs, s1 und s2 – Länge 1 und Länge 2 der Probe, sFmax – Länge bei maximaler Druckkraft.*

Für die Bestimmung des E-Moduls E_c wurde in die Kurve, die aus dem dritten Belastungszyklus der nichtdestruktiven Tests resultierte, eine Hook`sche Gerade gelegt. Diese wurde so positioniert, daß sie den steilsten Abschnitt innerhalb des elastischen Bereichs repräsentierte. Mit Hilfe der Hook`schen Gerade konnten die Längenänderung Δs (s2 [mm] – s1 [mm]) der Probe bei der dazugehörigen Kraftdifferenz ΔF (F_{el} 2 [N] – F_{el} 1 [N]) ermittelt werden. Diese Werte dienten zusammen mit der Größe der belasteten Fläche A (a [mm] • b [mm]) und der Länge l_0 des Würfels in Belastungsrichtung zur Berechnung des E-Moduls.

Anhand der Kurve, die aus den destruktiven Tests resultierte, konnte die maximale Druckkraft F_{max} abgelesen werden und so zusammen mit der belasteten Fläche A (a [mm] • b [mm]) zur Berechnung der Druckfestigkeit σ_M benutzt werden.

Formel zur Berechnung des E-Moduls:

$$E_c\,[MPa] = \frac{(F_{el}\,2\,[N] - F_{el}\,1\,[N]) \bullet l_0\,[mm]}{a\,[mm] \bullet b\,[mm] \bullet (s\,2\,[mm] - s\,1\,[mm])}$$

Formel zur Berechnung der Druckfestigkeit:

$$\sigma_M\,[MPa] = \frac{F_{max}\,[N]}{a\,[mm] \bullet b\,[mm]}$$

Man erhielt für jeden Knochenwürfel einen Wert für die Druckfestigkeit und pro Belastungsrichtung jeweils einen E-Modul-Wert.
Da jeder Würfeltyp sechs mal (Kalb) bzw. sieben mal (Känguruh) vorhanden war, konnten wieder typspezifische Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet werden.
Sowohl die Berechnungen als auch die graphische Darstellung erfolgte mit dem Programm Deltagraph Pro 3.5®.

3. ERGEBNISSE

3.1 ANATOMIE DER KÄNGURUHWIRBELSÄULE

3.1.1 AUFBAU UND FORM DER WIRBELSÄULE

Die 8 Känguruhwirbelsäulen waren im mittleren Bereich sehr homogen aufgebaut. Alle besaßen 13 Brust- und 6 Lendenwirbel. Die Anzahl der Hals- und Schwanzwirbel der untersuchten Exemplare war aufgrund spezieller Tötungs- und Schlachtverfahren uneinheitlich. Die physiologischen Krümmungen der Känguruhwirbelsäule lassen sich wie folgt beschreiben: Im Halsbereich zeigte sich eine starke Lordose, die vorallem durch ein Abknicken nach dorsal am Übergang von der Hals- zur Brustwirbelsäule verursacht wurde. Die Brustwirbelsäule zeigte sich kyphotisch, der lumbale Abschnitt und die Schwanzwirbelsäule waren gerade.

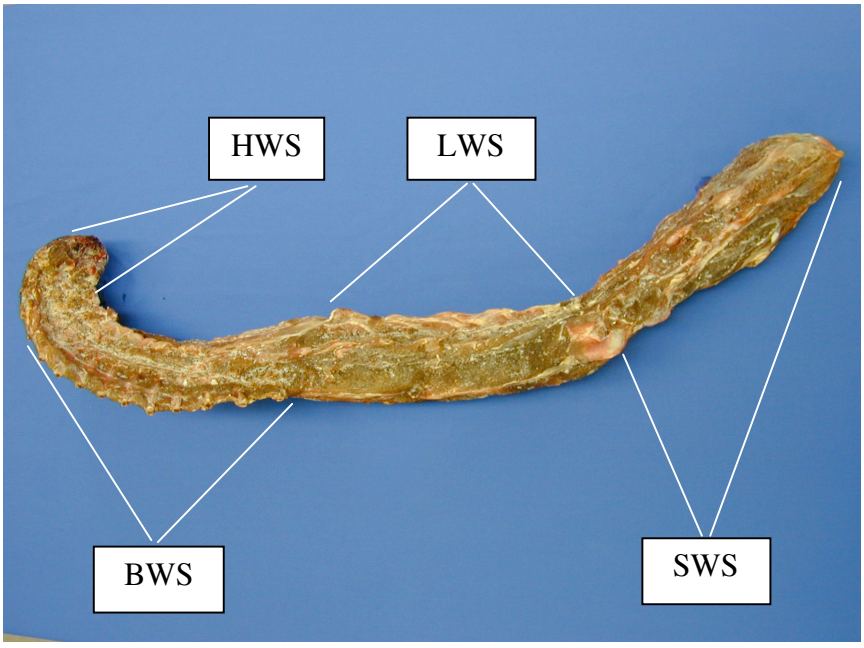
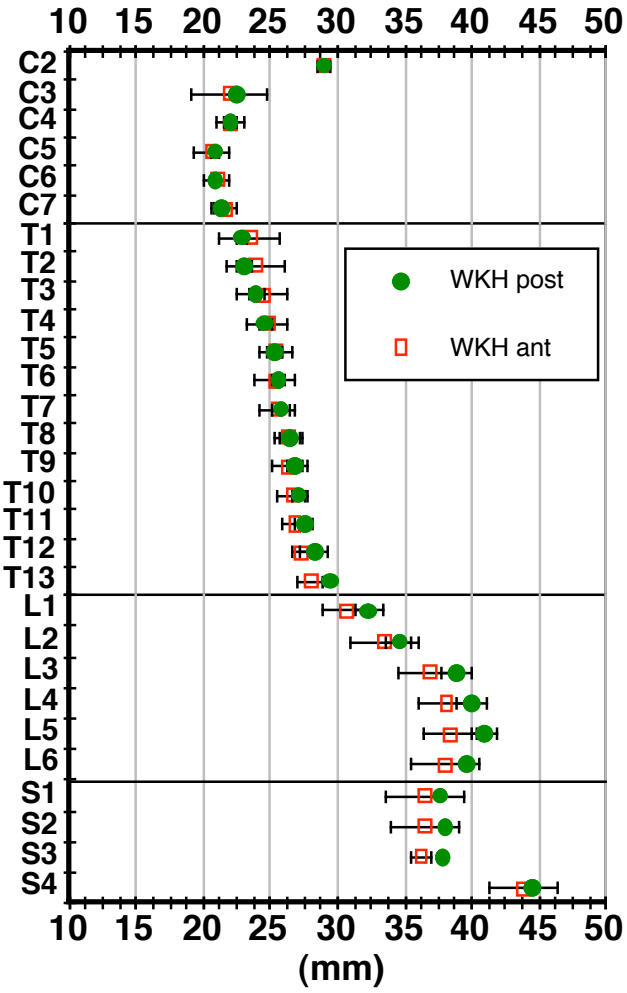


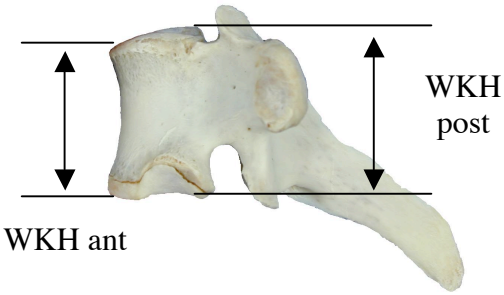
Abbildung 25: *Känguruhwirbelsäule. Ansicht von ventro-lateral. HWS – Halswirbelsäule, BWS – Brustwirbelsäule, LWS – Lendenwirbelsäule, SWS – Schwanzwirbelsäule mit Os sacrum.*

3.1.2 WIRBELKÖRPER- UND PEDIKELDIMENSIONEN

♦ WIRBELKÖRPERHÖHE POSTERIOR UND ANTERIOR (Abbildung 26)

Wirbelkörperhöhe posterior und anterior:





Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von lateral. Exemplarische Abbildung.

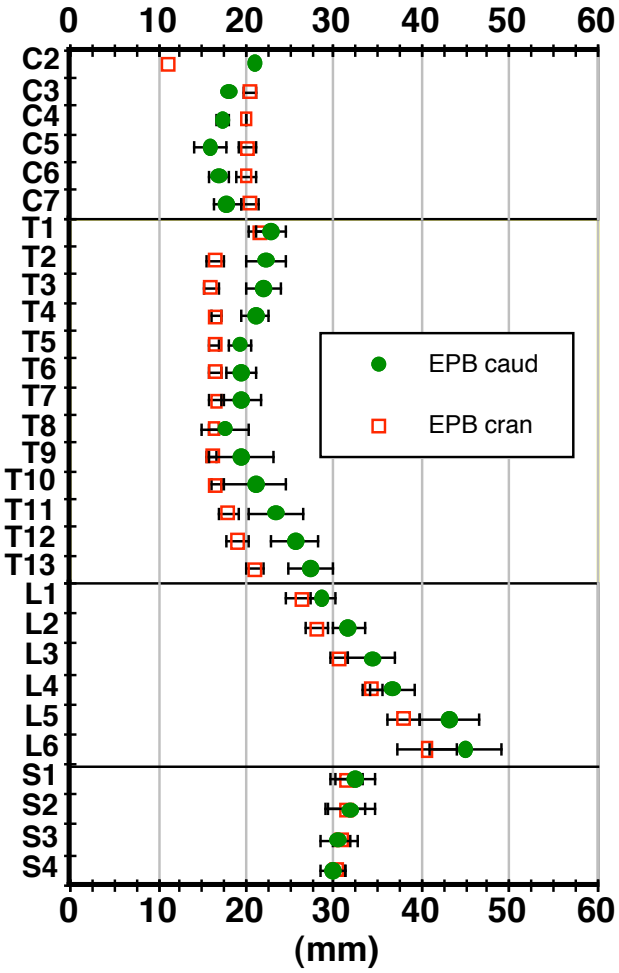
Abbildung 26: *Wirbelkörperhöhe anterior und posterior der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. WKH ant – Wirbelkörperhöhe anterior; WKH post – Wirbelkörperhöhe posterior.*

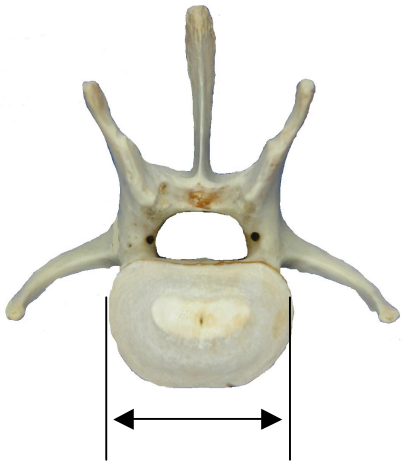
Das Vermessen der anterioren Wirbelkörperhöhen ergab Werte zwischen 20,6 mm für C5 und 43,8 mm für S4. Somit zeigte sich beim Känguruh ein Anstieg der Wirbelkörperhöhen von cranial nach caudal um 113 %. Unter den Halswirbeln war C2 mit 29,0 mm der höchste. Der thorakale Bereich zeichnete sich durch eine kontinuierliche Zunahme der Höhen von T1 mit 23,6 mm bis T13 mit 28,0 mm aus. Im Lendenabschnitt hatte L5 den höchsten Wirbelkörper mit 38,4 mm.
Die posteriore Wirbelkörperhöhe zeigte einen sehr ähnlichen Verlauf. Von T4 bis S4 war sie stets größer als die anteriore Höhe. Das Maximum dieser Differenz war bei L5 erreicht. Hier war der Wirbelkörper posterior 2,5 mm höher als anterior. Die Werte der posterioren Wirbelkörperhöhe bewegten sich zwischen 20,9 mm für C5 und C6 und 44,5 mm für S4.

♦ ENDPLATTENBREITE CRANIAL UND CAUDAL (Abbildung 27)

Die geringste craniale Endplattenbreite wurde mit 11 mm bei C2 gefunden. Alle anderen Halswirbel waren cranial fast zweimal so breit. Im Thorakalbereich bewegten sich die Werte im Mittel um etwa 17 mm, um dann im Lendenbereich auf bis zu 40,6 mm (L6) anzusteigen. Die cranialen Endplatten der Schwanzwirbel waren zwischen 30,3 mm (S4) und 31,5 mm (S2) breit.
Caudal waren die Endplatten im Brust- und Lendenbereich durchgehend breiter als cranial. Im Halsbereich galt dies nur für C2, der auch gleichsam den größten Unterschied zwischen cranialer (11 mm) und caudaler (21 mm) Breite aufwies. Der größte Wert für die caudale Endplattenbreite wurde wiederum bei L6 (45,0 mm) gefunden. Die Schwanzwirbel zeigten cranial wie caudal nahezu gleiche Endplattenbreiten.

Endplattenbreite cranial und caudal:





EPB cran

Lendenwirbel L4 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

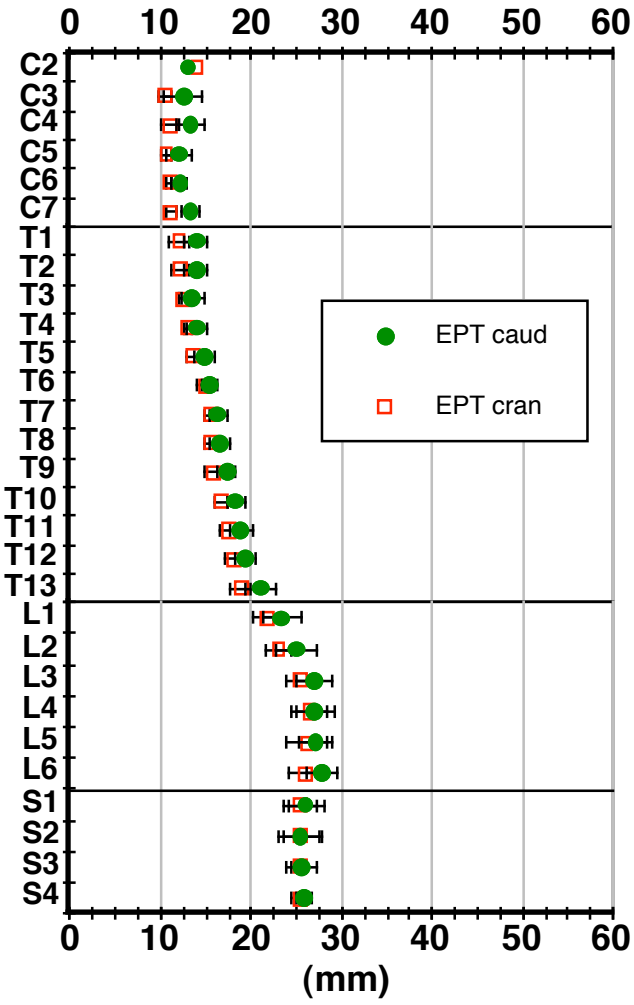
Abbildung 27: *Endplattenbreite cranial und caudal der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. EPB cran – Endplattenbreite cranial; EPB caud – Endplattenbreite caudal.*

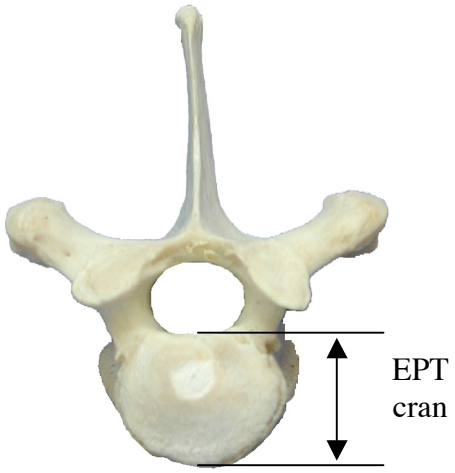
♦ ENDPLATTENTIEFE CRANIAL UND CAUDAL (Abbildung 28)

Craniale und caudale Endplattentiefen unterschieden sich über die gesamte Känguruwirbelsäule kaum. Am cervicalen Abschnitt war von C2 bis C7 weder ein Trend der Zunahme noch der Abnahme der Endplattentiefen im Verlauf der Wirbelsäule zu erkennen. Die Tiefen schwankten hier zwischen 10,5 mm und 12 mm cranial und zwischen

12,0 mm und 13,3 mm caudal. Eine konstante Zunahme erfolgte erst ausgehend von T1 mit 12,0 mm cranial und 13,9 mm caudal über T13 mit 18,1 mm cranial und 21 mm caudal bis hin zu L6 mit 25,9 mm cranial und 27,8 mm caudal. Alle vier Schwanzwirbel wiesen craniale und caudale Endplattentiefen zwischen 25 und 26 mm auf.

Endplattentiefe cranial und caudal:



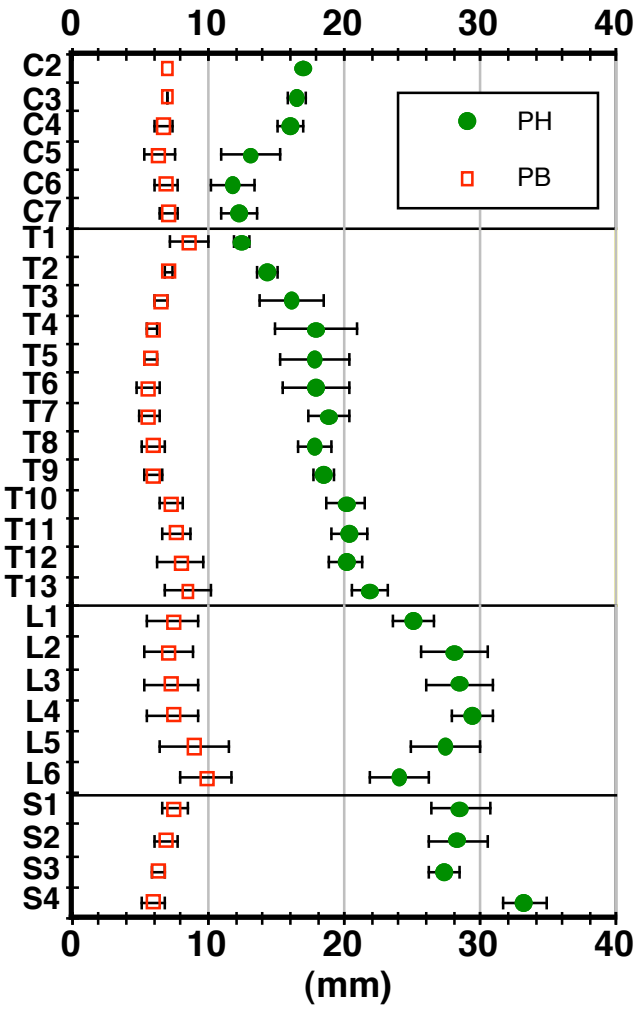


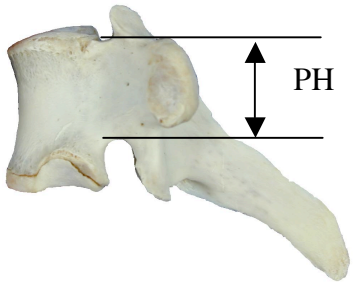
Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 28: *Endplattentiefe cranial und caudal der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. EPT cran – Endplattentiefe cranial; EPT caud – Endplattentiefe caudal.*

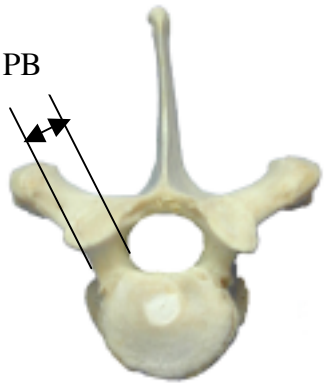
♦ PEDIKELHÖHE UND PEDIKELBREITE (Abbildung 29)

Pedikelhöhe und Pedikelbreite:





Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von lateral. Exemplarische Abbildung.



Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 29: *Pedikelhöhe und Pedikelbreite der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. PH – Pedikelhöhe; PB – Pedikelbreite.*

Die Pedikelhöhe nahm in cranio-caudaler Richtung von C2 mit 17 mm bis C6 mit 11,8 mm um 30,6 % ab. Im Brustbereich nahmen die Werte dann wieder bis T13 mit 21,8 mm zu und waren im Lendenbereich bei L4 mit 29,4 mm am höchsten. L5 und L6 zeigten

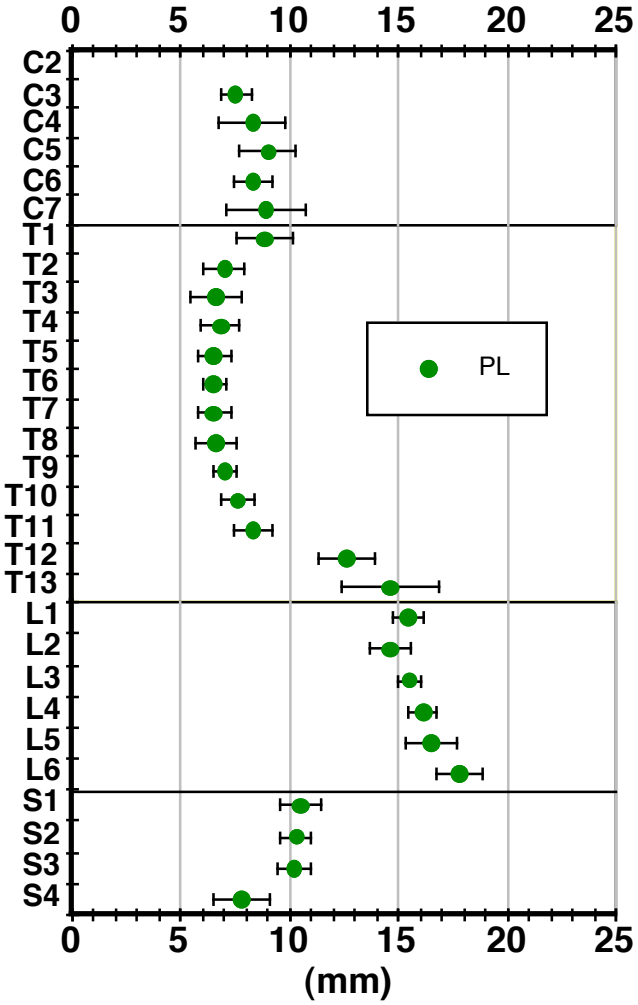
geringere Höhen (27,4 mm und 24,0 mm). Die maximale Pedikelhöhe konnte für S4 mit 33,2 mm notiert werden.

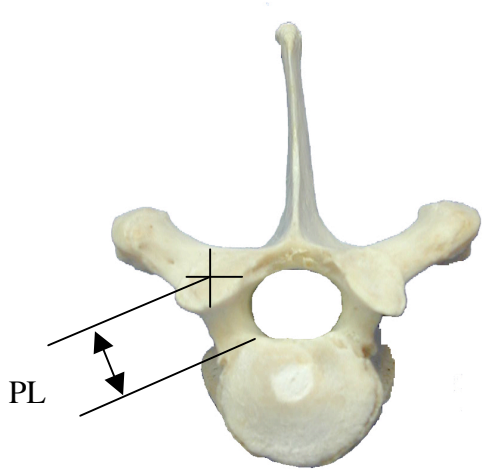
Die Pedikelbreite bewegte sich zwischen 5,6 mm und 9,9 mm. Die schmalsten Pedikel fanden sich im mittleren Thorakalbereich zwischen T5 und T9. Den breitesten Pedikel hatte L6.
Bei allen Wirbeln war die Pedikelhöhe größer als die Pedikelbreite. So betrug an den Lenden- und Schwanzwirbeln die Pedikelbreite nur 18 bis 41 % der Höhe.

♦ PEDIKELLÄNGE (Abbildung 30)

Die kürzesten Pedikel waren im mittleren thorakalen Bereich vorzufinden. Die Längen schwankten hier zwischen 6,5 mm und 6,8 mm. Die längsten Pedikel hatten die untersten zwei Brustwirbel und die Lendenwirbel (12,6 mm bis 17,8 mm). Die Längenzunahme von T11 nach T12 um 52 % geschah ebenso plötzlich wie die Längenabnahme von L6 nach S1 um 70 %.
Cervical liessen sich um Werte von 7,5 mm bis 9,0 mm schwankende Pedikellängen feststellen, auch der erste Brustwirbel reihte sich noch in diesen Wertebereich ein. Ab T2 aber erfolgte eine Abnahme der Längen auf unter 7 mm, um dann im unteren Brustbereich wieder anzusteigen.
Die ersten drei Schwanzwirbel zeigten nahezu gleiche Pedikellängen um 10 mm, wohingegen S4 nur noch Pedikel mit einer Länge von 7,8 mm aufwies.

Pedikellänge:





Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 30: *Pedikellänge der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. PL – Pedikellänge.*

♦ TRANSVERSALER PEDIKELWINKEL (Abbildung 31)

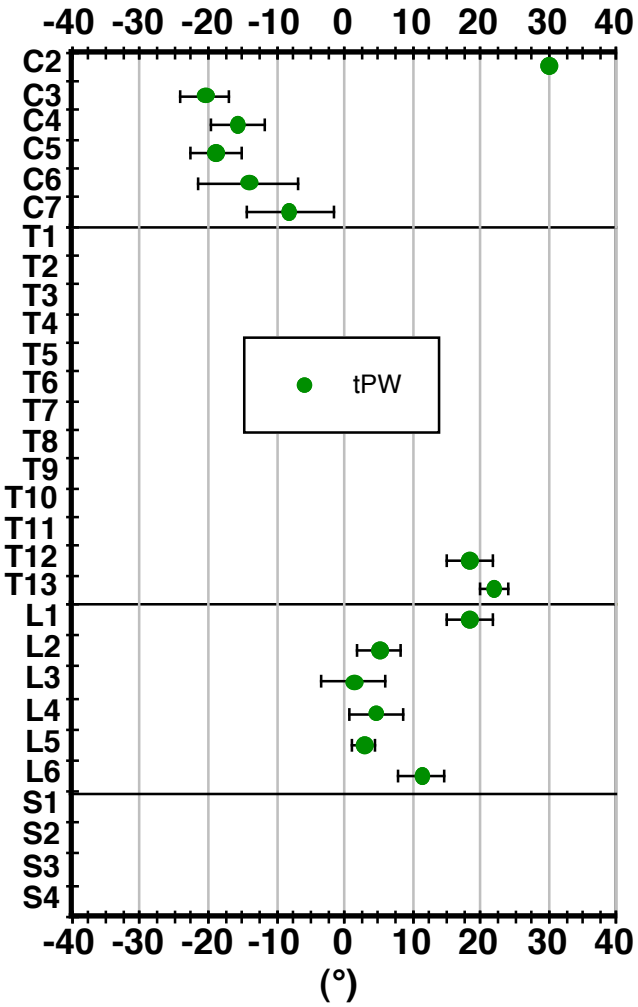
Durch das Ausmessen des transversalen Pedikelwinkels konnte für C2 ein Wert von +30° festgestellt werden. C2 war damit der einzige Halswirbel mit Pedikeln, die vom Wirbelkörper ausgehend in dorsaler Richtung nach medial (zur Mediansagittalebene hin) geneigt waren. An den anderen Halswirbeln C3 bis C7 waren die Pedikel ausgehend vom Wirbelkörper nach lateral (von der Medialsagittalebene weg) geneigt und entsprechend

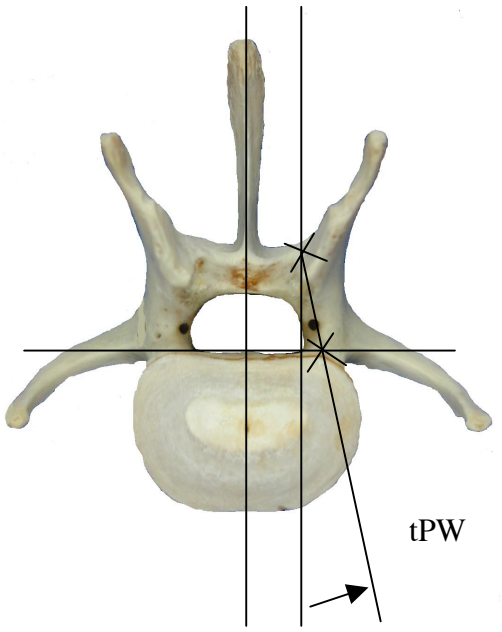
wurden negative Pedikelwinkel gemessen. Diese Winkel lagen im Bereich von –8,1° bei C7 bis –20,5° für C3.

An den Wirbeln T1 bis T11 und an den Schwanzwirbeln war eine exakte Messung der transversalen Pedikelwinkel aufgrund der geringen Pedikellänge nicht möglich. Daher wurden diese Werte nicht erfaßt.

Die Pedikel der Wirbel T12 bis L6 zeigten durchgehend nach medial geneigte Transversalwinkel und somit positive Werte. Für T12 bis L1 lagen diese bei ungefähr 20° und für L2 bis L6 zwischen 1° bis 11°.

Transversaler Pedikelwinkel:





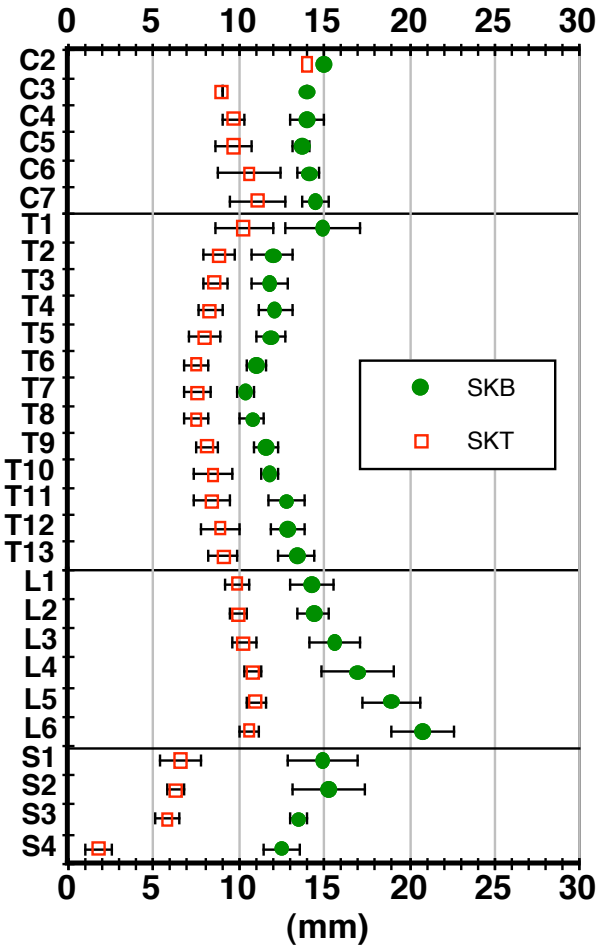
Lendenwirbel L4 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

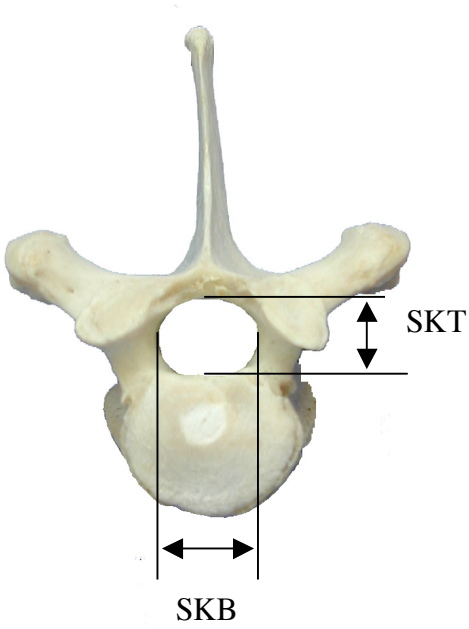
Abbildung 31: *Transversaler Pedikelwinkel der Känguruhwirbel C2 bis C7 und T12 bis L6. Mittelwerte und Standardabweichungen in °. tPW – transversaler Pedikelwinkel.*

3.1.3 DIMENSIONEN DES SPINALKANALS

♦ SPINALKANALBREITE UND SPINALKANALTIEFE (Abbildung 32)

Spinalkanalbreite und Spinalkanaltiefe:





Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 32: *Spinalkanalbreite und Spinalkanaltiefe der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. SKB – Spinalkanalbreite; SKT – Spinalkanaltiefe.*

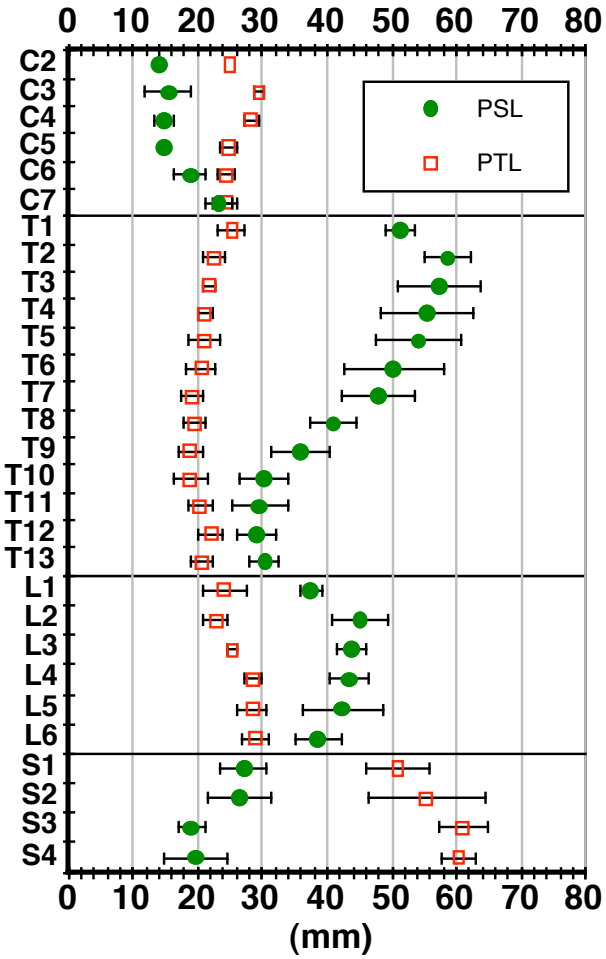
Der Spinalkanal war im Bereich der Brustwirbelsäule (mit Ausnahme von T1) und der unteren Schwanzwirbelsäule (S3 und S4) am schmalsten. Der kleinste Wert mit 10,4 mm konnte an T7 beobachtet werden. Cervical glich die Breite des Kanals der oberen Lendenwirbelsäule (13,7 mm bis 15,0 mm). Den breitesten Spinalkanal hatte L6 mit 20,8 mm.
Anders als die Breite war die Spinalkanaltiefe nicht im Lendenwirbelbereich maximal, sondern am untersten Halswirbel. Die geringsten Tiefen des Spinalkanals wurden an den Schwanzwirbeln vorgefunden, bei S4 war der Kanal sogar nur 1,8 mm tief.
Die Spinalkanalbreite war über die gesamte Wirbelsäule hinweg größer als die Spinalkanaltiefe und hatte somit eine querovale Form. Diese querovale Form war an den Lenden- und Schwanzwirbeln am stärksten ausgeprägt. Bei C2 war dagegen ein fast kreisrunder Spinalkanal vorzufinden.

