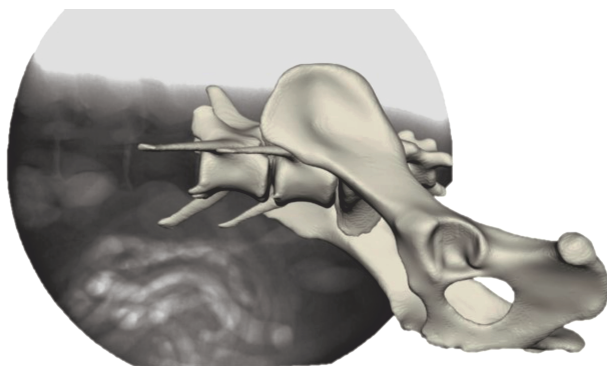


KATHARINA ISABEL KOPP

Kinematik des Beckens und der kaudalen Lendenwirbelsäule beim Deutschen Schäferhund

Eine Untersuchung mittels biplanarer Röntgen-
videographie und Scientific Rotoscoping



Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Grades eines
Dr. med. vet.
beim Fachbereich Veterinärmedizin der Justus-Liebig-Universität Gießen



edition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.

Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei den Autoren dieses Werkes.

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung der Autoren oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2018

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Authors or the Publisher.

1st Edition 2018

© 2018 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen
Printed in Germany



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890
email: redaktion@doktorverlag.de

www.doktorverlag.de

Klinikum Veterinärmedizin
Klinik für Kleintiere – Neurochirurgie
Neuroradiologie und klinische Neurologie
der Justus-Liebig-Universität Gießen
Betreuer: Prof. Dr. Martin Schmidt

Kinematik des Beckens und der kaudalen Lendenwirbelsäule beim Deutschen Schäferhund

**Eine Untersuchung mittels biplanarer Röntgenvideographie
und Scientific Rotoscoping**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines
Dr. med. vet.
beim Fachbereich Veterinärmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

eingereicht von

Katharina Isabel Kopp

Tierärztin aus Böblingen

Gießen 2018

Mit Genehmigung des Fachbereiches Veterinärmedizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

Dekan: Prof. Dr. Dr. h.c. Martin Kramer

Gutachter: Prof. Dr. Martin Schmidt
Prof. Dr. Martin Fischer
Prof. Dr. Carsten Staszyk

Tag der Disputation: 08.08.2018

Meiner Familie

Das Projekt erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Institut für Spezielle Zoologie und
Evolutionbiologie der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Das Projekt wurde gefördert durch AOVET

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abkürzungsverzeichnis	IV
1 Einleitung	1
2 Ziel der Studie	3
3 Literaturübersicht	4
3.1 Anatomie des lumbosakralen Übergangs	4
3.1.1 Knöchernen Strukturen.....	4
3.1.2 Gelenkige Verbindungen	6
3.1.3 Muskulatur der Lendenwirbelsäule.....	8
3.1.4 Bänder des lumbosakralen Übergangs	11
3.2 Pathomorphologie des lumbosakralen Übergangs	12
3.2.1 Entwicklung der Cauda equina.....	12
3.2.2 Umgebende Strukturen der Cauda equina	12
3.2.3 Das Cauda equina Kompressionssyndrom und die degenerative lumbosakrale Stenose (DLSS)	13
3.3 Grundlagen der Ganganalyse	16
3.3.1 Gangarten.....	16
3.3.2 Instrumentierte Ganganalyse	17
3.3.3 Methoden der Ganganalyse	18
3.3.4 Kinetik	19
3.3.5 Kinematik	19
3.4 Kinematik der Lendenwirbelsäule und des lumbosakralen Übergangs	20
3.4.1 Kadaver-Studien	20
3.4.2 In vivo Studien mit Implantation von Knochenmarkern	22
3.4.3 In vivo Studien mit Hautmarkern	23
3.4.4 Scientific Rotoscoping	24
4 Material und Methoden	28

4.1	Studienpopulation	28
4.1	Tierversuchsgenehmigung	28
4.2	Ablauf der Untersuchung	28
4.2.1	Teil 1 Schnittbilddiagnostik	29
4.2.2	Teil 2 Röntgenvideographie.....	34
4.2.3	Teil 3 Scientific Rotoscoping	38
4.3	Datenauswertung	50
4.3.1	Ermittlung des Duty Faktor	50
4.3.2	Schrittnormierung	52
4.3.3	Ermittlung der eigenen Messgenauigkeit	52
4.3.4	Korrelation der Daten aus der Bewegungsanalyse	54
4.3.5	Fouriertransformation	54
5	Ergebnisse	56
5.1	Messgenauigkeit.....	56
5.2	Analyse der Beckenbewegung.....	57
5.2.1	Axiale Beckenrotation (rx)	59
5.2.2	Laterale Beckenrotation (ry)	68
5.2.3	Sagittale Beckenrotation (rz)	73
5.2.4	Beckentranslation	79
5.3	Intervertebrale Wirbelbewegung L6-S1	84
5.3.1	Axiale intervertebrale Rotationsbewegung (rx)	84
5.3.2	Laterale intervertebrale Rotationsbewegung (ry)	94
5.3.3	Sagittale intervertebrale Rotation (rz).....	99
5.3.4	Intervertebrale Translation.....	108
5.4	Beurteilung der Rutenbewegung im Live-Video.....	111
5.5	Gesamtbetrachtung der lumbosakralen Bewegung.....	112
5.6	Korrelation nach Spearman.....	119
5.7	Fourier Transformation	121

5.8	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	124
6	Diskussion.....	125
6.1	Eignung des Scientific Rotoscoping für die Untersuchung der Intervertebralbewegung.....	125
6.1.1	Messgenauigkeit.....	125
6.1.2	Verbesserungsvorschläge zur Untersuchung der Intervertebralbewegung	127
6.2	Einfluss des Laufbands auf das Gangbild.....	128
6.3	Auswahl der Probanden	130
6.4	Dreidimensionale Beckenbewegung	130
6.4.1	Beckenrotation.....	130
6.4.2	Beckentranslation	136
6.5	Intervertebralbewegung von L7 und L6.....	137
6.5.1	Axiale intervertebrale Rotation	137
6.5.2	Laterale intervertebrale Rotation	142
6.5.3	Sagittale intervertebrale Rotation	143
6.5.4	Intervertebrale Translation.....	145
6.6	Vielfalt des Gangbildes.....	147
6.7	Balance des Stammes.....	148
6.8	Gekoppelte Bewegungen	149
6.9	Übertragung der Untersuchungsergebnisse auf die Degenerative lumbosakrale Stenose	151
6.10	Ausblick für die Forschung	154
7	Zusammenfassung.....	156
8	Summary	159
9	Anhang	161
10	Literaturverzeichnis	183
11	Abbildungsverzeichnis	192
12	Tabellenverzeichnis	195

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
ac	Anticlockwise (entgegen dem Uhrzeigersinn)
Art.	Articulatio (Gelenk)
ASA- Klassifikation	Klassifikation der American Society of Anesthesiologists
c	Clockwise (mit dem Uhrzeigersinn)
ca.	zirka
CT	Computertomographie
Dipl. ECVN	Diplomate des European College of Veterinary Neurology
DLSS	Degenerativ lumbosakrale Stenose
DSH	Deutscher Schäferhund
EMG	Elektromyographie
For.	Foramen (Öffnung/Loch)
Ggf.	gegebenenfalls
GLM	Gliedmaße
HGLM	Hintergliedmaße
HR/ HL	Rechte/ linke Hintergliedmaße
i.v.	Intra venös
IPO	Gebrauchshundesport/ Internationale Gebrauchshundeprüfung (Fährtenarbeit, Unterordnung, Schutzdienst)
kV	Kilovolt
L6	6. Lendenwirbel
L7	7. Lendenwirbel
Lig.	Ligamentum (Band)
M	arithmetisches Mittel
M.	Musculus (Muskel)
mA	Milliampere
mAs	Milliamperesekunde
Max/Min	Maximum/ Minimum
MRT	Magnetresonanztomographie
Proc.	Processus (Fortsatz)
Tab.	Tabelle
ROM	Range of motion (Bewegungsumfang)
Rx	Axiale Rotation

Ry	Laterale Rotation
rz	Sagittale Rotation
SD	Standardabweichung
Sr-joint	Scientific Rotoscoping Gelenk
TOO	Time of occurrence (Zeitpunkt Auftreten Maximum/Minimum)
Tx	Kraniokaudale Translation
Ty	Ventrodorsale Translation
tz	Laterolaterale Translation
VGLM	Vordergliedmaße
VJ	Virtual joint (virtuelles Gelenk)
Vol%	Volumenprozent
VR/ VL	Rechte/ linke Vordergliedmaße
XROMM	X-ray Reconstruction of moving Morphology

1 Einleitung

Der Begriff „Cauda Equina Kompressionssyndrom“ beschreibt einen Symptomkomplex, bei dem es aus unterschiedlichsten Gründen zu einer Kompression der Nervenfasern im lumbosakralen Übergang kommt (De Risio et al. 2000). Neben einer Vielzahl von entzündlichen und neoplastischen Veränderungen (Tobias & Johnston 2011) ist die häufigste Ursache für das Cauda equina Kompressionssyndrom die so genannte degenerative lumbosakrale Stenose (DLSS) (Suwankong et al. 2008). Dabei handelt es sich um degenerative osteoartikuläre Veränderungen des siebten Lendenwirbels und ersten Sakralwirbels unter Einbeziehung ligamentärer Strukturen und der Bandscheibe, die insgesamt zur Verengung des Wirbelkanals führen. Der lumbosakrale Übergang ist ein Wirbelsäulenabschnitt von hoher Beweglichkeit (Benninger et al. 2004; Braund et al. 1977; Bürger & Lang 1993). Die Bandscheibe ist für die Gewährleistung der Stabilität zwischen benachbarten Wirbeln von großer Bedeutung (Adams & Roughley 2006; Krismer et al. 1997; Adams & Hutton 1983; Cyron et al. 1979). Daher wird der Degeneration der lumbosakralen Bandscheibe im Hinblick auf die Entstehung der degenerativen lumbosakralen Stenose eine wichtige Rolle zugeschrieben, da diese im degenerierten Zustand die Stabilität nicht aufrechterhalten kann und sich die Wirbel im Sinne einer Translationsbewegung gegeneinander verschieben (Kaigle et al. 1995). Die vermehrte Beweglichkeit ist ein zentraler Aspekt in der Pathogenese. Einerseits kann die Translationsbewegung selbst zu einem Raumverlust innerhalb des Wirbelkanals und so zu einer Stenose und ggf. sogar direkt zu Einklemmung von peripheren Nerven führen. Darüber hinaus führt die vermehrte Beweglichkeit zu kompensatorischen Reaktionen der umliegenden Gewebe (z.B. Gelenkkapselhypertrophie, Hypertrophie des Ligamentum flavum, Spondylosis deformans) und sekundär durch vermehrte Krafteinwirkung auf die Bandscheibe zu einer frühzeitigen Degeneration und somit zur Protrusion, die ebenfalls zur Stenose beiträgt (Adams & Roughley 2006; Suwankong et al. 2008; Jaggy et al. 1987; Oliver et al. 1978). Somit scheint die Translation der Wirbel gegeneinander, sowie ein veränderter Bewegungsumfang und ein abnormer Bewegungstyp maßgeblich an der Entstehung der degenerativen lumbosakralen Stenose beteiligt zu sein (Jaggy et al. 1987; Bürger & Lang 1993; Oliver et al. 1978; Suwankong et al. 2008). Warum es bei einigen Hunden zu einer vermehrten Beweglichkeit im lumbosakralen Übergang kommt, wurde von verschiedenen

Arbeitsgruppen intensiv untersucht. Im Zentrum stehen morphologische Besonderheiten der kaudalen Lendenwirbelsäule, die eine Prädisposition für die Entwicklung der vermehrten Beweglichkeit darstellen (Benninger et al. 2004; Breit & Künzel 2001; Jaggy et al. 1987). Der Deutsche Schäferhund steht aufgrund seiner Prädisposition für das Auftreten einer degenerativen lumbosakralen Stenose im Fokus wissenschaftlichen und klinischen Interesses (Ondreka et al. 2013; Amort et al. 2012; Flückiger et al. 2006; Jaggy et al. 1987).

Während sich die meisten Erkrankungen des Bewegungsapparates mittels bildgebender Verfahren gut diagnostizieren lassen, besteht beim Cauda equina Kompressionssyndrom eine weite Diskrepanz zwischen Bildgebungsbefunden und klinischer Symptomatik. Einige Patienten zeigen hochgradige klinische Symptome des Cauda equina Kompressionssyndroms mit nur geringgradigen strukturellen Befunden einer DLSS in der Bildgebung, während andere Hunde hochgradige strukturelle Veränderungen am lumbosakralen Übergang aufweisen, jedoch symptomfrei bleiben (Suwankong et al. 2006; Mayhew et al. 2002). Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist dabei das Diagnostikum der Wahl, die allerdings nur die statische Abbildung der lumbosakralen Übergangs erlaubt. Neben den statischen Veränderungen am lumbosakralen Übergang scheint aber vor allem die dynamische Komponente der DLSS bei der Entstehung und Symptomatik des Cauda equina Kompressionssyndroms eine bedeutende Rolle zu spielen. Die dynamische Komponente der Erkrankung, also eine potenzielle Verstärkung der Nerven-Kompression bei Bewegung des Tieres, ist mittels der MRT jedoch nicht, oder nur eingeschränkt evaluierbar (Mayhew et al. 2002).

Aufgrund der Komplexität der Bewegungsvorgänge in der lumbosakralen Wirbelsäule sind diese zum jetzigen Zeitpunkt jedoch nur ungenügend aufgeklärt. Die vorliegende Arbeit soll daher einen ausführlichen Einblick in die Bewegungsvorgänge der kaudalen Lendenwirbelsäule beim Deutschen Schäferhund gewähren und einen Beitrag zum besseren Verständnis des Cauda equina Kompressionssyndroms liefern.

2 Ziel der Studie

Ziel dieser Studie ist die Evaluation einer Methode zur detailgetreuen Darstellung und Analyse der Morphologie des lumbosakralen Übergangs in Bewegung in Form einer dreidimensionalen kinematischen in vivo Modellanalyse in den Gangarten Schritt und Trab beim gesunden Deutschen Schäferhund.

Die mittels Röntgenvideographie und Scientific Rotoscoping produzierten Bewegungsdaten sollen sowohl zwischen den einzelnen Individuen, als auch innerhalb der einzelnen Patienten im Schritt und im Trab verglichen und Einflussfaktoren auf die Genauigkeit einzelner Messparameter bestimmt werden.

3 Literaturübersicht

3.1 Anatomie des lumbosakralen Übergangs

3.1.1 Knöcherne Strukturen

Das Becken setzt sich aus den beiden Hüftbeinen (*Ossa coxae*) zusammen. Diese sind ventral in der Beckenfuge (*Symphysis pelvina*) miteinander verbunden und stehen dorsal über das Kreuzbein (*Os sacrum*) in Verbindung. Jedes Hüftbein setzt sich aus 3 knöchernen Anteilen zusammen- dem Darmbein (*Os ilium*), dem Schambein (*Os pubis*) und dem Sitzbein (*Os ischii*) (Nickel et al. 2004; Evans & Lahunta 2013). Das Becken steht mit dem Sakrum über das Iliosakralgelenk in Verbindung. Über diese gelenkige Verbindung erfolgt eine Stoßdämpfung und Kräfteübertragung der Hintergliedmaßen auf die Wirbelsäule (Breit & Künzel 2001).

Die Wirbelsäule ist aus verschiedenen Wirbelarten aufgebaut. Beim Hund setzt sich die Wirbelsäule aus 7 Halswirbeln, 13 Brustwirbeln, 7 Lendenwirbeln, 3 zum Kreuzbein verschmolzenen Kreuzbeinwirbeln und ca. 20 Kaudalwirbeln zusammen (Nickel et al. 2004). Die Anzahl der Wirbel zwischen Kopf und Sakrum beträgt beim Hund rasseunabhängig 27 mit individuellen Abweichungen, wohingegen die Länge der Wirbelsäule rasseabhängig ist (Hansen 1952).

Allen Wirbeln gemeinsam ist ein gewisser Grundbauplan, welcher in Abhängigkeit der Lokalisation geringgradig variiert. So gliedert sich ein Wirbel grundlegend in den Wirbelkörper, den Wirbelbogen und die Wirbelfortsätze (Nickel et al. 2004).

Der Wirbelkörper (*Corpus vertebrae*) bildet den ventralen, zylindrischen Anteil des Wirbels. Sein kraniales Ende (*Extremitas cranialis*) zeigt einen leicht gewölbten Verlauf, die kaudale Endfläche (*Extremitas caudalis*) verläuft konkav (Evans & Lahunta 2013; Nickel et al. 2004). Die benachbarten Wirbel treten durch diese Fläche über die Bandscheiben (*Disci intervertebrales*) miteinander in Verbindung.

Nach dorsal geht der Wirbelkörper in den Wirbelbogen (*Arcus vertebrae*) über. Zusammen mit dem Wirbelkörper formt dieser das zentrale Wirbelloch (*Foramen vertebrale*), welches in seiner Gesamtheit den Wirbelkanal (*Canalis vertebralis*) bildet. Der Wirbelkanal beherbergt das Rückenmark, einen wichtigen Teil des zentralen Nervensystems. Kaudal verjüngt sich der Wirbelkanal und endet beim Hund auf Höhe

der ersten Kaudalwirbel (Nickel et al. 2004). Am kranialen und am kaudalen Ende des Wirbelbogens befinden sich Einkerbungen, die sogenannten *Incisurae vertebrales craniales et caudales*. Diese formen zusammen mit dem benachbarten Wirbel das Foramen intervertebrale, durch welches die Nerven den Wirbelkanal verlassen.

Die Wirbel besitzen eine Vielzahl von verschiedenen Fortsätzen (*Processus vertebrae*) welche primär als Muskel- und Bandansatz dienen. Im Allgemeinen sind dabei 1 Dornfortsatz (*Processus spinosus*), 2 Querfortsätze (*Processus transversi*), 4 Gelenkfortsätze (*Processus articulares craniales et caudales*), sowie an Thorakal- und Lendenwirbelsäule noch jeweils 2 Zitzenfortsätze (*Processus mamillares*) ausgebildet. Beim Hund sind zudem an den letzten Brust- und Lendenwirbeln je 2 Hilfsfortsätze (*Processus accessorii*) ausgeprägt. Die Gelenkfortsätze dienen als gelenkige Verbindung der einzelnen benachbarten Wirbel und formen die Facettengelenke (Nickel et al. 2004) (Abb. 1).

Die einzelnen Wirbel bilden aufgereiht eine horizontal verlaufende Kette, welche drei Krümmungen beschreibt: zum einen findet sich eine dorsal konvexe Kopf-Hals-Krümmung, des Weiteren sind eine dorsal konkave Hals-Brust-Krümmung und eine dorsal schwach konvexe Brust-Lenden-Krümmung ausgebildet (Sljiper, 1946; Nickel et al. 2004). Beim Hund ist zudem noch eine dorsal konvexe Sakral-Krümmung vorhanden (Nickel et al. 2004). Als flexibler Strang dient die Wirbelsäule in erster Linie der Übertragung der Vortriebskraft der Hintergliedmaßen auf den Stamm (Evans & Lahunta 2013; Fischer & Lilje 2011).

Die größte Beweglichkeit der Wirbelsäule wird an der oberen und tiefen Halswirbelsäule, dem thorakolumbalen Übergang, am lumbosakralen Übergang und am kranialen Ende der Schwanzwirbelsäule beobachtet (Evans & Lahunta 2013).

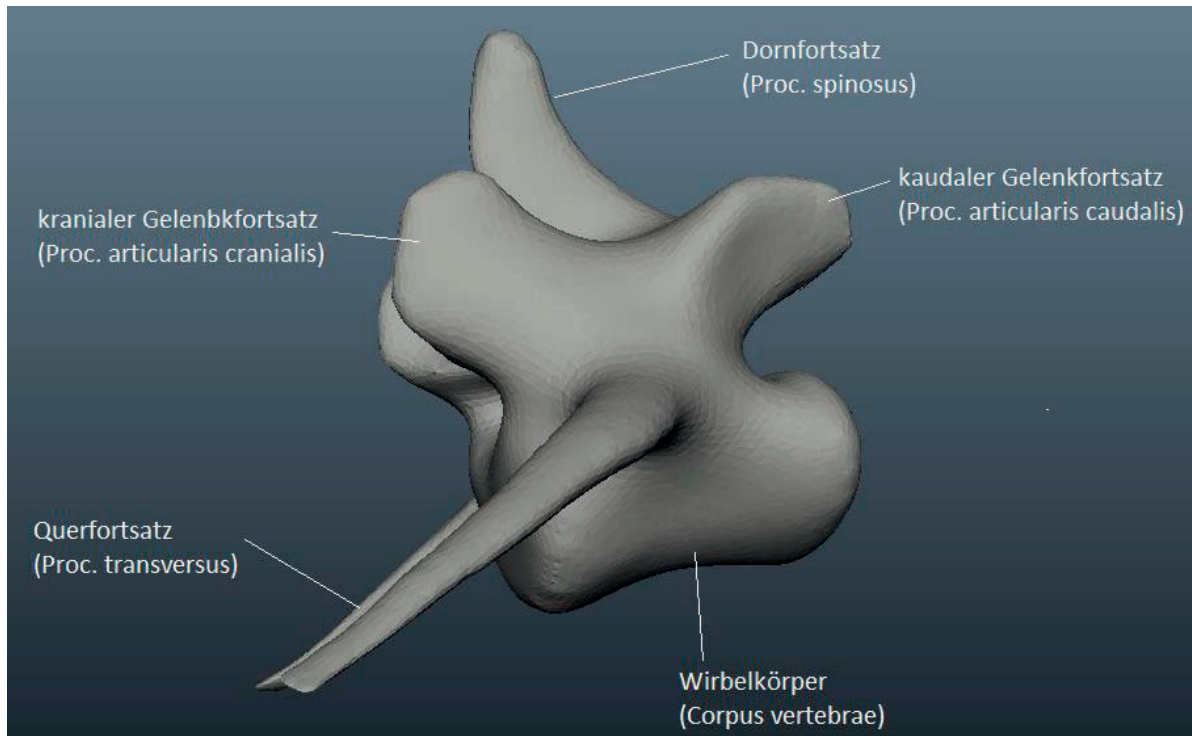


Abb. 1: Modell eines caninen Lendenwirbels, dreidimensionale Ansicht von lateral

3.1.2 Gelenkige Verbindungen

3.1.2.1 Iliosakralgelenk

Das Iliosakralgelenk verbindet das Becken mit der Wirbelsäule und besteht aus 2 Anteilen- einem echten synovialen Gelenk und einem straffen Bandapparat (Syndesmose). Die Beweglichkeit im Iliosakralgelenk ist nur gering ausgeprägt (Evans & Lahunta 2013). Nach einer Kadaverstudie von Gregory und Mitarbeiter beträgt die ROM (Range of Motion) im Iliosakralgelenk beim nicht chondrodystrophen Hund maximal 7°- davon 4° Extension und 3° Flexion (Gregory et al. 1986).

Breit und Künzel (2001) zeigten, dass die Belastung im Iliosakralgelenk durch Zug- und Druckkräfte bei großen Rassen das bis zu 2,7-fache des Körpergewichts beträgt und damit deutlich größer ist verglichen mit kleinen Hunderassen. Zusätzlich fand sich eine unterschiedliche Form der Gelenkfläche bei verschiedenen Rassen. Beim Deutschen Schäferhund wurde eine konkave Gelenkfläche beobachtet (Breit & Künzel 2001). Das Iliosakralgelenk spielt eine wichtige Rolle bei der Stoßdämpfung und Kräfteübertragung der Hintergliedmaßen auf die Wirbelsäule (Breit & Künzel 2001).

3.1.2.2. Intervertebrale Gelenke

Die Verbindung der Wirbel untereinander findet über 2 verschiedene Gelenke statt. Die Facettengelenke (Artt. processuum articularium) stellen die einzige echte Gelenkverbindung zwischen zwei Wirbeln im Sinne eines synovialen Gelenks dar.

In der kranialen Brustwirbelsäule sind noch umfangreiche Rotationsbewegungen möglich, diese nehmen nach kaudal hin ab und gehen in primäre Extensions- und Flexionsbewegungen über. Translationsbewegungen finden sich in geringem Maße über die gesamte Brust- und Lendenwirbelsäule (Nickel et al. 2004). Die Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule ist vor allem kaudal besonders stark ausgeprägt. So fanden Braund und Mitarbeiter in einer biomechanischen Studie an narkotisierten chondrodystrophen und nicht-chondrodystrophen Hunderassen eine 3-fach höhere Beweglichkeit im lumbosakralen Übergang im Vergleich zur restlichen Lendenwirbelsäule. Der Zwischenwirbelspalt L6-L7 wies ebenfalls eine hohe Beweglichkeit auf (Braund et al. 1977). Die Facettengelenke dienen der Mobilisierung der Wirbelsäule und limitieren gleichzeitig Bewegungen zwischen benachbarten Wirbeln zum Schutz der Bandscheibe (Adams & Hutton 1983; Kaigle et al. 1995). Die Facettengelenke limitieren dabei vor allem die Scherkräfte, sowie sagittale und axiale Rotation (Adams & Hutton 1983; Kaigle et al. 1995).

Der Deutsche Schäferhund besitzt in der kaudalen Lendenwirbelsäule vermehrt sagittal geneigte Facettengelenke und zeigt eine größere Differenz zwischen dem Facettengelenkwinkel der Lendenwirbel und dem lumbosakralen Übergang im Vergleich zu anderen Rassen (Benninger et al. 2006; Seiler et al. 2002).

Neben den Facettengelenken stehen die Wirbel untereinander über die Bandscheiben (Disci intervertebrales) in Verbindung. Hierbei handelt es sich um unechte Gelenke, sogenannte Synarthrosen. Diese dienen vor allem der Stoßdämpfung zwischen den einzelnen Wirbeln in der Bewegung (Evans & Lahunta 2013; Nickel et al. 2004).

Die Bandscheibe liegt zwischen benachbarten Wirbelkörpern im Zwischenwirbelspalt und steht mit den benachbarten Wirbeln über die Endplatten und Bänder in Verbindung. Sie setzt sich aus dem äußeren Faserring (Anulus fibrosus) und dem Bandscheibenkern (Nucleus pulposus) zusammen.

Der Anulus fibrosus besteht aus konzentrisch angeordneten Faserknorpelschichten mit sich kreuzender Faserstruktur. Er dient unter anderem der Übertragung von Kräften, die durch laterale und dorsoventrale Bewegungen entstehen. Die lumbosakrale Bandscheibe ist keilförmig ausgebildet und ventral dicker als dorsal

(Benninger et al. 2006). Der gelatinöse Nucleus pulposus liegt etwa im Zentrum der Bandscheibe und wirkt als eine Art „Wasserkissen“, indem er Stöße absorbiert und in den Anulus weiterleitet (Evans & Lahunta 2013; Nickel et al. 2004). Die Bandscheibe ist die größte avaskuläre Struktur im Körper und ist vollständig auf Diffusion und Osmose zur nutritiven Versorgung angewiesen (Boos & Aebi 2008; Urban et al. 2004). Die Bandscheibe stabilisiert die Wirbelsäule gegen kraniokaudale Translation und limitiert so Kompression und Scherkräfte (Adams & Hutton 1983; Cyron et al. 1979; Kaigle et al. 1995). Das Facettengelenk limitiert etwa ein Drittel der aufkommenden Scherkräfte und der ventrodorsalen Translation, die Bandscheibe ungefähr zwei Drittel (Adams & Hutton 1983; Cyron et al. 1979).

3.1.3 Muskulatur der Lendenwirbelsäule

Die epaxiale Muskulatur gliedert sich in die kurzen und in die langen Rückenmuskeln (Evans & Lahunta 2013; Nickel et al. 2004). Die Rückenmuskulatur besteht zum Großteil aus länglichen Muskelfaserbündeln, die sich wiederum aus vielen sich überlappenden Faszikeln zusammensetzen.

Zu den langen Rückenmuskeln zählt unter anderem die dorsale Muskelgruppe des *Musculus erector spinae* („Strecker der Wirbelsäule“). Diese beinhaltet den *M. iliocostalis*, den *M. longissimus* und den *M. spinalis* (Abb. 2).

Der *M. iliocostalis lumborum* entspringt als dicker Muskelstrang an der *Crista iliaca* am Darmbeinflügel und verläuft nach kranioventral. In seinem Verlauf ziehen multiple Faszikel von den lumbalen Querfortsätzen kommend in den Muskelbauch hinein. Der Muskel zieht kranial an die 13. bis 10. oder 9. Rippe und geht in den thorakalen Anteil über. Dieser entspringt kranial an den Rippen und inseriert mit langen Sehnen als *M. iliocostalis cervicis* an den Querfortsätzen von C 7 (Evans & Lahunta 2013).

Medial des *M. iliocostalis* verläuft der *M. longissimus*. Dieser bildet den Hauptanteil der epaxialen Muskelmasse. Er setzt sich aus vielen sich überlappenden Faszikeln zusammen, welche in ihrer Gesamtheit vom Ilium bis an den Schädel ziehen. Der thorakale Anteil ist prominent und zieht von der *Crista iliaca* zum 7. Halswirbel und verläuft dabei zwischen Dorn- und Querfortsätzen der Brust- und Lendenwirbelsäule. In der Lendenregion verschmilzt er mit dem *M. iliocostalis lumborum* (Evans & Lahunta 2013). Der *M. longissimus lumborum* entspringt medial am Darmbeinflügel, kaudal der *Crista iliaca* und an den Dornfortsätzen des Kreuzbeins und zieht nach kranio-lateral und entlässt mehrere Faszikel an die Hilfsfortsätze (*Procc. accessorii*) von L6 bis L1.

Der am weitesten kaudal gelegene Anteil setzt am Wirbelbogen von L7 und an der lumbosakralen Bandscheibe an. Zusätzlich ziehen dorsale Sehnen an die Gelenkfortsätze von L7 bis L5 (Evans & Lahunta 2013; Nickel et al. 2004).

Beide Muskeln, sowohl der M. iliocostalis lumborum als auch der medial davon verlaufende M. longissimus lumborum, dienen bei bilateraler Aktivierung der Feststellung und Streckung der Lendenwirbelsäule und bei einseitiger Aktivierung der Seitwärtsbiegung.

Der am weitesten medial gelegene Muskel der Muskelgruppe des Musculus erector spinae ist der M. spinalis. Dieser setzt sich aus einem thorakalem und einem cervicalem Anteil zusammen. Aufgrund der fehlenden lumbalen Komponente soll an dieser Stelle nicht näher auf diesen Muskel eingegangen werden.

Medial des M. iliocostalis und longissimus verlaufen die transversospinalen Muskeln, zu denen der M. semispinalis, der M. multifidus und die Mm. rotatores zählen.

Der M. semispinalis verläuft im Bereich der Brust- und Halswirbelsäule und hat keinen Anteil an der Lendenwirbelsäule.

Der M. multifidus setzt sich aus mehreren Anteilen zusammen, welche vom Kreuzbein bis zum 2. Halswirbel ziehen. Die einzelnen Muskelfaserbündel verlaufen zwischen den Zitzen-, Quer- und Gelenkfortsätzen des kaudalen Wirbels und den Dornfortsätzen des kranial gelegenen Wirbels und sind im Lumbalbereich zum Teil miteinander verschmolzen. Der lumbale Anteil zieht von den Gelenkfortsätzen des Kreuzbeins und den Zitzenfortsätzen (Procc. mamillares) des 1. Schwanzwirbels und L7 bis Th 12, jeweils über 2 Segmente nach kranial an die Dornfortsätze von L6 bis Th9 bzw. Th8. Zusammen mit den restlichen epaxialen Muskeln dient er bei bilateraler Aktivierung der Fixierung der Wirbelsäule.

Die Mm. rotatores setzen sich aus mehreren Muskelfaserbündeln zusammen und kommen beim Hund nur in der kranialen Brustwirbelsäule vor.

Zu den medialen Muskeln der Wirbelsäule zählen die Mm. interspinales, welche zwischen den einzelnen Dornfortsätzen in der Hals-/Brust- und Lendenwirbelsäule verlaufen und zur Fixierung der Wirbelsäule beitragen.

Die Mm. intertransversarii sind tiefe Muskelanteile, die sich vom Longissimussystem abspalten, zwischen den Querfortsätzen, Quer- und Gelenkfortsätzen oder Quer- und Zitzenfortsätzen verlaufen und über 1-3 Wirbel ziehen. Thorakal und lumbal verlaufen diese bei L7 bis Th12/13 zwischen den Zitzenfortsätzen (Procc. mamillares), bei L5-

Th9 zwischen den Hilfsfortsätzen (Procc. accessorii) und Querfortsätzen Th12-8 und Th8-4.

Die epaxiale Muskulatur trägt bedeutend zur Biomechanik der Lendenwirbelsäule bei. Zum einen dient die epaxiale Muskulatur der Mobilisierung des Stammes und leistet durch mechanische Arbeit einen Beitrag zum Vortrieb des Körpers. Zum anderen kontrolliert und hemmt die epaxiale Muskulatur Bewegungen des Stammes, welche durch passive Kräfte wie Schwerkraft oder Trägheit, aber auch durch aktive Kraftkomponenten der Muskelantagonisten über die Hintergliedmaßen geleitet auf den Stamm wirken (Ritter et al. 2001; Schilling & Carrier 2010). Hierbei handelt es sich um eine dynamische Stabilisierung des Stammes. Darüber hinaus verbindet die epaxiale Muskulatur die einzelnen Wirbel miteinander und fungiert somit als lokale Stabilisierung (Ritter et al. 2001; Schilling & Carrier 2010). In welchem Ausmaß die Wirbelsäule stabilisiert oder mobilisiert wird, hängt hierbei sowohl von der Gangart als auch von der Wirbelsäulenregion ab (Schilling 2010; English 1980).

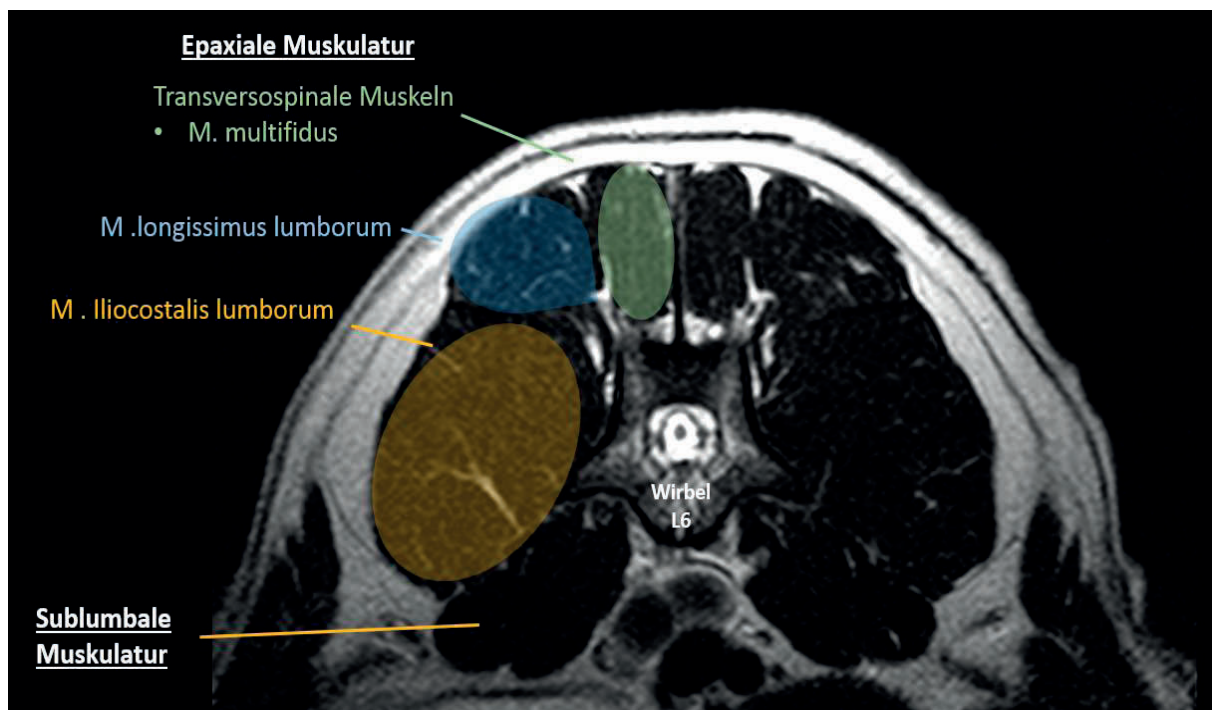


Abb. 2: Übersicht über die Epaxiale Muskulatur auf Höhe der kaudalen Lendenwirbelsäule- M. multifidus, M. longissimus lumborum und M. intercostalis lumborum. Bei der Abbildung handelt es sich um eine MRT im Transversalschnitt auf Höhe der kaudalen caninen Lendenwirbelsäule in der T2- Wichtung, das bedeutet Fett und Flüssigkeit stellen sich hier hell dar.

3.1.4 Bänder des lumbosakralen Übergangs

An der Wirbelsäule unterscheidet man die langen Bänder, welche mehrere Wirbel miteinander verbinden und die kurzen Bänder, die zwischen benachbarten Wirbeln verlaufen (Abb. 3). Zu den kurzen Bändern der Wirbelsäule zählen unter anderem die Zwischenbogenbänder (Ligg. flava). Diese verlaufen zwischen den benachbarten Wirbelbögen. Die Zwischendornenbänder (Ligg. interspinalia) verlaufen zwischen den Dornfortsätzen und enthalten beim Fleischfresser Muskelfaseranteile der Mm. interspinales (Evans & Lahunta 2013; Nickel et al. 2004). Die benachbarten Querfortsätze werden durch die Zwischenquerbänder (Ligg. intertransversaria) verbunden (Evans & Lahunta 2013).

Zu den langen Bändern der Wirbelsäule gehören zum einen das dorsale und ventrale Längsband (Lig. longitudinale dorsale et ventrale). Diese verlaufen dorsal und ventral entlang der einzelnen Wirbelkörper und setzen jeweils an den einzelnen Bandscheiben an (Evans & Lahunta 2013; Nickel et al. 2004). Dorsal auf den Dornfortsätzen verläuft das Rückenband (Lig. supraspinale), welches als Lig. nuchae am Axis entspringt und als Lig. supraspinale bis zum Sakrum (S3) zieht.

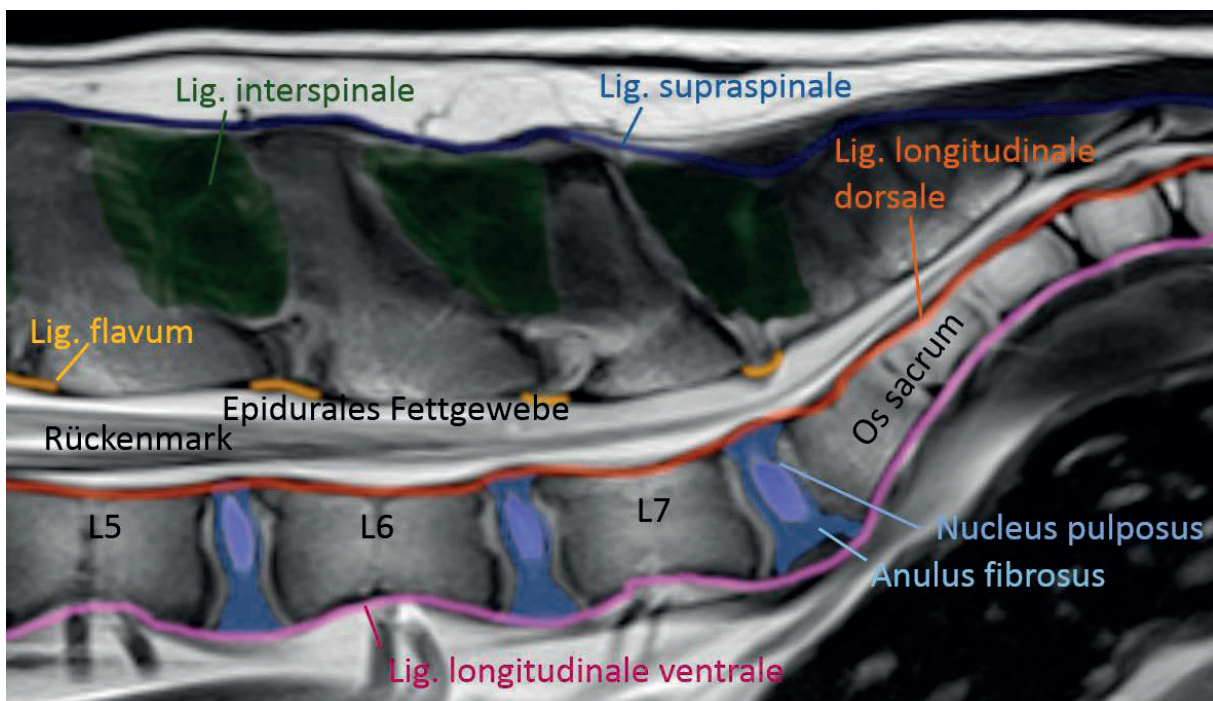


Abb. 3: Übersicht über die Bänder des caninen lumbosakralen Übergangs. Abgebildet ist ein Sagittalschnitt über den lumbosakralen Übergang in der Magnetresonanztomographie. In der abgebildeten T2-Wichtung stellen sich Fett und Flüssigkeit hell dar.

3.2 Pathomorphologie des lumbosakralen Übergangs

3.2.1 Entwicklung der Cauda equina

Ontogenetisch entsteht das Rückenmark aus dem Ektoderm, aus welchem sich im Laufe der embryonalen Entwicklung das Neuralrohr bildet. Aus diesem geht das Rückenmark hervor. Die knöchernen Strukturen der Wirbelsäule hingegen entwickeln sich aus dem Mesoderm (Schnorr & Kressin 2006; Stoffel 2011). Im Embryonalstadium entspricht die Länge der Wirbelsäule zunächst in etwa der Länge des Rückenmarks (Stoffel 2011). Im Laufe der weiteren fetalen Entwicklung kommt zu einem unterschiedlichen Längenwachstum von Rückenmark und Wirbelsäule, sodass das Rückenmark im Conus medullaris beim Hund auf Höhe von L6 endet. Bei kleinen Rassen kann das Rückenmark weiter nach kaudal bis auf Höhe des lumbosakralen Übergangs ziehen (Evans & Lahunta 2013; Bojrab & Monnet 2010). Durch dieses allometrische Längenwachstum kommt es im kaudalen lumbalen und sakralen Bereich der Wirbelsäule zu einer Verschiebung zwischen dem Rückenmarksegment und dem zugehörigen Foramen intervertebrale (Ascensus medullae). Dies wiederum bedeutet, dass ab der Höhe des 5. Lendenwirbels die Spinalnerven nicht direkt den Wirbelkanal verlassen, sondern eine kleine Strecke im Wirbelkanal verlaufen und erst weiter kaudal aus dem Wirbelkanal durch das zugehörige Foramen intervertebrale treten (Schnorr & Kressin 2006; Stoffel 2011). Aufgrund der morphologischen Erscheinung dieser einzelnen im Wirbelkanal verlaufenden Nervenstränge wird dieser Anteil des Rückenmarks als Cauda equina (zu Deutsch „Pferdeschweif“) bezeichnet (Evans & Lahunta 2013; Stoffel 2011).

3.2.2 Umgebende Strukturen der Cauda equina

Die Nervenfasern der Cauda equina werden von verschiedenen benachbarten Strukturen umgeben. Ventral von den Wirbelkörpern des 7. Lendenwirbels und des Sakrums, zudem von der zugehörigen Bandscheibe und dem Lig. longitudinale dorsale. Die laterale Begrenzung erfolgt durch die Facettengelenke von L7-S1, sowie das For. intervertebrale. Von dorsal wird die Cauda equina von dem Lig. flavum und der Lamina vertebrae von L7 und Sakrum umgeben (Bergknut et al. 2013; Evans & Lahunta 2013; Nickel et al. 2004).

Der 7. Lendenwirbel und das Kreuzbein stehen über 2 Facettengelenke und die Bandscheibe in Kontakt und werden durch die umgebenden Bänder (Lig. longitudinale

ventrale und dorsale, Lig. flavum, Lig. interspinale), sowie umgebende Faszien und Muskeln stabilisiert (Bergknut et al. 2013; Evans & Lahunta 2013; Nickel et al. 2004).

3.2.3 Das Cauda equina Kompressionssyndrom und die degenerative lumbosakrale Stenose (DLSS)

Das Cauda Equina Kompressionssyndrom beschreibt einen klinischen Symptomkomplex, welcher durch eine Einengung der Nervenwurzeln der Cauda equina entsteht. Ursachen können entzündlicher, infiltrativer, degenerativer oder vaskulärer Art sein (Tobias & Johnston 2011). Als häufigste Ursache für das Cauda equina Kompressionssyndrom ist die degenerative lumbosakrale Stenose (DLSS) zu nennen (Suwankong et al. 2008).

Der Deutsche Schäferhund ist bei der degenerativen lumbosakralen Stenose überrepräsentiert (Flückiger et al. 2006; Moore et al. 2001; Oliver et al. 1978; Suwankong et al. 2008). So zeigte der Deutsche Schäferhund in einer Studie von Flückiger und Mitarbeitern im Jahr 2006 ein 8-fach höheres Risiko an einem Cauda Equina Kompressionssyndrom zu erkranken als Hunde anderer Rassen. Zudem war das Risiko einer degenerativen lumbosakralen Stenose bei Hunden mit lumbosakralem Übergangswirbel ebenfalls 8-fach erhöht. In einer anderen Studie an militärischen Arbeitshunden zeigte sich ein doppelt so hohes Risiko des Deutschen Schäferhundes für eine Wirbelsäulenerkrankung im Vergleich zum Malinois (Moore et al. 2001).

In einer schwedischen Studie wurde die Prävalenz von verschiedenen Erkrankungen des Deutschen Schäferhundes in den Jahren 1995-2006 untersucht. Dabei waren Erkrankungen des Bewegungsapparates der häufigste Grund für eine Euthanasie. So zählten die Hüftgelenkdysplasie mit 44% und die degenerative lumbosakrale Stenose mit 16% zu den häufigsten spezifischen Erkrankungen des Deutschen Schäferhundes mit der höchsten Mortalität (Vilson et al. 2013). Dies deckt sich mit anderen Untersuchungen aus Groß Britannien, bei denen die Mortalitätsursache von Deutschen Schäferhunden zu etwa 13% aus Wirbelsäulenerkrankungen bestand (O'Neill et al. 2017).

Ein Auftreten der degenerativen lumbosakralen Stenose findet sich vor allem bei männlichen Hunden großer Rassen (Danielsson & Sjöström 1999; Suwankong et al. 2008). Als Ursache wird hier ein ungünstiges Verhältnis zwischen Körpergewicht und der lumbosakralen Gelenkfläche diskutiert, welche eine höhere Belastung der

intervertebralen Gelenke bei großen Hunderassen bewirkt (Breit & Künzel 2001). Ebenso scheinen sehr aktive Hunde, welche unter anderem als Arbeitshunde, für Hundesport oder die Jagd genutzt werden, häufiger von einer lumbosakralen degenerativen Stenose betroffen zu sein (Danielsson & Sjöström 1999). Die degenerative lumbosakrale Stenose stellt somit hinsichtlich Erkrankung, Ausmusterung aus dem Schutzdienst und Euthanasie eine bedeutende Erkrankung beim Deutschen Schäferhund dar.

Neben einer verstärkten Translationsbewegung im Rahmen der lumbosakralen Subluxation, wird ein veränderter Bewegungsumfang und Bewegungstyp mit der degenerativen lumbosakralen Stenose in Verbindung gebracht (Breit & Künzel 2001; Bürger & Lang 1993; Jaggy et al. 1987).

Der lumbosakrale Übergang ist ein Wirbelsäulenabschnitt von hoher Beweglichkeit (Benninger et al. 2004; Braund et al. 1977; Bürger & Lang 1993). Neben den Facettengelenken, Bändern und der Muskulatur, spielt die Bandscheibe eine wichtige Rolle für die Gewährleistung der Stabilität zwischen den benachbarten Wirbeln (Adams & Roughley 2006; Kaigle et al. 1995; Adams & Hutton 1983).

Im frühen Stadium der degenerativen lumbosakralen Stenose kommt es meist zu degenerativen Veränderungen der lumbosakralen Bandscheibe (i.d.R. Hansen Typ 2 Bandscheibendegeneration). Nach Kirkaldy-Willis werden beim Menschen 3 Stadien der Bandscheibendegeneration unterschieden: die Dysfunktion der Bandscheibe, die instabile Phase und die Phase der Restabilisierung (Kirkaldy-Willis 1984). Durch die Bandscheibendegeneration kommt es zu einer Abnahme der Bandscheibenhöhe und damit zu einer Veränderung der physiologischen Kraftverteilung und einer Dysfunktion. Nach dem „3-Gelenke-Komplex“ führt dies zu einer Fehlbelastung der Facettengelenke. Der „3-Gelenke Komplex“ spiegelt die Wechselwirkung zwischen den 3 Gelenken (Bandscheibe und 2 Facettengelenke) im Wirbelsegment wider. So führt eine Veränderung in einer der drei Strukturen zu einer Imbalance und damit zu Beeinträchtigung in den übrigen Gelenkstrukturen (Kirkaldy-Willis 1984; Boos & Aebi 2008). Diese gesteigerte Belastung im Facettengelenk wird durch ein hohes Körpergewicht und ausgeprägte Aktivität weiter verstärkt. Im Rahmen der Senkung der Gelenkflächenüberbelastung kommt schließlich eine Flächenzunahme der lumbosakralen Kontaktflächen, welche durch Osteophytenbildung der Gelenkflächen erreicht wird (Breit & Künzel 2001). Zusätzlich kann sich durch die Fehlbelastung eine

Subluxation oder eine Hypertrophie des Lig. flavum entwickeln (Bojrab & Monnet 2010; Oliver et al. 1978; Seiler et al. 2002).

Angeborene Veränderungen wie ein lumbosakraler Übergangswirbel, eine kongenitale Instabilität durch Malformation und Malartikulation der Facettengelenke, primäre Stenosen des Wirbelkanals oder Osteochondrose der lumbosakralen Endplatten können dabei das Auftreten einer degenerativen lumbosakralen Stenose begünstigen (Lang et al. 1992; Bojrab & Monnet 2010; Oliver et al. 1978; Schmidt et al. 2015).

Zu den klinischen Symptomen zählen unter anderem Schmerzen und Unmut beim Springen, Treppen laufen oder Aufstehen, sowie Schmerz oder Steifheit bei längerer ausgedehnter Belastung und Gangbildveränderungen der Hintergliedmaßen. Zudem können neurologische Defizite wie Zehenshleifen, eine abnorme Rutenhaltung, Urin- oder Kotinkontinenz, Muskelatrophie der Hintergliedmaßen, sowie Automutilation beobachtet werden (Danielsson & Sjöström 1999; Oliver et al. 1978; Schmidt et al. 2015; Suwankong et al. 2008; Jaggy et al. 1987).

Mit DLSS vergesellschaftete pathologische Veränderungen beinhalten unter anderem eine lumbosakrale Bandscheibendegeneration Hansen Typ 2 mit Bandscheibenprotrusion, eine Sklerosierung der lumbosakralen Wirbelkörperendplatten, Hypertrophie des Lig. flavum und der Facettengelenkkapseln, sowie eine ventrale Subluxation des Sakrum (Oliver et al. 1978; Suwankong et al. 2008; Jaggy et al. 1987). Eine Bandscheibenextrusion ist dabei eher selten (Schmidt et al. 2015).

Trotz klinischer Befunde stellt das Cauda equina Kompressionssyndrom für die Diagnostik eine Herausforderung dar, da zwischen den Befunden der Klinik und der Bildgebung häufig eine gewisse Diskrepanz besteht. So zeigen Patienten mit hochgradiger Kompression der Cauda equina Fasern in der MRT entweder keine oder nur schwach ausgeprägte klinische Symptome, wohingegen Patienten mit geringgradiger Kompression zum Teil ausgeprägte Schmerzen und neurologische Defizite zeigen, was eine eindeutige Diagnose des Cauda equina Kompressionssyndroms mit herkömmlichen Untersuchungsmethoden erschwert (Suwankong et al. 2006; Mayhew et al. 2002).

Die Prognose ist bei jüngeren Patienten mit geringgradig ausgeprägten Symptomen gut, während chronische Symptome mit Inkontinenz und fortgeschrittenem Alter als schlechter prognostischer Faktor zu werten sind (Fossum 2007; Linn et al. 2003; Risio et al. 2001; Danielsson & Sjöström 1999).

3.3 Grundlagen der Ganganalyse

3.3.1 Gangarten

Der Gang des Hundes lässt sich in die symmetrischen Gangarten Schritt, Trab und Pass und die asymmetrischen Gangart Galopp untergliedern. In der vorliegenden Arbeit liegt der Fokus auf den symmetrischen Gangarten Schritt und Trab, auf welche im Folgenden näher eingegangen werden soll. Bei den symmetrischen Gangarten findet sich die Gliedmaßenbewegung der einen Seite in der kontralateralen Seite wieder und die Abstände der Auftuungszeitpunkte sind annähernd gleichmäßig verteilt (Nunamaker & Blauner 1985).

Jeder Schrittzklus lässt sich in 2 Anteilen untergliedern- die Stemmphase und die Schwungphase. Als Stemmphase wird dabei der Anteil des Schrittzklus definiert, bei welchem die Gliedmaße Bodenkontakt hat, während die Schwungphase der Anteil ist, bei dem die Gliedmaße nach vorne geführt wird und keinen Bodenkontakt hat. Nach Nunamaker und Blauner nehmen Unterschiede in Größe und Körperbau verschiedener Hunderassen Einfluss auf die Bewegung und erschweren eine generelle Definition des normalen Gangs des Hundes. Zudem besteht eine hohe individuelle Variabilität des Gangbildes (Nunamaker & Blauner 1985; Hildebrand 1965).

Im Schritt haben immer mindestens 2, meistens jedoch 3 Gliedmaßen Bodenkontakt (Nunamaker & Blauner 1985). Der Körperschwerpunkt liegt hier innerhalb des Unterstützungsdreiecks, sodass der Schritt eine stabile Gangart darstellt. Hier fußen die Gliedmaßen um etwa ein Viertel des Schrittzklus versetzt auf (Fischer & Lilje 2011). Beim Hund wird im Schritt der Vorschub primär durch die Hintergliedmaßen erzeugt, während die Vordergliedmaßen in erster Linie dem Lasttragen, Abbremsen und der Schockabsorbtion dienen.

Im Trab fußen die diagonalen Gliedmaßenpaare annähernd gleichzeitig auf, während die Gliedmaßen einer Körperseite etwa um die Hälfte versetzt aufzußen. Die Bodenkontaktzeit der Hintergliedmaßen kann hier im Vergleich zu den

Vordergliedmaßen geringgradig länger sein, sodass die beiden Gliedmaßenpaare oftmals nicht exakt zum gleichen Zeitpunkt auffußen (Hildebrand 1965). Im Trab haben immer die zwei diagonalen Gliedmaßenpaare Bodenkontakt. In dieser Gangart ist kein Unterstützungsdreieck, sondern lediglich eine Unterstützungslinie ausgebildet, auf welche der Körperschwerpunkt fällt, wenn die Gliedmaßen bei schmalen Hunden eng unter den Körper geführt werden (Koch & Fischer 2015).

Bei Hunden mit relativ kurzem Körper und vergleichsweise langen Gliedmaßen kann im Trab zum Teil eine Schrägstellung der Körperachse („Crabbing“) beobachtet werden, sodass die Körperachse nach laterokranial gerichtet ist um eine Kollision der Vorder- und Hintergliedmaßen zu vermeiden (Hildebrand, 1968; Leach et al. 1977; Nunamaker & Blauner 1985).

Die verschiedenen Gangarten können auch anhand des „Duty Faktors“ definiert werden. Der Duty Faktor gibt den prozentualen Anteil der Bodenkontaktzeit (Stemmphase) am Gesamtschrittzyklus wieder (Blaszczyk & Dobrzecka 1989). Ein Duty Faktor von $>50\%$ wird als Schritt definiert, $\leq 50\%$ handelt es sich um Trab (Hildebrand 1965, 1968; Hoyt et al. 2006). Im Schritt erreichen die meisten Hunde einen Duty Faktor von 0,6-0,7 (Blaszczyk & Dobrzecka 1989). Der Duty Faktor ist im Schritt aufgrund der längeren Stemmphasendauer länger als im Trab. Die Schrittlänge und Frequenz steigen linear zur Geschwindigkeit, die Stemmphasendauer und damit der Duty Faktor verkürzt sich dabei (Blaszczyk & Dobrzecka 1989; Hoyt et al. 2006; Starke et al. 2009). Als Referenzgliedmaße wird meistens die linke Hintergliedmaße angegeben (Faber et al. 2000; Zug 1972).

3.3.2 Instrumentierte Ganganalyse

Während auch geübte Untersucher während der Lahmheitsuntersuchung immer nur einen Teil der Bewegungsparameter erfassen können und die Qualität der Lahmheitsuntersuchung vor allem von der Erfahrung des Untersuchers abhängig ist, bietet die instrumentierte Ganganalyse die Möglichkeit, einer objektiven und quantitativen Erfassung und Bewertung des Gangbildes von Hunden (Saleh & Murdoch 1985). Die instrumentierte Ganganalyse findet sowohl in der Forschung, als auch in der Lahmheitsdiagnostik und postoperativen Verlaufskontrolle Anwendung. Eadweard Muybridge gilt als Vorreiter der Ganganalyse. Dieser untersuchte erstmals die Bewegung verschiedener Tierarten, unter anderem die von Hunden, mittels

Fotographie (Muybridge 1899). Seitdem haben verschiedenste Wissenschaftler versucht, das Gangbild und die Bewegung des Hundes mittels multipler Methoden zu erforschen. Um die Biomechanik des Hundes zu entschlüsseln fanden neben in vivo Methoden auch zahlreiche in-vitro Methoden an Kadavern oder an narkotisierten Tieren Anwendung. Bei diesen Verfahren erfolgte die Messung des Bewegungsumfangs bestimmter Gelenke durch manuelle oder maschinelle Manipulation des Gelenkes, jedoch ohne vorhandenen Muskeltonus. Ein Nachteil dieses Verfahrens ist daher die fehlende Berücksichtigung der Muskelfunktion und die damit einhergehende Abweichung der Gelenkwinkel von dem realen Bewegungsausmaß. Ein geeigneteres Verfahren zur Beurteilung der Bewegung stellt die Ganganalyse dar, welche in vivo vorgenommen wird und weitestgehend den natürlichen Bewegungsumfang eines Organismus widerspiegelt.

3.3.3 Methoden der Ganganalyse

Im Bereich der Ganganalyse gibt es dabei verschiedene Möglichkeiten der Bewegungsmessung. Die Bewegungsmessung im Rahmen der Ganganalyse lässt sich in die Kinematik und die Kinetik untergliedern (Off & Matis 1997; DeCamp 1997). Während sich die Kinematik mit einer rein geometrischen Beschreibung einer Bewegung befasst, beschreibt die Kinetik die auf einen Körper wirkenden Kräfte und die sich daraus ergebende Bewegung. Die Messverfahren werden entsprechend ihrer kinetischen oder kinematischen Grundlage in die Dynamometrie (Reaktionskraftmessung) und die Kinemetrie (Bewegungsanalyse) unterteilt (Off & Matis 1997), (Abb. 4).



Abb. 4: Übersicht über die wichtigsten Ganganalysemethoden. Die Bewegungsmessung der Ganganalyse lassen sich in die Kinematik und die Kinetik untergliedern.

3.3.4 Kinetik

Das am weitesten verbreitete Verfahren der Dynamometrie ist die Messung der Bodenreaktionskraft (Ground Reaction Force, GFR) mittels Kraftmessplatten. Die Kraftmessplatte nutzt ein piezoelektrisches System. Die elektrische Ladungsänderung in der Platte, welche bei Belastung besteht, ist dabei proportional zu der auf die Platte wirkenden Kraft. Durch Kombination mehrerer Messkomponenten, können die beim Laufen wirkenden Bodenreaktionskräfte in 3 Freiheitsgraden (Vertikalkraft, Horizontalkraft, Mediolateralkraft) aufgezeichnet werden (Off & Matis 1997; DeCamp 1997).

3.3.5 Kinematik

Zu den Messsystemen der Kinematik zählt unter anderem die Elektrogoniometrie, bei welcher die Änderungen eines Gelenkwinkels in der Bewegung mittels Potentiometer (Schiebewiderstand) gemessen werden (Off & Matis 1997).

In diesen Bereich zählt auch das Motion-Capturing. Bei der Verwendung von nicht-invasiven Hautmarkern werden diese an bestimmten mit Gelenken assoziierten tastbaren Knochenpunkten auf der Haut befestigt und während der Bewegung gefilmt und mittels spezieller Software ausgewertet (Gillette & Angle 2008; Off & Matis 1997). Ein Nachteil dieses Verfahrens ist das sogenannte „soft tissue artifact“ (Weichteilartefakt). Dieses entsteht durch die enorme Eigenbewegung der Haut und die damit einhergehende Hautverschiebung in Relation zum unterliegenden Knochenpunkt während der Bewegung (Bogert et al. 1990; Schwencke et al. 2012). Eine weitere Methode ist die Implantation von Markern an Knochenpunkte. Dies stellt ein sehr genaues Messverfahren dar, da hier eine Verfälschung der Bewegung durch die Haut vermieden wird. Ein Nachteil ist jedoch die hohe Invasivität und Beeinträchtigung der Bewegung durch die implantierten Marker (Off & Matis 1997; Schendel et al. 1995; Wood et al. 1992).

Ein relativ neues Verfahren ist die X-ray Reconstruction of Moving Morphology (XROMM) (Brainerd et al. 2010). Hierbei wird eine Computertomographie des Skelettsystems angefertigt. Die einzelnen Knochen werden dabei zunächst Bild für Bild im Gesamtdatensatz markiert. Die Markierung wird dann dem jeweiligen Knochen zugeordnet (segmentiert), und von einem Computerprogramm zusammengesetzt,

sodass am Ende eine dreidimensionale virtuelle Knochenmarionette entsteht. Diese virtuelle Knochenmarionette wird im Anschluss mit Hilfe von Knochenmarkern an Röntgenvideos angepasst, welche von der zu untersuchenden Bewegung gedreht wurden. Dabei wird die Bewegung aus ein oder zwei Ebenen mittels Röntgenvideographie gefilmt, wodurch im Rahmen der Anpassung der Knochenmarionette an die beiden Röntgenvideos eine dreidimensionale virtuelle Bewegung der Knochenmarionette entsteht, welche die reelle Bewegung widerspiegelt.

Eine Weiterentwicklung des Verfahrens ist das markerlose Scientific Rotoscoping (Gatesy et al. 2010), welches auch in der vorliegenden Arbeit zum Einsatz kam. Hierbei wird die Knochenmarionette ohne Marker auf die Röntgenvideos gelegt und die Ausrichtung der virtuellen Knochenmarionette anhand der Knochenmorphologie Bild für Bild manuell vorgenommen („Schatten-matching“). Somit wird eine nicht invasive dreidimensionale Visualisierung auch von kleinen Bewegungen und deren Analyse mit einer hohen Messgenauigkeit ermöglicht.

3.4 Kinematik der Lendenwirbelsäule und des lumbosakralen Übergangs

Die Bewegung der Wirbelsäule des Hundes ist ein komplexes dreidimensionales Geschehen, welches durch konventionelle biomechanische Verfahren nur schwer zu erfassen ist. Um die Auslöser und die Entstehung von pathologischen Veränderungen in der Lendenwirbelsäule nachvollziehen zu können, ist es von fundamentaler Bedeutung die Vorgänge am gesunden Organismus und in natürlicher Position zu verstehen. Trotz umfangreicher Bemühungen, die Bewegung des Hundes zu entschlüsseln, wurde die Bewegung der Lendenwirbelsäule bislang nur in relativ wenigen Studien untersucht.

3.4.1 Kadaver-Studien

Bereits 1993 untersuchten Bürger und Lang die Biomechanik der Lendenwirbelsäule an Kadavern von 13 Deutschen Schäferhunden (Bürger & Lang 1993). An den isolierten Wirbelsäulen wurde eine manuelle maximale Extensions- und Flexionsbewegung ausgeführt und diese mittels laterolateraler Röntgenaufnahmen gemessen. Es zeigte sich, dass die Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule von kranial nach kaudal zunahm und die größte Beweglichkeit am lumbosakralen Übergang

verzeichnet wurde. Während in der kranialen Lendenwirbelsäule Translationsbewegungen dominierten, überwog lumbosakral meist die Rotationsbewegung. Vereinzelt wurde auch eine Translation des Sakrums gegen L7 und eine Mischform aus Rotation und Translation festgestellt. Zusätzlich fand sich ein Geschlechtsunterschied. So zeigten weibliche Tiere im Durchschnitt lumbosakral einen um ca. 9° höheren Bewegungsumfang im Vergleich zu männlichen Tieren (Bürger & Lang 1993).

Benninger untersuchte darauf an Kadavern von 9 Deutschen Schäferhunden und 16 Vergleichshunden die dreidimensionale Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule (Benninger et al. 2004). Die isolierten Wirbelsäulen wurden in einen Apparat gespannt und Rotationsbewegungen in allen 3 Freiheitsgraden mit einer definierten Kraft durchgeführt. Das Ausmaß der Rotation und Translation in allen 6 Freiheitsgraden wurde mittels Kameras dokumentiert. Hier zeigte sich die höchste Beweglichkeit bei L6-7 mit 11,8° und L7-S1 mit 37° für Flexion und Extension. Beim Deutschen Schäferhund fand sich signifikant weniger Flexion und Extension bei L7-S1 als bei den Vergleichshunden (Schäferhund im Mittel 34,5° und andere Rassen im Mittel 38,7°). Die axiale Rotation beim Deutschen Schäferhund hatte einen maximalen Bewegungsumfang bei L7-S1 mit 2° und war kleiner als in der Vergleichsgruppe. Die laterale Rotation betrug bei L7-S1 bis zu 9,5°. Bei Patienten mit lumbosakraler Bandscheibenprotrusion zeigte sich eine höhere Beweglichkeit in Flexion und Extension (Benninger et al. 2004). Da es sich bei der Studie um eine in vitro Studie handelte, ist der Einfluss der Muskulatur und des Körpergewichts auf die Beweglichkeit nicht bekannt. Zusammenfassend zeigte Benninger, dass die Wirbelsäulen der Deutschen Schäferhunde lumbosakral weniger Beweglichkeit als bei anderen Rassen zeigte. Alle Wirbelsäulen zeigten ein ähnliches Bewegungsmuster bestehend aus einer Hauptbewegung und kleineren gekoppelten Bewegungen (Benninger et al. 2004).

Eine weitere Kadaverstudie von Benninger und Mitarbeitern von 2006 untersucht den Zusammenhang zwischen der dreidimensionalen Beweglichkeit der kaudalen Lendenwirbelsäule und der Morphologie der Facettengelenke, Wirbel und Bandscheiben an 9 Deutschen Schäferhunden und 16 Vergleichshunden. Der Umfang der sagittalen Rotation hing dabei in erster Linie vom Facettengelenkwinkel ab. Der

Unterschied der transversalen Facettengelenkwinkel war beim Deutschen Schäferhund höher als bei der Vergleichsgruppe. Die lumbosakrale Bandscheibe zeigte eine keilförmige Konformation mit breitem ventralem Anteil und schmalem dorsalem Anteil, während die restlichen Bandscheiben eine gleichmäßige, scheibenförmige Konformation aufwiesen. Eine erhöhte sagittale Rotation zeigte sich bei vorhandenem großem transversalem Facettengelenkwinkel, großer Differenz zwischen aufeinanderfolgenden transversalen Facettengelenkwinkeln sowie erhöhter Bandscheibenbreite und war zudem mit einer Keilform der Bandscheibe vergesellschaftet. Axiale Rotation wurde vor allem durch die transversale Facettengelenkwinkeldifferenz beeinflusst (Benninger et al. 2006).

Jedoch fehlt in allen diesen Studien die stabilisierende Wirkung des umgebenden Weichteilgewebes und der umliegenden Muskulatur. Weiterhin ist die Wirbelsäulenbewegung aus der natürlichen Position und dem gesamten Skelettsystem herausgelöst. Daher geben diese in-vitro Untersuchungen zwar den maximal möglichen intervertebralen Bewegungsumfang („Range of motion“, ROM) wieder, beschreiben jedoch die in vivo auftretende physiologische Intervertebralbewegung nicht oder nur unzureichend.

3.4.2 In vivo Studien mit Implantation von Knochenmarkern

Während bei biomechanischen Kadaverstudien der Einfluss der umliegenden Muskulatur und natürlichen Fortbewegung nur unzureichend berücksichtigt wird, untersuchten Wood und Mitarbeiter (1992) die in vivo Bewegung der Lendenwirbelsäule mittels Knochenmarkern im Rahmen einer ganganalytischen Arbeit. Unter Zuhilfenahme von Steinmannpins als Knochenmarker war es möglich, die Bewegung von Facettengelenk und Wirbelkörper sowie die Wirbelkörperrotation mit hoher Genauigkeit am lebenden Hund während physiologischer Bewegungen zu messen. Dazu wurden Mischlingshunden operativ Steinmannpins in die Wirbelkörper von L2 und L3 implantiert und diese mit einem Messmodul (Potentiometer) verbunden, welches die Bewegung der Pins und somit der Wirbel bei verschiedenen Bewegungen in 6 Freiheitsgraden aufzeichnete. Die Patienten wurden im Anschluss an die Untersuchung euthanasiert und die Intervertebralbewegungen wurden an isolierten Wirbelsäulen weiter definiert. Im Schritt zeigte sich eine sagittale Rotation um die $1,5^\circ$ von L2 in Relation zu L3.

Später untersuchte Schendel (1995) die lumbale Intervertebralbewegung von vier Hunden in vivo mittels invasiver Knochenmarker. Die Lumbosakralbewegung wurde vor und nach Fusion der kaudalen Segmente gemessen und dreidimensional untersucht. In die Wirbel L3-L7 wurden bei 4 Hunden Pins implantiert und die Bewegung der Lendenwirbelsäule nach 1 und nach 12 Wochen untersucht. Nach Fusion von L3-L7 stieg die Wirbelrotation des Bewegungssegments L2-3 in der dorsalen Ebene (laterale Biegung) signifikant und damit die Facettengelenkbewegung. Die Studie zeigt, dass die Bewegung des benachbarten Wirbelsegments nach einer Fusion der kaudalen Wirbelsegmente während der normalen Bewegung im Schritt zunimmt (Schendel et al. 1995).

Ein Nachteil der Studien mit Knochenmarkern ist neben der hohen Invasivität der mögliche Einfluss der chirurgischen Pin-Implantation auf die Bewegung der Wirbelsäule durch Trauma und Schmerz („surgical artefact“), aufgrund welcher der Einsatz in der klinischen Forschung nicht durchführbar ist.

3.4.3 In vivo Studien mit Hautmarkern

Aufgrund der Komplexität der Wirbelbewegung und der relativ kleinen Bewegungen existieren nur wenige kinematische Studien zur in vivo Wirbelbewegung beim Hund mittels Hautmarkern.

Gradner untersuchte 2007 die thorakolumbalen Wirbelbewegungen von 22 gesunden Malinois sowie den Einfluss subklinischer radiologischer Wirbelsäulenveränderungen auf die Bewegung. Die Untersuchung wurde im Schritt mittels laufbandgestütztem Motion-Capturing unter Verwendung von Hautmarkern durchgeführt. Der größte Bewegungsumfang zeigte sich in der sagittalen Ebene am lumbosakralen Übergang (L3/L7/S3) mit ungefähr $4,5^\circ$ und in der transversalen Ebene in der mittleren Lendenwirbelsäule (Th13/L3/L7) mit etwa $12,9^\circ$. In der transversalen Ebene wurden höhere Winkel erreicht als in der sagittalen Ebene. In der sagittalen Richtung zeigten alle Marker einen biphasischen Verlauf. In der transversalen Ebene zeigte sich insgesamt eine oszillierende Bewegung der Wirbelsäule. Der lumbosakrale Übergang zeigte in der sagittalen Richtung die höchste Beweglichkeit. In der Studie wurden jedoch nur transversale und sagittale Bewegungen untersucht, die axiale Rotation wurde vernachlässigt (Gradner et al. 2007).

Layer (2012) untersuchte in ihrer Dissertation mittels Hautmarkern die Rückenbewegung von gesunden Dackeln und Labrador Retrievern laufbandgestützt im Schritt und im Trab. In der Transversalebene zeigte sich eine überwiegend monophasische, in der Sagittalebene eine biphasische Bewegung. In der Transversalebene zeigten beide Rassen einen ähnlichen Bewegungsumfang bezogen auf die Rückenlänge. Dieser war gleich oder größer als in der Sagittalebene. Beide Rassen zeigten einen maximalen sagittalen Bewegungsumfang am Sakrum. Layer untersuchte zudem die Rutenbewegung der Tiere und zeigte eine rasseunabhängige Rutenbewegung, welche zugleich eine Auswirkung auf die Rückenbewegung ausübte.

Durch das Weichteilartefakt („soft tissue artifact“) beschreibt die Hautmarkerbewegung die eigentliche muskuloskeletale Bewegung nur unzureichend (Bogert et al. 1990; Schwencke et al. 2012). Die eigentliche Bewegung der einzelnen Wirbelkörper und Facettengelenke wird mit diesem Verfahren somit nicht erfasst.

3.4.4 Scientific Rotoscoping

Das Scientific Rotoscoping ist eine kinematische Methode zur Untersuchung von Knochenbewegungen von Wirbeltieren in vivo. Hierfür wird die Bewegung eines Wirbeltieres aus zwei Ebenen mittels Röntgenvideographie aufgezeichnet. Die dabei entstehenden Röntgenfilme geben dabei die exakte Knochenbewegung aus zwei verschiedenen Richtungen wieder. Zusätzlich wird eine Computertomographie des Tieres angefertigt. Die zu untersuchenden Knochen des Tieres werden dann anhand der Daten aus der Computer-Tomographie dreidimensional rekonstruiert, sodass eine virtuelle dreidimensionale Knochenmarionette entsteht. Die beiden Röntgenfilme werden in das Computerprogramm Autodesk Maya® geladen und dort abgespielt. Dabei werden durch eine vorergehende Kalibrierung der Röntgenkameras, die realen Anordnungen des Versuchsaufbaus und die Größenverhältnisse auch in der virtuellen Welt erhalten. Die virtuelle Knochenmarionette wird ebenfalls in Autodesk Maya® geladen. Anschließend wird die Knochenmarionette an die beiden Röntgenvideos angepasst. Die Anpassung der virtuellen Knochenposition erfolgt wie bei einem Schattenspiel. Der virtuelle Knochen wird so lange gedreht und bewegt, bis er exakt deckungsgleich auf der Knochensilhouette des Röntgenvideos zu liegen kommt (Abb. 5). Da die beiden Röntgenfilme aus zwei unterschiedlichen Perspektiven aufgenommen wurden, kann durch Anpassung der Knochenmarionette an die

Knochenbewegung aus den beiden Röntgenfilmen die dritte Ebene rekonstruiert werden, sodass eine dreidimensionale sich bewegende Knochenmarionette entsteht, welche die reale in vivo Bewegung virtuell nachahmt. An diesem virtuellen Knochenmodell können anschließend Bewegungsmessungen vorgenommen werden (Gatesy et al. 2010).

Wachs untersuchte erstmals die Bewegung der Lendenwirbelsäule und des Beckens von 3 gesunden Beagle mit Hilfe des Scientific Rotoscopy (Wachs 2015; Wachs et al. 2016). In der Untersuchung zeigte sich, dass der Bewegungsumfang (Range of motion, ROM) eines Gelenks in den symmetrischen Gangarten Schritt und Trab nicht vollständig ausgenutzt wird. Im Schritt zeigte das Becken vor allem eine axiale Rotationsbewegung mit Werten von ca. 13°, gefolgt von sagittaler Rotation (ca. 8,0°) und lateraler Rotation (ca. 5°). Im Trab war die axiale Rotation des Beckens mit ca. 11° geringgradig kleiner ausgeprägt, die sagittale Rotation annähernd gleich und die laterale Rotation war im Vergleich zum Schritt geringgradig größer. Am lumbosakralen Übergang waren die Rotationsbewegungen im Schritt in den verschiedenen Freiheitsgraden annähernd gleich und erreichten um die 4°. Im Trab stieg der Anteil axialer Rotation auf etwa 5°. Auf Höhe von L6-L7 überwog im Schritt vor allem die laterale Rotationsbewegung mit ungefähr 6°. Auch im Trab überwog die laterale Rotation mit ca. 5°.

Die axiale und die laterale Beckenrotation zeigten unabhängig von der Gangart ein monophasisches Bewegungsmuster. Die sagittale Beckenrotation wies in beiden Gangarten ein biphasisches Bewegungsmuster auf. Alle Rotationsrichtungen des Beckens waren dabei vom Schrittzzyklus abhängig. Die größte Intervertebralbewegung fand sich bei L6-7 und L7-S1. Die Facettengelenke der kaudalen Lendenwirbelsäule zeigten eine monophasische axiale Rotation mit einer maximaler ROM von etwa 4-5° lumbosakral. Die laterale Rotation zeigte in der kaudalen Lendenwirbelsäule eine überwiegend monophasische Ausprägung mit einer ROM von etwa 3,5° lumbosakral und bis zu 5° bei L6-L7. Die sagittale Rotation der Facettengelenke zeigte eine biphasische Bewegung. Die größte ROM zeigte sich lumbosakral und bei L6-L7 mit etwa 3-4° (Wachs 2015).

Durch den Vergleich der Becken- und Lendenwirbelsäulenbewegung mit dem Schrittzzyklus konnte ein Zusammenhang zwischen der Bewegung der Hintergliedmaßen und der Rückenbewegung beim Beagle nachgewiesen werden

(Wachs 2015; Wachs et al. 2016). Wachs lieferte damit die erste detaillierte dreidimensionale Beschreibung der Bewegung des Beckens und der lumbalen Facettengelenke in den symmetrischen Gangarten beim Hund. In der Arbeit wurden jedoch nur die Rotationsbewegungen berücksichtigt, die Translationsbewegungen im Becken und der Lendenwirbelsäule wurden nicht untersucht (Wachs 2015; Wachs et al. 2016).

Ein Problem bei der in vivo Messung der Intervertebralbewegung ist sowohl die Komplexität der Bewegung als auch das geringe Bewegungsausmaß der beteiligten Strukturen. Dies erfordert eine sehr genaue Messtechnik. Aufgrund der hohen Detailgenauigkeit des Scientific Rotoscoping, der Möglichkeit der Erfassung von Bewegungen in vivo, der geringen Invasivität und der Möglichkeit der dreidimensionalen Erfassung der Intervertebralbewegung in 6 Freiheitsgraden, wurde dieses Verfahren auch für die vorliegende Arbeit gewählt.

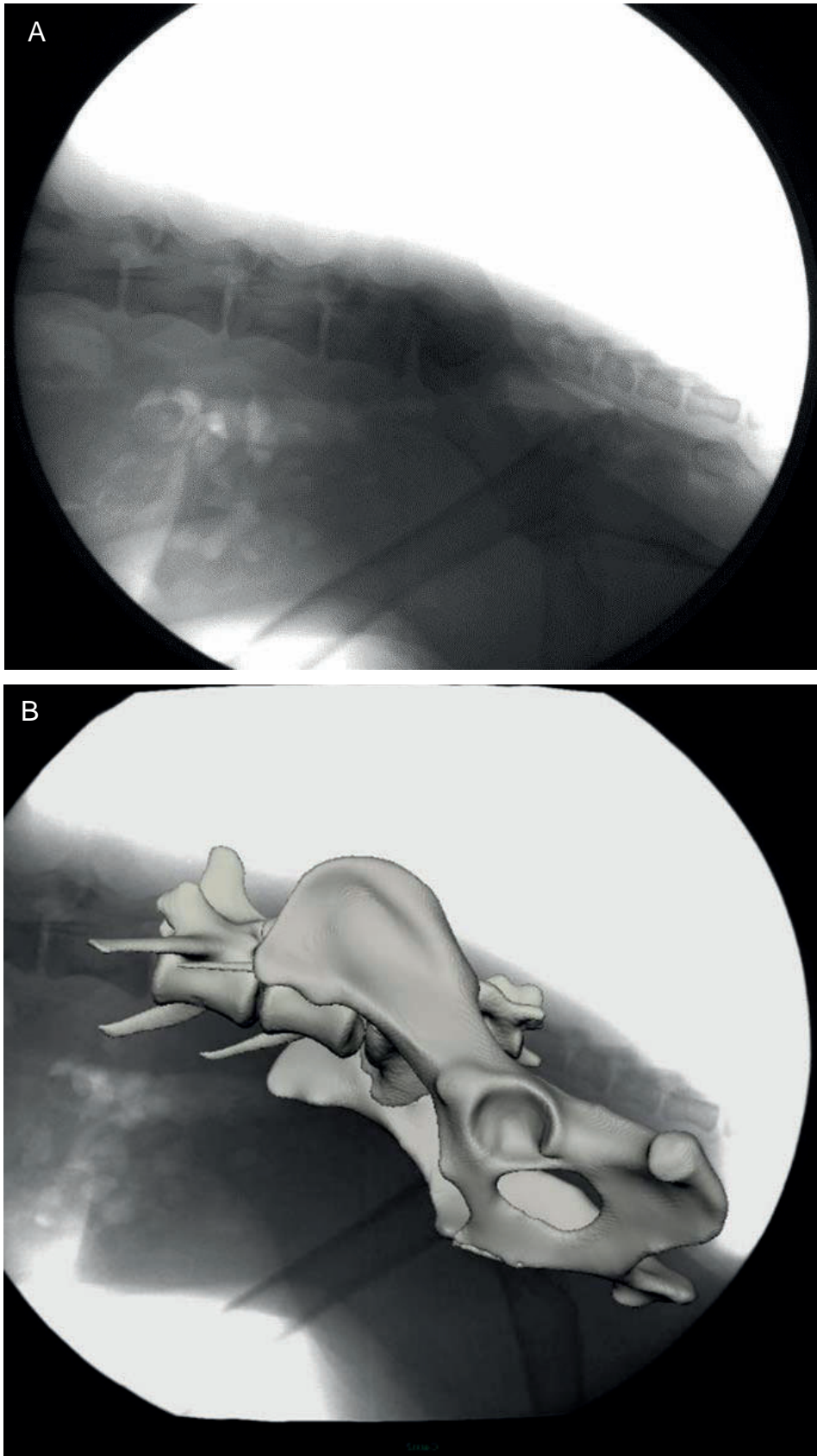


Abb. 5: Scientific Rotoscoping, Anpassung der virtuellen dreidimensionalen Knochenmarionette (Becken-L6-L7) an die Röntgenvideos in Autodesk Maya®. Bild A zeigt einen Ausschnitt aus der Röntgenvideographie der Lendenwirbelsäule. Bild B zeigt exemplarisch die fertige Anpassung der dreidimensionalen Knochenmarionette an den „Knochenschatten“ der Röntgenvideographie.

4 Material und Methoden

4.1 Studienpopulation

Untersucht wurden 4 klinisch gesunde Hunde der Rasse Deutscher Schäferhund im Alter von durchschnittlich 22 ± 6 Monaten. Sämtliche untersuchten Hunde gehörten der Arbeitslinie an.

Die Patienten hatten zum Zeitpunkt der Untersuchung ein durchschnittliches Körpergewicht von 34 ± 5 kg und ein Stockmaß von 61 ± 4 cm (Tab.1). Die Studienteilnehmer stammten aus Privathaltung und Zuchtbereich, alle Tiere wurden in unterschiedlichem Maß sportlich geführt (Gebrauchshundesport (IPO) und Agility).

Patient	Geschlecht	Alter (Monate)	Gewicht (kg)	Stockmaß (cm)	Nutzung
DSH 1	weiblich	30	27	56	Agility
DSH 2	männlich	24	36	63	Agility
DSH 3	männlich	18	39	65	IPO
DSH 4	männlich	16	33	59	Agility

Tab. 1: Patientenübersicht

4.1 Tierversuchsgenehmigung

Da bei dieser prospektiven Studie gesunde Hunde außerhalb einer tierärztlichen Maßnahme zur Diagnostik oder Behandlung von Krankheiten durchgeführt wurde, war eine ethische Beurteilung und Genehmigung durch das Regierungspräsidium nötig. Die Studie wurde sowohl von der Ethikkommission der Bundesländer Thüringen also auch des Landes Hessen (Reg. Nr: 22-2684-04-02-075/14) geprüft und genehmigt.

4.2 Ablauf der Untersuchung

Die Studie untergliederte sich in 3 Teile:

Teil 1 bestand aus der Computertomographie und Magnetresonanztomographie der Wirbelsäule und fand an der Klinik für Kleintiere, Chirurgie der Justus-Liebig-Universität in Gießen statt.

Teil 2 umfasste die röntgenvideographische Untersuchung der Patienten und wurde im Bewegungslabor am Institut für Spezielle Zoologie und Evolutionsbiologie der Friedrich-Schiller-Universität Jena durchgeführt.

In Teil 3 wurde aus den in CT und Röntgenvideographie erlangten Daten im Rahmen des Scientific Rotoscoping eine virtuelle 3D-Knochenmarionette von Becken-L6 kreiert und entsprechend der biplanaren Röntgenvideos in Autodesk Maya® animiert (Gatesy et al. 2010). Anschließend wurden an der virtuellen Wirbelsäule Messungen vorgenommen.

4.2.1 Teil 1 Schnittbilddiagnostik

An der Klinik für Kleintiere, Chirurgie der Justus-Liebig-Universität in Gießen wurde zunächst eine allgemeine und präanästhetische Untersuchung der Patienten vorgenommen. Anschließend erfolgten im Rahmen der speziellen Untersuchung eine Lahmheitsuntersuchung, sowie eine orthopädische und klinisch-neurologische Untersuchung zum Ausschluss von Gangbildveränderungen, welche die erhobenen Daten beeinflussen könnten.

Die allgemeine und präanästhetische Untersuchung wurde, ebenso wie die Lahmheitsuntersuchung mit orthopädischer Untersuchung, durch ein und dieselbe Person durchgeführt (Autor der Studie). Die klinisch-neurologische Untersuchung erfolgte durch einen Mitarbeiter der Abteilung für Neurologie der Klinik für Kleintiere Gießen (Dipl. ECVN). Nur Patienten mit unauffälliger neurologischer und orthopädischer Untersuchung wurden in die Studie eingeschlossen.

Wurde der Patient anhand der American Society of Anesthesiologists-Einteilung als narkosefähig (ASA I oder II) und klinisch gesund eingestuft, wurde eine Untersuchung der Wirbelsäule mittels Computertomographie und Magnetresonanztomographie in Narkose durchgeführt.

Zunächst wurde ein venöser Zugang (18G Venenverweilkanüle, VasoVet®, B. Braun Vet Care GmbH, Tuttlingen, Deutschland) in die rechte oder linke Vena cephalica antebrachii bzw. in die rechte oder linke Vena saphena gelegt. Für die Narkose wurde Diazepam (0,5mg/kg i.v.) und Xylazin (0,03 mg/kg i.v.) in Kombination mit Ketamin (3 mg/kg. i.v.) verwendet, die Narkose wurde bei Bedarf mittels Propofol (2-4mg/kg i.v.) erhalten. Bei einer Herzfrequenz unter 60 Schlägen/Minute wurde Atropin (0,02mg/kg i.v.) verabreicht. Die Aufrechterhaltung der Anästhesie erfolgt mit Isofluran (1,5 - 3 Vol%) in 100% Sauerstoff. Während und nach der Narkose wurde eine Infusionstherapie mittels Sterofundin (BRAUN Sterofundin® Vollelektrolytlösung 1 E/E) durchgeführt.

In Narkose erfolgte eine Computertomographie (CT 16-Slice helical scanner Brilliance Philips) und eine Magnetresonanztomographie (MRI 1.0 Tesla superconducting system Intera Philips) der gesamten Wirbelsäule. Während der Magnetresonanztomographie wurden die Patienten maschinell beatmet.

4.2.1.1 Computertomographie der Wirbelsäule

Es erfolgte eine Computertomographie (16-Slice helical scanner Brilliance Philips) der Wirbelsäule inklusive Becken und Schädel, in Rückenlage mit dem Kopf voran. Die Vordergliedmaßen wurden nach kaudal, die Hintergliedmaßen nach kranial angewinkelt (Abb. 6). Für die Computertomographie (CT) wurde mit einer Einstellung von 120 kV, 200mA und Schichtdicke 1mm gearbeitet und im Knochenfenster rekonstruiert. Aufgrund möglicher Artefakte wurde bei großen Hunden keine Lagerungshilfe verwendet.

Das Wirbelsäulen-CT wurde aufgrund der Größe der Patienten in 2 Anteile gegliedert: der erste Scan umfasste den kranialen Anteil des Patienten von Nasenspitze bis Ende der Rippen, der zweite Scan erfolgte mit geringgradiger Überlappung vom Ende der Rippen bis auf Höhe der ersten Schwanzwirbel. Für die Untersuchung wurde, da die Daten lediglich zur Erschaffung des virtuellen 3D-Skeletts dienten, kein Kontrastmittel verwendet. Lediglich DSH 4 zeigte Veränderungen in der kaudalen Lendenwirbelsäule bis L7 im Sinne von geringgradigen Spondylosen. Am lumbosakralen Übergang selbst zeigten sich keine Veränderungen. Die Wirbelsäule der restlichen Probanden war ohne besonderen Befund.



Abb. 6: Lagerung des Patienten während der computertomographischen Untersuchung, Rückenlage, Kopf voran, Gliedmaßen angewinkelt

4.2.1.2 Magnetresonanztomographie der Wirbelsäule

Die MRT-Untersuchung erfolgte in direktem Anschluss in derselben Narkose wie die CT-Untersuchung. Mit Hilfe der MRT wurden bestehende degenerative Veränderungen der Wirbelsäule oder eine degenerative lumbosakrale Stenose ausgeschlossen.

Für die Untersuchung wurde ein 1.0 Tesla Magnetresonanztomograph der Firma Philips (MRI 1.0 Tesla superconducting system Intera Philips) verwendet. Die Untersuchung erfolgte in Rückenlage mit den Hintergliedmaßen voran. Im Rahmen der Untersuchung wurde die SynSpine-Spule verwendet (Abb. 7).

Es wurden T2-gewichtete Sequenzen im Sagittalschnitt über die gesamte Wirbelsäule angefertigt. Diese wurden in die Lendenwirbelsäule, die Brustwirbelsäule und die Halswirbelsäule unterteilt. Zusätzlich wurde ein T2-gewichteter Transversalschnitt auf Höhe von L5 bis S1 mittig durch die Bandscheibe von L7-S1, sowie die Halswirbelsäule auf Höhe des Atlas bis C2 mit Ausrichtung entlang des Rückenmarks und der ventralen Kontur von C1 angefertigt. Die Sequenzen der übrigen Lokalisationen (Brustwirbelsäule und Halswirbelsäule) wurden als Referenz für die anderen, an der Großstudie teilnehmenden, Rassen aufgezeichnet.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wird im Folgenden nur auf den lumbosakralen Übergang beim Deutschen Schäferhund- Arbeitslinie eingegangen (Abb. 8).



Abb. 7: Lagerung des Patienten in der Magnetresonanztomographie, Rückenlage, Hinterbeine voran und gestreckt

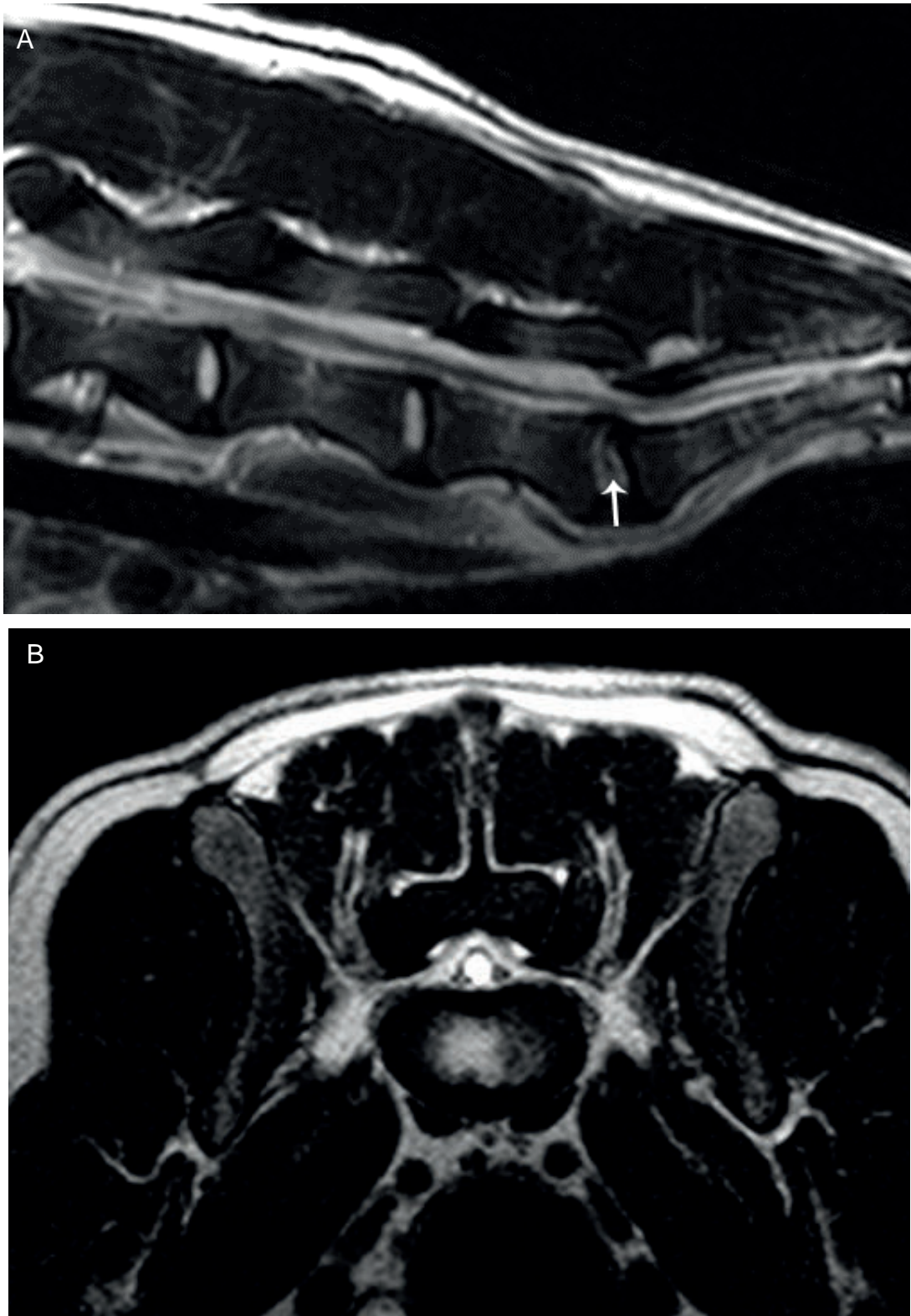


Abb. 8: Magnetresonanztomographie des lumbosakralen Übergangs, Bild A zeigt einen Sagittalschnitt und Bild B Transversalschnitt. Es handelt sich um eine T2-Wichtung, das bedeutet Fett und Flüssigkeit stellen sich hell dar. Die Bandscheibe L7-S1 zeigt ein Nuclear cleft (Pfeil) und eine geringgradig verminderte Signalintensität des Nucleus pulposus als Anzeichen eines Wasserverlustes der Bandscheibe und einer beginnenden Degeneration. Die benachbarten Bandscheiben besitzen im Vergleich einen intakten Nucleus pulposus mit physiologischer Signalintensität (heller, ohne vertikal verlaufende dunkle Linie).

Alle 4 in die Studie eingeschlossenen Hunde zeigten zum Zeitpunkt der Untersuchung keinen Hinweis auf eine degenerative lumbosakrale Stenose oder eine andere neurologische Erkrankung in der Magnetresonanztomographie. Der Degenerationsgrad der lumbosakralen Bandscheibe war bei allen 4 Individuen vergleichbar ausgeprägt und als geringgradig einzustufen. Alle 4 Probanden zeigten eine geringgradig verminderte Signalintensität des Nucleus pulposus der lumbosakralen Bandscheibe mit einem Nuclear cleft als Anzeichen eines Wasserverlustes der Bandscheibe und somit einer beginnenden Degeneration. Eine Kompression der Cauda equina Fasern war bei keinem der Patienten erkennbar (Abb. 7). Die vorliegenden Befunde entsprechen im Rahmen der Graduierung der Bandscheibendegeneration nach Seiler einer lumbosakralen Bandscheibendegeneration Grad 1-2 (Seiler et al. 2003; Schmidt et al. 2015).

4.2.2 Teil 2 Röntgenvideographie

4.2.2.1 Digitale biplanare Hochgeschwindigkeits-Röntgenvideographie

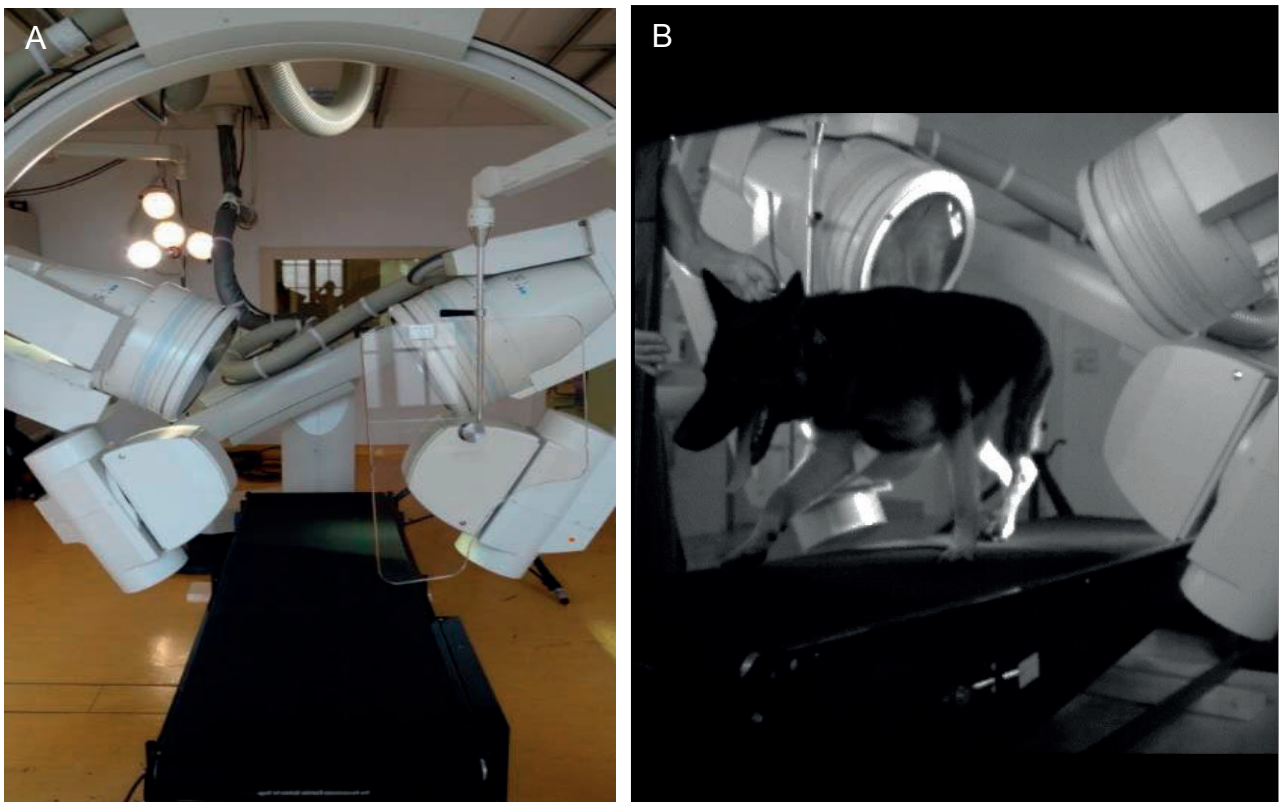


Abb. 9: Anordnung der Röntgenvideographieanlage beim Deutschen Schäferhund für die biplanare Aufzeichnung der Bewegung. Bild A: Die Bildverstärker befinden sich im 63°-Winkel zueinander, dazwischen befindet sich das Laufband. Während der Aufzeichnung ist der Untersucher durch eine Röntgenschürze, Schilddrüsenschutz und eine Bleischeibe von der Röntgenstrahlung abgeschirmt. Bild B: Nur die zu untersuchende Körperregion des Probanden (hier: lumbosakraler Übergang) befindet sich im Strahlengang.

Die Hochgeschwindigkeits-Videographie wurde im Bewegungslabor am Institut für Spezielle Zoologie und Evolutionsbiologie mit Phyletischem Museum der Friedrich-Schiller-Universität Jena am wachen Tier vorgenommen. Bei der Röntgenvideographie-Anlage handelt es sich um ein Unikat (Neurostar Siemens AG, München), welches speziell für die Untersuchung von Wirbeltieren entwickelt wurde (Abb. 9).

Die Anlage setzt sich aus zwei Bildverstärkersystemen (Durchmesser ca. 40 cm, A und B) zusammen, welche mit Hochgeschwindigkeitskameras ausgestattet sind (Visario Speedcam, Weinberger GmbH, Nürnberg). Diese besitzen eine Auflösung von 1536x1024 Pixel und liefern bis zu 2 000 Bilder pro Sekunde. Die beiden Bildverstärkersysteme (C-Bögen) sind zueinander in ihrer Winkelung verstellbar. Ziel dieser Winkelung ist eine biplanare Aufzeichnung der Bewegung eines Individuums, um diese später dreidimensional im virtuellen Raum rekonstruieren zu können. Bei vorausgegangenen Studien an Hunden (Wachs 2015; Wachs et al. 2016, Fischer & Lilje 2011) und anderen Wirbeltieren (u.a. Krings et al. 2014; Stefen et al. 2011; Nyakatura & Fischer 2010) wurde ein 90° Winkel der Bildverstärkersysteme gewählt. Diese Winkelung liefert zwar beim manuellen Rotoscoping eine leichtere Lokalisierbarkeit der Strukturen im Raum. Sie ist jedoch bei der Untersuchung der Hundewirbelsäule nur bis zu einem Stockmaß von ca. 40 cm realisierbar, da die eingeschränkte Verstellbarkeit der C-Bögen der Versuchsanordnung Grenzen setzt. Aufgrund einer durchschnittlichen Widerristhöhe von ca. 60cm wurde in der vorliegenden Studie beim Deutschen Schäferhund mit einer Positionierung der Bildverstärker im 63° Winkel zueinander gearbeitet. Im Rahmen dieser Anordnung wurde die Bewegung der Lendenwirbelsäule im rechts und links schrägen lateralen Strahlengang mit 500 Bildern pro Sekunde mittels Röntgenvideographie aufgezeichnet.

Es wurden in Abhängigkeit von der Größe der Probanden durchschnittlich eine Röhrenspannung von ca. 100 kV und ein Röhrenstrom von ca. 75 mAs für die Untersuchung der Lendenwirbelsäule beim Deutschen Schäferhund gewählt. Zur Reduzierung der Bewegungsunschärfe wurde ein Shutter mit 500µs verwendet. Die röntgenvideographische Untersuchung des lumbosakralen Übergangs erfolgte mit einem großen, speziell für Hunde ausgelegten Laufband („Jog a dog“) im Schritt und im Trab. Vor Beginn der Aufzeichnung wurde jedem Probanden eine individuelle

Gewöhnungsphase von durchschnittlich 15-20min eingeräumt, wobei die meisten Hunde im Trab früher ein gleichmäßiges Gangbild zeigten als im Schritt. Die Aufzeichnung startete erst, nachdem sich beim einzelnen Tier ein gleichmäßiges Gangbild einstellte. Die Laufbandgeschwindigkeit im Schritt und Trab wurde individuell an jeden Patienten und dessen Gangbild angepasst. Sie orientierte sich somit an der Komfortgeschwindigkeit eines jeden Individuums und daran, wann der Proband ein gleichmäßiges Gangbild in der entsprechenden Gangart zeigte. Diese Geschwindigkeit wurde während der Aufzeichnung konstant gehalten. Verlies der Proband während der Aufzeichnung die Bildebenen, wurde die Aufzeichnung abgebrochen und der Proband erneut positioniert um unnötige Strahlenbelastungen zu vermeiden. Aufgezeichnet wurden in jeder Gangart für jeden der 4 untersuchten Hunde mindestens 5 aufeinanderfolgende Schritte. Teilweise war eine Auszeichnung von mehr Schritten, vor allem im Trab, möglich. Die durchschnittliche Geschwindigkeit im Schritt betrug $0,8 \pm 0,1$ m/s und im Trab $2,4 \pm 0,1$ m/s (Tab.2).

Eine Kontrolle des Gangbildes erfolgte über die zu den Röntgenkameras synchron geschalteten Live-Kameras und eine Bestimmung des Duty Faktors (Blaszczyk & Dobrzecka 1989; Hoyt et al. 2006; Starke et al. 2009). Als Referenzgliedmaße zur Korrelation der Wirbelsäulenbewegung mit dem Schrittzklus wurde die linke Hintergliedmaße gewählt (Zug 1972; Faber et al. 2000).

Während der Untersuchung wurden die Hunde durch den jeweiligen Besitzer möglichst locker an Halsband und Leine geführt. Zum Schutz vor der Röntgenstrahlung befand sich der Besitzer während der gesamten röntgenvideographischen Aufzeichnung hinter einer Bleischeibe. Der Untersucher befand sich während der Aufzeichnung in einigem Abstand zur Anlage im Raum. Der Untersucher bediente das Laufband, kontrollierte das Gangbild und gab dem Besitzer Anweisungen hinsichtlich der Positionierung des Hundes im Strahlengang. Beide Personen wurden durch Röntgenschütze und Schilddrüsenschutz, sowie durch Bleischeibe bzw. Abstandshaltung vor Streustrahlung geschützt. Die Strahlenbelastung des Besitzers und des Untersuchers wurde dabei in regelmäßigen Abständen vom Strahlenschutzbeauftragten der Anlage mittels Dosimetrie kontrolliert. Zur Reduzierung der Strahlungsexposition des Untersuchers wechselten sich zwei Untersucher zwischen den einzelnen Patienten und Tagen ab. Während der Untersuchung befanden sich zwei weitere Untersucher im Kontrollraum. Diese waren

für die Bedienung der Röntgenvideographieanlage und die Qualitätssicherung des erzeugten Bildmaterials zuständig.

Hund	Schritt	Trab
DSH 1	0,98 m/s	2,29 m/s
DSH 2	0,77 m/s	2,51 m/s
DSH 3	0,77 m/s	2,51 m/s
DSH 4	0,77 m/s	2,29 m/s

Tab. 2: Übersicht Laufbandgeschwindigkeiten



Abb. 10: Zu den Röntgenkameras synchrone Aufzeichnung der Standardlicht-Hochgeschwindigkeitskameras. Die Aufzeichnung des Laufs mittels Livekameras dient der Erfassung der Aus- und Abfußungszeitpunkte und der Ermittlung von Störfaktoren.

4.2.2.2 Standardlicht-Hochgeschwindigkeitskameras

Neben den Röntgenkameras wurde der Lauf synchron von zwei Hochgeschwindigkeits-Live-Kameras (Standardlicht-Hochgeschwindigkeitskameras, Visario SpeedCam MiniVis[®], High-Speed Vision GmbH, Ettlingen, Germany) mit 500 Bildern pro Sekunde in schwarz-weiß aufgezeichnet (Abb.10). Diese Aufnahmen dienten zum einen der Erfassung der Auf- und Abfußungszeitpunkte für den Vergleich der Wirbelsäulenbewegung mit dem Schrittzklus. Zum anderen dienten sie der Ermittlung von Störfaktoren (unphysiologisches Gangbild wie Hüpfen, Stolpern, starkes Schwanzwedeln, Passgang), welche eine Auswertung der Wirbelsäulenbewegung beeinflussen könnten.

4.2.3 Teil 3 Scientific Rotoscoping

Das Scientific Rotoscoping stellt ein nicht-invasives markerloses Verfahren der XROMM-Methode dar (Gatesy et al. 2010; Brainerd et al. 2010). Mit diesem Verfahren wird eine Analyse von natürlichen Knochen- und Gelenkbewegungen am lebenden Individuum mit hoher Genauigkeit ermöglicht.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde zunächst die umfangreiche Methodik des Scientific Rotoscoping anhand eines mehrtägigen XROMM-Kurses an der Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für spezielle Zoologie, sowie anhand von Anleitungen und Workflows der XROMM-Gruppe (<http://www.xromm.org/>, Brown University, Rhode Island, USA) erarbeitet und erlernt.

Das Scientific Rotoscoping ist ein sehr zeitaufwendiges und komplexes Verfahren, für dessen Ausübung mehrere verschiedene Computerprogramme, sowie eine technisch gut ausgestattete Workstation (leistungsstarker PC, 2 Bildschirme mit hoher Auflösung, 3-Tasten- Maus) notwendig sind.

Das Scientific Rotoscoping setzt sich aus mehreren aufeinanderfolgenden Arbeitsschritten zusammen (Abb. 11). Im Folgenden werden die Arbeitsschritte des Scientific Rotoscoping erläutert.

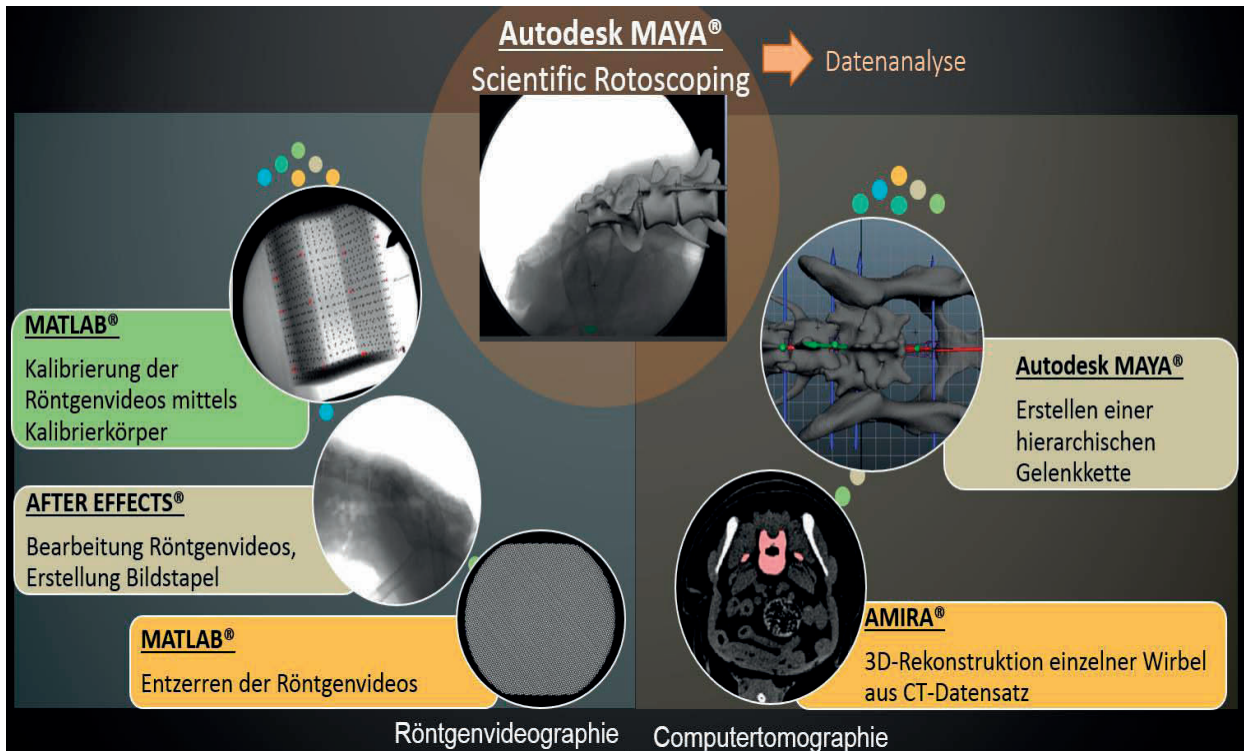


Abb. 11: Übersicht Arbeitsschritte des Scientific Rotoscoping

4.2.3.1 Entzerren und Kalibrieren der Röntgenvideos

Entzerren

Die einzelnen Röntgenvideos wurden nach der Aufzeichnung in Visart 2.x (High-Speed Vision GmbH, Ettlingen, Germany) vertikal gespiegelt und auf die entsprechende Länge (mindestens 5 Schritte) geschnitten. Anschließend wurden die Videos in ein .avi-Dateiformat umgewandelt. Im Rahmen der Fluoroskopie kommt es zum sogenannten „Kissen-Effekt“, d.h. einer sattelförmigen Verzerrung der Röntgenvideos (Wang & Blackburn, 2000). Um diesen Effekt auszugleichen, wurden die Videos mit Hilfe einer Software (Matlab®, TheMathWorks und Xray-project/batchUndistort, XROMM) entzerrt. Dies geschah mit Hilfe eines quadratischen Metallgitters (Grid), welches zu Versuchsbeginn auf jedem Bildverstärker angebracht und gefilmt wurde. Anhand des gefilmten Metallgitters (Grid) kann computergestützt der Verzerrungsgrad der Fluoroskopievideos berechnet werden. Anschließend wird die Verzerrung der Röntgenvideos, die im Rahmen der Fluoroskopie entsteht, am Computer herausgerechnet, sodass man „entzerrte“ Röntgenvideos ohne Verzerrungsartefakte erhält (Abb. 12).

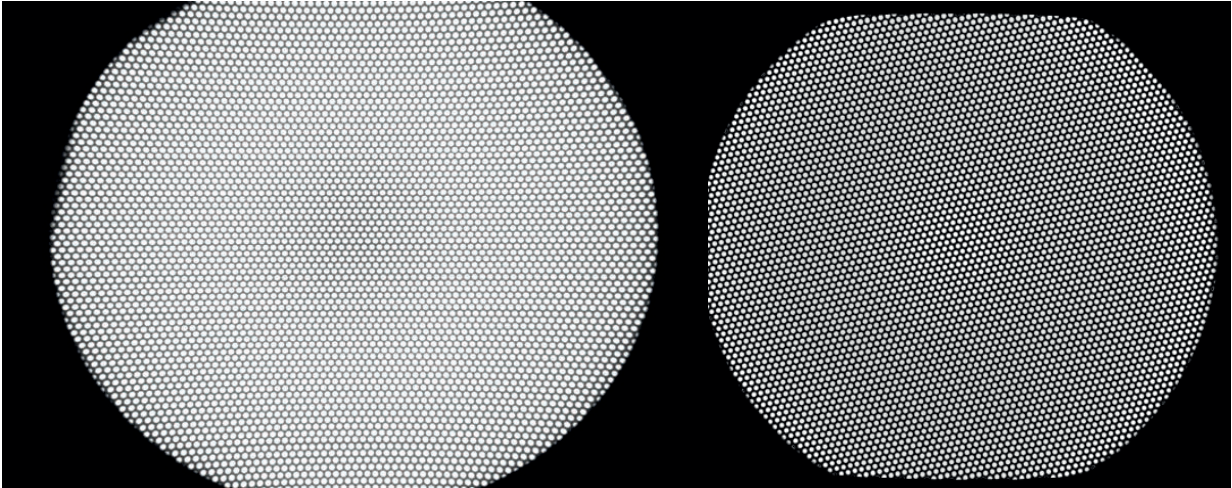


Abb. 12: Grid, links vor und rechts nach dem Entzerrvorgang. Das Grid dient dazu, den „Kisseneffekt“ (Verzerrungsartefakt), der durch die Fluoroskopie entsteht, zu berechnen und auszugleichen, sodass man ein „entzerrtes“ Röntgenvideo (ohne Verzerrungsartefakt) erhält.

Kalibrieren

Nach jedem Lauf muss die Anlage in ihrer entsprechenden Einstellung kalibriert werden. Die Kalibrierung dient unter anderem der späteren Zuordnung der exakten in vivo Position an die entsprechenden Punkte im virtuellen Raum und der Ausrichtung der virtuellen Kameras in Autodesk Maya®.

Für die Kalibrierung der Anlage wurde ein standardisierter rechteckiger durchsichtiger Acrylkörper (20x12x12cm) verwendet (Abb. 13). In Boden, Decke und Seitenwänden befanden sich im Abstand von 1cm angeordnete Metallkugeln. Die rechte obere kraniale Ecke wurde durch ein Seitenzeichen (R) zur späteren Orientierung kenntlich gemacht. Dieser Kalibrierkörper wurde nach jedem Patienten auf dem Laufband positioniert und mit den beiden Röntgenkameras gefilmt. Mit Hilfe der gefilmten Metallkugeln im Kalibrierkörper, kann anschließend im Röntgenbild jede Metallkugel der entsprechenden dreidimensionalen Position im Raum zugeordnet werden. Die Röntgenvideos des Laufes werden später anhand der entsprechenden Kalibrierkörper bearbeitet, sodass die Positionen der Röntgenkameras im virtuellen Raum exakt denen in der realen Welt entsprechen. Dies dient der genauen Rekonstruktion der Bewegung im virtuellen Raum und ermöglicht, dass die Abstände und Strecken aus der Realität in der virtuellen Welt erhalten bleiben.

Aus den Röntgenvideos des Kalibrierkörpers wurde mit Hilfe des VLC-Mediaplayers ein Standbild angefertigt und als .tiff-Datei gespeichert. Nach Entzerren dieser

Standbilder von Kamera A und B wurden in einer Transformationsdatei (XrayProject, Matlab® und Excel®) 12 der abgebildeten Kugeln in den Röntgenbildern mittels eines in den Kalibrierkörper gelegten dreidimensionalen Koordinatensystems entsprechend zuvor definierten Koordinaten der x-, y- und z-Achse zugeordnet. Die Zuordnung der Koordinaten an die Würfelpunkte der .tif-Datei erforderte eine Genauigkeit der Kalibrierung von $\leq 0,8$. Das Festhalten der xyz-Koordinaten und die Punktezuordnung erfolgte mittels Excel® in einer .csv-Datei (Abb. 14).

Dieser Vorgang diente der späteren Ausrichtung der Kameras im virtuellen Maya-Raum und dem Erhalt der natürlichen und exakten in vivo Relationen in der Maya-Welt.