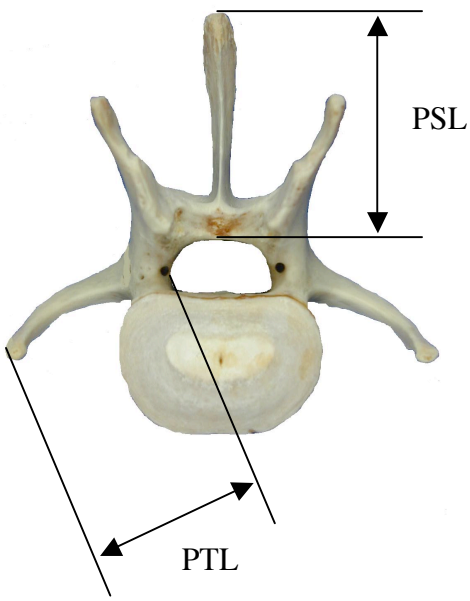
3.1.4 DIMENSIONEN DER DORN- UND QUERFORTSÄTZE

♦ PROCESSUS SPINOSUS - LÄNGE UND PROCESSUS TRANSVERSUS - LÄNGE
(Abbildung 33)

Die kürzesten Dornfortsätze hatten die Halswirbel. Der Minimalwert von C2 mit 14,0 mm steigerte sich bis auf 23,3 mm bei C7. Dann war der Übergang von der Hals- zur Brustwirbelsäule durch einen großen Sprung auf 51,3 mm bei T1 gekennzeichnet. Den längsten Dornfortsatz besaß T2 mit 58,6 mm, von dem ausgehend die Länge kontinuierlich abnahm, um dann ab T13 bis L2 wieder zuzunehmen. Eine relativ konstante Processus spinosus – Länge zeigten die mittleren Lendenwirbel L2 (45,1 mm) bis L5 (42,4 mm). Bei L6 mit 38,6 mm begann eine deutlichere Abnahme bis hinunter zur Schwanzwirbelsäule (S3 mit 19,0 mm und S4 mit 19,7 mm).
Die Querfortsätze der Schwanzwirbel waren mit Abstand am längsten. Hier wurden Längen bis zu 61,0 mm (S3) gemessen. Die kürzesten Querfortsätze mit Werten unter 20 mm waren im Thorakalbereich gefunden worden. Hals- und Lendenwirbelsäule wiesen ähnliche Querfortsatzlängen (zwischen 20 mm und 30 mm) auf.

Processus spinosus - Länge und
Processus transversus - Länge:





Lendenwirbel L4 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

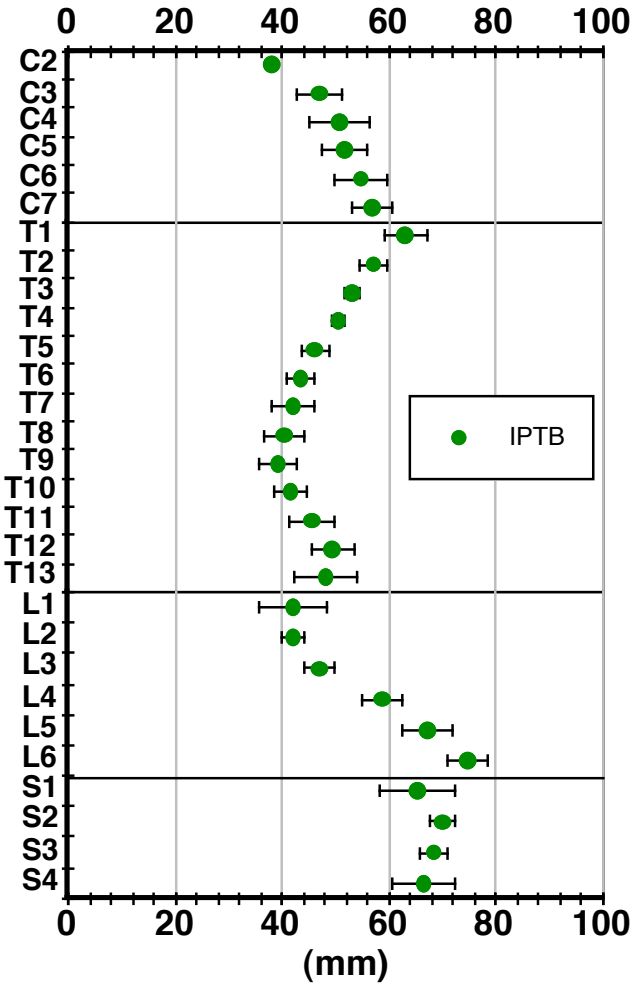
Abbildung 33: *Processus spinosus-Länge und Processus transversus-Länge der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. PSL – Processus spinosus-Länge; PTL – Processus transversus-Länge.*

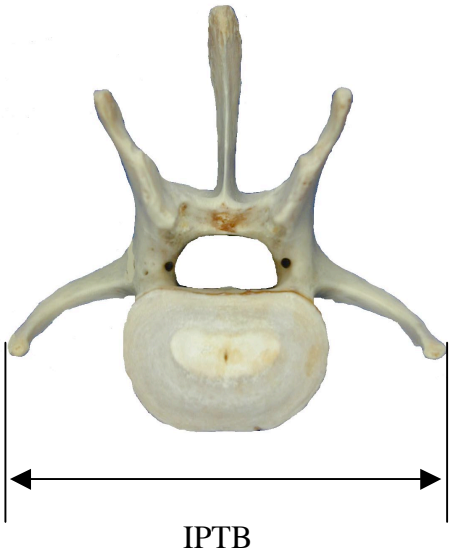
♦ INTER - PROCESSUS TRANSVERSUS - BREITE (Abbildung 34)

Die geringste Inter–Processus transversus–Breite zeigte sich bei C2 (38,0 mm), im mittleren Brustbereich (T8 mit 40,3 mm und T9 mit 39,1 mm) und im oberen Lendenbereich (L1 mit 42,0 mm und L2 mit 41,9 mm). Eine besonders große Zunahme der

Inter-Processus transversus-Breite erfolgte im cranio-caudalen Verlauf der Lendenwirbelsäule von L1 mit 42,0 mm über L4 mit 58,5 mm bis zu L6 mit 74,6 mm. Dies bedeutet, daß L6 um 77% breiter als L1 und um 28% breiter als L4 war. L6 stellte somit den Wirbel mit der größten Inter–Processus transversus–Breite dar. Auch die Schwanzwirbel zeigten, wie die unteren Lendenwirbel, große Breiten (zwischen 65,1 mm und 70,0 mm).

Inter-Processus-transversus-Breite:





Lendenwirbel L4 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

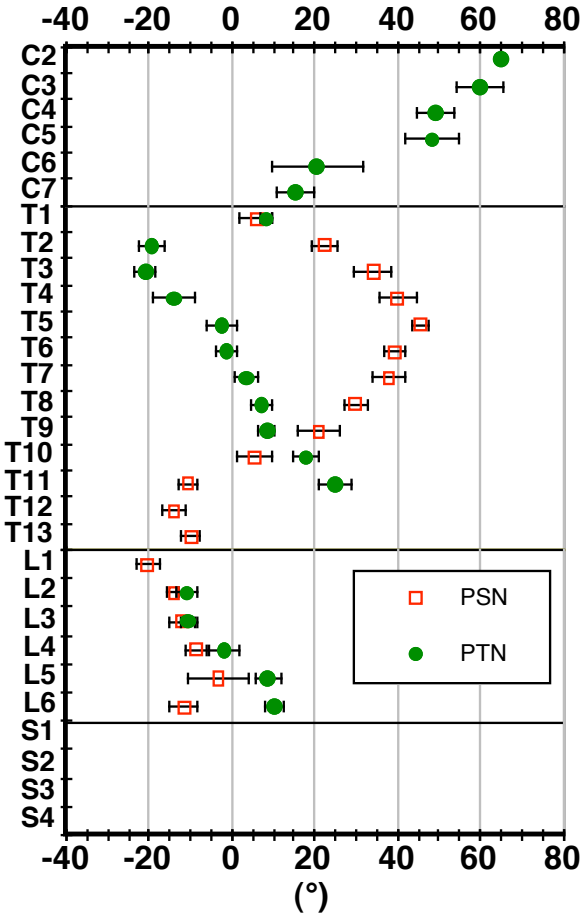
Abbildung 34: *Inter-Processus transversus-Breite der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. IPTB – Inter-Processus transversus-Breite.*

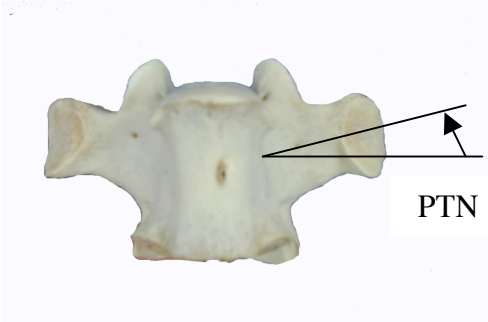
♦ PROCESSUS SPINOSUS – NEIGUNG UND PROCESSUS TRANSVERSUS – NEIGUNG (Abbildung 35)

Die Neigungen der Dornfortsätze konnten für den Hals- und Schwanzbreich aufgrund der geringen Processus spinosus - Längen nicht ermittelt werden.
Beginnend bei Thorakalwirbel 1 neigte sich der Dornfortsatz leicht nach caudal und ließ somit einen positiven Wert von 5,8° vermerken. Im cranio-caudalen Verlauf der Wirbelsäule neigte sich der Fortsatz immer stärker nach caudal, bis bei T5 ein Winkel von +45,5° erreicht wurde. Ab T6 richtete sich der Processus spinosus wieder langsam nach cranial auf, sodaß bei T11 die Horizontale überschritten wurde und für diesen Fortsatz ein negativer Neigungswinkel von -10,6° gemessen wurde. Die folgenden Wirbel der unteren Brust- und der gesamten Lendenwirbelsäule besaßen ebenfalls nach cranial geneigte Dornfortsätze. Die Neigungswinkel betrugen hier zwischen -3,3° und -20,4°.

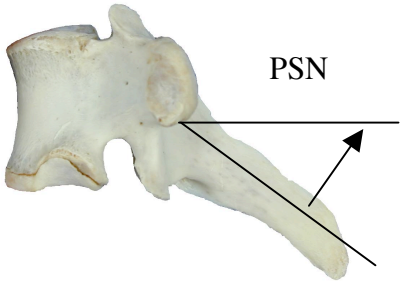
Die Neigungswinkel der Querfortsätze waren für T12 bis L1 wegen der geringen Fortsatzlängen nicht zu bestimmen. Auch die Querfortsätze der Schwanzwirbel waren aufgrund ihrer Breite hinsichtlich ihres Neigungswinkels nicht charakterisierbar.
Der Processus transversus war an jedem Halswirbel nach caudal geneigt und hatte damit einen positiven Wert. Die Neigung war bei C2 mit +65,0° am stärksten. Sie nahm dann über die Halswirbelsäule hinweg bis T1 (+8,3°) ab. Von Wirbel T2 ausgehend erfolgte dann eine plötzliche Neigungsänderung des Querfortsatzes, wobei dieser nach cranial zeigte und ein Winkel von –19,4° gemessen wurde. Kontinuierlich senkten sich die Fortsätze wieder, sodaß T11 schließlich wieder einen um +24,9° nach caudal geneigten Processus transversus besaß.
Auch die Querfortsätze der Lendenwirbel zeigten unterschiedliche Neigungsrichtungen. So waren sie bei L2 bis L4 leicht nach cranial geneigt, bei L5 und L6 aber leicht nach caudal geneigt.

Processus spinosus - Neigung und Processus transversus - Neigung:





Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von ventral. Exemplarische Abbildung.



Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von lateral. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 35: *Processus spinosus-Neigung und Processus transversus-Neigung der Känguruhwirbel T1 bis L6 bzw. C2 bis T11 und L2 bis L6. Mittelwerte und Standardabweichungen in °. PSN – Processus spinosus-Neigung; PTN – Processus transversus-Neigung.*

3.1.5 DIMENSIONEN DER WIRBELGELENKE

♦ GELENFKFLÄCHENNEIGUNGEN α UND γ (Abbildung 36)

Nach dem Modell von PANJABI et al. 1991 wurden die Stellungen der rechten cranialen Gelenkflächen im Raum beschrieben. Es galt folgender Zusammenhang zwischen den

Gelenkfkächenneigungen α und γ und der durch sie festgelegten Lage und Ausrichtung der Gelenkflächen:

Tabelle 3: *Zusammenhang zwischen den Gelenkflächen α und γ und der durch sie festgelegten Lage und Ausrichtung der Gelenkflächen*

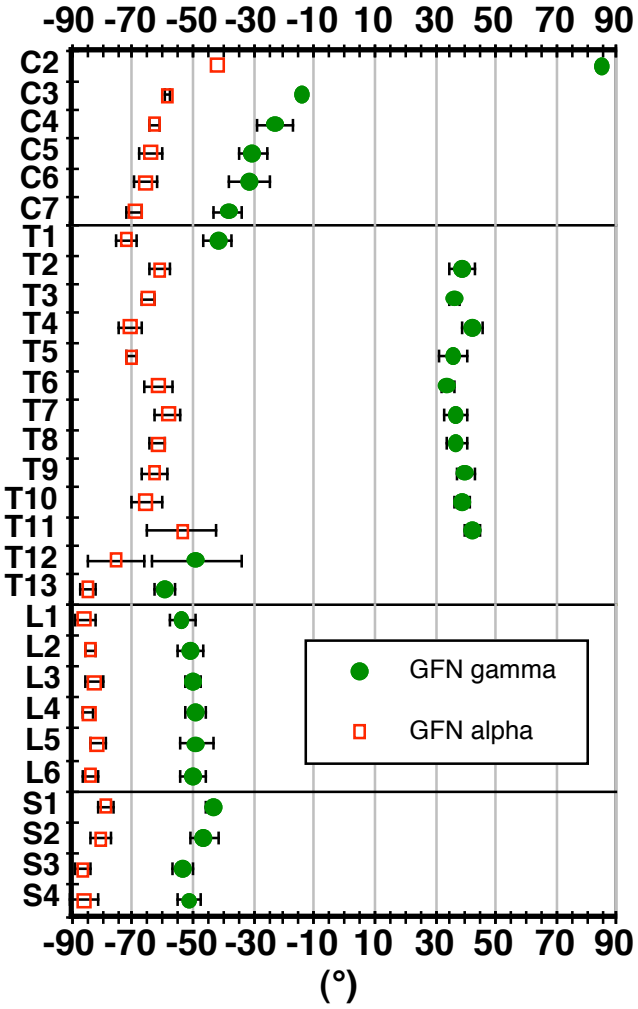
Neigung alpha	**Neigung gamma**	**Position der Fläche**	**Ausrichtung**
0°	0°	Transversalebene	cranial
-90°	0°	Frontalebene	dorsal
+90°	0°	Frontalebene	ventral
-90°	+90°	Sagittalebene	lateral
-90°	-90°	Sagittalebene	medial
+90°	+90	Sagittalebene	medial
+90°	-90°	Sagittalebene	lateral

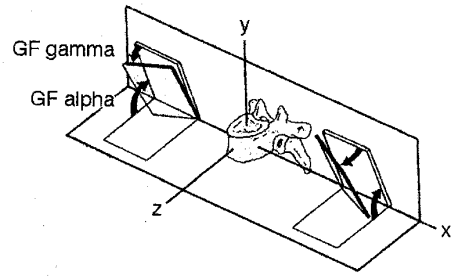
Die Gelenkflächen der Halswirbel C3 bis C7 und des ersten Brustwirbels T1 waren nach dorsomedial geneigt. Dabei bewegten sich die Winkel alpha zwischen –58,5° (C3) und –72,1° (T1), die Winkel gamma zwischen –14,0° (C3) und –41,8° (T1). An Halswirbel C2 aber fanden sich nach craniolateral ausgerichtete Gelenkflächen. Hier nahm Winkel gamma einen positiven Wert von +85° an und Winkel alpha betrug –42°.

Eine große Veränderung der Gelenkflächenneigung gamma erfolgte ab T2. Jetzt nahm dieser Winkel einen positiven Wert an (+39,0° für T2). Die Neigung alpha blieb im Brustbereich sehr ähnlich wie im Halsbereich. Damit waren die Gelenkflächen der Thorakalwirbel T2 bis T11 nach dorsolateral gerichtet.

Ab T12 änderte sich erneut die Gelenkflächenausrichtung. Nun zeigten die Flächen wie schon im Halsbereich wieder nach dorsomedial, allerdings weniger weit geöffnet, da Winkel gamma größere negative Werte annahm (-43,3° für S1 bis -53,8° für L1). Die Neigung alpha lag im Lenden- und Schwanzbereich zwischen -78,8° und -86,4°.

Gelenkflächenneigung alpha und gamma:



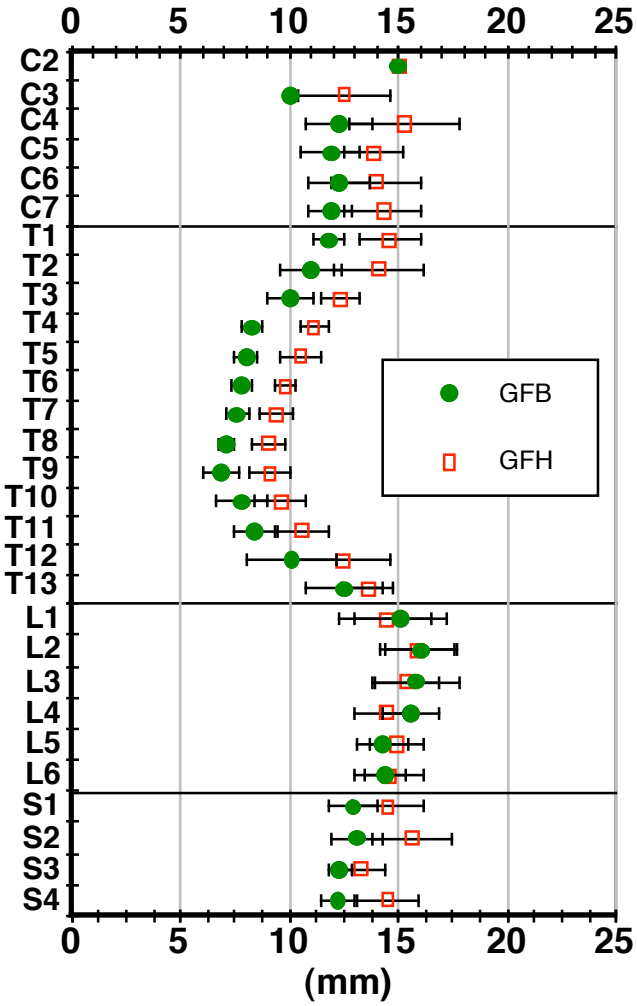


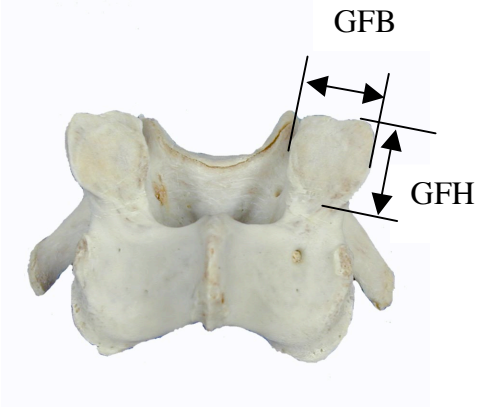
Schema zur Veranschaulichung der Gelenkflächenneigungen. Modifiziert aus Panjabi et al. 1993.

Abbildung 36: *Gelenkflächenneigung alpha und gamma der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in °. GFN alpha – Gelenkflächenneigung alpha; GFN gamma – Gelenkflächenneigung gamma.*

♦ GELENKFLÄCHENHÖHE UND GELENKFLÄCHENBREITE (Abbildung 37)

Gelenkflächenhöhe und Gelenkflächenbreite:





Halswirbel C4 des Känguruhs. Ansicht von dorsal. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 37: *Gelenkflächenhöhe und –breite der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. GFH – Gelenkflächenhöhe; GFB – Gelenkflächenbreite.*

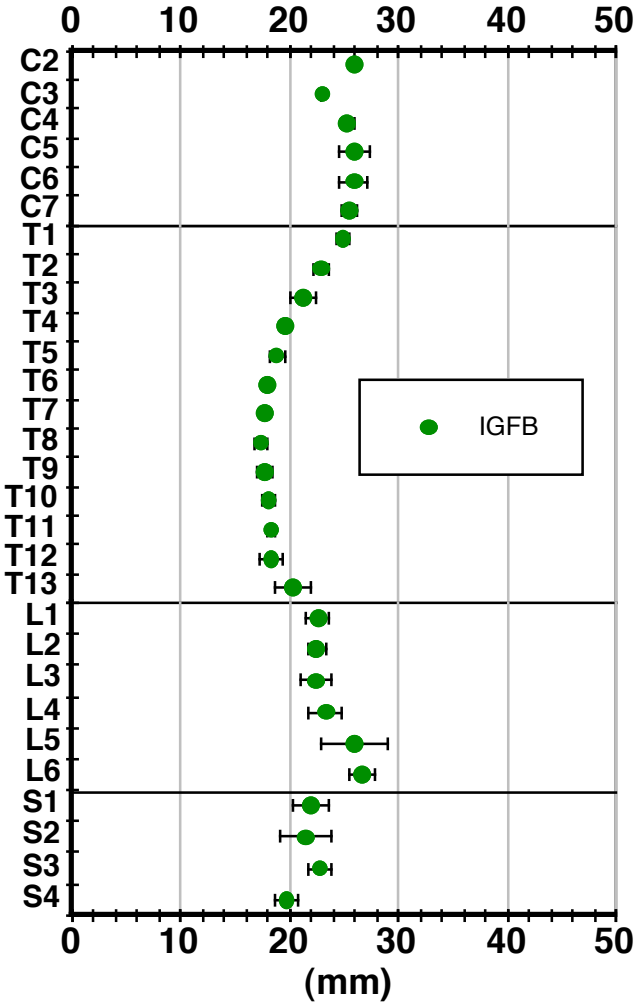
Die kleinsten Gelenkflächen befanden sich im Thorakalbereich. Hier betrug die Höhe zwischen 9,0 mm (T8) und 14,6 mm (T1). Die Breite der Gelenkflächen bewegte sich innerhalb dieses Abschnittes zwischen 6,9 mm (T9) und 12,5 mm (T13). Auffällig war die

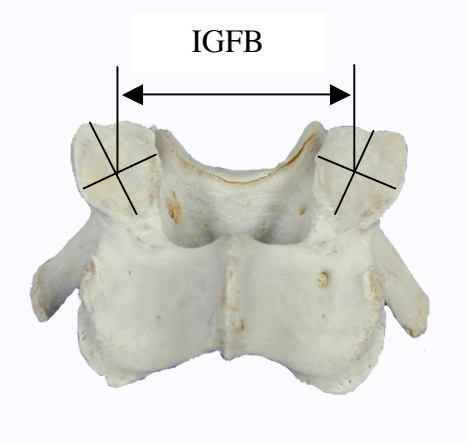
starke Größenzunahme der Gelenkflächen von T9 nach L2 um 6,8 mm in der Höhe und um 9,1 mm in der Breite. L2 hatte somit die höchsten und breitesten Gelenkflächen. Die Gelenkflächen an den Halswirbeln lagen hinsichtlich der Höhe und der Breite zwischen denen im Thorakal- und Lendenbereich.
Die Differenz zwischen Gelenkflächenhöhe und –breite war an der Lendenwirbelsäule am geringsten. Hier waren die Höhe und die Breite der Gelenkflächen fast gleich, wohingegen in den übrigen Abschnitten die Breite meist um 2 bis 3 mm geringer als die Höhe war. Die Schwanzwirbel zeigten nur geringfügig kleinere Gelenkflächen als die Lendenwirbel.

♦ INTER – GELENKFLÄCHEN – BREITE (Abbildung 38)

Der Abstand der Mittelpunkte der beiden cranialen Gelenkflächen war zwischen 17,4 mm (bei T8) und 26,6 mm (bei L6) breit. Die größten Inter-Gelenkflächen-Breiten fanden sich im Hals- und im Lendenwirbelsäulenbereich. Nur thorakal ließen sich Werte unter 20 mm feststellen. Die Abstände waren an den unteren Halswirbeln um 3 mm grösser als an den oberen Lendenwirbeln.
Im Halsbereich war die Inter–Gelenkflächen–Breite größer als die craniale Endplattenbreite, an den Thorakalwirbeln waren diese beiden Größen ungefähr gleich. Im Lenden- und Schwanzbereich war die craniale Endplattenbreite durchweg größer als die IGFB.

Intergelenkflächenbreite:





Halswirbel C4 des Känguruhs. Ansicht von dorsal. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 38: *Inter-Gelenkflächen-Breite der Känguruhwirbel C2 bis S4. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. IGFB – Inter-Gelenkflächen-Breite.*

3.1.6 BANDSCHEIBENHÖHEN

♦ BANDSCHEIBENHÖHE ANTERIOR, MEDIAL UND POSTERIOR (Abbildung 39)

Bandscheibenhöhe anterior, medial und posterior:

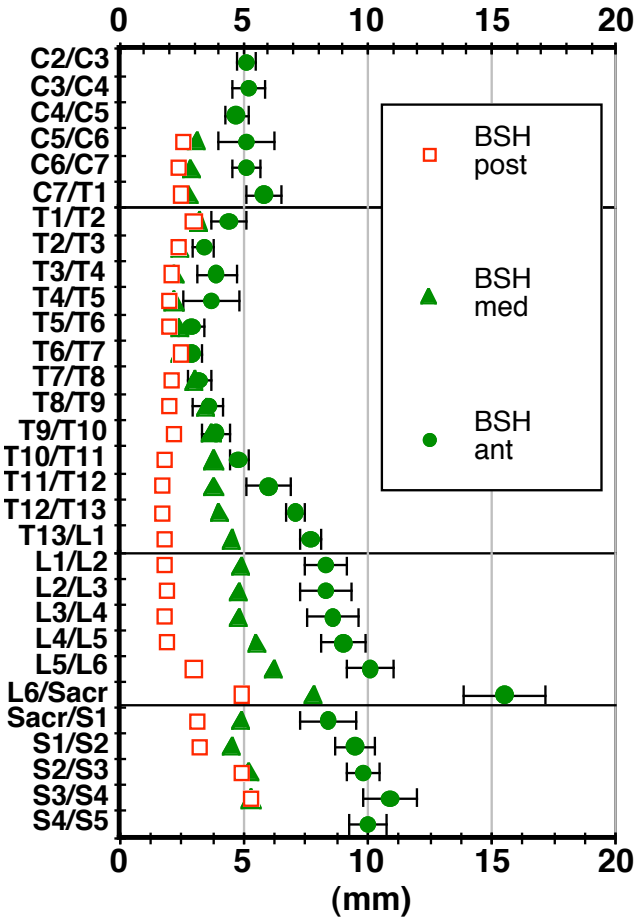


Abbildung 39: *Bandscheibenhöhen anterior, medial und posterior der Känguruhwirbelsäulensegmente C2-C3 bzw. C5-C6 bis S4-S5. BSH ant: Mittelwerte und Standardabweichungen in mm; BSH med und post: exemplarische Einzelmeßwerte in mm. BSH ant, med, post – Bandscheibenhöhe anterior, medial, posterior.*

Die anteriore Bandscheibenhöhe war im Lenden- und Schwanzbereich am größten. Werte zwischen 8,3 mm (L1/L2) und 15,5 mm (L6/Sacrum) wurden hier gemessen. Die geringsten anterioren Bandscheibenhöhen waren mit 2,9 mm (T5/T6) bis 4,4 mm (T1/T2)

in der mittleren und oberen Brustwirbelsäule zu finden. 1 bis 3 mm höher als in diesem Abschnitt waren die Bandscheiben zwischen den Halswirbeln.
Die an einer Wirbelsäule exemplarisch gemessene mediale Bandscheibenhöhe war im Halsbereich ungefähr 2 mm geringer, im Lenden- und Schwanzbereich bis zu 50% geringer als die anteriore BSH. Zwischen den Brustwirbeln waren die Bandscheiben medial nur geringfügig niedriger als anterior.
Die ebenfalls an einer Wirbelsäule exemplarisch gemessene posteriore Bandscheibenhöhe war an der gesamten Wirbelsäule geringer als die mediale BSH. Damit waren die Bandscheiben der Känguruhwirbelsäule posterior am niedrigsten.

3.1.7 DIMENSIONEN DES DENS AXIS (C2) UND DES ATLAS (C1)

Der an einer Wirbelsäule vermessene Dens des Wirbels C2 imponierte als aufrecht stehender Zapfen. Seine Höhe betrug 11 mm, seine Breite betrug cranial 7 mm und caudal 8 mm. Der Dens war cranial 7 mm tief und caudal 10 mm tief.

Der an einer Wirbelsäule vermessene Atlas war 64 mm breit und 29 mm tief. Der Ramus posterior war mit 18 mm doppelt so hoch wie der Ramus anterior mit 9 mm. Die Tiefe des Ramus anterior betrug 6 mm, die Tiefe des Ramus posterior betrug 4 mm. Der Spinalkanal des Atlas war 15 mm breit und 18 mm tief.
Die Gelenkflächen des ersten Halswirbels waren nierenförmig und stark gewölbt, sodaß die Gelenkflächenneigungen α und γ nicht bestimmt werden konnten. Die Gelenkflächen zeigten eine Höhe von 10 mm und eine Breite von 16 mm. Mit 34 mm hatte der Atlas die größte Intergelenkflächenbreite von allen Wirbeln der Känguruhwirbelsäule.

3.2 BIOMECHANIK DER KÄNGURUHWIRBELSÄULE

Die einzelnen Bewegungssegmente zeigten charakteristische Hysteresekurven (Abbildungen 40 und 41):

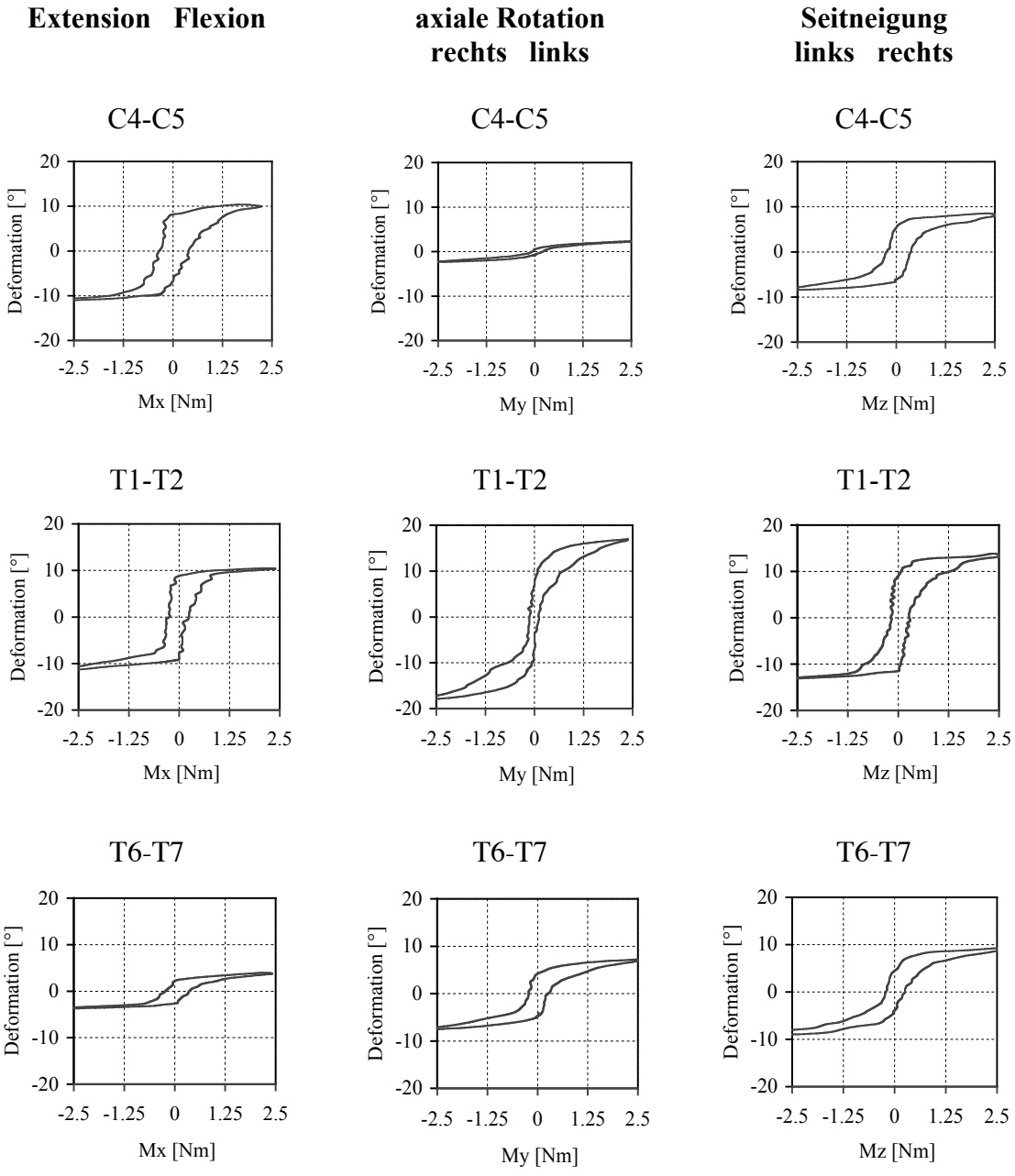


Abbildung 40: *Typische Hysteresekurven repräsentativer Känguruhwirbelsäulensegmente C4-C5 bis T11-T12 bei Flexion-Extension, axialer Rotation und Seitneigung.*

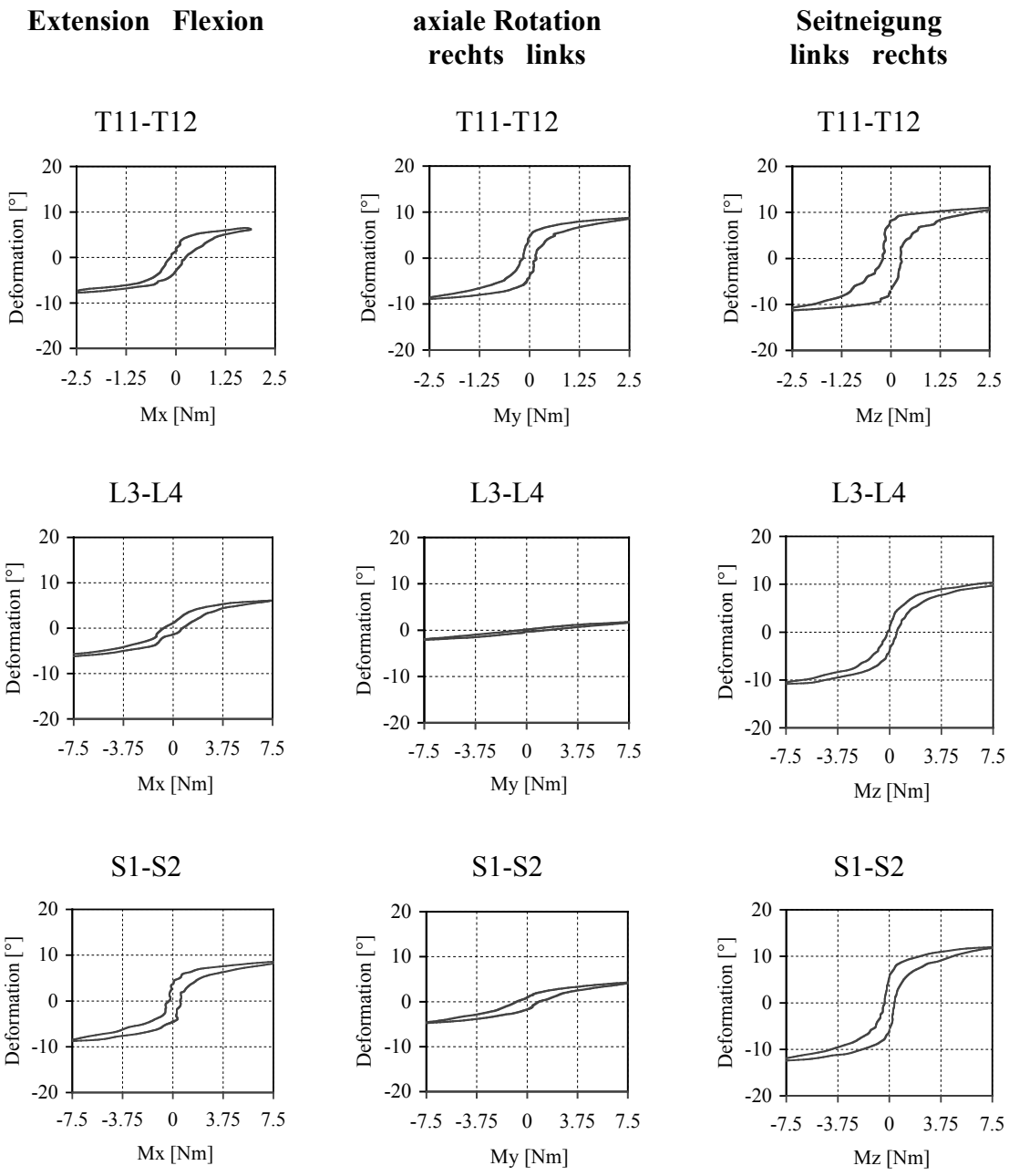


Abbildung 41: *Typische Hysteresekurven repräsentativer Känguruhwirbelsäulensegmente L3-L4 und S1-S2 bei Flexion-Extension, axialer Rotation und Seitneigung.*