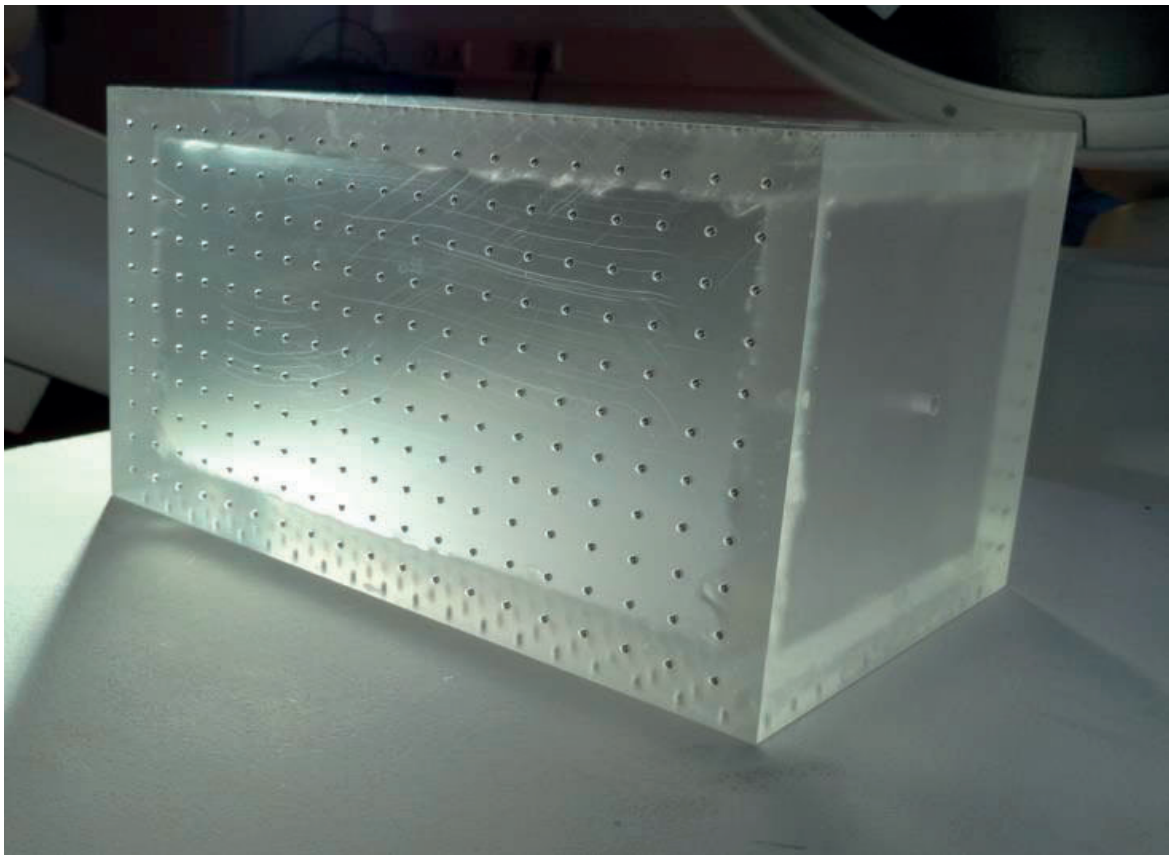


Abb. 13: Standardisierter rechteckiger Kalibrierkörper aus Acryl mit Metallkugeln als Marker. Nach jedem Lauf wird die Anlage in ihrer entsprechenden Einstellung mit Hilfe dieses Kalibrierkörpers kalibriert, das bedeutet der Kalibrierkörper wird mit denselben Kameraeinstellungen gefilmt wie der Proband. Anhand der Röntgenvideos des Kalibrierkörpers, lässt sich die Kameraposition und der Versuchsaufbau im virtuellen Raum am Computer nachstellen, die exakten in vivo Relationen bleiben dabei erhalten.

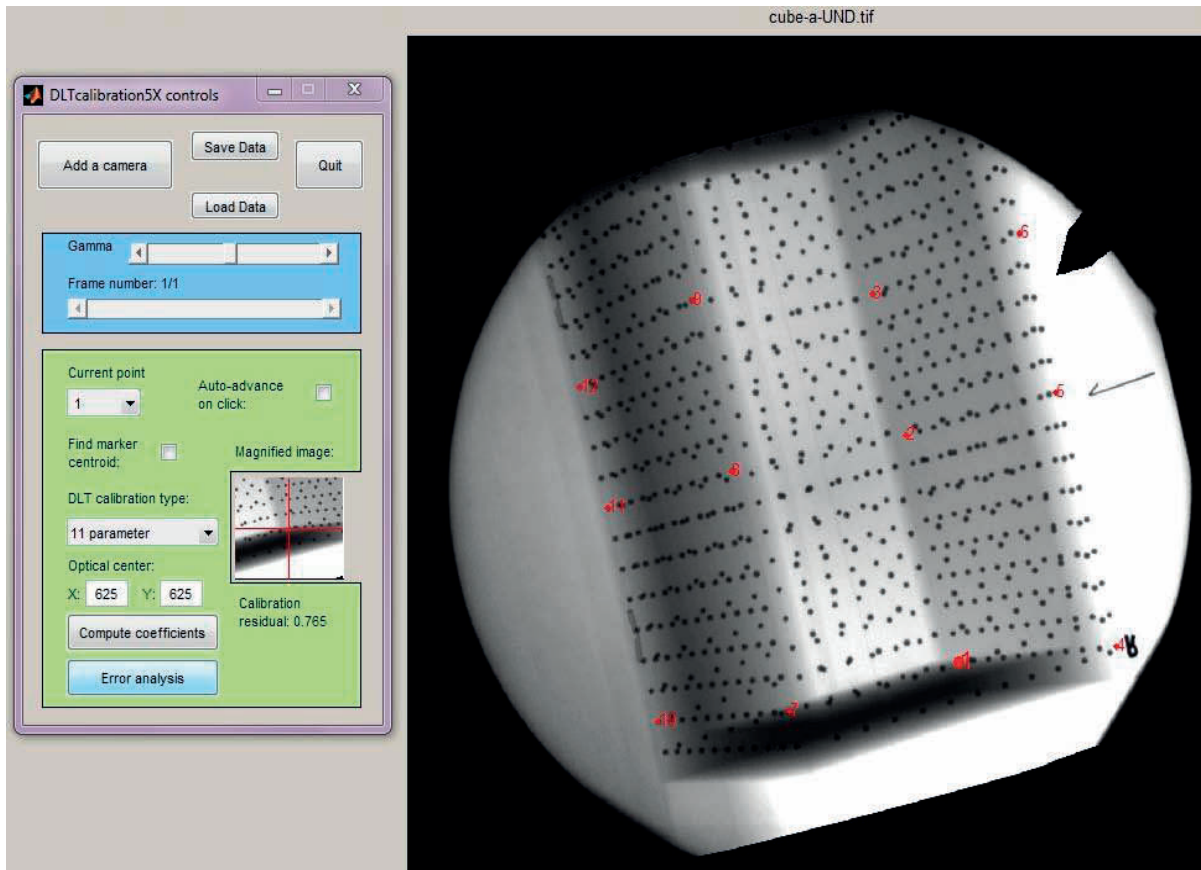


Abb. 14: Kalibrierungsbeispiel Würfel von Kameraeinstellung A. 12 definierte Punkte des Würfels werden anhand ihrer dreidimensionalen Koordinaten ($x/y/z$) markiert. Diese definierten Punkte werden in beiden Röntgenbildern des Kalibrierkörpers markiert. Durch diesen Vorgang kann der Computer die Position der Röntgenkamera berechnen, die dieses Bild erzeugt haben und diese in ihrer exakten Stellung in den virtuellen Raum positionieren.

4.2.3.2 Dreidimensionale Rekonstruktion der Wirbelsäule in Amira®

Die Erschaffung der dreidimensionalen Wirbelsäule erfolgte anhand der CT-Daten in der 3D-Bildbearbeitungssoftware Amira 5.5.2® bzw. Amira 6® (Visage Imaging, Berlin, Germany).

Der aus der computertomographischen Untersuchung der Wirbelsäule entstandene Dicom-Datensatz wurde in Amira importiert. Um die einzelnen Wirbel anschließend gegeneinander bewegen zu können, wurden zunächst getrennt voneinander verschiedene Materialien (Becken, Sakrum, L7, L6) erzeugt (Abb.15). Anschließend wurde der entsprechende Knochen in jeder CT-Schnittebene einzeln im Datensatz markiert und dem entsprechenden Material zugeordnet. In mehreren aufeinander folgenden Schritten wurde so ein dreidimensionales Polygonmodell der einzelnen Wirbel erschaffen. Diese einzelnen dreidimensionalen Wirbel wurden jeweils als .obj-Datei gespeichert, um diese anschließend in Autodesk Maya® verwenden zu können.

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden hier die Knochen Becken, Sakrum, L7 und L6 als 3D-Skelett erzeugt.

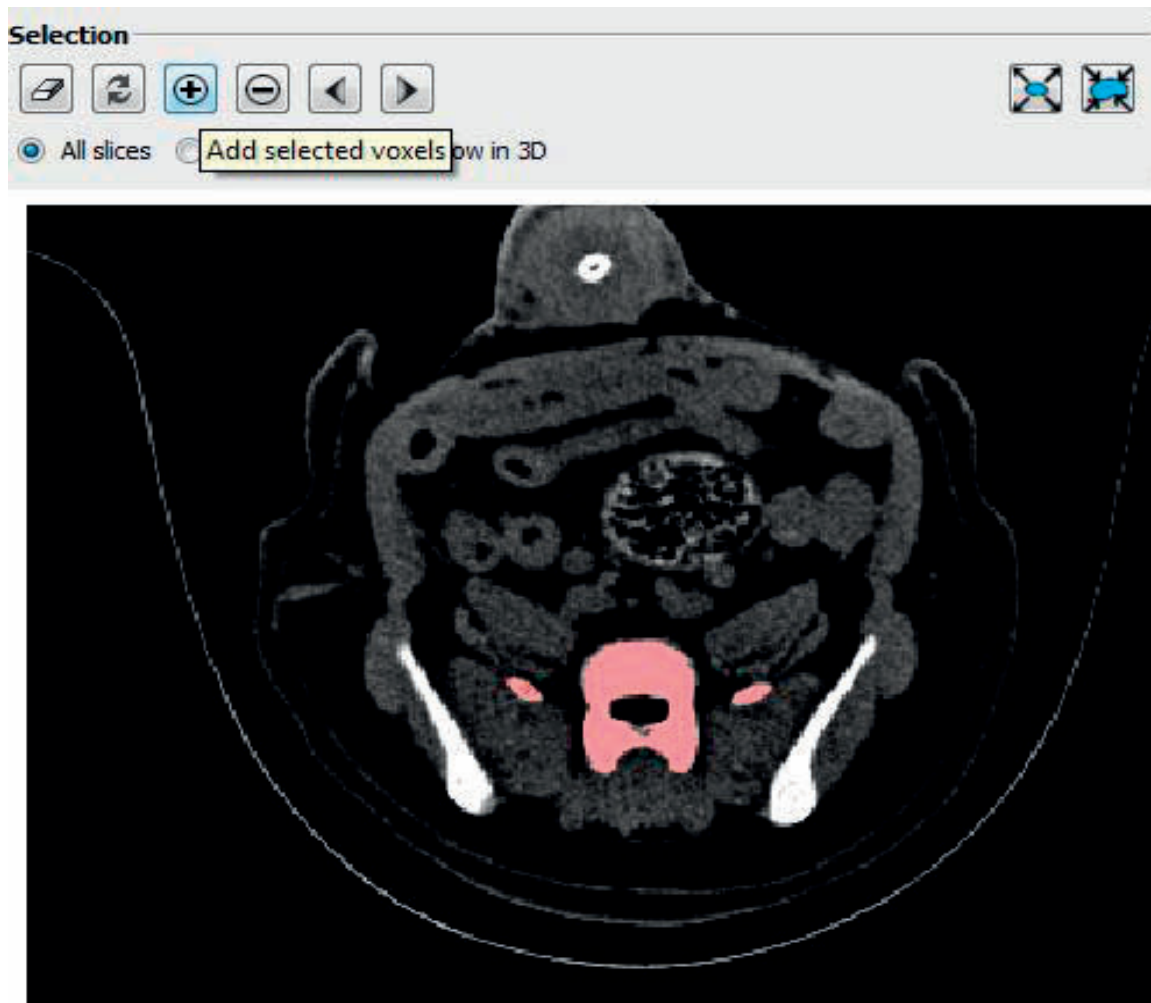


Abb. 15: Markierung des entsprechenden Knochens und Zuordnung der einzelnen Schnitte zum entsprechenden Wirbel (hier L7) für die Erzeugung der virtuellen 3D-Wirbelsäule in Amira®

4.2.3.3 Bildstapelerzeugung mit Adobe After Effects®

Mittels Adobe After Effects (Adobe Creative Suite 5®, Adobe Systems GmbH, Munich, Germany) wurden die Röntgenvideos in Kontrast, Helligkeit und Bildschärfe bearbeitet und optimiert, sowie auf das Format 1240 x 1240 Pixel angepasst. Anschließend erfolgte eine Änderung des Dateiformats und die .avi-Video Datei wurde in einen .jpeg-Bildstapel umgewandelt, welcher dann als einzelne Bilderabfolge in Autodesk Maya® geladen wurde.

4.2.3.4 Gelenkkettenerzeugung mit Autodesk Maya®

Zur Vorbereitung auf das Scientific Rotoscoping wurde zunächst eine hierarchische Gelenkkette aus den einzelnen 3D-Wirbeln in Maya (Autodesk Maya 2014®) kreiert. Die in Amira® erschaffenen dreidimensionalen Wirbel und das Becken (.obj-Format) wurden in die virtuelle Maya-Szene geladen. Die relativen Abstände der einzelnen Knochen zueinander blieben entsprechend des CT-Datensatzes beim Laden in die Maya-Szene erhalten. Die Größe der Knochen musste entsprechend den Röntgenvideos skaliert werden. Anschließend wurde die Knochenkette in einer für den natürlichen Bewegungsablauf im Schritt und Trab unphysiologische Stellung (Anfangsposition) auf dem Positionsgitter angeordnet. Die Ausrichtung der Gelenkkette erfolgte in Anlehnung an die Arbeit von Wachs (Wachs 2015) mittig und in lumbosakral überstreckter Position. Die Darmbeinschaukeln des Beckens wurden in Laufrichtung ausgerichtet und das Gitter verlief durch den proximalen Rand der Azetabula. Die Lendenwirbel L6 und L7 wurden in neutraler Position entlang des Gitters angeordnet.

Anschließend wurde für jedes Gelenk ein Gelenkkoordinatensystem erstellt. Das Gelenkkoordinatensystem (anatomisches Koordinatensystem) wurde entsprechend ausgerichtet: Achse der größten erwarteten Bewegungsamplitude (Flexion/Extension) = blaue z-Achse, Längsachsenrotation = rote x-Achse, Lateralrotation = grüne y-Achse). Im dreidimensionalen Mayaraum werden die beweglichen Verbindungen zwischen 2 Knochen als „virtual joint“ (VJ) oder sr-joint (Scientific Rotoscoping Gelenk) definiert. Diese verbinden die einzelnen Knochen miteinander und ermöglichen dort eine Bewegung zwischen den Knochen (Wachs 2015). Die Lokalisation, in welcher die Bewegung erfolgt, wird als „virtuelles Rotationszentrum“ bezeichnet (Wachs 2015). Da es sich bei den Facettengelenken um die einzig echten intervertebralen Gelenke handelt, wurde das virtuelle Rotationszentrum in Anlehnung an die Arbeit von Wachs in die Facettengelenke gelegt (Wachs 2015). Die Lokalisation erfolgte in die Schnittstelle einer gedachten Linie mittig in die Facettengelenke und zentral in das Spatium interarcuale. Das virtuelle Rotationszentrum des Beckens wurde mittig auf eine die Hüftgelenkszentren verbindende gedachte Linie gelegt (Abb. 16).

Im nächsten Schritt wurde eine Hierarchie der späteren Gelenke festgelegt. Dabei wird als proximales oberstes Element das Gelenk mit der erwartungsgemäß größten Bewegung definiert (hier: Becken). Dies hat den Hintergrund, dass bei Bewegen eines ranghöheren Gelenks beim Scientific Rotoscoping die untergeordneten „virtual joints“

automatisch mitbewegt werden. Entsprechend der Arbeit von Wachs 2015, wurde das Becken als oberstes Gelenk definiert und das Iliosakralgelenk aufgrund der minimalen zu erwartenden Bewegung und der aufgrund von Überlagerung nicht darstellbaren Einzelbewegung, als feste Verbindung angenommen (Gregory et al. 1986; Wachs 2015). L7 und L6 wurden dem Becken in absteigender Hierarchie untergeordnet (Wachs 2015).

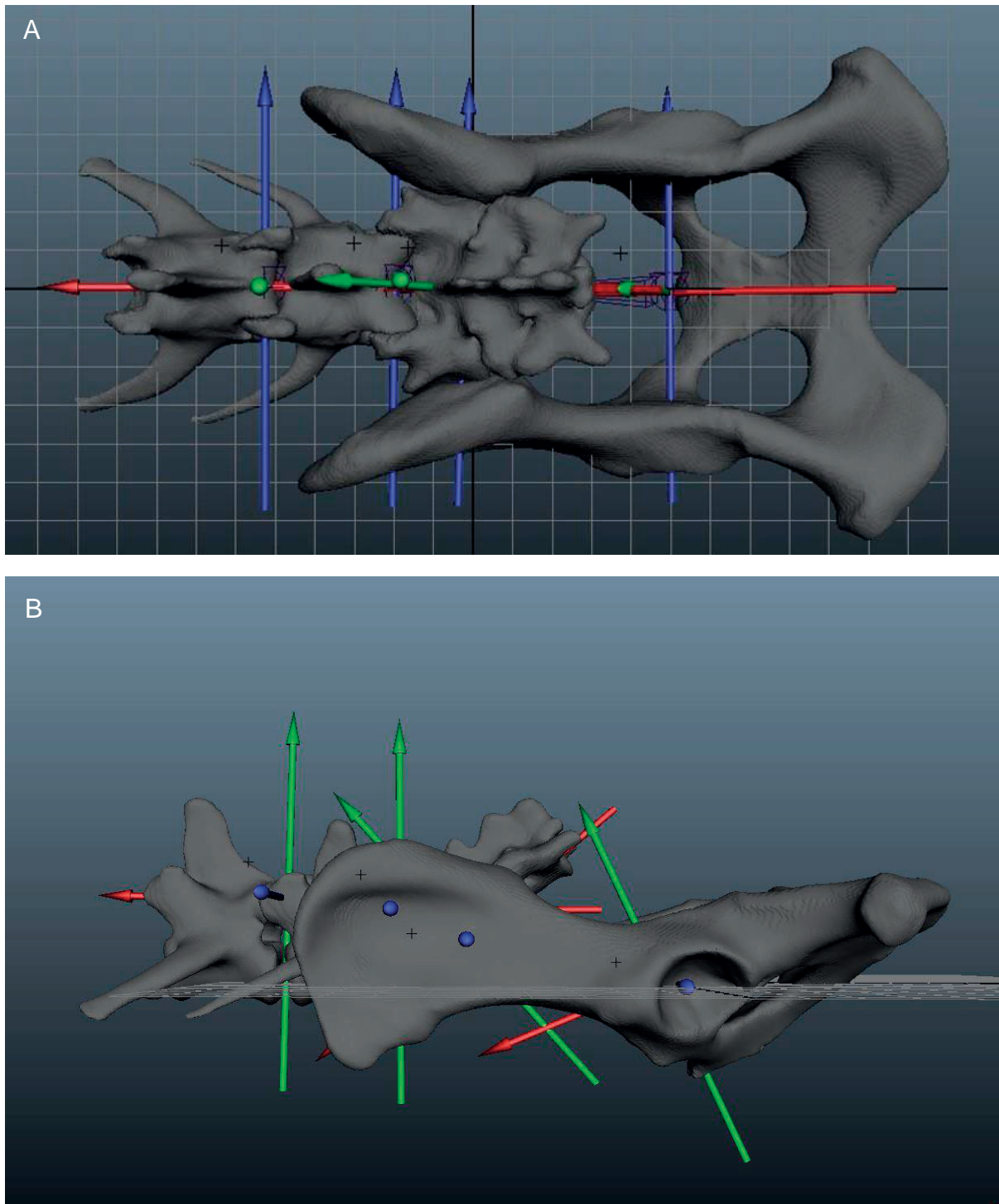


Abb. 16: Anfangsposition in lumbosakral überstreckter Stellung, Bild A dorsale Ansicht und Bild B laterale Ansicht, sowie Ausrichtung der Gelenkkette und der anatomischen Koordinatensysteme (blau-rot-grüne Pfeilachsen) in Autodesk Maya®. Die hierarchische Gelenkkette besteht aus Becken-Sakrum-L7 und L6. Das virtuelle Rotationszentrum befindet sich, wie auch das anatomische Koordinatensystem, auf Höhe der Intervertebralgelenke und der Azetabula. Hier findet später die Bewegung der Knochen und die Messung statt. Die Bewegungsmessung erfolgt dabei in Relation zum kaudal gelegenen Knochen.

4.2.3.5 Scientific Rotoscoping mit Autodesk Maya®

In einer weiteren Maya-Szene wurden zwei virtuelle Kameras erzeugt. Diese wurden entsprechend den Daten aus der Kalibrierung in den Mayaraum geladen und angeordnet, sodass der reale Versuchsaufbau virtuell nachgestellt werden konnte (Abb. 17). Die Bildstapel der Röntgenvideos wurden in entsprechender Anordnung auf Leinwände gegenüber den Kameras projiziert. Die 3D-Knochenmarionette wurde anschließend Bild für Bild manuell an die Bilder der beiden Röntgenvideos angepasst. So wurde eine sich im virtuellen dreidimensionalen Raum bewegende Wirbelsäulenmarionette erschaffen, welche die realen in vivo Bewegung des Hundes virtuell widerspiegelt. Dieses virtuelle Knochenmodell wurde im Folgenden zu Messungen der dreidimensionalen Bewegung in 6 Freiheitsgraden (x-, y-, -z-Rotation; x-, y-, z-Translation) herangezogen.

Zunächst wurde der in der Hierarchie oberste Knochen an die Röntgenbilder angepasst, solange bis dieser mit beiden Röntgenbildern deckungsgleich zu liegen kam (hier: Becken). Anschließend wurde der in der Hierarchie als nächstes stehende Wirbel (L7) angepasst, und so weiter. Aufgrund einer Überlagerung der Iliosakralgelenke mit den Beckenschaufeln in der 63° Einstellung der Röntgenanlage konnten diese nicht gesondert ausgewertet werden und wurden in Anlehnung an Wachs (Wachs 2015) und weiteren Studien zur Bewegung im Iliosakralgelenk (Gregory et al. 1986) als fest angenommen. Die Anpassung der Wirbel an die einzelnen Röntgenbilder erfolgte im Abstand von ca. 20-50 Bildern, abhängig von der Genauigkeit der computergestützten Interpolation. Bei starken Bewegungsabweichungen wurde der Abstand zwischen den angepassten Bildern kürzer gewählt, um die Bewegung virtuell möglichst detailgetreu nachzuahmen. Um eine möglich genaue Anpassung der Knochenmarionette an die Röntgenvideos zu erreichen, wurde ein mehrmaliger Probedurchlauf für jede Wirbelsäule durchgeführt, um mit dem Verfahren und den individuellen anatomischen Gegebenheiten vertraut zu werden, bevor eine endgültige Auswertung vorgenommen wurde (Abb. 18, Abb. 19). Sämtliche computergestützte Untersuchungen und Arbeitsgänge erfolgten durch dieselbe Person (Autor der Studie). Die animierten Gelenkketten liegen der Arbeit als Videodatei bei (beiliegende CD im Anhang).

Im Rahmen des Scientific Rotoscoping wurden die Bewegungsdaten in den virtuellen Gelenken mit Hilfe der anatomischen Koordinatensysteme erhoben. Diese wurden anschließend für weitere Auswertungen in Exel® exportiert.

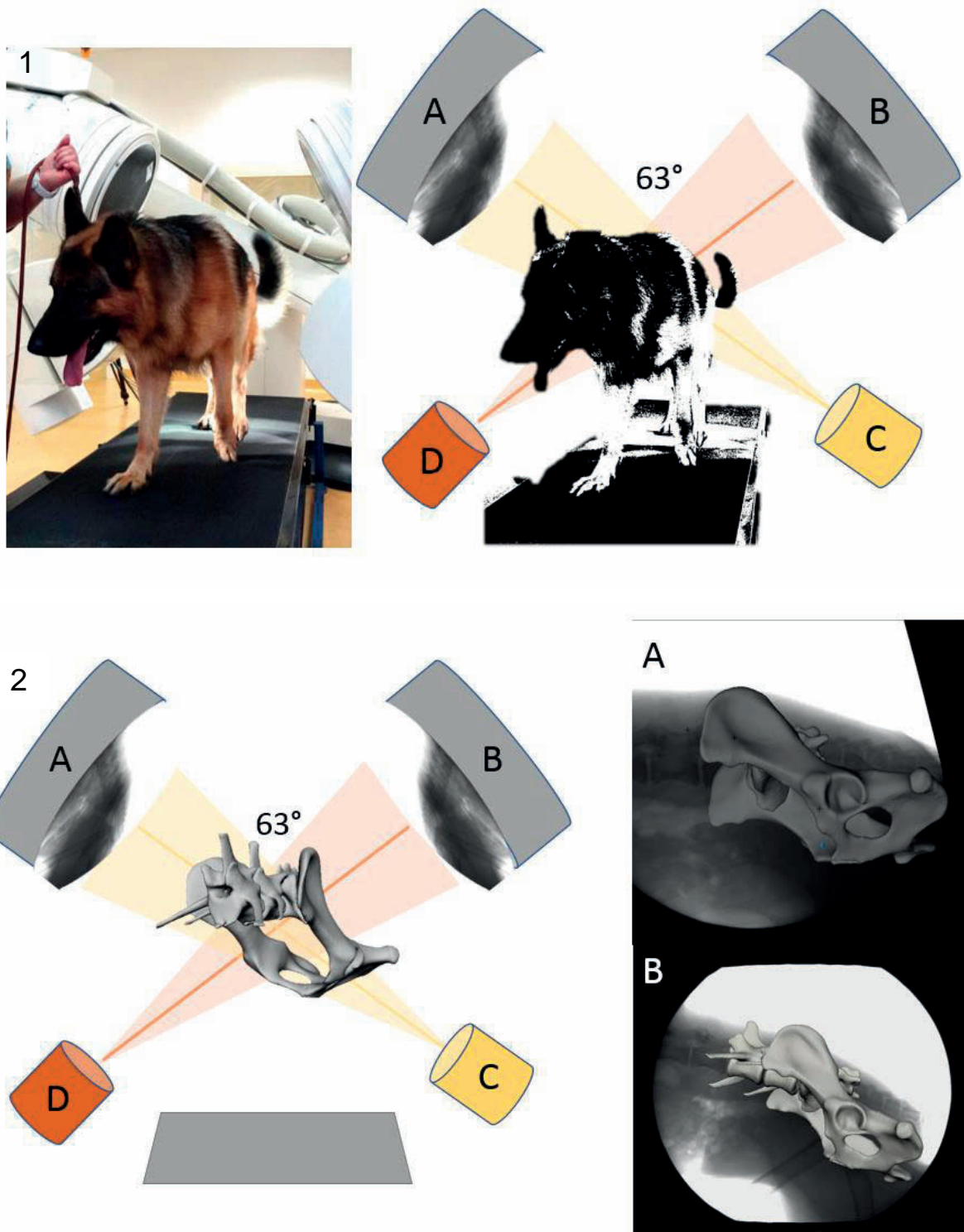


Abb. 17: Versuchsaufbau der Untersuchung. Röntgenvideographie und Scientific Rotoscoping mit 63° Einstellung der Bildverstärker.

Bild 1: realer Versuchsaufbau der Röntgenanlage mit Laufband und Proband. Es werden Röntgenvideos der lumbosakralen Bewegung aus 2 verschiedenen Ebenen aufgenommen. A, B: Röntgenbildverstärker mit Hochgeschwindigkeitskameras; C, D: Röntgenröhren

Bild 2: virtuelle Nachstellung des Versuchsaufbaus am Computer. Links: Versuchsaufbau schematisch mit virtueller Knochenmarionette. Rechts: Röntgenfilm A und B mit angepasster Knochenmarionette

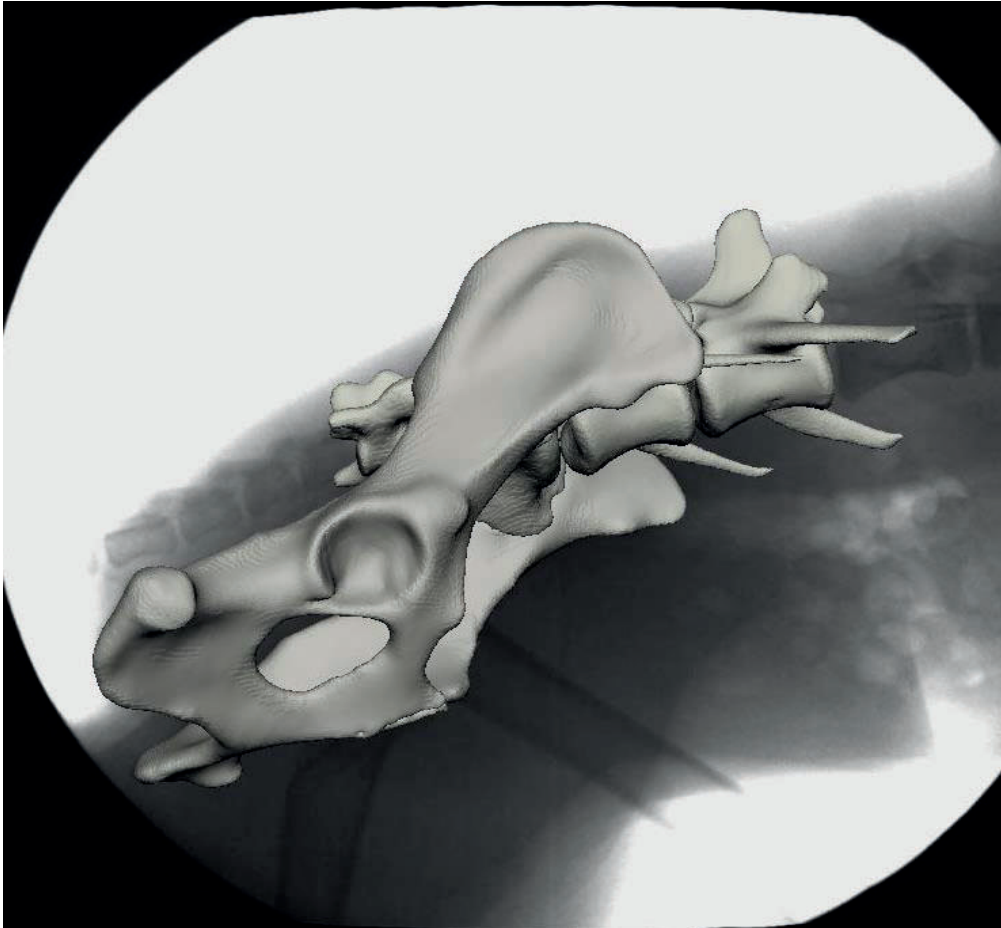


Abb. 18: Röntgenfilm mit angepasster Knochenmarionette. Die Anpassung der Knochenmarionette beim Scientific Rotoscoping erfolgt dabei wie in einem Schattenspiel. Der Knochen wird so lange gedreht und geschoben, bis er mit der Knochensilhouette beider Röntgenvideos deckungsgleich ist.

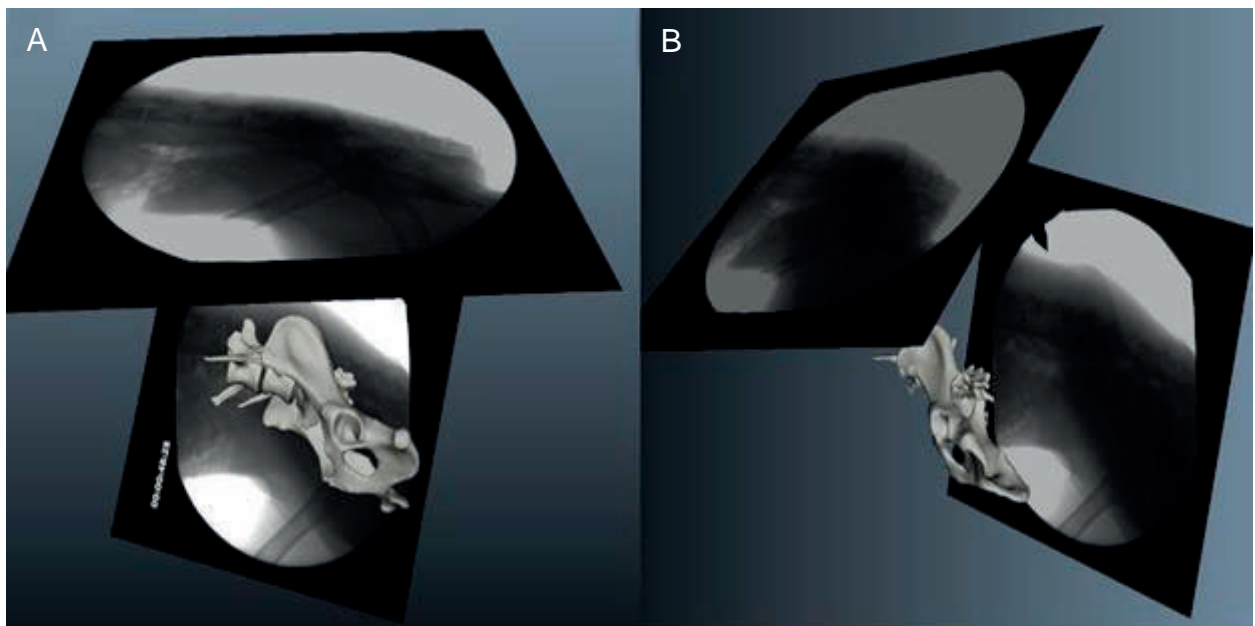


Abb. 19: Überprüfung der Bewegung der virtuellen Knochenmarionette im dreidimensionalen Raum in Autodesk Maya® (Bild A) aus schräg ventrodorsaler Sicht und (Bild B) aus schräg kaudaler Sicht

4.3 Datenauswertung

Für alle 4 untersuchten Patienten wurden je 6 Schritte im Schritt und je 9 Schritte im Trab ausgewertet. Die Messung der Bewegungen von Becken und der Facettengelenke L6-L7 und L7-S1 erfolgte anhand des anatomischen Koordinatensystems am virtuellen 3D- Knochenmodell in 6 Freiheitsgraden in Autodesk Maya®. Die Rohdaten der Translations- und Rotationsbewegungen (tx-ty-tz-rx-ry-rz) der einzelnen Gelenke aus Autodesk Maya® wurden in Excel® exportiert.

Um trotz verschiedener Schritt-, Stemmphasen- und Schwungphasendauer einen Vergleich der einzelnen Schritte eines Hundes und zwischen verschiedenen Individuen zu ermöglichen, erfolgte eine Schrittnormierung mittels Matlab® (Deban et al. 2012). Die Schrittnormierung erfolgte anhand des ermittelten Duty Faktor.

Aus den schrittnormierten Werten wurde in Excel® der arithmetische Mittelwert und Standardabweichung der einzelnen Bewegungen, die Range of Motion (ROM) von Facettengelenken und Becken, sowie der Zeitpunkt des Auftretens von Maximum und Minimum innerhalb des Schrittzklus (Time of occurrence, TOO) ermittelt (Gradner et al. 2007; Wachs et al. 2016; Wachs 2015). Ferner wurden die Daten der Becken- und Intervertebralbewegung zwischen den einzelnen Schritten, Hunden und Lokalisationen korreliert, sowie für die Betrachtung der Zusammenhänge einer Fourier-Transformation unterzogen.

4.3.1 Ermittlung des Duty Faktor

In der Ganganalyse spielt der „Duty Faktor“ eine wichtige Rolle bei der Unterscheidung der einzelnen Gangarten (Hildebrand 1968; Fischer & Lilje 2011; Hildebrand 1966). Dieser bezeichnet den prozentualen Anteil der Stemmphase (Kontakt mit dem Untergrund) einer Gliedmaße an der Schrittdauer. Im Trab und Pass liegt der Duty Faktor bei $\leq 0,5$, da der Bodenkontakt 50% oder weniger des Schrittzklus beträgt. Bei einem Duty Faktor von über 0,5 (Bodenkontakt $>50\%$) wird die Gangart als Schritt definiert (Fischer & Lilje 2011; Hildebrand 1968; Hildebrand 1966).

Der Duty Faktor für die einzelnen Studienpatienten wurde anhand der Auf- und Abfußungszeitpunkte aus den zur Röntgenvideographie synchron laufenden Livekameras berechnet (Tab.3). Als Referenzgliedmaße wurde im Rahmen der Untersuchung die linke Hintergliedmaße definiert (Faber et al. 2000; Zug 1972).

In der vorliegenden Untersuchung liegt der Duty Faktor der Referenzgliedmaße im Schritt bei allen Patienten bei $0,7 \pm 0,01$. Im Trab weisen 3 Schäferhunde einen Duty Faktor von $0,4 \pm 0,01$ für die Stemmphase auf. Ein Schäferhund (DSH 3) hingegen zeigt im Trab einen geringgradig abweichenden Duty Faktor von $0,5 \pm 0,02$.

Schritt GLM	Schrittphase	DSH 1	DSH 2	DSH 3	DSH 4
HL	Stemmphase	$0,7 \pm 0,01$	$0,7 \pm 0,02$	$0,7 \pm 0,01$	$0,7 \pm 0,01$
	Schwungphase	$0,3 \pm 0,01$	$0,3 \pm 0,02$	$0,3 \pm 0,01$	$0,3 \pm 0,01$
HR	Stemmphase	$0,7 \pm 0,02$	$0,7 \pm 0,08$	$0,7 \pm 0,03$	$0,6 \pm 0,07$
	Schwungphase	$0,3 \pm 0,02$	$0,3 \pm 0,08$	$0,3 \pm 0,03$	$0,4 \pm 0,07$
VL	Stemmphase	$0,7 \pm 0,01$	$0,6 \pm 0,04$	$0,7 \pm 0,03$	$0,6 \pm 0,1$
	Schwungphase	$0,3 \pm 0,01$	$0,4 \pm 0,04$	$0,3 \pm 0,03$	$0,4 \pm 0,1$
VR	Stemmphase	$0,7 \pm 0,01$	$0,7 \pm 0,03$	$0,7 \pm 0,05$	$0,7 \pm 0,01$
	Schwungphase	$0,3 \pm 0,01$	$0,3 \pm 0,03$	$0,3 \pm 0,05$	$0,3 \pm 0,01$

Duty Faktor HL Schritt (DSH 1-4): $0,7 \pm 0,01$

Trab GLM	Schrittphase	DSH 1	DSH 2	DSH 3	DSH 4
HL	Stemmphase	$0,4 \pm 0,01$	$0,4 \pm 0,01$	$0,5 \pm 0,02$	$0,4 \pm 0,01$
	Schwungphase	$0,6 \pm 0,01$	$0,6 \pm 0,01$	$0,5 \pm 0,02$	$0,6 \pm 0,01$
HR	Stemmphase	$0,4 \pm 0,01$	$0,4 \pm 0,02$	$0,4 \pm 0,02$	$0,5 \pm 0,01$
	Schwungphase	$0,6 \pm 0,01$	$0,6 \pm 0,02$	$0,5 \pm 0,02$	$0,5 \pm 0,01$
VL	Stemmphase	$0,5 \pm 0,01$	$0,5 \pm 0,02$	$0,5 \pm 0,03$	$0,5 \pm 0,02$
	Schwungphase	$0,5 \pm 0,01$	$0,5 \pm 0,02$	$0,5 \pm 0,03$	$0,5 \pm 0,02$
VR	Stemmphase	$0,5 \pm 0,1$	$0,5 \pm 0,02$	$0,5 \pm 0,05$	$0,5 \pm 0,04$
	Schwungphase	$0,5 \pm 0,1$	$0,5 \pm 0,02$	$0,5 \pm 0,05$	$0,5 \pm 0,04$

Duty Faktor HL Trab (DSH 1,2,4): $0,4 \pm 0,01$ / Trab (DSH 3): $0,5 \pm 0,02$

Tab. 3: Übersicht über Stemm- und Schwungphasendauer in Relation zur Gesamtschrittdauer und Duty Faktor im Schritt und Trab

4.3.2 Schrittnormierung

Zur besseren Vergleichbarkeit der einzelnen Schritte innerhalb eines Individuums, zwischen verschiedenen Individuen und zur Korrelation der Bewegungen mit dem Schrittzklus wurden die Schrittphasen normiert („phase normalization“) (Deban et al. 2012).

Die Schrittnormierung erfolgte anhand des zuvor ermittelten Duty Faktor in Matlab (Matlab®, TheMathWorks) und betrug in der vorliegenden Arbeit für den Schritt 70%:30% (Stemmphase: Schwungphase) mit Auffüßen der linken Hintergliedmaße bei 0% und 100% und Abfüßen bei 70%. Für den Trab wurde mit einer Phasennormierung von 40%:60% (Stützphase: Schwungphase) für DSH 1, 2 und 4, sowie mit 50%:50% (Stützphase: Schwungphase) für DSH 3 gearbeitet.

4.3.3 Ermittlung der eigenen Messgenauigkeit

Die Ermittlung der Messgenauigkeit wurde in Anlehnung an die Studie von Wachs vorgenommen (Wachs 2015). Jedoch wurden in der vorliegenden Arbeit zusätzlich ein weiterer Patient und der zeitliche Abstand der Messungen mitberücksichtigt, um eine zuverlässigere Aussagekraft der Messgenauigkeit zu erzielen.

Für die Ermittlung der eigenen Messgenauigkeit für das Scientific Rotoscoping in der 63° Einstellung wurde derselbe vollständige Schrittzklus im Trab jeweils 3-mal unabhängig voneinander durch denselben Untersucher (Autor der Studie) animiert. Dies wurde für zwei verschiedene Studienpatienten durchgeführt. Von DSH 1 wurde Schritt 1 im Trab 3-mal unabhängig voneinander und aufeinanderfolgend an 1 Tag animiert und ausgewertet. Von DSH 4 erfolgte die 3-malige unabhängige Animation und Auswertung desselben vollständigen Schrittzklus zu verschiedenen Zeitpunkten. Lauf 1 und 2 wurden mit zeitlichem Abstand an Tag 1 und Lauf 3 an Tag 2 animiert und anschließend ausgewertet.

Die daraus ermittelten Werte bei Auf- und Abfüßen, sowie Mitte Stemmphase und Mitte Schwungphase wurden gemessen. Anschließend wurden jeweils die Mittelwerte von Lauf 1-3 gebildet und die Standardabweichungen berechnet. Zudem wurde die Differenz der größten und kleinsten gemessenen Bewegung und deren Mittelwert und Standardabweichung berechnet.

Von DSH 4 wurde zusätzlich die Messgenauigkeit von Messung 1 und 2, welche am gleichen Tag stattgefunden hatten, mit der von Messung 3, die am folgenden Tag stattfand, verglichen, um Einflüsse der Tagesform des Untersuchers zu evaluieren.

Als Messgenauigkeit des Untersuchers mit diesem Verfahren ergab sich für DSH 1 bei 3-maliger Auswertung eine Messgenauigkeit von $0,1\pm 0,01\text{cm}$ für die Translation und $1,5\pm 0,4^\circ$ für die Rotation.

Für DSH 4 ergab sich eine Messgenauigkeit von $0,1\pm 0,04\text{cm}$ für die Translation und $1,2\pm 0,4^\circ$ für die Rotation. Ein Vergleich der am selben Tag gemessenen Läufe mit dem Lauf am folgenden Tag ergab ähnliche Werte (Tag 1 Translation $0,1\pm 0,02\text{cm}$ und $0,8\pm 0,2^\circ$ Rotation; Tag 2 $0,1\pm 0,02\text{cm}$ und $0,8\pm 0,4^\circ$ Rotation).

Insgesamt ergab sich für den Untersucher (Autor der Studie) für das Scientific Rotoscopy in der 63° Einstellung eine Messgenauigkeit von Translation $0,1\pm 0,01\text{cm}$; Rotation $1,3\pm 0,2^\circ$.

Die ermittelten Messgrenzen (Tab.4) passen zu der von Wachs 2015 in ihrer Dissertation ermittelten Auflösungsgrenzen im Rahmen der Pixelverschiebung. Als Pixelverschiebung ist die Messgrenze definiert, ab das Erkennen einer Bewegung im Röntgenvideo nicht mehr möglich ist. In der Untersuchung von Wachs ergab sich in der dort vorliegenden Versuchsanordnung eine Auflösungsgrenze der Wirbelbewegungen von $1-2^\circ$ (Wachs, 2015).

Das bedeutet, dass erst Bewegungen $>1^\circ$ können vom Auge des Untersuchers registriert und mittels Scientific Rotoscopy im vorliegenden Versuchsaufbau aussagekräftig gemessen und ausgewertet werden.

Hund	Translation	Rotation
DSH 1	$0,1\pm 0,01\text{cm}$	$1,5\pm 0,4^\circ$
DSH 4 gesamt	$0,1\pm 0,04\text{cm}$	$1,2\pm 0,4^\circ$
DSH 4 - Tag 1	$0,1\pm 0,02\text{cm}$	$0,8\pm 0,19^\circ$
DSH 4 - Tag 2	$0,1\pm 0,02\text{cm}$	$0,8\pm 0,42^\circ$
GESAMT	$0,1\pm 0,01\text{ cm}$	$1,3\pm 0,2^\circ$

Tab. 4: Übersicht über die ermittelte Messgenauigkeit des Untersuchers für das Scientific Rotoscopy in der 63° -Einstellung. Diese beträgt insgesamt $0,1\pm 0,01\text{cm}$ für Translationsbewegungen und $1,3\pm 0,2^\circ$ für die Rotationsbewegungen

4.3.4 Korrelation der Daten aus der Bewegungsanalyse

Für die Korrelation der Daten wurde ein kommerzielles Statistikprogramm (SPSS® Statistics für Windows, Version 24.0, IBM Corporation) verwendet. Es wurde eine Korrelation nach Spearman von den einzelnen Rotations- und Translationsbewegungen vorgenommen. Diese erfolgte innerhalb eines Patienten, zwischen den verschiedenen Patienten und zwischen den einzelnen Lokalisationen.

Eine weiterführende statistische Betrachtung wurde aufgrund der geringen Patientenanzahl und der starken individuellen Schwankungen der einzelnen Bewegungen auch zwischen den einzelnen Schritten als nicht sinnvoll erachtet.

Im Folgenden werden die Rotations- und Translationsbewegungen innerhalb eines Individuums, sowie zwischen den einzelnen Patienten im Schritt und Trab daher deskriptiv beschrieben und miteinander verglichen.

4.3.5 Fouriertransformation

Zusätzlich wurden die erlangten Bewegungsdaten von Becken, L7 und L6 einer Fouriertransformation unterzogen, um Bewegungszusammenhänge zwischen den einzelnen Knochen besser darstellen zu können.

Die Fourier-Transformation wurde im 19. Jahrhundert von einem französischen Mathematiker namens Joseph Fourier entwickelt. Ihr liegt die Annahme zu Grunde, dass sich jede periodische Funktion als Summe einzelner Sinus- und Cosinusfunktionen darstellen lässt (Dorn & Bader 2000). Das bedeutet, dass sich komplexe periodische Funktionen, wie die vorliegenden zeitabhängigen Bewegungskurven, durch die Verwendung einer Fouriertransformation in die einzelnen zugrundeliegenden Sinus- und Cosinuskurven verschiedener Frequenz und Amplitude aufschlüsseln lassen. Durch diese Zerlegung der komplexen Funktionen in ihre Teilfunktionen besteht die Möglichkeit, auch bei komplizierten periodischen Kurvenverläufen bzw. Funktionen, auftretende Gesetzmäßigkeiten leichter zu erkennen (Dorn & Bader 2000). Bei der Fouriertransformation handelt es sich somit um einen Algorithmus, der periodische raum- oder zeitabhängigen Funktionen in ein Frequenzcodiertes Signal umwandelt, also eine Funktion aus der Zeit- oder Raum Domain in die Frequenzdomaine überführt (Bushberg & Seibert 2012).

Vereinfacht gesagt wandelt die Fouriertransformation in der vorliegenden Arbeit die periodischen Bewegungskurven bzw. Schwingungen um und schlüsselt sie in die einzelnen Frequenzen auf, die ihnen zugrunde liegen. Somit können auch die komplexen Kurvenverläufe und deren Zusammenhänge mathematisch und objektiv verglichen werden.

Für die Durchführung der Fouriertransformation wurde der Kommandozeileninterpreter Jupyter (Project Jupyter, www.jupyter.org) verwendet. Aufgrund der unterschiedlichen Laufbandgeschwindigkeiten und Schrittlängen, wurde mit den normierten Schritten gearbeitet, um eine bessere Vergleichbarkeit zu erzielen.

5 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Rotations- und Translationsbewegungen innerhalb eines Individuums sowie zwischen den einzelnen Probanden im Schritt und Trab deskriptiv beschrieben und miteinander verglichen.

Alle untersuchten Patienten zeigen im Schritt denselben Duty Faktor von 0,7. Im Trab hingegen weist DSH 3 einen geringgradig abweichenden Duty Faktor von 0,5 auf, alle anderen Patienten einen Duty Faktor von 0,4.

5.1 Messgenauigkeit

In der vorliegenden Arbeit wurden alle Probanden von ein und demselben Untersucher (Autor der Studie) animiert und ausgewertet um die Genauigkeit zu maximieren. Zusätzlich wurden vor Messung mehrfache Testanimationen für jeden Hund angefertigt, um sich zunächst in die individuellen Röntgenvideos und die individuelle Anatomie „einzuschauen“ und mit dem Verfahren vertraut zu werden. Die Messgenauigkeit des Untersuchers bei der 63°-Anlageneinstellung wurde anhand von wiederholten Schrittauswertungen zweier Patienten evaluiert. Für Patient 1 ergab sich eine Genauigkeit von $0,07 \pm 0,01 \text{ cm}$ für die Translation und $1,5 \pm 0,42^\circ$ für die Rotation. Patient 2 zeigte ähnliche Werte für die Translation ($0,07 \pm 0,04 \text{ cm}$) und eine geringgradig gesteigerte Messgenauigkeit für die Rotation ($1,2 \pm 0,35^\circ$). Um eine Abhängigkeit der Messgenauigkeit von tagesabhängige Schwankungen zu evaluieren, wurde Patient 2 an verschiedenen Tagen animiert. Hier ergaben sich geringere Schwankungen als zwischen den Patienten (gleicher Tag Translation $0,05 \pm 0,02 \text{ cm}$ /Rotation $0,8 \pm 0,19^\circ$; verschiedene Tage Translation $0,05 \pm 0,02 \text{ cm}$ /Rotation $0,8 \pm 0,19^\circ$). Somit zeigte die Messgenauigkeit eine geringe Abhängigkeit vom Patienten und war kaum tagesabhängigen Schwankungen unterlegen. Insgesamt wurde in dieser Untersuchung für den Untersucher (Autor der Studie) bei vorliegender Anlageneinstellung eine Messgenauigkeit von $0,1 \pm 0,01 \text{ cm}$ für die Translation und $1,3 \pm 0,2^\circ$ für die Rotation ermittelt.

5.2 Analyse der Beckenbewegung

Die natürliche Neutralposition des Beckens beträgt im Vergleich zur überstreckten Anfangsposition in sagittaler Ebene etwa 15° in Extensionsrichtung. Die Neutralposition von L7 gegenüber dem Sakrum ist im Vergleich zur Anfangsposition in sagittaler Ebene etwa 28° in Flexionsrichtung gebeugt. Ausgehend von dieser natürlichen Neutralstellung wurden die Auslenkungen des Beckens und der Wirbel untersucht.

Im Folgenden sind die Ergebnisse der virtuellen Bewegungsanimation der einzelnen Gelenke aufgeführt. Untersucht wurden die Bewegungen in 6 Freiheitsgraden (Rotation (Abb.21) und Translation), Auftreten der Maxima und Minima bzw. Wendepunkte im Schrittzzyklus (TOO, Time of occurrence) und der absolute aktive Bewegungsumfang (ROM, Range of motion) in den einzelnen virtuellen Gelenken im Schritt und Trab

(Abb. 20).

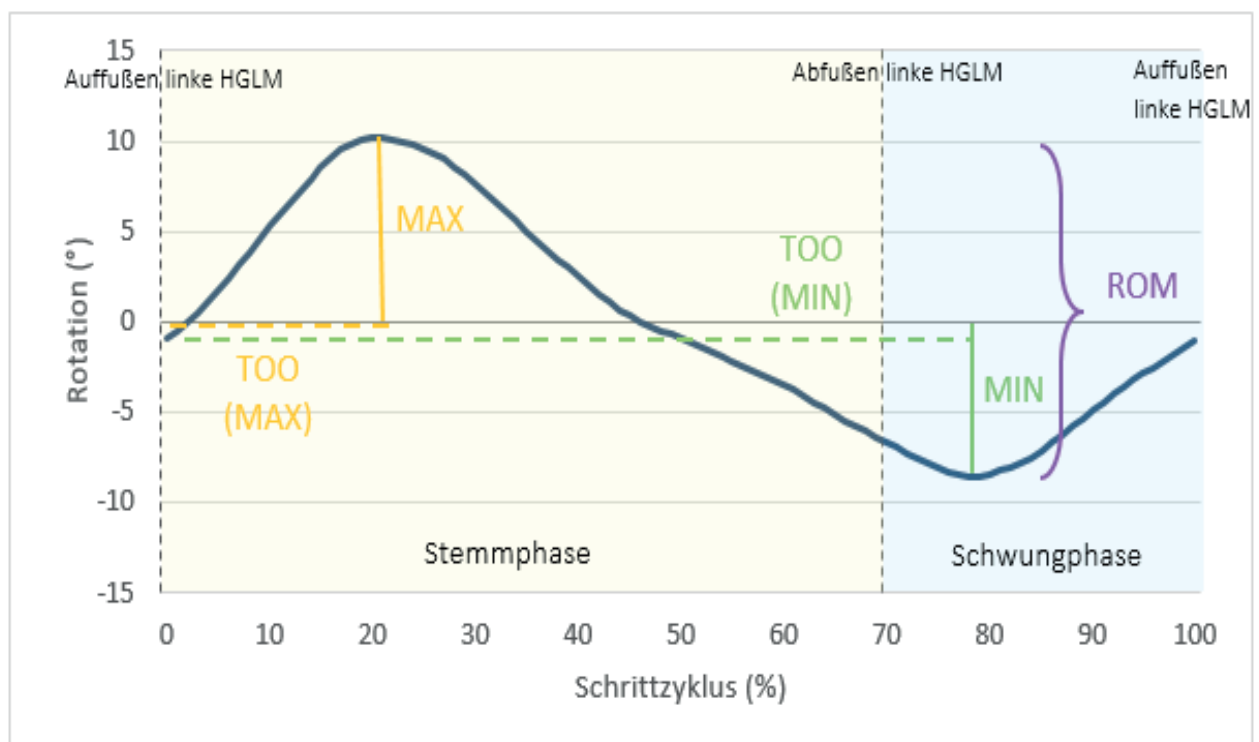
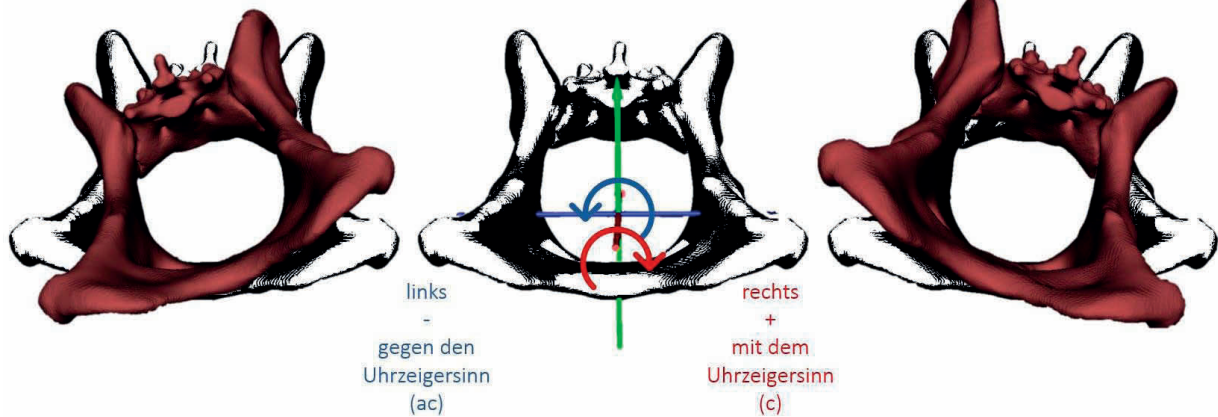


Abb. 20: Beispiel der Auswertung der einzelnen Bewegungskurven der Rotation in Abhängigkeit vom Schrittzzyklus. Auswertung von Maximum, Minimum, Time of occurrence (TOO; Zeitpunkt des Maximums/Minimums) und Range of Motion (ROM, absoluter aktiver Bewegungsumfang)

ÜBERSICHT ROTATIONSRICHTUNGEN DES BECKENS

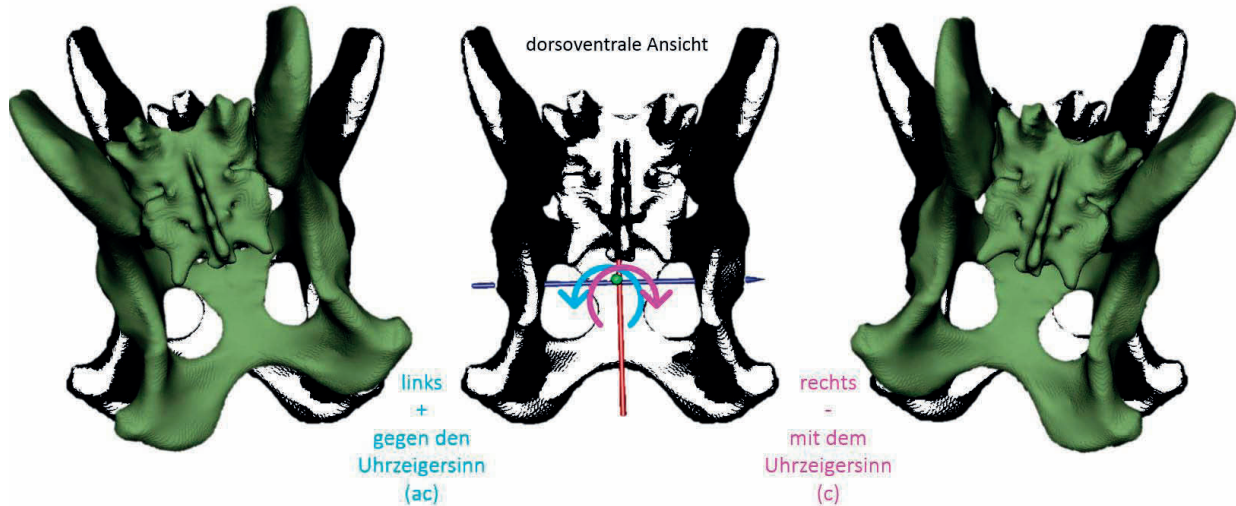
Axiale Rotation

caudocraniale Ansicht



Laterale Rotation

dorsoventrale Ansicht



Sagittale Rotation

laterolaterale Ansicht

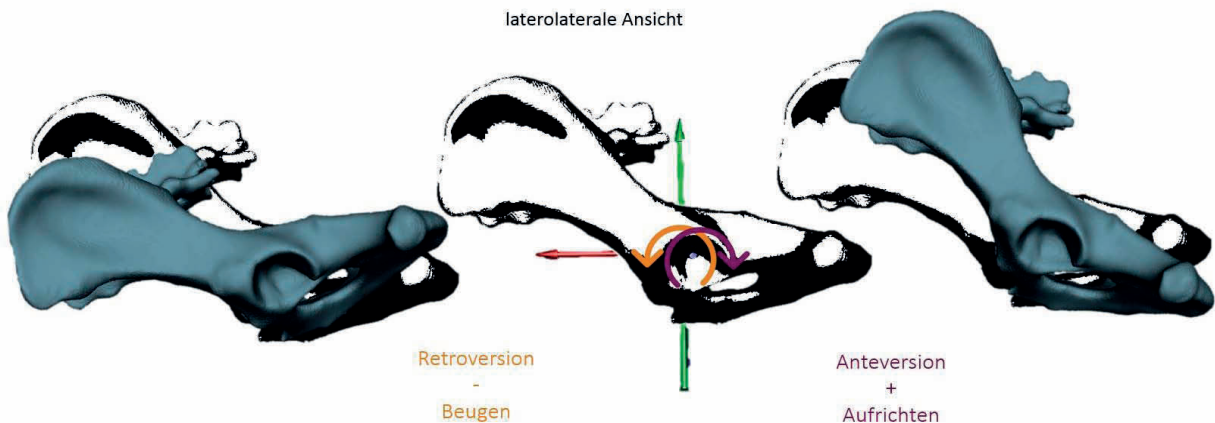


Abb. 21: Definition der Rotationsrichtungen des Beckens der axialen, lateralen und sagittalen Rotation, die im Folgenden verwendet werden

5.2.1 Axiale Beckenrotation (rx)

Die axiale Beckenrotation beschreibt in beiden Gangarten eine monophasische Bewegung mit einem Maximum und einem Minimum. Lediglich DSH 2 zeigt im Trab teilweise eine abweichende Bewegung mit bi-bis triphasischem Bewegungsmuster für einzelne Schritte. Davon abgesehen lässt sich in beiden Gangarten bei allen untersuchten Hunden ein gemeinsames monophasisches Bewegungsgrundmuster erkennen.