3.2.1 RANGE OF MOTION (BEWEGUNGSUMFANG) UND NEUTRALE ZONE

EXTENSION-FLEXION (Abbildung 42)

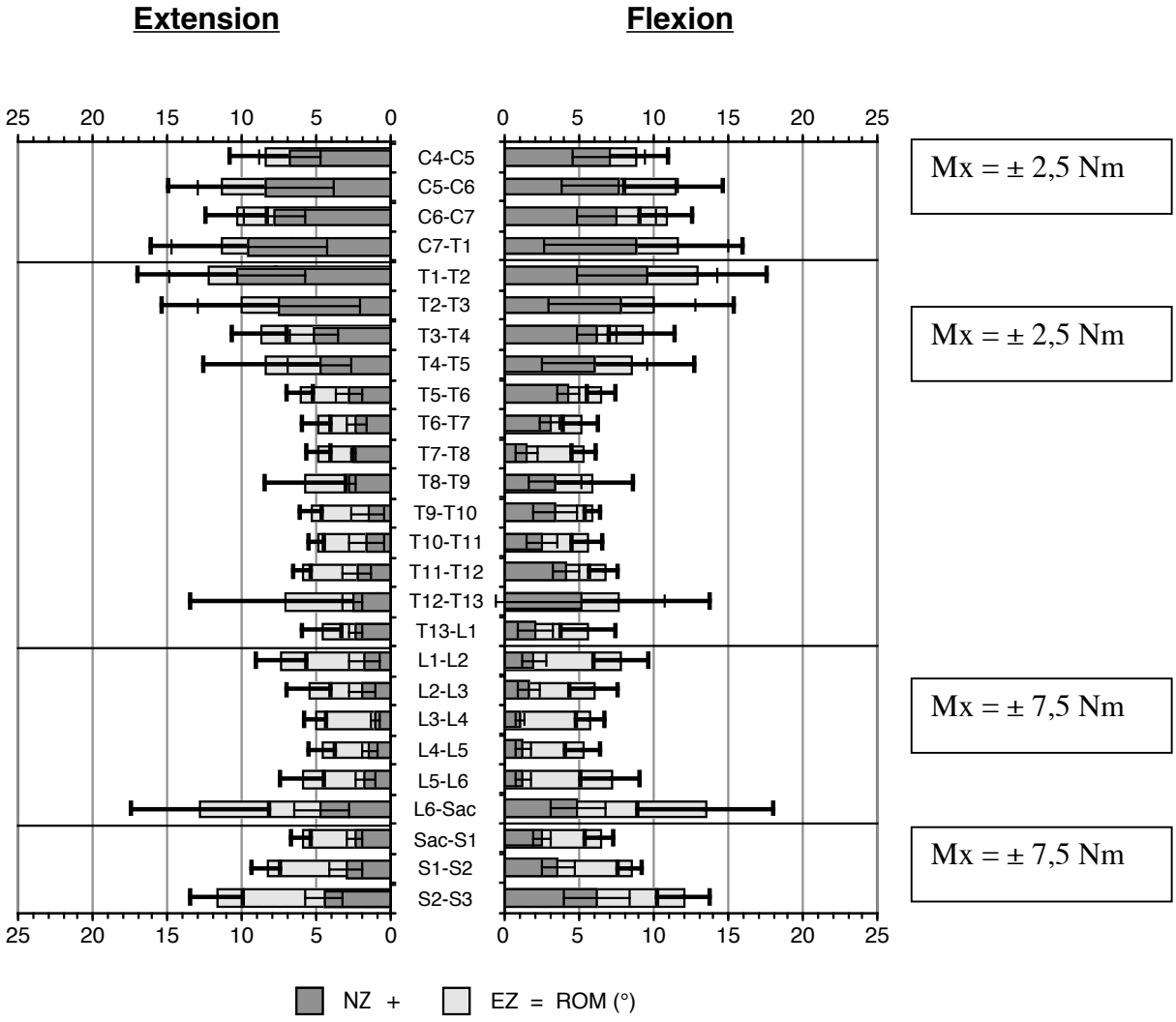


Abbildung 42: *Range of Motion (ROM) und Neutrale Zone (NZ) der Känguruh-wirbelsäulensegmente C4-C5 bis S2-S3 unter Extensions-Flexionsbelastung. Mittelwerte und Standardabweichungen in °. NZ – Neutrale Zone, EZ – Elastische Zone, ROM – Range of Motion, Mx – Extensions-Flexionsmoment.*

Halswirbelsäule: C4-C5 bis C7-T1

Bei einem eingeleiteten Moment von ±2,5 Nm lagen die gemessenen Bewegungsumfänge der vier Halssegmente nah bei einander. Am wenigsten beweglich war Segment C4-C5, sowohl in der Extension (8,5°) als auch in der Flexion (8,8°). Mit einem Range of Motion von 11,4° in der Extension und 11,7° in der Flexion zeigte Segment C7-T1 die größte Beweglichkeit. Der Anteil der Neutralen Zone am Range of Motion war im Halsbereich am größten. Dort lag dieser Anteil bei jedem Bewegungssegment bei über 70%. Die Standardabweichungen betrugen maximal 35% der ROM-Mittelwerte.

Brustwirbelsäule: T1-T2 bis T13-L1

Die Bewegungsumfänge gemessen in der Flexion rangierten im Brustwirbelsäulenabschnitt zwischen 12,9° (T1-T2) und 5,1° (T6-T7). Dabei nahm die Beweglichkeit in cranio-caudaler Richtung von oberer zu mittlerer BWS konstant ab. Appliziert wurde im Brustbereich ebenfalls ein Moment von ±2,5 Nm. Der Range of Motion in Flexion und in Extension war relativ symmetrisch verteilt. Die Segmente des mittleren Brustabschnittes (T6/T7 und T7/T8) besaßen nur etwa 50% der Beweglichkeit der Halswirbelsäule. Im mittleren Brustbereich hatte die Neutrale Zone einen Anteil am ROM von durchschnittlich 50% .

Lendenwirbelsäule: L1-L2 bis L6-Sacrum

In der Extension und in der Flexion waren die Bewegungsumfänge der Lendenwirbelsäulensegmente (außer L6-Sacrum) ähnlich wie im mittleren und unteren Brustbereich. Die Momentgrenzen wurden für die Messung der LWS auf ±7,5 Nm hochgesetzt. Es fiel auf, daß der ROM in der Flexion bei allen Segmenten stets etwas größer (zwischen 0,4° und 1,1°) war als in der Extension. Im Lendenbereich wurde die keinste Neutrale Zone vermerkt. Ihr Anteil am ROM betrug nur zwischen 20% und 35%. Die deutlich größte Beweglichkeit in der Flexion und in der Extension wies das Segment L6-Sacrum mit 13,5° bzw. 12,8° auf. Damit war das unterste Lendenwirbelsäulensegment etwa zweimal so beweglich wie die oberen Bewegungssegmente des Lendenbereiches. Der

ROM der oberen Lendensegmente lag zwischen 7,8° (Flexion) bzw. 7,4° (Extension) bei L1-L2 und 5,3° (Flexion) bzw. 4,6° (Extension) bei L4-L5.

Schwanzwirbelsäule: Sacrum-S1 bis S2-S3

Auch die Beweglichkeit des Schwanzwirbelsäulenbereiches wurde bei Momentgrenzen von ±7,5 Nm untersucht. Der ROM der drei untersuchten Segmente stieg von Sacrum-S1 bis S2-S3 gleichmäßig an. Sacrum-S1 zeigte mit 6,4° (Flexion) und 6° (Extension) einen Bewegungsumfang ähnlich dem der mittleren Lenden- und der mittleren Brustwirbelsäulensegmente. S1-S2 war um ca. 2° beweglicher in beiden Richtungen und S2-S3 gehörte mit 12° (Flexion) und 11,7° (Extension) zu den beweglichsten Segmenten der Känguruhwirbelsäule. Die Standartabweichungen lagen bei durchschnittlich 15% der ROM-Mittelwerte.

AXIALE ROTATION (Abbildung 43)

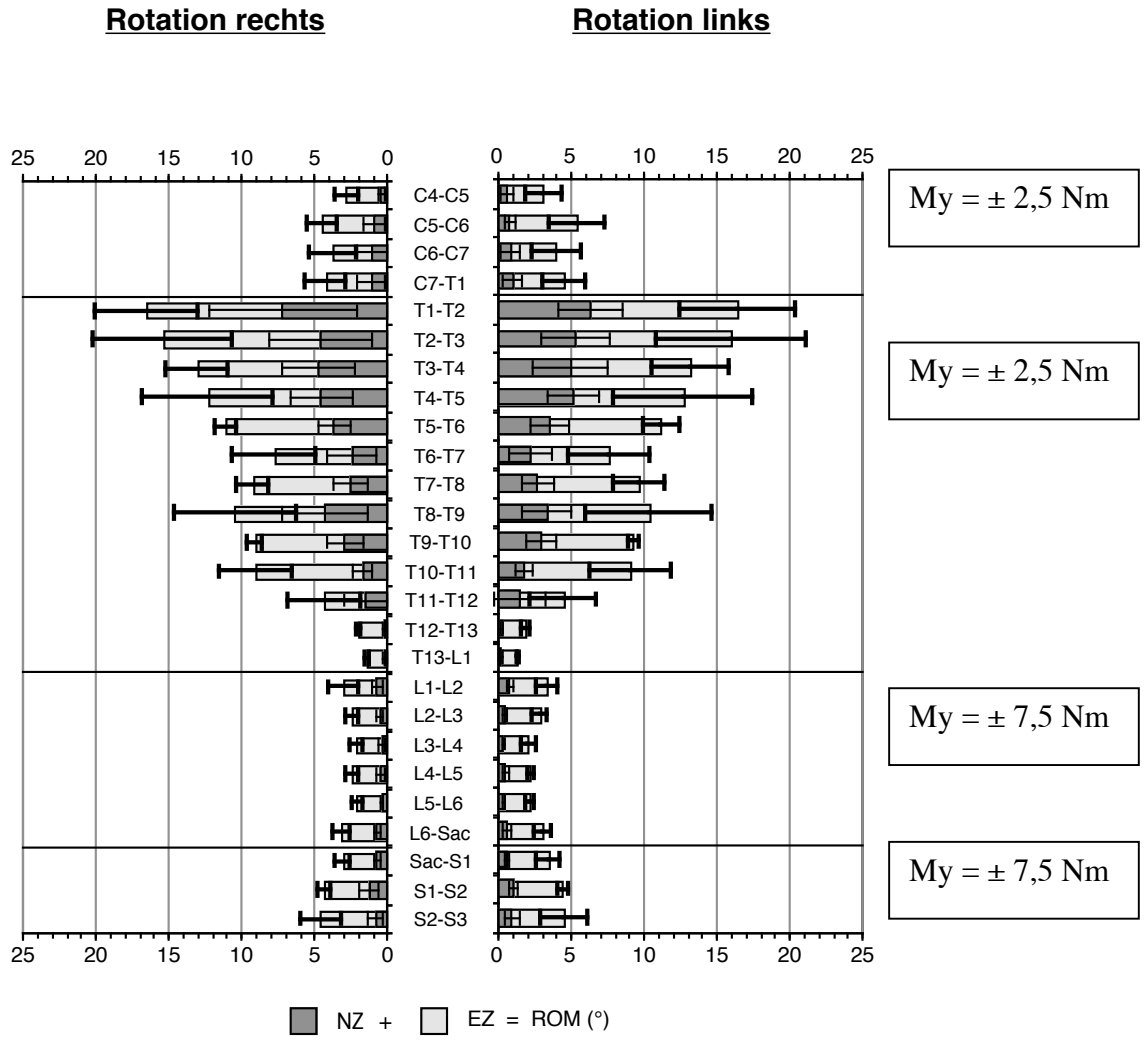


Abbildung 43: *Range of Motion (ROM) und Neutrale Zone (NZ) der Känguruh-wirbelsäulensegmente C4-C5 bis S2-S3 unter axialer Rotationsbelastung. Mittelwerte und Standardabweichungen in °. NZ – Neutrale Zone, EZ – Elastische Zone, ROM – Range of Motion, My – Rotationsmoment.*

Halswirbelsäule: C4-C5 bis C7-T1

Mit ROM-Werten zwischen 2,8° und 5,4° bei Momentgrenzen von ±2,5 Nm waren die Halswirbelsäulensegmente etwas beweglicher als der Lendenbereich. Jedoch erreichte die Rotationsbeweglichkeit im Halsbereich nur ein Drittel bis die Hälfte des Range of Motion

des oberen und mittleren Brustabschnittes. Der größte Bewegungsumfang wurde bei Segment C5-C6 mit 4,5° nach rechts und 5,4° nach links gefunden. Die Neutrale Zone nahm mit einem Anteil von 15% bis 30% am ROM relativ geringe Werte an. Es waren Standardabweichungen von durchschnittlich 35% der ROM-Mittelwerte zu vermerken.

Brustwirbelsäule: T1-T2 bis T13-L1

Wie im Halsbereich wurden auch die Brustsegmente bei Momentgrenzen von ±2,5 Nm untersucht. Die Brustwirbelsäule ließ die deutlich größte Rotationsbeweglichkeit zu. Vor allem im oberen Brustabschnitt war das Känguruh in der Rotation am beweglichsten. Segment T1-T2 zeigte die Spitzenwerte von 16,5° nach rechts und 16,4° nach links. In cranio-caudaler Richtung nahm der Range of Motion ab, sodaß der kleinste Bewegungsumfang der gesamten Känguruhwirbelsäule bei Segment T13-L1 zu finden war (1,4° nach rechts und 1,4° nach links). Die Standardabweichungen schwankten stark zwischen 10% und maximal 50% der ROM-Mittelwerte.

Lendenwirbelsäule: L1-L2 bis L6-Sacrum

Die Lendenwirbelsäule war in der axialen Rotation am unbeweglichsten. Bei Momenten von bis ±7,5 Nm lagen die Bewegungsumfänge aller Lendensegmente unter 4°. Die kleinsten ROMs zeigten dabei die Segmente L3-L4 und L5-L6 mit jeweils 2,1° nach rechts und 2,1° nach links. Im Lendenbereich wurden außerdem kleine Neutrale Zonen (ca. 20%) und geringe Standardabweichungen vermerkt.

Schwanzwirbelsäule: Sacrum-S1 bis S2-S3

Mit 4,6° nach rechts und 4,5° nach links war S2/S3 das beweglichste Segment der unteren Känguruhwirbelsäule. Dabei wies der bei einer Momentgrenze von ±7,5 Nm gemessene Schwanzabschnitt einen in cranio-caudaler Richtung kontinuierlichen Anstieg der der Beweglichkeit auf. Insgesamt lagen die notierten ROM-Werte der Schwanzwirbelsäule im Bereich jener der Halswirbelsäulensegmente.

SEITNEIGUNG (Abbildung 44)

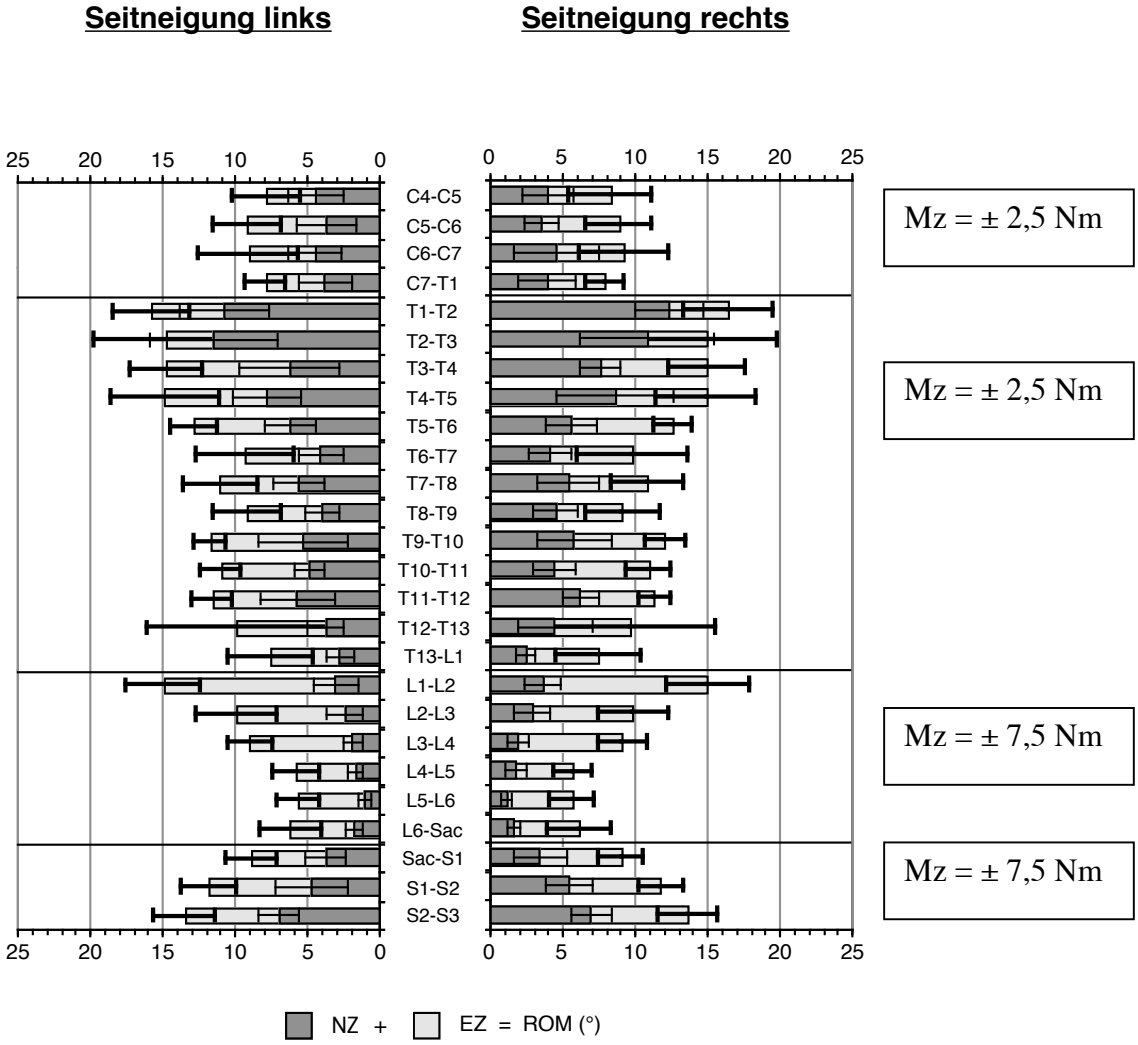


Abbildung 44: *Range of Motion (ROM) und Neutrale Zone (NZ) der Känguruh-wirbelsäulensegmente C4-C5 bis S2-S3 unter Seitneigungsbelastung. Mittelwerte und Standardabweichungen in °. NZ – Neutrale Zone, EZ – Elastische Zone, ROM – Range of Motion, Mz – Seitneigungsmoment.*

Halswirbelsäule: C4-C5 bis C7-T1

Die Beweglichkeit in der Seitneigung war bei einer Belastung von maximal ±2,5 Nm bei allen Halssegmenten sehr ähnlich. Der ROM nahm von C4-C5 (7,9° in der Seitneigung nach rechts und 8,3° in der Seitneigung nach links) nach C5-C6 und C6-C7 um ca. 1° zu.

Damit waren C5-C6 und C6-C7 die beweglichsten Segmente im Halsbereich. Die Standardabweichungen lagen zwischen 15% und 33% der ROM-Mittelwerte, die Neutrale Zone hatte einen Anteil von durchschnittlich 45% am Range of Motion.

Brustwirbelsäule: T1-T2 bis T13-L1

Im Brustbereich wurden die Momentgrenzen wieder mit ±2,5 Nm definiert. Die obere Brustwirbelsäule zeigte die größte Beweglichkeit in der Seitneigung. So wurde der größte ROM mit 15,8° nach rechts und 16,4° nach links bei Segment T1-T2 gemessen. Gleichsam fiel bei diesem Segment auch die größte Neutrale Zone mit 77% Anteil am ROM auf. Mit rund 15° Seitneigung nach rechts und links waren die Segmente T2-T3 bis T4-T5 gleich auf mit Segment L1-L2. Das unbeweglichste Segment des Brustabschnittes war T13-L1 mit 7,6° nach rechts und 7,5° nach links. T12-T13 zeigte eine auffallend große Standardabweichung von 60% des ROM-Mittelwertes.

Lendenwirbelsäule: L1-L2 bis L6-Sacrum

Die Momentgrenzen wurden wieder ab der LWS auf ±7,5 Nm hochgesetzt. Das Bewegungsmaximum im Lendenbereich wurde für Segment L1-L2 notiert, wobei ein großer Sprung im Bereich des thorakolumbalen Übergangs zu entdecken war. Der Anstieg des ROM von Segment T13-L1 zu Segment L1-L2 betrug 100%. In Richtung untere Lendenwirbelsäule reduzierte sich der Bewegungsumfang auch wieder in dieser Größenordnung. So war bei L5-L6 ein ROM von 5,7° nach rechts und 5,6° nach links gemessen worden. Die Neutrale Zone hatte im Lendenbereich mit 20% bis 25% nur geringen Anteil am Range of Motion.

Schwanzwirbelsäule: Sacrum-S1 bis S2-S3

Die Beweglichkeit des Schwanzabschnittes lag in der Seitneigung zwischen den Werten der unteren Lendenwirbelsäule und der Brustwirbelsäule. Sacrum-S1 begann mit 8,9° nach rechts und 9,1° nach links. Es erfolgte dann ein Anstieg von Sacrum-S1 bis zu S2-S3 um über 4° auf 13,5° nach rechts und 13,6° nach links. Segment S2-S3 war somit in

Seitneigung eines der beweglichsten Abschnitte der Känguruhwirbelsäule. Die Standardabweichungen waren im Schwanzbereich mit 15% bis 20% relativ gering.

3.2.2 STEIFIGKEITEN

EXTENSION-FLEXION (Tabelle 4)

In der Extension war die Steifigkeit S1 am größten im Lendenbereich. So betrug S1 bei Segment L4-L5 0,58 Nm/°. Die kleinsten Werte für S1 in Extension waren in der Hals- und oberen Brustwirbelsäule zu finden. Dort lagen die Werte für S1 bei 0,01 Nm/° bis 0,08 Nm/°. Die Steifigkeit S1 war in der Extension meist etwas kleiner als in der Flexion. Aber auch in der Flexionsbewegung war der höchste Wert für S1 bei Segment L4-L5 gemessen worden (0,69 Nm/°) und die kleinsten Werte im Hals- und oberen Brustbereich.
Die höchsten Werte für die Steifigkeit S2 in der Extension wie auch in der Flexion wurden bei den Segmenten des oberen und mittleren Lendenbereichs gefunden (zum Beispiel T1-T2 mit 4,10 Nm/° in der Extension und 2,16 Nm/° in der Flexion. Die geringste Steifigkeit S2 fand sich im Hals- und unteren Brustbereich. Die Steifigkeit S2 war in der Flexion stets deutlich kleiner als in der Extension.
Das Verhältnis S1/S2 gab einen Hinweis auf den Verlauf der Hysteresekurven. Alle Segmente wiesen in der Extension und Flexion einen kleinen Quotienten S1/S2 auf, was für einen stark sigmoiden Charakter der Hysteresen spricht. Nur im Lendenbereich waren Quotienten größer als 0,1 zu errechnen. Hier war die Sigmoidität etwas geringer ausgeprägt.

Tabelle 4: *Steifigkeiten S1 und S2 der Känguruhwirbelsäulensegmente C4-C5 bis S2-S3 unter Extensions-Flexions-Momenten. Mittelwerte und Standardabweichungen in °.*

	EXTENSION			FLEXION		
	S1 [Nm/°]	**S2 [Nm/°]**	**S1/S2**	**S1 [Nm/°]**	**S2 [Nm/°]**	**S1/S2**
C4-C5	0,05 ±0,05	1,30 ±0,23	0,04	0,08 ±0,05	0,47 ±0,08	0,17
C5-C6	0,02 ±0,02	1,18 ±0,31	0,02	0,08 ±0,01	0,79 ±0,56	0,10
C6-C7	0,02 ±0,01	1,24 ±0,32	0,02	0,06 ±0,04	0,46 ±0,28	0,13
C7-T1	0,08 ±0,08	0,74 ±0,16	0,11	0,06 ±0,03	0,97 ±0,55	0,06
T1-T2	0,04 ±0,07	0,84 ±0,18	0,05	0,04 ±0,04	0,77 ±0,50	0,05
T2-T3	0,03 ±0,04	1,67 ±1,24	0,02	0,19 ±0,20	0,73 ±0,62	0,26
T3-T4	0,01 ±0,01	1,24 ±0,28	0,01	0,02 ±0,02	0,68 ±0,14	0,03
T4-T5	0,03 ±0,02	1,68 ±0,79	0,02	0,08 ±0,09	0,77 ±0,19	0,10
T5-T6	0,04 ±0,03	1,38 ±0,44	0,03	0,10 ±0,04	0,87 ±0,27	0,11
T6-T7	0,10 ±0,04	2,13 ±0,85	0,05	0,13 ±0,06	1,26 ±0,50	0,10
T7-T8	0,09 ±0,05	1,65 ±0,40	0,05	0,17 ±0,10	1,15 ±0,17	0,15
T8-T9	0,08 ±0,08	2,06 ±0,41	0,04	0,11 ±0,06	0,87 ±0,22	0,13
T9-T10	0,10 ±0,06	2,80 ±1,92	0,04	0,12 ±0,05	1,07 ±0,42	0,11
T10-T11	0,12 ±0,05	2,11 ±0,43	0,06	0,16 ±0,09	0,95 ±0,22	0,17
T11-T12	0,06 ±0,07	1,47 ±0,59	0,04	0,11 ±0,02	0,80 ±0,13	0,14
T12-T13	0,14 ±0,06	1,11 ±0,71	0,13	0,10 ±0,06	0,91 ±0,73	0,11
T13-L1	0,07 ±0,03	1,60 ±0,31	0,04	0,11 ±0,08	0,75 ±0,67	0,15
L1-L2	0,17 ±0,05	4,10 ±1,84	0,04	0,26 ±0,08	2,16 ±0,30	0,12
L2-L3	0,33 ±0,16	3,58 ±0,80	0,09	0,45 ±0,21	2,97 ±0,71	0,15
L3-L4	0,46 ±0,11	3,51 ±1,17	0,13	0,59 ±0,18	2,53 ±0,78	0,23
L4-L5	0,58 ±0,14	2,87 ±0,61	0,20	0,69 ±0,18	2,51 ±1,39	0,27
L5-L6	0,36 ±0,16	2,44 ±0,38	0,15	0,45 ±0,23	2,17 ±0,99	0,21
L6-Sac	0,10 ±0,04	1,93 ±0,22	0,05	0,17 ±0,10	1,03 ±0,19	0,17
Sac-S1	0,18 ±0,06	3,26 ±1,33	0,06	0,24 ±0,06	2,55 ±0,71	0,09
S1-S2	0,07 ±0,04	2,41 ±0,30	0,03	0,11 ±0,07	2,31 ±0,18	0,05
S2-S3	0,04 ±0,02	2,22 ±0,63	0,02	0,06 ±0,03	2,31 ±0,56	0,03

AXIALE ROTATION (Tabelle 5)

Die Steifigkeit S1 war in der axialen Rotation im Lendenbereich am höchsten. In der axialen Rotation nach rechts betrug S1 bei Segment L4-L5 2,98 Nm/° und nach links 2,55 Nm/°. Die kleinsten Werte für S1 in der Rotation waren in der Brustwirbelsäule zu finden. Zwischen T1-T2 bis T10-T11 lagen die Werte für S1 (außer bei T6-T7) deutlich unter 0,1 Nm/°. Ab Segment T11-12 aber erhöhte sich die Steifigkeit S1, um dann in der mittleren

Lendenwirbelsäule Höchstwerte anzunehmen. Aufgrund der anatomischen Symmetrie waren die Steifigkeiten nach rechts und links sehr ähnlich.

Die geringste Steifigkeit S2 in der axialen Rotation wurde im oberen und mittleren Brustbereich gemessen (0,47 Nm/° für T1-T2 nach rechts). Im Lenden- und Schwanzabschnitt war S2 am höchsten (ca. zwischen 2 und 4 Nm/°). Die Halssegmente nehmen bezüglich S2 eine Zwischenstellung ein.

Das Verhältnis S1/S2 nahm im oberen und mittleren Brustabschnitt die kleinsten Werte an. Damit zeigten sich hier stark sigmoide Hysteresekurven. Im Hals-, Lenden- und Schwanzbereich waren deutlich größere Werte notiert worden. Die geringste Sigmoidität wies der Hysteresenverlauf der mittleren und unteren Lendensegmente auf.

Tabelle 5: *Steifigkeiten S1 und S2 der Känguruhwirbelsäulensegmente C4-C5 bis S2-S3 unter axialen Rotationsmomenten. Mittelwerte und Standardabweichungen in °.*

	AXIALE ROTATION NACH RECHTS			AXIALE ROTATION NACH LINKS		
	S1 [Nm/°]	**S2 [Nm/°]**	**S1/S2**	**S1 [Nm/°]**	**S2 [Nm/°]**	**S1/S2**
C4-C5	0,40 ±0,42	1,13 ±0,75	0,35	0,30 ±0,18	1,65 ±0,80	0,18
C5-C6	0,25 ±0,13	1,04 ±0,44	0,24	0,20 ±0,12	1,63 ±0,25	0,12
C6-C7	0,27 ±0,09	1,08 ±0,52	0,25	0,22 ±0,11	1,47 ±0,46	0,15
C7-T1	0,21 ±0,07	1,06 ±0,40	0,20	0,23 ±0,16	1,21 ±0,32	0,19
T1-T2	0,01 ±0,01	0,47 ±0,19	0,02	0,02 ±0,03	0,49 ±0,22	0,04
T2-T3	0,03 ±0,02	0,49 ±0,10	0,06	0,02 ±0,02	0,41 ±0,08	0,05
T3-T4	0,02 ±0,02	0,58 ±0,04	0,03	0,01 ±0,01	0,58 ±0,09	0,02
T4-T5	0,03 ±0,03	0,58 ±0,15	0,05	0,03 ±0,02	0,63 ±0,20	0,05
T5-T6	0,03 ±0,02	0,64 ±0,08	0,05	0,03 ±0,01	0,65 ±0,11	0,05
T6-T7	0,14 ±0,26	0,76 ±0,06	0,18	0,16 ±0,27	0,80 ±0,08	0,20
T7-T8	0,04 ±0,03	0,69 ±0,04	0,06	0,04 ±0,01	0,73 ±0,09	0,05
T8-T9	0,04 ±0,01	0,76 ±0,19	0,05	0,05 ±0,03	0,73 ±0,20	0,07
T9-T10	0,04 ±0,02	0,80 ±0,07	0,05	0,04 ±0,02	0,81 ±0,10	0,05
T10-T11	0,06 ±0,02	0,71 ±0,14	0,08	0,06 ±0,04	0,84 ±0,13	0,07
T11-T12	0,29 ±0,20	0,82 ±0,38	0,35	0,21 ±0,11	1,13 ±0,23	0,19
T12-T13	0,72 ±0,16	2,00 ±0,37	0,36	0,74 ±0,16	2,23 ±1,11	0,33
T13-L1	1,20 ±0,41	2,24 ±0,60	0,54	1,15 ±0,37	2,06 ±0,53	0,56
L1-L2	1,26 ±0,64	2,87 ±0,29	0,44	1,41 ±0,88	3,25 ±0,61	0,43
L2-L3	2,02 ±0,54	2,81 ±0,34	0,72	1,89 ±0,64	2,96 ±0,98	0,64
L3-L4	2,63 ±1,03	3,99 ±1,51	0,66	2,72 ±1,08	4,27 ±0,86	0,64
L4-L5	2,98 ±1,02	3,33 ±0,53	0,89	2,55 ±0,83	4,01 ±0,38	0,64
L5-L6	2,71 ±0,56	3,57 ±0,64	0,76	2,82 ±0,59	3,47 ±0,39	0,81
L6-Sac	1,35 ±0,26	2,82 ±0,64	0,48	1,20 ±0,27	3,39 ±0,49	0,35
Sac-S1	1,59 ±0,34	2,40 ±0,23	0,66	1,51 ±0,24	2,62 ±0,78	0,58
S1-S2	0,84 ±0,16	2,42 ±0,10	0,35	0,78 ±0,18	2,52 ±0,23	0,31
S2-S3	1,12 ±0,47	2,54 ±1,50	0,44	1,05 ±0,45	2,05 ±0,27	0,51

SEITNEIGUNG (Tabelle 6)

Nur für die Lendensegmente konnte in der Seitneigung eine Steifigkeit S1 von größer als 0,1 Nm/° verzeichnet werden. Nach links wie auch nach rechts lagen die S1-Werte zwischen C4-C5 und T13-L1 sehr homogen bei durchschnittlich 0,4 Nm/°. Es war kein cranio-caudaler Anstieg festzustellen. Die größte Steifigkeit S1 bot Segment L5-L6 mit

0,56 Nm/° nach links und 0,59 Nm/° nach rechts. Die Schwanzsegmente zeigten wieder eine sehr geringe Steifigkeit S1 von unter 0,1 Nm/°.

Im thorakalen Bereich wurden die geringsten Steifigkeiten S2 festgestellt. So wurden Werte zwischen 0,49 Nm/° und 0,87 Nm/° gemessen. Die Schwanzwirbelsäule zeigte dagegen höhere Werte für S2 (zwischen 1,70 Nm/° und 2,08 Nm/°). Die höchsten Steifigkeiten S2 wurden im unteren Lendenbereich gefunden, dort rangierte S2 zwischen 2,37 Nm/° (L6-Sac) und 3,24 Nm/° (L4-L5) nach links.

Einen stark sigmoiden Verlauf hatten die Hysteresekurven aller Segmente in der Seitneigung. Von Segment C4-C5 bis T12-T13 lag der Quotient S1/S2 durchweg unter 0,1. Auch im Schwanzbereich lag der Quotient unter 0,1. Erst ab dem Lendenbereich erhöhte er sich leicht auf über 0,1 (nach rechts und links). Die Hysteresekurven der Lendensegmente zeigten somit eine geringere Sigmoidität als die anderen Bereiche.