Die axiale Beckenrotation startet in beiden Gangarten mit dem Aufsetzen der linken Hintergliedmaße. Diese wurde als Referenzgliedmaße definiert. Zu diesem Zeitpunkt zeigt das Becken von kaudal betrachtet eine geringgradige Neigung zur linken, aufsetzenden Seite. Diese ist abhängig vom Patienten und der Gangart unterschiedlich stark ausgeprägt. Die Bewegung beginnt mit einer Rotation im Uhrzeigersinn, nach rechts gerichtet (+/c). Diese Bewegung hält bis zum Erreichen des Maximums, etwa in der Mitte der Stemmphase, an. Hier nimmt das Becken eine maximal nach rechts geneigte Stellung ein (Maximum +/c). Nach Erreichen des Maximums folgt eine Rotationsbewegung des Beckens nach links, entgegen dem Uhrzeigersinn (-/ac). Um die Mitte der Schwungphase, zum Zeitpunkt des Minimums, ist das Becken maximal zur linken Seite geneigt (Maximum, -/ac). Anschließend zeigt sich eine erneute Rotation des Beckens zur rechten Seite (+/c) und ein neuer Schrittzyklus beginnt.

Das Maximum im Kurvenverlauf entspricht somit der maximalen rechtsaxialen Rotation des Beckens, das Minimum der maximalen linksaxialen Rotation (Abb. 22).

In beiden Gangarten zeigen sich zum Teil mehrere kleine Erhebungen im Kurvenverlauf im Sinne von kurzen Änderungen der Rotationsrichtung des Beckens. Diese sind mit den Auf- und Abfußungszeitpunkten der beiden Hintergliedmaßen assoziiert.

Die ROM beträgt im Schritt durchschnittlich $12,1 \pm 4,7^\circ$, im Trab beträgt die ROM durchschnittlich $6,1 \pm 5,7^\circ$. Während bei DSH 1 und 2 die ROM im Schritt größer ausgeprägt ist als im Trab, weisen DSH 3 und 4 in beiden Gangarten ähnliche Werte auf (Tab.5).

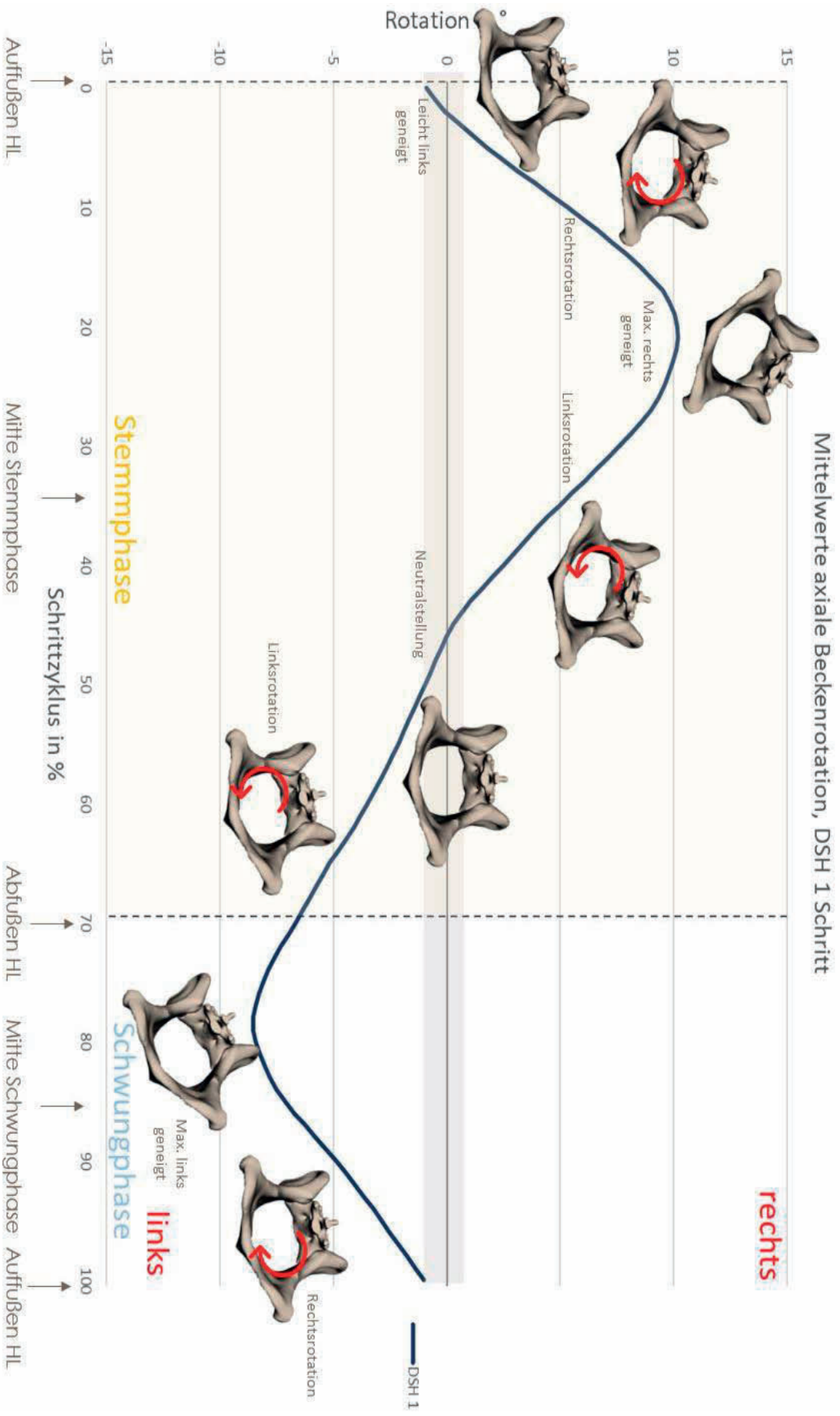


Abb. 22: Darstellung der axialen Beckenrotation während eines Schrittzyklus (Referenzgliedmaß: linke Hintergliedmaße (HL)) am Beispiel von DSH 1, Schritt

Im Schritt zeigt DSH 1 einen ausgeprägten symmetrischen monophasischen Kurvenverlauf mit deutlich ausgeprägtem Maximum und Minimum. Das Maximum wird kurz vor Mitte der Stemmphase bei $20,5 \pm 2,6\%$ des Schrittzklus erreicht, das Minimum kurz vor Schwungphasenmitte bei $78,7 \pm 1,4\%$ des Schrittzklus. Die Amplitude der axialen Rotationsbewegung und somit auch die ROM mit $18,9 \pm 2,8^\circ$ ist bei DSH 1 am größten ausgeprägt.

Im Trab ist der Kurvenverlauf unregelmäßiger mit mehreren kleinen Erhebungen außerhalb des auftretenden Maximums und Minimums. Diese sind mit den Auf- und Abfußungszeitpunkten der beiden Hintergliedmaßen assoziiert. Der Kurvenverlauf ist deutlich flacher und die Amplitude geringer ausgeprägt als im Schritt. Dies spiegelt sich auch in der ROM wider. Diese ist im Schritt mit $18,9 \pm 2,8^\circ$ etwa doppelt so groß wie im Trab mit $8,0 \pm 0,6^\circ$. Das Auftreten von Maximum und Minimum ist in beiden Gangarten ähnlich in der Mitte von Stemm- und Schwungphase angesiedelt (Trab: $25,8 \pm 3,5\%$ und $74,9 \pm 7,1\%$ des Schrittzklus; Tab. 6). Das Auftreten von Maximum und Minimum im Schrittzklus ist im Trab, im Gegensatz zum Schritt, zeitlich geringgradig verzögert. Jedoch ist das Maximum und Minimum in beiden Gangarten etwa in der Mitte bis zweiten Hälfte von Stemm- und Schwungphase anzutreffen.

Im Schritt zeigt DSH 2 während dem Aufußen der beiden Hintergliedmaßen eine kurze Änderung der Rotationsrichtung im Sinne einer kurzen Erhebung im Kurvenverlauf. Schritt 4 und 6 zeigen ein zweigipfliges Maximum. Der zweite Gipfel fällt hier mit dem Aufußen der rechten Hintergliedmaße zusammen und ist bei den restlichen Schritten nur angedeutet ausgebildet. Das Maximum wird zirka in der Mitte der Stemmphase bei $28,3 \pm 4,3\%$ des Schrittzklus erreicht. Ein kleineres Minimum zeigt sich annähernd in der Mitte der Schwungphase. Das absolute Minimum tritt bei $101,5 \pm 7,1\%$ auf und damit im darauffolgenden Schrittzklus kurz nach dem Aufußen der Referenzgliedmaße.

Im Trab zeigt DSH 2 eine gemischte Rotationsbewegung. Während Schritt 1-4 und angedeutet auch Schritt 8 und 9 einen biphasischen Kurvenverlauf mit kleiner Amplitude aufweisen, folgen Schritt 5-7 dem monophasischen Muster der übrigen Patienten. Im Live-Video ist zum Zeitpunkt der biphasischen Schritte eine starke ipsilaterale Gliedmaßeninteraktion (Streifen der Vordergliedmaße durch die ipsilaterale Hinterpfote beim Aufußen) erkennbar. Dabei läuft der Patient mit gerade verlaufender kraniokaudaler Körperachse auf dem Laufband (Abb. 23). Diese

Gliedmaßeninteraktion führt zu einem mehrmaligen kurzen Richtungswechsel der axialen Rotationsrichtung des Beckens und somit zu einem bi- bis triphasischen Kurvenverlauf. Schritt 5-7 zeigt wie bei den restlichen Patienten einen monophasischen Kurvenverlauf mit zweigipfligem Maximum. Die Einziehung der Kurve zwischen den beiden Gipfeln fällt mit dem Auftretenszeitpunkt der rechten Hintergliedmaße zusammen und zeigt zu diesem Zeitpunkt eine kurzzeitige Änderung der Rotationsbewegung in die entgegengesetzte Richtung an. Im Live-Video zeigt sich bei den monophasisch ausgeprägten Schritten keine Gliedmaßeninteraktion (Abb. 23). Hier zeigt der Proband, im Unterschied zu den Schritten mit Gliedmaßeninteraktion, eine geringgradig schräg in kraniokaudale Richtung verlaufende Körperachse. Diese Schrägstellung der Körperachse von Hunden im Trab wird auch als „Crabbing“ bezeichnet und dient der Vermeidung einer Kollision von Vorder- und Hintergliedmaßen bei Hunden mit kurzem Körper und vergleichsweise langen Gliedmaßen.

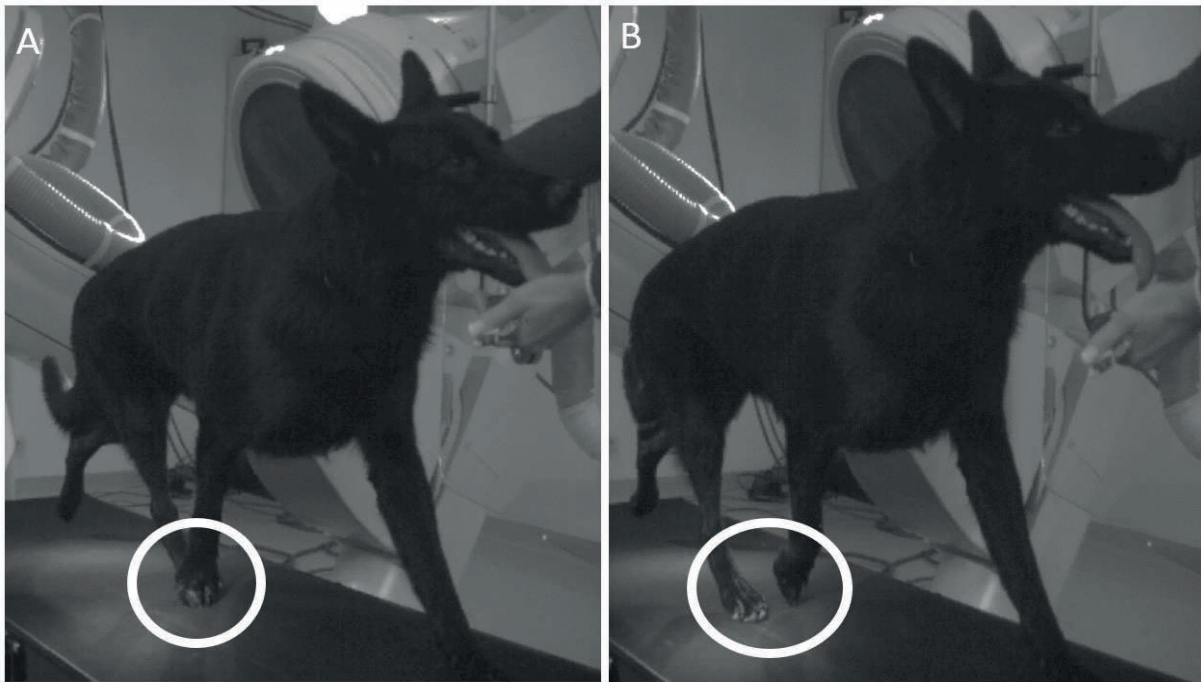


Abb. 23: Ausschnitt aus dem Live-Video von DSH 2 im Trab.

Bild A: Zum Teil zeigt der Proband eine ipsilaterale Gliedmaßeninteraktion, bei der die Hinterpfote beim Auftreten die Vorderpfote streift und mit dieser kollidiert (Kreis A). Zu diesem Zeitpunkt zeigt sich ein biphasischer Kurvenverlauf der axialen Beckenrotation.

Bild B: Bei den übrigen Schritten zeigt der Proband eine leichte Schrägstellung der Körperachse („Crabbing“). Hier ist keine Gliedmaßeninteraktion erkennbar. Die Vorder- und Hintergliedmaßen fußen hier leicht versetzt zueinander auf (Kreis B). Zu diesem Zeitpunkt zeigt sich ein überwiegend monophasischer Kurvenverlauf der axialen Beckenrotation.

Die ROM ist im Schritt mit $10,8 \pm 3,7^\circ$ kleiner als bei DSH 1 und 3. Im Trab wird eine ROM von $5,9 \pm 0,8^\circ$ erreicht. Diese ist ungefähr halb so groß wie im Schritt.

DSH 3 zeigt in beiden Gangarten eine monophasische axiale Rotationsbewegung des Beckens. Das Maximum liegt in beiden Gangarten in der Mitte der Stemmphase (Schritt: $41,5 \pm 7\%$ des Schrittzklus, Trab: $47,2 \pm 8,3\%$ des Schrittzklus). Im Trab ist das Maximum bei Schritt 2 und 6 zweigipflig ausgebildet, dabei fällt der 2. Gipfel mit dem Auffußungszeitpunkt der rechten Hintergliedmaße zusammen. Das Minimum ist im Schritt in der Schwungphasenmitte bei $83,5 \pm 5,4\%$ und im Trab beim Auffußen der Referenzgliedmaße bei $98,4 \pm 11,5\%$ des Schrittzklus zu sehen.

Die Auf- und Abfußungszeitpunkte der Hintergliedmaßen sind mit kleinen Auslenkungen der Kurve im Sinne von kurzen Änderungen der Rotationsrichtung assoziiert. Diese sind im Trab stärker ausgeprägt als im Schritt. Insgesamt ähnelt der Kurvenverlauf der axialen Beckenrotation stark dem Kurvenverlauf im Schritt und weist bei DSH 3, sowohl hinsichtlich der ROM als auch des Kurvenverlaufs, die größte Ähnlichkeit zwischen den beiden Gangarten auf. Dabei ist die Amplitude im Schritt gleichmäßiger ausgeprägt als im Trab. DSH 3 zeigt trotz ähnlicher Laufbandgeschwindigkeit im Vergleich mit den anderen Patienten, eine geringgradig verlängerte Stemmphasendauer (Duty Faktor 0,5). Im Live-Video bestätigen sich die Gangarten Schritt und Trab, wobei der Trab eher langsam ausgeprägt ist. Die kontralateralen Gliedmaßen bewegen sich bei DSH 3 im Trab synchron, jedoch fußen die Hintergliedmaßen im Vergleich zu den Vordergliedmaßen geringgradig verzögert auf. Darüber hinaus zeigt der Patient eine deutliche laterolaterale Rutenbewegung und ein breitbeiniges, unsicher wirkendes Gangbild im Trab.

Die ROM ist im Schritt mit $11,4 \pm 0,7^\circ$ ähnlich groß wie im Trab mit $11,0 \pm 1,6^\circ$.

DSH 4 zeigt in beiden Gangarten eine monophasische ungleichmäßige Bewegung. Schritt 4 und 6 im Schritt zeigen einen mittelgradig abweichenden Kurvenverlauf im Vergleich zu den übrigen Schritten. Im Live-Video zeigt sich zu diesem Zeitpunkt eine Verschiebung der kaudalen Körperachse auf dem Laufband nach links (Schritt 4) bzw. nach rechts (Schritt 6).

Das Maximum ist im Schritt meist zweigipflig ausgebildet. Der erste Gipfel im Schritt und das Maximum im Trab erfolgen in der Mitte der Stemmphase der linken Hintergliedmaße (Schritt: $25,6 \pm 6,5\%$; Trab: $23,7 \pm 5,8\%$ des Schrittzklus). Im Schritt ist der zweite Gipfel mit dem Auffußen der rechten Hintergliedmaße assoziiert und ist

teilweise geringfügig stärker ausgeprägt als der erste Gipfel (bei $49,8 \pm 8,4\%$ des Schrittzklus). Das Minimum tritt in beiden Gangarten in der Mitte der Schwungphase auf (Schritt: $83,5 \pm 11,8\%$; Trab: $71,0 \pm 6,2\%$ des Schrittzklus). Im Trab ist ein weiteres Minimum um den Auffußungszeitpunkt der linken Hintergliedmaße ausgebildet (bei $94,8 \pm 7,3\%$). Im Trab ist der Kurvenverlauf insgesamt gleichmäßiger als im Schritt. Die ROM ist mit $7,8 \pm 2,8^\circ$ im Schritt und $7,5 \pm 2,2^\circ$ im Trab ähnlich ausgeprägt.

In beiden Gangarten zeigen die Patienten eine gute Übereinstimmung der einzelnen Schritte innerhalb eines Individuums. Die Schritte der einzelnen Patienten weisen im Schritt untereinander eine geringgradig größere Ähnlichkeit auf als im Trab. Aufgrund der nur geringen Abweichungen der Zeitpunkte des Auftretens der einzelnen Maxima und Minima, zeigt sich eine gute Übereinstimmung der Mittelwertkurve (Abb. 24, rosa Linie) mit den einzelnen Schritten der Patienten. Die Schritte zeigen bei allen Patienten ein ähnliches monophasisches Bewegungsmuster, welches jedoch individuellen Schwankungen unterliegt. So wird bei DSH 1 und 2 das monophasische Bewegungsmuster durch ein kleines Plateau unterbrochen. Die Bewegung wurde jedoch aufgrund der geringen Ausprägung des Plateaus als monophasisch eingestuft. So zeigen DSH 2,3 und 4 im Schritt eine größere Ähnlichkeit im Kurvenverlauf als DSH 1. Im Trab zeigen DSH 1 und 4 ein ähnliches Bewegungsmuster, während DSH 2 und v.a. DSH 3 abweichen (Abb. 25). Die axiale Komponente zeigt bei der Beckenrotation zwischen den verschiedenen Patienten die größte Individualität und wird unter anderem von der Auf- und Abfußung der Hintergliedmaßen unterschiedlich stark beeinflusst.

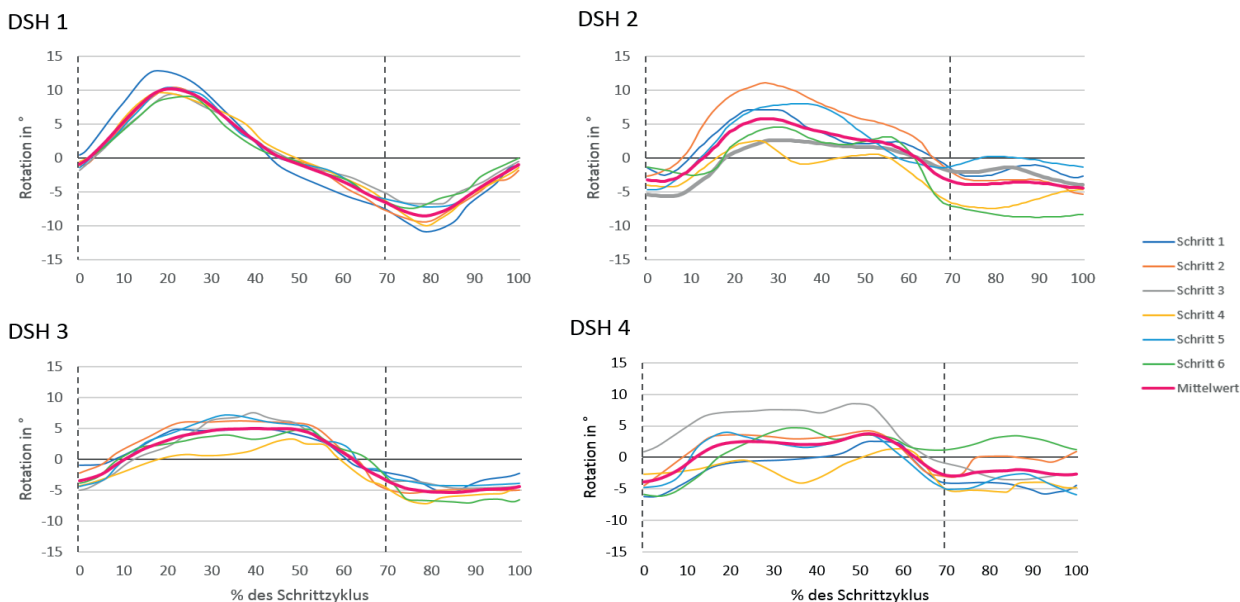
	Schritt	Trab
DSH 1	18,9±2,8	8,0±0,6
DSH 2	10,8±3,7	5,9±0,8
DSH 3	11,4±0,7	11,0±1,6
DSH 4	7,8±2,8	7,5±2,2
Mittelwert	12,1±4,7	6,1±5,7

Tab.5: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der axialen Beckenrotation in °

	Schritt		Trab	
	max	min	max	min
DSH 1	20,5±2,6	78,7±1,4	25,8±3,5	74,9±7,1
DSH 2	28,3±4,3	101,5±7,1	35,3±3,1	109,7±2,3
DSH 3	41,5±7	83,5±5,4	47,2±8,3	98,4±11,5
DSH 4	25,6±6,5	83,5±11,8	23,7±5,8	71,0±6,2
Mittelwert	29,0±9,0	86,8±10,1	33±10,7	88,5±18,6

Tab. 6: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der axialen Beckenrotation in % des Schrittzklus

(a) SCHRITT



(b) TRAB

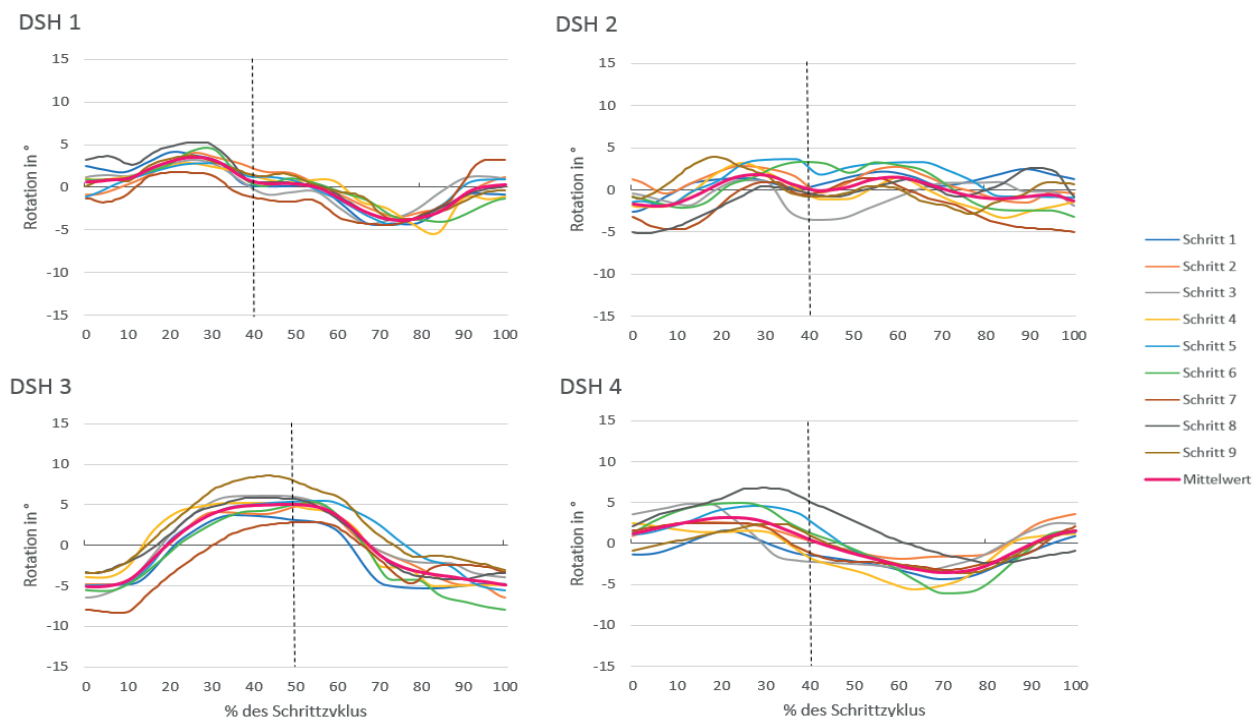


Abb. 24: Axiale Beckenrotation der Patienten DSH 1-4 in Abhängigkeit vom Schrittzyklus. Die vertikale Hilfslinie im Schaubild signalisiert das Ende der Stützphase.

(a) Axiale Beckenrotation im Schritt. Die Stützphase reicht im Schritt von 0-70% des Schrittzyklus. Die Schwungphase reicht von 70%-100% des Schrittzyklus. Bei 0 und 100% erfolgt das Aufsetzen, bei 70% das Absetzen der Referenzgliedmaße.

(b) Axiale Beckenrotation im Trab. Die Stützphase reicht im Schritt von 0-40% des Schrittzyklus bei DSH 1,2,4 und von 0-50% bei DSH 3. Die Schwungphase reicht von 40 bzw. 50%-100% des Schrittzyklus. Bei 0 und 100% erfolgt das Aufsetzen, bei 40 bzw. 50% das Absetzen der Referenzgliedmaße

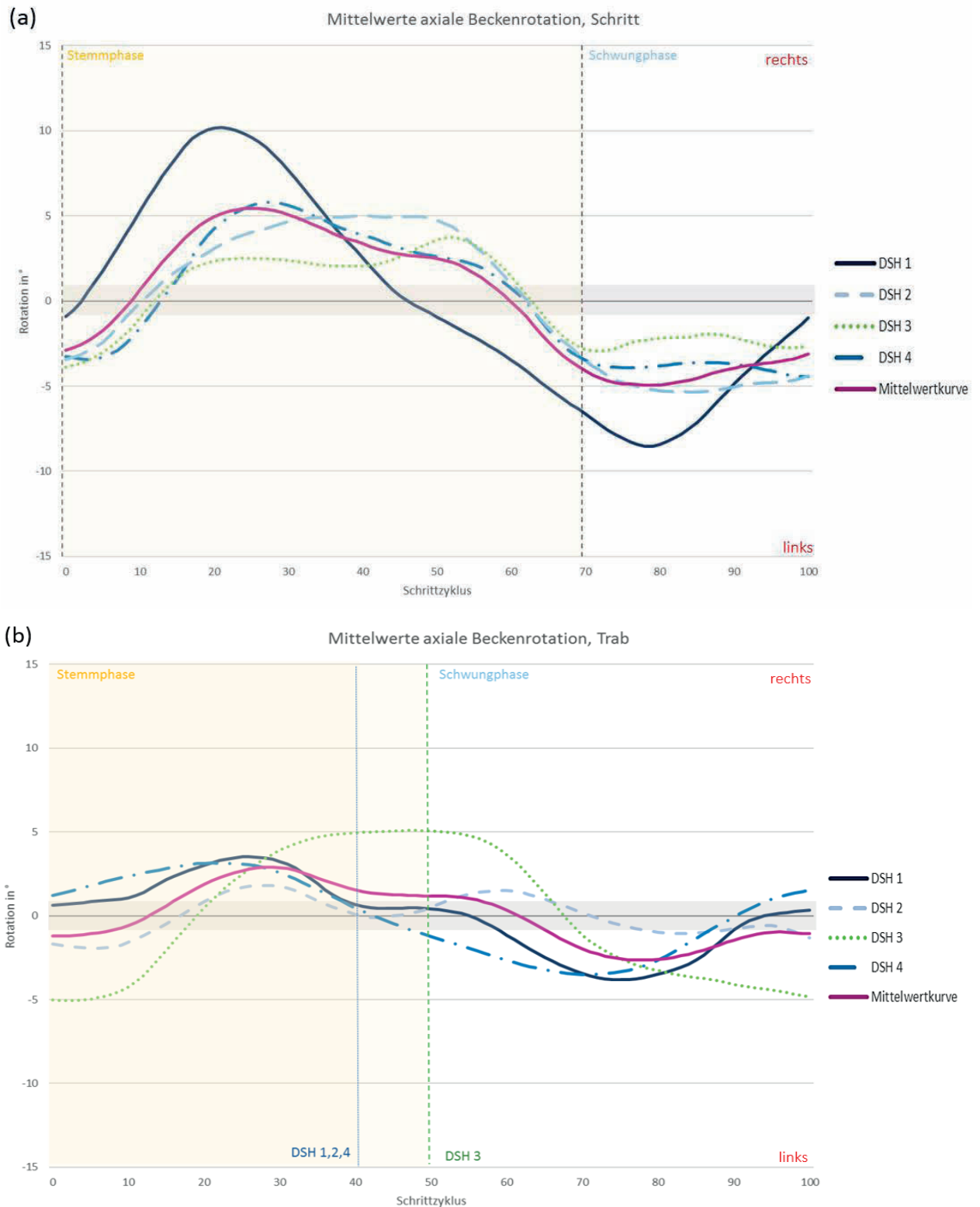


Abb. 25: Mittelwerte der axialen Beckenrotation der einzelnen Patienten im direkten Vergleich (a) im Schritt, (b) im Trab. Die vertikalen Hilfslinien im Schaubild signalisieren das Ende der Stützphase. Diese reicht im Schritt von 0-70% des Schrittzyklus bei DSH 1-4, im Trab von 0-40% für DSH 1,2,4, von 0-50% für DSH 3.

5.2.2 Laterale Beckenrotation (ry)

Die laterale Beckenrotation zeigt bei allen untersuchten Patienten in beiden Gangarten ein monophasisches Bewegungsmuster mit einem Maximum und einem Minimum.

Die Bewegung folgt in beiden Gangarten demselben Bewegungsmuster:

Die laterale Beckenrotation beginnt mit dem Auffüßen der Referenzgliedmaße. Von dorsoventral betrachtet ist das Becken zu diesem Zeitpunkt annähernd maximal von rechtskranial nach linkskaudal gerichtet (rechts/c/-). Es folgt eine Rotationsbewegung entgegen des Uhrzeigersinns nach links gerichtet (+/ac) bis zum Erreichen des Maximums. Dieses wird in beiden Gangarten gegen Mitte bis Ende der Stemmphase erreicht. Zu diesem Zeitpunkt weist das Becken von dorsal betrachtet eine maximal von links kranial nach rechts kaudal gerichtete Stellung auf. Es folgt eine Rotation nach rechts in Richtung Uhrzeigersinn (-/c). Diese hält bis zum Auftreten des Minimums zum Ende der Schwungphase an. Anschließend folgt eine Rotation entgegen dem Uhrzeigersinn nach links (+/ac) und ein neuer Schrittzzyklus beginnt. Sowohl das Maximum als auch das Minimum stimmen mit den Auf- und Abfußungszeitpunkten überein. Das Maximum entspricht der maximalen linkslateralen Rotation des Beckens, das Minimum der maximal rechtslateralen Rotation.

Die ROM ist im Schritt und im Trab ähnlich ausgeprägt. Im Schritt beträgt diese für die laterale Rotation $10,9 \pm 0,8^\circ$, im Trab $9,0 \pm 0,9^\circ$ (Tab. 7). Wie auch bei der axialen Rotation zeigen sich zu den Auf- und Abfußungszeitpunkten teilweise kurzzeitige Änderungen der Rotationsrichtung im Sinne von kleinen Erhebungen oder Plateaus. Diese sind weniger deutlich ausgeprägt als bei der axialen Rotation.

DSH 1 zeigt in beiden Gangarten eine monophasische Bewegung. Die Rotationskurve ist in beiden Gangarten regelmäßig mit einem breiten Kurvenverlauf ausgebildet.

Im Schritt wird das Maximum in der zweiten Stemmphasenhälfte durchschnittlich nach $37,5 \pm 6,7\%$ des Schrittzzyklus erreicht. Im Trab tritt dieses bei $41,1 \pm 4,2\%$ des Schrittzzyklus und somit gegen Ende der Stemmphase der linken Hintergliedmaße auf und ist mit deren Abfußung assoziiert. Das Maximum im Trab tritt geringgradig später auf als im Schritt. Das Minimum ist mit dem Auffüßen der linken Hintergliedmaße assoziiert und tritt im Schritt bei $94,0 \pm 3,5\%$, im Trab bei $90,4 \pm 2,7\%$ des Schrittzzyklus auf. Die ROM ist mit $10,2 \pm 1,3^\circ$ im Schritt geringgradig größer ausgebildet als im Trab mit $8,7 \pm 2,5^\circ$.

Die laterale Beckenrotation von DSH 2 beschreibt ebenfalls in beiden Gangarten eine monophasische Bewegung. Der Kurvenverlauf ist im Trab geringgradig gleichmäßiger als im Schritt und die Amplitude etwas kleiner ausgeprägt. Während das Maximum im Schritt bei $45,3\pm 8,2\%$ des Schrittzklus und somit in der Mitte bis zweiten Hälfte der Stemmphase ausgebildet ist, tritt dieses im Trab bei $34,8\pm 8,8\%$ des Schrittzklus auf und ist mit dem Abfüßen der linken Hintergliedmaße verbunden. Das Minimum ist in beiden Gangarten mit dem Auffußen der linken Hintergliedmaße assoziiert. Im Schritt tritt dieses bei $102,2\pm 4\%$ des Schrittzklus auf und ist somit teilweise erst im darauffolgenden Schrittzklus zu sehen. Im Trab erfolgt das Minimum früher, bei etwa $87,9\pm 4\%$ des Schrittzklus.

Im Schritt zeigt Schritt 5 eine kleine Abweichung von dem Kurvenverlauf der übrigen Schritte. Im Live-Video zeigt sich am Übergang von Schritt 4 zu Schritt 5 eine vermehrte Fußung der Referenzgliedmaße unter den Stamm mit einer anschließenden Verschiebung der kaudalen Körperachse zur rechten Seite hin, wobei das Becken stärker nach rechts geneigt wird. Dies spiegelt sich in der Verschiebung der Bewegungskurve ins Negative (-/rechts/c) wider. Insgesamt besitzt die laterale Rotation große Ähnlichkeit mit dem Kurvenverlauf von DSH 1.

DSH 3 zeigt in beiden Gangarten einen gleichmäßigen monophasischen Kurvenverlauf mit relativ großer Amplitude. Das Maximum wird in beiden Gangarten etwa um die Mitte der Stemmphase bis zum Abfüßen der linken Hintergliedmaße erreicht und tritt im Schritt bei $46,3\pm 4,4\%$, im Trab bei $54,2\pm 4,9\%$ des Schrittzklus auf. Das Minimum ist mit dem Auffußen der linken Hintergliedmaße assoziiert und tritt im Schritt bei $93,4\pm 1,5\%$ und im Trab bei $4,0\pm 3,4\%$ des Schrittzklus auf. Die ROM ist im Schritt mit $12,0\pm 4,3^\circ$ geringgradig größer ausgeprägt als im Trab mit $9,8\pm 2,6^\circ$.

DSH 4 weist im Schritt und im Trab wie die übrigen Patienten eine monophasische laterale Rotationsbewegung des Beckens auf. Diese ist im Trab geringgradig regelmäßiger ausgeprägt als im Schritt. Das Maximum wird im Schritt bei $46,2\pm 4,4\%$ des Schrittzklus und somit in der zweiten Stemmphasenhälfte erreicht, während das Maximum im Trab bei $29,8\pm 5,5\%$ gegen Ende der Stemmphase erreicht wird und annähernd mit dem Abfüßen der linken Hintergliedmaße assoziiert ist. Das Minimum wird um den Auffußungszeitpunkt der Referenzgliedmaße erreicht. Im Schritt tritt

dieses bei $93,4 \pm 1,5\%$ des Schrittzklus, im Trab bei $85,5 \pm 10,3\%$ des Schrittzklus auf. Die ROM ist somit im Trab mit $7,8 \pm 1,8^\circ$ kleiner als im Schritt mit $12,0 \pm 4,3^\circ$.

Im Schritt ist die laterale Rotationsbewegung des Beckens bei allen Patienten ähnlich ausgeprägt mit einem deutlichen Maximum um die Stemmphasenmitte- 2. Hälfte der Stemmphase (Tab. 7). Dieses fällt im Schritt mit dem Aufußen der rechten Hintergliedmaße zusammen, im Trab mit dem Abußen der linken Hintergliedmaße (Referenzgliedmaße). Ein deutliches Minimum ist im Schritt um den Zeitpunkt des Aufußens der linken Hintergliedmaße ausgebildet, im Trab während des Abußens der rechten Hintergliedmaße. Das Maximum tritt im Schritt somit geringgradig früher auf als im Trab, während das Minimum im Schrittzklus ähnlich angesiedelt ist. Die laterale Beckenrotation aller Patienten folgt somit mit kleinen individuellen Abweichungen in beiden Gangarten demselben Grundmuster. Die Wendepunkte der lateralen Beckenrotation sind mit dem Auf- und Abußen der Hintergliedmaßen assoziiert. Zwischen den Bewegungskurven der einzelnen Schritte eines Patienten zeigen sich nur geringe Unterschiede, sodass die einzelnen Bewegungskurven gut durch die Mittelwertkurve beschrieben werden (Abb. 26, rosa Linie). Die laterale Rotation zeigt zwischen den Patienten eine größere Ähnlichkeit als die axiale Rotation (Abb. 27).

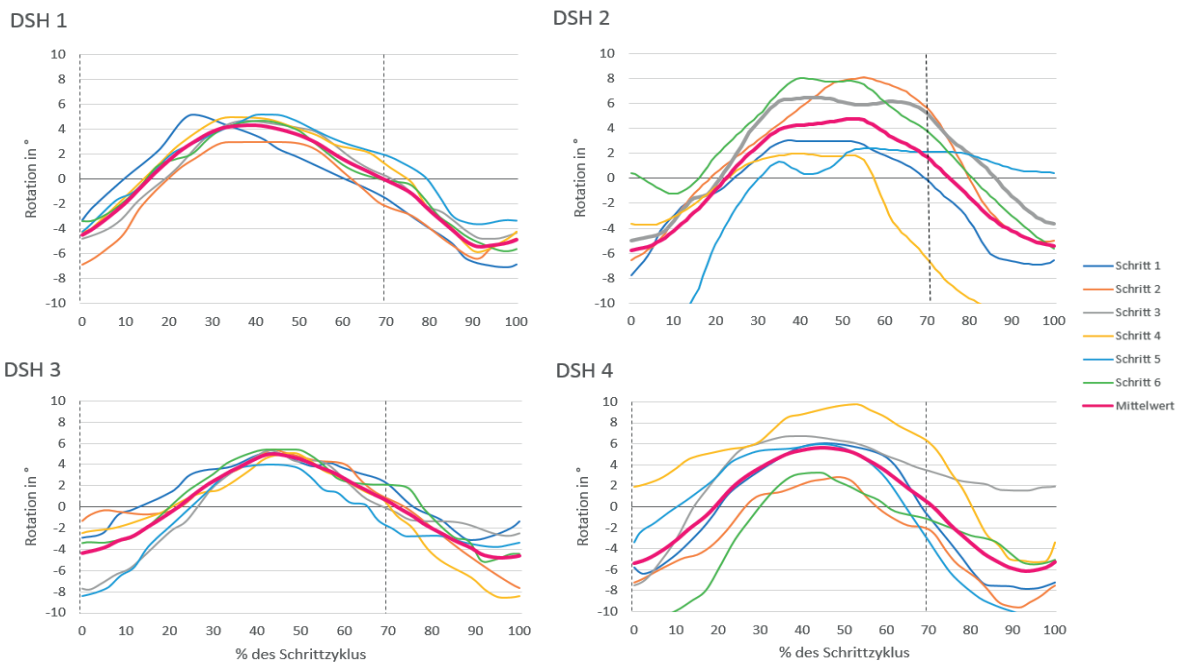
	Schritt	Trab
DSH 1	$10,2 \pm 1,3$	$8,7 \pm 2,5$
DSH 2	$11,1 \pm 3,4$	$9,6 \pm 1,5$
DSH 3	$10,3 \pm 2,7$	$9,8 \pm 2,6$
DSH 4	$12,0 \pm 4,3$	$7,8 \pm 1,8$
Mittelwert	$10,9 \pm 0,83$	$9,0 \pm 0,9$

Tab.7: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der lateralen Beckenrotation in°

	Schritt		Trab	
	max	min	max	min
DSH 1	$37,5 \pm 6,7$	$94,0 \pm 3,5$	$41,1 \pm 4,2$	$90,4 \pm 2,7$
DSH 2	$45,3 \pm 8,2$	$102,2 \pm 4,0$	$34,8 \pm 8,8$	$87,9 \pm 4,0$
DSH 3	$44 \pm 2,0$	$95 \pm 4,1$	$54,2 \pm 4,9$	$104,0 \pm 3,4$
DSH 4	$46,2 \pm 4,4$	$93,4 \pm 1,5$	$29,8 \pm 5,5$	$85,5 \pm 10,3$
Mittelwert	$43,3 \pm 3,9$	$96,2 \pm 4,0$	$39,9 \pm 10,6$	$91,9 \pm 8,3$

Tab. 8: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der lateralen Beckenrotation in % des Schrittzklus

SCHRITT



(a) TRAB

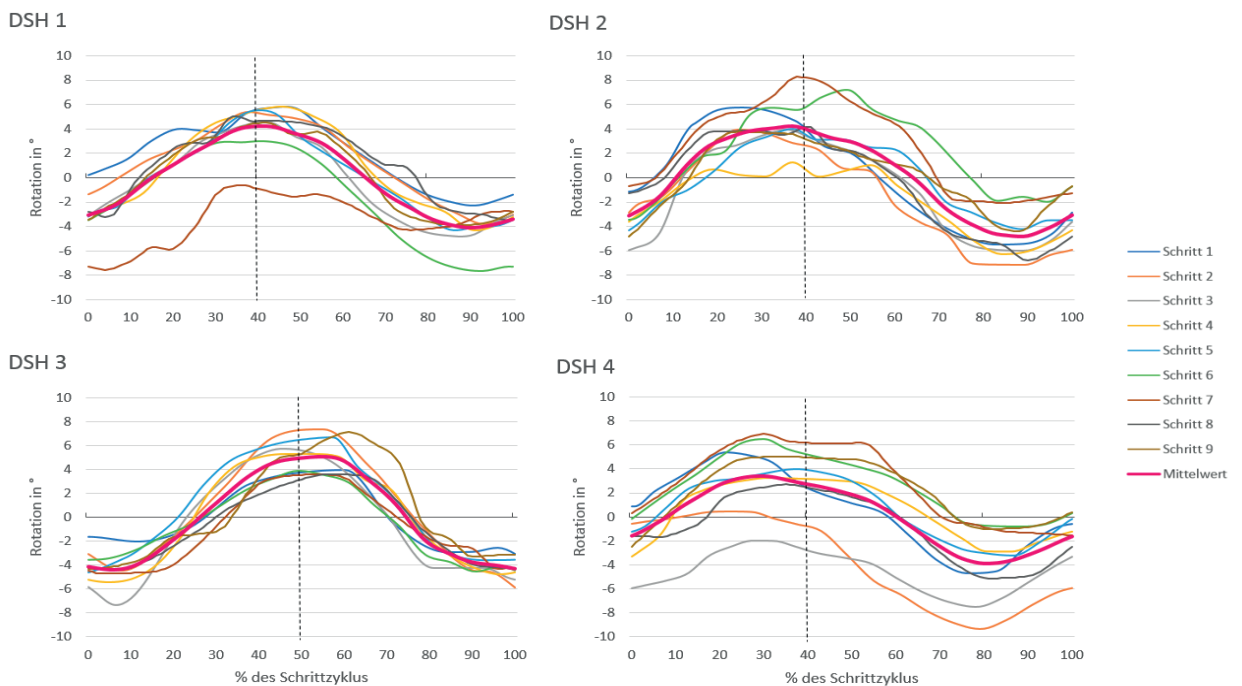


Abb. 26: Laterale Beckenrotation der Patienten DSH 1-4 in Abhängigkeit vom Schrittzklus. Die vertikale Hilfslinie im Schaubild signalisiert das Ende der Stützphase.

(a) Laterale Beckenrotation im Schritt. Die Stützphase reicht im Schritt von 0-70% des Schrittzklus. Die Schwungphase reicht von 70%-100% des Schrittzklus. Bei 0 und 100% erfolgt das Aufsetzen, bei 70% das Abfüßen der Referenzgliedmaße.

(b) Laterale Beckenrotation im Trab. Die Stützphase reicht im Schritt von 0-40% des Schrittzklus bei DSH 1,2,4 und von 0-50% bei DSH 3. Die Schwungphase reicht von 40 bzw. 50%-100% des Schrittzklus.

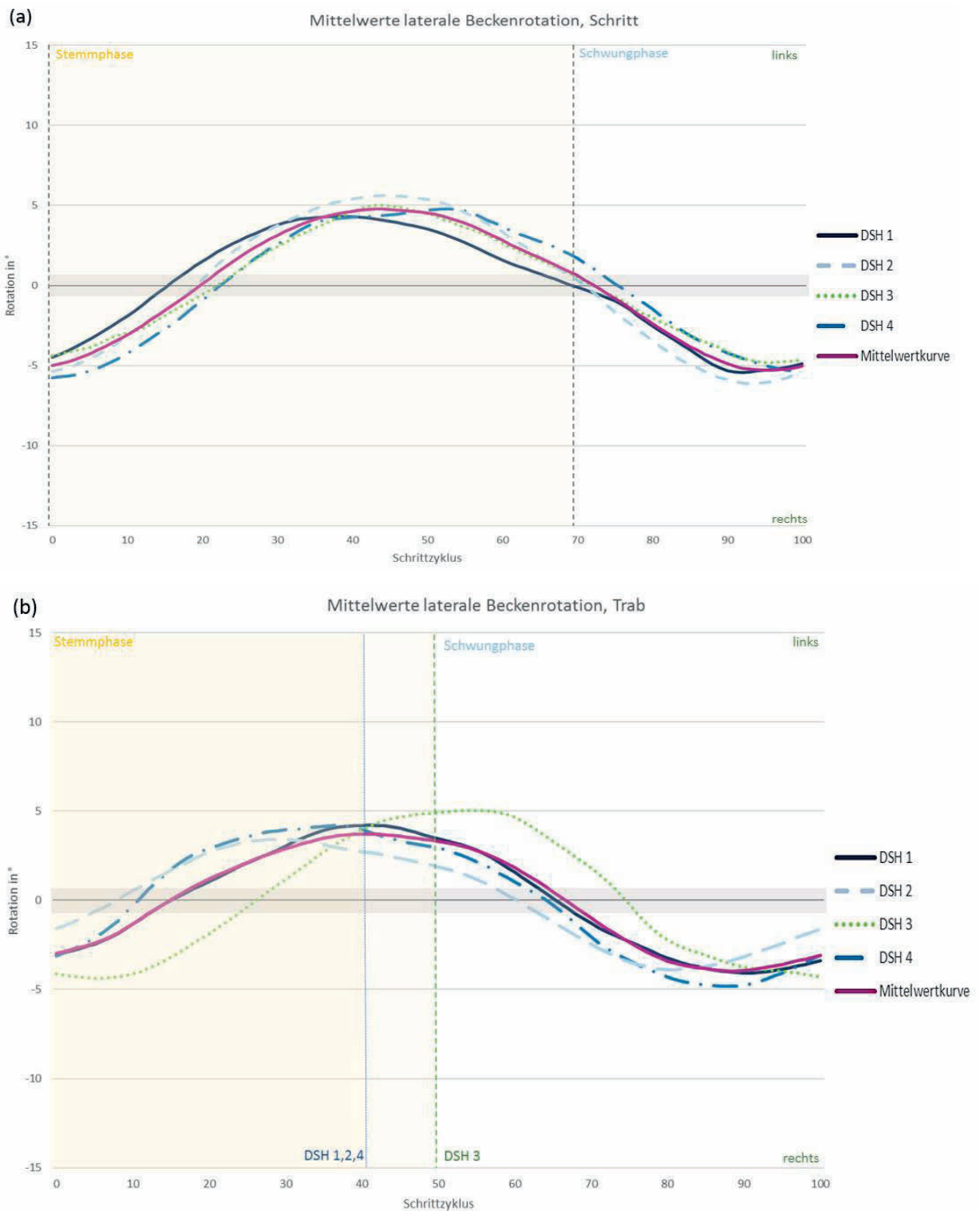


Abb. 27: Mittelwerte der lateralen Beckenrotation der einzelnen Patienten im direkten Vergleich (a) im Schritt, (b) im Trab. Die vertikalen Hilfslinien im Schaubild signalisieren das Ende der Stützphase. Diese reicht im Schritt von 0-70% des Schrittzklus bei DSH 1-4, im Trab von 0-40% für DSH 1,2,4 und von 0-50% für DSH 3.

5.2.3 Sagittale Beckenrotation (rz)

Die sagittale Beckenrotation zeigt in beiden Gangarten einen ähnlichen biphasischen Kurvenverlauf mit zwei Maxima und zwei Minima.

Die beiden Maxima sind mit dem Aufsetzen der beiden Hintergliedmaßen vergesellschaftet und entsprechen der maximalen Anteversion des Beckens. Die beiden Minima treten in Stemm- und Schwungphasenmitte auf und entsprechen der maximalen Retroversion des Beckens (Tab. 9).

Die Bewegung startet mit dem Aufsetzen der linken Hintergliedmaße. Das Becken befindet sich hier in Anteversionsstellung (+/c) und weist von linksdorsal betrachtet, eine schräg von kraniodorsal nach kaudoventral gerichtete Stellung auf. Nach Beginn des Schrittzklus zeigt das Becken im Schritt eine kurze Anteversion bis zum Erreichen des ersten Maximums kurz nach dem Aufsetzungszeitpunkt der Referenzgliedmaße. Hier zeigt das Becken eine maximal schräg von kraniodorsal nach kaudoventral gerichtete, aufgerichtete Stellung (maximale Anteversion/+). Es folgt eine Retroversion (-/ac). Diese hält bis zum Erreichen des ersten Minimums in Stemmphasenmitte an. Hier zeigt das Becken eine maximale Ausrichtung entgegen dem Uhrzeigersinn und ist maximal von kranioventral nach kaudodorsal geneigt. Anschließend erfolgt eine Rotationsbewegung mit dem Uhrzeigersinn in Anteversionsrichtung (+/c) bis zum erreichendes zweiten Maximums beim Aufsetzen der rechten Hintergliedmaße. Es folgt eine erneute Rotationsbewegung in Retroversionsrichtung (-/ac). Anschließend wird das zweite Minimum um die Mitte der Schwungphase erreicht. Der Schrittzklus endet mit einer Anteversion (+/c) und ein neuer Schrittzklus beginnt.

Der Kurvenverlauf ist insgesamt regelmäßig, lediglich DSH 3 zeigt im Schritt teilweise auf- und abfußungsassoziierte kleine Kurvenausschläge.

DSH 1 zeigt im Schritt einen biphasischen Kurvenverlauf. Die Wendepunkte der sagittalen Beckenbewegung treten hier bei $3,7 \pm 3,2\%$ (1. Maximum, um Aufsetzen linker Hintergliedmaße) $-27,7 \pm 5,2\%$ (1. Minimum, Stemmphasenmitte) $-58,8 \pm 4\%$ (2. Maximum, zweite Stemmphasenhälfte) $-81,5 \pm 2,3\%$ (2. Minimum, Schwungphasenmitte) des Schrittzklus auf. Der Kurvenverlauf im Schritt ist flacher ausgeprägt als im Trab, die beiden Maxima und Minima sind hier etwa gleich groß.

Im Trab ist ebenfalls eine biphasische Bewegungskurve ausgebildet. Das Maximum beim Absetzen der linken Hintergliedmaße bei $45,7 \pm 1,5\%$ des Schrittzklus ist größer ausgebildet als das Maximum beim Aufsetzen der Referenzgliedmaße bei $98,8 \pm 2,1\%$

des Schrittzklus. Das erste Minimum bei $20,2\pm 1,5\%$ des Schrittzklus (Stemmphasenmitte) ist geringer ausgebildet als das zweite Minimum bei $77,8\pm 2,7\%$ des Schrittzklus (Schwungphasenmitte). Davon abgesehen zeigt sich ein sehr regelmäßiger Kurvenverlauf. Die ROM ist im Schritt mit $8,4\pm 0,9^\circ$ deutlich größer als im Trab mit $5,1\pm 0,8^\circ$.

DSH 2 zeigt in beiden Gangarten einen größtenteils regelmäßigen biphasischen Kurvenverlauf. Im Trab zeigt Schritt 6 eine mittelgradige Verschiebung des Bewegungsmusters ins Positive und somit in Richtung Anteversion (+/c). Im Live-Video zeigt sich zu diesem Zeitpunkt eine Verlängerung und Abflachung der Schritte, um eine Positionierung der der Hintergliedmaßen neben den Vordergliedmaßen durch ein leichtes Crabbing zu erreichen.

Im Schritt ist der Kurvenverlauf etwas regelmäßiger ausgeprägt als im Trab. Das erste Maximum tritt in beiden Gangarten mit dem Aufußen der Referenzgliedmaße auf (Schritt: $4,5\pm 3,8\%$; Trab: $97,1\pm 3,1\%$ des Schrittzklus). Das zweite Maximum erfolgt zum Zeitpunkt des Abfußens der linken Hintergliedmaße (Schritt: $56,7\pm 1,9\%$; Trab: $44,0\pm 9\%$ des Schrittzklus). Das erste Minimum tritt in der Mitte der Stemmphase auf (Schritt: $29,3\pm 6,1\%$; Trab: $24,5\pm 4,2\%$ des Schrittzklus). Das zweite Minimum liegt in Schwungphasenmitte (Schritt: $85,0\pm 5,4\%$; Trab: $71,6\pm 0,9\%$ des Schrittzklus).

Der Bewegungsumfang weist im Schritt eine ROM von $7,1\pm 0,9^\circ$ auf. Im Trab ist dieser mit $7,7\pm 2,5^\circ$ geringgradig größer ausgeprägt.

DSH 3 zeigt ebenfalls einen biphasischen Bewegungsverlauf. Das Maximum 1 tritt um den Aufußungszeitpunkt der Referenzgliedmaße auf (Schritt: $1,4\pm 2,6\%$; Trab: $1,8\pm 6,6\%$ des Schrittzklus). Maximum 2 tritt am Ende der Stemmphase auf und ist im Trab mit dem Abußen der Referenzgliedmaße verbunden. Es tritt im Schritt bei $46,8\pm 2,5\%$ und im Trab bei $58,6\pm 10,3\%$ des Schrittzklus auf. Das erste Minimum erfolgt in der Mitte der Stemmphase (Schritt: $32,4\pm 4,1\%$; Trab: $34\pm 7,1\%$ des Schrittzklus). Das zweite Minimum liegt in der Mitte der Schwungphase (Schritt: $78,4\pm 6,5\%$; Trab: $81,9\pm 13,5\%$ des Schrittzklus).

Im Trab tritt das Maximum 1 bei Schritt 5 und 6 verspätet auf und ist erst nach dem Aufußen der Referenzgliedmaße sichtbar. Schritt 7 weicht vom normalen Bewegungsablauf ab. Hier ist nur 1 Maximum zu Beginn des Schrittzklus und 1 Minimum in der Mitte der Schwungphase ausgebildet. Im Live-Video zeigt sich an

dieser Stelle ein ausladender Schritt nach vorn um eine Kollision der rechten Hintergliedmaße mit der rechten Vordergliedmaße zu vermeiden. Der Kurvenverlauf von DSH 3 zeigt im Trab eine verminderte Amplitude mit flacherem Kurvenverlauf und somit eine Abweichung vom Kurvenverlauf der übrigen Patienten. Die ROM beträgt im Schritt $10,3 \pm 2,7^\circ$, im Trab $9,8 \pm 2,6^\circ$ und ist somit ähnlich ausgebildet.

DSH 4 weist in beiden Gangarten einen biphasischen Kurvenverlauf auf. Das erste Maximum tritt beim Aufsetzen der Referenzgliedmaße auf (Schritt: $1,8 \pm 4,1\%$; Trab: $94,3 \pm 5,2\%$ des Schrittzklus). Das zweite Maximum findet sich gegen Ende der Stemmphase bzw. um den Zeitpunkt des Abfußens der linken Hintergliedmaße (Schritt: $54,8 \pm 3,8\%$; Trab: $42,9 \pm 5,1\%$ des Schrittzklus). Das erste Minimum erfolgt in der Stemmphasenmitte bei $32,8 \pm 4,5\%$ des Schrittzklus im Schritt und bei $18,3 \pm 3,4\%$ im Trab. Das zweite Minimum tritt in Schwungphasenmitte bei $76,8 \pm 2,7\%$ im Schritt und $67,9 \pm 3\%$ im Trab auf.

Die ROM ist im Schritt mit $11,2 \pm 2,6^\circ$ etwa doppelt so hoch wie im Trab. Hier beträgt die ROM nur $6,2 \pm 1,7^\circ$.

Der durchschnittliche Bewegungsumfang (ROM) der sagittalen Rotationsbewegung des Beckens beträgt im Schritt $7,8 \pm 2,5^\circ$ und im Trab $6,7 \pm 1,9^\circ$ (Tab. 10).

Bei DSH 1 und 2 ist die ROM im Trab größer als im Schritt, bei DSH 3 und 4 ist das Gegenteil zu beobachten. Während die beiden Maxima im Schritt und bei DSH 1,2 und 4 im Trab ähnliche Werte erreichten, ist das erste Maximum bei DSH 3 im Trab geringgradig stärker ausgeprägt. Die beiden Minima zeigen sowohl im Schritt als auch im Trab ähnliche Werte, wobei das zweite Minimum im Schritt stärker ausgeprägt ist als das erste, im Trab ist dies umgekehrt. DSH 3 zeigt im Trab eine von DSH 1,2 und 4 abweichende biphasische Bewegung mit deutlich kleinerer Amplitude. Eine Orientierung der Kurve von DSH 3 am Schrittzklus der übrigen Patienten ist jedoch angedeutet nachvollziehbar (Abb. 28, Abb. 29). Die Extremwerte treten hier aufgrund des späteren Abfußungszeitpunktes von DSH 3 im Vergleich zu DSH 1,2 und 4, zeitlich leicht versetzt auf, folgen jedoch, in Relation zu den Auf- und Abfußungszeitpunkten, demselben Bewegungsgrundmuster. Im Live-Video zeigt DSH 3 im Trab eine starke laterolaterale Rutenbewegung und insgesamt ein breitbeinig auffußendes, unsicher wirkendes Gangbild.

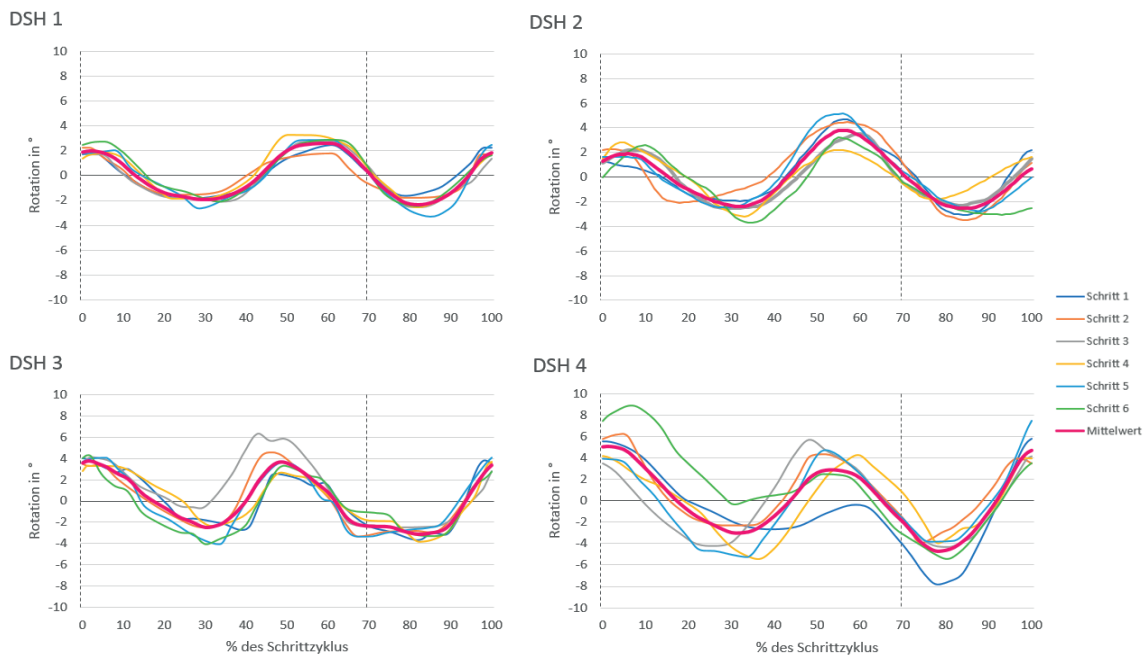
Schritt				
	Max 1	Min 1	Max 2	Min 2
DSH 1	3,7±3,1	27,7±5,2	58,8±4	81,5±2,3
DSH 2	4,5±3,8	29,3±6,1	56,7±1,9	85,0±5,4
DSH 3	1,4±2,6	32,4±4,1	46,8±2,5	78,4±6,5
DSH 4	1,8±4,1	32,8±4,5	54,8±3,8	76,8±2,7
Mittelwert	2,8±1,5	30,6±2,5	54,3±5,2	80,4±3,6
Trab				
	Max 1	Min 1	Max 2	Min 2
DSH 1	98,8±2,1	20,2±1,5	45,7±1,5	77,8±2,7
DSH 2	97,1±3,1	24,5±4,2	44,0±9	71,6±0,9
DSH 3	101,8±6,6	34,5±7,1	58,6±10,3	81,9±13,5
DSH 4	94,3±5,2	18,3±3,4	42,9±5,1	67,9±3,0
Mittelwert	98,0±3,1	24,4±7,2	47,8±7,3	74,8±6,3

Tab. 9: Übersicht der TOO der sagittalen Beckenrotation in % des Schrittzklus

	Schritt	Trab
DSH 1	5,1±0,8	8,7±2,5
DSH 2	7,1±0,9	7,7±2,5
DSH 3	7,8±0,7	4,2±0,6
DSH 4	11,2±2,6	6,2±1,7
Mittelwert	7,8±2,5	6,7±1,9

Tab. 10: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der sagittalen Beckenrotation in °

(a) SCHRITT



(b) TRAB

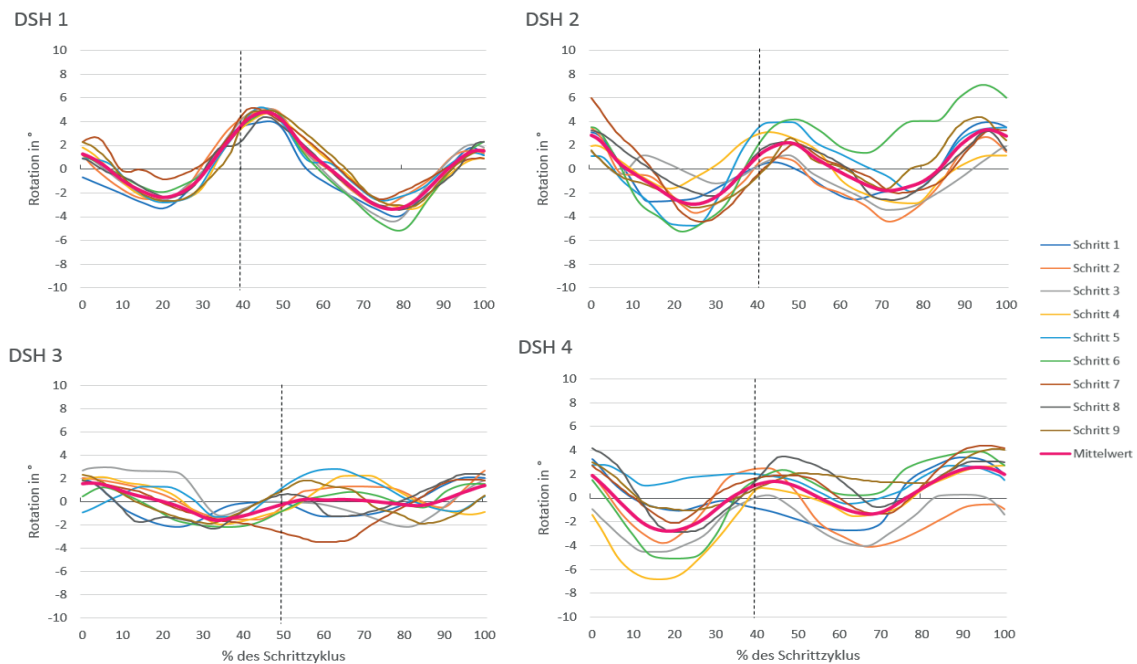


Abb. 28: Sagittale Beckenrotation der Patienten DSH 1-4 in Abhängigkeit vom Schrittzklus. Die vertikale Hilfslinie im Schaubild signalisiert das Ende der Stützphase.

(a) Sagittale Beckenrotation im Schritt. Die Stützphase reicht im Schritt von 0-70% des Schrittzklus. Die Schwungphase reicht von 70%-100% des Schrittzklus. Bei 0 und 100% erfolgt das Aufußern, bei 70% das Abfußern der Referenzgliedmaße.

(b) Sagittale Beckenrotation im Trab. Die Stützphase reicht im Schritt von 0-40% des Schrittzklus bei DSH 1,2,4 und von 0-50% bei DSH 3. Die Schwungphase reicht von 40 bzw. 50%-100% des Schrittzklus.

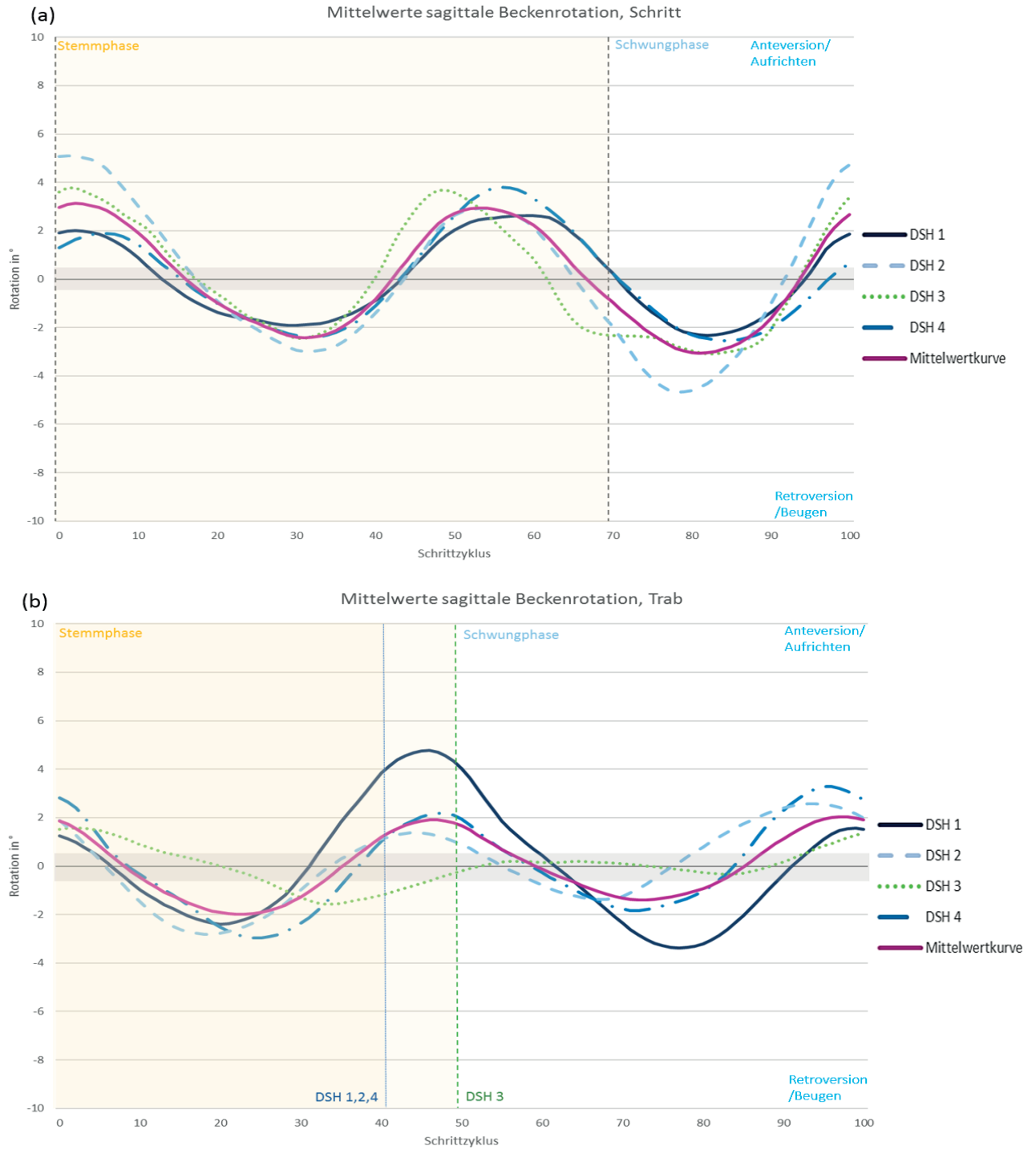


Abb. 29: Mittelwerte der sagittalen Beckenrotation der einzelnen Patienten im direkten Vergleich (a) im Schritt, (b) im Trab. Die vertikalen Hilfslinien im Schaubild signalisieren das Ende der Stützphase. Diese reicht im Schritt von 0-70% des Schrittzyklus bei DSH 1-4, im Trab von 0-40% für DSH 1,2,4 und von 0-50% für DSH 3.

5.2.4 Beckentranslation

In der vorliegenden Studie wurden die Translationen des Beckens in kraniokaudaler Richtung (tx), ventrodorsaler Richtung (ty) und laterolateraler Richtung (tz) untersucht (Abb. 30).

Die Translationsbewegung des Beckens in kraniokaudaler Richtung (tx) wird in der vorliegenden Studie vom Laufband beeinflusst und zeigt bei allen Patienten im Schritt einen annähernd linearen und im Trab angedeutet biphasischen Kurvenverlauf. Die Maxima stehen dabei für eine maximale kraniale Translation. Diese tritt im Trab kurz nach dem Aufsetzen der Hintergliedmaßen auf und spiegelt eine verstärkte Bewegung des Beckens nach kranial wider. Im Schritt beträgt die ROM $2,6 \pm 0,6$ cm, im Trab $2,9 \pm 0,6$ cm (Tab. 11; Tab.12). Dies entspricht der gleichmäßigen Vorwärtsbewegung der Hunde auf dem Laufband.

Die Beckentranslation in ventrodorsaler Richtung (ty) zeigt im Schritt und im Trab einen biphasischen Kurvenverlauf mit zwei Maxima und 2 Minima auf. Bei Aufsetzen der Referenzgliedmaße startet die ventrodorsale Beckenbewegung mit einer Bewegung nach ventral bis zum Erreichen des ersten Minimums. Dieses wird im Schritt bereits kurz nach Aufsetzen der Referenzgliedmaße bei $7,2 \pm 2,8\%$ des Schrittzklus erreicht. Im Trab wird dieses erst zur Mitte der Stemmphase bei $17,5 \pm 5,2\%$ des Schrittzklus erreicht. Anschließend folgt eine Bewegung in dorsaler Richtung bis zum Erreichen des Maximums. Während das erste Maximum im Schritt etwa zur Mitte der Stemmphase bei $33,6 \pm 4,0\%$ des Schrittzklus hin erscheint, tritt es im Trab kurz nach Absetzen der Referenzgliedmaße bei $43,5 \pm 3,5\%$ auf. Im Folgenden ändert sich die Beckenbewegung erneut in eine ventrale Bewegung bis zum Erreichen des zweiten Minimums. Dieses liegt im Schritt um die Mitte der Schwungphase bei $57,4 \pm 3,2\%$, im Trab mit $70,5 \pm 5,3\%$ gegen Ende des Schrittzklus. Anschließend ändert sich die Bewegungsrichtung erneut in dorsaler Richtung bis zum Erreichen des zweiten Maximums. Dieses liegt im Schritt in der ersten Hälfte der Schwungphase bei $81,2 \pm 4,2\%$ des Schrittzklus und im Trab um den Aufsetzzeitpunkt bei $93,2 \pm 6,2\%$ des Schrittzklus (Tab. 13; Tab. 14). Die ROM beträgt für die Beckentranslation in ventrodorsaler Richtung im Schritt $3,6 \pm 0,8$ cm, im Trab $3,6 \pm 0,5$ cm (Tab.15). Somit ergeben sich ähnliche Werte für die ventrodorsale Beckenbewegung in beiden Gangarten, lediglich bei DSH 3 ist die ventrodorsale Beckenbewegung im Trab kleiner

als im Schritt ausgeprägt. Dies passt zum eher flachen und breitbeinigen Gangbild im Live-Video.

Die Translationsbewegung des Beckens in laterolateraler Richtung weist bei allen Hunden im Schritt und im Trab einen annähernd linearen Verlauf mit einer ROM von $3,5 \pm 1,6$ cm im Schritt und $2,6 \pm 0,7$ cm im Trab auf (Tab.16). Eine breite Streuung der Kurven ins Negative und Positive zeigt sich bei DSH 2 und 4 im Schritt. Dies spiegelt die gering-mittelgradige laterolaterale Schwankung der kaudalen Körperachse der Patienten auf dem Laufband im Live-Video wieder. DSH 1 zeigt im Schritt von allen Patienten die kontinuierlichste Laufbandposition mit dem einheitlichsten Gangbild, was sich auch im sehr synchronen Kurvenverlauf der Beckenrotation zeigt.

TOO (tx)	Max 1	Min 1	Max 2	Min 2
DSH 1	$3,2 \pm 1,9$	$22,6 \pm 3,0$	$49,0 \pm 3,2$	$74,9 \pm 2,6$
DSH 2	$0,8 \pm 2,2$	$24,0 \pm 2,3$	$49,3 \pm 5,2$	$73,6 \pm 3,2$
DSH 3	$-2,3 \pm 2,7$	$22,3 \pm 1,9$	$47,2 \pm 3,6$	$74,9 \pm 3,2$
DSH 4	$3,0 \pm 3,2$	$23,8 \pm 3,0$	$51,1 \pm 2,4$	$76,6 \pm 3,8$
Mittelwert	$1,2 \pm 2,6$	$23,2 \pm 0,8$	$49,2 \pm 1,6$	$75,0 \pm 1,3$

Tab. 11: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der kraniokaudalen Beckentranslation (tx) in % des Schrittzklus, im Trab

ROM (tx)	Schritt (in cm)	Trab (in cm)
DSH 1	$2,0 \pm 0,5$	$2,5 \pm 1,2$
DSH 2	$2,4 \pm 0,5$	$2,3 \pm 0,8$
DSH 3	$2,7 \pm 0,8$	$2,7 \pm 0,6$
DSH 4	$3,4 \pm 1,3$	$3,4 \pm 1,9$
Mittelwert	$2,6 \pm 0,6$	$2,9 \pm 0,5$

Tab. 12: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der kraniokaudalen Beckentranslation (tx)

TOO (ty)	Schritt (in % Schrittzklus)			
	Max 1	Max 2	Min 1	Min 2
DSH				
1	$38,0 \pm 2,7$	$80,5 \pm 2,5$	$7,8 \pm 1,9$	$59,3 \pm 3,4$
2	$34,0 \pm 2,4$	$87,2 \pm 4,2$	$10,8 \pm 4,1$	$59,5 \pm 1,6$
3	$28,3 \pm 2,3$	$77,0 \pm 2,7$	$5,7 \pm 1,5$	$52,7 \pm 2,6$
4	$34,0 \pm 1,8$	$80,0 \pm 3,7$	$4,5 \pm 2,1$	$58,4 \pm 3,2$
Mittelwert	$33,6 \pm 4,0$	$81,2 \pm 4,3$	$7,2 \pm 2,8$	$57,4 \pm 3,2$

Tab. 13: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der ventrodorsalen Beckentranslation (ty) im Schritt

TOO (ty)	Trab (in % Schrittzzyklus)			
	Max 1	Max 2	Min 1	Min 2
DSH 1	39,3±3,0	85,3±9	13,1±8,1	63,4±6,7
2	47,6±1,6	97,7±3,3	23,1±2,6	75,1±2,7
3	42,4±2,7	91,2±2,9	13,0±3,4	69,3±5,9
4	44,6±2,7	98,4±2,2	20,7±2,5	74,1±2,5
Mittelwert	43,5±3,5	93,2±6,2	17,5±5,2	70,5±5,3

Tab. 14: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der ventrodorsalen Beckentranslation (ty) im Trab

ROM (ty)	Schritt (in cm)	Trab (in cm)
DSH 1	2,7±0,4	3,9±0,5
DSH 2	3,7±0,3	3,5±0,5
DSH 3	3,5±0,5	2,8±0,3
DSH 4	4,6±0,8	4,1±0,6
Mittelwert	3,6±0,8	3,6±0,6

Tab. 15: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der ventrodorsalen Beckentranslation (ty)

ROM (tz)	Schritt (in cm)	Trab (in cm)
DSH 1	1,9±0,5	1,6±0,4
DSH 2	5,4±2,8	3,3±1,0
DSH 3	2,7±0,8	2,9±1,1
DSH 4	4,1±5,2	2,6±1,1
Mittelwert	3,5±1,6	2,6±0,7

Tab. 16: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der laterolateralen Beckentranslation (tz)

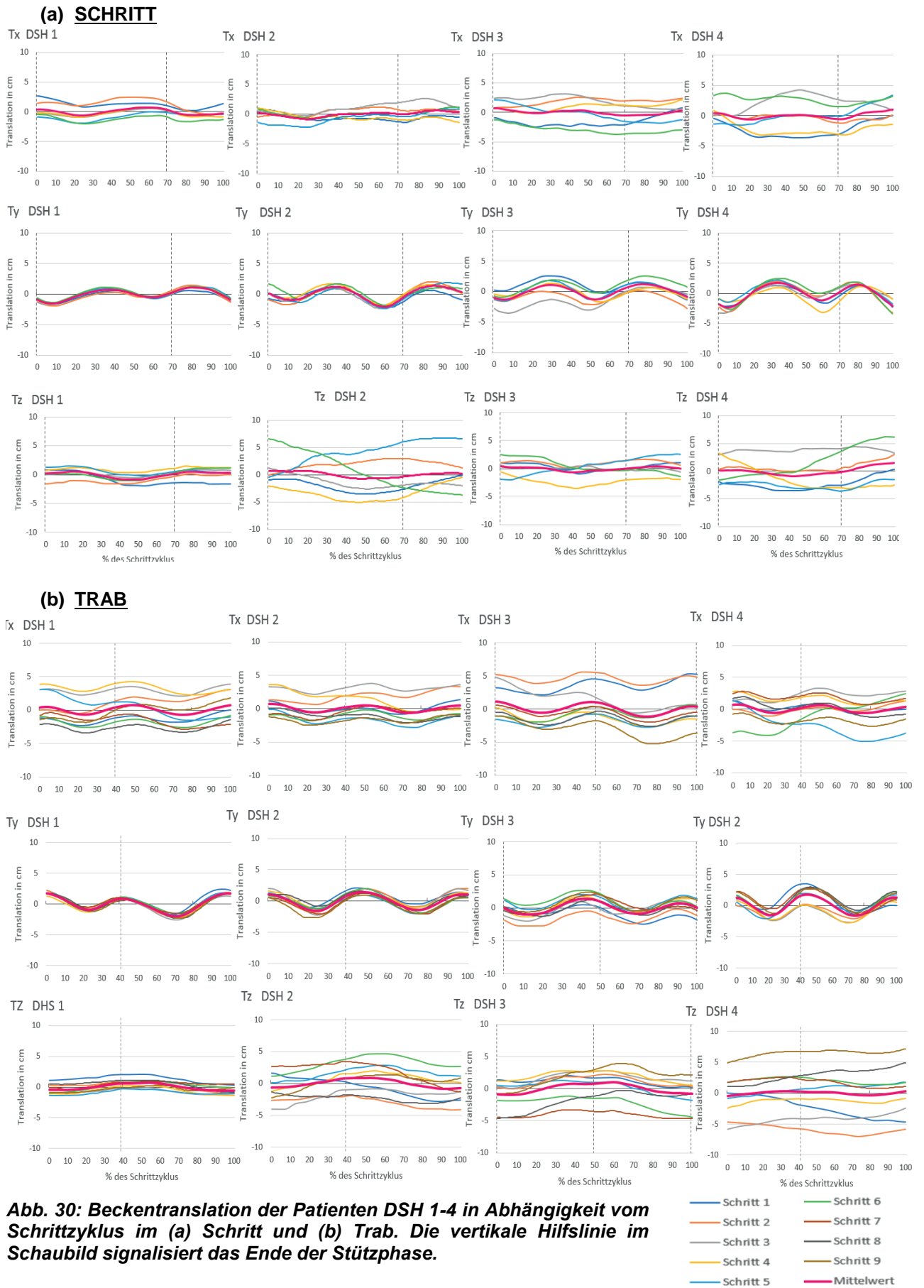


Abb. 30: Beckentranslation der Patienten DSH 1-4 in Abhängigkeit vom Schrittzyklus im (a) Schritt und (b) Trab. Die vertikale Hilfslinie im Schaubild signalisiert das Ende der Stützphase.

ÜBERSICHT ROTATIONSRICHTUNGEN WIRBEL

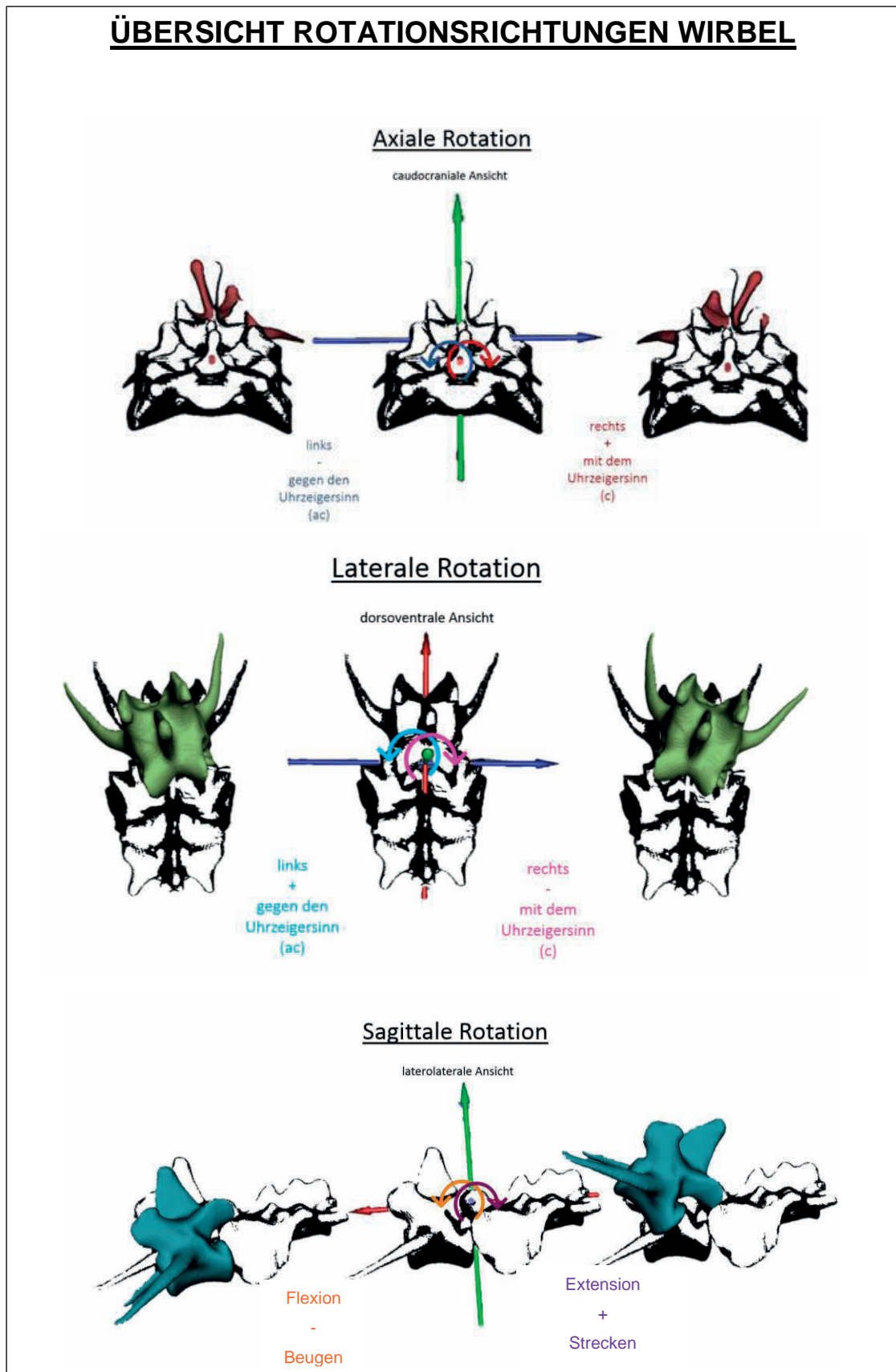


Abb. 31: Definition der Rotationsrichtungen der Intervertebralbewegung der axialen, lateralen und sagittalen Rotation

5.3 Intervertebrale Wirbelbewegung L6-S1

Die Intervertebralbewegungen wurden auf Höhe der Facettengelenke L7-S1 und L6-L7 gemessen. Im Folgenden wurde dabei stets die Bewegung des kranialen Wirbels in Relation zum kaudal benachbarten Wirbel beschrieben und gemessen. Abb. 31 zeigt eine Übersicht über die einzelnen Rotationsbewegungen.

5.3.1 Axiale intervertebrale Rotationsbewegung (rx)

Die in vorliegender Studie gemessenen axialen intervertebralen Rotationsbewegungen zwischen L6-L7 und L7-S1 liegen im Schritt und im Trab zum Teil nur geringgradig über der errechneten Messgrenze von $1,3 \pm 0,2^\circ$.

5.3.1.1 Axiale Rotationsbewegung L7-S1

Bei allen Patienten zeigt sich im Schritt eine teilweise biphasische und teilweise triphasische axiale Rotation von L7. Die einzelnen Schritte zeigen weder zwischen den Patienten noch innerhalb eines Patienten ein deutlich nachvollziehbares Schrittphasenabhängiges Grundmuster. Vielmehr zeigt sich eine negative Abhängigkeit einzelner Wendepunkte von L7 vom den Wendepunkten der axialen Beckenrotation.

DSH 1 zeigt im Schritt überwiegend eine 3-phasische Bewegung mit kleiner Amplitude. Lediglich Schritt 1 zeigt einen biphasischen Kurvenverlauf. Das 2. und 3. Maximum fallen hier um den Abfußungszeitpunkt der Referenzgliedmaße zusammen.

Die Maxima zeigen sich hier bei $5,2 \pm 6,1\%$, $44,0 \pm 3,7\%$ und $74,8 \pm 6,6\%$ des Schrittzklus, während die Minima bei $22,3 \pm 2,2\%$, $58,0 \pm 5,8\%$ und $88,2 \pm 4,5\%$ des Schrittzklus auftreten.

Der Schrittzklus startet mit dem Aufußen der linken Hintergliedmaße als Referenzgliedmaße. Von kaudal betrachtet zeigt L7 zu diesem Zeitpunkt eine mittelgradige Rotation mit dem Uhrzeigersinn nach rechts(+c). Diese hält bis zum Erreichen des 1. Maximums kurz nach Aufußen der Referenzgliedmaße an. Es folgt eine axiale Rotation nach links, entgegen dem Uhrzeigersinn(-/ac), bis zum Erreichen des 1. Minimums am Anfang der Stemmphase und somit um den Zeitpunkt des axialen Rotationsmaximums des Beckens. Es folgt eine erneute Rotationsbewegung von L7 mit dem Uhrzeigersinn nach rechts (+/c) bis zum Erreichen des 2. Maximums. Dieses

fällt mit dem Auffußungszeitpunkt der rechten Hintergliedmaße zusammen. Anschließend rotiert L7 erneut nach links (-/ac), bis das zweite Minimum am Ende der Stemmphase erreicht wird. Dann rotiert L7 wieder nach rechts (+/c) bis zum Erreichen des 3. Maximums in der ersten Schwungphasenhälfte. Dieses fällt im Schrittzklus mit dem Minimum des Beckens zusammen. Es folgt eine Rotation nach links (-/ac) bis zum Erreichen des 3. Minimums von in der 2. Hälfte der Schwungphase. Anschließend beginnt ein neuer Schrittzklus.

Die Maxima und Minima sind hier teilweise mit der Auf- und Abfußung der Hintergliedmaßen und den Wendepunkten der Beckenbewegung assoziiert, jedoch insgesamt sehr unregelmäßig ausgebildet.

Im Trab zeigt DSH 1 eine annähernd monophasische axiale Rotationsbewegung von L7, wobei das Maximum und Minimum zum Großteil mit unterschiedlich starker Ausprägung zweigipflig ausgebildet sind. Das Maximum liegt um die Schwungphasenmitte bei $70,6 \pm 7,3\%$ des Schrittzklus, mit dem 1. Gipfel in der Mitte der Schwungphase und somit zum Zeitpunkt des axialen Beckenrotationsminimums. Der 2. Gipfel liegt am Ende der Schwungphase und ist mit dem Abfüßen der rechten Hintergliedmaße verbunden. Das Minimum befindet sich am Ende der Stemmphase bei $53,1 \pm 12,8\%$ des Schrittzklus, mit dem ersten Gipfel in der Stemmphasenmitte, zum Zeitpunkt des Beckenmaximums und dem zweiten Gipfel am Anfang der Schwungphase. Zwischen den beiden Gipfeln des Minimums zeigt sich eine kleine Erhebung, welche mit dem Abfüßen der linken Hintergliedmaße assoziiert ist. Die Abfußungszeitpunkte und teilweise auch die Auffußungszeitpunkte der beiden Hintergliedmaßen hängen mit kurzzeitigen Änderungen der Rotationsrichtung zusammen und stellen sich als Kurvenausschlägen dar. Schritt 4,7 und 8 weichen von diesem Muster ab und sind mit minimalen Amplituden mehrphasig ausgeprägt.

Die Bewegung startet mit dem Auffußen der linken Hintergliedmaße. Hier zeigt L7 von kaudal betrachtet eine geringgradig nach rechts mit dem Uhrzeigersinn geneigte Stellung. Es folgt eine Rotation entgegen dem Uhrzeigersinn nach links (-/ac) bis zum Erreichen des 1. Minimumgipfels in Stemmphasenmitte. Mit Abfüßen der Referenzgliedmaße folgt eine kurze Rotationsbewegung nach rechts mit dem Uhrzeigersinn(+/c), die sofort wieder in eine Rotationsbewegung nach links (-/ac) bis zum Erreichen des 2. Minimumgipfels am Anfang der Schwungphase übergeht. Es folgt eine axiale Rotation nach rechts mit dem Uhrzeigersinn (+/c). Diese hält bis zum Erreichen des 1. Maximumgipfels um die Schwungphasenmitte an. Anschließend

kommt es zu einer Rotation entgegen dem Uhrzeigersinn nach links (-/ac), die beim Abfüßen der rechten Hintergliedmaße durch eine kleine Änderung der Rotationsrichtung im Sinne des 2. Maximumgipfels kurzzeitig unterbrochen wird. Dieser tritt am Ende der Schwungphase bzw. zum Zeitpunkt des Abfüßens der rechten Hintergliedmaße auf. Anschließend wird die Rotationsbewegung nach links (-/ac) fortgeführt und ein neuer Schrittzklus beginnt.

Die ROM der axialen L7-Rotation beträgt für DSH 1 $2,9\pm 0,3^\circ$ im Schritt und ist im Trab mit $3,4\pm 0,8^\circ$ geringgradig größer ausgebildet. Der Kurvenverlauf im Schritt ist gleichmäßiger ausgeprägt als im Trab. Zusätzlich zeigen sich im Kurvenverlauf bei einzelnen Schritten zusätzliche Auf- und Abfußungsassoziierte Kurvenausschläge, wodurch bei kleineren Amplituden der Maxima und Minima eine Unterscheidung zu diesen erschwert wird.

DSH 2 zeigt im Schritt einen unregelmäßigen Kurvenverlauf mit größtenteils triphasischer Ausprägung, wie auch bei DSH 1. Schritt 2,4 und 5 weichen von diesem Muster ab und zeigen einen ungleichmäßigen teils 2 bis mehrphasigen Kurvenverlauf. Die Maxima treten bei $13,2\pm 5,2\%$, $54,3\pm 3,2\%$ und $77,8\pm 6,2\%$, die Minima bei $35,6\pm 6,3\%$, $65,0\pm 6,6\%$ und bei $101,8\pm 10,6\%$ des Schrittzklus auf.

Die Wendepunkte der L7-Rotation sind hier überwiegend mit den Auf- und Abfußungszeitpunkten der Hintergliedmaßen assoziiert und negativ mit den Wendepunkten der Beckenbewegung korreliert. Das 1. Maximum zeigt sich am Anfang der Stemmphase und fällt etwa mit dem Abfüßen der rechten Hintergliedmaße zusammen. Das 2. Maximum tritt am Ende der Stemmphase mit dem Auffußen der rechten Hintergliedmaße auf. Das 3. Maximum zeigt sich hingegen am Anfang der Schwungphase und fällt mit dem relativen Minimum der axialen Beckenrotation zusammen. Das 1. Minimum zeigt sich in Stemmphasenmitte, während des Maximums der axialen Beckenbewegung. Das 2. Minimum tritt am Ende der Stemmphase und das 3. Minimum um den Auffußungszeitpunkt der Referenzgliedmaße auf.

Im Trab zeigt sich ein ähnlich unregelmäßiger Kurvenverlauf wie im Schritt mit teilweise bi- und triphasischem oder biphasisch zweigipfligem Kurvenverlauf. Jedoch ist hier kein Zusammenhang mit dem Schrittzklus erkennbar. Der Kurvenausschlag ist hier geringgradig und folgt stellenweise angedeutet dem der Beckenbewegung.

DSH 2 erreicht in beiden Gangarten eine ähnliche ROM mit $2,8\pm 0,8^\circ$ im Schritt und $2,9\pm 0,6^\circ$ im Trab.

DSH 3 zeigt im Schritt einen sehr unregelmäßigen Kurvenverlauf. Im Rahmen der Auf- und Abfußungszeitpunkte kommt es zu kurzen deutlichen Änderungen der Rotationsrichtung, die teilweise das Grundmuster stark überlagern. Daneben ist ein angedeutetes triphasisches Grundbewegungsmuster erkennbar. Die Maxima sind bei $2,2\pm 0,9\%$, $35,3\pm 13,7\%$ und $76,5\pm 7,2\%$, die Minima bei $18,1\pm 11,5\%$, $57,2\pm 9,8\%$ und $87,7\pm 8,6\%$ des Schrittzklus ausgebildet und zeigen somit ein mittelgradig unregelmäßiges Verteilungsmuster innerhalb des Schrittzklus. Jedoch ist auch hier zu beobachten, dass eines der Minima mit dem Maximum der axialen Beckenrotation assoziiert ist und umgekehrt. Die ROM ist im Schritt mit $3,7\pm 1,0^\circ$ im Vergleich zu den anderen Patienten am größten ausgeprägt.

Im Trab zeigt DSH 3 ein unregelmäßiges annähernd biphasisches Bewegungsmuster mit einer ROM von $2,8\pm 0,4^\circ$. Diese ist deutlich kleiner als im Schritt und ist ähnlich der ROM der restlichen Patienten.

Die Maxima treten bei $13,0\pm 8,9\%$ und $65,1\pm 8,1\%$ des Schrittzklus auf, wobei das 1. Maximum nur geringgradig ausgebildet ist. Die Minima liegen bei $31,3\pm 9,1\%$ und $92,1\pm 8,5\%$ des Schrittzklus. Auch hier tritt das 2. Minimum etwa zum Zeitpunkt des Beckenmaximums auf, während das 2. Maximum annähernd zum Zeitpunkt des axialen Beckenminimums auftritt. Bei Schritt 2,4 und 6 ist dieses Muster nicht nachvollziehbar.

DSH 4 zeigt im Schritt einen bi- und triphasischen Kurvenverlauf, der jedoch keinen erkennbaren zeitlichen Zusammenhang zum Schrittzklus aufweist. Die ROM beträgt im Schritt $2,6\pm 0,6^\circ$. Auch hier ist Großteils das Maximum der axialen Beckenrotation mit einem Minimum bei L7 und umgekehrt vergesellschaftet.

Im Trab ist die ROM geringgradig größer als im Schritt und beträgt $3,0\pm 1^\circ$. Hier zeigt sich teilweise ein unregelmäßiger monophasischer Kurvenverlauf mit zum Teil zweigipfligem Maximum. Das Minimum wird etwa in der Mitte der Stemmphase bei $29,0\pm 13,9\%$ des Schrittzklus und somit zum Zeitpunkt des Beckenmaximums erreicht, das Maximums etwa zur Schwungphasenmitte bei $77,3\pm 12,9\%$ des Schrittzklus. Dieses stimmt mit dem axialen Beckenrotationsminimum überein. Schritt 7-9 zeigt eine Abweichung vom Bewegungsmuster der übrigen Schritte und besitzt eine kleine Amplitude mit unregelmäßigem 1-bis mehrphasigem Kurvenverlauf.

Die ROM beträgt im Schritt $3,0 \pm 0,5^\circ$ und im Trab $3,0 \pm 0,3^\circ$. Da es sich bei der ROM um den beobachteten maximal möglichen Bewegungsumfang handelt, liegt hier ein großer Teil der Werte und Teilbewegungen innerhalb der Messgrenze oder nur knapp darüber.

Die axiale Rotationsbewegung ist nur bedingt vom Schrittzzyklus abhängig. So zeigt sich zwar bei den meisten Patienten ein sich wiederholendes Grundmuster mit triphasischen Rotationsbewegungen im Schritt und mono-bis biphasischen Rotationsbewegungen im Trab, jedoch ist dieses wesentlich unregelmäßiger als die Beckenbewegung. So lässt sich hier auch innerhalb eines Individuums kein deutlich durchgehendes Bewegungsmuster erkennen (Abb. 32). Im Kurvenverlauf sind die Auf- und Abfußungszeitpunkte zum Großteil als Erhebungen im Sinne von kurzzeitigen Wechseln der Rotationsrichtung erkennbar. Zum Zeitpunkt der Wendepunkte der axialen Beckenrotation tritt in der Regel eine dem Becken entgegengesetzte Rotationsbewegung von L7 auf.

Dabei schwankt der Zeitpunkt der Richtungswechsel der axialen Rotationsbewegung zwischen den einzelnen Schritten eines Patienten im Schritt teilweise stärker als zwischen den Patienten. Im Trab ist dies eher umgekehrt, wobei der Kurvenverlauf hier insgesamt unregelmäßiger ist als im Schritt und auch innerhalb eines Patienten größere Abweichungen zeigt. Dies passt zu den ausgeprägten Standardabweichungen der TOO in beiden Gangarten (Tab., Tab.). Aufgrund der zeitlich stark schwankenden Wendepunkte der axialen L7-Bewegung beschreibt die Mittelwertkurve dieses Bewegungsverhalten nur unzureichend (Abb. 32, Abb. 33).

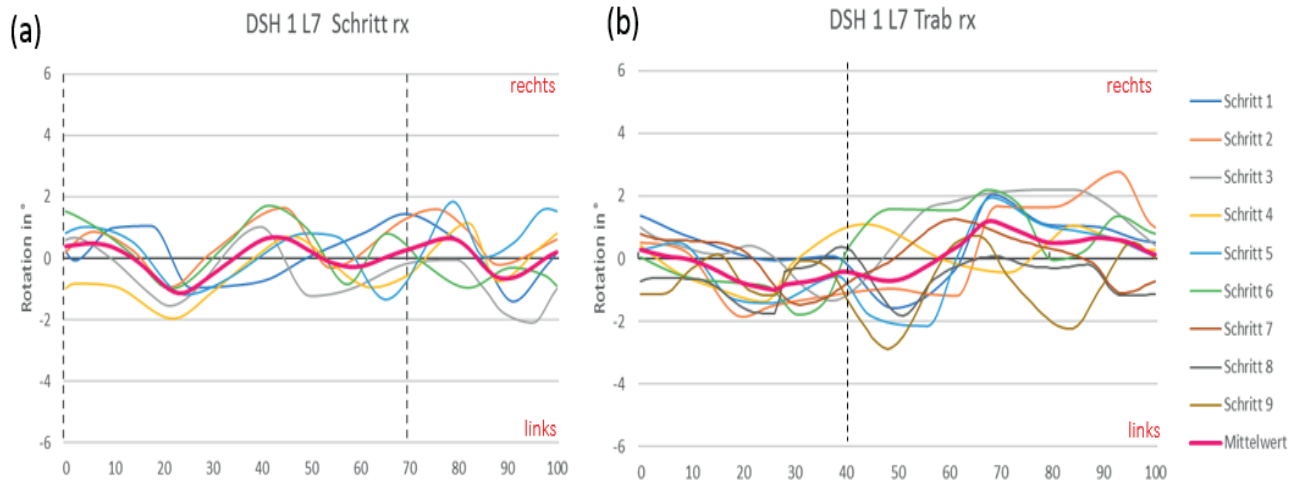


Abb. 32: Beispiel axiale Rotation L7 von DSH 1 (a) im Schritt und (b) im Trab. Die Mittelwertkurve (rosa) beschreibt die Einzelbewegungen nur unzureichend.

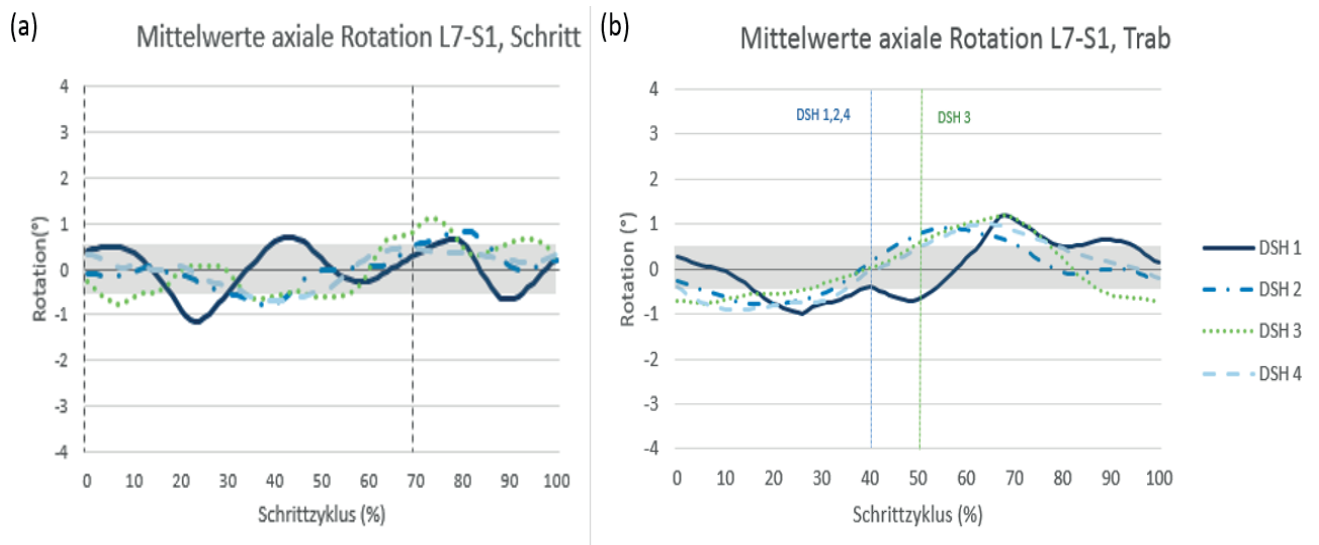


Abb. 33: Mittelwerte der axialen Rotation im Facettengelenk L7-S1 der einzelnen Patienten im direkten Vergleich (a) im Schritt, (b) im Trab. Die vertikalen Hilfslinien im Schaubild signalisieren das Ende der Stützphase. Diese reicht im Schritt von 0-70% des Schrittzklus bei DSH 1-4, im Trab von 0-40% für DSH 1,2,4 und von 0-50% für DSH 3. Der graue Querbalken signalisiert die Messgrenze.

	Max. 1	Max. 2	Max. 3	Min. 1	Min. 2	Min. 3
DSH 1	5,2±6,2	44,0±3,7	74,8±6,6	22,3±2,2	58,0±5,8	88,2±4,5
DSH 2	13,2±5,7	54,3±3,2	77,8±6,2	35,6±6,4	65,0±6,6	101,8±10,6
DSH 3	2,2±10,9	35,3±13,7	76,5±7,2	18,0±11,5	57,2±9,9	87,7±8,6
DSH 4	4,8±5,8	36,2±17,6	79,2±12,1	19,0±10,7	59,0±14,7	95,2±10,0
Mittelwert	6,3±4,8	42,5±8,8	77,1±1,9	23,7±8,1	59,8±3,6	93,2±6,7

Tab. 17: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der axialen Rotation von L7 im Schritt in %

	Max. 1	Max. 2	Max. 3	Min. 1	Min. 2	Min. 3
DSH 1	70,6±7,3	-	97,0±6,9	24,8±5,0	53,1±10,7	-
DSH 2	25,7±7,5	53,1±7,3	88,9±14,7	16,0±5,9	36,3±10,3	82,4±12,4
DSH 3	13,0±8,9	65,1±8,1	-	31,1±9,1	-	92,1±8,5
DSH 4	47,3±10,2	77,3±12,9	-	29,0±13,9	-	93,2±16,5
Mittelwert	39,1±25,3	73,1±18,7	93,0±5,7	32,4±15,4	44,7±11	89,2±5,9

Tab. 18: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der axialen Rotation von L7 im Trab in %

5.3.1.2 Axiale Rotationsbewegung L6-L7

Bei der axialen Rotation im Facettengelenk von L6-L7 ist weder innerhalb eines Individuums, noch im Vergleich zwischen verschiedenen Individuen ein deutlich reproduzierbares schrittphasenabhängiges Bewegungsmuster erkennbar. Dies spiegelt sich auch in den hohen Standardabweichungen zwischen den einzelnen Schritten eines Patienten wider (Tab. 19, Tab. 20).

DSH 1 zeigt im Schritt ein biphasisch bis stellenweise triphasisches Rotationsmuster (Schritt 3 und 5) von L6, die Maxima scheinen zeitlich versetzt und geringgradig später als bei L7 aufzutreten. Im Trab ist kein Zusammenhang zum Schrittzyklus oder der L7-Bewegung mehr erkennbar. Die ROM beträgt im Schritt durchschnittlich $2,5\pm 0,6^\circ$, im Trab $2,6\pm 0,7^\circ$.

DSH 2 zeigt im Schritt ein überwiegend triphasisches Bewegungsmuster mit kleiner Amplitude, welches zeitlich versetzt die L7-Bewegung nachahmt. Im Trab ist dieses Muster bi- und triphasisch ausgebildet, zeigt jedoch keinen erkennbaren Zusammenhang zum Schrittzyklus oder der L7-Bewegung. Die ROM beträgt im Schritt $2,0\pm 0,5^\circ$, im Trab $2,1\pm 0,5^\circ$.

DSH 3 zeigt in beiden Gangarten ein überwiegend triphasisches Bewegungsmuster, welches im Trab teilweise sogar mehrphasisch und im Schritt bei einzelnen Schritten biphasisch ausgebildet ist. Während im Schritt ein ähnliches, zeitlich versetztes Rotationsmuster wie bei L7 erkennbar ist, ist im Trab kein Zusammenhang sichtbar. Die ROM erreicht im Schritt $2,9\pm 0,5^\circ$, im Trab $2,2\pm 0,4^\circ$.

DSH 4 erreicht im Schritt eine ROM von $2,6\pm 0,7^\circ$ und im Trab von $2,4\pm 0,6^\circ$. Im Schritt zeigt sich ein triphasischer Kurvenverlauf (Ausnahme: Schritt 3,4 und 6 biphasisch), im Trab ein überwiegend biphasischer Kurvenverlauf. Die Bewegungskurve ist hier zum Teil ähnlich der Bewegungskurve von L7, jedoch zeitlich versetzt.

Aufgrund der sehr unterschiedlich auftretenden Maxima und Minima während dem Schrittzyklus, lässt sich die vorliegende Bewegung durch eine Mittelwertkurve nur unzureichend beschreiben (Tab. 192, Tab. , Abb. 34, Abb. 35).

Im Schritt wird für einzelne Bewegungen durchschnittlich eine ROM von $2,5 \pm 0,4^\circ$ für die axiale Rotation erreicht, im Trab eine ROM von $2,3 \pm 0,2^\circ$. Im Schritt zeigt DSH 3 die größte ROM mit $2,9 \pm 0,5^\circ$, die kleinste ROM findet sich bei DSH 2 mit $2,0 \pm 0,5^\circ$. Im Trab zeigt DSH 1 mit $2,6 \pm 0,3^\circ$ die größte ROM und ebenfalls DSH 2 die kleinste ROM mit $2,0 \pm 0,5^\circ$. Für beide Gangarten ergeben sich damit hinsichtlich der ROM ähnliche Werte (Tab. 21).

	Max. 1	Max. 2	Max. 3	Min. 1	Min. 2	Min. 3
DSH 1	26,5±8,3	71,0±11,8	85,5±0,7	4,7±9,7	50,5±8,5	79,0±6,0
DSH 2	44,5±41,0	55,7±14,0	80,0±6,7	1,0±12,1	38,7±16,0	68,8±11,3
DSH 3	13,7±8,1	46,2±4,9	87,0±9,0	2,3±6,8	30,5±6,4	62,7±10,9
DSH 4	16,8±10,9	55,0±9,8	82,0±7,0	3,0±7,8	36,3±15,0	64,3±9,7
Mittelwert	25,4±13,9	57,0±10,3	83,6±3,2	2,8±1,5	39,0±8,4	68,7±7,3

Tab. 19: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der axialen Rotation von L6 im Schritt in %

	Max. 1	Max. 2	Max. 3	Min. 1	Min. 2	Min. 3
DSH 1	22,1±15,8	65,0±17,1	84,0±2	5,3±8,5	44,2±14,5	77,3±12,8
DSH 2	21,8±14,9	65,6±17,6	90,8±11,0	10,0±11,3	41,2±9,7	60,8±42,2
DSH 3	10,8±13,3	43,5±14,6	75,3±11,6	26,4±16,6	58,9±13,0	94,4±14,3
DSH 4	30,0±21,2	85,2±10,1	-	63,7±23,1	23,6±8,7	-
Mittelwert	21,2±7,9	64,8±17,0	83,4±7,8	26,4±26,5	42,1±14,5	77,5±16,8

Tab. 20: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der axialen Rotation von L6 im Trab in %

	Schritt		Trab	
	L7	L6	L7	L6
DSH 1	2,9±0,3	2,5±0,6	3,4±0,8	2,1±0,5
DSH 2	2,8±0,8	2,0±0,5	2,9±0,6	2,1±0,5
DSH 3	3,7±1,0	2,9±0,5	2,8±0,6	2,2±0,4
DSH 4	2,7±0,7	2,6±0,7	3,0±1,0	2,4±0,6
Mittelwert	3,0±0,5	2,5±0,4	3,0±0,3	2,3±0,2

Tab. 21: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der axialen Rotation von L7 und L6 in °

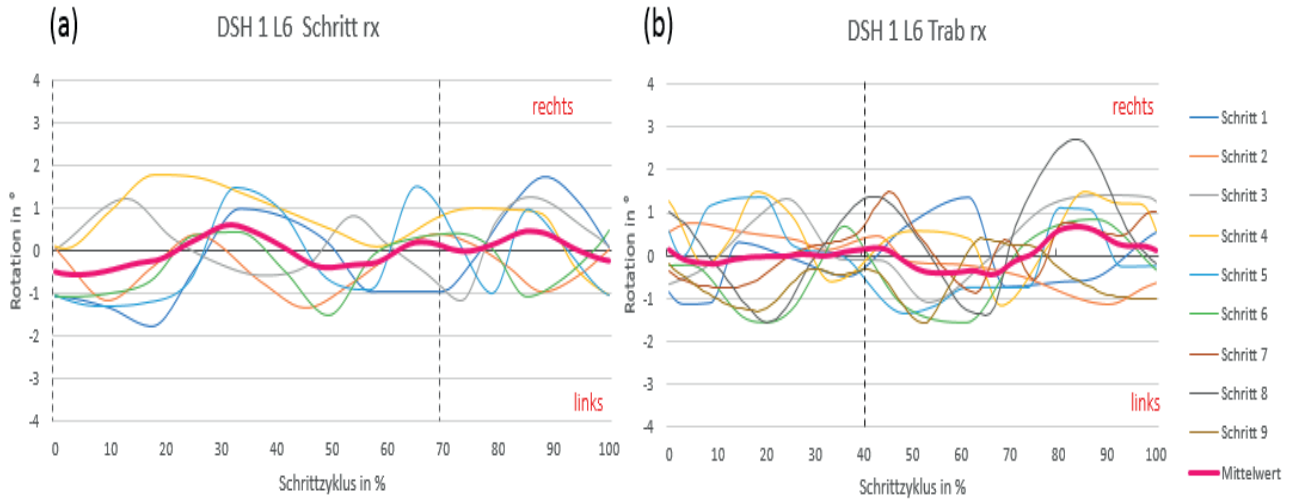


Abb. 34: Beispiel axiale Rotation L6 von DSH 1 (a) im Schritt und (b) im Trab. Die Mittelwertkurve (rosa) beschreibt die Einzelbewegungen nur unzureichend

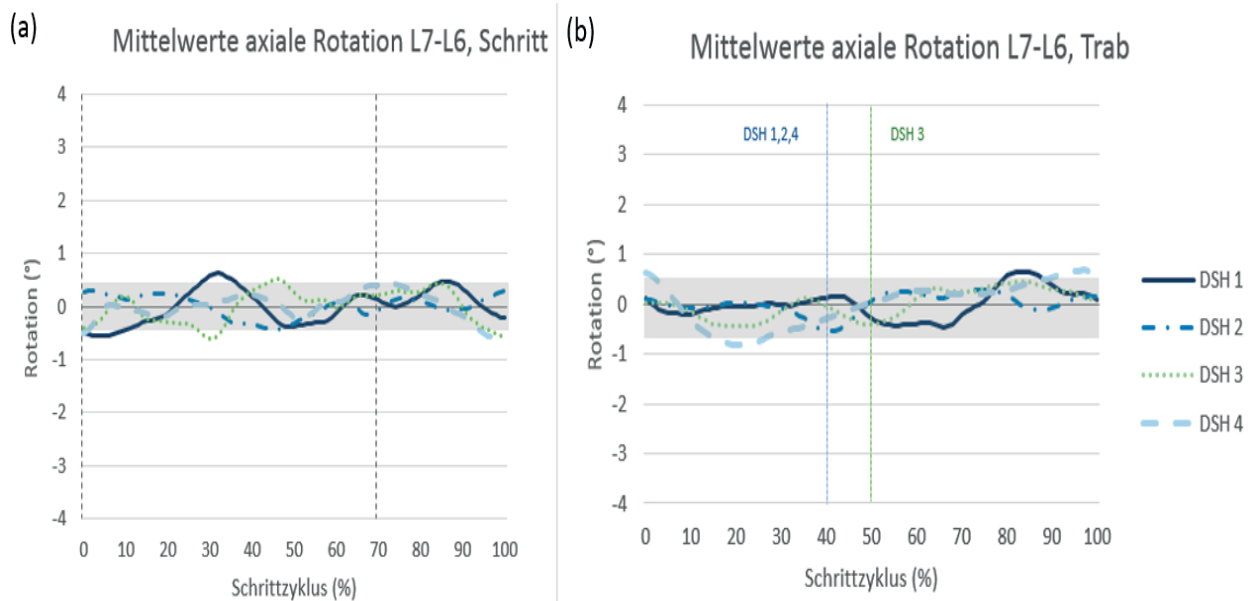


Abb. 35: Mittelwerte der axialen Rotation im Facettengelenk L6-L7 der einzelnen Patienten im direkten Vergleich (a) im Schritt, (b) im Trab. Die vertikalen Hilfslinien im Schaubild signalisieren das Ende der Stützphase. Diese reicht im Schritt von 0-70% des Schrittzklus bei DSH 1-4, im Trab von 0-40% für DSH 1,2,4 und von 0-50% für DSH 3. Der graue Querbalken signalisiert die Messgrenze.

5.3.2 Laterale intervertebrale Rotationsbewegung (ry)

Die in vorliegender Studie gemessenen lateralen intervertebralen Rotationsbewegungen zwischen L6-L7 und L7-S1 liegen in beiden Gangarten zum Großteil nur knapp über der Messgrenze von $1,3\pm 0,2^\circ$. Da es sich bei der ROM um den maximal möglichen Bewegungsumfang handelt, sind viele Bewegungen und vor allem Teilbewegungen kleiner und können damit, obwohl die ROM insgesamt über der Messgrenze liegt, auch unterhalb dieser verlaufen. Aufgrund der sehr unterschiedlich auftretenden Maxima und Minima während dem Schrittzzyklus, gibt die Mittelwertkurve den tatsächlichen Sachverhalt nur unzureichend wieder (Abb. 36, Abb. 37).