Tabelle 6: *Steifigkeiten S1 und S2 der Känguruhwirbelsäulensegmente C4-C5 bis S2-S3 unter Seitneigungsmomenten. Mittelwerte und Standardabweichungen in °.*

	SEITNEIGUNG NACH LINKS			SEITNEIGUNG NACH RECHTS		
	S1 [Nm/°]	**S2 [Nm/°]**	**S1/S2**	**S1 [Nm/°]**	**S2 [Nm/°]**	**S1/S2**
C4-C5	0,04 ±0,03	1,02 ±0,41	0,04	0,04 ±0,02	0,62 ±0,13	0,06
C5-C6	0,05 ±0,03	1,58 ±1,34	0,03	0,05 ±0,03	0,77 ±0,16	0,06
C6-C7	0,05 ±0,03	0,76 ±0,30	0,07	0,04 ±0,04	0,67 ±0,21	0,06
C7-T1	0,05 ±0,03	0,79 ±0,15	0,06	0,04 ±0,04	0,71 ±0,15	0,06
T1-T2	0,01 ±0,01	0,49 ±0,21	0,02	0,01 ±0,01	0,69 ±0,33	0,01
T2-T3	0,03 ±0,01	0,50 ±0,07	0,06	0,01 ±0,01	0,51 ±0,19	0,02
T3-T4	0,03 ±0,01	0,50 ±0,06	0,06	0,03 ±0,01	0,53 ±0,11	0,06
T4-T5	0,02 ±0,02	0,64 ±0,17	0,03	0,02 ±0,02	0,50 ±0,09	0,04
T5-T6	0,04 ±0,02	0,55 ±0,11	0,07	0,04 ±0,01	0,56 ±0,10	0,07
T6-T7	0,04 ±0,02	0,75 ±0,26	0,05	0,05 ±0,03	0,67 ±0,13	0,07
T7-T8	0,04 ±0,03	0,62 ±0,07	0,06	0,02 ±0,02	0,67 ±0,15	0,03
T8-T9	0,04 ±0,03	0,87 ±0,44	0,05	0,05 ±0,03	0,84 ±0,09	0,06
T9-T10	0,04 ±0,03	0,74 ±0,09	0,05	0,05 ±0,03	0,66 ±0,12	0,08
T10-T11	0,05 ±0,04	0,63 ±0,07	0,08	0,05 ±0,03	0,67 ±0,11	0,07
T11-T12	0,02 ±0,02	0,51 ±0,07	0,04	0,04 ±0,01	0,59 ±0,11	0,07
T12-T13	0,05 ±0,03	0,64 ±0,19	0,08	0,07 ±0,03	0,75 ±0,54	0,09
T13-L1	0,05 ±0,03	0,76 ±0,38	0,07	0,08 ±0,07	0,75 ±0,29	0,11
L1-L2	0,09 ±0,02	1,43 ±0,33	0,06	0,10 ±0,02	1,43 ±0,29	0,07
L2-L3	0,19 ±0,10	1,92 ±0,56	0,10	0,19 ±0,10	1,81 ±0,21	0,10
L3-L4	0,20 ±0,09	1,88 ±0,56	0,11	0,20 ±0,07	2,07 ±0,22	0,10
L4-L5	0,44 ±0,14	3,24 ±1,69	0,14	0,42 ±0,19	2,68 ±0,57	0,16
L5-L6	0,56 ±0,23	2,97 ±0,91	0,19	0,59 ±0,23	2,53 ±0,63	0,23
L6-Sac	0,38 ±0,32	2,37 ±0,61	0,16	0,40 ±0,28	2,41 ±0,54	0,17
Sac-S1	0,13 ±0,07	2,08 ±0,44	0,06	0,14 ±0,07	1,89 ±0,11	0,07
S1-S2	0,04 ±0,01	1,75 ±0,16	0,02	0,03 ±0,02	1,77 ±0,11	0,02
S2-S3	0,02 ±0,01	1,70 ±0,28	0,01	0,03 ±0,01	1,69 ±0,24	0,02

3.3 TRABEKULÄRE KNOCHENDICHTE AUSGEWÄHLTER WIRBELKÖRPER VON KALB UND KÄNGURUH

Der für die Knochendichtemessung in dieser Studie verwendete pQCT-Scanner wurde auf Fettgewebe kalibriert. Da die Computertomographen in früheren Arbeiten auf Wasser geeicht wurden, mußten von den Dichtewerten der vorliegenden Studie 60 mg/cm^3 abgezogen werden. Dieser Betrag entspricht der Dichtedifferenz zwischen Wasser und

Fett. Im folgenden Ergebnisteil sind die bereits korrigierten Werte angegeben, die unkorrigierten Werte erscheinen in Klammer gesetzt.

3.3.1 TRABEKULÄRE KNOCHENDICHTE VON KALBSWIRBELKÖRPERN

(Abbildung 45)

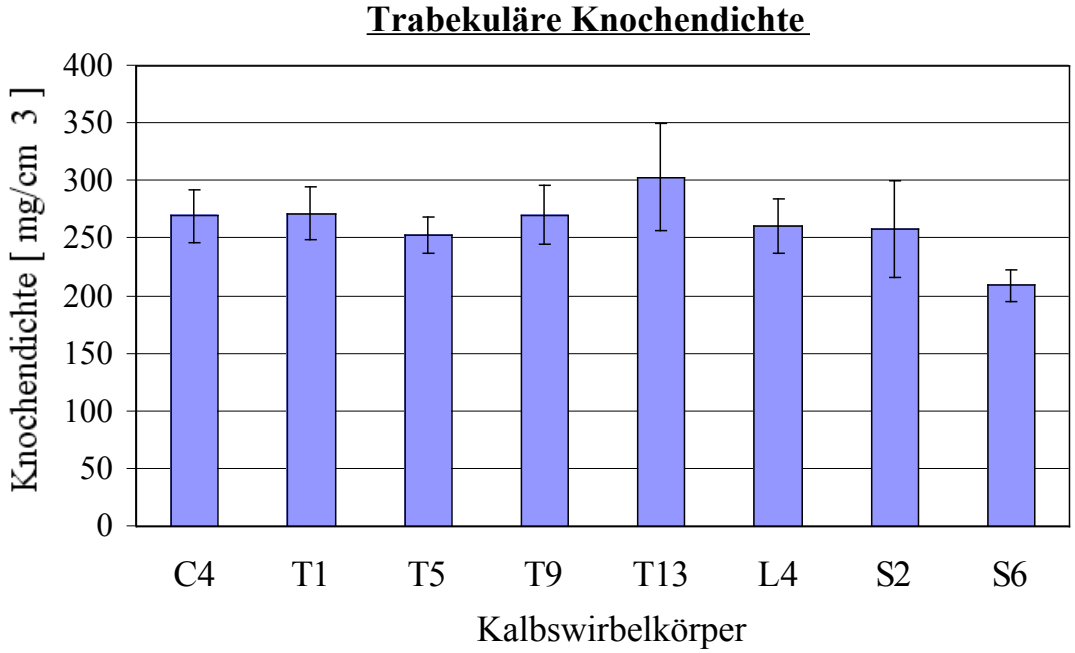


Abbildung 45: *Trabekuläre Knochendichte von ausgewählten Kalbswirbelkörpern. Mittelwerte und Standardabweichungen in mg / cm³.*

Die höchste trabekuläre Knochendichte der Kalbswirbelsäule wurde im unteren Brustbereich bei Wirbel T13 gemessen. Dieser Höchstwert lag bei 303,5 mg/cm³ (363,5 mg/cm³). Der dagegen niedrigste Dichtewert konnte im Schwanzbereich für S6 mit 209,2 mg/cm³ (269,2 mg/cm³) vermerkt werden. Im Verlauf des cervicalen bis zum mittleren thorakalen Abschnitt blieb die trabekuläre Dichte nahezu gleich: C4 mit 270,1 mg/cm³ (330 mg/cm³), T1 mit 271,9 mg/cm³ (331,9 mg/cm³) und T9 mit 270,5 mg/cm³ (330,5 mg/cm³). Eine Ausnahme stellte nur Wirbelkörper T5 dar, der mit 253,3 mg/cm³ (313,3 mg/cm³) eine um ca. 6% geringere Knochendichte aufwies.

Von der unteren Thorakalwirbelsäule (T13) ausgehend nahm die Knochendichte von 303,5 mg/cm³ (363,5 mg/cm³) um 31% auf 209,2 mg/cm³ (269,2 mg/cm³) für S6 ab. Eine

Zwischenstellung auch hinsichtlich des Dichtewertes in diesem Bereich nahmen L4 mit 260,8 mg/cm^3 (320,8 mg/cm^3) und S2 mit 258,6 mg/cm^3 (318,6 mg/cm^3) ein.
Ein aus den Knochendichten aller acht Wirbelkörper berechneter Mittelwert ergab eine für die Kalbswirbelsäule mittlere trabekuläre Dichte von 262,2 mg/cm^3 (322,2 mg/cm^3).

3.3.2 TRABEKULÄRE KNOCHENDICHTE VON KÄNGURUHWIRBELKÖRPERN (Abbildung 46)

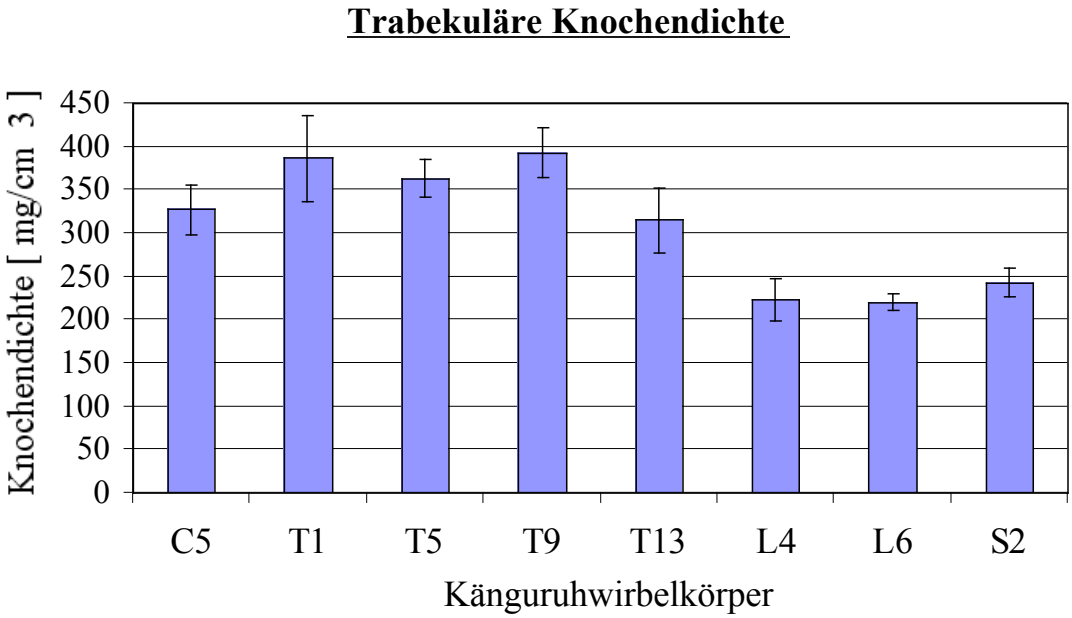


Abbildung 46: *Trabekuläre Knochendichte von ausgesuchten Känguruhwirbelkörpern. Mittelwerte und Standardabweichungen in mg / cm^3.*

Auch bei der Känguruhwirbelsäule wurde die höchste trabekuläre Knochendichte im thorakalen Abschnitt gemessen. Brustwirbel T9 wies die höchste Dichte mit 392,6 mg/cm^3 (452,6 mg/cm^3) auf, gefolgt von T1 mit 386,5 mg/cm^3 (446,5 mg/cm^3) und T5 mit 363,2 mg/cm^3 (423,2 mg/cm^3). Die niedrigsten Dichtewerte wurden in den Wirbelkörpern der Lendenwirbelsäule vorgefunden. So wurden für L4 223,4 mg/cm^3 (283,4 mg/cm^3) und für L6 220,1 mg/cm^3 (280,1 mg/cm^3) notiert. Der enorme Abfall der Dichte vom mittleren Brust- (T9) zum Lendenbereich (L4) um 44% erfolgte über T13 als Zwischenstufe mit

315,0 mg/cm^3 (375,0 mg/cm^3). Eine etwas höhere Dichte als im Lendenbereich zeigte sich dann wieder im Schwanzbereich mit 243,0 mg/cm ^{3} (303,0 mg/cm^3) für S2.

Die Halswirbelsäule mit C5 als Repräsentant liegt hinsichlich ihrer trabekulären Knochendichte zwischen Brust- und Lendenwirbelsäule: Eine Dichte von 327 mg/cm^3 (387 mg/cm^3) wurde hier gemessen.

Die mittlere trabekuläre Knochendichte, die für die gesamte Känguruhwirbelsäule aus den acht verschiedenen Dichtewerten berechnet wurde, betrug 308,9 mg/cm^3 (368,9 mg/cm^3).

3.4 MECHANISCHE EIGENSCHAFTEN DES TRABEKULÄREN WIRBELKÖRPERKNOCHENS VON KALB UND KÄNGURUH

3.4.1. MECHANISCHE EIGENSCHAFTEN DES KALBSWIRBELKÖRPER-KNOCHENS

ELASTIZITÄTS-MODUL (Abbildungen 47 bis 49)

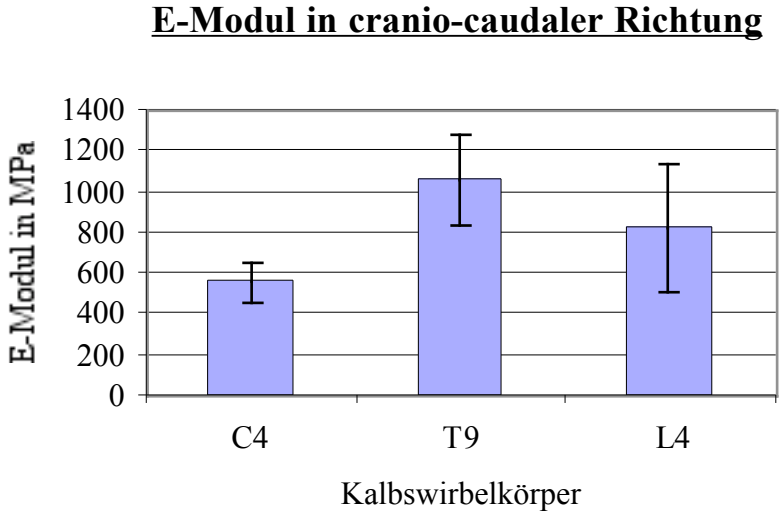


Abbildung 47: *E-Modul des trabekulären Kalbswirbelkörperknochens der Wirbel C4, T9 und L4 in cranio-caudaler Richtung. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

Der E-Modul-Wert des trabekulären Kalbswirbelkörpers gemessen in cranio-caudaler Richtung war am größten für den Brustwirbel T9 mit 1058 MPa. Im Halsbereich dagegen fand sich ein deutlich geringerer E-Modul mit 557,8 MPa für C4. Eine Zwischenstellung hinsichtlich der Elastizität nahm L4 ein, mit einem Wert von 828,3 MPa.

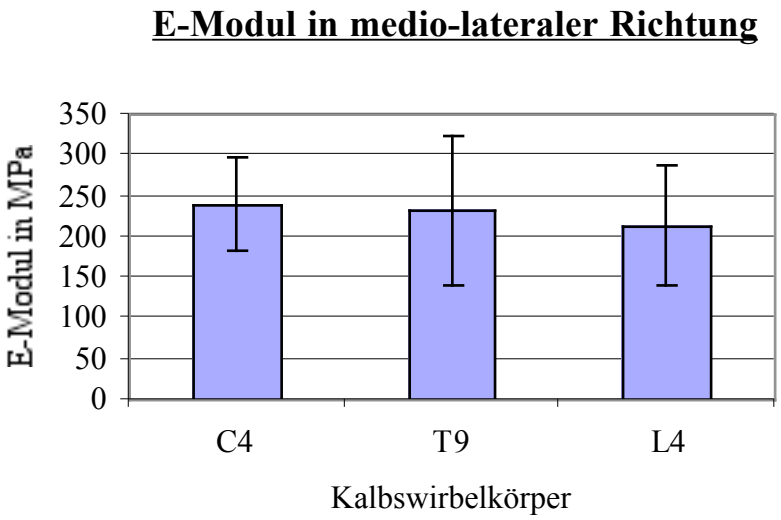


Abbildung 48: *E-Modul des trabekulären Kalbswirbelkörperknochens der Wirbel C4, T9 und L4 in medio-lateraler Richtung. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

In medio-lateraler Richtung zeigte sich für alle drei Kalbswirbel eine sehr ähnliche Elastizität. Der E-Modul für diese Belastungsrichtung war bei allen Wirbeln deutlich kleiner als jener gemessen in cranio-caudaler Richtung. Es wurden folgende Werte registriert: C4 mit 239,7 MPa, T9 mit 232,3 MPa und L4 mit 212,8 MPa.

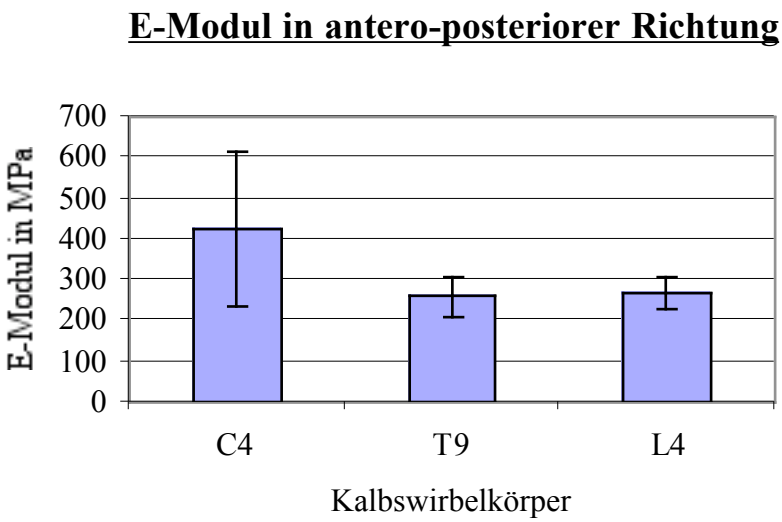


Abbildung 49: *E-Modul des trabekulären Kalbswirbelkörperknochens der Wirbel C4, T9 und L4 in antero-posteriorer Richtung. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

Die geringste Elastizität in antero-posteriorer Belastungsrichtung konnte im Halswirbelsäulenbereich festgestellt werden. So wies C4 den größten E-Modul Wert mit 424,8 MPa auf. Fast gleich waren die Werte im Brust- und Lendenbereich, T9 mit 260,3 MPa und L4 mit 268,3 MPa. Damit war die Elastizität des trabekulären Kalbswirbelkörperknochens auf Höhe von T9 und L4 in antero-posteriorer Richtung sehr ähnlich wie in medio-lateraler Richtung.

DRUCKFESTIGKEIT (Abbildung 50)

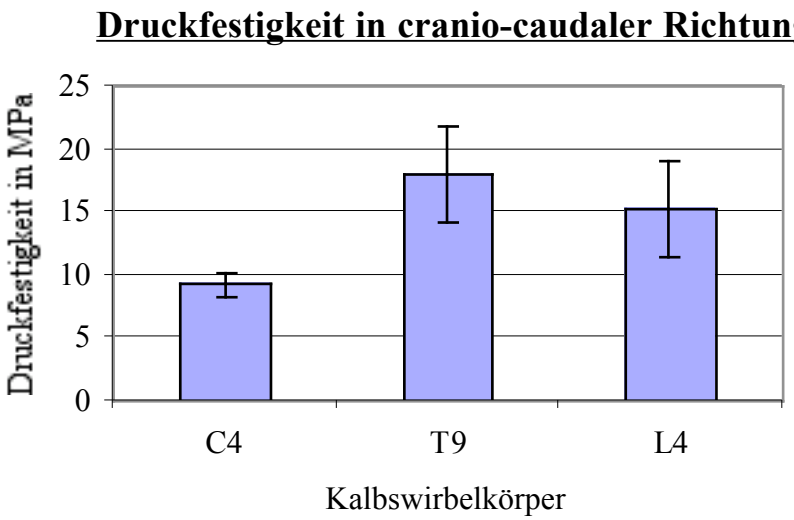


Abbildung 50: *Druckfestigkeit des trabekulären Kalbswirbelkörperknochens der Wirbel C4, T9 und L4 in cranio-caudaler Richtung. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

Die Druckfestigkeit in cranio-caudaler Belastungsrichtung war ähnlich verteilt wie der cranio-caudale E-Modul. So wurde die geringste Festigkeit für C4 mit 9,3 MPa notiert und die größte für T9, die mit 18 MPa nahezu doppelt so hoch war. Die Druckfestigkeit des lumbalen Kalbswirbelkörpers L4 lag bei 15,2 MPa.

3.4.2 MECHANISCHE EIGENSCHAFTEN DES KÄNGURUHWIRBELKÖRPER-KNOCHENS

ELASTIZITÄTS-MODUL (Abbildungen 51 bis 53)

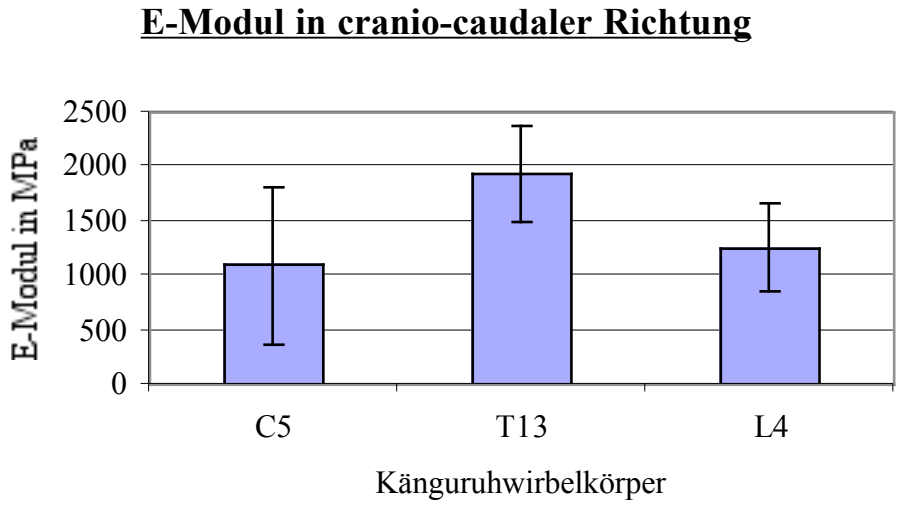


Abbildung 51: *E-Modul des trabekulären Känguruhwirbelkörperknochens der Wirbel C5, T13 und L4 in cranio-caudaler Richtung. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

Der cranio-caudale E-Modul des trabekulären Känguruhwirbelkörperknochens war im Brustbereich mit 1928,4 MPa (T13) am größten. Der Wert von C5 war dagegen mit 1091 MPa um 43,5% kleiner und somit der niedrigste Wert im Vergleich. Der Druckmodul von Lendenwirbel L4 lag mit 1262,1 MPa etwas höher als der von C5.

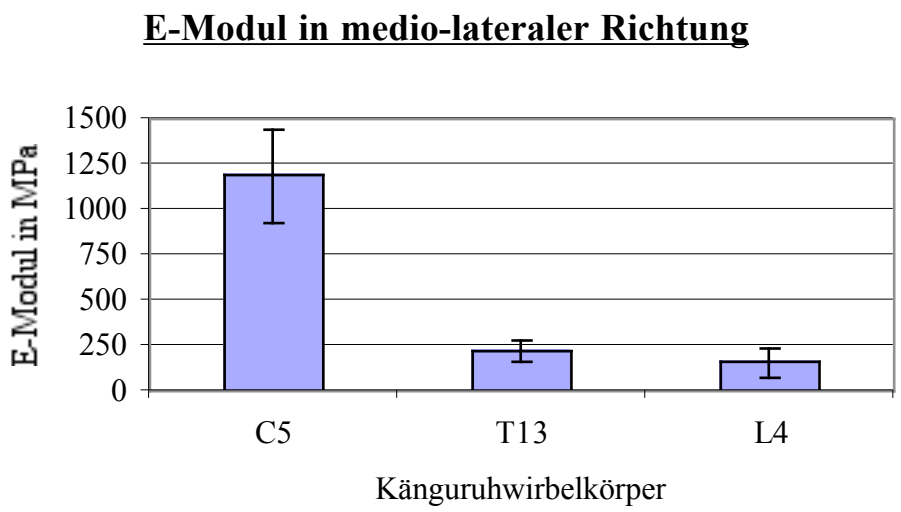


Abbildung 52: *E-Modul des trabekulären Känguruhwirbelkörperknochens der Wirbel C5, T13 und L4 in medio-lateraler Richtung. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

Den mit Abstand größten E-Modul und die damit geringste Elastizität in medio-lateraler Belastungsrichtung besaß Halswirbel C5 mit 1186,3 MPa. Eine um ein Vielfaches größere Elastizität wiesen T13 und L4 auf: Die E-Modul Werte betrugen hier 219,6 MPa (T13) und 157,1 MPa (L4).

Von der Halswirbelsäule über die Brust- bis hin zur Lendenwirbelsäule fiel der E-Modul Wert gemessen in antero-posteriorer Richtung kontinuierlich ab. Ausgehend vom höchsten Wert 410 MPa von C5 sank er um 41% auf 239,6 MPa (T13) und dann nochmals um 28% auf 128 MPa (L4).

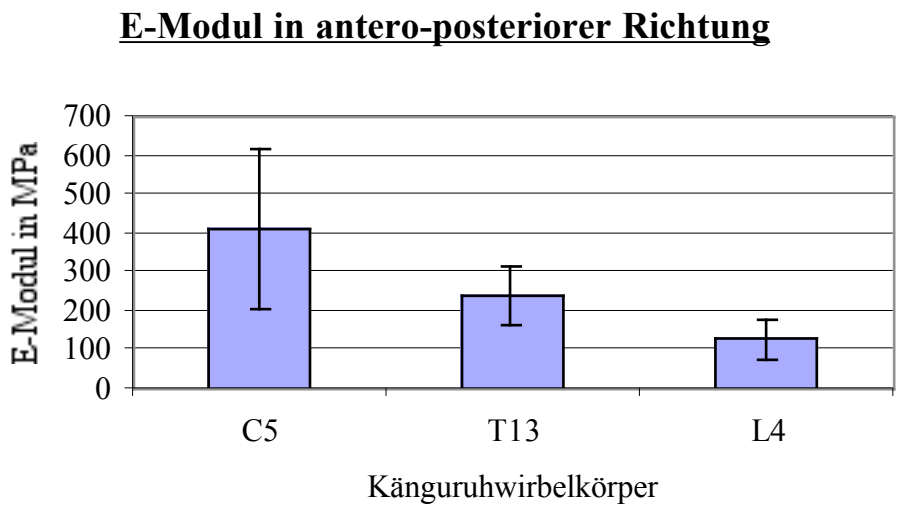


Abbildung 53: *E-Modul des trabekulären Känguruhwirbelkörperknochens der Wirbel C5, T13 und L4 in antero-posteriorer Richtung. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

DRUCKFESTIGKEIT (Abbildung 54)

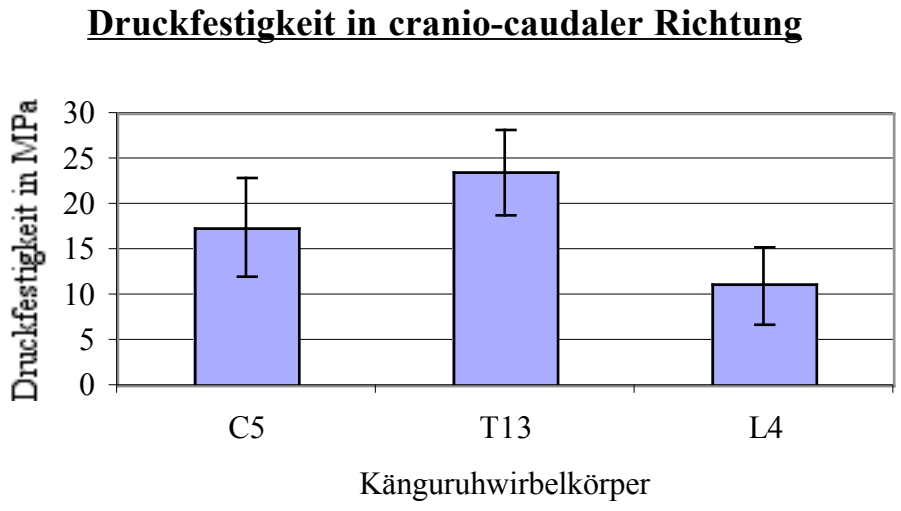


Abbildung 54: *Druckfestigkeit des trabekulären Känguruhwirbelkörperknochens der Wirbel C5, T13 und L4 in cranio-caudaler Richtung. Mittelwerte und Standardabweichungen in Mpa.*

Die Verteilung der Druckfestigkeitswerte beim Känguruh gemessen in cranio-caudaler Richtung entsprach nicht genau der Verteilung des cranio-caudalen E-Moduls, so wie es bei der Kalbswirbelsäule der Fall war. Wie hinsichtlich des cranio-caudalen Moduls war der höchste Wert mit 23,6 MPa auch bei T13 zu finden. Jedoch wurde die geringste Druckfestigkeit bei L4 beobachtet (11,1 MPa). Eine Zwischenstellung nahm Halswirbel C5 mit 17,5 MPa ein.

4. DISKUSSION

Ziel dieser Arbeit war es, zu untersuchen, ob die Känguruhwirbelsäule ein gutes biomechanisches Modell für die menschliche Wirbelsäule darstellt und ob sie als Modell besser als eine Vierbeinerwirbelsäule geeignet ist. Dazu wurden Wirbelsäulen von insgesamt 22 Roten Riesenkänguruhs auf Parameter untersucht, die für die biomechanische Forschung von grundlegender Aussagekraft und Wichtigkeit sind. Durch die Beschreibung der Anatomie, durch die Beweglichkeitsmessung, durch die Bestimmung der trabekulären Wirbelkörperknochendichte und durch die Untersuchung der mechanischen Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens sollte eine umfassende Charakterisierung der Känguruhwirbelsäule erreicht werden. Denn aus den folgenden Gründen muß ein gültiges Modell für die biomechanische Implantatforschung in diesen vier Bereichen Übereinstimmungen mit der humanen Wirbelsäule aufweisen:

1.) Nur wenn ein Modell eine ähnliche Anatomie hat, kann ein für den Menschen konstruiertes Implantat am Studienobjekt adäquat angebracht und beurteilt werden.

2.) Nur wenn das Modell eine ähnliche ursprüngliche Beweglichkeit besitzt, können die quantifizierten implantatbedingten Veränderungen der Kinematik auf die menschliche Wirbelsäule übertragen werden.

3.) Nur wenn Übereinstimmungen in der Dichte und den mechanische Eigenschaften des trabekulären Knochens bestehen, können Aussagen über die Verankerungsqualität und das Sinterungsverhalten von Fixationssystemen und Implantaten im Menschen gemacht werden.

Es existieren über 60 verschiedene Känguruharten, von denen aber nur das Graue Riesenkänguruh (Macropus giganteus bzw. Macropus fuliginosus) und das Rote Riesenkänguruh (Macropus rufus) dem Menschen in Gewicht und Größe ähnlich sind (DAWSON 1995). Die ausgewachsenen Tiere erreichen ein Gewicht zwischen 50 und 80 kg, das Schlachtgewicht (ausgeblutet, ohne innere Organe) der in der vorliegenden Arbeit verwendeten Känguruhs betrug zwischen 25 und 42 kg.

Neben den vorteilhaften morphologischen Charakteristika trägt auch die gute Verfügbarkeit (DAWSON 1995) zur Bevorzugung des Riesenkänguruhs als biomechanisches Studienobjekt bei.

Bisher war die Känguruhwirbelsäule Gegenstand nur einer einzigen Studie (BOSZCZYK 1997). In dieser Untersuchung der vergleichenden funktionellen Anatomie von Lendenwirbeln verschiedener Spezies wurden auch Känguruhwirbel vermessen. Hier entschied man sich für die Verwendung von Lendenwirbeln ausgewachsener Grauer Riesenkänguruhs (Macropus giganteus).

Um die Eignung der Känguruhwirbelsäule als Modell für die humane Wirbelsäule beurteilen zu können, wurden im folgenden die erhobenen anatomischen und biomechanischen Daten mit Literaturdaten vom Menschen und vom Schaf verglichen.

Ein weiteres Ziel dieser Arbeit war es, die Kalbswirbelsäule hinsichtlich der Dichte und den mechanischen Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens zu charakterisieren. Obwohl die Kalbswirbelsäule bereits seit einigen Jahren als biomechanisches Modell für die humane Wirbelsäule dient (EGER et al. 1999, HITCHON et al. 2000, WITTENBERG et al. 1991, ZDEBLICK et al 1993), sind bisher nur die Anatomie und die biomechanischen Eigenschaften durch WILKE et al. 1996 untersucht worden. Knochendichte und mechanische Eigenschaften von sechs bis acht Wochen alten „Holstein“ Kälbern wurden zwar von SWARTZ et al. 1991 beschrieben, in Europa aber ist es gesetzlich nicht erlaubt, Kälber schon in diesem Alter zu schlachten. Darum sollten nun die von WILKE et al. 1996 hinsichtlich Anatomie und Beweglichkeit untersuchten 12 bis 16 Wochen alten Kälber der Rasse „Rotfleck“ in der vorliegenden Studie weiter charakterisiert werden. Die erhobenen Daten zur Knochendichte und zu den Materialeigenschaften der Kalbswirbelkörper dienten dann dem Vergleich mit Känguruhdaten und Humandaten.

Hinsichtlich der Knochendichte und den mechanischen Eigenschaften wurde die Känguruhwirbelsäule also mit der Kalbswirbelsäule verglichen. Denn eigene unveröffentlichte Untersuchungen zeigten, daß Schafwirbelkörper eine drei- bis fünffach höhere trabekuläre Knochendichte als humane Wirbelkörper besitzen und ein Miteinbeziehen der Schafwirbelkörper in diesen Vergleich somit keinen Sinn macht. Von der jungen, noch nicht ausgewachsenen Kalbswirbelsäule aber war zu erwarten, daß sie auf Grund vieler knorpeliger Anteile eine relativ niedrige Knochendichte haben würde und unter den Vierbeinerwirbelsäulen die dem Menschen ähnlichsten Werte aufweisen würde. Deshalb sollte die Känguruhwirbelsäule hinsichtlich der Knochendichte und den mechanischen Eigenschaften mit der Kalbswirbelsäule verglichen werden.

Bezüglich der Anatomie und der Biomechanik galt bisher die Schafwirbelsäule als das beste Tiermodell. Aus diesem Grund wurde die Känguruhwirbelsäule im Hinblick auf die Anatomie und die Biomechanik mit der menschlichen Wirbelsäule und der Schafwirbelsäule verglichen.

4.1 ANATOMIE DER KÄNGURUHWIRBELSÄULE

4.1.1 MATERIAL UND METHODEN

Für die Erfassung der anatomischen Parameter wurden acht tiefgefrorene Känguruhwirbelsäulen bei Zimmertemperatur aufgetaut und manuell von allem Weichteilgewebe befreit. Die Gefrierkonservierung der zu untersuchenden Präparate bei –20°C ist ein gängiges Verfahren und scheint die Dimensionen der knöchernen Strukturen nicht zu verändern (GREEN et al. 1993, MORONEY et al. 1988). Manche Autoren berichten von der Untersuchung getrockneter Skelette (BERRY et al. 1997, DOHERTY et al. 1994, XU et al. 1995), andere benutzten für ihre Studien formalinfixierte Knochen (COTTERILL et al. 1986, LU et al. 1999). Diese beiden Methoden jedoch lassen die Präparate durch den Entzug von Wasser schrumpfen. Die Mazeration von Wirbeln (BOSZCZYK 1997) raubt Knorpel- und Knochensubstanz und läßt die Untersuchungsobjekte somit ebenfalls kleiner werden. PANJABI et al. 1991, 1992 und 1993 wählten eine außergewöhnliche Methodik, um Humanpräparate von Weichteilgewebe zu befreien: Die Wirbelsäulen wurden erst kurz gekocht, dann eine halbe Stunde in Bleichmittel und anschließend eine Stunde in Ethanol eingelegt. Diese Art der Präparation hat wegen der nur kurzen Dauer vermutlich kaum Einfluss auf die Anatomie der Wirbel.

Die Anzahl der in den anderen Studien vermessenen Wirbelsäulenpräparate schwankt beträchtlich. Für Arbeiten mit humanen Präparaten müssen aufgrund der begrenzten Verfügbarkeit auch kleine Stückzahlen akzeptiert werden. Allerdings sollten gerade Humanpräparate wegen großer interindividueller Unterschiede in größeren Stückzahlen vorliegen als tierische Untersuchungsobjekte. Eine Stückzahl von 8 Tierpräparaten, wie in der vorliegenden Arbeit gewählt, wird als ausreichend angesehen, um eine gültige

statistische Auswertung durchzuführen (CAIN et al. 1995, WILKE et al. 1996 und 1997). Leider waren wegen spezieller Tötungs- und Schlachtverfahren in der vorliegenden Arbeit nicht alle Wirbel acht mal vorhanden, sodaß Aussagen zu diesen Objekten nur eingeschränkt möglich sind.

Für das Abmessen von Strecken wurde in der vorliegenden Arbeit ein Meßschieber benutzt, da dies die gängigste und kostengünstigste Methode darstellt (BERRY et al. 1987, BOSZCZYK 1997, GREEN et al. 1993, WILKE et al. 1996 und 1997, XU et al. 1995). Mit dem Meßschieber kann auf einen zehntel Millimeter genau abgelesen werden. Es entstehen nur geringe Ungenauigkeiten durch die manuelle Bedienung. Der Einsatz digitaler Meßschieber (DOHERTY et al. 1994 und 1995, TOMINAGA et al. 1995, KANDZIORA et al. 2001) wie auch das computerunterstützte Auswerten von Röntgenbildern und Computertomogrammen (AHMED et al. 1990, MORONEY et al. 1988, ZINDRICK et al. 1987) ermöglichen ebenfalls präzise anatomische Vermessungen. Die hohen Kosten für das Erstellen der Bilder mittels Röntgenstrahlen müssen jedoch als Nachteil gewertet werden. PANJABI et al. 1991, 1992 und 1993 benutzten mit dem dreidimensionalen Morphometer eine Eigenentwicklung. Die digitalisierten Koordinaten der Wirbel wurden hier ebenfalls von Hand ausgemessen, sodaß, wie mit dem Meßschieber, kleinere Ungenauigkeiten entstehen können.

Zur Bestimmung von Winkeln wurde in der vorliegenden Arbeit ein aus sechs Drehpotentiometern bestehendes Goniometermeßsystem verwendet (WILKE et al. 1994). Dieses bietet die Möglichkeit, Winkel einfach und kostengünstig zu messen. Die Benutzung eines Goniometers ist darum sehr verbreitet (BERRY et al. 1987, DOHERTY et al. 1995, TOMINAGA et al. 1995, WILKE et al. 1996 und 1997, XU et al. 1995). Wie auch das dreidimensionale Morphometer von PANJABI et al. 1991, 1992 und 1993 ist auch das Goniometer ein von Hand bedientes Messinstrument.

Die Bandscheibenhöhen wurden in der vorliegenden Studie direkt am Präparat mittels eines Meßschiebers bestimmt. Auch andere Autoren bevorzugten diese einfach durchzuführende Methode (GREEN et al. 1993 NACHEMSON et al. 1979, WILKE et al. 1996 und 1997). Die Grenze zwischen Wirbelkörper und Bandscheibe, also der Übergang von Knochen zu Knorpel, ist bei dieser direkten Messung jedoch schwieriger festzustellen als bei einer indirekten Messung. Eine solche indirekte Bestimmung der Bandscheibenhöhe anhand radiologischer Bilder wird darum häufig durchgeführt

(KANDZIORA et al. 2001, TIBREWAL et al. 1985). Eine Schwierigkeit stellt hierbei aber die exakte Positionierung der Präparate im Strahlengang dar, um optische Verzerrungen und Überlagerungen zu vermeiden. Die Methode mit der größten Genauigkeit stellt wahrscheinlich das Verfahren von LU et al. 1999 dar. In dieser Arbeit wurden in der Längsachse halbierte Wirbelsäulenabschnitte zusammen mit einer Referenzmeßskala auf einen Computer-scanner gelegt und digitalisiert. So konnten die Bandscheiben überlagerungsfrei computerassistiert ausgemessen werden.
In der vorliegenden Arbeit wurde die Meßgenauigkeit eines Meßschiebers auch zur Erfassung der Bandscheibenhöhen als ausreichend angesehen.

4.1.2 ERGEBNISSE – EIN VERGLEICH DER KÄNGURUHDATEN MIT DENEN VON MENSCH UND SCHAF

Im folgenden Abschnitt werden die erhobenen Daten zur Anatomie der Känguruhwirbelsäule mit Daten aus der Literatur zur Anatomie der menschlichen Wirbelsäule und der Schafwirbelsäule verglichen. Die Schafwirbelsäule repräsentiert hierbei ein schon häufig in der biomechanischen Forschung verwendetes Modell für die humane Wirbelsäule (AHLGREN et al. 1994, NAGEL et al. 1991, VAZQUEZ-SEAONE et al. 1993, YAMAMURO et al. 1990). Zudem zeigt sie typische, grundsätzliche anatomische Charakterzüge einer Vierbeinerwirbelsäule (WILKE et al. 1996 und 1997, BOSZCZYK 1997). Die einzige Studie zur Anatomie der kompletten Schafwirbelsäule wurde von WILKE et al. 1997 durchgeführt. Somit dienten die Daten aus dieser Arbeit dem folgenden Vergleich. Die Kalbswirbelsäule wurde nur im thorakolumbalen Bereich beschrieben (WILKE et al. 1996) und wurde darum nicht in den anatomischen Vergleich miteinbezogen. Quantitative Angaben zur menschlichen Wirbelanatomie von C2 bis L5 wurden den Arbeiten von PANJABI et al. 1991, 1992 und 1993 entnommen, da diese die umfangreichste Sammlung von Humandaten darstellen. Für den Vergleich des Wirbels C1 und des Dens Axis wurden Humandaten aus den Studien von DOHERTY et al. 1994 und 1995, TOMINAGA et al. 1995 und XU et al. 1995 herangezogen. Werte zur Höhe menschlicher Bandscheiben wurden von den Autoren LU et al. 1999 und TIBREWAL et al. 1985 übernommen und als Vergleichsdaten verwendet.

Aufgrund der von BOSZCZYK 1997 gewählten geringen Stückzahl der untersuchten Känguruhwirbel und des andersartigen Präparationsverfahrens wurde darauf verzichtet, die Daten aus dieser Studie in die Diskussion miteinzuschliessen.

AUFBAU UND FORM DER WIRBELSÄULE

Tabelle 7: *Wirbelanzahl in den verschiedenen Wirbelsäulenabschnitten von Känguruh, Mensch und Schaf.*

	Känguruh	Mensch	Schaf
Anzahl der Halswirbel:	7	7	7
Anzahl der Brustwirbel:	13	12	13 - 14
Anzahl der Lendenwirbel:	6	5	6 - 7
Anzahl der Sacralwirbel:	2	5	5

Die komplette Halswirbelsäule des Känguruhs bestand aus 7 Wirbeln. Auch Mensch und Schaf wiesen beide diese Anzahl im Halsbereich auf. Erst im Brustwirbelsäulenabschnitt wurden Unterschiede deutlich: So besaß das Känguruh mit 13 Brustwirbeln konstant einen mehr als der Mensch. Das Schaf hingegen zeigte Inhomogenitäten. Manche Exemplare hatten ebenfalls 13 Wirbel, andere aber besaßen 14 Wirbel. Außerdem kamen auch Mischwirbel vor. Solche interindividuelle Unterschiede zeigten die Schafe auch hinsichtlich ihrer Lendenwirbel: Die Anzahl schwankte zwischen 6 und 7. Das Känguruh dagegen wies mit 6 Lendenwirbeln konstant nur einen Wirbel mehr auf als der Mensch.
Die Anzahl der Sacralwirbel war bei Mensch und Schaf mit 5 Wirbeln gleich. Das Känguruh dagegen besaß nur zwei Sacralwirbel.

Tabelle 8: *Krümmungen der verschiedenen Wirbelsäulenabschnitte von Känguruh, Mensch und Schaf.*

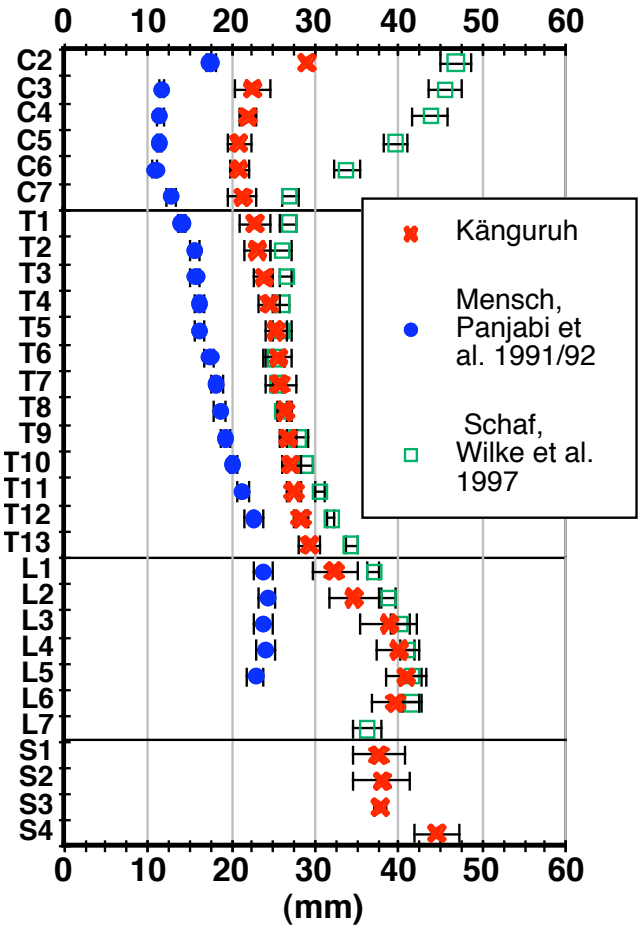
	Känguruh	Mensch	Schaf
Form der HWS:	Lordose	Lordose	Lordose
Form der BWS:	Kyphose	Kyphose	Kyphose
Form der LWS:	gerade	Lordose	Kyphose
Form der SacWS:	gerade	Kyphose	Kyphose

Känguruh, Mensch und Schaf zeigten im Hals- und Brustbereich die gleichen physiologischen Krümmungen. Bei der Känguruhwirbelsäule war die Halslordose am cervico-thorakalen Übergang besonders stark ausgeprägt. Die Lendenwirbelsäule des Schafes wies eine der humanen Wirbelsäule entgegengesetzte Krümmung auf. Die LWS des Känguruhs hingegen war gerade. Auch Sacral- und obere Schwanzwirbelsäule des Beuteltieres waren gerade.

WIRBELKÖRPERDIMENSIONEN (Abbildungen 55 bis 57)

Das Schaf zeigte in diesem Vergleich die größten Halswirbel. Mensch und Känguruh waren sich hinsichtlich ihrer Wirbelkörperdimensionen im Halsbereich ähnlich. Besonders im Thorakalwirbelsäulenabschnitt jedoch hatten Schaf und Känguruh hohe, schmale Wirbelkörper als Gemeinsamkeit, wohingegen die menschlichen Brustwirbel mehr breit als hoch waren. Auch im Lumbalbereich bestanden diese Tendenzen, allerdings waren die Lendenwirbelkörper des Känguruhs den humanen ähnlicher als die des Schafes. Hierbei waren die Wirbel des Beuteltieres nur geringfügig niedriger, aber dafür deutlich breiter und tiefer als die des Vierbeiners. Der Mensch besaß im Vergleich die niedrigsten aber zugleich breitesten und tiefsten Brust- und Lendenwirbelkörper.
Bezüglich der Wirbelkörperhöhe posterior waren alle Känguruhwirbel den humanen Wirbeln ähnlicher als die Schafwirbel.

Wirbelkörperhöhe posterior:

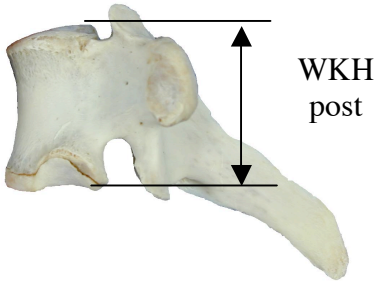


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

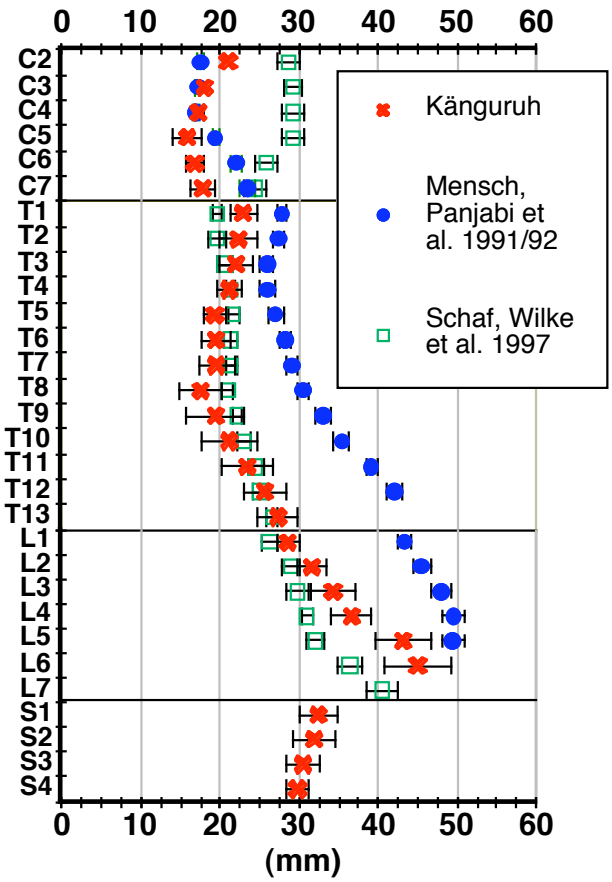
Schaf



Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von lateral. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 55: *Vergleich der Wirbelkörperhöhe posterior von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. WKH post – Wirbelkörperhöhe posterior.*

Endplattenbreite caudal:

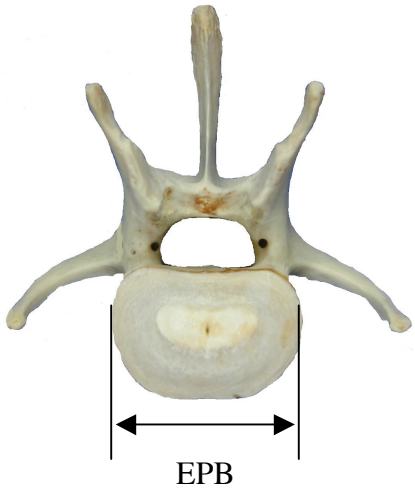


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

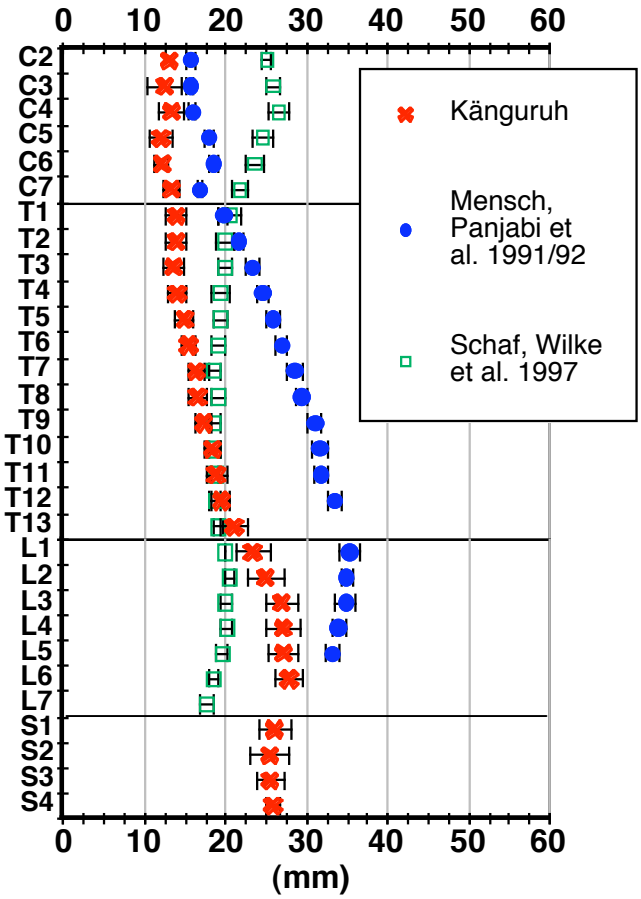
Schaf



Lendenwirbel L4 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 56: *Vergleich der Endplattenbreite von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. EPB – Endplattenbreite.*

Endplattentiefe caudal:

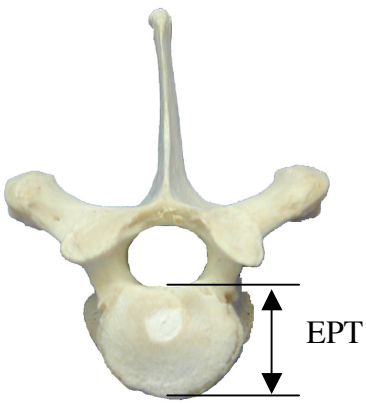


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf

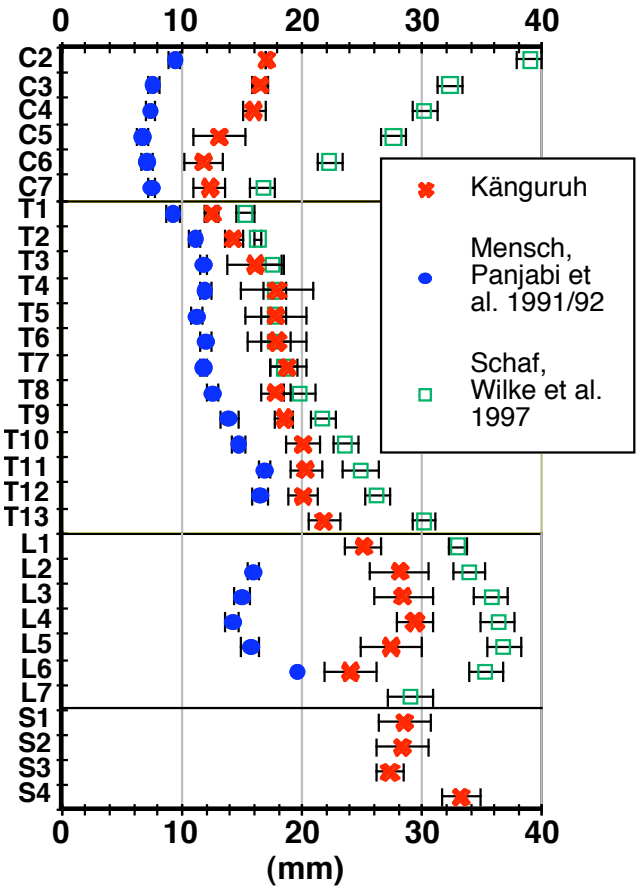


Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 57: *Vergleich der Endplattentiefe caudal von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. EPT – Endplattentiefe.*

PEDIKELDIMENSIONEN (Abbildungen 58 und 59)

Pedikelhöhe:

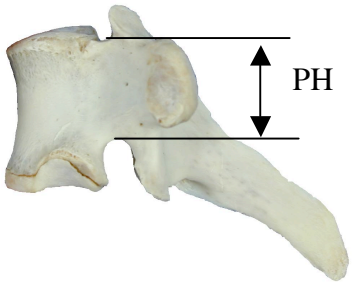


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf



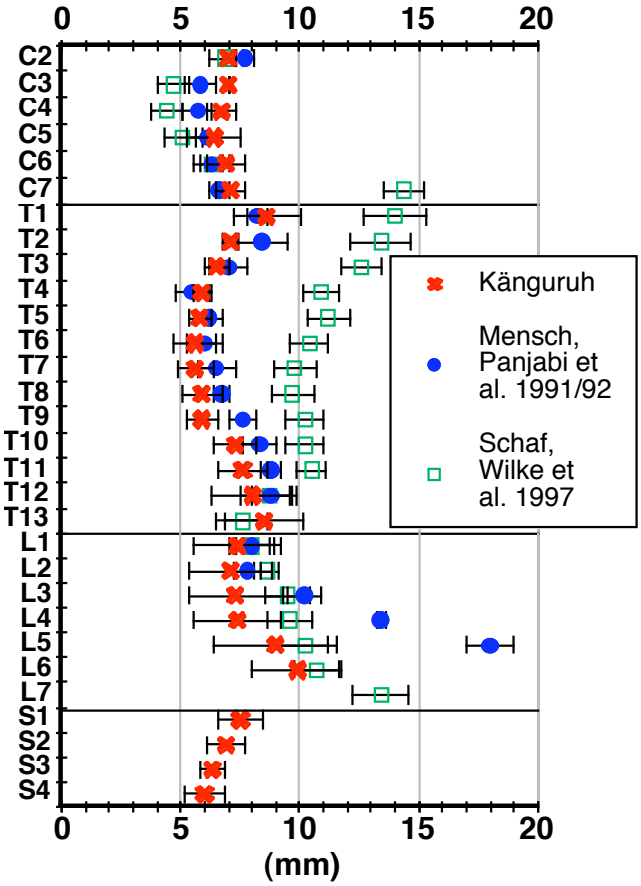
Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von lateral. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 58: *Vergleich der Pedikelhöhe von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. PH – Pedikelhöhe.*

Hinsichtlich der Pedikelbreite unterschieden sich Känguruh und Mensch nur im Bereich der unteren Lendenwirbelsäule. Der plötzliche Anstieg der humanen Pedikelbreite von L2 nach L5 um 125% wurde von beiden Tieren nicht erreicht. Im Brustbereich waren große Unterschiede in der Breite zwischen Mensch und Schaf zu beobachten. Cervical und lumbal waren die Pedikel des Schafes viel höher als die des Menschen (bis zu 300% für C2). Insgesamt beurteilt gab es hinsichtlich der Pedikelanatomie zwischen Mensch und

Känguruh deutlich größere Übereinstimmungen als zwischen Mensch und Schaf. Jedoch hatte auch das Beuteltier stets höhere Pedikel als der Mensch.

Pedikelbreite:

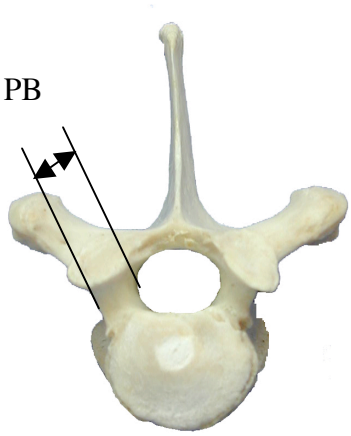


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf

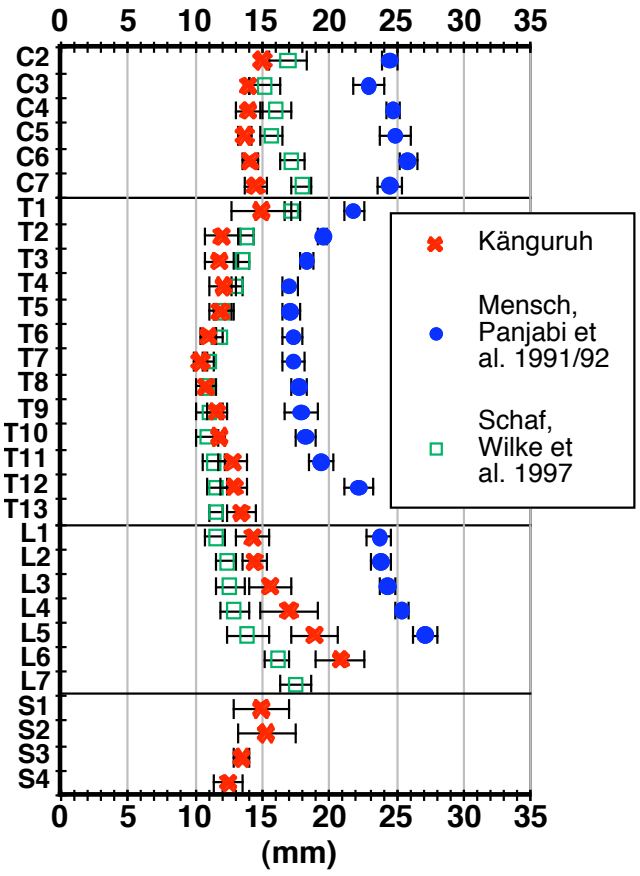


Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 59: *Vergleich der Pedikelbreite von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. PB – Pedikelbreite.*

DIMENSIONEN DES SPINALKANALS (Abbildungen 60 und 61)

Spinalkanalbreite:



Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf



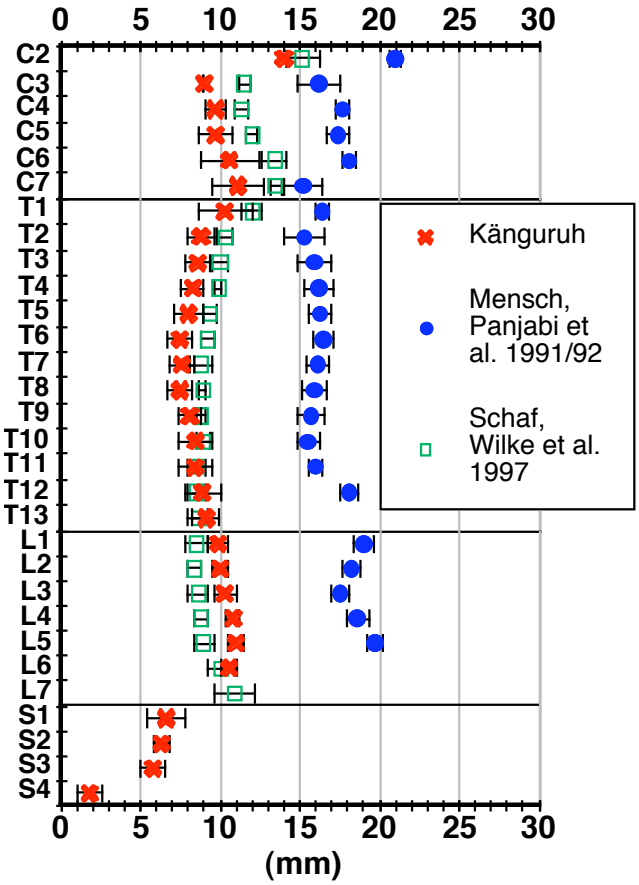
Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 60: *Vergleich der Spinalkanalbreite von Känguruh-, Human- und Schafwirbel. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. SKB – Spinalkanalbreite.*

Die Dimensionen des Spinalkanals waren bei Känguruh und Schaf sehr ähnlich. Alle drei Spezies zeigten über die gesamte Wirbelsäule hinweg einen querovalen Kanal. Allerdings waren die Spinalkanaldurchmesser der humanen Wirbel in allen Abschnitten deutlich größer als die der Tierwirbel. Im Halswirbelsäulenabschnitt war der Spinalkanal beim Schaf etwas größer als beim Känguruh und kam somit den humanen Dimensionen näher.

Im Lendenwirbelbereich konnten größere Übereinstimmungen zwischen Mensch und Känguruh vermerkt werden.

Spinalkanaltiefe:

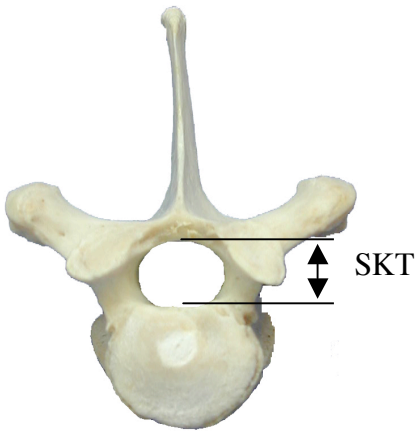


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf

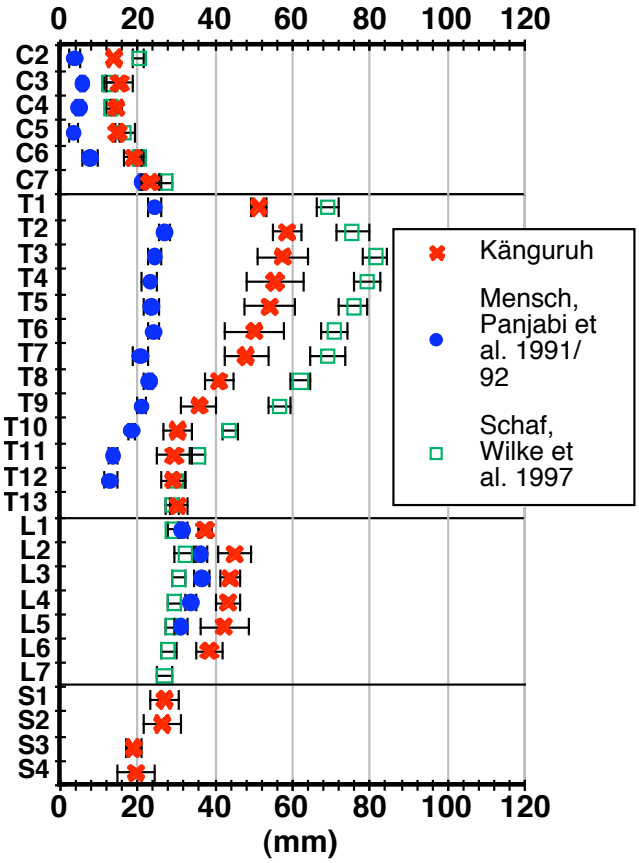


Brustwirbel T6 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 61: *Vergleich der Spinalkanaltiefe von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. SKT – Spinalkanaltiefe.*

DIMENSIONEN DER DORN- UND QUERFORTSÄTZE (Abbildungen 62 und 63)

Processus spinosus - Länge:

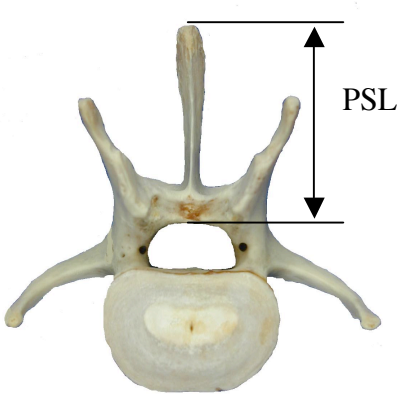


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf



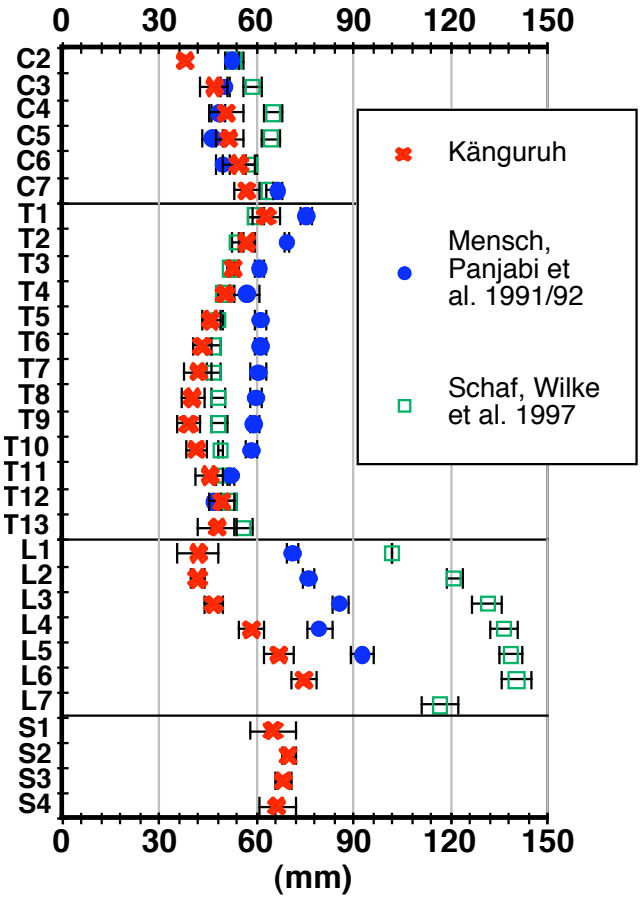
Lendenwirbel L4 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 62: *Vergleich der Processus spinosus-Länge von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. PSL – Processus spinosus-Länge.*

Die menschlichen Halswirbel C2 bis C6 besaßen Dornfortsätze, die um die Hälfte bis zweidrittel kürzer als die cervicalen Dornfortsätze der Tiere waren. Ein starker Anstieg der Dornfortsatzlänge erfolgte beim Menschen von C6 nach C7. Ein solcher Vertebra prominens war bei Schaf und Känguruh erst T1, da die Längenzunahme hier von C7 nach T1 erfolgte. Die Dornfortsätze der Tiere waren dann auch im Thorakalbereich länger als

die humanen, wobei für das Schaf die größten Werte von rund 80 mm registriert wurden. Die längsten Dornfortsätze im Lendenabschnitt konnten beim Känguruh beobachtet werden. Diese waren aber nur wenig länger als beim Menschen. Die Fortsätze des Schafes waren in diesem Bereich nur geringfügig kürzer als menschliche.

Inter-Processus-transversus-Breite:

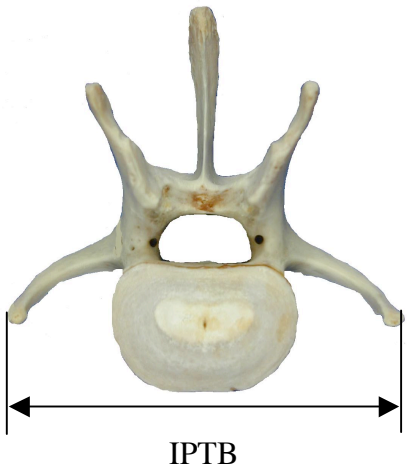


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf



Lendenwirbel L4 des Känguruhs. Ansicht von cranial. Exemplarische Abbildung.

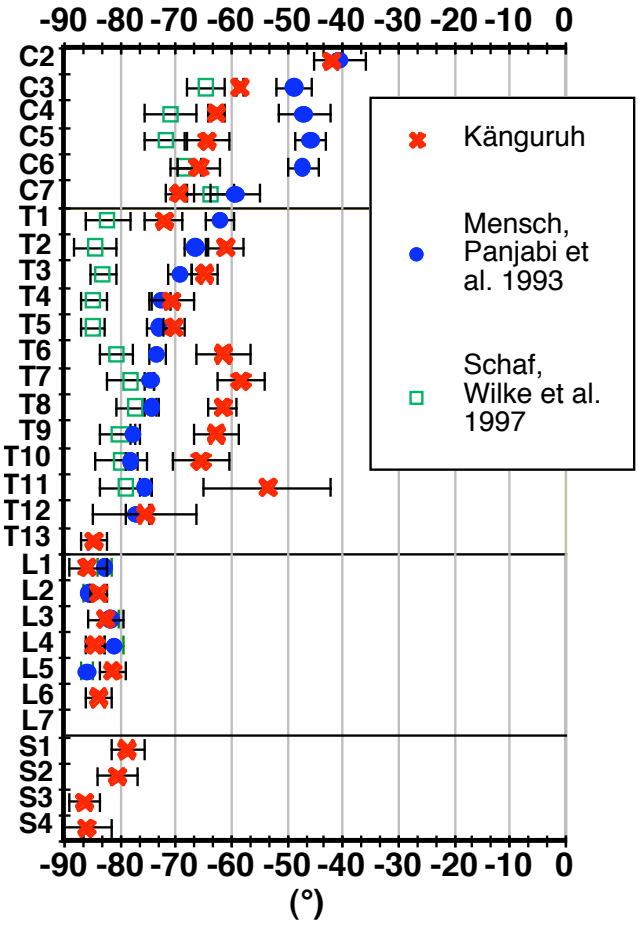
Abbildung 63: *Vergleich der Inter-Processus transversus-Breite von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. IPTB – Inter-Processus transversus-Breite.*

Die Inter-Processus-transversus-Breite aller drei Spezies war in der Hals- und Brustwirbelsäule sehr ähnlich. Deutliche Unterschiede gab es erst im Lumbalbereich, in dem sich das Schaf mit einer größeren Breite von Mensch und Känguruh absetzte. So zeigte die Wirbelsäule des bipeden Känguruh im unteren Lendenbereich auch im Hinblick auf diesen Parameter größere Ähnlichkeiten mit der humanen Wirbelsäule.