5.3.2.1 Laterale Rotationsbewegung L7-S1

Die laterale Rotationsbewegung von L7 erreicht eine durchschnittliche ROM von $3,6\pm 0,6^\circ$ im Schritt und $3,4\pm 1,0^\circ$ im Trab. Das Bewegungsmuster ist im Schritt bei den meisten Patienten bi- bis triphasisch, im Trab meist unregelmäßig biphasisch. Das Bewegungsmuster auch innerhalb der einzelnen Patienten zwischen den Schritten nicht konstant und zeigt hinsichtlich des zeitlichen Auftretens der Wendepunkte im Schrittzzyklus, selbst zwischen den einzelnen Schritten große Schwankungen. Dies ist an der hohen Standardabweichung der TOO der Maxima und Minima erkennbar (Tab. 22, Tab. 23). Hingegen zeigen die Zeitpunkte des durchschnittlichen Auftretens der Maxima und Minima im Schrittzzyklus im Vergleich zwischen den Patienten zum Teil geringere Abweichungen als innerhalb eines Patienten (Tab. 22, Tab. 23, Standardabweichungen). Somit ist für die laterale Rotation von L7 keine direkte Abhängigkeit vom Schrittzzyklus erkennbar. Sie weicht deutlich von der lateralen Beckenrotation ab.

DSH 1 zeigt im Schritt einen unregelmäßigen Kurvenverlauf. Dieser ist überwiegend triphasisch und bei Schritt 1 und 4 biphasisch ausgebildet. Zwischen der Beckenrotation und der Rotation von L7 ist hier kein Zusammenhang erkennbar. Die Wendepunkte der L7 Rotation sind teilweise mit dem Auf- und Abfußen der Hintergliedmaßen assoziiert. Jedoch zeigt sich auch hier kein durchgehendes Muster. Die ROM von DSH 1 beträgt $3,7\pm 0,5^\circ$ im Schritt, im Trab $4,4\pm 0,9^\circ$.

Bei DSH 2-4 zeigt sich eine ähnliche Situation. Im Schritt zeigt die laterale Rotationskurve einen gemischt bi- und triphasischen Verlauf ohne erkennbaren Zusammenhang zum Schrittzzyklus. Die Zeitpunkte des Auftretens der Maxima und Minima zeigen hier zwischen den einzelnen Schritten eines Patienten starke Abweichungen. Im Trab ist die laterale L7-Rotation überwiegend biphasisch und regelmäßiger ausgebildet, zeigt jedoch gegenüber der Schrittphase ebenfalls starke Schwankungen. Ein zusammenhängendes Bewegungsmuster mit dem Becken ist nicht erkennbar.

Auch unterscheidet sich die Bewegungsrichtung zwischen den einzelnen Individuen. So starten DSH 1 und 4 von dorsal betrachtet mit einer Bewegung entgegen dem Uhrzeigersinn (+/ac), DSH 1 und 2 starten mit einer Bewegung mit dem Uhrzeigersinn (-/c).

Die ROM ist bei DSH 3 mit $4,3 \pm 1,1^\circ$ im Schritt und $4,7 \pm 0,9^\circ$ im Trab am größten ausgeprägt und bei DSH 2 am kleinsten (Schritt: $3,2 \pm 0,7^\circ$; Trab: $2,6 \pm 0,5^\circ$).

Im Schritt dominiert bei DSH 1-3 die laterale Rotationsbewegung von L7, im Trab ist diese bei allen Patienten die zweitgrößte Komponente.

	Max. 1	Max. 2	Max. 3	Min. 1	Min. 2	Min. 3
DSH 1	42,0±17,4	62,0±7,2	94,5±4,1	17,8±10,8	58,8±16,8	-
DSH 2	37,7±35,8	50,3±25,5	80,4±15,3	4,8±19,5	36,0±22,7	60,0±20,8
DSH 3	10,8±15,7	47,0±10,7	82,0±9,9	30,3±9,3	63,8±9,6	87,0±9,7
DSH 4	18,2±4,7	51,4±3,5	87,2±7,7	1,5±6,8	40,3±10,0	70,8±4,7
Mittelwert	27,2±15,0	52,7±6,5	86,0±6,4	13,6±13,2	49,7±13,6	72,6±13,6

Tab. 22: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der lateralen Rotation von L7 im Schritt in %

	Max. 1	Max. 2	Max. 3	Min. 1	Min. 2	Min. 3
DSH 1	8,8±20,3	34,3±5,6	63,5±3,5	43,0±27,6	54,5±13,4	94,5±0,7
DSH 2	24,2±23,8	-	65,3±24,7	43,5±24,2	-	99,2±14,3
DSH 3	15,9±18,6	-	63,0±17,6	39,8±22,9	-	84,9±16,5
DSH 4	13,4±21,2	-	71,1±16,6	40,7±12,9	-	-
Mittelwert	15,6±6,4	-	65,7±3,7	41,7±1,8	-	94,5±7,3

Tab. 23: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der lateralen Rotation von L7 im Trab in %

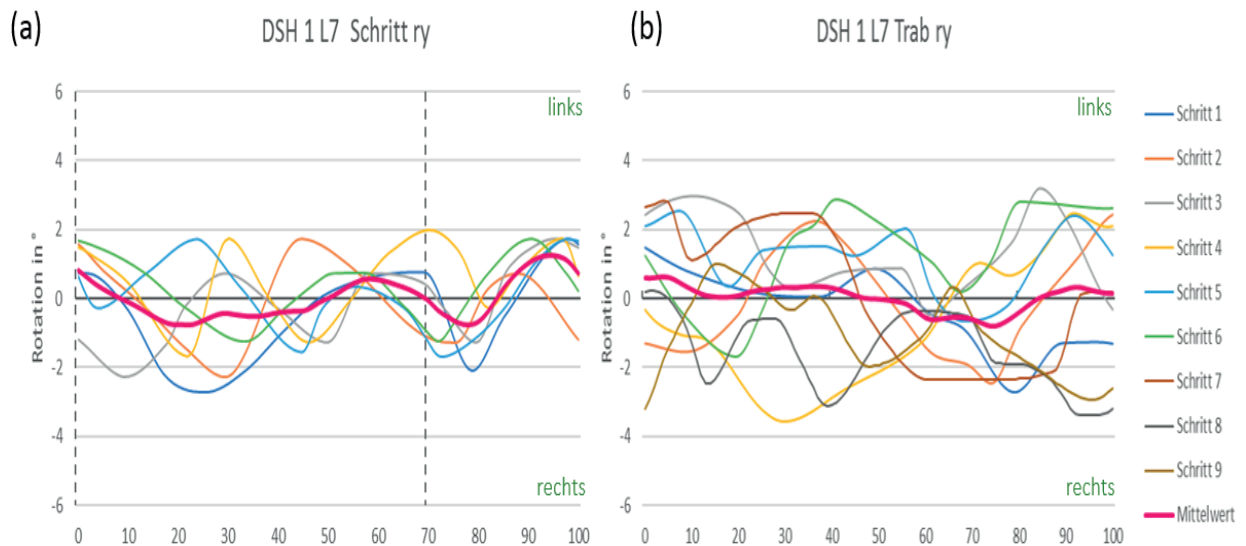


Abb. 36: Beispiel laterale Rotation L7-S1 von DSH 1 (a) im Schritt und (b) im Trab. Die Mittelwertkurve (rosa) beschreibt die Einzelbewegungen nur unzureichend.

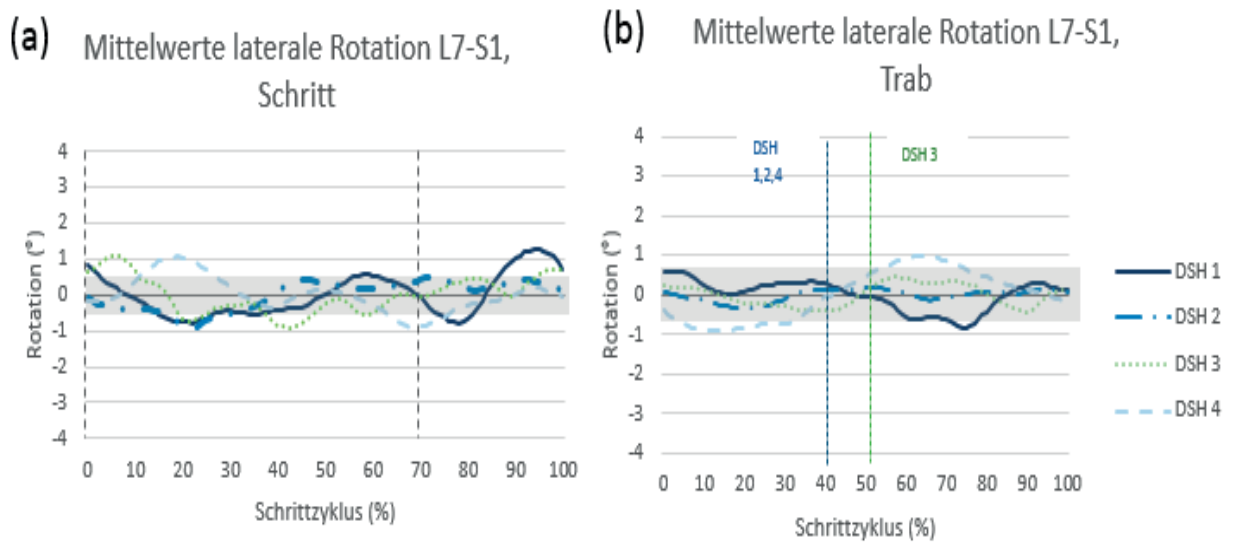


Abb. 37: Mittelwerte der lateralen Rotation im Facettengelenk L7-S1 der einzelnen Patienten im direkten Vergleich (a) im Schritt, und (b) im Trab. Die vertikalen Hilfslinien im Schaubild signalisieren das Ende der Stützphase. Diese reicht im Schritt von 0-70% des Schrittzklus bei DSH 1-4, im Trab von 0-40% für DSH 1,2,4 und von 0-50% für DSH 3. Der graue Querbalken signalisiert die Messgrenze.

5.3.2.2 Laterale Rotationsbewegung L6-L7

Zwischen dem zeitlichen Auftreten der Maxima und Minima von L6 und L7, sowie der Beckenrotation und Schrittphase ist kein Zusammenhang erkennbar.

Die Zeitpunkte der Minima und Maxima zeigen hier sowohl innerhalb eines Hundes als auch zwischen den Patienten große Schwankungen, welche sich in der hohen Standardabweichung widerspiegeln (Tab. 24, Tab. 25, Abb. 39). Aufgrund dieses sehr unterschiedlichen Auftretens der Maxima und Minima während dem Schrittzyklus, lässt sich die vorliegende Bewegung durch eine Mittelwertkurve nur unzureichend beschrieben (Abb. 38).

Die ROM für die laterale Rotationsbewegung im Facettengelenk L6-L7 beträgt im Schritt durchschnittlich $3,4 \pm 1,0^\circ$ und im Trab $3,9 \pm 0,4^\circ$ und ist bei L6 in beiden Gangarten die dominierende Rotationsbewegung. Die ROM ist im Schritt bei DSH 3 mit $4,7 \pm 0,9^\circ$ am größten und bei DSH 2 mit $2,6 \pm 0,5^\circ$ am kleinsten ausgeprägt. Im Trab zeigt DSH1 mit $4,4 \pm 1,2^\circ$ die größte ROM und DSH 4 mit $3,4 \pm 0,6^\circ$ die kleinste (Tab. 26).

	Max. 1	Max. 2	Max. 3	Min. 1	Min. 2	Min. 3
DSH 1	20,3±5,5	54,0±9,8	78,4±6,5	40,0±8,5	62,8±10,0	96,5±8,9
DSH 2	13,2±9,5	37,5±6,5	80,0±9,4	25,0±4,6	57,0±7,3	100,0±7,3
DSH 3	31,0±10,6	59,5±2,6	88,0±9,1	5,6±6,8	47,8±12,2	93,7±9,6
DSH 4	3,3±1,5	41,3±14,9	80,5±8,7	20,8±3,9	61,8±11,9	98,2±10,3
Mittelwert	17,0±11,7	48,1±10,4	81,8±4,3	22,8±14,2	57,4±6,8	97,1±2,7

Tab. 24: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der lateralen Rotation von L6 im Schritt in %

	Max. 1	Max. 2	Max. 3	Min. 1	Min. 2	Min. 3
DSH 1	18,0±8,0	71,0±13,4	-	36,3±8,8	84,5±17,8	-
DSH 2	17,8±6,3	52,0±9,9	85,5±5,9	6,7±13,0	49,1±15,4	77,7±13,0
DSH 3	19,9±10,8	65,8±10,9	-	45,1±13,4	87,9±16,8	-
DSH 4	32,0±14,2	83,6±10,8	-	9,8±18,2	60,8±9,6	-
Mittelwert	21,9±6,8	68,1±13,1	-	24,5±19,1	70,6±18,7	-

Tab. 25: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der lateralen Rotation von L6 im Trab in %

	Schritt		Trab	
	L7	L6	L7	L6
DSH 1	3,8±0,5	4,4±0,9	3,7±0,5	4,4±0,8
DSH 2	3,2±0,7	3,5±0,9	2,6±0,5	3,6±0,8
DSH 3	4,3±1,1	3,3±0,8	4,7±0,9	4,0±0,8
DSH 4	3,2±0,7	3,9±1,1	2,7±0,6	3,4±0,6
Mittelwert	3,6±0,6	3,8±0,5	3,4±1,0	3,8±0,4

Tab. 26: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der lateralen Rotation von L7 und L6 in °

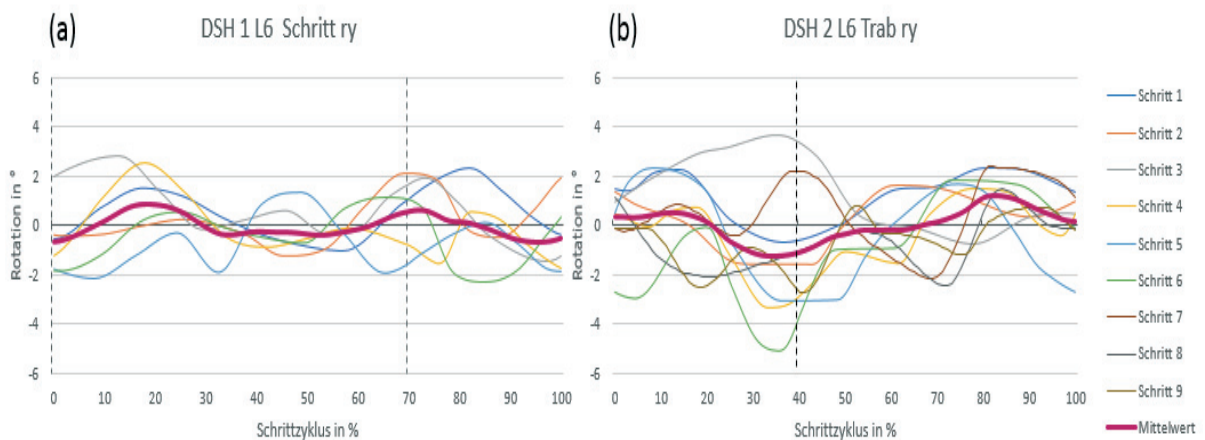


Abb. 38: Beispiel laterale Rotation L6 von DSH 1 (a) im Schritt und (b) im Trab.

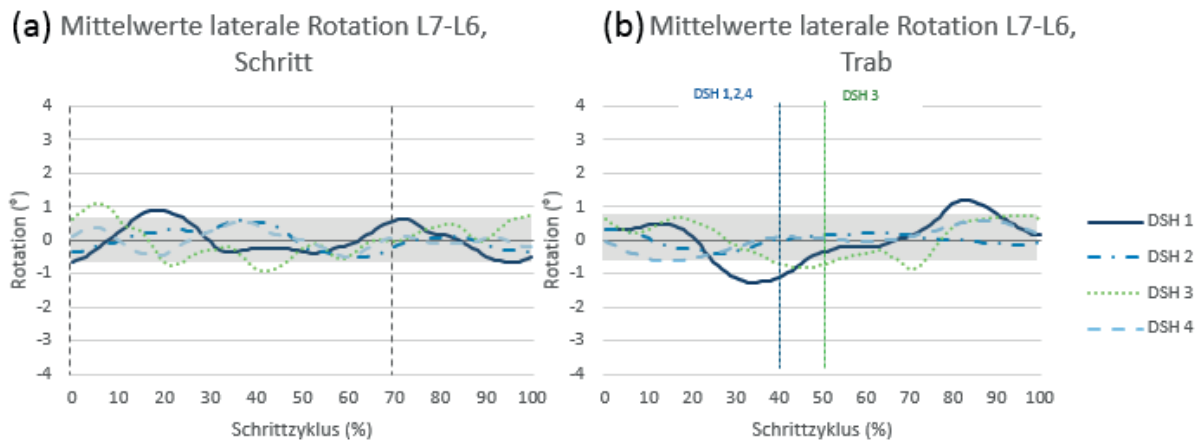


Abb. 39: Mittelwerte der lateralen Rotation im Facettengelenk L6-L7 der einzelnen Patienten im direkten Vergleich (a) im Schritt, (b) im Trab. Die vertikalen Hilfslinien im Schaubild signalisieren das Ende der Stützphase. Diese reicht im Schritt von 0-70% des Schrittzyklus bei DSH 1-4, im Trab von 0-40% für Gruppe 1 (DSH 1,2,4) und von 0-50% für Gruppe 2 (DSH 3). Der graue Querbalken signalisiert die Messgrenze.

5.3.3 Sagittale intervertebrale Rotation (rz)

Die in der vorliegenden Studie gemessenen sagittalen intervertebralen Rotationsbewegungen zwischen L6-L7 und L7-S1 liegen im Schritt teilweise nur wenig über der errechneten Messgrenze. Lediglich im Trab zeigt sich ein einheitliches Bewegungsmuster mit größerer ROM.

5.3.3.1 Sagittale Rotationsbewegung L7-S1

Im Schritt zeigt sich bei allen Patienten ein unregelmäßiges teils biphasisches und teils triphasisches Muster. Eine Abhängigkeit vom Schrittzyklus oder ein reproduzierbares Bewegungsmuster ist nicht erkennbar, weder bei den einzelnen Patienten noch im Vergleich der Patienten untereinander. Das Auftreten der Maxima und Minima ist im Schrittzyklus auch innerhalb eines Patienten großen Schwankungen unterlegen. Dies zeigt sich in den hohen Standardabweichungen (Tab. 27).

Insgesamt zeigt die Kurve ein wellenartiges Erscheinungsbild mit 3-4 Maxima und Minima, welche von unterschiedlicher Amplitude und von unterschiedlichem Auftreten während des Schrittzyklus definiert sind. Allen gemeinsam ist eine Extensionsbewegung (+/c) nach Auffußen der Referenzgliedmaße und Beginn des Schrittzyklus bis zum Erreichen des ersten Maximums kurz nach Auffußen in der ersten Hälfte der Stemmphase. Anschließend folgt eine Flexionsbewegung (-/ac) bis

zum Erreichen des ersten Minimums am Ende der ersten Hälfte der Stemmphase. In der zweiten Hälfte der Stemmphase folgen 2-3 Maxima mit kleinerer Amplitude zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Am Ende der Schwungphase zeigen alle Patienten eine Extensionsbewegung (+/c). Die Maxima entsprechen hier der maximalen Extension von L7, die Minima der maximalen Flexion.

Die ROM erreicht im Schritt durchschnittlich $3,6 \pm 0,7^\circ$. DSH 4 zeigt im Schritt die größte ROM mit $4,3 \pm 1,5^\circ$ und DSH 2 mit $2,9 \pm 0,4^\circ$ die kleinste.

Im Trab zeigt sich bei allen Patienten eine gute Abhängigkeit vom Schrittzzyklus und ein reproduzierbares Bewegungsmuster (Abb. 40, Abb. 42). DSH 1, 2 und 4 zeigen ein gleichmäßiges, annähernd übereinstimmendes Bewegungsmuster. Das Bewegungsmuster von DSH 3 ist ähnlich ausgeprägt, jedoch zeigt sich ein geringgradig späteres Auftreten von Maximum 1 im Vergleich zu den anderen Patienten (Tab. 28). Bezogen auf die Auf- und Abfußungszeitpunkte, tritt dieses wie auch bei den übrigen Patienten ebenfalls kurz vor Abfußen der Referenzgliedmaße auf.

Nach Auffußen der Referenzgliedmaße zeigt sich zunächst von links lateral betrachtet eine Flexionsbewegung entgegen dem Uhrzeigersinn (-/ac). Diese reicht bis zum Erreichen des ersten Minimums in der ersten Hälfte der Stemmphase bei $9,6 \pm 1,5\%$. Anschließend wechselt die Bewegungsrichtung in eine Extensionsbewegung (+/c), welche bis zum Erreichen des ersten Maximums in der zweiten Stemmphasenhälfte kurz vor Abfußen andauert. Das erste Maximum wird durchschnittlich nach $30,0 \pm 5,7\%$ des Schrittzzyklus erreicht. Bei DSH 2 ist die Amplitude des ersten Maximums stärker ausgeprägt, bei den anderen Patienten zeigen Maximum 1 und 2 etwa dieselbe Amplitude. Darauf folgend änderte sich die Rotationsrichtung erneut in eine Flexionsbewegung (-/ac) bis zum Erreichen des zweiten Minimums in der ersten Hälfte der Schwungphase bei $57,7 \pm 4,0\%$ des Schrittzzyklus. In der zweiten Hälfte der Schwungphase zeigt sich erneut eine Extensionsbewegung (+/c) bis zum Erreichen des zweiten Maximums bei $83,8 \pm 1,4\%$ des Schrittzzyklus. Darauf folgt eine weitere Flexionsbewegung (-/ac), welche bis zum Erreichen des nächsten Minimums in den nächsten Schrittzzyklus hineinreicht. Die ROM im Trab beträgt durchschnittlich $5,1 \pm 0,5^\circ$. DSH 2 zeigt dabei die größte ROM mit $5,7 \pm 1,3^\circ$, DSH 3 die kleinste mit $4,6 \pm 1,0^\circ$.

Während die sagittale ROM im Schritt bei DSH 4 die Hauptkomponente der Rotationsbewegung von L7 darstellt, ist diese bei den restlichen Patienten geringgradig kleiner als die laterale Rotation ausgebildet. Im Trab hingegen erfolgt die Hauptrotation von L7 bei allen untersuchten Patienten in sagittaler Richtung.

Auffällig ist, dass im Trab die sagittale Rotation von L7 der sagittalen Beckenrotation entgegengesetzt ist. Das bedeutet, dass sich während Anteversion des Beckens, L7 in Flexion befindet und bei Retroversion des Beckens in Extensionsstellung steht. Somit sind die Wendepunkte der sagittalen L7-Rotation von der sagittalen Beckenrotation abhängig und mit dem Auf- und Abfüßen der Hintergliedmaßen assoziiert. Im Gegensatz zum Becken zeigen die einzelnen Bewegungskurven eine stärkere Abweichung im Verlauf. Dies ist vor allem bei DSH 3 und 4 der Fall. Trotz geringer individueller Abweichung beschreibt die Mittelwertkurve jedoch bei allen Individuen das Gangbild aussagekräftig (Abb. 40, rosa Linie).

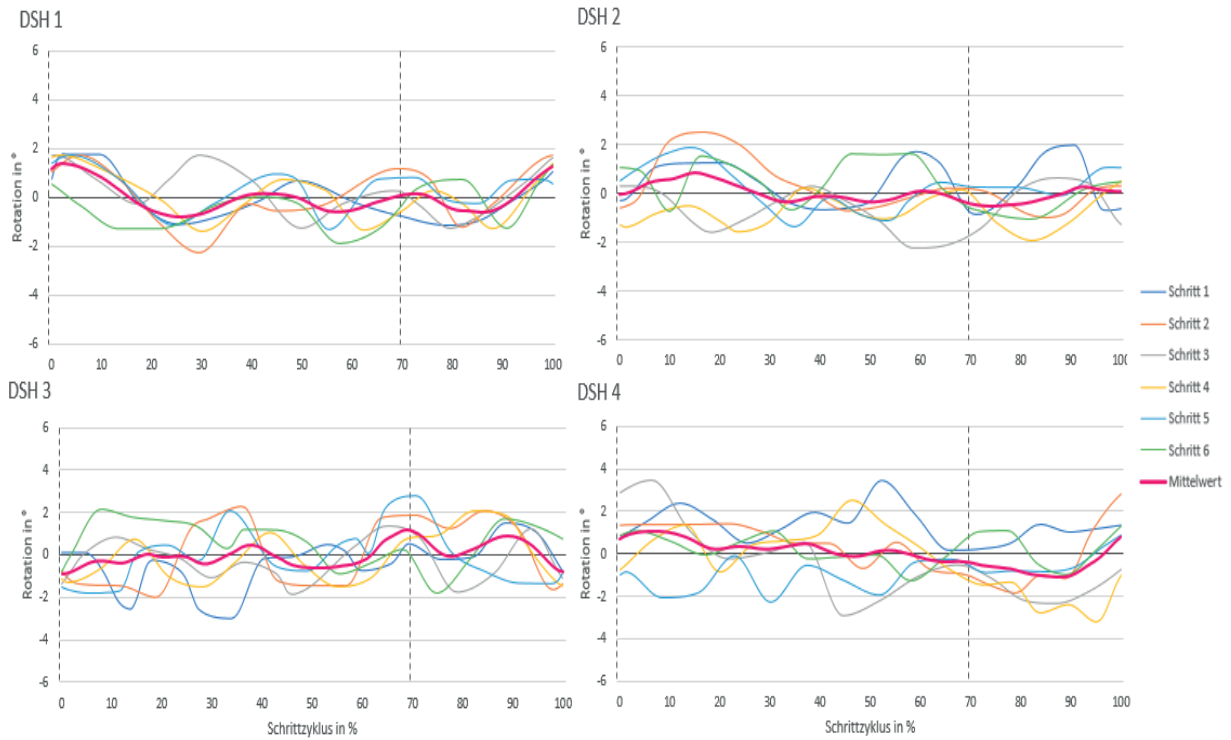
	Max. 1	Max. 2	Max. 3	Min. 1	Min. 2	Min. 3
DSH 1	2,5±3,3	41,8±6,6	-	24,3±5,1	65,3±13,2	-
DSH 2	10,3±8,1	38,4±15,3	72,3±13,0	28,8±13,7	59,0±17,5	90,2±8,9
DSH 3	18,0±9,9	51,0±14,6	85,0±8,3	5,5±9,4	36,5±10,2	65,8±12,9
DSH 4	9,5±8,0	40,8±13,8	71,2±21,2	24,3±13,2	61,3±21,0	79,8±17,9
Mittelwert	10,1±6,3	43,0±5,5	76,2±7,7	20,8±10,4	55,5±13,0	78,6±12,2

Tab. 27: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der sagittalen Rotation von L7 im Schritt in %

	Max. 1	Max. 2	Min. 1	Min. 2
DSH 1	26,1±7,2	82,9±5,3	8,9±2,4	53,6±6,4
DSH 2	28,8±2,8	83,9±4,3	7,9±5,3	59,4±9,8
DSH 3	38,4±4,5	85,7±4,9	11,1±8,3	62,4±4,5
DSH 4	26,6±5,4	82,7±5,9	10,6±1,5	55,3±9,0
Mittelwert	30,0±5,7	83,8±1,4	9,6±1,5	57,7±4,0

Tab. 28: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der sagittalen Rotation von L7 im Trab in %

(a) SCHRITT



(b) TRAB

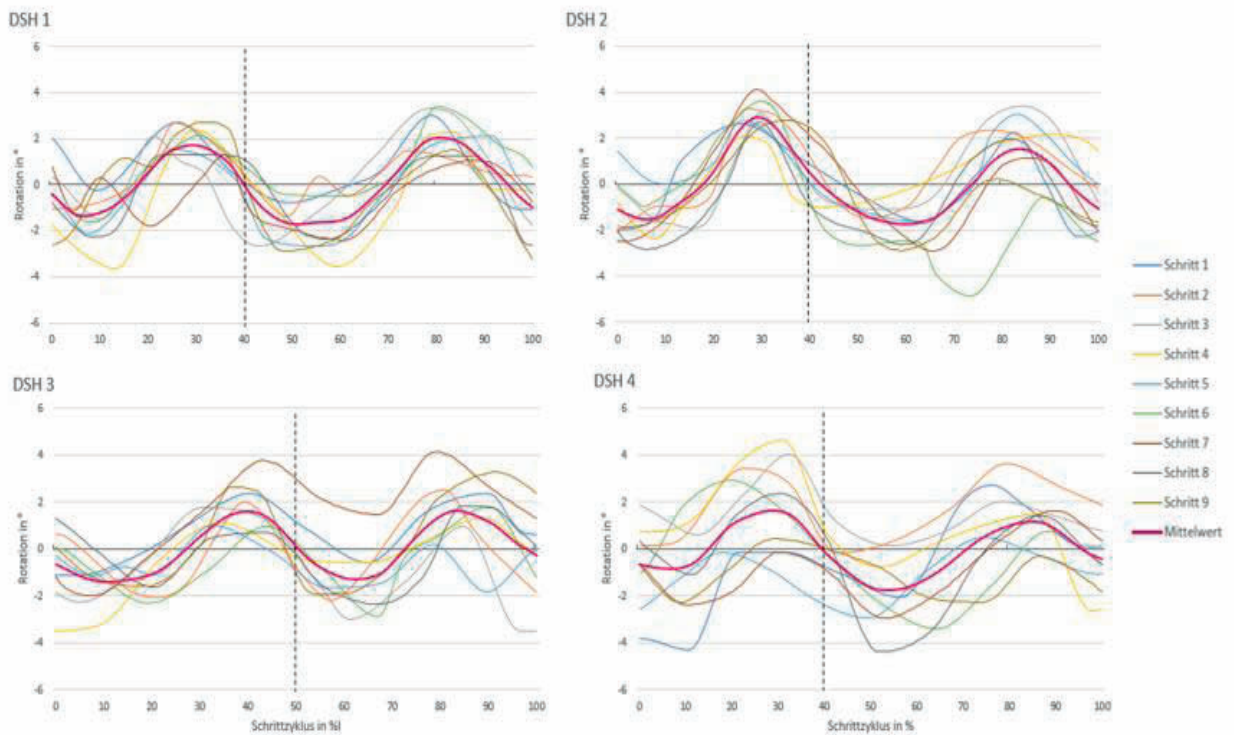


Abb. 40: sagittale Rotation von L7. Übersicht der Einzelschritte der einzelnen Patienten im (a) Schritt und (b) Trab. Die pinke Linie repräsentiert die jeweilige Mittelwertkurve. Die gestrichelte vertikale Linie steht für den Abfußungszeitpunkt der Referenzgliedmaße (Schritt Stemmphase 0-70% des Schrittzyklus; Trab DSH 1,2,4 Stemmphase 0-40% des Schrittzyklus/ DSH 3 Stemmphase 0-50% des Schrittzyklus).

5.3.3.2 Sagittale Rotationsbewegung L6-L7

Im Schritt ist keine Abhängigkeit vom Schrittzzyklus oder ein reproduzierbares Bewegungsmuster erkennbar, weder bei den einzelnen Patienten noch im Vergleich der Patienten untereinander. Aufgrund der starken Schwankungen der Wendepunkte der einzelnen Schritte, beschreibt die Mittelwertkurve den tatsächlichen Sachverhalt ungenügend (Tab. 29, Abb. 41, rosa Linie). Die ROM beträgt im Schritt $3,1 \pm 0,9^\circ$. DSH 3 zeigt im Schritt die größte ROM mit $4,3 \pm 0,6^\circ$, DSH 2 mit $2,3 \pm 0,4^\circ$ die kleinste ROM. Bei DSH 3 ist die ROM im Schritt bei L6-L7 geringgradig größer ausgeprägt als bei L7-S1, bei den restlichen Patienten ist dies umgekehrt der Fall.

Im Trab zeigt sich eine biphasische Bewegung. Diese ist wesentlich undeutlicher und unregelmäßiger ausgeprägt im Vergleich zu L7-S1 (Abb. 42, Abb. 43). Die Amplitude zeigt einen vermehrt flachen Kurvenverlauf und die Zeitpunkte der Maxima und Minima sind im Vergleich zu L7-S1, sowohl innerhalb eines Individuums, als auch zwischen den Individuen weniger synchron (Tab. 30).

Die ROM beträgt im Trab $3,3 \pm 0,3^\circ$. Im Trab zeigt DSH 1 mit $3,7 \pm 0,8^\circ$ die größte ROM und DSH 2 mit $3,1 \pm 0,6^\circ$ die kleinste ROM (Tab. 31).

Nach Beginn des Schrittzzyklus zeigt sich von links lateral betrachtet bei DSH 1, 3 und 4 eine Extensionsbewegung mit dem Uhrzeigersinn (+/c). Diese tritt bei DSH 2 etwas verzögert auf. Die Extensionsbewegung hält bis zum Erreichen des ersten Maximums in der Mitte- 2. Hälfte der Stemmphase bei $22,4 \pm 5,9\%$ des Schrittzzyklus an und wechselt dann wieder in eine Flexionsbewegung entgegen dem Uhrzeigersinn (-/ac) bis zum Erreichen des ersten Minimums in der ersten Hälfte der Schwungphase bzw. kurz nach Abfußen der Referenzgliedmaße bei $36,3 \pm 6,4\%$. Anschließend zeigt sich eine weitere Extensionsbewegung mit dem Uhrzeigersinn (+/c) bis zum Erreichen des zweiten Maximums. Das zweite Maximum wird von DSH 3 im Vergleich zu den anderen Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten der Schwungphase erreicht- von DSH 1, 2 und 4 in der zweiten Hälfte der Schwungphase bei $72,7 \pm 7,1\%$, von DSH 3 in der ersten Hälfte Schwungphase bei $64,6 \pm 9\%$ (Durchschnittlich für DSH 1-4 bei $70,7 \pm 7,1\%$). Darauf folgt eine weitere Flexionsbewegung (-/ac) bis zum Auftreten des zweiten Minimums kurz vor dem Auffußen der Referenzgliedmaße und Beginn des neuen Schrittzzyklus bei $80,3 \pm 10,9\%$ des Schrittzzyklus. Die Maxima entsprechen dabei der maximalen Extension von L6, die Minima der maximalen Flexion.

Im Trab folgen die Wendepunkte der sagittalen Rotation von L6 mit geringgradigem Phasenversatz der L7-Bewegung. Eine Flexion von L7 ist dabei mit einer Flexion von L6 assoziiert, eine Extension von L7 mit einer Extension von L6. Lediglich die Intensität der ausgeprägten Schwingung ist geringer ausgeprägt als bei L7.

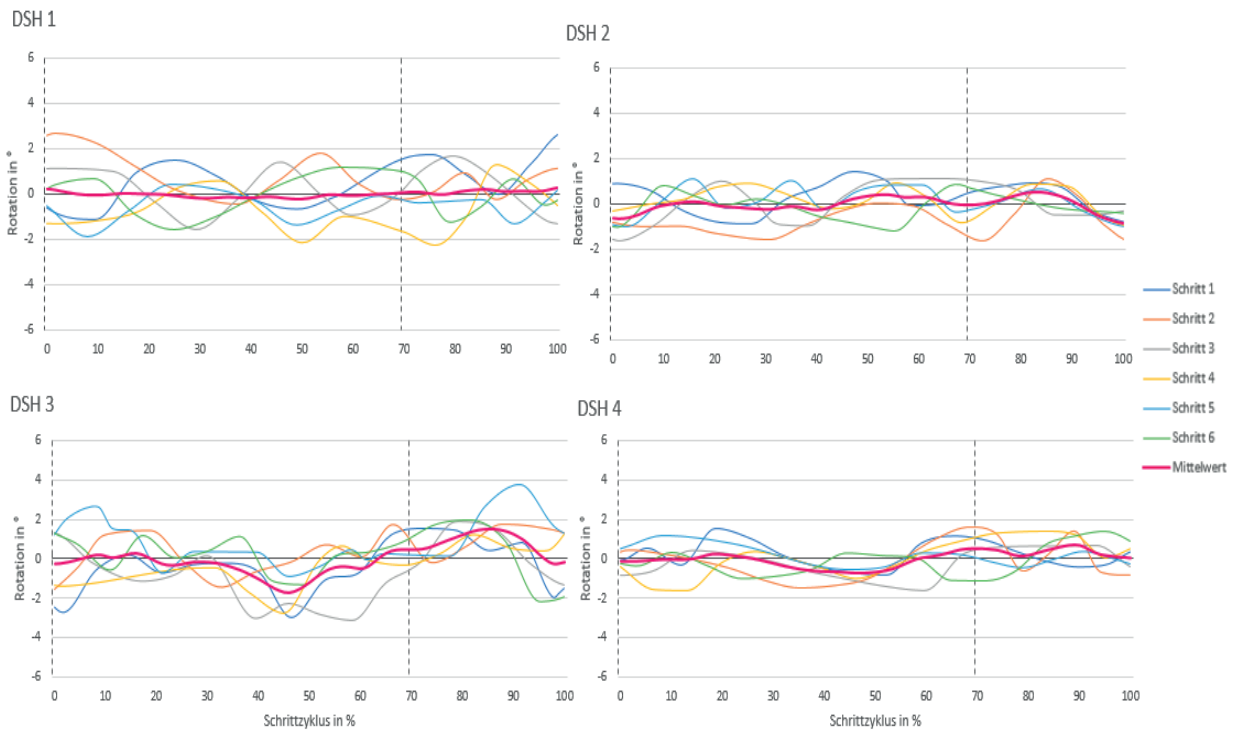
	Max. 1	Max. 2	Max. 3	Min. 1	Min. 2	Min. 3
DSH 1	16,3±13,4	59,5±9,9	85,3±4,5	2,8±7,8	39,8±11,1	74,5±9,3
DSH 2	18,5±7,2	52,8±11,1	83,5±1,7	-1±4,7	35,5±12,1	66,5±4,9
DSH 3	18,8±9,0	48,7±18,5	72,6±10,3	4,3±8,6	29,8±9,1	53,2±9,7
DSH 4	8,2±4,7	44,4±21,4	85,5±11,1	29,5±14,7	64,3±13,9	99,8±7,3
Mittelwert	15,5±5,0	51,4±6,4	81,7±6,2	8,9±13,9	42,4±15,2	73,5±19,6

Tab. 29: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der sagittalen Rotation von L6 im Schritt in %

	Max. 1	Max. 2	Min. 1	Min. 2
DSH 1	23,6±16,7	80,8±8,5	28,0±15,5	72,1±20,7
DSH 2	30,2±9,0	70,1±11,3	34,8±16,0	84,2±13,1
DSH 3	18,6±9,4	64,6±9,0	41,8±10,8	85,5±18,8
DSH 4	17,2±9,8	67,3±11,3	40,8±8,7	94,0±11,3
Mittelwert	22,4±5,9	70,7±7,1	36,3±6,4	80,3±10,9

Tab. 30: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der sagittalen Rotation von L6 im Trab in %

(a) SCHRITT



(b) TRAB

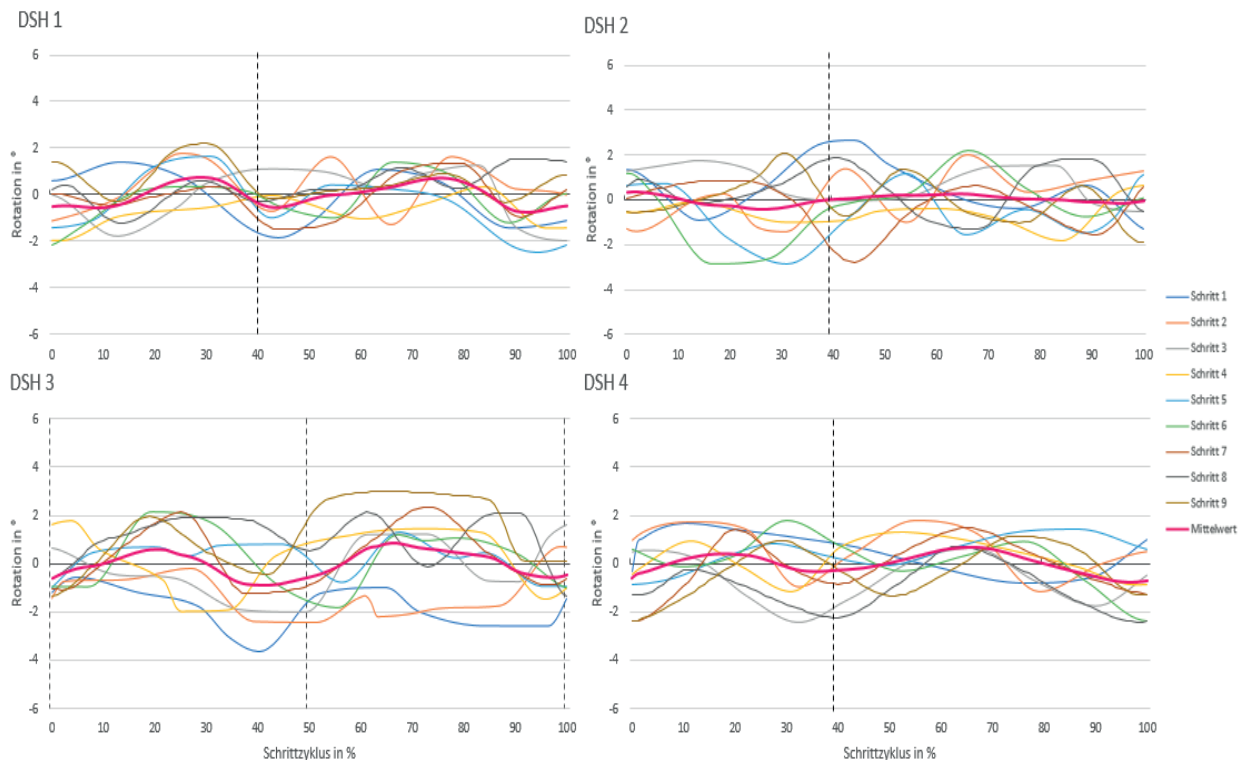


Abb. 41: sagittale Rotation von L6. Übersicht der Einzelschritte der einzelnen Patienten im (a) Schritt und (b) Trab. Die pinke Linie repräsentiert die jeweilige Mittelwertkurve. Die gestrichelte vertikale Linie steht für den Abfußungszeitpunkt der Referenzgliedmaße (Schritt Stemmphase 0-70% des Schrittzyklus; Trab DSH 1,2,4 Stemmphase 0-40% des Schrittzyklus/ DSH 3 Stemmphase 0-50% des Schrittzyklus).

L7-S1

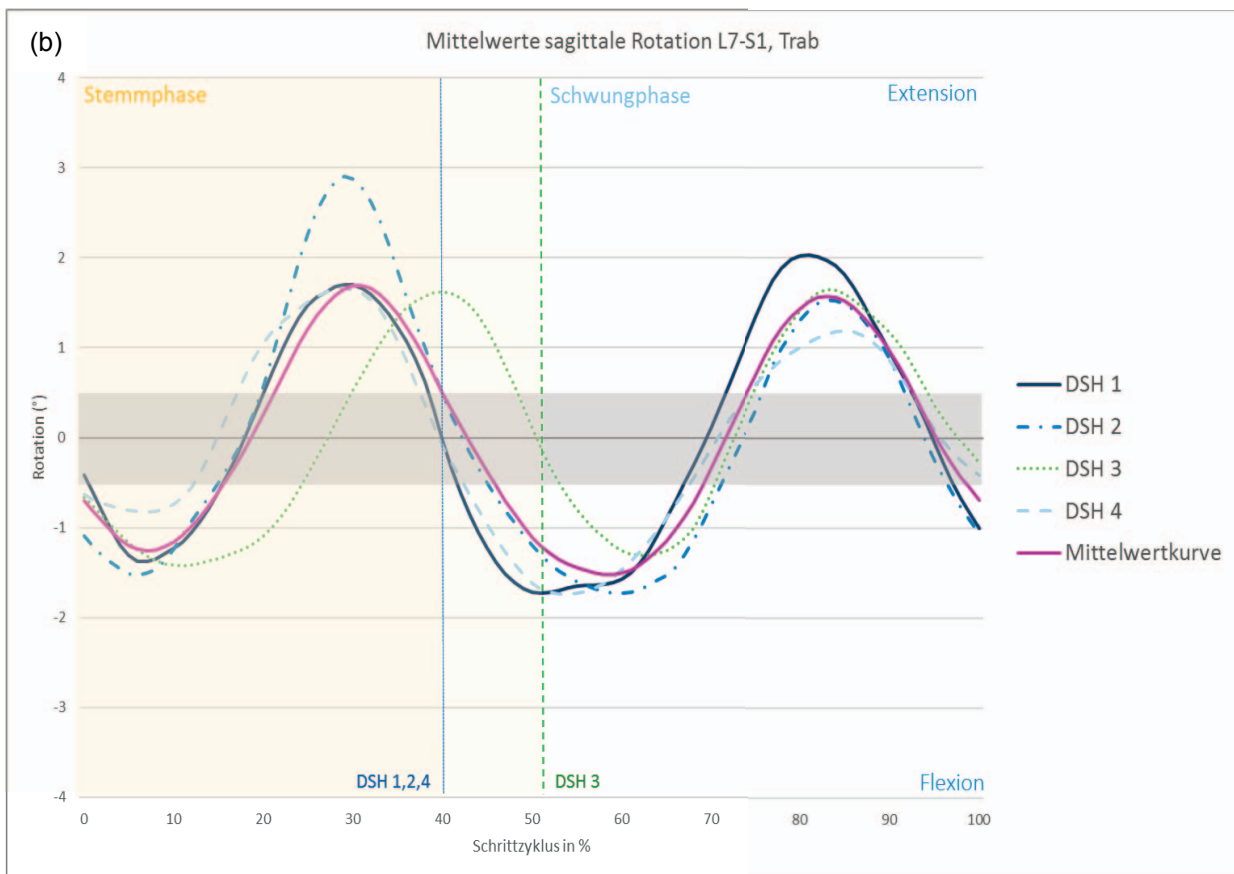
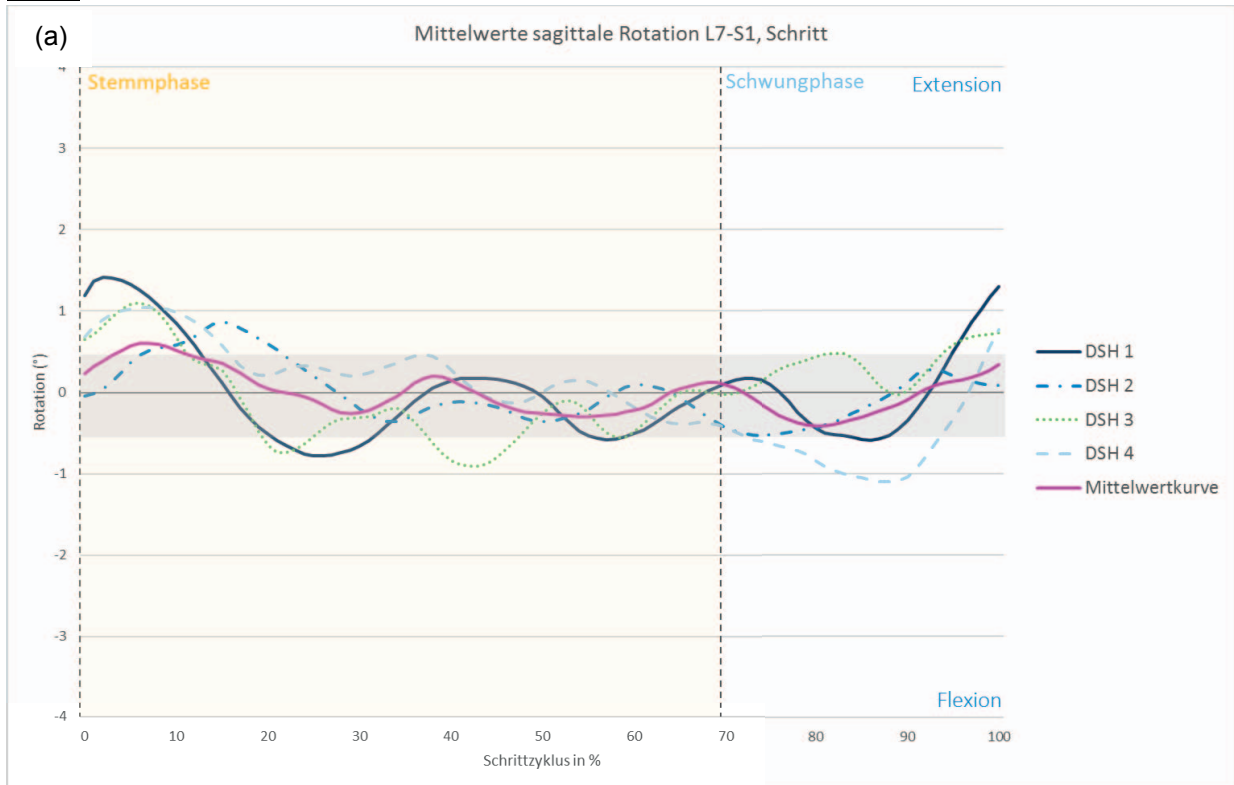


Abb. 42: Übersicht über die Mittelwertkurven der sagittalen Rotation der einzelnen Patienten für L7-S1 im (a) Schritt und (b) Trab. Die gestrichelten vertikalen Linien signalisieren das Ende der Stemphase. Der horizontale graue Balken entspricht der Auflösungsgrenze des Verfahrens.

L6-L7

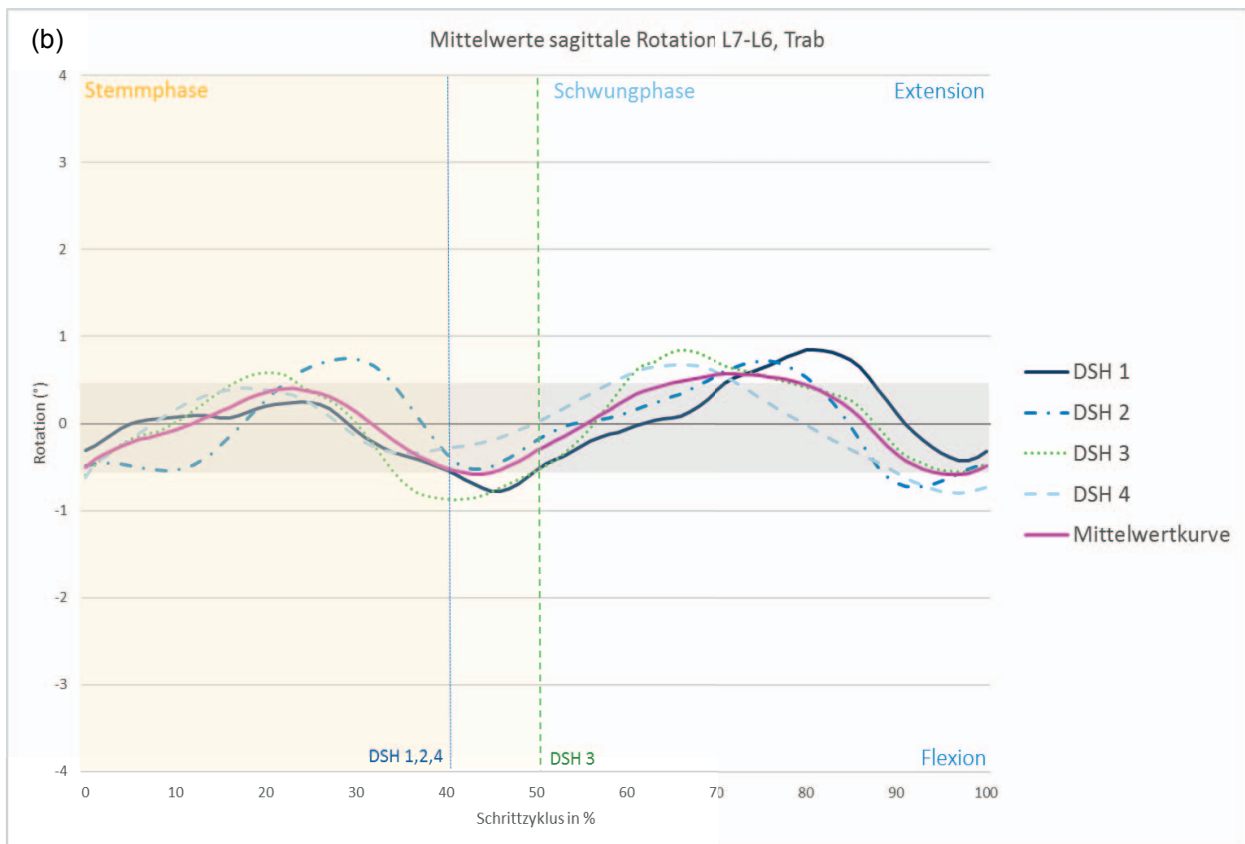
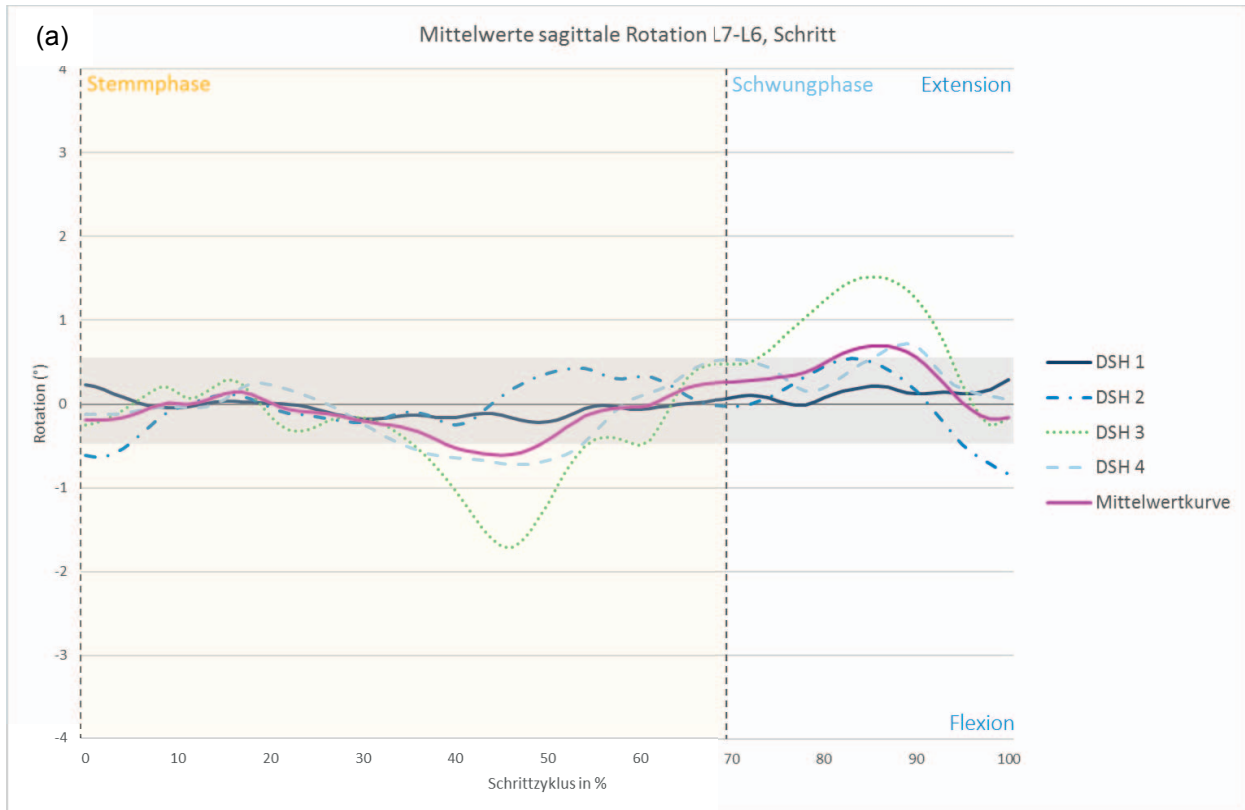


Abb. 43: Übersicht über die Mittelwertkurven der sagittalen Rotation der einzelnen Patienten für L6-L7 im (a) Schritt und (b) Trab. Die gestrichelten vertikalen Linien signalisieren das Ende der Stemmphase. Der horizontale graue Balken entspricht der Auflösungsgrenze des Verfahrens.

	Schritt		Trab	
	L7	L6	L7	L6
DSH 1	3,2±0,4	3,2±0,5	4,9±1,0	3,7±1,0
DSH 2	2,9±0,4	2,3±0,4	5,7±1,3	3,1±0,6
DSH 3	4,0±0,5	4,3±0,6	4,6±1,0	3,5±0,6
DSH 4	4,3±1,5	2,5±0,5	5,1±1,8	3,1±0,6
Mittelwert	3,6±0,7	3,1±0,9	5,1±0,5	3,3±0,3

Tab. 31: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der sagittalen Rotation von L7 und L6 in °

5.3.4 Intervertebrale Translation

Für die intervertebrale Translation werden insgesamt nur sehr kleine Werte erreicht. Die ermittelte Messgrenze für diese Studie liegt für die Translation bei $0,1\pm 0,01\text{cm}$. Insgesamt ist die Translation bei L7-S1 geringgradig größer ausgeprägt als bei L6-L7. Hier liegt diese mit Ausnahme der ventrodorsalen (ty) und laterolateralen Translation (tz) im Trab an der Messgrenze.

5.3.4.1 Translation L7-S1

Im Schritt ergibt sich für die kraniokaudale Translation (tx) eine ROM von etwa $0,2\pm 0,03\text{cm}$ und im Trab von ungefähr $0,2\pm 0,05\text{cm}$. Im Trab ist ein sich wiederholendes biphasisches Bewegungsmuster erkennbar mit Maxima kurz nach Aufußßen der Referenzgliedmaße bei $6,0\pm 3,9\%$ und in der 1. Schwungphasenhälfte bei $55,3\pm 5,5\%$ des Schrittzklus. Zusätzlich zeigen sich Minima in der 2. Stemmphasenhälfte bei $31,8\pm 4,5\%$ und in der 2. Schwungphasenhälfte bei $81,5\pm 2,7\%$ des Schrittzklus. Die Maxima entsprechen dabei einer maximalen Translationsbewegung nach kranial, die Minima einer Translationsbewegung nach kaudal (Abb. 44, Abb. 65- Anhang, Tab. 32, Tab. 33).

Für die ventrodorsale Translation (ty) ergeben sich für die ROM im Schritt und Trab ebenfalls Werte von etwa $0,2\pm 0,02\text{cm}$ (Tab. 34).

Die lumbosakrale laterolaterale Translation (tz) zeigt im Schritt einen maximalen Bewegungsumfang von $0,2\pm 0,04\text{cm}$ und im Trab von $0,2\pm 0,02\text{cm}$ (Tab. 35). Somit sind die Translationsbewegungen in den 3 Freiheitsgraden mit Messwerten zwischen 0,1 und 0,2 cm ähnlich ausgeprägt und liegen nur knapp über der ermittelten Messgrenze. Ein Zusammenhang mit dem Schrittzklus ist nur im Trab für die kraniokaudale Translation (tx) erkennbar.

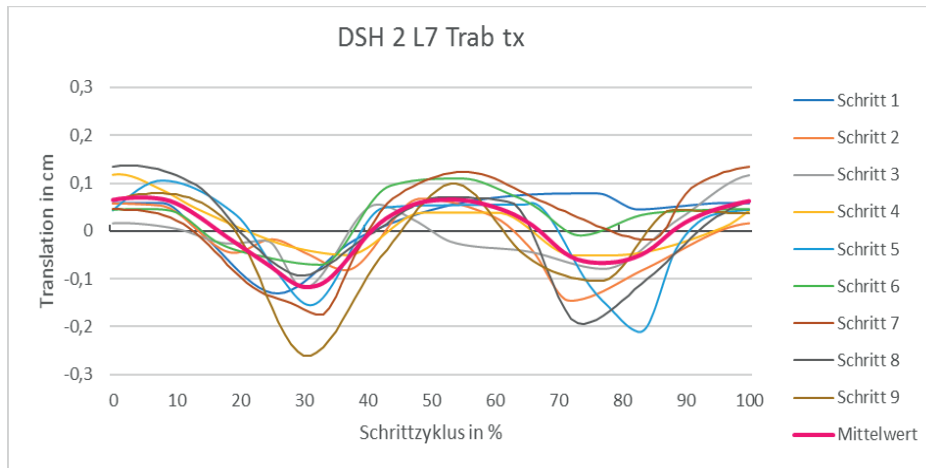


Abb. 44: Kraniokaudale Translation L7 im Trab, Beispiel DSH 2

5.3.4.2 Translation L6-L7

Für die kraniokaudale Translation (tx) ergibt sich im Schritt und im Trab eine ROM von ca. 0,1cm. Diese liegt damit genau an der Messgrenze. Die ventrodorsale Translation (ty) und die laterolaterale Translation (tz) sind mit einer ROM von 0,2cm im Schritt geringgradig größer als im Trab, in welchem diese $0,1 \pm 0,1$ cm beträgt und damit an der Messgrenze liegt. Somit sind die Translationsbewegungen in den 3 Freiheitsgraden mit Messwerten zwischen 0,1 und 0,2 cm ähnlich wie bei L7 ausgeprägt und liegen nur knapp über der ermittelten Messgrenze. Ein Zusammenhang mit dem Schrittzklus ist nicht erkennbar.