DIMENSIONEN DER WIRBELGELENKE (Abbildungen 64 bis 68)

Die cranialen Gelenkflächen der Halswirbel waren bei Känguruh und Schaf in ähnlicher Weise nach dorsomedial ausgerichtet. Die humanen Halswirbelgelenkflächen zeigten nach dorsocranial. Im unteren Brustbereich hatten die Gelenkflächen von Schaf und Mensch eine fast identische Winkelstellung. Die Gelenkfortsätze der Schaflendenwirbelsäule unterschieden sich aber durch ihre Halbröhrenform von denen der bipeden Spezies Mensch und Känguruh beträchtlich. Wegen dieser Halbröhrenform konnten die Neigungswinkel der Gelenkfortsätze der Schaflendenwirbel nicht ermittelt werden. Die Gelenkflächen von Mensch und Känguruh waren im Lendenabschnitt stattdessen plan und nahezu identisch nach dorsomedial ausgerichtet.

Gelenkflächenneigung alpha:

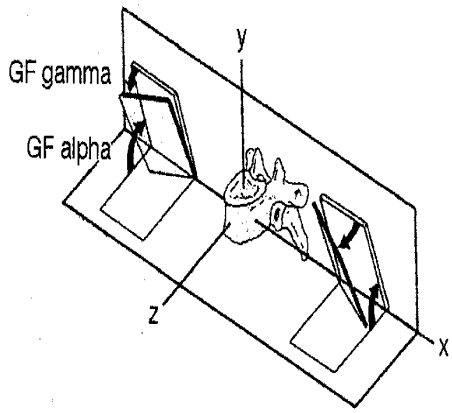


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

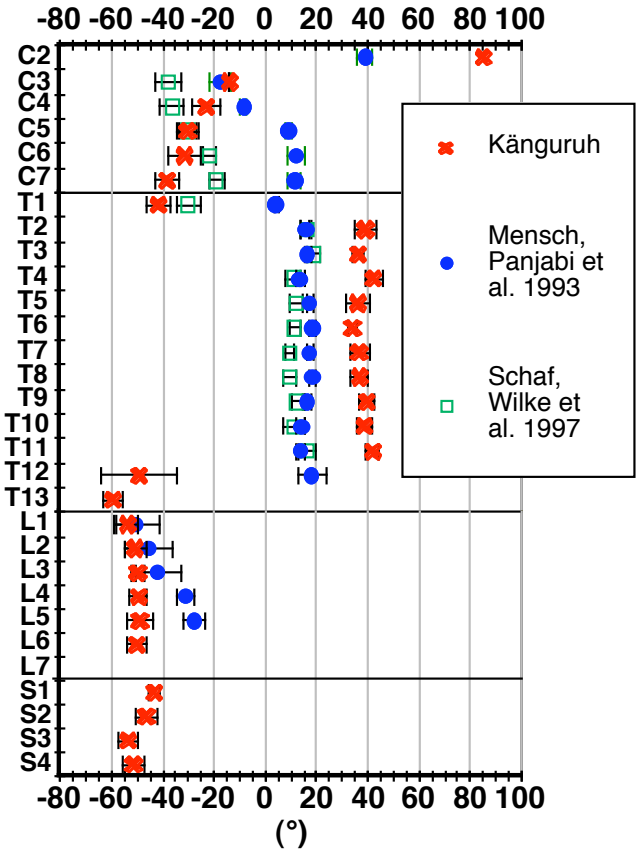
Schaf



Schema zur Veranschaulichung der Gelenkflächenneigungen. Modifiziert nach Panjabi et al. 1993.

Abbildung 64: *Vergleich der Gelenkflächenneigung alpha von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in °. GF alpha – Gelenkflächenneigung alpha; GF gamma – Gelenkflächenneigung gamma.*

Gelenkflächenneigung gamma:

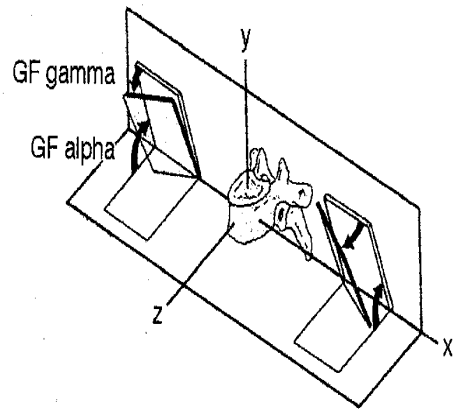


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf



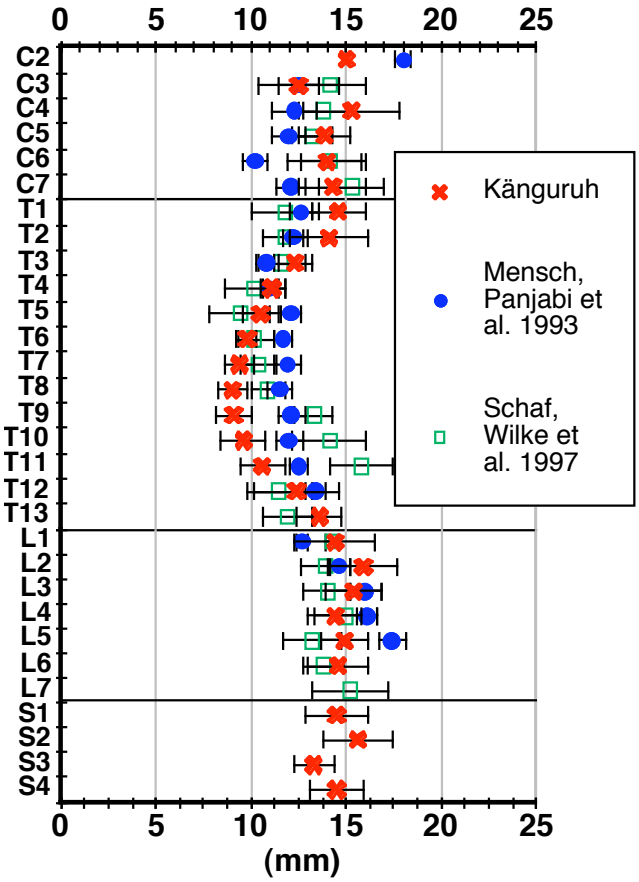
Schema zur Veranschaulichung der Gelenkflächenneigungen. Modifiziert nach Panjabi et al. 1993.

Abbildung 65: *Vergleich der Gelenkflächenneigung gamma von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in °. GF alpha – Gelenkflächenneigung alpha; GF gamma – Gelenkflächenneigung gamma.*

Die Gelenkflächenhöhen waren bei allen drei Spezies sehr ähnlich. Die geringsten Höhen im Gesamtvergleich waren bei der Känguruhbrustwirbelsäule zu sehen. Hinsichtlich der Gelenkflächenbreite gab es zwischen den Spezies nur im Thorakalbereich deutliche Unterschiede. Hier waren die Flächen der Schafwirbel am schmalsten und somit waren die Gelenkflächen der Känguruhwirbel den humanen in der Breite ähnlicher. Im Hals- und

Lendenbereich waren die Gelenkflächen von Känguruh, Mensch und Schaf nahezu gleich breit.

Gelenkflächenhöhe:

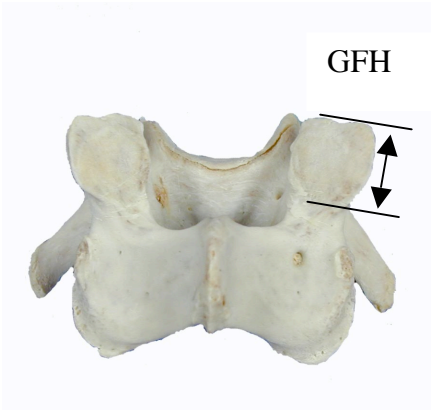


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

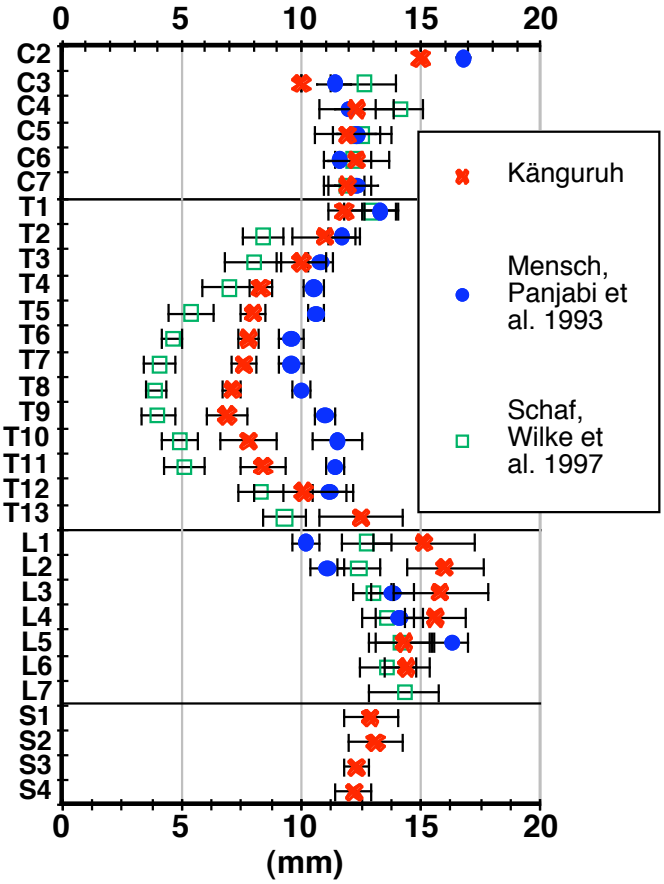
Schaf



Halswirbel C4 des Känguruhs. Ansicht von dorsal. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 66: *Vergleich der Gelenkflächenhöhe von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. GFH – Gelenkflächenhöhe.*

Gelenkflächenbreite:

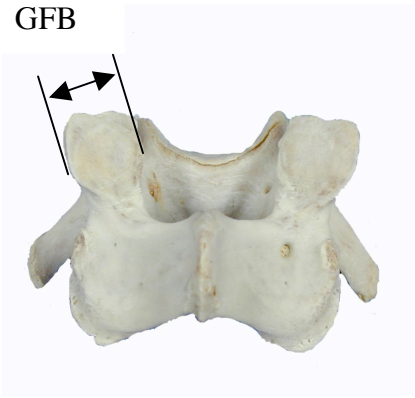


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf

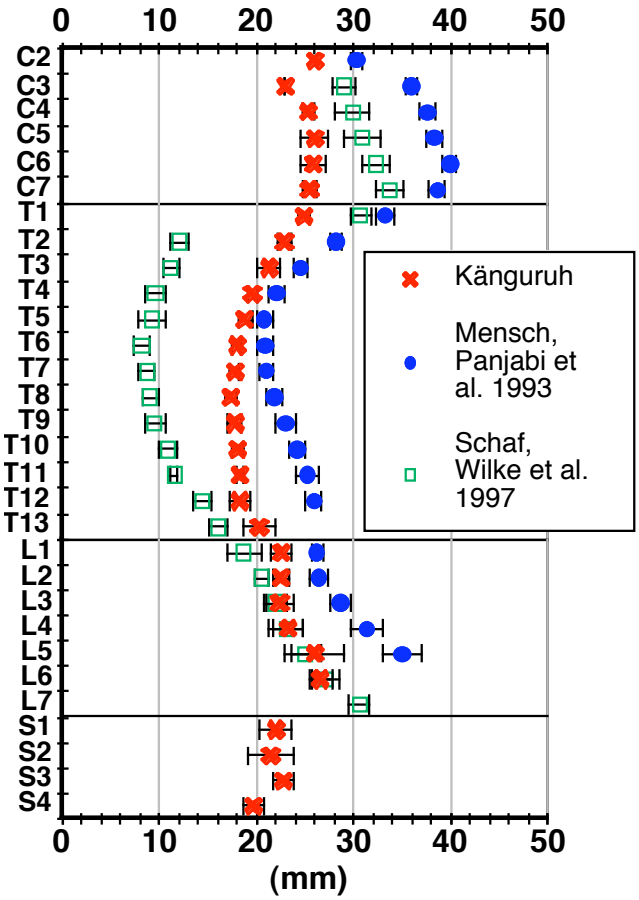


Halswirbel C4 des Känguruhs. Ansicht von dorsal. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 67: *Vergleich der Gelenkflächenbreite von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. GFB – Gelenkflächenbreite.*

Die größte Intergelenkflächenbreite ließ sich an den menschlichen Halswirbeln entdecken. Die der Schafhalswirbel war rund 6 bis 8 mm geringer, die der Känguruhhalswirbel nochmal 4 bis 8 mm geringer als diese. Die Känguruhwirbelsäule und die humane Wirbelsäule hatten im thorakalen Bereich eine sehr ähnliche Breite aufzuweisen. Auch im Lendenabschnitt lagen die Werte der Spezies dicht beieinander, wobei die humanen Wirbel hier wieder die größte Intergelenkflächenbreite erkennen ließen.

Intergelenkflächenbreite:

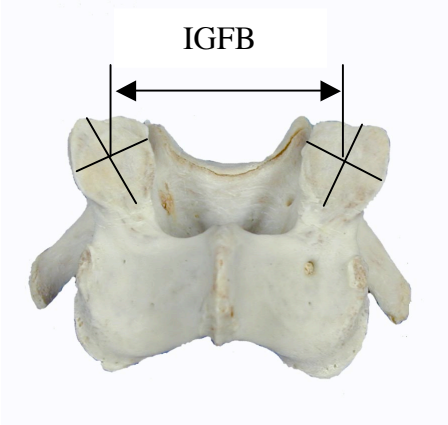


Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf

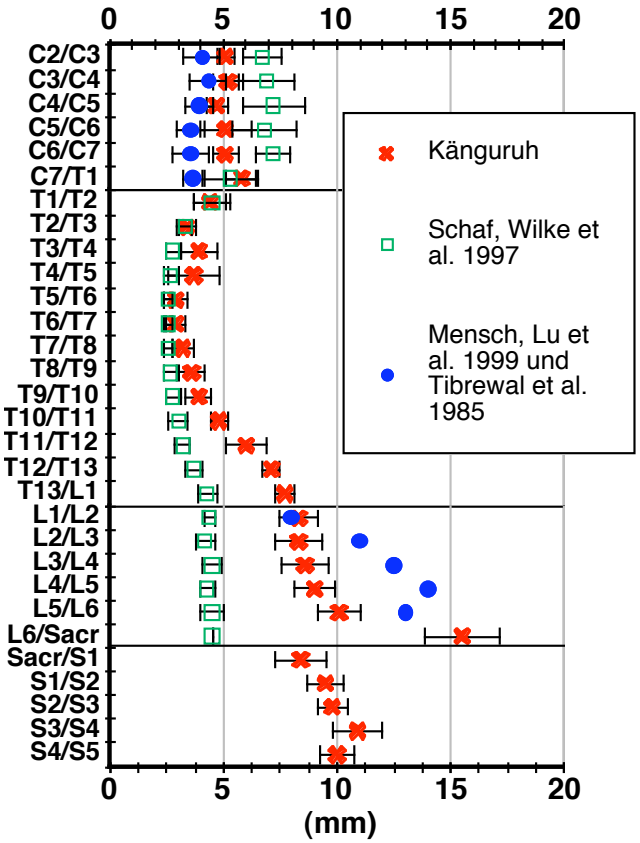


Halswirbel C4 des Känguruhs. Ansicht von dorsal. Exemplarische Abbildung.

Abbildung 68: *Vergleich der Intergelenkflächenbreite von Känguruh-, Human- und Schafwirbeln. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. IGFB – Intergelenk-flächenbreite.*

BANDSCHEIBENHÖHEN (Abbildung 69)

Bandscheibenhöhe anterior:



Ein Vergleich zwischen:

Känguruh

Mensch

Schaf

Abbildung 69: *Vergleich der anterioren Bandscheibenhöhen von Känguruh-, Human- und Schafwirbelsäulensegmenten. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm.*

Die Humanwerte zur Bandscheibenhöhe wurden den Arbeiten von LU et al. 1999 und TIBREWAL et al. 1985 entnommen. In diesen Studien wurden nur die Höhen der cervicalen beziehungsweise der lumbalen Bandscheiben des Menschen ermittelt. Thorakale Vergleichsdaten vom Menschen standen nicht zur Verfügung. Die Vergleichsdaten vom Schaf entstammen der Arbeit von WILKE et al. 1997.

Die Höhen der cervicalen Bandscheiben waren beim Menschen und beim Känguruh sehr ähnlich. Das Schaf hatte die höchsten Bandscheiben im Halsbereich. Im Lendenbereich dagegen besaß das Schaf die niedrigsten Bandscheiben. Die Höhen der cervicalen und

lumbalen Bandscheiben waren zwischen Mensch und Känguruh ähnlicher als zwischen Mensch und Schaf.

DIMENSIONEN DES DENS AXIS (C2)

Der Dens axis des Schafes hatte eine andere Anatomie als jene von Mensch und Känguruh. Der Schafdens hatte die Form eines Hohlmeisels, wohingegen der Dens der beiden bipeden Spezies Zapfenform besaß. Zudem waren dem Känguruhdens und dem humanen Dens sehr ähnliche Dimensionen zueigen. Der Dens axis des Schafes war sehr viel breiter als die der beiden anderen Spezies.

Dens Axis:

Tabelle 9: *Vergleich der Dimensionen des Dens Axis von Känguruh, Mensch und Schaf. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. DH – Denshöhe; DB – Densbreite; DT – Denstiefe; cran – cranial; caud – caudal.*

	Känguruh	**Mensch, Xu et al. 1995**	**Mensch, Doherty et al. 1995**	**Schaf, Wilke et al. 1997**
DH	11	15,1±1,7	16,6	10,4±0,6
DB	cran 7 caud 8	cran 9,8±0,9 caud 8,5±0,9	cran 10,9±1,0 caud 9,9±1,3	caud 26,6±0,4
DT	cran 7 caud 10	10,0±0,8	cran 11,2±1,0 caud 10,8±1,0	caud 9,6±1,4

DIMENSIONEN DES ATLAS (C1)

Das Känguruh hatte den kleinsten ersten Halswirbel. Der Atlas des Schafes war mit dem menschlichen in Breite und Tiefe fast identisch und auch die Spinalkanalbreite war sehr

ähnlich. Hinsichtlich der Ramushöhe anterior und posterior und der vorderen Ramustiefe fanden sich aber zwischen Mensch und Känguruh größere Übereinstimmungen.

Atlas:

Tabelle 10: *Vergleich der Dimensionen des Atlas von Känguruh, Mensch und Schaf. Mittelwerte und Standardabweichungen in mm. RH ant – Ramushöhe anterior; RH post – Ramushöhe posterior; RT ant – Ramustiefe anterior; RT post – Ramustiefe posterior; WT – Wirbeltiefe; WB – Wirbelbreite; SKB – Spinalkanalbreite; SKT – Spinalkanaltiefe.*

	Känguruh	**Mensch, Doherty et al. 1994**	**Mensch, Tominaga et al. 1995**	**Schaf, Wilke et al. 1997**
RH ant	9	15,4 ±3,2		28,6 ±1,6
RH post	18	10,0 ±1,8		28,1 ±1,8
RT ant	6	6,4 ±1,0		16,2 ±0,8
RT post	4	8,0 ±2,1		10,0 ±0,9
WT	29	45,8 ±2,1	50,0 ±1,0	44,2 ±1,7
WB	64	78,6 ±8,1	85,2 ±4,5	79,2 ±3,7
SKB	15	32,2 ±2,3	31,0 ±1,0	24,8 ±1,2
SKT	18	31,7 ±1,2	35,5 ±1,7	19,1 ±0,8

4.1.3 SCHLUSSFOLGERUNG AUS DEM VERGLEICH DER ANATOMIE

Die Wirbelsäule des Känguruhs war der des Menschen im Hals- und im Lendenbereich anatomisch ähnlich. Im Sinne der funktionellen Anatomie zeigte auch die Känguruhwirbelsäule anatomische Merkmale, die einen Zweibeiner kennzeichnen. So hatten der Mensch und das Känguruh eine sehr ähnliche Form und dorsomediale Ausrichtung der Gelenkflächen im Lendenbereich gemeinsam. Dies ist als Anpassung an ähnliche Ventralscherkräfte und Torsionsbeanspruchung bei der bipeden Fortbewegung zu verstehen. Auch wies das Beuteltier, wie der Mensch, kleine Halswirbel auf, welche für eine größere Beweglichkeit des Kopfes mitverantwortlich sind. Desweiteren besaßen sowohl der Mensch als auch das Känguruh hohe Bandscheiben im Lendenabschnitt, was ebenfalls zu einer größeren Beweglichkeit führt. Die Schafwirbelsäule zeigte dagegen typische Merkmale eines unbeweglicheren Vierbeiners, wie niedrige Bandscheiben im Lendenbereich und große Halswirbel. Zudem hatte das Schaf im Lendenbereich halbröhrenförmige Gelenkfortsätze, die eine Anpassung an dorsalgerichtete Scherkräfte beim Vierbeinergang bedeuten.

Besonders hinsichtlich der Dimensionen des Wirbelkörpers, der Pedikel, der Gelenkflächen und der Bandscheiben war das Känguruh dem Menschen in der Hals- und Lendenwirbelsäule ähnlicher als das Schaf. Im Lendenbereich waren die Vorteile des Känguruhs gegenüber dem Schaf aber nur gering, da auch die Känguruhlendenwirbel höher und schmaler als die humanen Lendenwirbel waren. Der Dens Axis des Känguruhs glich dem des Menschen in auffälliger Weise.

Der Hals- und der Lendenabschnitt der Känguruhwirbelsäule sind unter dem Aspekt der Morphologie als Modell besser geeignet als jene Abschnitte der Vierbeinerwirbelsäule.

Die Wirbelkörper der Känguruhbrustwirbelsäule waren wie auch die der Schafwirbelsäule deutlich schmaler als beim Menschen. Somit eignet sich der Brustbereich der Känguruhwirbelsäule als Modell für die humane Wirbelsäule nicht.

4.2 BIOMECHANIK DER KÄNGURUHWIRBELSÄULE

4.2.1 MATERIAL UND METHODEN

Die in der vorliegenden Arbeit biomechanisch untersuchten Känguruhwirbelsäulen wurden in noch frischem Zustand bei –20°C tiefgefroren und bei dieser Temperatur nach Deutschland importiert. Erst 24 Stunden vor Versuchsbeginn wurden die Exemplare langsam bei Zimmertemperatur aufgetaut. Durch das Einfrieren kommt es nach PANJABI et al. 1985 und SMEATHERS et al. 1988 zu keinen schwerwiegenden Gewebeveränderungen und zu keiner Veränderung der biomechanischen Eigenschaften.
Nach PANJABI et al. 1985 verlieren die Bandscheiben schnell durch Austrocknung ihre physiologischen Gewebeeigenschaften, was zu einem Verlust der Wirbelsäulenbeweglichkeit führt. Daher wurden die Präparate stets mit isotoner Kochsalzlösung feucht gehalten.
Die für biomechanische Flexibilitätstests durchgeführten Testmethoden basieren meist auf dem gleichen Prinzip: Der unterste Wirbel wird fixiert, während der oberste Wirbel des Präparates mit Momenten belastet wird, dabei in allen übrigen Freiheitsgraden aber frei beweglich bleibt (AHLGREN et al. 1994, EGER et al. 1999, GOEL et al. 1985, PABJABI et al. 1993 und 1994, WILKE et al. 1995, 1996 und 1997).
Die Experimente der vorliegenden Arbeit wurden mit dem Wirbelsäulenbelastungssimulator nach WILKE et al. 1994 durchgeführt. Dieses Gerät basiert ebenfalls auf dem oben genannten Prinzip und kann freie Beweglichkeit in allen beliebigen Richtungen gewähren. Eine eingeschränkte Beweglichkeit des obersten Wirbels in den fünf die Hauptbewegung nicht betreffenden Freiheitsgraden lag bei den Testapparaturen von MARKOLF et al. 1972, MILLER et al. 1986 und NACHEMSON et al. 1979 vor. Die Tatsache, daß eine gesperrte Beweglichkeit in den übrigen Freiheitsgraden den Bewegungsumfang in der Hauptrichtung beträchtlich einschränkt, muß bei der Bewertung der Ergebnisse dieser Autoren allerdings beachtet werden.
Eine Belastung über drei Testzyklen, wie in der vorliegenden Studie durchgeführt, setzte sich bei biomechanischen Flexibilitätstests durch. Dabei dienen die ersten beiden Belastungsungszyklen der Anpassung des Präparates an die Bewegung und erst der dritte

Zyklus wird ausgewertet. Die Erkenntnis, daß sich die Beweglichkeit ab dem dritten Zyklus nur noch minimal verändert, wurde von WHITE et al. 1990 erbracht.
In einigen Arbeiten (NACHEMSON et al. 1979, PANJABI et al. 1993, YAMAMOTO et al. 1989) wurde eine axiale Vorlast appliziert. Auf diese Weise sollten möglichst physiologische Versuchsbedingungen simuliert werden. Da eine axiale Vorlast aber die Segmentbeweglichkeit stark reduziert, wurde sie in der vorliegenden Arbeit, wie in den meisten Studien (AHLGREN et al. 1994, GOEL et al. 1985 und 1988, HITCHON et al. 2000, OXLAND et al. 1992, WILKE et al. 1995, 1996 und 1997) weggelassen.
Die Momentgrenzen wurden aus den zitierten Studien übernommen. Häufig wurde mit Momentgrenzen zwischen ±7,5 Nm und ±10Nm im lumbalen Bereich und solchen zwischen ±0,45 Nm und ±4,5 Nm im cervicalen Bereich gearbeitet. Um eine Vergleichbarkeit mit Daten aus anderen Studien zu ermöglichen wurden in der vorliegende Studie Momentgrenzen von ±7,5 Nm für den Lendenbereich und ±2,5 Nm zur Untersuchung des Halsbereichs gewählt. Um den viscoelastischen Bereich der Bruswirbelsäulensegmente nicht zu überschreiten wurde hier ebenfalls mit einer Momentgrenze von ±2,5 Nm gearbeitet.

4.2.2 ERGEBNISSE – EIN VERGLEICH DER DATEN VON KÄNGURUH, MENSCH UND SCHAF

Die Beweglichkeit der Känguruhwirbelsäule wurde mit der der menschlichen Wirbelsäule und der der Schafwirbelsäule verglichen. Die Schafwirbelsäule weist unter den Vierbeinerwirbelsäulen die dem Menschen ähnlichste Biomechanik (Beweglichkeit) auf. Deswegen wurde das Beuteltier auch in diesem Bereich mit dem Schaf verglichen. Eine Studie zur Biomechanik der kompletten Schafwirbelsäule wurde von WILKE et al. 1997 durchgeführt. Die Daten aus dieser Arbeit dienten dem folgenden Vergleich. Daten zur Beweglichkeit der menschlichen Wirbelsäule wurden einer Literaturzusammenstellung von WHITE AND PANJABI 1990 entnommen. Die Autoren fassten die Ergebnisse vieler *in vivo* und *in vitro* Untersuchungen zusammen. Die Humandaten wurden somit nicht auf die selbe Art und Weise erhoben wie die Biomechanikdaten zu den zwei Tierwirbelsäulen. So wurden zum Beispiel in den zusammengefassten Arbeiten zur Humanwirbelsäule

unterschiedliche Momentgrenzen festgelegt. Aus diesem Grund und weil die Wirbelsäulen der drei Spezies aus einer unterschiedlichen Anzahl von Wirbeln bestehen, sollte zwischen Känguruh, Mensch und Vierbeiner nur ein grober Vergleich der Bewegungseigenschaften durchgeführt werden. Die Trends in den jeweiligen Wirbelsäulenabschnitten sollten herausgearbeitet und gegenübergestellt werden.

EXTENSION-FLEXION (Abbildung 70)

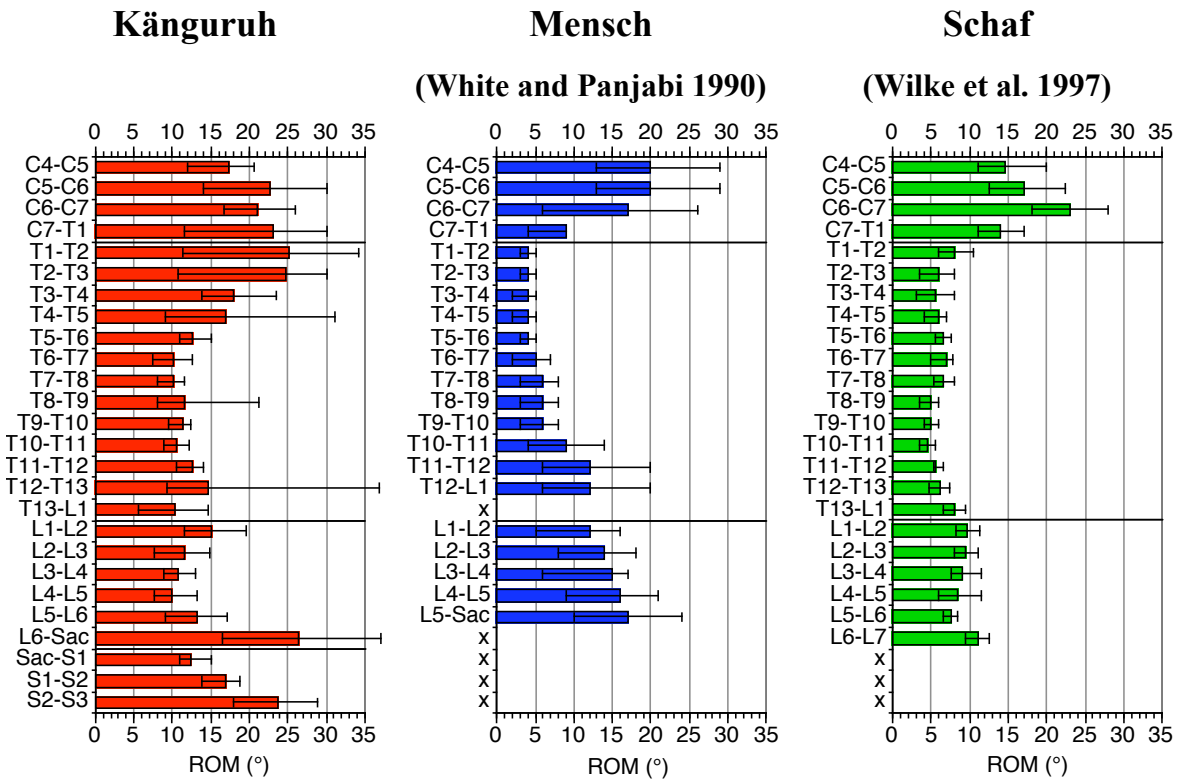


Abbildung 70: *Vergleich des Range of Motion (ROM) der Känguruh-, Human- und Schafwirbelsäule in Extension-Flexion. Die Bewegungsumfänge in Extension und in Flexion wurden addiert. Mittelwerte sowie kleinster und größter Wert in °.*

Halswirbelsäule:

Alle drei Spezies wiesen in dieser Belastungsrichtung eine relativ große Beweglichkeit im Halsbereich auf. Es zeigten sich sehr gute Übereinstimmungen zwischen Mensch und Känguruh. Der Range of Motion der Halssegmente C4-C5 bis C6-C7 bewegte sich bei Mensch und Känguruh um ca. 20°. Auch die Beweglichkeit der Schafhalswirbelsäule lag ungefähr in diesem Bereich. Bei der Untersuchung der Känguruh- wie auch der Schafhalswirbelsäule wurde mit Momentgrenzen von ±2,5 Nm gearbeitet.

Brustwirbelsäule:

Der Brustbereich der Känguruhwirbelsäule war in Flexion-Extensions-Richtung deutlich beweglicher als die Brustabschnitte von Mensch und Schaf. Die Humanwirbelsäule und die Schafwirbelsäule hatten hier einen sehr ähnlichen Bewegungsumfang von ungefähr 4° bis 12°. Vor allem im oberen Brustbereich war das Känguruh circa viermal beweglicher, obwohl die Känguruhbrustwirbelsäule bei Momentgrenzen von nur ±2,5 Nm untersucht wurde, die Brustwirbelsäule des Schafes aber bei ±7,5 Nm. Im unteren thorakalen Bereich waren zwischen Känguruh und Mensch allerdings wieder gute Übereinstimmungen zu finden. Hier war die Beweglichkeit des Schafes etwas geringer.

Lendenwirbelsäule:

Bei allen drei Spezies war der Range of Motion im Lendenbereich geringer als der im Halsbereich. Es fiel eine gute Übereinstimmung zwischen Känguruh- und Humanwirbelsäule auf. Die Bewegungsumfänge der Segmente dieser beiden Spezies rangierte zwischen ungefähr 10° und 17°. Der ROM der Schaflendenwirbelsäule war etwas kleiner, außer Segment L6-L7 zeigten alle Schafsegmente Werte unter 10°. Die Lendenwirbelsäulen von Schaf und Känguruh wurden beide mit maximal ±7,5 Nm belastet.

Schwanzwirbelsäule:

Nur beim Känguruh wurde auch die Schwanzwirbelsäule mituntersucht. Wie im Lendenbereich wurden Momentgrenzen von ±7,5 Nm festgesetzt. Dabei ergab sich für Sac-S1 und S1-S2 ein Bewegungsausmaß, welches ungefähr dem der humanen unteren Lendensegmente oder den humanen Halssegmenten entsprach.

AXIALE ROTATION (Abbildung 71)

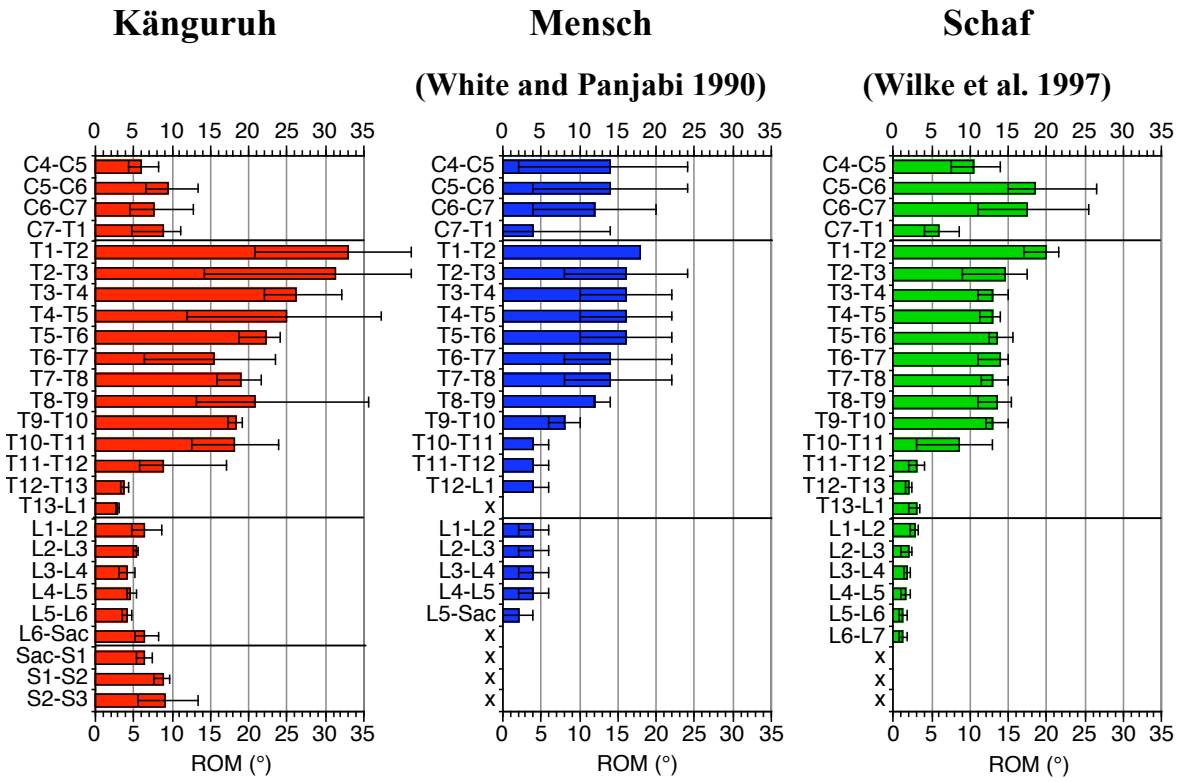


Abbildung 71: *Vergleich des Range of Motion (ROM) der Känguruh-, Human- und Schafwirbelsäule in axialer Rotation. Die Bewegungsumfänge in der Rotation nach links und rechts wurden addiert. Mittelwerte sowie kleinster und größter Wert in °.*

Halswirbelsäule:

Die Halssegmente des Känguruhs waren im Vergleich zu denen des Menschen und des Schafes am wenigsten beweglich. In der Rotation bot die HWS des Känguruhs einen maximalen ROM von 9,5° (C5-C6). Human- und Schafwirbelsäule waren etwas beweglicher, alle drei Spezies waren sich dennoch recht ähnlich. Das Schaf hatte die rotatorisch mitunter beweglichsten Segmente im Halsbereich, wogegen die Halssegmente von Känguruh und Mensch jeweils unbeweglicher waren als die Brustssegmente.

Brustwirbelsäule:

Eine relativ große Rotation wurde bei allen drei Spezies im Brustbereich zugelassen. Schaf- und Humanwirbelsäule waren sich hinsichtlich des Range of Motion recht ähnlich. Die meisten Bewegungssegmente zeigten im Brustbereich Werte um ca. 15°. Vor allem der obere Abschnitt der Känguruhbrustwirbelsäule aber war beweglicher. Für die Segmente T1-T2 und T2-T3 des Känguruhs wurden Bewegungsumfänge von 32,9° bzw. 31,4° notiert, obwohl sie bei maximal ±2,5 Nm und nicht wie die Schafsegmente bei ±7,5 Nm gemessen wurden. Das Schaf besaß also im Brustbereich einen dem Menschen ähnlicheren Bewegungsumfang als das Känguruh.

Lendenwirbelsäule:

Im Lendenbereich ließen sich sehr gute Übereinstimmungen zwischen Känguruh- und Humanwirbelsäule erkennen. Die sehr ähnliche Wirbelgelenkanatomie ließ eine ähnliche Beweglichkeit in den Lendenabschnitten von Känguruh und Mensch zu. Beim Beuteltier wurden Werte von 4,2° bis 6,3° gemessen, beim Menschen 4° (außer L5-Sacrum). Die Beweglichkeit der Schaflendenwirbelsäule betrug meist nur 50% des Humanwertes.

Schwanzwirbelsäule:

Nur beim Känguruh wurde auch die Schwanzwirbelsäule studiert. Wie im Lendenbereich wurden Momentgrenzen von ±7,5 Nm festgesetzt. Die Rotationsbeweglichkeit der

Känguruhschwanzsegmente war etwas größer als die der Lendenwirbelsäule des Känguruhs.

SEITNEIGUNG (Abbildung 72)

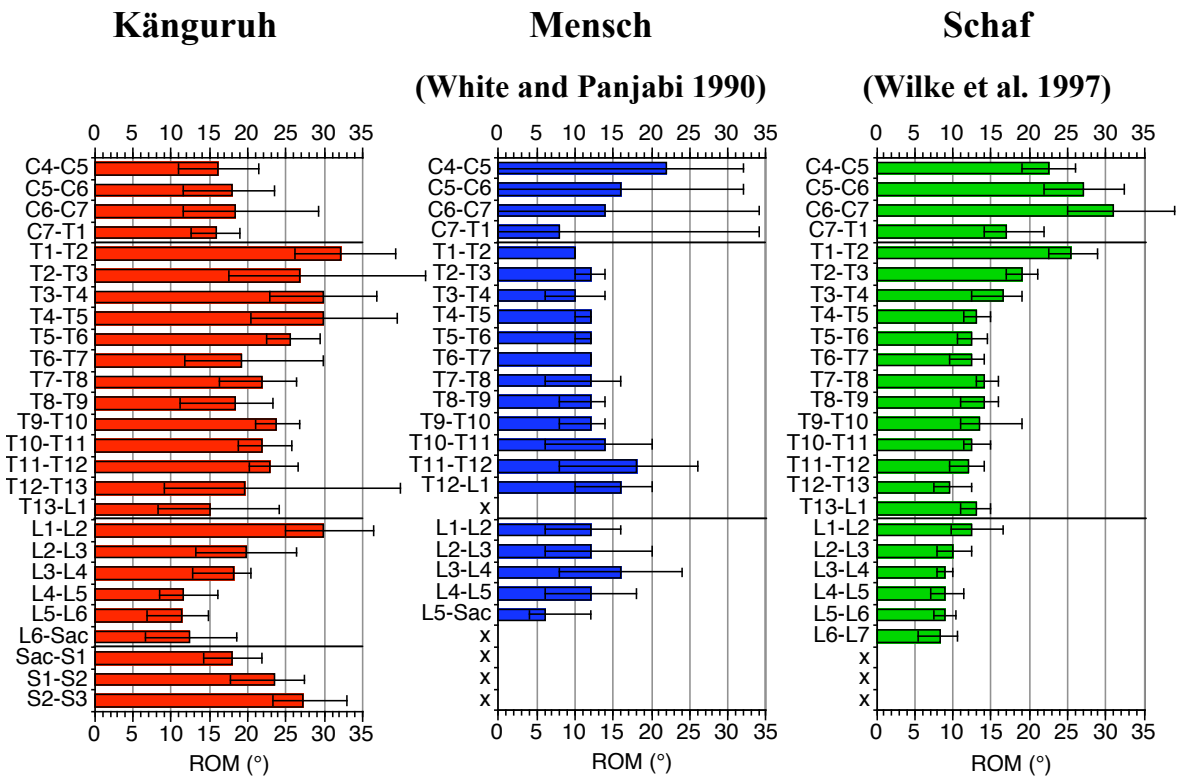


Abbildung 72: *Vergleich des Range of Motion (ROM) der Känguruh-, Human- und Schafwirbelsäule in Seitneigung. Die Bewegungsumfänge in der Seitneigung nach rechts und links wurden addiert. Mittelwerte sowie kleinster und größter Wert in °.*

Halswirbelsäule:

In der Halswirbelsäule waren gute Übereinstimmungen zwischen Känguruh- und Humanwirbelsäule zu finden. Die Halssegmente des Känguruhs lagen recht einheitlich bei Werten von 16,2° bis 18,4°. Der ROM der humanen Bewegungssegmente nahm in cranio-

caudaler Richtung von 22° auf 8° ab. Der Halsbereich des Schafes war beweglicher als der der anderen zwei Spezies.

Brustwirbelsäule:

Im Brustbereich war das Känguruh wieder deutlich beweglicher als Mensch und Schaf. Wie in der Rotation war auch hier der größte ROM bei Segment T1-T2 (32,2°) gemessen worden. Die oberen zwei Brustsegmente des Schafes waren ungefähr so beweglich wie die des australischen Beuteltieres. Dann aber war die weitere BWS des Schafes hinsichtlich der ROM-Werte den humanen Segmenten sehr ähnlich. Die meisten Bewegungssegmente von Mensch und Schaf rangierten zwischen 10° und 15° ROM.

Lendenwirbelsäule:

Im Bereich der Lendenwirbelsäule zeigten sich wieder zwischen Känguruh und Mensch sehr gute Parallelen. Außergewöhnlich war jedoch der große Range of Motion von 30°, der für Segment L1-L2 gemessen wurde. Auch die Schaflendenwirbelsäule hatte in der Seitneigung ein ähnliches Bewegungsausmaß vorzuweisen, war aber etwas unbeweglicher als die Human- und die Känguruhwirbelsäule.

Schwanzwirbelsäule:

Im Schwanzbereich der Känguruhwirbelsäule stieg der Bewegungsumfang von 18° bei Sac-S1 bis auf 27,1° bei S2-S3. Damit hatte dieser Bereich ungefähr die große Beweglichkeit der BWS des Känguruhs erreicht und war beweglicher als alle Segmente der menschlichen Wirbelsäule.

4.2.3 SCHLUSSFOLGERUNG AUS DEM VERGLEICH DER BIOMECHANIK

Im Hinblick auf die Bewegungscharakteristik zeigten sich zwischen Känguruh und Mensch im Hals- und Lendenbereich große Ähnlichkeiten. Übereinstimmungen in der Anatomie, vor allem der Wirbelgelenkmorphologie, der Wirbelkörperdimensionen und der Bandscheibenhöhen, wirkten sich auf die Kinematik der jeweiligen Wirbelsäulenabschnitte aus. Lediglich der thorakale Bereich der Känguruhwirbelsäule unterschied sich hinsichtlich des Range of Motion deutlich von den Abschnitten der zwei anderen Spezies. Er war in jeder Belastungsrichtung deutlich beweglicher.

Unter Extensions-Flexions-Belastung war das Känguruh dem Menschen in den untersuchten Halswirbelsäulensegmenten, im unteren Brustabschnitt und im Lendenbereich ähnlicher als das Schaf. Unter axialer Rotationsbelastung zeigte das Känguruh in der Lendenwirbelsäule eine größere Übereinstimmung mit dem Menschen als das Schaf. Unter Seitneigungsbelastung gab es im unteren Hals- und unteren Lendenwirbelsäulenbereich zwischen Mensch und Känguruh größere Ähnlichkeiten als zwischen Mensch und Schaf. Im Brustbereich verfügte aber das Schaf über Bewegungseigenschaften, die den menschlichen sehr ähnlich waren.

Aufgrund spezieller Tötungs- und Schlachtverfahren fehlten den untersuchten Känguruhwirbelsäulen meist die obersten Halswirbel, sodaß die Halssegmente C1-C2 bis C3-C4 des Känguruhs nicht untersucht werden konnten. Eine Erweiterung des Vergleichs auf diese fehlenden Bewegungssegmente sollte Gegenstand zukünftiger Studien sein.

4.3 TRABEKULÄRE KNOCHENDICHTE AUSGEWÄHLTER WIRBELKÖRPER VON KALB UND KÄNGURUH

4.3.1 MATERIAL UND METHODEN

Die quantitative Computertomographie (QCT) ist eine etablierte Methode zur Knochendichtebestimmung und wird häufig in der Osteoporoseforschung eingesetzt (AUGAT et al. 1998, FORMICA et al. 1998, GENANT et al. 1985 und 1989, ITO et al. 1999, VON STREMPEL et al. 1993).

Anstelle von Ganzkörpercomputertomographen (BACHRACH et al. 1999, KALENDER et al. 1987 und 1989, KARANTANAS et al. 1991, LANG et al. 1988, MAJUMDAR et al. 1999, STEIGER et al. 1990) wurde in den letzten Jahren mehr und mehr auch die periphere quantitative Computertomographie (pQCT) zur Messung der Knochenmineraldichte benutzt (BANSE et al. 2001, EBBESEN et al. 1999, FORMICA et al. 1998, JIANG et al. 1998, WACHTER et al. 2001).

Die auch in der vorliegenden Arbeit angewandte pQCT wurde bereits 1976 von der Arbeitsgruppe um RÜEGSEGGER zur selektiven Bestimmung der trabekulären Knochendichte an den Extremitäten eingeführt. Sie dient nun vor allem als diagnostisches Mittel zur Abschätzung des Osteoporosegrades und des Frakturrisikos am Unterarm (AUGAT et al. 1998, BUTZ et al. 1994, GRAMPP et al. 1995, SCHNEIDER und BÖRNER 1991). Eine, verglichen mit der Ganzkörpertomographie, geringere Strahlenbelastung, geringere Kosten und eine besonders hohe Reproduzierbarkeit der Messergebnisse sprechen für diese Methode (AUGAT et al. 1998, DAMBACHER und RÜEGSEGGER 1985, MÜLLER et al. 1989). Die pQCT bietet sich daher ebenso zur *in-vitro* Präparatemessung an (BANSE et al. 2001, JIANG et al. 1998, WACHTER et al. 2001).

Bei der pQCT wird, wie auch in der vorliegenden Arbeit durchgeführt, zuerst eine Übersichtsaufnahme (Topogramm, Scout-View) des Präparates angefertigt. Anhand dieses Topogrammes kann selektiv und mit großer Präzision wiederholbar die gewünschte Stelle, an der die Dichtemessung erfolgen soll, ausgesucht werden. Die quantitative Analyse des Querschnittbildes erfolgt dann halbautomatisch, indem mittels eines standardisierten Schwellenwertes Spongiosa und Corticalis separat voneinander bewertet werden können.

Scout-View-System und Schwellenwertanalyse tragen massgeblich zur hohen Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei (AUGAT et al. 1998, DAMBACHER et al. 1985, SCHNEIDER et al. 1985, STEBLER et al. 1983).
In der vorliegenden Studie wurde zur Bestimmung der trabekulären Wirbelkörperknochendichte die Multi-Slice-Technik angewendet. Das bedeutet, die Knochendichte wurde standardisiert an drei verschiedenen Positionen des Wirbelkörpers gemessen und daraus wurde ein Mittelwert berechnet. Auch diese Multi-Slice-Technik trägt zur Erhöhung der Präzision und Reproduzierbarkeit bei, da die Knochendichte innerhalb eines Wirbelkörpers variiert (BANSE et al. 2001, CODY et al. 1991, FLYNN et al. 1993).
In einigen Studien wurde die Knochendichte nur anhand sehr kleiner Knochenproben bestimmt, die aus dem Wirbelkörper, dem Femur oder von anderen Orten entnommen wurden (MAJUMDAR et al. 1998, NICHOLSON et al. 1997, WACHTER et al. 2001). Dies hat den Nachteil, daß sich Inhomogenitäten innerhalb des Untersuchungsexemplars sehr stark auswirken und daraus große Abweichungen der Messwerte resultieren. Wie in vielen vorherigen Studien (MYERS et al. 1996, WITTENBERG et al. 1991, ZINK et al. 1997) wurde die Mineraldichteanalyse deshalb in der vorliegenden Arbeit an ganzen Wirbelkörpern durchgeführt.

4.3.2 ERGEBNISSE – EIN VERGLEICH DER DATEN VON KÄNGURUH, MENSCH UND KALB

Die für die Känguruh- und die Kalbswirbelsäule erhobenen Knochendichtewerte wurden mit Daten zur menschlichen Wirbelsäule verglichen. Dabei repräsentierte nun die Kalbswirbelsäule die Wirbelsäule eines typischen Vierbeiners. Eigene unveröffentlichte Untersuchungen zeigten, daß Schafwirbelkörper eine drei- bis fünffach höhere trabekuläre Knochendichte als humane Wirbelkörper besitzen und ein in diesen Vergleich Miteinbeziehen der Schafwirbelkörper somit wenig Sinn macht. Von der jungen, noch nicht ausgewachsenen Kalbswirbelsäule aber war zu erwarten, daß sie auf Grund vieler knorpeliger Anteile eine relativ niedrige Knochendichte haben würde und unter den Vierbeinerwirbelsäulen die dem Menschen ähnlichsten Werte aufweisen würde.

Die humanen Vergleichsdaten entstammten in erster Linie *in vitro* Untersuchungen, die der vorliegenden Studie in der Durchführung besonders ähnlich waren (BANSE et al. 2001, KANDZIORA et al. 2001).

Die humanen Vergleichswerte für T9 und L4 von BANSE et al. 2001 stellen Einzelwerte dar. Diese Daten wurden für den Vergleich herangezogen, weil sie die einzig verfügbaren Knochendichtewerte zu jungen Individuen unter Einschluß der mittleren Lendenwirbelsäule darstellten (bei einer ähnlichen Methodik). Daß die Daten von BANSE et al. 2001 repräsentativ sind, verifizieren die Arbeiten von THICKMAN et al. 1990 und WITTENBERG et al. 1991. Für die junge thorakolumbale Wirbelsäule wurden in diesen Arbeiten Knochendichtewerte von 160 bis 180 mg/ccm beziehungsweise 175 mg/ccm berichtet.

VERGLEICH DER KNOCHENDICHTE:

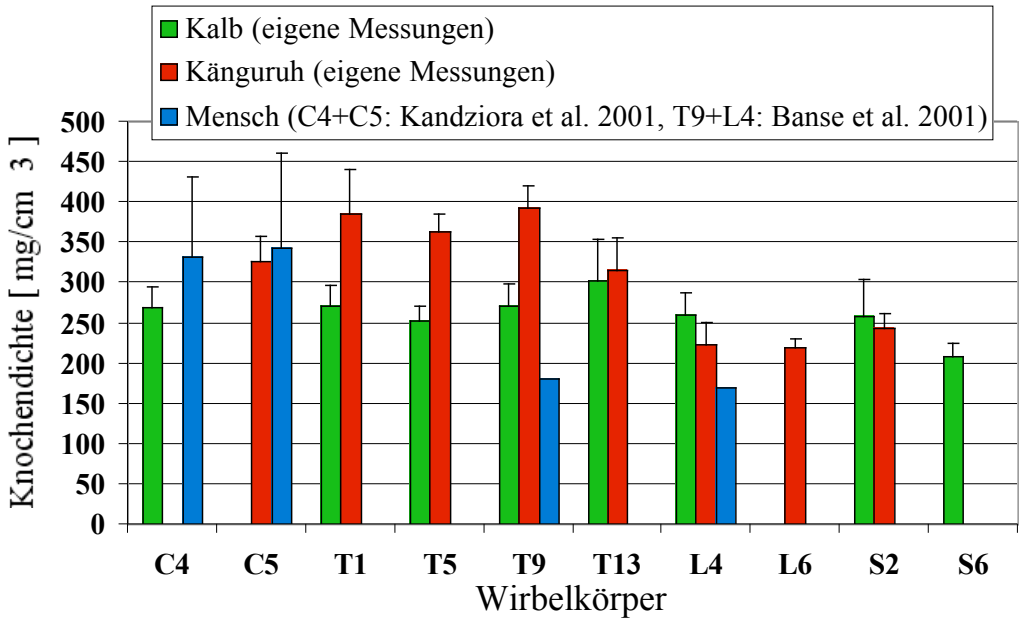


Abbildung 73: *Vergleich der trabekulären Wirbelkörperknochendichte von Känguruh, Mensch und Kalb. Mittelwerte und Standardabweichungen in mg / cm^3.*

Im Halsbereich dienten die Humandaten von KANDZIORA et al. 2001 als Vergleichswerte. Untersucht wurden in dieser Arbeit Halswirbel von zwanzig Erwachsenen im Alter zwischen 32 und 60 Jahren.

Die Halswirbel C5 des Menschen mit 343 mg/cm^3 und die des Känguruhs mit 327 mg/cm^3 zeigten eine sehr ähnliche Knochendichte der Wirbelkörperspongiosa. Die Dichte des Kalbswirbelkörpers C4 betrug 270,1 mg/cm^3 und war damit um 19% geringer als die des humanen Halswirbel C4 (333 mg/cm^3).

Im Brustbereich wies das Känguruh die mit Abstand höchste Wirbelkörperknochendichte auf. Für den thorakolumbalen Abschnitt wurden humane Vergleichsdaten der Arbeit von BANSE et al. 2001 entnommen, da KANDZIORA et al. 2001 nur die cervicale Wirbelsäule untersucht hatten. In der Arbeit von BANSE et al. 2001 waren Brust- und Lendenwirbel eines zwanzigjährigen Erwachsenen untersucht worden.

Brustwirbel T9 des Känguruhs hatte mit 392,6 mg/cm^3 eine mehr als doppelt so hohe Dichte wie Brustwirbel T9 des Menschen mit 181 mg/cm^3. Das Kalb zeigte hier einen dem Menschen ähnlicheren, aber immmer noch deutlich höheren Wert für T9 mit 270,5 mg/cm^3.

Die Gegenüberstellung der Knochendichtewerte für Lendenwirbel L4 zeigte im Lendenwirbelsäulenbereich wieder große Übereinstimmungen zwischen Känguruh- und Humanknochendichte. L4 des Känguruhs hatte mit 223,4 mg/cm^3 eine nur geringfügig höhere trabekuläre Knochendichte als der menschliche Wirbelkörper L4 mit 169 mg/cm^3. Der Kalbswirbel L4 war mit 260,8 mg/cm^3 etwas weiter vom Humanwert entfernt.

Beim Känguruh war L6 der Wirbelkörper mit der geringsten Knochendichte (220,1 mg/cm^3), beim Kalb war es Schwanzwirbel S6 mit 209,2 mg/cm^3. Auch Schwanzwirbel S2 des Känguruhs mit 243 mg/cm^3 bot noch eine mit menschlichen Brust- und Lendenwirbelkörpern vergleichbare Knochendichte.

4.3.3 SCHLUSSFOLGERUNG AUS DEM VERGLEICH DER KNOCHENDICHTE

Die Känguruhwirbelsäule war der humanen Wirbelsäule hinsichtlich der trabekulären Knochendichte im Hals- und Lendenbereich sehr ähnlich. Für Halswirbel C5 und Lendenwirbel L4 waren zwischen Mensch und Känguruh gute Übereinstimmungen festzustellen. Der Brustwirbelsäulenbereich des Beuteltieres zeigte allerdings eine viel höhere Knochendichte als beim menschlichen Brustwirbel T9 gemessen wurde. Nur die thorakalen Kalbswirbel, Knochen eines noch nicht ausgewachsenen Tieres, besaßen eine relativ niedrige Knochendichte und lagen mit dieser näher bei den Humandaten.
Leider konnten in diesen Vergleich nur vier einzelne Wirbel als Repräsentanten der humanen Wirbelsäule aufgenommen werden, da eine komplette Knochendichteanalyse der menschlichen Wirbelsäule nicht bekannt war. Ausführliche Knochendichtestudien über die gesamte menschliche Wirbelsäule hinweg sollten Gegenstand zukünftiger Arbeiten sein.

4.4 MECHANISCHE EIGENSCHAFTEN DES TRABEKULÄREN WIRBELKÖRPERKNOCHENS VON KALB UND KÄNGURUH

4.4.1 MATERIAL UND METHODEN

Die Methode, mittels einer elektrohydraulischen Materialprüfmaschine durch Kompressionstests die mechanischen Eigenschaften von trabekulärem Knochen zu bestimmen, ist weit verbreitet (AUGAT et al. 1998, JIANG et al. 1998, KEAVENY et al. 1993, LINDE et al. 1989 und 1992, MAJUMDAR et al. 1999). Solche Tests werden in erster Linie in der Osteoporose- und Frakturforschung durchgeführt. Auf diese Weise wird oft die Korrelation von mechanischen Eigenschaften und Knochendichte untersucht, um den Vorhersagewert verschiedener Knochendichtemessverfahren für das Frakturrisiko zu erforschen (HVID et al. 1989, JIANG et al. 1998, LANG et al. 1988, MAJUMDAR et al. 1999, VESTERBY et al. 1991, WACHTER et al. 2001).

Selbst die Untersuchung von einzelnen Trabekeln kann auf diese Weise durchgeführt werden (SAMELIN et al. 1996). Üblich ist aber die Untersuchung von trabekulären Knochenproben einer Größe von 4 bis 20 mm (AUGAT et al. 1998, JIANG et al. 1998, ODGAARD und LINDE 1991, POUMARAT und SQUIRE 1993, SWARTZ et al. 1991). Da trabekulärer Knochen kein homogenes Material ist und sich Inhomogenitäten der Trabekelstruktur bei sehr kleinen Proben stärker auswirken, wird geraten, zu größeren Proben zu greifen (CHOI et al. 1990, LINDE et al. 1992). Bei sehr großen Knochenproben aber wirken sich Reibungsprozesse zwischen Knochen und Druckplatte zu stark aus und führen zu einer Überschätzung der Steifigkeit (LINDE et al. 1992).

In verschiedenen Arbeiten wurden Knochenexemplare von unterschiedlicher Geometrie getestet. Einige Autoren verwendeten Knochenzylinder (HVID et al. 1989, WACHTER et al. 2001), andere Quader (ODGAARD und LINDE 1991, POUMARAT und SQUIRE 1993), wieder andere Würfel (AUGAT et al. 1998, MAJUMDAR et al. 1999, NICHOLSON et al. 1998). Nach LINDE et al. 1992 scheint die Geometrie nicht entscheidend zu sein, sondern nur die Länge der Probe in Kraftrichtung. Gemäß dieser Studie empfiehlt es sich, entweder Würfel einer Kantenlänge von 6,5mm oder Zylinder mit einem Durchmesser von 7,5mm und einer Länge von 6,5mm zu verwenden.

Da sich trabekulärer Knochen durch seine Anisotropie auszeichnet, ist es sinnvoll, ihn in den drei Belastungsrichtungen cranio-caudal, medio-lateral und antero-posterior zu testen (AUGAT et al. 1998, ASHMAN et al. 1989, KUHN et al. 1989, HANS et al. 1999, MAJUMDAR et al. 1998, NICHOLSON et al. 1997).
Um diese Anisotropie zu berücksichtigen, wurde in der vorliegenden Studie die Würfelform der Knochenproben gewählt. Die Kantenlänge von 8mm in dieser Arbeit stellte einen Kompromiß dar aus der Empfehlung von LINDE et al. 1992 und den in anderen Studien meist ewas größer gewählten Kantenlängen.
Das präkonditionieren der Knochenproben durch mehrmaliges Vorbelasten ist ein anerkanntes Verfahren, da die Steifigkeit nach mehreren Belastungszyklen zunimmt, dann aber einen Plateauwert erreicht (AUGAT et al. 1998, WACHTER et al. 2001, MAJUMDAR et al. 1998 und 1999). Zweimaliges Vorbelasten wurde in der vorliegenden Studie als ausreichend angesehen, der dritte Zyklus wurde ausgewertet.
Wie in anderen Studien wurde auch in der vorliegenden Arbeit eine bewegliche obere Druckplatte verwendet, die sich einer nicht vollkommen parallel gesägten Probenoberfläche anpasst (NICHOLSON et al. 1997).

4.4.2 ERGEBNISSE – EIN VERGLEICH DER DATEN VON KÄNGURUH, MENSCH UND KALB

Im folgenden Abschnitt wurden die in der vorliegenden Arbeit erfassten mechanischen Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens von Känguruh und Kalb mit menschlichen Daten aus der Literatur verglichen. Wie auch bei dem Vergleich der Knochendichte repräsentierte hier die Kalbswirbelsäule die Wirbelsäule eines typischen Vierbeiners.
Da keine Studien bekannt sind, in denen die mechanischen Eigenschaften von trabekulärem Wirbelkörperknochen aus dem menschlichen Hals- und Brustbereich untersucht wurden, konnten nur Daten aus dem Lendenwirbelsäulenabschnitt miteinander verglichen werden.

Der Vergleich beschränkt sich also auf die Betrachtung der mechanischen Eigenschaften von trabekulärem Knochen aus Wirbelkörper L4. Die E-Moduln in cranio-caudaler (Ecc), medio-lateraler (Eml) und antero-posteriorer (Eap) Richtung, sowie auch die Druckfestigkeiten der Wirbel L4 von Känguruh, Mensch und Kalb wurden einander gegenübergestellt.

Die humanen E-Modul-Daten in allen drei Richtungen entstammen der Arbeit von NICHOLSON et al. 1997. Die Humanwerte zur Druckfestigkeit wurden der Studie von MAJUMDAR et al. 1998 entnommen. Die Vorgehensweise dieser Arbeitsgruppen war der in der vorliegenden Arbeit sehr ähnlich. Lediglich die Größen der Würfelproben waren unterschiedlich. So untersuchten NICHOLSON et al. 1997 Proben einer Kantenlänge von 20 mm und MAJUMDAR et al. 1998 Knochenwürfel einer Kantenlänge von 12 mm.

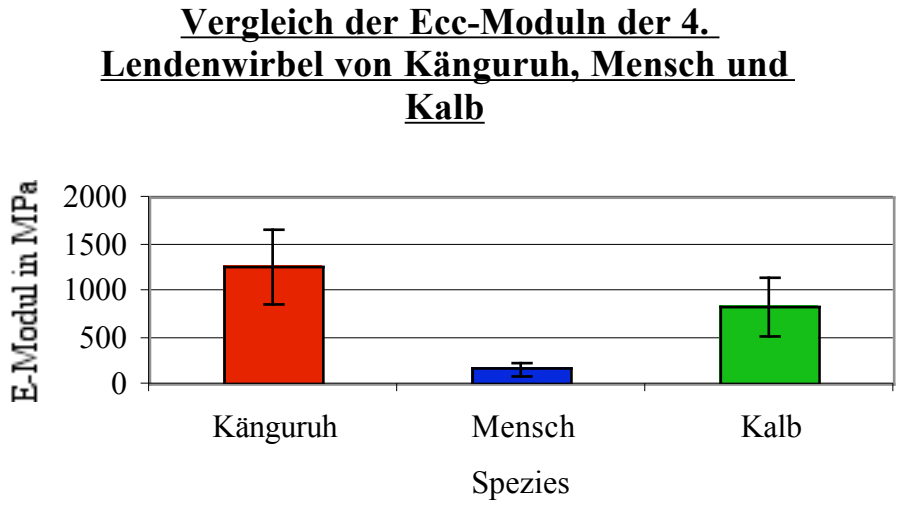


Abbildung 74: *Vergleich der E-Moduln in cranio-caudaler Richtung (Ecc-Moduln) der Wirbel L4 von Känguruh, Mensch und Kalb. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

Im Vergleich zeigte sich für das Känguruh die geringste Elastizität in cranio-caudaler Richtung. Der E-Modul des Känguruhs war mit 1262,1 MPa um ein Vielfaches höher als der für den Menschen von NICHOLSON et al. 1997 mit 164,7 MPa beschriebene

Druckmodul. Aber auch der E-Modul des Kalbswirbelkörpers war mit 828,3 MPa ungleich höher als der des Menschen.

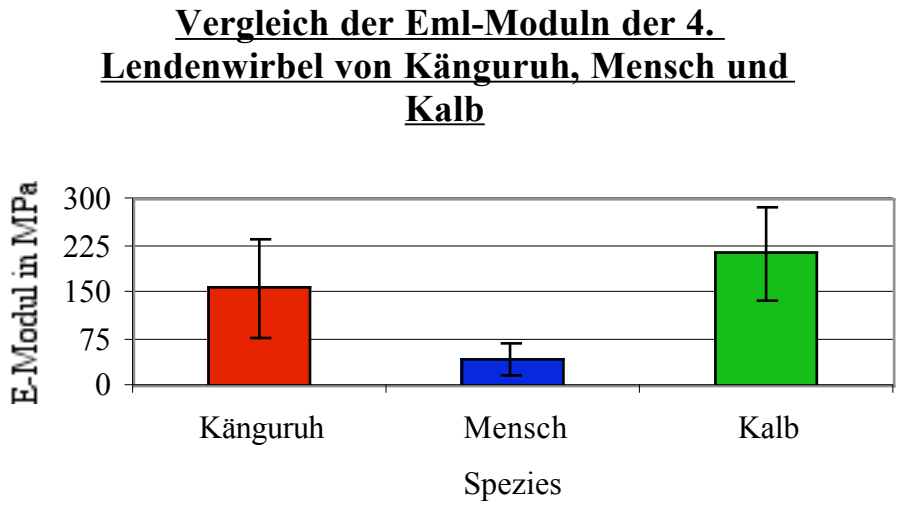


Abbildung 75: *Vergleich der E-Moduln in medio-lateraler Richtung (Eml-Moduln) der Wirbel L4 von Känguruh, Mensch und Kalb. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

Gemessen in medio-lateraler Richtung war der höchste E-Modul mit 212,8 MPa beim Kalb zu finden. Der Elastizitäts-Modul des Beuteltieres betrug nur 157,1 MPa, war damit aber immer noch fast viermal so hoch wie der des Menschen (42,9 MPa).

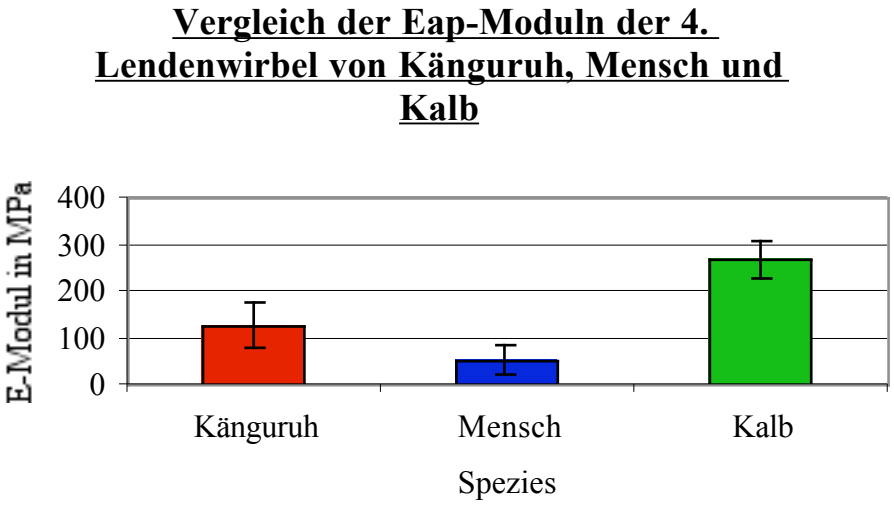


Abbildung 76: *Vergleich der E-Moduln in antero-posteriorer Richtung (Eap-Moduln) der Wirbel L4 von Känguruh, Mensch und Kalb. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

Auch in antero-posteriorer Belastungsrichtung wies der trabekuläre Kalbswirbelkörperknochen mit 268,3 MPa die geringste Elastizität auf. Für das Känguruh wurden hier 128 MPa notiert, welches somit dem Humanwert von 51,6 MPa deutlich näher kam.

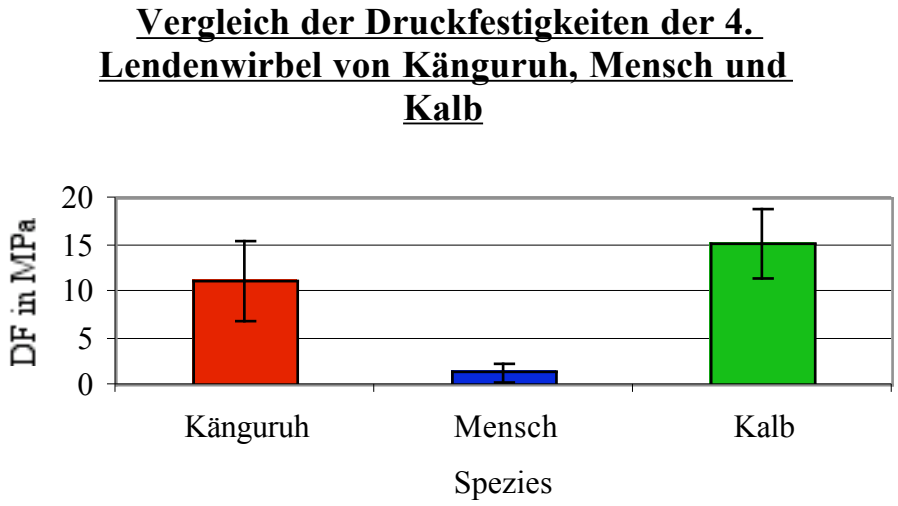


Abbildung 77: *Vergleich der Druckfestigkeiten (DF) in cranio-caudaler Richtung der Wirbel L4 von Känguruh, Mensch und Kalb. Mittelwerte und Standardabweichungen in MPa.*

Die Druckfestigkeit des trabekulären Kalbswirbelkörperknochens war mit 15,2 MPa im Vergleich am größten. Die Festigkeitsprüfung des Känguruhknochens erbrachte einen Wert von 11,1 MPa. Beide Werte lagen weitaus höher als jener, der von MAJUMDAR et al. 1998 für den menschlichen trabekulären Lendenwirbelkörperknochen notiert wurde. Dieser betrug nur 1,3 MPa.