	Max. 1	Max. 2	Min. 1	Min. 2
DSH 1	3,3±3,3	50±7,7	28,3±4,4	79,3±4,8
DSH 2	5,2±7,3	54,2±7,5	31,6±3,1	82,6±14,2
DSH 3	11,7±10,4	63,1±7,0	38,2±3,9	84,9±6,6
DSH 4	3,7±4,4	54,0±4,4	29,2±3,5	79,2±8,0
Mittelwert	6,0±3,9	55,3±5,5	31,8±4,5	81,5±2,7

Tab. 32: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der kraniokaudalen Translation von L7-S1 im Trab in %

	Schritt		Trab	
	L7	L6	L7	L6
DSH 1	0,14±0,03	0,09±0,02	0,15±0,05	0,13±0,04
DSH 2	0,12±0,02	0,12±0,04	0,26±0,07	0,15±0,03
DSH 3	0,20±0,04	0,16±0,02	0,17±0,03	0,15±0,04
DSH 4	0,15±0,04	0,12±0,04	0,19±0,05	0,11±0,03
Mittelwert	0,15±0,03	0,12±0,03	0,19±0,05	0,13±0,02

Tab. 33: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der kraniokaudalen Translation von L7 und L6 in cm

	Schritt		Trab	
	L7	L6	L7	L6
DSH 1	0,16±0,04	0,16±0,04	0,17±0,06	0,13±0,07
DSH 2	0,21±0,04	0,15±0,08	0,18±0,07	0,13±0,06
DSH 3	0,20±0,04	0,20±0,04	0,15±0,05	0,08±0,02
DSH 4	0,20±0,06	0,21±0,04	0,20±0,06	0,21±0,06
Mittelwert	0,19±0,02	0,18±0,03	0,17±0,02	0,14±0,05

Tab. 34: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der ventrodorsalen Translation von L7 und L6 in cm

	Schritt		Trab	
	L7	L6	L7	L6
DSH 1	0,22±0,08	0,20±0,08	0,19±0,04	0,10±0,07
DSH 2	0,26±0,09	0,15±0,06	0,20±0,09	0,14±0,07
DSH 3	0,2±0,08	0,14±0,04	0,15±0,03	0,02±0,01
DSH 4	0,29±0,12	0,22±0,08	0,20±0,06	0,23±0,07
Mittelwert	0,24±0,04	0,18±0,04	0,18±0,02	0,12±0,09

Tab. 35: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der laterolateralen Translation von L7 und L6 in cm

5.4 Beurteilung der Rutenbewegung im Live-Video

Im Live-Video zeigte DSH 1 im Schritt eine mittelgradige Rutenbewegung. Diese war im Trab weniger deutlich ausgeprägt. Im Schritt zeigt sich lumbosakrale eine überwiegend triphasische axiale Rotation, während diese im Trab eher unregelmäßig mono- bis biphasisch ausgebildet ist.

Bei DSH 2 ist die Rutenbewegung nur leicht ausgebildet und vor allem im Schritt unregelmäßig. Auch in der axialen Rotationskurve von L7-S1 zeigt sich eine unregelmäßige bi- bis triphasische Bewegung.

DSH 3 zeigt in beiden Gangarten eine starke laterolaterale Rutenbewegung.

Die Bewegungskurven sind lumbosakral sehr unregelmäßig und mehrphasisch ausgebildet ohne reproduzierbares Bewegungsmuster.

DSH 4 zeigt eine nur geringgradige, eher passive Rutenbewegung. Die lumbosakrale Bewegungskurve zeigt hier einen flachen Verlauf mit geringen Amplituden und wenigen Kurvenausschlägen (Tab. 36).

Proband	Schritt	Trab
DSH 1	++/Rute oben getragen	+/Rute oben getragen
DSH 2	+/ ungleichmäßig, Rute unten getragen	-bis +/Rute unten getragen
DSH 3	+++ / Rute mittig getragen	+++ / Rute mittig getragen
DSH 4	-bis +/Rute unten getragen	+/Rute unten getragen

Tab. 36: Übersicht über die Rutenbewegung im Live-Video von DSH 1-4 im Schritt und im Trab. Die Graduierung der Rutenbewegung erfolgte von (-) keine/minimale Rutenbewegung bis (+++) sehr starke Rutenbewegung. Zusätzlich wurde die Haltung der Rute evaluiert.

5.5 Gesamtbetrachtung der lumbosakralen Bewegung

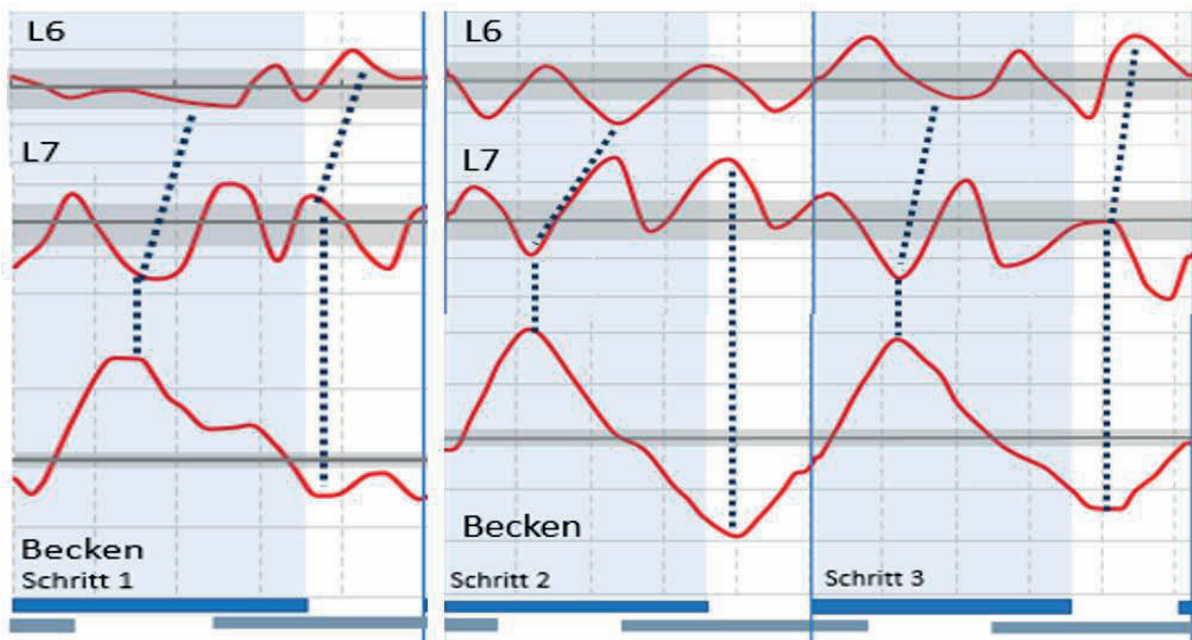


Abb. 45: Zusammenhang zwischen der axialen Rotation von Becken, L7 und L6

Die Wendepunkte (Maxima, Minima) der Beckenbewegung bei rx sind mit entgegengesetzt gerichteten Wendepunkten von L7 vergesellschaftet. L6 folgt L7 in der Bewegung, jedoch zeitlich leicht verzögert bzw. phasenversetzt (Abb. 45). Dies deckt sich mit dem Ergebnis der Korrelation und der Fouriertransformation.

Zusätzlich fällt bei Betrachtung der Bewegungskurven auf, dass ein abweichender Kurvenverlauf der axialen Beckenbewegung eine Veränderung der axialen Rotationskurvenverläufe von L7 und L6 mit sich zieht. So ist die Richtung der Amplituden von Beckenbewegung und Wirbeln Großteils entgegengesetzt gerichtet. Dieser Effekt verstärkt sich beim Ausgleich von Fehlbewegungen des Beckens. Durch außerplanmäßige Bewegungen des Beckens wie eine ipsilaterale Gliedmaßeninteraktion, Streckung des Rückens oder Versetzen der kaudalen Körperachse nach links oder rechts, zeigt sich eine verstärkte Verlagerung der axialen Beckenbewegung zu einer Seite hin. Dabei bleibt das Grundmuster der Bewegung zum Großteil erhalten. Dies zeigt sich im Schaubild mit einer Verlagerung der axialen Beckenrotationskurve ins Positive oder Negative entlang der y -Achse. Zum selben Zeitpunkt zeigt sich eine Verlagerung der axialen Wirbelrotationskurve in die entgegengesetzte Richtung (diese wird negativer bzw. positiver). Bei den meisten Schritten zeigt sich diese entgegengesetzte Verlagerung der Rotationskurve zwischen

Becken und L7, bei einzelnen Schritten sind Becken und L7 zur selben Richtung hin verschoben und L6 zeigt eine entgegengesetzte Kurvenverschiebung entlang der y-Achse. Dieses Phänomen ist teilweise auch bei der lateralen und sagittalen Rotation nachvollziehbar. Darüber hinaus findet sich eine Beeinflussung von abweichenden Beckenbewegungen auch im Verlauf des folgenden Schrittes. So folgt einer verstärkten Linksrotation des Beckens in axialer Richtung oftmals eine verstärkte Rechtsrotation im folgenden Schritt und einer verringerten Amplitude folgt ein Schritt mit gesteigerter Amplitude und umgekehrt. Abweichende Gliedmaßen- und Beckenbewegungen werden somit durch entgegengesetzt gerichtete Bewegungen in der kaudalen Lendenwirbelsäule – meist L7 und seltener L6 – sowie darauffolgende Beckenbewegungen ausgeglichen.

Im Folgenden sind als Beispiele einige abweichende Kurvenausschnitte aufgeführt (Abb. 46-50):

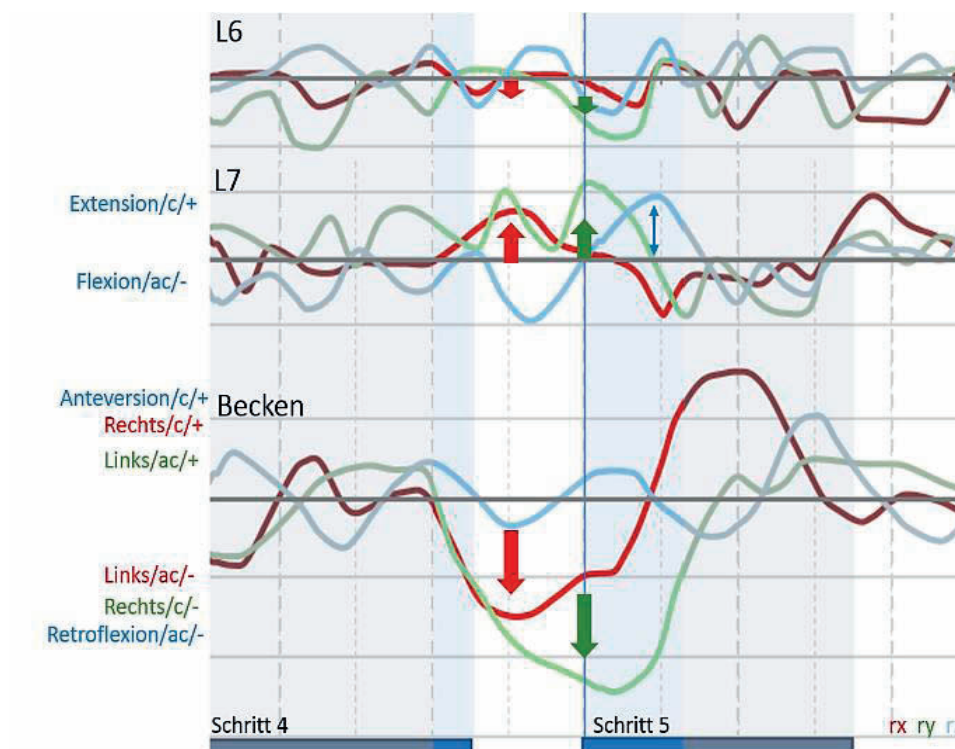


Abb. 46: DSH 2, Schritt- Schritt 4 und 5. Die Verschiebung der rx- und ry-Kurve ins Negative entspricht einer verstärkten Beckenneigung nach links (rx) bzw. rechts (ry) (roter/grüner Pfeil). Im Live-Video schwingt der Patient zu diesem Zeitpunkt die kaudale Körperachse geringgradig nach rechts, indem er mit der linken Hintergliedmaße vermehrt unter dem Stamm fußt. Zeitgleich zeigt L7 in beiden Rotationsrichtungen eine verstärkte Neigung in die entgegengesetzte Richtung mit einer Verschiebung der rx- und ry-Kurve ins Positive. L6 zeigt eine geringgradige angedeutete Verschiebung ins Negative, also in Richtung der Beckenneigung.

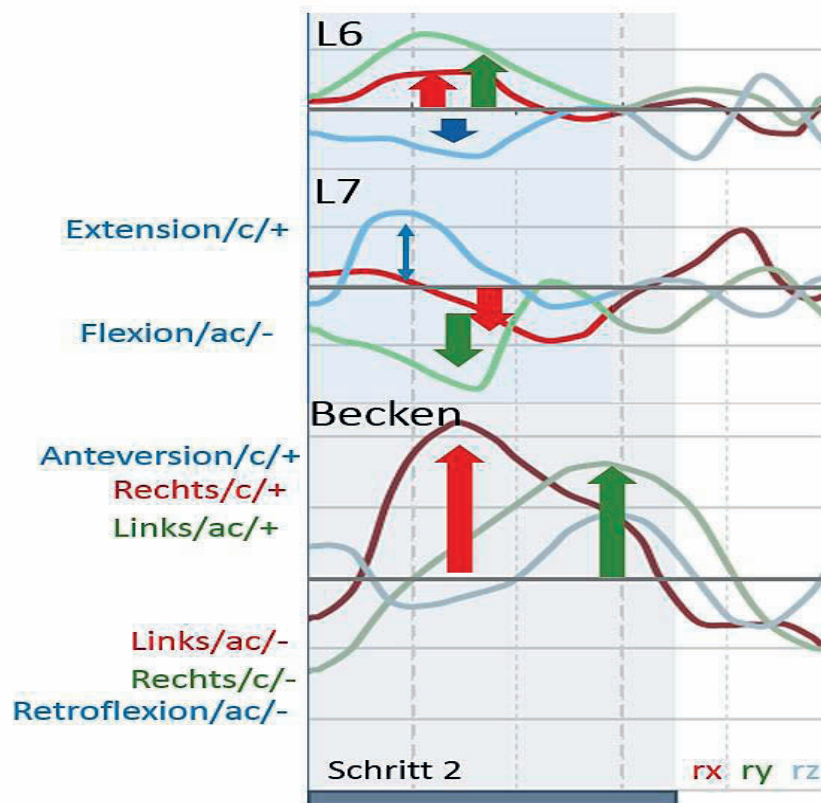


Abb. 47: DSH 2, Schritt- Schritt 2. Der verstärkten Neigung des Beckens in rx-Richtung nach rechts und ry-Richtung nach links wird von L7 in entgegengesetzter Richtung entgegengewirkt, während L6 abgeschwächt vermehrt in Beckenrichtung geneigt ist.

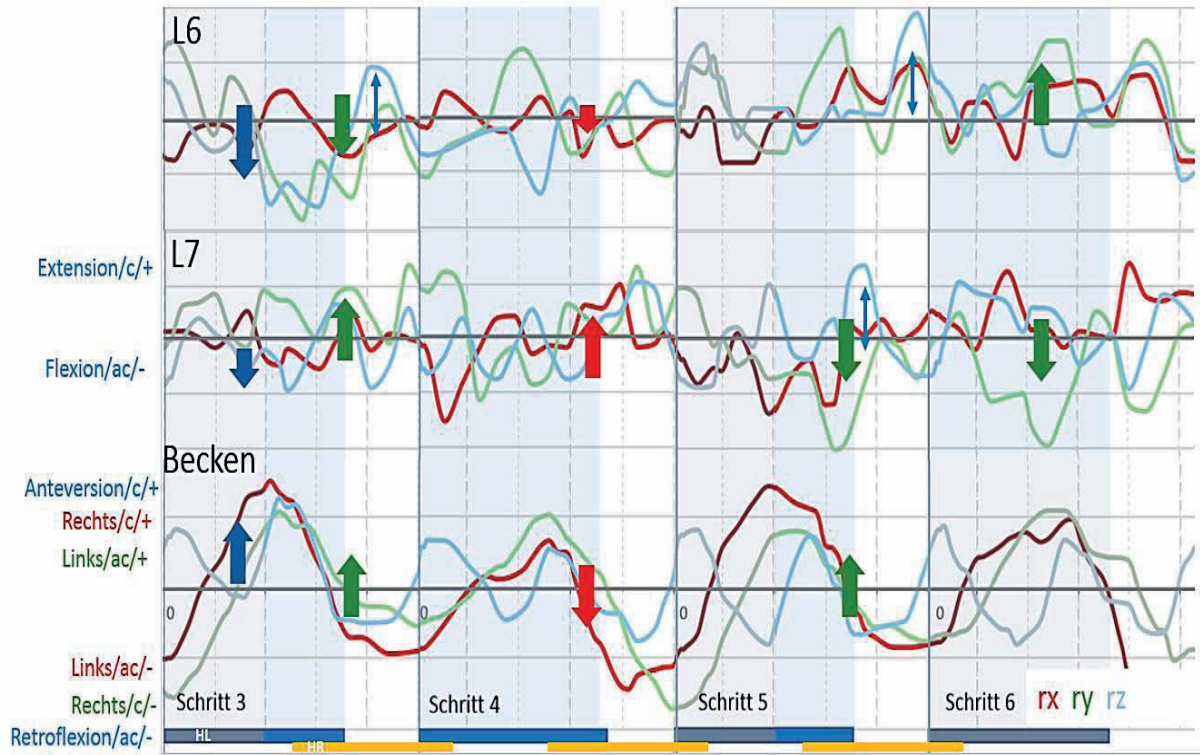


Abb. 48: DSH 3, Schritt-Schritt 3-6.

Verstärkte Beckenneigung nach links (rx und ry). Gleichzeitig entgegengesetzte Neigung von L7 bzw. L6 (Schritt 3-6, rote/grüne Pfeile). Die verstärkte Anteversionsbewegung des Beckens wird von einer verstärkten Flexionsbewegung von L7 und L6 begleitet (Schritt 3, blaue Pfeile). Bewegungen mit verminderter Amplitude folgen Bewegungen erhöhter Amplitude (Schritt 3,5, blaue Doppelpfeile).

Verstärkte axiale Linksrotation des Beckens mit zeitgleich verstärkter axialer Rechtsrotation von L7; L6 zeigt eine geringgradige, sich dem Becken anlehende linksakzentuierte axiale Rotation (Schritt 4, rote Pfeile). Schritt 5 und 6 zeigt eine geringgradig verstärkte laterale Beckenneigung nach links, L7 bewegt sich verstärkt entgegengesetzt, L6 folgt der Beckenbewegung. Sagittalen Rotationsbewegungen mit kleiner Amplitude folgen Bewegungen mit vergrößerter Amplitude (Schritt 3,5, blauer Doppelpfeil). Im Live-Video zeigt sich bei Schritt 4 (angedeutet bei Schritt 6) linksseitig eine leichte ipsilaterale Gliedmaßeninteraktion. Insgesamt zeigt DSH 3 bei Betrachtung des Laufes in den Videos der Livekameras ein eher breitbeiniges unsicheres Gangbild mit starker regelmäßiger Rutenbewegung.

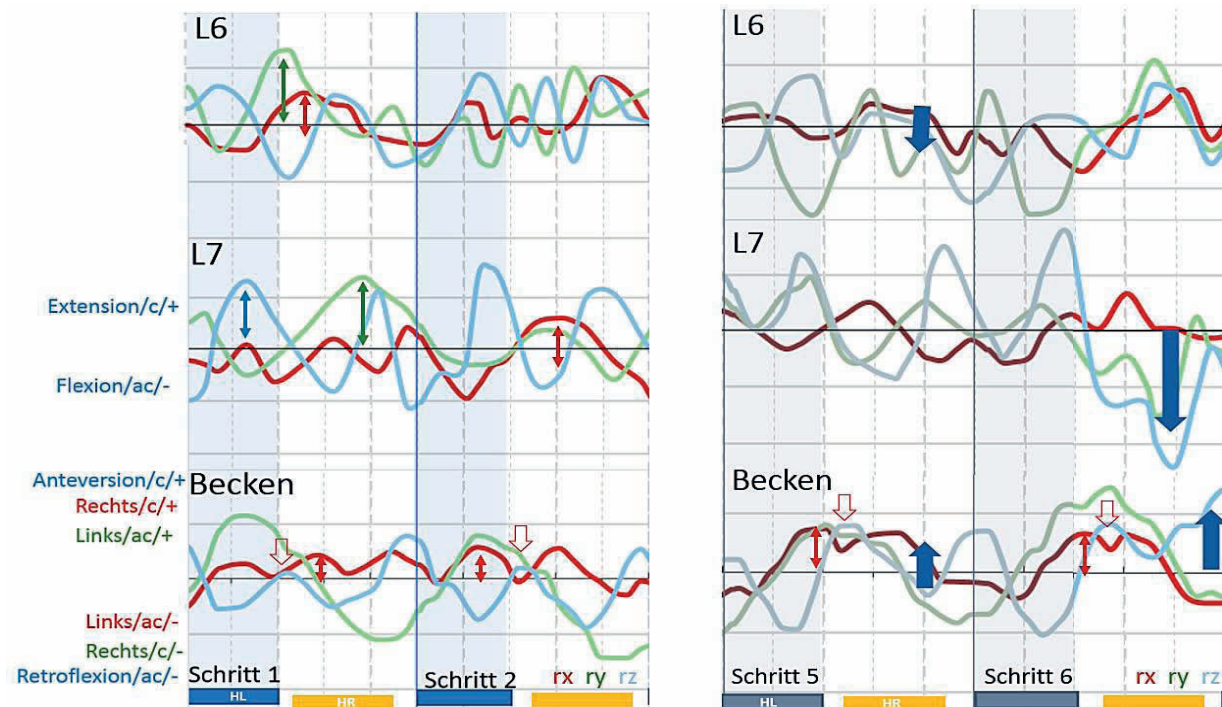


Abb. 49: DSH 2, Trab Schritt 1, 2, 4 und 5.

Der Kurvenverlauf bei DSH 2 ist im Trab (Schritt 1-4,8,9) bi-bis triphasisch. Im Live-Video zeigt sich eine gerade kraniokaudale Körperachse mit einer Kollision der ipsilateralen Gliedmaßenpaare. Es kommt zum mehrmaligen kurzen Richtungswechsel der axialen Beckenrotation und somit zu einem bi-bis triphasischen Kurvenverlauf. Die ipsilaterale Gliedmaßeninteraktion ist rechtsseitig verstärkt. Dies ist in der Bewegungskurve nachvollziehbar, da sich eine verstärkte kurzzeitige Änderung der Rotationsbewegung in die entgegengesetzte Richtung zeigt (links/-) (rot umrahmter Pfeil).

Schritt 5-7 zeigen, wie bei den restlichen Patienten, einen monophasischen Kurvenverlauf mit 2-gipfligem Maximum. Die Einziehung zwischen den beiden Gipfeln entspricht mit dem Auftretenszeitpunkt der rechten Hintergliedmaße (kurze entgegengesetzte Rotation). Im Live-Video zeigt sich ein geringgradiges Crabbing.

Während der ipsilateralen Gliedmaßeninteraktion ist die Amplitude der axialen Beckenrotation vermindert, die Amplitude bei L7 bzw. L6 ist verstärkt (Schritt 1 und 2, roter Doppelpfeil). Die Beckenrotation ist in den anderen Ebenen von der Gliedmaßeninteraktion unbeeinflusst. Bei L7 bzw. L6 ist die Amplitude der lateralen Rotation (Abb.: Schritt 1, grüner Doppelpfeil), sowie die Amplitude der sagittalen Rotation teils vergrößert (Abb.: Schritt 1 und 2, blauer Doppelpfeil).

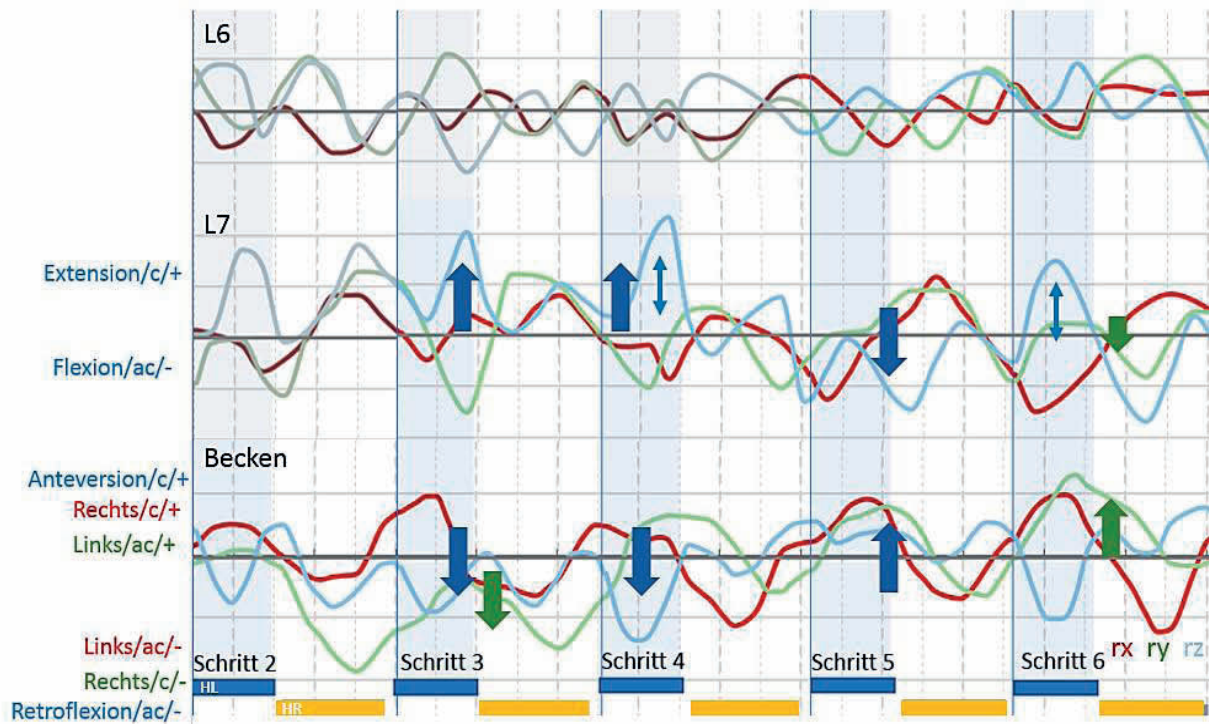


Abb. 50: DSH 4, Trab Schritt 2-6

Im Trab zeigt DSH 4 (Schritt 2,3) eine verstärkt rechtsbetonte laterale Beckenrotation. L7 und L6 sind in der lateralen Rotation unbeeinflusst (Abb.: Schritt 2,3, grüner Pfeil). Im Live-Video zeigt sich bei Schritt 2 eine geringe rechtsseitige ipsilaterale Gliedmaßeninteraktion, welche jedoch nur die sagittale Rotation des Beckens in der Schwungphase beeinflusst.

Schritt 3 und 4 zeigen eine verstärkte Retroflexion des Beckens mit gleichzeitig vermehrter Extension von L7. L6 ist unbeeinflusst. Im Live-Video streckt der Patient den Kopf und Körper vermehrt nach kranial und links in Richtung Futter. Gleichzeitig schwenkt die kaudale Körperachse leicht nach rechts. Dies zeigt sich im Schaubild in der leichten Rechtsverlagerung des Beckens (laterale Rotationsrichtung). Die Streckung von Kopf und Stamm nach kranial beim Schnappen nach Futter (Schritt 3,4) zeigt sich in einer verstärkten Extension von L7 (Abb.: Schritt 3,4, blaue Pfeile).

Schritt 5 zeigt eine verstärkte Anteversionsbewegung des Beckens mit forciert Flexion von L7 (Abb.: Schritt 3-5, blaue Pfeile). Schritt 6 zeigt eine linksakzentuierte laterale Beckenneigung mit gleichzeitig vermehrter Rechtsneigung von L7 (Schritt 6, grüne Pfeile). Die sagittale Rotation von L7 weist bei Schritt 4 und 6 eine geringgradig prominente Amplitude auf.

Ein weiterer Zusammenhang zeigt sich zwischen der sagittalen Rotation von Becken und L7, sowie der Translation von L7. Während einer Retroversionsbewegung des Beckens, führt L7 eine geringgradig phasenversetzte, entgegen gerichtete Extensionsbewegung aus. Der lumbosakrale Zwischenwirbelspalt erweitert sich dabei ventral. Gleichzeitig wird diese Erweiterung des lumbosakralen Zwischenwirbelspalts durch eine nach kranial gerichtete Translationsbewegung von L7 unterstützt. Bei Anteversion des Beckens, vollführt L7 eine geringgradig phasenversetzte Flexionsbewegung. Dadurch verengt sich der Zwischenwirbelspalt ventral. Gleichzeitig führt L7 eine geringgradige kaudal gerichtete Translationsbewegung in den lumbosakralen Facettengelenken durch, wodurch die Verkleinerung des lumbosakralen Zwischenwirbelspalts verstärkt wird. Diese Erweiterung und Verengung des Zwischenwirbelspalts tritt pro Schrittzzyklus zweimalig auf (Abb. 51, Abb. 52).

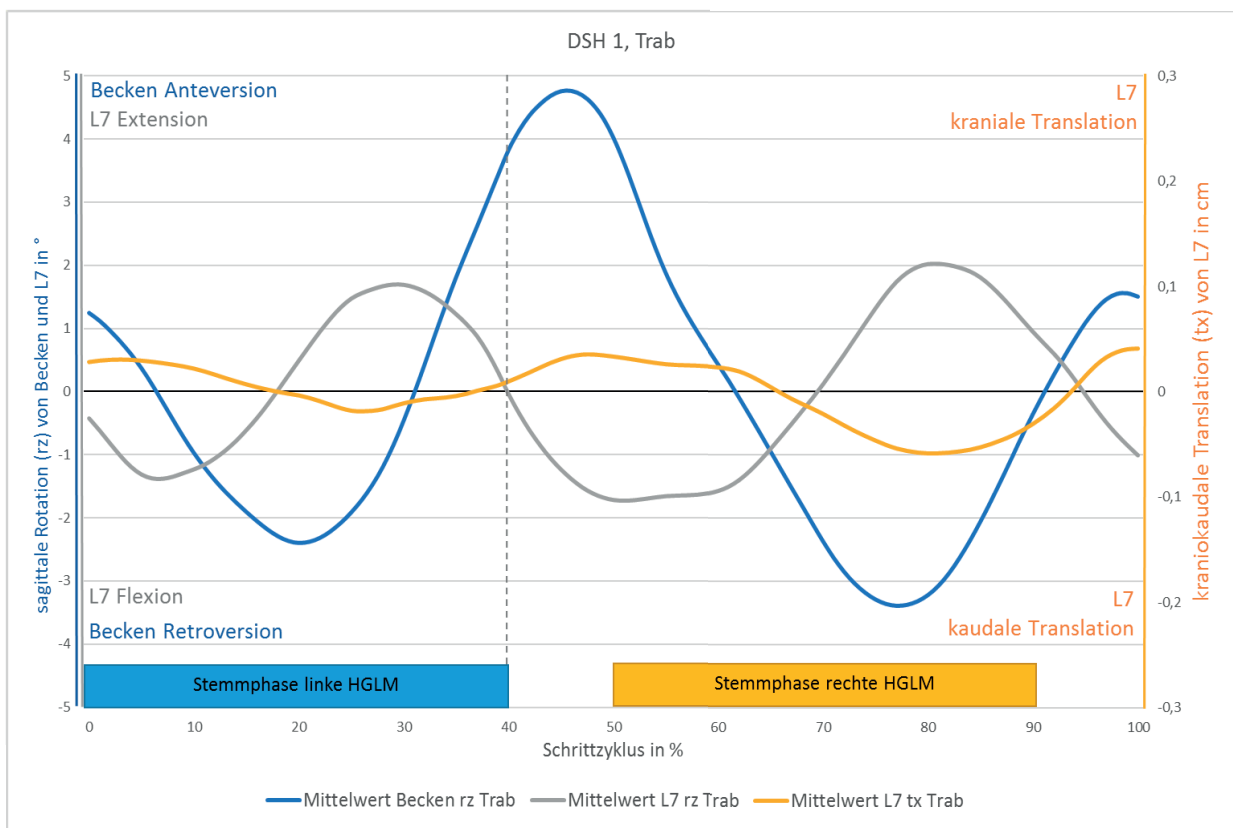


Abb. 51: Zusammenhänge zwischen der sagittalen Beckenrotation, sagittalen Rotation und kraniokaudalen Translation von L7 im Trab als Schaubild dargestellt am Beispiel von DSH 1. Die orange Linie ist die mittlere kraniokaudale Translation von L7 im Trab, die graue Linie ist die sagittale Rotation von L7, die blaue Linie die sagittale Beckenrotation.

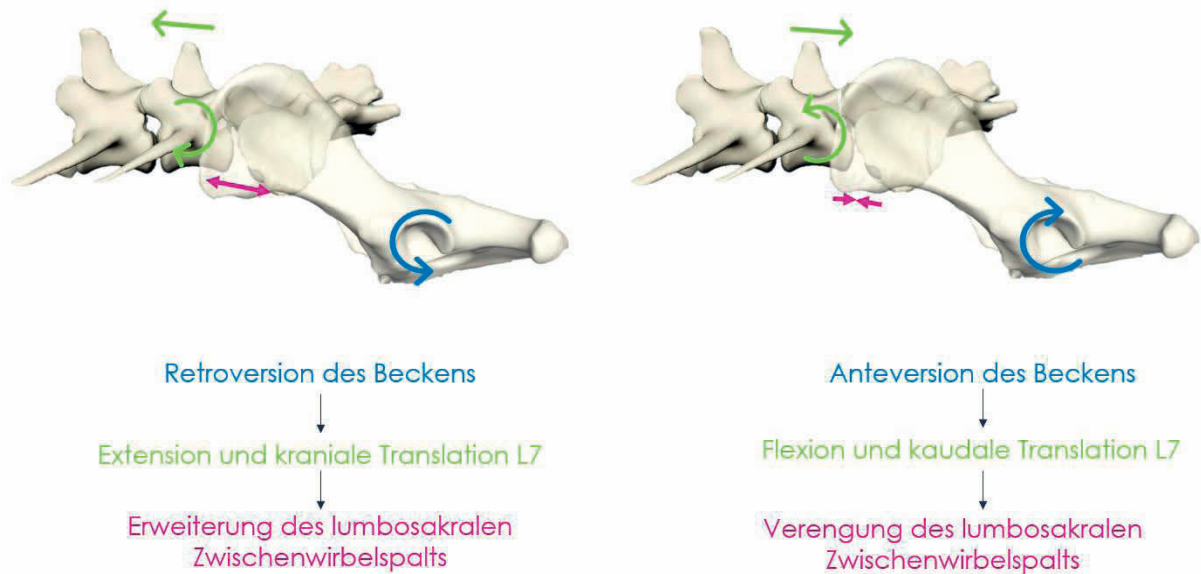


Abb. 52: Veranschaulichte Zusammenhänge zwischen der sagittalen Beckenrotation, sagittalen Rotation und kraniokaudalen Translation von L7 im Trab

5.6 Korrelation nach Spearman

Die Bewegungsdaten wurden sowohl zwischen den einzelnen Schritten eines Probanden, sowie zwischen den Probanden und Knochen korreliert, um gemeinsame Bewegungsmuster nachzuweisen. Aufgrund der fehlenden Normalverteilung der Daten wurde eine Korrelation nach Spearman vorgenommen (Tab. - Tab.).

Die Beckenrotation zeigt bei allen Hunden eine überwiegend hohe Korrelation zwischen den einzelnen Schritten und somit eine gute Übereinstimmung im Bewegungsmuster der einzelnen Schritte. Bei der Beckentranslation ist dies nur bei der ventrodorsalen Translation der Fall. L7 und L6 zeigen sowohl in der Translation als auch in der Rotation überwiegend nur eine sehr geringe bis geringe Korrelation zwischen den einzelnen Schritten. Lediglich die sagittale Rotation von L7 zeigt im Trab eine mittlere Korrelation zwischen den einzelnen Schritten. Somit weisen die meisten Schritte untereinander, mit Ausnahme der Beckenrotation, eine nur mäßige Korrelation auf und sind damit relativ individuell mit niedriger Reproduzierbarkeit geprägt.

Das Bewegungsmuster zwischen den einzelnen Hunden zeigt vor allem im Bereich der Intervertebralbewegung zum Teil eine größere Übereinstimmung und Korrelation als zwischen den einzelnen Schritten eines Hundes, ist jedoch mit Ausnahme der Beckenrotation ebenfalls nur sehr gering bis gering korreliert.

Die Rotation von L7 und L6 ist in Relation zur Beckenrotation vor allem im Trab negativ korreliert. Hier zeigt vor allem L7 in der axialen Rotation eine geringe bis mittlere negative Korrelation. Die sagittale Rotation von L6 und bei DSH 3 von L7 im Schritt, bzw. von L7 und L6 im Trab, zeigt eine geringe negative Korrelation und somit eine zur Beckenrotation entgegengesetzte Bewegung.

BECKEN	Schritt			Trab		
	x	y	z	x	y	z
Rotation	0,88	0,88	0,88	0,89	0,89	0,70
Translation	0,33	0,86	0,32	0,52	0,85	0,50

L7	Schritt			Trab		
	x	y	z	x	y	z
Rotation	0,31	0,24	0,24	0,43	0,09	0,70
Translation	0,29	0,28	0,15	0,53	0,16	0,14

L6	Schritt			Trab		
	x	y	z	x	y	z
Rotation	0,15	0,18	0,24	0,25	0,10	0,31
Translation	0,22	0,16	0,18	0,23	0,19	0,15

Tab. 37: Mittelwerte der Korrelation der einzelnen Schritte eines Hundes

Rotation	Schritt			Trab		
	rx	ry	rz	rx	ry	rz
Becken	0,81	0,96	0,89	0,50	0,81	0,55
L7	0,53	0,27	0,26	0,72	0,18	0,81
L6	0,21	0,34	0,59	0,47	0,33	0,70

Translation	Schritt			Trab		
	tx	ty	tz	rx	ry	rz
Becken	0,38	0,82	0,82	0,96	0,78	0,80
L7	0,18	0,46	0,33	0,65	0,49	0,10
L6	0,20	0,31	0,12	0,42	0,38	0,10

Tab. 38: Mittelwerte der Korrelation zwischen den Hunden

	Schritt			Trab		
	rx	ry	rz	rx	ry	rz
Becken	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
L7	-0,63	-0,31	0,10 (DSH 3 -0,75)	-0,41	-0,08	-0,45
L6	-0,16	0,11	-0,25	-0,25	-0,65	-0,54

Tab. 39: Mittelwerte der Korrelation zwischen den Knochen. Angegeben sind aufgrund der Übersichtlichkeit die Mittelwerte der Probanden. Das Becken wurde als Referenzknochen definiert.

5.7 Fourier Transformation

Die Fourier Transformation schlüsselt die einzelnen Bewegungskurven bzw. Schwingungen in ihre einzelnen zugrundeliegenden Frequenzen auf. Die Peaks zeigen dabei ähnliche Schritte an. Das bedeutet, je höher der Peak ausgeprägt ist, desto wahrscheinlicher ist eine Wiederholbarkeit dieser Frequenz. Die x-Achse gibt die einzelnen Frequenzen der auftretenden Schwingungen an, lässt aufgrund der verwendeten Schrittnormierten Funktionen jedoch keinen Rückschluss auf den auftretenden Zeitpunkt dieser Frequenz zu.

Ein Vergleich zwischen der axialen Rotation von Becken, L7 und L6 bestätigt die beschriebenen Beobachtungen. Die Hauptschwingung der axialen Rotation ist durch den Cosinusanteil geprägt, mit einer Hauptfrequenz (Abb. 53,*) und vielen Nebenfrequenzen unterschiedlich starker Ausprägung. Allen Hauptschwingungen gemeinsam ist eine entgegengesetzte Ausrichtung der Schwingungsrichtung vom Becken in Relation zu L7 und L6. Dies deckt sich mit der negativen Korrelation von Becken und L7/L6. Becken und kaudale Lendenwirbelsäule schwingen in axialer Rotationsrichtung entgegengesetzt. Während beim Becken eine deutliche Hauptschwingung ausgeprägt ist, begleitet von kleineren Nebenschwingungen, setzt sich die Hauptschwingung von L7 weniger von den Nebenschwingungen ab, bei L6 sind diese teilweise sogar stärker als die Hauptschwingung ausgeprägt.

Bei der sagittalen Rotation schwingt das Becken ebenfalls entgegengesetzt zu L7 und L6. Dies ist jedoch, wie bereits die Korrelation erkennen lässt, nur im Trab deutlich nachvollziehbar (Abb. 54).

Während die Schwingungen des Beckens bei allen Hunden ähnlich ausgeprägt sind und eine deutliche Hauptschwingung zeigen, zeigen die Schwingungen von L7 und L6 ein relativ großes Frequenzspektrum und sind, wie bereits in der Korrelation angedeutet, bei den einzelnen Hunden sehr unterschiedlich ausgeprägt. In der Fourier Analyse zeigt sich somit, dass die Rotationsbewegungen von L7 und L6 nicht nur von der Beckenbewegung abhängig sind, sondern auch von anderen Schwingungen bzw. Faktoren deutlich beeinflusst werden, was auch zu der deutlichen Inhomogenität der Rotationskurven der Intervertebralbewegung passt.

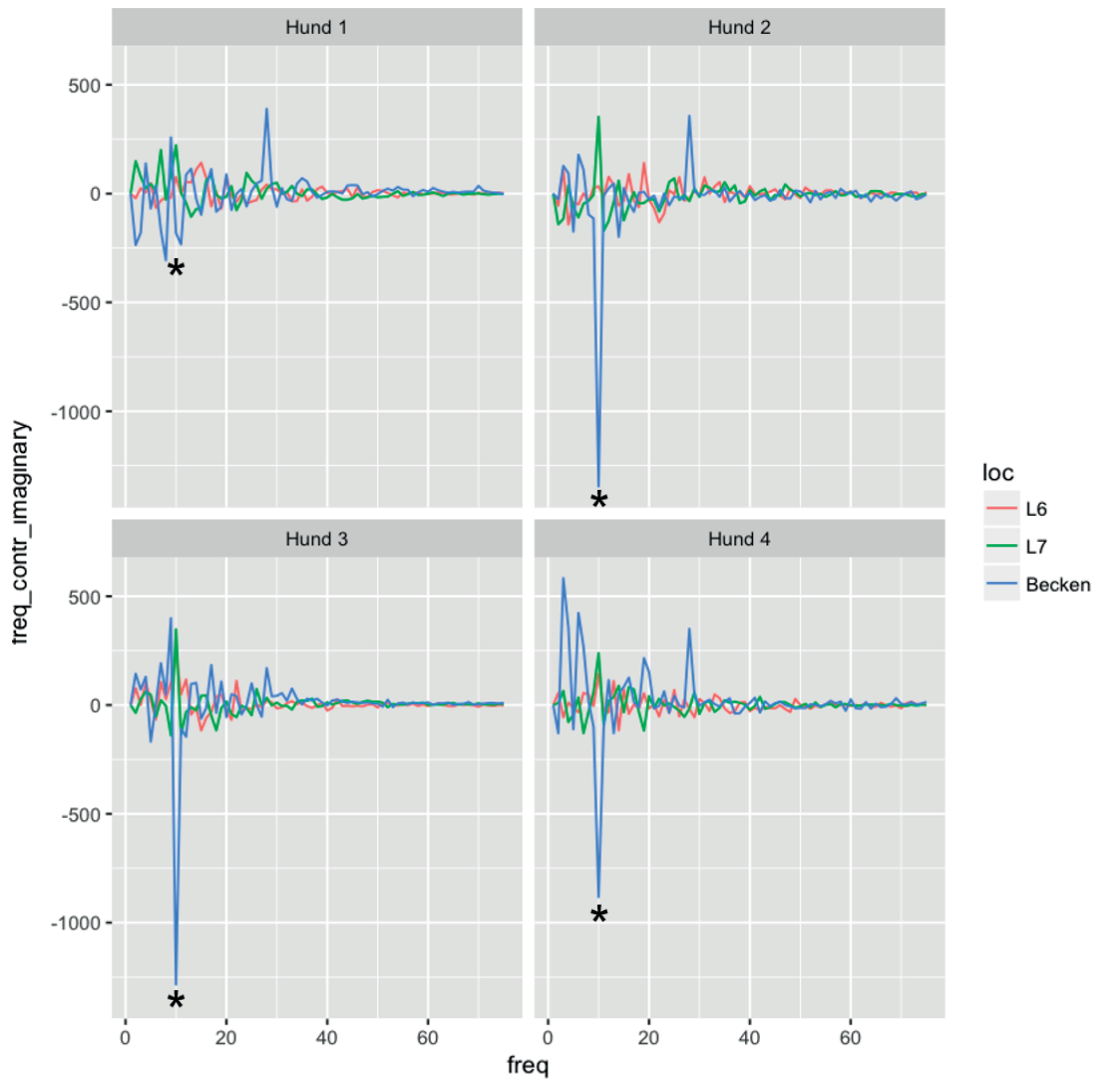


Abb. 53: Fouriertransformation (Cosinusanteil) der axialen Rotation von Becken, L7 und L6 von DSH 1-4 im Trab. Die Hauptschwingung (*) von Becken und L6/L7 ist entgegengesetzt gerichtet, d.h. das Becken zeigt einen Ausschlag ins Negative, L7 und L6 ins Positive

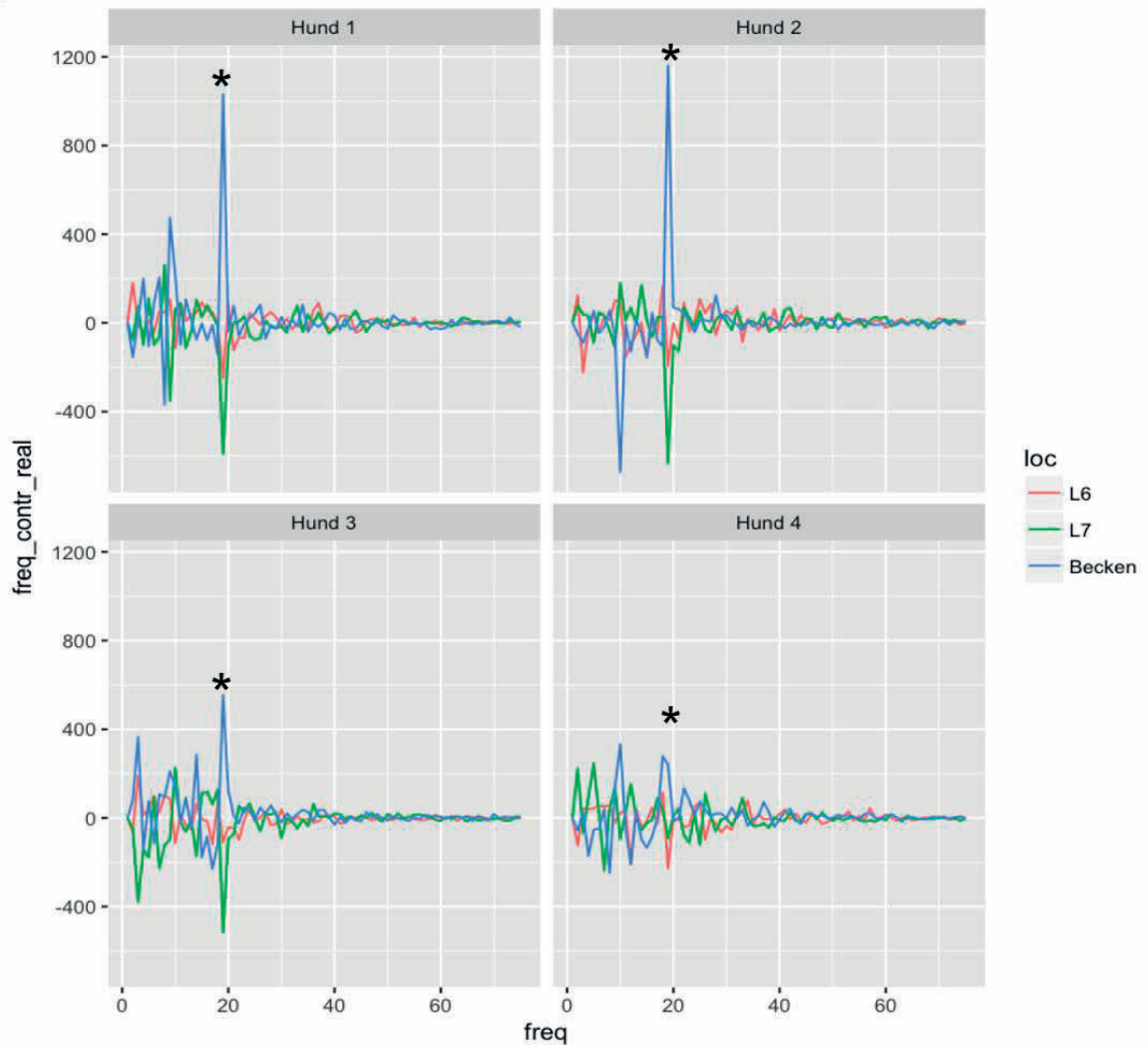


Abb. 54: Fouriertransformation (Sinusanteil) der sagittalen Rotation von Becken, L7 und L6 von DSH 1-4 im Trab. Die Hauptschwingung (*) von Becken und L6/L7 ist entgegengesetzt gerichtet, d.h. das Becken zeigt einen Ausschlag ins Positive, L7 und L6 ins Negative

5.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die kinematische Analyse der 4 untersuchten Deutschen Schäferhunde ergibt ein gemeinsames Grundmuster für die Beckenrotation. Diese zeigt eine starke Abhängigkeit von der Bewegung der Hintergliedmaßen und somit vom Schrittzklus. Die axiale und laterale Rotationsbewegung des Beckens sind monophasisch ausgeprägt, die sagittale Beckenrotation biphasisch. Im Schritt dominiert die axiale Rotation (etwa 12°), im Trab die laterale Rotation (etwa 9°). Die Beckentranslation wird in kraniokaudaler Richtung (tx) vom Laufband und in laterolateraler Richtung (tz) von der Position des Probanden auf dem Laufband beeinflusst. Die ventrodorsale Beckentranslation (ty) ist vom Schrittzklus abhängig und ergibt in beiden Gangarten ähnliche Werte von etwa 3,6cm.

Die Intervertebrale Rotation bei L7-S1 und L6-L7 zeigt einen sehr kleinen maximalen Bewegungsumfang von etwa $2-3^\circ$. Lediglich die sagittale Rotation bei L7-S1 erreicht im Trab höhere Werte. Bei den untersuchten Hunden dominiert am lumbosakralen Übergang die sagittale Rotation mit $3,6^\circ$ im Schritt und $5,1^\circ$ im Trab. Bei L6-L7 ist die laterale Rotation mit $3,4^\circ$ im Schritt und $3,9^\circ$ im Trab am größten ausgeprägt. Allein die sagittale Rotation zeigt im Trab ein biphasisches Bewegungsmuster, das vom Schrittzklus abhängig ist. Die übrigen Rotationsbewegungen sind unregelmäßig und mehrphasig ausgebildet ohne erkennbaren Zusammenhang zum Schrittzklus.

Die Gesamtbetrachtung der lumbosakralen Bewegung in der Fouriertransformation zeigt, dass die Hauptbewegung der axialen Beckenrotation invers zu der axialen Hauptrotationsbewegung von L7 und L6 erfolgt. Zusätzlich zeigt sich, dass die beobachtete Rotationsbewegung von L7 und L6 sich aus einer Hauptfrequenz und Bewegungen anderer Frequenzen zusammensetzten. Die sagittale Rotation von L7 erfolgt gegenläufig zum Becken. Abweichungen der Beckenbewegung wirken sich auf die kaudale Lendenwirbelsäule aus. So zeigt sich bei abweichenden Beckenbewegungen, welche unter anderem durch Stolpern ausgelöst wurden, eine verstärkte Rotationsbewegung von L7 oder L6 in die entgegengesetzte Richtung.

Die intervertebrale Translationsbewegung bei L7-S1 und L6-L7 sind mit etwa 0,1-0,2cm in alle Richtungen nur minimal ausgeprägt. Lediglich die kraniokaudale Translation (tx) zeigt im Trab ein biphasisches Muster, welches zum Schrittzklus synchron ist. Bei Betrachtung der Gesamtbewegung am lumbosakralen Übergang, findet sich im Trab eine Abhängigkeit der kraniokaudalen Translationsbewegung von der sagittalen Rotation von L7.

6 Diskussion

6.1 Eignung des Scientific Rotoscoping für die Untersuchung der Intervertebralbewegung

6.1.1 Messgenauigkeit

Die Animation und Auswertung der Hunde erfolgte durch ein und denselben Untersucher, um ein maximale Messgenauigkeit zu erzielen. Für die Messgenauigkeit des Untersuchers (Autor der Studie) bei vorliegendem Versuchsaufbau ergab sich für Becken und kaudale Wirbelsäule eine Messgenauigkeit von $0,1\pm 0,01\text{cm}$ für die Translation und $1,3\pm 0,2^\circ$ für die Rotation. Dies passt zu der von Wachs ermittelten Auflösungsgrenze des Verfahrens im Rahmen der Pixelverschiebung von $1\text{-}2^\circ$ (Wachs 2015). In der Vorarbeit ergab sich beim Beagle in der 90° Einstellung eine Messgrenze von $1,9\pm 0,4^\circ$ für Rotationsbewegungen. In der vorliegend Arbeit wurde damit eine etwa 30%-ige Steigerung der Messgenauigkeit erreicht im Vergleich zur Vorarbeit von Wachs (Wachs 2015). Für andere Regionen des Körpers und andere Wirbeltierarten wurden abweichende und zum Teil kleinere Grenzwerte evaluiert. Zum Beispiel wurde die Messgrenze für die Flügelbewegung beim Vogel mit einer Translation von $0,1\text{-}1\text{mm}$ und einer von Rotation $0,1\text{-}1^\circ$ abhängig von Knochen und Strahlengang definiert (Gatesy et al. 2010). Die Genauigkeit des Scientific Rotoscoping hängt, aufgrund der manuellen Anpassung der Knochenmarionette an die Röntgenfilme, daher von verschiedenen Faktoren ab. So beeinflussen zum einen die Erfahrung und Genauigkeit des Untersuchers, die Einstellung der Anlage, die Röntgenvideoqualität und der Patient selbst die Genauigkeit des Verfahrens. Zudem ist die erhobene Messgrenze immer von der untersuchten Region und den Strahlengängen der Röntgenanlage abhängig (Gatesy et al. 2010).

Aufgrund der eingeschränkten Ausrichtungsmöglichkeit der Anlage bei großen Hunden, erfolgte die Röntgenvideographie der Wirbelsäule beim Deutschen Schäferhund in der schräglateralen 63° - Einstellung. In dieser Einstellung ergeben sich zwei sehr ähnliche Röntgenvideos der kaudalen Lendenwirbelsäule in schräg ventrodorsalem Strahlengang. Dies erschwert im Vergleich zur 90° -Einstellung der Anlage zum einen die räumliche Vorstellung für den Untersucher und beschränkt zum anderen die laterolaterale Lokalisierbarkeit des Patienten auf dem Laufband. Die

Genauigkeit in der Ebene der laterolateralen Translation und teilweise auch der axialen und lateralen Rotation ist damit stärker begrenzt als in der orthogonalen Einstellung. Die Auswertung der Untersuchung wurde mittels Scientific Rotoscopying vorgenommen. Ein Vorteil des Verfahrens ist die hohe Genauigkeit bei gleichzeitiger Nicht-Invasivität. Jedoch wird zum Beispiel die Erkennbarkeit der Knochenpunkte von der Einstellung der Röntgenanlage, anatomischen Gegebenheiten und Überlagerungen mit anderen anatomischen Strukturen beeinflusst. So wird die genaue Lokalisierung der Knotenpunkte von L7 in der 63°-Einstellung der Röntgenanlage durch eine Überlagerung von Beckenschaufeln und Weichteilschatten der Hintergliedmaßen erschwert. Die Überlagerung bei L6 ist in der Regel geringer ausgeprägt, sodass die Knochenpunkte hier leichter zugeordnet werden können. Im Rahmen der Röntgenvideographie werden jedoch bei großen Hunden aufgrund des ausgeprägten umgebenden Weichteilgewebes, schmale Knochenfortsätze wie die Dorn- und Querfortsätze zum Teil überstrahlt. Dies erschwert eine anatomische Orientierung der Wirbel deutlich und macht eine lange Trainingsphase des Untersuchers für jeden Probanden nötig, um sich an der individuellen Anatomie zu orientieren.

Trotz der Verwendung von individuellen CT-Knochenmarionetten kommt es beim Laden der virtuellen Wirbelsäule in Autodesk Maya® zu geringgradigen Größenabweichungen zwischen Knochenmarionette und Röntgenvideo. Diese sind sowohl durch kleine Abweichungen im Rahmen der manuellen Knochenabgrenzung in Amira® verursacht, als auch durch kleinere Unstimmigkeiten der verschiedenen PC-Programme. So besteht hier unter anderem noch Verbesserungsbedarf in der ergänzenden Anwendungssoftware für das Scientific Rotoscopying.

Insgesamt bietet das Scientific Rotoscopying eine herausragende Messgenauigkeit bei gleichzeitig minimaler Invasivität. Das Scientific Rotoscopying stellt, neben dem Knochenmarker basierten XROMM, aktuell das genaueste Messverfahren zur Darstellung dreidimensionaler Knochenbewegung in vivo dar. Mit dieser Methode lassen sich natürliche Bewegungen von Wirbeltieren, wie die Wirbelsäulenbewegung beim Hund, virtuell darstellen und messen. Jedoch stößt selbst dieses Messverfahren bei der Definition der sehr kleinen intervertebralen Rotations- und Translationsbewegungen und vor allem im Rahmen der Teilbewegungen deutlich an die Grenzen der räumlichen Auflösung.

6.1.2 Verbesserungsvorschläge zur Untersuchung der Intervertebralbewegung

Eine zusätzliche 3. ventrodorsale Ebene kann die Genauigkeit der Wirbelbewegung in laterolateraler Richtung verbessern. Jedoch wäre dies mit einem deutlichen Anstieg der Strahlenbelastung für Patient und Untersucher, sowie immensen Kosten verbunden.

Eine Implantation von Knochenmarkern im Rahmen der XROMM Methode würde ebenfalls zu einem Zugewinn an Genauigkeit führen; dieses Verfahren wäre jedoch sehr invasiv. So zeigte sich in einer Untersuchung eine nur gering abweichende Messgrenze zwischen beiden Verfahren mit einer allgemeinen markergestützten Messgrenze bis 0,1mm und 0,1° und einer markerlosen Messgrenze bis 0,15° (Miranda et al. 2011). Die ethische Vertretbarkeit der markergestützten Methode bleibt daher aufgrund des nur minimalen Gewinns an Genauigkeit fraglich.