4.4.3 SCHLUSSFOLGERUNG AUS DEM VERGLEICH DER MECHANISCHEN EIGENSCHAFTEN DES TRABEKULÄREN WIRBELKÖRPERKNOCHENS

Die E-Moduln und die Druckfestigkeit für Wirbel L4 waren bei den Wirbelkörpern beider Tiere deutlich höher als beim Menschen. Abgesehen vom E-Modul in cranio-caudaler Richtung, wies der Lendenwirbelkörper des Känguruhs niedrigere Werte auf als der des Kalbs. Somit lagen die E-Modul-Werte in medio-lateraler und antero-posteriorer Richtung und die Druckfestigkeit des Känguruhs näher beim Menschen als die des Kalbs.
Es herrschte eine Diskrepanz zwischen Humandaten und Tierdaten. Die Humanwerte für die Elastizitäts-Moduln und die Druckfestigkeit waren deutlich kleiner. Zum einen mag das daran liegen, daß die untersuchten menschlichen Knochenproben eine relativ geringe Knochendichte besaßen. So gaben MAJUMDAR et al. Knochendichten von 121,4 mg/cm^3 ± 58,9 mg/cm^3 für ihre Untersuchungsobjekte an. NICHOLSON et al. machten zur Knochendichte keine Angaben. Zum anderen sind die Ausrichtung, die Form und die Dicke der Knochentrabekel mitverantwortlich für die mechanischen Eigenschaften des trabekulären Knochens.

4.5 ZUSAMMMENFASSUNG DER DISKUSSION UND BEURTEILUNG DER KÄNGURUHWIRBELSÄULE ALS MODELL FÜR DIE HUMANE WIRBELSÄULE

Die Känguruhwirbelsäule wurde im Hinblick auf die Anatomie, die Beweglichkeit (Biomechanik), die Knochendichte und die mechanischen Eigenschaften des trabekulären Knochens mit der menschlichen Wirbelsäule und mit Vierbeinerwirbelsäulen verglichen. Besonders im Hals- aber auch im Lendenbereich zeigten sich Ähnlichkeiten zwischen der Wirbelsäule des roten Riesenkänguruhs und der des Menschen. Diese Ähnlichkeiten waren zwischen Mensch und Känguruh meist größer als zwischen Mensch und Vierbeiner. Die Brustwirbelsäule des Beuteltieres ließ insgesamt allerdings nur wenige Parallelen mit der humanen Brustwirbelsäule erkennen.

Der Vergleich der Anatomie verdeutlichte, daß die Känguruhwirbelsäule ähnlich wie die humane Wirbelsäule morphologisch an die bipede Fortbewegung angepaßt ist. Die dem Menschen ähnliche Gelenkflächenanatomie und die hohen Bandscheiben im Lendenbereich, sowie die kleinen Halswirbel waren Indikatoren dafür. Die Schafwirbelsäule zeigte dagegen typische Merkmale eines Vierbeiners, wie die halbröhrenförmigen Gelenkfortsätze und die niedrigen Bandscheiben im Lendenbereich, sowie die großen Halswirbel. Auch hinsichtlich des Dens Axis war das Känguruh dem Menschen ähnlicher als das Schaf. Bezüglich der Lendenwirbelanatomie war das Känguruh dem Menschen nur geringfügig ähnlicher als das Schaf. Die Lendenwirbel beider Tiere waren höher und schmaler als die Lendenwirbel des Menschen. Die Brustwirbel des Känguruhs waren deutlich kleiner als die des Menschen und zeigten nur wenige anatomische Übereinstimmungen.

Die morphologischen Merkmale wirkten sich auf die Kinematik aus. So war Mensch und Känguruh im Hals- und im Lendenbereich eine ähnliche Beweglichkeit zueigen. Die Beweglichkeit in der Extension und Flexion war zwischen Känguruh und Mensch in den untersuchten Halswirbelsäulensegmenten, im unteren Brustabschnitt und im Lendenbereich ähnlicher als zwischen Schaf und Mensch. In der axialen Rotation wies das Känguruh in der Lendenwirbelsäule eine größere Übereinstimmung mit dem Menschen auf als das Schaf. In der Seitneigung gab es im unteren Hals- und unteren Lendenwirbelsäulenbereich zwischen Mensch und Känguruh größere Ähnlichkeiten als zwischen

Mensch und Schaf. Im Brustbereich allerdings hatte das Schaf die dem Menschen ähnlicheren Bewegungseigenschaften.

Auch hinsichtlich der trabekulären Wirbelkörperknochendichte war die Wirbelsäule des australischen Beuteltieres der humanen im Hals- und Lendenabschnitt sehr ähnlich. Fast identische Knochendichtewerte wurden bei Mensch und Känguruh für Halswirbel C5 gefunden und auch mit Lendenwirbel L4 lag das Känguruh bezüglich der Dichte näher beim Menschen als das Kalb. Im Brustbereich hatte das Känguruh eine sehr hohe Knochendichte, hier lag das Kalb näher beim Menschen (verglichen wurden Werte für Brustwirbel T9).

Die Daten zu den mechanischen Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens konnten nur für den Lendenbereich (Lendenwirbel L4) verglichen werden, da humane Vergleichsdaten aus Hals- und Brustbereich nicht zur Verfügung standen. Die Druckfestigkeit und die E-Modul-Werte der Tierknochen waren deutlich höher als die des Menschen. Abgesehen vom E-Modul in cranio-caudaler Richtung lagen die Humandaten näher bei den Känguruhdaten.

Die Informationen zur Anatomie, Beweglichkeit, Knochendichte und den mechanischen Eigenschaften sind für die biomechanische Wirbelsäulenforschung von grundsätzlicher Wichtigkeit. Die Verwendung eines biomechanischen Modells für die humane Wirbelsäule ist nur sinnvoll, wenn das Modell in diesen vier Bereichen über ähnliche Eigenschaften verfügt. Nur wenn dies der Fall ist, ist eine Übertragbarkeit der Untersuchungsergebnisse auf den Menschen möglich.

Die Anatomie entscheidet über die Möglichkeit, ein Implantat am Studienobjekt adäquat anbringen zu können. Beispielsweise müssen Übereinstimmungen in der Pedikelmorphologie herrschen, um eine dorsale Fixation zu simulieren. In gleicher Weise müssen die Bandscheibendimensionen des Modells ähnlich sein, um künstliche Bandscheiben oder Fusionscages einsetzen und beurteilen zu können.

In Implantattests werden meist die Auswirkungen der Implantante auf die Kinematik der Wirbelsäule studiert. Somit ist es von großer Relevanz, daß das Modell nativ über eine möglichst ähnliche Beweglichkeit verfügt. Ist dies so, dann können quantitative Aussagen über eine implantatbedingte Veränderung der Kinematik gemacht werden.

Schließlich sind die trabekuläre Wirbelkörperknochendichte und die mechanischen Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens entscheidende Parameter, von

denen die Verankerungsqualität und das Sinterungsverhalten von Implantaten und Fixationssystemen abhängt.

Die hier vorliegende Studie zeigte, daß im Hals- und im Lendenbereich viele Ähnlichkeiten zwischen der Wirbelsäule des roten Riesenkänguruhs (Macropus rufus) und der menschlichen Wirbelsäule bestehen. Unter der Betrachtung aller untersuchter Parameter fanden sich insgesamt im Hals- und im Lendenwirbelsäulenbereich zwischen Mensch und Känguruh größere Übereinstimmungen als zwischen Mensch und Vierbeiner.

Der Hals- und der Lendenbereich der Känguruhwirbelsäule können für einige biomechanische *in vitro* Tests eine Alternative zur humanen Wirbelsäule darstellen. Da aber auch die Dimensionen der Känguruhwirbel nicht exakt mit denen von humanen Wirbeln übereinstimmen, bleibt für viele Experimente die menschliche Wirbelsäule nach wie vor das beste Testobjekt. Die Daten der vorliegenden Arbeit können dem Wirbelsäulenbiomechaniker als Grundlage zur Planung und Durchführung von *in vitro* Experimenten mit Känguruhwirbelsäulen dienen.

5. ZUSAMMENFASSUNG

In der biomechanischen Wirbelsäulenforschung werden, wie in vielen medizinischen Forschungsbereichen, seit vielen Jahren Tiermodelle verwendet. Zwar stellen frische Humanwirbelsäulen für *in vitro* Untersuchungen die besten Testobjekte dar, die Verfügbarkeit von Präparaten aus menschlichen Leichen ist jedoch sehr begrenzt.

Leider weisen die bisher als Modell benutzten Vierbeinerwirbelsäulen viele Unterschiede zur menschlichen Wirbelsäule auf. Da sich das rote Riesenkänguruh (Macropus rufus) auf zwei Beinen fortbewegt und oft eine aufrechte Haltung annimmt, sollte in dieser Studie untersucht werden, ob die Wirbelsäule dieses Tieres ein besseres Modell für die humane Wirbelsäule darstellt.

Die Wirbelsäule des Känguruhs wurde durch anatomische, biomechanische und strukturelle Untersuchungen umfassend charakterisiert.

Für die Untersuchung der Anatomie der Känguruhwirbelsäule wurden an jedem Wirbel von acht Wirbelsäulen insgesamt 22 Parameter der Wirbelkörper, der Pedikel, der Dorn- und Querfortsätze, des Spinalkanals, der Wirbelgelenke und der Bandscheiben quantitativ bestimmt.

Im biomechanischen Versuchsteil wurden der Bewegungsumfang, die neutrale Zone und die Steifigkeit von 13 Känguruhwirbelsäulen erforscht. Dazu wurden 170 monosegmentale Präparate in einem Wirbelsäulenbelastungssimulator in Flexions-Extensionsrichtung, axialer Rotation und Seitneigung bewegt.

Die trabekuläre Knochendichte der Wirbelkörper und die mechanischen Eigenschaften des trabekulären Wirbelkörperknochens wurden an acht Känguruhwirbelsäulen und sechs Kalbswirbelsäulen untersucht. Die Knochendichte wurde anhand von ganzen Wirbelkörpern mittels quantitativer Computertomographie erfaßt. Die Materialeigenschaften wurden an trabekulären Würfelproben mit einer Materialprüfmaschine bestimmt.

Der anatomische Vergleich zwischen Känguruh, Mensch und Schaf zeigte gute Übereinstimmungen in der Halswirbelmorphologie von Mensch und Känguruh. Die Halswirbel des Schafes waren dagegen deutlich größer. Hinsichtlich der Lendenwirbelanatomie war das Känguruh dem Menschen nur geringfügig ähnlicher als das Schaf. Beide Tiere hatten höhere und schmalere Lendenwirbel als der Mensch. Die Bandscheibenhöhen stimmten im Hals- und im Lendenbreich zwischen Mensch und Känguruh besser überein

als zwischen Mensch und Schaf. Die Brustwirbelsäule des Känguruhs zeigte nur wenige anatomische Parallelen mit der des Menschen.

Die biomechanischen Untersuchungen ließen große Ähnlichkeiten in der Beweglichkeit zwischen der Känguruh- und der Humanwirbelsäule erkennen. Unter Extensions-Flexions-Belastung war das Känguruh dem Menschen in den untersuchten Halswirbelsäulensegmenten, im unteren Brustabschnitt und im Lendenbereich ähnlicher als das Schaf. Unter axialer Rotationsbelastung zeigte das Känguruh in der Lendenwirbelsäule eine größere Übereinstimmung mit dem Menschen als das Schaf. Unter Seitneigungsbelastung gab es im unteren Hals- und unteren Lendenwirbelsäulenbereich zwischen Mensch und Känguruh größere Ähnlichkeiten als zwischen Mensch und Schaf.

Der Vergleich der Knochendichte von einzelnen Känguruh-, Human- und Kalbswirbelkörpern wies auf eine große Ähnlichkeit zwischen Känguruh und Mensch im Hals- und Lendenbereich hin. Dagegen kam dem humanen Knochendichtewert im Brustbereich der des Kalbs näher.

Die Materialeigenschaften des trabekulären Känguruh- und Kalbswirbelkörperknochens unterschieden sich von den humanen. So waren die Druckfestigkeit und die E-Modul-Werte der Tierknochen höher als die des Menschen. Allerdings lagen die Humandaten, abgesehen vom E-Modul in cranio-caudaler Richtung, näher bei den Känguruhdaten.

Betrachtet man alle untersuchten Parameter, so zeigten sich insgesamt im Hals- und im Lendenwirbelsäulenbereich zwischen Mensch und Känguruh größere Übereinstimmungen als zwischen Mensch und Vierbeiner.

Zwar gilt die menschliche Wirbelsäule nach wie vor als das beste Testobjekt für biomechanische *in vitro* Untersuchungen, jedoch können der Hals- und der Lendenbereich der Känguruhwirbelsäule für verschiedene Implantattests eine interessante Alternative darstellen. Durch die vorliegende Arbeit wurden dem Wirbelsäulenbiomechaniker grundlegende Daten für die Planung von *in vitro* Experimenten mit Känguruhwirbelsäulen bereitgestellt.

6. LITERATURVERZEICHNIS

Ahlgren BD, Vasavada MS, Brower RS, Lydon C, Herkowitz MD, Panjabi MM: Anular Incision Technique on the Strenght and Multidirectional Flexibility of the Healing Intervertebral Disc. Spine 19: 948-954 (1994)

Ahmed AM, Duncan NA, Burke DL: The Effect of Facet Geometry on the Axiale Torque-Rotation Response of Lumbar Motion Segments. Spine 15: 391-401 (1990)

Ashman RB, Bexthold JE, Edwards WT, Johnston CE, McAfee PC, Tencer AF: In Vitro Spinal Arthrodesis Implant Mechanical Testing Protocols. J Spinal Disord 2: 274-281 (1989)

Ashman RB, Rho JY, Turner CH: Anatomical Variation of Orthotropic Elastic Moduli of the Proximal Human Tibia. J Biomech 22: 895-900 (1989)

Augat P, Fuerst T, Genant HK: Quantitative Bone Mineral Assessment at the Forearm: A Review. Osteoporos Int 8: 299-310 (1998)

Augat P, Link T, Lang TF, Lin JC, Majumdar S, Genant HK: Anisotropy of the Elastic Modulus of Trabecular Bone Specimens from Different Anatomical Locations. Med Eng Phys 20: 124-131 (1998)

Bachrach LK, Hastie T, Wang M-C, Narasimhan B, Marcus R: Bone Mineral Acquisition in Healthy Asian, Hispanic, Black, and Caucasian Youth: A Longitudinal Study. J Clin Endocrin Metab 84: 4702-4712 (1999)

Banse X, Devogelaer JP, Munting E, Delloye C, Cornu C, Grynpas M: Inhomogeneity of Human Vertebral Cancellous Bone: Systematic Density and Structure Patterns Inside the Vertebral Body. Bone 28: 563-571 (2001)

Berry JL, Moran JM, Berg WS, Steffee AD: A Morphometric Study of Human Lumbar and Selected Thoracic Vertebrae. Spine 12: 362-367 (1987)

Boszczyk BM: Wirbel und Bewegung. Med Dissertation, Anatomische Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München (1997)

Camp JF, Caudle R, Ashmun RD, Roach J: Immediate Complications of Cotrel-Dubousset Instrumentation to the Sacro-Pelvis. Spine 15: 932-941 (1990)

Chang KW, Dewei Z, McAfee PC, Warden KE, Farey ID, Gurr KR: A Comparative Biomechanical Study of Spinal Fixation Using the Combination Spinal Rod-Plate and Transpedicular Screw Fixation System. J Spinal Disord 1: 257-266 (1989)

Choi K, Kuhn JL, Ciarelli MJ, Goldstein SA: The Elastic Moduli of Human Subchondral, Trabecular, and Cortical Bone Tissue and The Size-Dependency of Cortical Bone Modulus. J Biomech 23: 1103-1113 (1990)

Christensen FB, Dalstra M, Sejling F, Overgaard S, Bunger C: Titanium-Alloy Enhances Bone-Pedicle Screw Fixation: Mechanical and Histomorphometrical Results of Titanium-Alloy Versus Stainless Steel. Eur Spine J 9: 97-103 (2000)

Cotterill PC, Kostuik JP, D`Angelo G, Fernie GR, Maki BE: An Anatomical Comparison of the Human and Bovine Thoracolumbar Spine. J Orthop Res 4: 298-303 (1986)

Dambacher MA, Rüegsegger P: Nichtinvasive Untersuchungsmethoden bei Osteoporosen. Therap Umschau 42: 339-350 (1985)

Dawson TJ: Kangaroos : Biology of the Largest Marsupials. University of New South Wales Press. Australian Natural History Series. Sydney, Australia, S. 1-30 (1995)

Dick JC, Jones MP, Zdeblick TA, Kunz DN, Horton WC: A Biomechanical Comparison Evaluating the Use of Intermediate Screws and Cross-Linkage in Lumbar Pedicle Fixation. J Spinal Disord 7: 402-407 (1994)

Doherty BJ, Heggeness MH: The Quantitative Anatomy of the Atlas. Spine 19: 2497-2500 (1994)

Doherty BJ, Heggeness MH: Quantitative Anatomy of the Second Cervical Vertebra. Spine 20: 513-517 (1995)

Eger W, Kluger P, Claes L, Wilke HJ: Characteristics of an Extended Internal Fixation System for Polysegmental Transpedicular Reduction and Stabilization of the Thoracic, Lumbar and Lumbosacral Spine. Eur Spine J 8: 61-69 (1999)

Eggli S, Schläpfer F, Angst M, Witschger P, Aebi M: Biomechanical Testing of Three Newly Developed Transpedicular Multisegmental Fixation Systems. Eur Spine J 1: 109-116 (1992)

Francis CC: Dimensions of the Cervical Vertebrae. Anat Rec 122: 603-609 (1995)

Geppert J: Anatomischer und Biomechanischer Vergleich: Schweinewirbelsäule vs. Humanwirbelsäule. Med Dissertation, Universität Ulm (1999)

Goel VK, Clark CR, Harris KG, Schulte KR: Kinematics of the Cervical Spine: Effects of Multiple Total Laminectomy and Facet Wiring. J Orthop Res 6: 611-619 (1988)

Guglielmino E, La Rosa G, Russo TC, Torrisi L: Improvements in Bio-Mechanical Adhesion of Screws Used in Medical Field: First Application in Spinal Surgery. Biomed Mater Eng 5: 1-7 (1995)

Gunzburg R, Fraser RD, Moore R, Vernon-Roberts B: An Experimental Study Comparing Percutaneus Discectomy with Chemonucleolysis. Spine 18: 218-226 (1993)

Gurr KR, McAfee PC, Shih C-M: Biomechanical Analysis of Anterior and Posterior Instrumentation Systems after Corpectomy. J Bone Joint Surg 70: 1182-1191 (1988)

Gurwitz GS, Dawson JM, McNamara MJ, Federspiel CF, Spengler DM: Biomechanical Analysis of Three Surgical Approaches for Lumbar Burst Fractures Using Shortsegment Instrumentation. Spine 18: 977-982 (1993)

Hans D, Wu C, Njeh CF, Zhao S, Augat P, Newitt D, Link T, Lu Y, Majumdar S, Genant HK: Ultrasound Velocity of Trabecular Cubes Reflects Mainly Bone Density and Elasticity. Calcif Tissue Int 64: 18-23 (1999)

Hitchon PW, Goel VK, Rogge T, Grosland NM, Sairyo K, Torner J: Biomechanical Studies of a Dynamized Anterior Thoracolumbar Implant. Spine 25: 306- 309 (2000)

Hvid I, Bentzen SM, Linde F, Mosekilde L, Pongsoipetch B: X-Ray Quantitative Computed Tomography: The Relations to Physical Properties of Proximal Tibial Trabecular Bone Specimens. J Biomech 22: 837-844 (1989)

Jiang Y, Zhao J, Augat P, Ouyang X, Lu Y, Majumdar S, Genant HK: Trabecular Bone Mineral and Calculated Structure of Human Bone Specimens Scanned by Peripheral Quantitative Computed Tomography: Relation to Biomechanical Properties. J. Bone Mineral Res 13: 1783-1789 (1998)

Kalender WA, Felsenberg D, Louis O, Lopez P, Klotz E, Osteaux M, Fraga J: Reference Values for Trabecular and Cortical Vertebral Bone Density in Single and Dual-Energy Quantitative Computed Tomography. Europ J Radiol 9: 75-80 (1989)

Kalender WA, Felsenberg D, Süß C: Materialselektive Bildgebung und Dichtemessung mit der Zwei-Spektren Methode. III. Knochenmineralbestimmung mit CT and der Wirbelsäule. Digit Bilddiagn 7: 170-176 (1987)

Kandziora F, Pflugmacher R, Scholz M, Schnake K, Lucke M, Schröder R, Mittlmeier T: Comparison Between Sheep and Human Cervical Spines: An Anatomical, Radiographic, Bone Mineral Density, and Biomechanical Study. Spine 26: 1028-1037 (2001)

Karantanas AH, Kalef-Ezra JA, Glaros DC: Quantitative Computed Tomography for Bone Mineral Measurements: Technical Aspects, Dosimetry, Normal Data and Clinical Applications. Brit J Radiol 64: 298-304 (1991)

Keaveny TM, Hayes WC: A 20-Year Perspective on the Mechanical Properties of Trabecular Bone. J Biomed Eng 115: 534-542 (1993)

Keller T, Holm S, Hansson T, Spengler D: The Dependence of Intervertebral Disc Mechanical Properties on Physiologic Conditions. Spine 15: 751-759 (1990)

Kuhn JL, Goldstein SA, Feldkamp LA, Goulet RW, Jesion G: Evaluation of a Microcomputed Tomography System to Study Trabecular Bone Structure. J Orthop Res 8: 833-842 (1990)

Lang SM, Moyle DD, Clemson, Berg EW, Detorie N, Gilpin AT, Pappas NJ, Reynolds JC, Tkacik M, Waldron RL: Correlation of Mechanical Properties of Vertebral Trabecular Bone with Equivalent Mineral Density as Measured by Computed Tomography. J Bone Joint Surg 70-A: 1531-1538 (1988)

Lavaste F, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R, Mazel C: Three-Dimensional Geometrical and Mechanical Modelling of the Lumbar Spine. J Biomech 25: 1153-1164 (1992)

Lee SW, Lim TH, You JW, An HS: Biomechanical Effect of Anterior Grafting Devices on the Rotational Stability of Spinal Constructs. J Spinal Disord. 13: 150-155 (2000)

Linde F, Hvid I: The Effect of Constraint on the Mechanical Behaviour of Trabecular Bone Specimens. J Biomech 22: 485-490 (1989)

Linde F, Norgaard P, Hvid I, Odgaard A, Soballe K: Mechanical Properties of Trabecular Bone. Dependency on Strain Rate. J Biomech 24: 803-809 (1991)

Linde F, Hvid I, Madsen F: The Effect of Specimen Geometry on the Mechanical Behaviour of Trabecular Bone Specimens. J Biomech 25: 359-368 (1992)

Linde F, Sorensen HCF: The Effect of Different Storage Methods on the Mechanical Properties of Trabecular Bone. J Biomech 26: 1249-1252 (1993)

Lu J, Ebraheim NA, Yang H, Rollins J, Yeasting RA: Anatomic Bases for Anterior Spinal Surgery: Surgical Anatomy of the Cervical Vertebral Body and Disc Space. Surg Radiol Anat 21: 235-239 (1999)

Majumdar S, Kothari M, Augat P, Newitt DC, Link TM, Lin JC, Lang T, Lu Y, Genant HK: High-Resolution Magnetic Resonance Imaging: Three-Dimensional Trabecular Bone Architecture and Biomechanical Properties. Bone 22: 445-454 (1998)

Majumdar S, Lin J, Link T, Millard J, Augat P, Ouyang X, Newitt D, Gould R, Kothari M, Genant H: Fractal Analysis of Radiographs: Assessment of Trabecular Bone Structure and Prediction of Elastic Modulus and Strenght. Med Phys 26: 1330-1336 (1999)

Moroney SP, Schultz AB, Miller JA, Andersson GB: Load-Displacement Properties of Lower Cervical Spine Motion Segments. J Biomech 21: 769-779 (1988)

Müller A, Rüegsegger E, Rüegsegger P: Peripheral QCT: A Low-Risk Procedure to Identify Women Predisposed to Osteoporosis. Phys Med Biol 34: 741-749 (1989)

Myers BS, Belmont PJ, Richardson WJ, Yu JR, Harper KD, Nightingale RW: The Role of Imaging and In Situ Biomechanical Testing in Assessing Pedicle Screw Pull-Out Strenght. Spine 21: 1962-1968 (1996)

Nachemson AL, Schultz AB, Berkson MH: Mechanical Properties of Human Lumbar Spine Motion Segments. Influences of Age, Sex, Disc Level and Degeneration. Spine 4: 1-8 (1979)

Nagel DA, Edwards WT, Schneider E: Biomechanics of Spinal Fixation and Fusion. Spine 16: 151-154 (1991)

Nicholson PHF, Cheng XG, Lowet G, Boonen S, Davie MWJ, Dequeker J, Van der Perre G: Structural and Material Mechanical Properties of Human Vertebral Cancellous Bone. Med Eng Phys 19: 729-737 (1997)

Odgaard A, Linde F: The Underestimation of Young´s Modulus in Compressive Testing of Cancellous Bone Specimens. J Biomech 24: 691-698 (1991)

Oxland TR, Panjabi MM, Southern EP, Duranceau JS: An Anatomic Basis for Spinal Instability: A Porcine Trauma Model. J Orthop Res 9: 452-462 (1991)

Oxland TR, Lin RM, Panjabi MM: Three-Dimensional Mechanical Properties of the Thoracolumbar Junction. J Orthop Res 10: 573-580 (1992)

Panjabi MM, Krag M, Summers D, Videman T: Biomechanical Time-Tolerance of Fresh Cadaveric Human Spine Specimens. J Orthop Res 3: 292-300 (1985)

Panjabi MM, Duraceau J, Goel V, Oxland T, Takata K: Cervical Human Vertebrae. Quantitative Three-Dimensional Anatomy of the Middle and Lower Regions. Spine 6: 861-869 (1991)

Panjabi MM, Takata K, Goel V, Federico D, Oxland T, Duranceau J, Krag M: Thoracic Human Vertebrae. Quantitative Three-Dimensional Anatomy. Spine 16: 888-901 (1991)

Panjabi MM, Goel V, Oxland T, Takata K, Duranceau J, Krag M, Price M: Human Lumbar Vertebrea. Quantitative Three-Dimensional Anatomy. Spine 17: 299-306 (1992)

Panjabi MM, Oxland T, Takata K, Goel V, Duranceau J, Krag M: Articular Facets of the Human Spine. Quantitative Three-Dimensional Anatomy. Spine 18: 1298-1310 (1993)

Panjabi MM, Oxland TR, Yamamoto I, Crisco JJ: Mechanical Behaviour of the Human Lumbar and Lumbosacral Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacements Curves. J Bone Joint Surg 3: 413-424 (1994)

Pearcy M, Tibrewal SB: Axial Rotation and Lateral Bending in the Normal Lumbar Spine Measured by Three-Dimensional Radiography. Spine 9: 582-587 (1984)

Poumarat G, Squire P: Comparison of Mechanical Properties of Human, Bovine Bone and a New Processed Bone Xenograft. Biomaterials 14: 337-340 (1993)

Putz R: Normale und Pathologische Anatomie. Band 43: Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke. Ed.: Tillmann B, Töndury G; Georg Tieme Verlag: 1-21 (1981)

Samelin N, Köller W, Ascherl R, Gradinger R: Eine Methode zur Bestimmung Biomechanischer Eigenschaften von Trabekeln und Knochengewebe der Spongiosa. Biomed Tech 41: 203-208 (1996)

Samelin N, Köller W, Ascherl R, Gradinger R: Biomechanische Untersuchung von Knochentrabekeln zur Bestimmung der Materialeigenschaften Spongiösen Knochengewebes. Osteologie 5: 185-192 (1996)

Schneider P, Börner W: Periphere Quantitative Computertomographie zur Knochenmineralmessung mit Einem Neuen Speziellen QCT-Scanner. Fortschr Röntgenstr 154: 292-299 (1991)

Schulte K, Clark CR, Goel VK: Kinematics of the Cervical Spine Following Discectomy and Stabilisation. Spine 14: 1116-1121 (1989)

Scoles PV, Linton AE, Latimer B, Levy ME, Digiovanni BF: Vertebral Body and Posterior Element Morphology: The Normal Spine in Middle Life. Spine 13: 1082-1086 (1988)

Smeathers JE, Joanes DN: Dynamic Compressive Properties of Human Lumbar Intervertebral Joints: A Comparison Between Fresh and Thawed Specimens. J Biomech 21: 425-433 (1988)

Stebler B, Rüegsegger P: Kleincomputertomograph für Quantitative Knochenuntersuchungen in den Extremitäten des Menschen. Biomed Technik 28: 196-205 (1983)

Steiger P, Block JE, Steiger S, Heuck AF, Friedlaender A, Ettinger B, Harris ST, Glüer CC, Genant HK: Spinal Bone Mineral Density Measured with Quantitative CT: Effect of Region of Interest, Vertebral Level and Technique. Radiol 175: 537-543 (1990)

Strempel, von A, Kühle J, Plitz W: Stabilität von Pedikelschrauben: Teil 2 Maximale Auszugskräfte unter Berücksichtigung der Knochendichte. Z Orthop 132: 82-86 (1994)

Sun C, Huang G, Christensen FB, Dalstra M, Overgaard S, Bunger C: Mechanical and Histological Analysis of Bone-Pedicle Screw Interface in vivo: Titanium Versus Stainless Steel. Chin Med J (Engl) 112: 456-460 (1999)

Swartz DE, Wittenberg RH, Shea M, White AA, Hayes WC: Physical and Mechanical Properties of Calf Lumbosacral Trabecular Bone. J Biomech 24: 1059-1068 (1991)

Takahata M, Kotani Y, Abumi K, Shikinami Y, Kadosawa T, Kaneda K, Minami A: Bone Ingrowth Fixation of Artificial Intervertebral Disc Consisting of Bioceramic-Coated Three-Dimensional Fabric. Spine 28: 637-644 (2003)

Taylor TK, Melrose J, Burkhardt D, Ghosh P, Claes LE, Kettler A, Wilke HJ: Spinal Biomechanics and Aging are Major Determinants of the Proteoglycan Metabolism of Intervertebral Disc Cells. Spine 25: 3014-3020 (2000)

Tibrewal SB, Pearcy MJ: Lumbar Intervertebral Disc Heights in Normal Subjects and Patients with Disc Herniation. Spine 10: 452-454 (1985)

Tominaga T, Dickman CA, Sonntag VK, Coons S: Comparative Anatomy of the Baboon and the Human Cervical Spine. Spine 20: 131-137 (1995)

Van Schaik JP, Verbiest H, Van Schaik FD: The Orientation of Laminae and Facet Joints in the Lower Lumbar Spine. Spine 10: 55-63 (1985)

Vazquez-Seaone P, Yoo J, Zou D, Fay LA, Fredrickson BE, Handal JC, Yuan HA, Edwards WT: Interference Screw Fixation of Cervical Grafts. A Combined In Vitro Biomechanical and In Vivo Animal Study. Spine 18: 946-954 (1993)

Wachter NJ, Augat P, Mentzel M, Sarkar MR, Krischak GD, Kinzl L, Claes LE: Predictive Value of Bone Mineral Density and Morphology Determined by Peripheral Quantitative Computed Tomography for Cancellous Bone Strenght of the Proximal Femur. Bone 28: 133-139 (2001)

Wen N, Lavaste F, Santin JJ, Lassau JP: Three-Dimensional Biomechanical Properties of the Human Cervical Spine In Vitro. I. Analysis of Normal Motion. Eur Spine J 2: 2-11 (1993)

Wen N, Lavaste F, Santin JJ, Lassau JP: Three-Dimensional Biomechanical Properties of the Human Cervical Spine In Vitro. II. Analysis of Instability after Ligamentous Injuries. Eur Spine J 2: 12-15 (1993)

White AA, Panjabi MM: The Basic Kinematics of the Human Spine: A Review of Past and Current Knowledge. Spine 3: 12-20 (1978)

White A, Panjabi MM: Clinical Biomechanics of the Spine. Ed.: Cooke DB, Patterson D; J.B. Lippincott Philadelphia: 86-117 (1990)

Wilke H-J, Claes L, Schmitt H, Wolf S: A Universal Spine Tester for In Vitro Experiments with Muscle Force Simulation. Eur Spine J 3: 91-97 (1994)

Wilke H-J, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A: Stability Increase of the Lumbar Spine With Different Muscle Groups. A Biomechanical In Vitro Study. Spine 20: 192-198 (1995)

Wilke H-J, Krischak S, Claes L: Biomechanical Comparison of Calf and Human Spines. J Orthop Res 14: 327-331 (1996)

Wilke H-J, Kettler A, Wenger K, Claes L: Anatomy of the Sheep Spine and its Comparison to the Human Spine. Anat Rec 247: 1-15 (1996)

Wilke H-J, Kettler A, Claes L: Are Sheep Spines a Valid Biomechanical Model for Human Spines? Spine 22: 2365-2374 (1997)

Wilke H-J, Wenger K, Claes L: Testing Criteria for Spinal Implants: Recommendations for the Standardization of In Vitro Stability Testing of Spinal Implants. Spine 7: 148-154 (1998)

Wittenberg RH, Lee K-S, Shea M, White AA, Hayes WC: Effect of Screw Diameter, Insertion Technique and Bone Cement Augmentation of Pedicular Screw Fixation Strenght. Clin Orthop 296: 278-287 (1993)

Wittenberg RH, Shea M, Swartz DE, Lee K-S, White AA, Hayes WC: Importance of Bone Mineral Density in Instrumented Spine Fusions. Spine 16: 647-652 (1991)

Xu R, Nadaud MC, Ebraheim NA, Yeasting RA: Morphology of the Second Cervical Vertebra and the Posterior Projection of the C2 Pedicle Axis. Spine 20: 259-263 (1995)

Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T, Oxland T: Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint. Spine 14: 1256-1260 (1989)

Yamamuro T, Shikata J, Okumura H, Kitsugi T, Kakutani Y, Matsui T, Kokubo T: Replacement of the Lumbar Vertebrae of Sheep with Ceramic Prosthesis. J Bone Joint Surg 72: 889-893 (1990)

Zdeblick TA, Warden KE, Zou MD, McAfee PC, Abitbol JJ: Anterior Spinal Fixators. Spine 18: 513-517 (1993)

Zimmerman MC, Vuono-Hawkins M, Parsons JR, Carter FM, Gutteling E, Lee CK, Langrana NA: The Mechanical Properties of the Canine Lumbar Disc and Motion Segment. Spine 17: 213-220 (1992)

Zindrick MR, Wiltse LL, Doornik A, Widell EH, Knight GW, Patwardhan AG, Thomas JC, Rothman SL, Fields BT: Analysis of the Morphometric Characteristics of the Thoracic and Lumbar Pedicles. Spine 12: 160-166 (1987)

Zink P-M, Samii M, Luedemann W, Bellinzona M, Prokop M: Accuracy of Single-Energy Quantitative Computed Tomography in the Assessment of Bone Mineral Density of Cervical Vertebrae. Eur Radiol 7: 1436-1440 (1997)

DANKSAGUNG

Ich danke ganz herzlich Herrn Prof. Dr. Lutz Claes für die Überlassung dieses interessanten Themas und für die Ermöglichung der Promotion in einem außergewöhnlichen Institut.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Hans-Joachim Wilke für die freundliche Betreuung und Beratung in allen Phasen meiner Arbeit.

Weiterhin danke ich Herrn PD Dr. Peter Augat, Herrn PD Dr. Lutz Dürselen, Frau Dr. Annette Kettler, Frau Patrizia Horny und allen anderen Mitarbeitern des Instituts für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik für die Unterstützung.

Ein großes Dankeschön auch an Herrn Gustav Reiter vom Rechtsmedizinischen Institut für das Mazerieren der Wirbelsäulen.

Meinem Bruder Dr. Oliver Betz danke ich für die wertvollen fachlichen Diskussionen und die schöne gemeinsame Zeit im Institut.

Schließlich danke ich meiner gesamten Familie, die mir stets Kraft für alle Aufgaben des Lebens verleiht.



LEBENSLAUF:

Volker Michael Betz

4. April 1975	geboren in Göppingen

Schule

1981-1985	Spitzenberg-Grundschule Kuchen
1985-1994	Michelberg-Gymnasium Geislingen

Freiwilliges Soziales Jahr

1995	Pflegedienst auf einer Station der Herzchirurgie des Universitätsklinikums Ulm

Studium

1996-2003	Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München