Eine weitere Möglichkeit der Verbesserung des Messverfahrens ist eine Kombination des Scientific Rotoscoping mit Hautmarkern und Kraftmessplatten. Durch diese Erweiterung der Messmöglichkeiten ist eine bessere Beurteilung der simultanen Gliedmaßenbewegung möglich, da hiermit auch abweichende Schrittbilder objektiv mit in die Beurteilung der Rückenbewegung einbezogen werden können. Somit kann ein detaillierterer Vergleich der Gliedmaßen-, Becken- und Rutenbewegung mit der Wirbelbewegung erzielt werden, um Abhängigkeiten des Gangbildes von kinematischen Parametern weiter zu evaluieren.

Trotz der vielen Vorteile des Scientific Rotoscoping, handelt es sich um ein sehr zeitaufwendiges und kompliziertes Verfahren. So nimmt bereits die Einarbeitungsphase des Untersuchers in die einzelnen Softwareprogramme etwa 1 Jahr in Anspruch. Für die virtuelle Animation und virtuelle Untersuchung werden anschließend mehrere Monate pro Proband benötigt. Erst dann kann eine Messung und Auswertung der Bewegung an der fertig animierten virtuellen Knochenmarionette erfolgen. Aufgrund dieser extrem aufwendigen Methodik lassen sich im Rahmen des Scientific Rotoscoping nur sehr geringe Patientenzahlen untersuchen. Das Verfahren bleibt somit der Wissenschaft vorbehalten und ist aufgrund des hohen Kosten- und Zeitaufwands für die klinische Untersuchung derzeit ungeeignet.

6.2 Einfluss des Laufbands auf das Gangbild

Die im Rahmen der Studie untersuchten Patienten waren Privathunde und daher zum Großteil nicht laufbanderprobt. Um Abweichungen des Gangbildes auf dem Laufband gering zu halten und ein gleichmäßiges Gangbild zu erzielen ist eine Gewöhnungsphase (Habituation) notwendig (Buchner et al. 1994a). So zeigen Hunde in der Lernphase auf dem Laufband meist kein konstantes Gangbild (Alton et al. 1998). Trotz der individuellen Eingewöhnungsphase zeigten die einzelnen Patienten in der vorliegenden Untersuchung eine unterschiedlich gute Anpassung und Gewöhnung an das Laufband. So fand sich DSH 1 schnell mit dem Laufen auf sich bewegenden Untergrund ab und zeigte ein sehr gleichmäßiges Gangbild. Patient 3 hingegen wies auch nach längerer Eingewöhnung im Trab ein leicht unsicher wirkendes Gangbild auf. Patient 2 und 4 zeigten erst nach einiger Zeit ein gleichmäßiges Gangbild und mussten teilweise auch während dem Lauf mit Futter animiert werden. Bei zu langer Eingewöhnungsphase zeigten einige Patienten wiederum Ermüdungserscheinungen oder nachlassende Kooperativität, weshalb sowohl die Eingewöhnungsphase als auch die Laufbandgeschwindigkeit individuell auf den Patienten abgestimmt wurden. Die Laufbandgeschwindigkeit orientierte sich in dieser Untersuchung daher an der Komfortgeschwindigkeit eines jeden Hundes und zeigt zwischen den Individuen daher geringe Abweichungen. Die Geschwindigkeit wurde so gewählt, dass der einzelne Patient eine subjektiv gleichmäßige Gangart zeigte. Diese Geschwindigkeit wurde anschließend während des Laufs konstant gehalten. Die Kontrolle des Gangbildes erfolgte mittels Live-Kameras und einer Bestimmung des Duty Faktor.

In der vorliegenden Untersuchung bewegten sich die Probanden mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 0,8m/s im Schritt und 2,4m/s im Trab auf dem Laufband. Diese Geschwindigkeit ist weitgehend vergleichbar mit anderen Laufbandstudien beim Hund (Andrada et al. 2017; Gradner et al. 2007). Lediglich in der Untersuchung von Wachs beim Beagle wurde im Trab mit einer geringeren Laufbandgeschwindigkeit von 1,5m/s gearbeitet (Wachs 2015).

Die meisten Patienten zeigten im Trab subjektiv schneller ein gleichmäßiges Gangbild als im Schritt, weshalb die Röntgenvideographie häufig erst im Trab und dann im Schritt aufgezeichnet wurde. Dies deckt sich mit Beobachtungen aus anderen Studien. So beschrieb Buchner eine schnellere Gewöhnung von Pferden an das Laufband in schnelleren Gangarten (Buchner et al. 1994a).

In der vorliegenden Arbeit zeigt sich im Schritt häufig ein gleichmäßigerer Kurvenverlauf als im Trab. Dies widerspricht zwar der Beobachtung während der Aufzeichnung der Röntgenvideos, nach welcher sich die Patienten im Trab schneller an das Laufband gewöhnten, kann jedoch damit zusammenhängen, dass die Schrittaufnahmen aus diesem Grund häufig nach den Trabaufnahmen angefertigt wurden und die Eingewöhnung auf dem Laufband bei den Schrittaufnahmen somit weiter fortgeschritten war. Eine weitere mögliche Erklärung ist, dass sich die einzelnen Schritte im Trab trotz Eingewöhnung stärker unterscheiden und somit individueller sind als im Schritt. Dies deckt sich mit Beobachtungen am Labrador Retriever. Hier war das Gangbild im Trab weder für die einzelnen Individuen noch zwischen den Hunden reproduzierbar (Clements et al. 2005).

Im Live-Video zeigte sich bei einzelnen Schritten eine geringgradige Interaktion der Vorder- und Hintergliedmaßen im Sinne eines „auf die Hacke Treten“. Diese war unterschiedlich stark ausgeprägt und vor allem bei DSH 2 im Trab im Kurvenverlauf erkennbar. Bei diesem Patienten war die Gliedmaßeninteraktion vor allem der auf dem Laufband im Trab gerade kraniokaudal gerichteten Körperachse geschuldet und wurde zeitweise durch ein geringgradiges „Crabbing“ vermieden (Nunamaker & Blauner 1985). Die übrigen Patienten zeigten im Trab meist durchgehend ein geringgradiges Crabbing. Hier wurden leichte Gliedmaßeninteraktionen bei einzelnen Schritten, wie auch im Schritt, primär durch die Bewegung des Laufbandes verursacht, hatten jedoch keinen Einfluss auf den Kurvenverlauf.

Eine Einschränkung der Laufbanduntersuchung ist somit die fragliche Übereinstimmung des Gangbildes zwischen Laufband und festem Untergrund. Während beim Hund in einer Untersuchung nur geringe Unterschiede zwischen dem Laufen auf dem Boden und auf dem Laufband beobachtet wurden (Torres et al. 2013), fanden sich in einer anderen Untersuchung beim Pferd signifikante Unterschiede zwischen der Bewegung auf dem Laufband und auf befestigtem Boden (Buchner et al. 1994a, 1994b). Jedoch ist die Untersuchung des Bewegungsapparates im Rahmen des Scientific Rotoscoping aufgrund der stationären Untersuchungsanlage auf das Laufband als Grundlage angewiesen.

6.3 Auswahl der Probanden

Durch die große Variation des Gangbilds entsprechend der Rasse und zwischen einzelnen Individuen, setzt die individuelle Morphologie des Hundes einer Festsetzung von Referenzwerten für die kinematische Ganganalyse Grenzen (DeCamp 1997). Es ist daher sinnvoll Hunde von ähnlicher Größe und Körperbau, wie in der vorliegenden Arbeit innerhalb einer Rasse und Linie, miteinander zu vergleichen (DeCamp 1997). Aufgrund der Prädisposition des Deutschen Schäferhundes (Flückiger et al. 2006; Suwankong et al. 2008) und von Arbeitshunden (Danielsson & Sjöström 1999) für die degenerative lumbosakrale Stenose wurde die Arbeitslinie dieser Rasse für die Untersuchung gewählt. Aufgrund der extrem aufwendigen Methodik wurde nur eine kleine Anzahl von Hunden (n=4) untersucht.

6.4 Dreidimensionale Beckenbewegung

Aufgrund der Kopplung von Becken und Sakrum in der vorliegenden Arbeit, spiegelt die im Folgenden beschriebene Beckenbewegung zugleich die Bewegung des Sakrum wider.

6.4.1 Beckenrotation

Die axiale und laterale Rotation des Beckens folgt in beiden Gangarten, mit geringen individuellen Schwankungen, einem monophasischen Bewegungsmuster. Die sagittale Beckenrotation ist im Schritt und im Trab hingegen biphasisch ausgeprägt. Die Beckenrotation zeigt eine starke Abhängigkeit vom Schrittzzyklus. Zwischen den einzelnen Schritten eines Patienten sowie zwischen den Patienten zeigen sich individuelle Schwankungen in den Bewegungskurven, insgesamt folgt die Bewegung jedoch einem gemeinsamen Grundmuster. Diese Beobachtung deckt sich mit Untersuchungen am Beagle (Wachs 2015; Wachs et al. 2016).

6.4.1.1 Axiale Beckenrotation

Allen Patienten gemeinsam ist, mit kleineren individuellen Schwankungen, ein Maximum um die Mitte der Stemmphase und ein Minimum um die Schwungphasenmitte in beiden Gangarten. Dieses monophasische Grundmuster der axialen Beckenrotation findet sich auch in Untersuchungen am Beagle (Wachs 2015;

Wachs et al. 2016). Auffällig ist bei DSH 1 und 2 im Trab eine Unterbrechung des monophasischen Bewegungsmusters durch ein kleines Plateau im Sinne einer angedeuteten dreiphasigen Bewegung.

In der Arbeit von Layer, in welcher die Rückenbewegung von gesunden Dackeln und Labrador Retrievern mittels Hautmarkern untersucht wurde, ist ebenfalls bei einzelnen Hunden eine triphasische axiale Bewegung des Sakrum und der kaudalen Lendenwirbel beschrieben (Layer 2012). Am Becken-Sakrum-Komplex ist die Bewegung in der vorliegenden Untersuchung primär monophasisch mit nur teilweise angedeuteter Dreiphasigkeit ausgebildet. Die Dreiphasigkeit der axialen Bewegung wird hier erst bei L7 und L6 erkennbar. Die zusätzlichen kleinen Plateaus und Kurvenerhebungen der Beckenrotation lassen sich dabei primär mit dem Auf- und Abfüßen der Hintergliedmaßen und der ipsilateralen Gliedmaßeninteraktion von DSH 2 im Trab in Verbindung bringen.

Um die Ursache dieser abweichenden Bewegungskurven und Plateaus weiter evaluieren zu können, ist daher unter anderem eine detaillierte Untersuchung der Rutenbewegung und Gliedmaßenbewegung z.B. mit Hautmarkern notwendig.

Die Bewegung der axialen Beckenrotation wurde in der vorliegenden Untersuchung aufgrund der sehr geringen Ausprägung des Plateaus insgesamt noch der monophasischen Bewegung zugeordnet.

Der maximale Bewegungsumfang des Beckens ist beim Schäferhund in axialer Ebene im Schritt mit $12,1 \pm 4,7^\circ$ am größten ausgeprägt und stimmt weitgehend mit Untersuchungen am Beagle (Wachs 2015; Wachs et al. 2016) und sogar am Pferd (Wennerstrand 2008) überein. Im Trab zeigt sich jedoch eine deutliche Divergenz in der ROM zwischen Schäferhund und Beagle. Der Beagle erreicht im Trab eine axiale Becken ROM von bis zu 11° (Wachs 2015; Wachs et al. 2016). Das Pferd erreichte mit 6° (Wennerstrand 2008) die gleiche ROM wie die untersuchten Schäferhunde (ROM von ungefähr $6,1^\circ$). Lediglich DSH 3 zeigte mit 11° im Trab eine ähnliche ROM wie die Beagle in der Untersuchung von Wachs (Wachs 2015; Wachs et al. 2016). Eine Gemeinsamkeit zwischen den Beagle bei Wachs (Wachs 2015) und DSH 3 im Trab findet sich im Duty Faktor von 0,5. Es ist anzunehmen, dass durch den höheren Duty Faktor von DSH 1,2 und 4 die Schritte raumgreifender sind und sich dies in der verstärkten axialen Beckenrotation widerspiegelt. Somit ist eine gewisse Abhängigkeit der axialen Becken-ROM vom Duty Faktor wahrscheinlich.

In den Live-Videos zeigten sämtliche untersuchten Schäferhunde einen eher flachen Trab mit starkem Vorschub und relativ konstant gehaltenem Becken. Dies lässt vermuten, dass die Bewegung der Hintergliedmaßen beim Schäferhund vor allem im schnellen Trab, überwiegend in laterale Beckenrotation und somit in den Vortrieb übertragen wird, anstatt in „verschwenderische“ Auf- und Abwärtsbewegungen. Das Auftreten der Maxima und Minima der Beckenrotation war vor allem vom Duty Faktor abhängig und war beim Beagle ähnlich verteilt (Wachs 2015; Wachs et al. 2016).

Die axiale Beckenrotation wird durch das Auf- und Abfußen und durch abweichende Bewegungen der Hintergliedmaßen (z.B. „Hacken treten“, Umpositionierung der kaudalen Körperachse) am stärksten beeinflusst und zeigt folglich die größte individuelle Schwankung im Kurvenverlauf bei erhaltenem Bewegungsgrundmuster. Hingegen zeigt sich in der Fouriertransformation eine Hauptschwingung des Beckens mit mehreren kleineren Nebenschwingungen. Dies passt zu der Regelmäßigkeit der Bewegungskurven. Die axiale Hauptbewegung des Beckens wird von anderen Schwingungen in individuell unterschiedlichem Ausmaß beeinflusst, jedoch ist dieser Einfluss deutlich weniger stark ausgeprägt als bei der Intervertebralbewegung. Die axiale Beckenrotation ist damit trotz individueller Schwankungen in erster Linie vom Schrittzzyklus der Hintergliedmaßen abhängig und zeigt daher trotz kleinerer Abweichungen ein relativ konstantes Bewegungsmuster zwischen den einzelnen Schritten. DSH 2 zeigt im Trab während der Vorwärtsbewegung mit kraniokaudal gerichteter gerader Körperachse eine ipsilaterale Gliedmaßeninteraktion. Dies beeinflusst die axiale Beckenrotation im Rahmen einer verminderten Amplitude und ist, durch die zusätzlichen Kurvenausschläge beim Fußen der Hintergliedmaßen, mehrphasig ausgeprägt. Erst durch eine leichte Schrägstellung der Körperachse im Trab wird die Amplitude größer und der Kurvenverlauf, wie bei den übrigen Patienten mit geringgradigem Crabbing, monophasisch. Folglich wird durch starke Gliedmaßeninteraktion das Gangbild gestört und die axiale Rotation verringert. Der Kurvenverlauf der axialen Rotation und die Amplitude scheinen in der vorliegenden Studie primär von der Gangart abhängig zu sein und weniger von der Geschwindigkeit. Die ROM zeigte in der vorliegenden Untersuchung keinen erkennbaren Zusammenhang zu metrischen Parametern wie der Laufbandgeschwindigkeit oder Gesamtschrittdauer.

Ein Zusammenhang mit der Schwungphasenschrittlänge ist unbekannt, da diese im Rahmen der Versuchsanordnung nicht messbar war. Um eine aussagekräftige Untersuchung der Ursache abweichender Schritte zu ermöglichen, ist daher eine Kombination der Methode mit anderen Messverfahren wie Hautmarker oder Kraftmessplatten notwendig. So könnten neben metrischen Zusammenhängen auch kinematische Sachverhalte dargestellt und in die Untersuchung mit einbezogen werden.

Der Kurvenverlauf von DSH 3 zeigt zwischen den beiden Gangarten die größte Ähnlichkeit in Kurvenverlauf und ROM. Im Live-Video zeigt sich hier ein langsamer Trab mit synchroner Bewegung der diagonalen Gliedmaßenpaare. Zusätzlich zeigt sich eine zeitlich geringgradig verzögerte Fußung der Hintergliedmaßen im Vergleich zu den Vordergliedmaßen. Dieses Phänomen ist beim Hund und beim Pferd beschrieben. So berühren nach Hildebrand beim Pferd die diagonalen Gliedmaßen im Trab oft nicht exakt zeitgleich den Boden, sondern können bei erhaltenem Grundmuster des Trabs etwas versetzt auffußen (Hildebrand 1965). Auch beim Hund ist eine gering abweichende Fußungsdauer im Trab beschrieben (Hildebrand 1968). So definiert Hildebrand beim Hund den Trab lediglich als ein annäherndes Zusammenschwingen diagonalen Gliedmaßenpaare (Hildebrand 1965). Die Gangart bei DSH 3 wurde während der Aufzeichnung zunächst als Trab definiert. In der Zeitlupe des Live-Videos zeigt sich eine weitgehend synchrone Bewegung der diagonalen Gliedmaßenpaare, aufgrund der verzögerten Auffußung der Hintergliedmaßen im Vergleich zu den Vordergliedmaßen erinnert das zeitlich versetzte Auffußen jedoch eher an das Fußungsmuster des Schrittes. Der Trab von DSH 3 unterscheidet sich somit vom Trab der anderen Patienten und kann definitionsgemäß daher nicht eindeutig als Trab zugeordnet werden. Auffällig ist jedoch im Kurvenverlauf, dass die axiale Beckenrotation bei DSH 3 zwischen den beiden Gangarten sowohl hinsichtlich der ROM als auch hinsichtlich der Bewegungsform die größte Ähnlichkeit aufweist. Zudem ähneln Kurvenverlauf und ROM von DSH 3 im Trab anderen Bewegungsstudien beim trabenden Beagle (Wachs 2015; Wachs et al. 2016). Sowohl DSH 3 als auch die Beagle liefen im Trab mit einem Duty Faktor von 0,5 (Wachs 2015). Nach Hoyt ist eine Gangart mit dem Duty Faktor von 0,5 oder kleiner in der traditionellen Ganganalyse dem „Run“ (Rennen) zuzuordnen (Hoyt et al. 2006). Jedoch lässt sich nach Hoyt der Trab selbst bei Vierbeinern nur unzureichend durch den Duty Faktor beschreiben, da dieser vor allem für den Menschen definiert wurde

(Hoyt et al. 2006). Stattdessen ist der Trab beim Vierbeiner vielmehr durch die Fußungsabfolge und eine zeitliche Relation zwischen der Auffußung der Vordergliedmaße und der ipsilateralen Hintergliedmaße von 50% definiert (Hoyt et al. 2006). Aufgrund dieser Definition wurde der Trab der Patienten in der vorliegenden Untersuchung erneut ausgewertet. Es fand eine Auswertung der Auffußung von linker Vordergliedmaße in Relation zum Schrittzzyklus der linken Hintergliedmaße statt (Tab. 409). Hier wiesen DSH 1,2 und 4 eine um ca. 40-50% versetzte Auffußung der linken Vordergliedmaße im Vergleich zur linken Hintergliedmaße (Referenzgliedmaße) auf und konnten somit dem Trab zugeordnet werden. DSH 3 hingegen zeigte bei Schritt 1-3 Werte von unter 40%. Erst die Schritte 7- 9 wiesen eine um etwa 50% versetzte Auffußung der linken Vordergliedmaße im Vergleich zur linken Hintergliedmaße (Referenzgliedmaße) auf. Somit lassen sich lediglich die Schritte 7- 9 bei DSH 3 gemäß dieser Definition sicher dem Trab zuordnen, während sich die übrigen Schritte trotz Duty Faktor und Beinabfolge streng genommen nicht eindeutig als Trab definieren lassen.

Schritt	DSH 1	DSH 2	DSH 3	DSH 4
1	48	46	32	46
2	48	45	32	47
3	51	48	35	50
4	49	45	40	44
5	50	48	43	42
6	51	51	39	47
7	49	53	44	44
8	52	50	50	49
9	53	49	48	51

Tab. 40: Auffußung linke Vordergliedmaße in Relation zum Schrittzzyklus im Trab in %

6.4.1.2 Laterale Beckenrotation

Die laterale Beckenrotation zeigt eine monophasische, vom Schrittzzyklus abhängige Bewegung. Die Wendepunkte sind mit der Auf- und Abfußung der Hintergliedmaßen assoziiert. Dies passt zu den Beobachtungen am Beagle (Wachs 2015; Wachs et al. 2016).

Die ROM ist mit $10,9 \pm 0,8^\circ$ im Schritt nur geringgradig größer als im Trab mit $9,0 \pm 0,9^\circ$ ausgeprägt und die dominierende Beckenrotationsrichtung im Trab. In der Studie von Wachs stellt die laterale Rotation beim Beagle hingegen mit $4,6^\circ$ im Schritt und $5,8^\circ$ im Trab die kleinste Rotation dar (Wachs 2015; Wachs et al. 2016). Beim Pferd wurde eine laterale Beckenrotation von $5,1^\circ$ im Schritt und $4,1^\circ$ im Trab berichtet (Faber et al. 2000; Faber et al. 2001). Somit zeigt der Schäferhund eine stärkere laterale Beckenrotation als Pferd und Beagle. Dies passt zur Annahme, dass beim Schäferhund die Bewegung der Hintergliedmaßen überwiegend in den Vortrieb übertragen wird.

6.4.1.3 Sagittale Beckenrotation

Die sagittale Beckenrotation zeigt in beiden Gangarten ein biphasisches Bewegungsmuster, welches eine starke Abhängigkeit vom Schrittzzyklus besitzt. Dies deckt sich mit anderen Studien am Hund (Layer 2012; Wachs 2015; Wachs et al. 2016). Die beiden Maxima gehen mit dem Auffußen der beiden Hintergliedmaßen einher und entsprechen der maximalen Anteversion des Beckens. Die beiden Minima treten in Stemm- und Schwungphasenmitte auf und entsprechen der maximalen Retroversion des Beckens. Dieses Muster wurde auch beim Beagle beobachtet (Wachs 2015). Beim Schäferhund wurde für die sagittale Beckenrotation eine ROM von $7,8 \pm 2,5^\circ$ im Schritt und $6,7 \pm 1,9^\circ$ im Trab erreicht. Im Schritt sind beim Beagle mit $8,0^\circ$ (Wachs 2015) und beim Pferd mit $7,3^\circ$ (Faber et al. 2000) ähnliche Werte für die sagittale Beckenrotation bekannt. Im Trab weichen die Werte jedoch beim Beagle mit $8,2^\circ$ (Wachs 2015) und beim Pferd mit $4,3^\circ$ (Faber et al. 2001; Wachs et al. 2016) geringfügig ab. Beim Schäferhund ist die sagittale Beckenrotation im Schritt am kleinsten ausgeprägt und im Trab nur geringfügig größer als die axiale Rotation. Dies lässt sich unter anderem durch die Stabilisierung des Beckens und des Sakrum in sagittaler Ebene durch die Muskulatur (M. longissimus und M. multifidus) erklären (Schilling & Carrier 2009; Wachs, 2015).

6.4.2 Beckentranslation

Die Beckentranslation in kraniokaudaler und laterolateraler Richtung ist in erster Linie von der Position des Patienten auf dem Laufband abhängig. So beschreibt beim Schäferhund die kraniokaudale Beckentranslation eine annähernd lineare Bewegung im Schritt und ist somit in erster Linie von der Laufbandposition des Patienten abhängig. Es spiegelt das Laufen auf derselben Stelle mit konstanter Geschwindigkeit wider. Im Trab zeigt sich eine leicht biphasisch ausgeprägte kraniokaudale Bewegung des Beckens. Diese geringgradige Wellenbewegung wird durch ein „nach vorne Drücken“ des Beckens in der Stemmphase der Hintergliedmaßen ausgelöst.

Die ventrodorsale Beckentranslation ist ebenfalls biphasisch ausgebildet und beschreibt die Auf- und Ab-Bewegung des Beckens. Diese wird primär durch das Abdrücken der Hintergliedmaßen vom Boden verursacht. Im Schritt wird das Becken in der Mitte der Stemmphase der beiden Hintergliedmaßen maximal nach dorsal gedrückt, im Trab befindet sich das Becken zwischen den Stemmphasen der beiden Hintergliedmaßen in maximal dorsaler Position. Die ventrodorsale Beckentranslation erreicht im Schritt und im Trab eine ähnliche ROM. Somit wird im Trab trotz größerer federnder Schritte die Beckenposition relativ konstant gehalten. Dies stützt die Theorie, dass beim Schäferhund die Bewegung der Hintergliedmaßen überwiegend in den Vortrieb übertragen wird und unökonomische Auf-, Ab- und Seitwärtsbewegungen auch in der Beckenbewegung weitgehend reduziert werden.

Die laterolaterale Translation beschreibt die Position der kaudalen Körperachse auf dem Laufband. Der lineare Verlauf der Kurve mit nur geringen Schwankungen gibt die relativ konstante Position der Patienten auf dem Laufband wieder. DSH 2 und 4 zeigten im Schritt eine größere Streuung zwischen den Kurven. Hingegen hielten DSH 1, gefolgt von DSH 3, im Schritt und Trab die Laufbandposition am besten. Dies spiegelt sich auch im synchronen Kurvenverlauf der Beckenbewegung bei DSH 1 wider.

6.5 Intervertebralbewegung von L7 und L6

6.5.1 Axiale intervertebrale Rotation

Die axiale Rotation von L6 und L7 zeigt eine zwei-bis dreiphasige Bewegung, welche somit deutlich von der Beckenbewegung abweicht. Eine schrittzyklusabhängige und weitgehend unveränderte Übertragung der Beckenbewegung auf die kaudale Lendenwirbelsäule in abnehmender Intensität wie beim Beagle ist hier nicht erkennbar (Wachs 2015; Wachs et al. 2016).

So zeigt sich für L7 zwar teilweise eine angedeutete Abhängigkeit der axialen Rotation vom Schrittzyklus, bei L6 ist diese jedoch nur noch fraglich ausgeprägt. Pro Schrittzyklus treten bei allen Patienten zwar 2 bis 3 Maxima und Minima auf, das zeitliche Auftreten dieser Wendepunkte ist jedoch sehr unregelmäßig. So zeigt sich eine teilweise Orientierung der Maxima und Minima von L7 an den Wendepunkten des Beckens, die restliche Bewegung von L7 ist hingegen weitgehend asynchron im Schrittzyklus verteilt, ohne ersichtliche Gesetzmäßigkeit. Diejenigen Wendepunkte von L7, welche mit den Wendepunkten der axialen Beckenrotation zusammenfallen, verlaufen im Vergleich zum Becken antiperiodisch. Dies bedeutet, dass die axiale Rotation von L7 und dem Becken grundlegend entgegengesetzt gerichtet sind. Dies deckt sich auch mit dem Ergebnis der Korrelation und der Fourier Transformation. Dieser Zusammenhang wurde beim Beagle auch von Wachs beobachtet (Wachs 2015). So schlussfolgerte Wachs, dass durch die gegenläufige axiale Rotation am lumbosakralen Übergang Scherkräfte auf die lumbosakrale Bandscheibe wirken und diese gegenläufige axiale Torsion durch eine entgegengesetzte Drehung zwischen Becken- und Schultergürtel zu Stande kommt (Wachs 2015). Auch Layer beobachtete diese inverse axiale Bewegung am lumbosakralen Übergang beim Labrador und Dackel (Layer 2012). Jedoch zeigten sich auch hier im Bereich des Sakrum und der kaudalen Lendenwirbelsäule bei einzelnen Patienten rasseunabhängig triphasische transversale Bewegungen der Knochenmarker, während bei anderen Patienten wiederum monophasische Bewegungen ausgebildet waren (Layer 2012). Gradner untersuchte die thorakolumbale Wirbelbewegung an gesunden Malinois mittels Hautmarkern. In einem Schaubild der Untersuchung ist im Schritt eine Dreiphasigkeit der Sakralbewegung erkennbar, diese wird im Text jedoch nicht genauer definiert, da die Bewegung aufgrund der geringen Ausprägung der monophasischen Bewegung zugeordnet wurde (Gradner et al. 2007).

Beim Beagle in der Studie von Wachs ist diese Mehrphasigkeit in der axialen Rotation lumbosakral und im Bereich des Sakrum nicht nachvollziehbar, lediglich bei Patient 2 ist in den Schaubildern im Schritt eine angedeutete biphasische Bewegung ausgebildet (Wachs 2015). Bei L6-L7 ist diese biphasische Bewegung ebenfalls nachvollziehbar und in der kranialen Lendenwirbelsäule ist diese zum Teil angedeutet mehrphasig ausgebildet (Wachs 2015). Trotz dieser angedeutete mehrphasigen Bewegungen oberhalb der Messgrenze, war laut Wachs bei Patient 2 kein reproduzierbares Bewegungsmuster erkennbar (Wachs 2015).

Die Beobachtungen beim Schäferhund decken sich somit annähernd mit der Beschreibung von Layer beim Dackel und Labrador Retriever (Layer 2012). Layer beschrieb bei einem Teil der Patienten eine triphasische transversale Wirbelsäulenbewegung der mittleren bis kaudalen Lendenwirbelsäule (Layer 2012). Diese ist auch beim Deutschen Schäferhund bei allen Patienten in unterschiedlich ausgeprägtem Ausmaß nachvollziehbar. So zeigen sich in vorliegender Untersuchung zum Großteil triphasische axiale Rotationsbewegungen bei L7 und L6, diese sind jedoch bei einigen Schritten auch biphasisch oder wie bei DSH 4 im Trab unregelmäßig monophasisch ausgebildet. Ein durchgehendes Muster für das Auftreten von monophasischen und mehrphasigen Intervertebralbewegungen, sowie ein deutlicher Bezug zu Schrittzklus oder der Gangart ist bei den untersuchten Schäferhunden nicht erkennbar.

Die Bewegungskurven der axialen Rotation beim Schäferhund sind im Vergleich zum Beagle (Wachs 2015) deutlich unregelmäßiger ausgeprägt mit vielen kleinen abweichenden Teilbewegungen, sodass ein Grundmuster zum Teil nur schwer nachvollziehbar ist. Dies wurde auch in der Untersuchung von Layer berichtet. Auch hier zeigten die triphasischen Bewegungen eine stärkere Streuung im Schrittzklus und waren somit unregelmäßiger im Vergleich zu den monophasischen Bewegungen (Layer 2012). Layer nahm eine Überlagerung der monophasischen Bewegungen in der kaudalen Lendenwirbelsäule und dem Sakrum durch die Rutenbewegung und somit entstehender Schwingungsinterferenzen an (Layer 2012). Dies könnte auch eine mögliche Erklärung für die unregelmäßigen ein- bis mehrphasigen axialen Rotationskurven beim Deutschen Schäferhund sein. Während sich ein Teil der Kurvenausschläge der axialen Rotation sowohl in der Becken-Sakrum Rotation, als auch in der Intervertebralbewegung mit dem Auf- und Abfußen der Hintergliedmaßen in Verbindung bringen lässt, ist ein weiterer Teil der Kurvenausschläge weder mit der

Beckenbewegung noch mit der Fußung der Hintergliedmaßen vereinbar. Um diesen Sachverhalt genauer zu evaluieren, wurden die Live-Videos der Schäferhunde zu Rate gezogen und hinsichtlich der Rutenbewegung beurteilt. Auch hier lässt sich ein gewisser Zusammenhang nachvollziehen. So zeigte DSH 4 eine eher leichte passive Rutenbewegung mit flach ausgebildetem Kurvenverlauf der axialen Rotation und wenigen Kurvenausschlägen. DSH 3 hingegen wies eine ausgeprägte laterolaterale Rutenbewegung auf bei stark unregelmäßiger mehrphasiger axialen lumbosakralen Rotation. Dies könnte in der vorliegenden Untersuchung auch die Beobachtungen aus der Fouriertransformation erklären. So ergeben sich für die axiale Rotation von Becken, L7 und L6 mehrere Hauptfrequenzen, wobei eine der Frequenzen bei DSH 2-4 deutlich dominiert, während die anderen Frequenzen weniger deutlich ausgeprägt sind und somit eine geringere Wiederholbarkeit zwischen den einzelnen Schritten aufweisen. Anzunehmen ist hier, dass es sich bei der deutlichsten Hauptfrequenz um die monophasische Hauptbewegung von Becken und Wirbeln handelt, ausgelöst durch die Bewegung der Hintergliedmaßen. Die Rotationskurve wird neben dieser Hauptfrequenz jedoch noch von weiteren Frequenzen beeinflusst. So grenzt sich die Hauptfrequenz von L7 trotz der negativen Abhängigkeit von der axialen Beckenrotation deutlich weniger von den Nebenfrequenzen ab als die Beckenrotation. Dies legt die Vermutung nahe, dass die axiale Rotation von L7 im Vergleich zur axialen Beckenrotation stärker von anderen Bewegungen bzw. Schwingungen überlagert und somit beeinflusst wird, was auch zu dem unregelmäßigen mehrphasigen Verlauf der Bewegungskurve passt. L6 hingegen scheint am stärksten von anderen Schwingungen beeinflusst zu werden, was sich auch in den asynchronen, sehr unregelmäßigen mehrphasigen Bewegungskurven der axialen L6-Rotation zeigt. Dieser Zusammenhang erklärt auch die Unregelmäßigkeit der Rotationskurve, da diese somit von mehr als einer Schwingung bzw. einem Ereignis in unterschiedlichem Ausmaß beeinflusst wird. Anhand der Bewegungskurven liegt die Vermutung nahe, dass die schwächeren Hauptfrequenzen durch weitere Ereignisse wie die Fußung der Hintergliedmaßen oder die Rutenbewegung verursacht werden und der axialen Bewegungskurve somit diese unterschiedlichen Schwingungen in unterschiedlicher Ausprägung zugrunde liegen. So ist in der vorliegenden Untersuchung eine Beeinflussung der Sakral- und Intervertebralbewegung unter anderem durch die Hintergliedmaßen-Fußung und Rutenbewegung wahrscheinlich. Für eine detaillierte

Evaluierung dieses Zusammenhangs sind jedoch weitere zusätzliche Messmethoden, wie die Verwendung von Hautmarkern an Gliedmaßen und Rute, notwendig.

Eine weitere mögliche Erklärung für die beobachtete Mehrphasigkeit wäre, dass die von den Hintergliedmaßen auf das Becken übertragene Bewegung nicht gleichmäßig in von kaudal nach kranial absteigender Intensität auf die Wirbelsäule weitergeleitet wird. Somit wird kein stereotypes Bewegungsmuster der Gliedmaßen und des Beckens auf die Wirbelsäule übertragen, sondern die Bewegung wird „irgendwie“ und „irgendwo“ ohne erkennbare Gesetzmäßigkeit in die Wirbelsäule übertragen. Die Klärung dieses Sachverhaltes macht eine Untersuchung der Zusammenhänge von Ruten- Gliedmaßen- und Wirbelsäulenbewegung notwendig und stellt somit eine Grundlage für weitere Forschungen dar.

Layer beobachtete zudem, dass der Bewegungsumfang der triphasischen Bewegungen, welcher bei einzelnen Patienten gefunden wurde, etwa um ein Drittel verringert war im Vergleich zu den monophasischen Bewegungen (Layer 2012). Sie schlussfolgerte eine Störung und Einschränkung des Bewegungsablaufs in dieser Wirbelsäulenregion bei einzelnen Patienten (Layer 2012). Diese von Layer beobachtete Verringerung des Bewegungsumfangs im Rahmen der Mehrphasigkeit ist in der vorliegenden Arbeit nur zum Teil nachvollziehbar. So zeigen DSH 1 und 4 mit zunehmender Phasenverringering lumbosakral einen tendenziellen Anstieg der axialen Rotationsamplitude (DSH 1 annähernd monophasische Schritte ROM 3,6-4,6°, bi- bis triphasische Schritte 2,2-3,6°; DSH 4 annähernd monophasische Schritte ROM 4,6-4,8°, triphasische Schritte ROM 1,8-3,3°), bei DSH 3 und bei L6-L7 war dieser Zusammenhang jedoch nicht erkennbar.

Der maximale Bewegungsumfang beim Schäferhund lag für die axiale, meist mehrphasige Rotation von L7 im Schritt bei $3,0 \pm 0,5^\circ$ und erreichte im Trab ähnliche Werte mit einer ROM von $3,0 \pm 0,3^\circ$. Beim Beagle hingegen ist eine monophasische Bewegung mit einer ROM von $3,8^\circ$ im Schritt und $4,9^\circ$ im Trab beschrieben (Wachs 2015; Wachs et al. 2016). Somit erreicht der monophasische Bewegungsumfang beim Beagle höhere Werte als die mehrphasige Bewegung beim Schäferhund. Auch zeigten die Wendepunkte beim Beagle (Wachs 2015) eine geringere Streuung als beim Schäferhund. Eine mögliche Schlussfolgerung auch hinsichtlich der Beckenbewegung und der restlichen intervertebralen Bewegungsrichtungen wäre, dass mit

zunehmender Amplitude und abnehmender Phase – mehr- zu monophasisch – die Stereotypie einer Bewegung tendenziell zunimmt.

Benninger berichtet in einer Kadaverstudie von einem maximalen Bewegungsumfang von bis zu 3° für die axiale Rotation am lumbosakralen Übergang bei großrahmigen Hunden, wobei der Schäferhund im Rassevergleich eine verringerte axiale Rotationsbeweglichkeit in dieser Region aufwies (Benninger et al. 2004). Im Rahmen der Versuchsanordnung von Benninger wurde die Wirbelsäule mit einer mechanischen Energie von 3 Newtonmetern manipuliert (Benninger et al. 2004). Benninger machte dabei vor allem die steile Facettengelenkstellung beim Deutschen Schäferhund am lumbosakralen Übergang als Ursache der verminderten axialen ROM aus (Benninger et al. 2006).

Eine mögliche Interpretation für die beim Schäferhund geringere axiale lumbosakrale Rotation in der vorliegenden Studie ist daher eine Beschränkung dieser Bewegung im Rahmen der Facettengelenkstellung. Inwiefern dieser Sachverhalt für die Mehrphasigkeit der axialen lumbosakralen Rotation eine Rolle spielt, ist unbekannt. Es ist jedoch möglich, dass aufgrund dieser Einschränkung der axialen lumbosakralen Rotation im Rahmen der abweichenden Facettengelenkstellung, der Schäferhund dazu neigt, die aus dem Beckengürtel stammende axiale Rotationsbewegung eher in mehrere kleine Phasen unterteilt auf L7 zu übertragen, als im Rahmen einer großen monophasischen Bewegung.

Da die ROM beim Beagle (Wachs 2015) und bei einzelnen monophasischen axialen Rotationen des Schäferhundes, über den am Kadaver gemessenen 3° (Benninger et al. 2004) liegt, ist zudem anzunehmen, dass im Rahmen der natürlichen symmetrischen Gangarten mechanischen Energien von mehr als 3 Newtonmetern auftreten.

Bei L6-L7 zeigt sich beim Schäferhund eine mehrphasige axiale Rotation von bis zu etwa 2,3° in beiden Gangarten. Ein Zusammenhang zum Schrittzyklus oder eine rezidivierende Bewegung ist nicht erkennbar. Die ROM ist beim Beagle mit 2,2° im Schritt und 2,0° im Trab (Wachs, 2015) ähnlich ausgeprägt. In der Kadaverstudie von Benninger zeigt sich hier lediglich eine Beweglichkeit von durchschnittlich bis zu 1,2° bei einer Manipulation von 3 Newtonmetern (Benninger et al. 2004). Während beim Schäferhund die axiale Rotation bei L6-S1 und beim Beagle bei L6-L7 (Wachs 2015)

die kleinste Rotationskomponente ist, dominiert diese beim Beagle lumbosakral in beiden Gangarten (Wachs 2015).

6.5.2 Laterale intervertebrale Rotation

Die laterale Rotation zeigt für L7 und L6 ebenfalls einen zwei-bis dreiphasigen Kurvenverlauf. Ein Zusammenhang zum Schrittzzyklus oder zur Beckenbewegung ist nicht erkennbar. Trotz der oberhalb der Messgrenze liegenden Bewegungen ist kein reproduzierbares Bewegungsmuster nachvollziehbar. Beim Beagle hingegen wird von einer monophasischen Intervertebralbewegung berichtet, welche bei zwei der drei Patienten vom Becken bis L6 nachvollzogen werden konnte (Wachs 2015).

Im Rahmen der versetzten oder synchronen Aktivierung der Rückenmuskulatur, wird die laterale Biegung der Lendenwirbelsäule im Schritt auch als Wanderwelle und im Trab als stehende Welle beschrieben (Schilling & Carrier 2010). So trat beim Pferd im Schritt das Maximum der lateralen Wirbelrotation in der kranialen Wirbelsäule früher auf als in der kaudalen Lendenwirbelsäule (Hausler et al. 2001). Diese Zusammenhänge waren in den vorliegenden Bewegungskurven beim Schäferhund weder im Schritt noch im Trab erkennbar und konnten, so Wachs, auch beim Beagle nicht beobachtet werden (Wachs 2015).

Der maximale lumbosakrale Bewegungsumfang betrug beim Schäferhund im Schritt durchschnittlich $3,6 \pm 0,6^\circ$ und erreichte im Trab mit $3,8 \pm 0,5^\circ$ ähnliche Werte. Beim Beagle wurden ähnliche Werte im Schritt mit $3,6^\circ$ (Wachs 2015) berichtet, im Trab waren diese im Vergleich zum Schäferhund mit $3,4^\circ$ (Wachs 2015) geringgradig kleiner. Benninger erreichte dagegen in seiner Kadaverstudie lumbosakral eine maximale laterale Rotation von ungefähr $9,5^\circ$ (Benninger et al. 2004).

Auf Höhe von L6-L7 betrug die ROM bei den untersuchten Schäferhunden im Schritt $3,4 \pm 1,0^\circ$ und im Trab $3,9 \pm 0,5^\circ$. Die Beagle zeigten bei Wachs eine größere laterale Rotation bei L6-L7 mit Werten von $4,2^\circ$ im Schritt und $5,1^\circ$ im Trab (Wachs 2015). Benninger erreichte an isolierten Wirbelsäulen von Hunden sogar eine maximale laterale Biegung von bis zu 10° (Benninger et al. 2004).

Somit stellt die laterale Rotation für L6 in Relation zu L7 beim Schäferhund in beiden Gangarten die dominierende Bewegung dar, ist jedoch im Vergleich zum Beagle (Wachs 2015) kleiner und meist mehrphasig ausgeprägt.

Im Vergleich zu den Kadaverstudien von Benninger (Benninger et al. 2004) sind die bei Schäferhund und Beagle in vivo gemessenen lateralen Rotationsbewegungen der kaudalen Lendenwirbelsäule deutlich kleiner. Dies lässt sich mit der von Schilling und Carrier beschriebenen Stabilisierung des Stammes durch die epaxiale Muskulatur gegen horizontale Kräfte der Gliedmaßenmuskeln erklären (Schilling & Carrier 2009, 2010). Beim Pferd ist im Trab eine erhöhte Aktivierung der epaxialen Muskulatur mit gleichzeitig verstärkter Stabilisierung der Wirbelsäule gegen axiale und laterale Rotation beschrieben (Faber et al. 2000, 2001). Die Ursache für diese Stabilisierung wird beim Pferd vor allem in einer Senkung der verschwenderischen Lateralbewegung des Stammes gesehen (Faber et al. 2000, 2001). Bei den untersuchten Schäferhunden zeigten sich in beiden Gangarten bei L7-S1 und L6-L7 ähnliche Werte. Teilweise war die laterale Rotation im Trab sogar minimal größer ausgebildet. Eine mögliche Interpretation dabei wäre, dass die Versteifung der kaudalen Lendenwirbelsäule gegen die laterale Rotation beim Schäferhund im Trab im Vergleich zum Pferd nur eine untergeordnete Rolle spielt.

6.5.3 Sagittale intervertebrale Rotation

Die sagittale intervertebrale Rotation zeigte beim Schäferhund im Schritt sowohl bei L6-L7 als auch bei L7-S1 eine unregelmäßige mehrphasige Bewegung ohne erkennbaren Zusammenhang zum Schrittzzyklus und ohne rezidivierendes Bewegungsmuster. Beim Beagle hingegen wurden im Schritt in der kaudalen Lendenwirbelsäule biphasische, vom Schrittzzyklus abhängige Bewegungsmuster beobachtet (Wachs 2015).

Bei den untersuchten Schäferhunden wurde im Schritt lumbosakral eine ROM von $3,6 \pm 0,7^\circ$ gemessen, bei L6-L7 eine ROM von $3,0 \pm 0,9^\circ$. Diese war beim Beagle in der Studie von Wachs mit etwa $3,9^\circ$ lumbosakral und $2,7^\circ$ bei L6-L7 annähernd gleich ausgeprägt (Wachs 2015; Wachs et al. 2016). Lumbosakral zeigten sich beim Schäferhund im Schritt für die laterale und sagittale Rotation ähnliche Werte. Bei L6-L7 dominierte beim Schäferhund im Schritt die laterale Rotation.

Im Trab hingegen zeigte sich bei den Schäferhunden, wie auch beim Beagle in der Studie von Wachs (Wachs 2015), eine reproduzierbare biphasische Bewegung, die

eine deutliche Abhängigkeit vom Schrittzzyklus aufwies. Diese war lumbosakral deutlicher ausgeprägt als bei L6-L7.

Im Trab wurde eine ROM von $5,1 \pm 0,5^\circ$ für L7-S1 und eine ROM von $3,3 \pm 0,3^\circ$ für L6-L7 erreicht. Die sagittale Rotation im Trab war lumbosakral somit deutlich größer ausgeprägt als im benachbarten Intervertebralgelenk, und stellte beim Schäferhund lumbosakral somit die Hauptbewegung dar. In der Untersuchung von Wachs wurde beim Beagle im Trab eine ROM von $3,4^\circ$ für L7-S1 und von $3,5^\circ$ für L6-L7 erreicht (Wachs 2015; Wachs et al. 2016). Somit verzeichnet der Schäferhund im Trab lumbosakral einen deutlich höheren Bewegungsumfang der sagittalen Rotation als der Beagle.

Der sagittale Bewegungsumfang der kaudalen Lendenwirbelsäule wurde auch in verschiedenen anderen Studien am Hund untersucht. So stellte Braund in einer Röntgenuntersuchung des lumbosakralen Übergangs am narkotisierten Greyhound einen sagittalen Bewegungsumfang von bis zu 33° fest (Braund et al. 1977). Auch Benninger erreichte in einer Kadaverstudie einen Bewegungsumfang von ungefähr 37° (Benninger et al. 2004). Jedoch wies, laut Benninger, der Schäferhund mit durchschnittlich 35° eine geringere sagittale Rotationsbeweglichkeit auf als andere Rassen (Benninger et al. 2004).

Auf Höhe von L6-L7 stellte Braund eine maximale Sagittalrotation von 16° beim Greyhound fest (Braund et al. 1977), Benninger hingegen berichtete Werte von ungefähr 12° (Benninger et al. 2004).

Der Bewegungsumfang der sagittalen Rotation war bei L6-L7 somit sowohl in den Untersuchungen am toten oder narkotisierten Hund, als auch in vivo, kleiner ausgeprägt als lumbosakral.

Während die axiale intervertebrale Rotation bei L6-S1 in vivo im Vergleich zu Kadaveruntersuchungen ähnliche Werte aufwies, besteht bei der sagittalen Rotation zwischen dem berichteten maximalen Bewegungsumfang an Kadaver oder narkotisiertem Tier und der in vivo Untersuchung die größte Diskrepanz. Dies zeigt, dass die untersuchten Schäferhunde im Schritt und im Trab in der kaudalen Lendenwirbelsäule nur einen Bruchteil der von Benninger 2004 beschriebenen möglichen sagittalen Rotationsbewegung ausschöpfen. Dies deckt sich auch mit in vivo Beobachtungen beim Beagle (Wachs 2015).

Auffallend ist eine deutliche Dominanz der sagittalen Rotationsbewegung bei L7-S1 bei den untersuchten Schäferhunden. Diese Dominanz ist vor allem im Trab ausgeprägt. Diese Beobachtung deckt sich mit der Untersuchung von Gradner an Malinois mittels Hautmarkern. Hier wurden für die sagittale Lumbosakralbewegung Werte von etwa 5° erreicht (Gradner et al. 2007). Auch zeigte sich am lumbosakralen Übergang die höchste sagittale Beweglichkeit (Gradner et al. 2007).

Interessant ist die im Trab zum Becken und Sakrum entgegengesetzt gerichtete sagittale Rotationsbewegung von L7 und L6, die sich auch in der Korrelation und Fouriertransformation zeigt. So schwingen der Becken-Sakrum-Komplex in sagittaler Rotationsrichtung mit geringer Phasenverschiebung entgegengesetzt zu L7. Dadurch kommt es zu einer abwechselnden Erweiterung und Verengung des lumbosakralen Zwischenwirbelspalts. Die gegensätzliche Bewegung findet aufgrund der biphasischen Bewegungskurve zwei Mal pro Schrittzzyklus statt. Dieser Zusammenhang wurde auch beim Beagle beobachtet (Wachs 2015). Durch diese Verengung und Erweiterung des Intervertebralspalts kommt es somit innerhalb eines Schrittes zu einer zweimaligen Kompression und Dehnung der lumbosakralen Bandscheibe. Aufgrund der beim Schäferhund im Trab großen sagittalen Bewegung von L7 ist daher anzunehmen, dass die lumbosakrale Bandscheibe beim Schäferhund vor allem ventral und im Trab einer stärkeren kraniokaudalen Kompression unterliegt im Vergleich zum Beagle und der Bandscheibe bei L6-L7.

6.5.4 Intervertebrale Translation

In der vorliegenden Untersuchung war die intervertebrale Translation in allen Ebenen nur gering ausgeprägt und lag an bzw. nur knapp über der Messgrenze. Für die kraniokaudale Translation ergab sich lumbosakral in beiden Gangarten ein maximaler Bewegungsumfang von etwa 0,2 cm. Im Schritt fand sich kein Zusammenhang mit dem Schrittzzyklus. Der Trab hingegen zeigte ein biphasisches Bewegungsmuster für die kraniokaudale Translation am lumbosakralen Übergang, welches vom Schrittzzyklus und der Rotation von Becken, Sakrum und L7 abhängig war.

Für L6-L7 ergab sich eine ROM von ca. 0,1 cm für die kraniokaudale Translation. Diese lag somit an der Messgrenze. Die Intervertebrale Translation wurde von Wachs beim Beagle nicht untersucht (Wachs 2015). Jedoch beschreibt Benninger in seiner Kadaverstudie eine kraniokaudale Translation von bis zu 0,4 cm bei L7-S1, weiter

kranial in der Lendenwirbelsäule eine Translation von bis zu 0,2 cm (Benninger et al. 2004). Wood hingegen untersuchte die intervertebrale Translationsbewegung an Mischlingshunden mittels Knochenmarkern und fand bei L2-L3 eine kraniokaudale Translation von bis zu 0,2 cm (Wood et al. 1992).

Die in der vorliegenden Untersuchung festgestellten Werte für die kraniokaudale Translationsbewegung sind in vivo vor allem lumbosakral deutlich kleiner als die von Benninger 2004 an isolierten Wirbelsäulen beschriebenen Werte. So beschreibt Kaigle in einer Untersuchung am Schwein eine verstärkte axiale Translation vor allem im Rahmen einer Schädigung der Bandscheibe (Kaigle et al. 1995). Auch Adams beschreibt am Menschen eine Limitation der kraniokaudalen Kompressionsbewegung durch die Bandscheibe (Adams & Hutton 1983). Eine mögliche Erklärung für die geringen in vivo gemessenen Translationsbewegungen ist daher unter anderem, dass die Bandscheibe bei den untersuchten Schäferhunden laut der MRT nur minimale Degenerationsanzeichen zeigte und somit ihre Funktion als Stoßkissen und Beschränkung der kraniokaudalen Wirbelbewegung erhalten war.

Die ventrodorsale Translation erreichte beim Schäferhund in beiden Gangarten Werte von etwa 0,2 cm für L7-S1. Für L6-L7 lag die ROM im Schritt bei etwa 0,2 cm und im Trab bei etwa 0,1 cm. Ein Zusammenhang zum Schrittzzyklus oder zu anderen Wirbelbewegungen war nicht erkennbar. Benninger zeigte am Kadaver eine ventrodorsale Translation von 0,1-0,2 cm lumbosakral und bis zu 0,3 cm bei L6-L7 (Benninger et al. 2004). Die Bewegung war hier mit der sagittalen Rotation gekoppelt (Benninger et al. 2004). Wood erreichte mittels implantierter Knochenmarker eine ventrodorsale Translation von 0,1 cm für L2-L3 (Wood et al. 1992). Somit ergeben sich für die ventrodorsale Translation ähnlich kleine Werte wie für die übrigen Translationsrichtungen.

Eine starke ventrodorsale Translationsbewegung mit einhergehender lumbosakralen Stufenbildung, war bei den untersuchten Schäferhunden nicht nachvollziehbar, jedoch fehlen vergleichende Untersuchungen mit anderen Rassen für Referenzwerte (Bürger & Lang 1993; Oliver et al. 1978; Suwankong et al. 2008).

Die laterolaterale intervertebrale Translation betrug in der vorliegenden Untersuchung lumbosakral 0,2 cm und für L6-L7 0,1-0,2 cm. Benninger berichtete an isolierten Wirbelsäulen maximale Werte von unter 0,1 cm (Benninger et al. 2004), Wood in einer

Untersuchung mittels Knochenmarkern fand bei L2-L3 ebenfalls eine laterolaterale Translation von maximal 0,1cm beim Hund (Wood et al. 1992). Die in der vorliegenden Studie gemessenen Werte sind somit geringfügig größer als die in anderen Studien erhaltenen Werte. Eine mögliche Ursache hierfür kann die 63°-Einstellung der Röntgenanlage für das Scientific Rotoscoping sein. So ist die laterolaterale Position des Patienten auf dem Laufband bei der 63°-Einstellung der Röntgenanlage (beide Bildverstärker stehen im 63° Winkel zueinander) am schwierigsten einzuschätzen und unterliegt damit der größten Unsicherheit.

6.6 Vielfalt des Gangbildes

Die Beckenbewegung und die Intervertebralbewegung zeigen sowohl zwischen den Hunden als auch zwischen den einzelnen Bewegungen zum Teil deutliche Schwankungen. Während die Beckenbewegung für den einzelnen Patienten relativ stereotyp verläuft und demselben Grundmuster folgt, ist diese Stereotypie bei der Intervertebralbewegung kaum noch erkennbar. Die Beckenbewegung unterscheidet sich in beiden Gangarten vor allem zwischen den einzelnen Individuen und weniger innerhalb der einzelnen Schritte. Bei der Intervertebralbewegung ist eher das Gegenteil zu beobachten. So zeigen die Patienten untereinander zum Teil eine stärkere Übereinstimmung im Schrittmuster als die einzelnen Schritte eines Patienten. Lediglich für die sagittale Rotation von L7-S1 im Trab zeigte sich beim Schäferhund ein stereotypes Bewegungsmuster. Durch die starken individuellen Schwankungen auch zwischen den einzelnen Schritten, gaben die Mittelwertkurven den eigentlichen Sachverhalt nur unzureichend wieder. Um diese Einzigartigkeit der Bewegung nicht zu verschleiern, wurde in der vorliegenden Untersuchung am Schäferhund daher von einer reinen Mittelwertbetrachtung weitgehend abgesehen.

So ist jeder Schritt, auch innerhalb eines Patienten, ein Unikat, folgt jedoch vor allem bei der Beckenbewegung, grundlegend demselben Bewegungsmuster.

Bereits Hildebrand beschrieb, dass sich die Gangformeln auch innerhalb eines einzelnen Pferdes voneinander unterscheiden (Hildebrand 1965). Er schlussfolgerte, dass Gangformeln somit immer nur die bestimmte untersuchte Schrittsequenz repräsentieren, sich jedoch nicht ohne Weiteres auf das gesamte Individuum oder eine ganze Spezies übertragen lassen (Hildebrand 1965). Diese starke individuelle Variabilität des Gangbildes wurde auch von Nunamaker & Blauner (1985)

beschrieben. Nach DeCamp ist in Folge dieser Gangbildvariabilität, eine Festsetzung von Referenzwerten in der kinematischen Ganganalyse daher nur begrenzt möglich (DeCamp 1997). Somit ist mehr als fraglich, ob in der von Clements et al. beschriebenen Untersuchung am Labrador Retriever die mangelnde Reproduzierbarkeit des Gangbildes allein der mangelnden Habituation an das Laufband oder vielmehr der Singularität der Bewegung selbst geschuldet ist (Clements et al. 2005). Eine starke Asynchronität von mehrphasigen Wirbelsäulenbewegungen wurde von Layer beschrieben (Layer 2012). So zeigt sich in der vorliegenden Untersuchung tendenziell ebenfalls eine zunehmende Stereotypie der Bewegung bei ansteigender Amplitude und abnehmender Phase.

Auch wenn die Beckenbewegung und eingeschränkt die Intervertebralbewegung Großteils einem gewissen Grundmuster folgen, so zeigen sich vor allem für die Intervertebralbewegung starke Schwankungen zwischen den einzelnen Schritten und Hunden. Dies lässt auf eine starke Singularität der Bewegung insgesamt und der Intervertebralbewegung im Besonderen schließen. So war jede Bewegung, trotz einiger Parallelen, für jeden Schritt und Hund verschieden. Betrachtet man die Fouriertransformation, ist zudem anzunehmen, dass die Beckenbewegung und insbesondere die Intervertebralbewegung von mehr als nur der Bewegung der Hintergliedmaßen abhängig sind. Somit wird jeder Schritt von mehreren verschiedenen Faktoren beeinflusst, was auch die Vielfalt der intervertebralen Bewegungskurven erklärt. Es ist davon auszugehen, dass diese Singularität der Bewegung in Zukunft für die Beantwortung diagnostischer Fragen eine zentrale Rolle spielen wird.

6.7 Balance des Stammes

Abweichungen in der Beckenrotationsrichtung, zum Beispiel im Rahmen einer Umorientierung der Körperachse, Kollision der Hinterpfote mit der Vordergliedmaße oder Stolpern spiegeln sich vor allem in der axialen Beckenrotation wider. Sie werden zu einem gewissen Grad von den kaudalen Lendenwirbeln L6 und L7 ausgeglichen. Der Ausgleich durch L6 und L7 erfolgt dabei in unterschiedlicher starker Ausprägung und Verteilung. Die axiale Rotation von L7 ist entgegengesetzt zur axialen Beckenrotation gerichtet (Layer 2012; Wachs 2015). Weicht die Beckenbewegung vom normalen Muster (z.B. durch Stolpern) ab, versucht L7 diese Bewegung durch verstärkte Gegenbewegungen, meist in axialer Rotationsrichtung, auszugleichen.

Dabei werden teilweise auch die anderen Bewegungskomponenten, vor allem die anderen Rotationskomponenten, mitbeeinflusst.

Dies passt zu den Beobachtungen von Fischer und Mitarbeitern. Diese untersuchten in einer Studie mittels EMG den Einfluss von einer Lahmheit der Hintergliedmaßen auf die Rückenbewegung beim Hund. Hier zeigte sich eine Kompensation des Verlustes der Gliedmaßenfunktion durch eine verstärkte Längsachsenrotation der Wirbelsäule auf die gesunde Seite (Fischer et al. 2013). In der vorliegenden Untersuchung wurde dieser Ausgleich der gestörten Gliedmaßenbewegung durch die Wirbelsäule bereits bei sehr kleinen abweichenden Gliedmaßenbewegungen wie Stolpern oder in die Hacke treten beobachtet. Somit ist anzunehmen, dass Wirbelsäulenbewegungen der kaudalen Lendenwirbelsäule Unregelmäßigkeiten oder Abweichungen in der Gliedmaßen- und Beckenbewegung zu einem gewissen Grad ausgleichen. In der vorliegenden Untersuchung wurde dies vor allem für L7 beobachtet, teilweise auch für L6. Eine Auswirkung auf die mittlere und kraniale Lendenwirbelsäule ist unbekannt.

So ist davon auszugehen, dass Erkrankungen der Hintergliedmaßen oder Extreimbewegungen beim Sport, wie Springen oder Wenden, die Rückenbewegung deutlich beeinflussen, da der Rücken versucht, diese abnormen Bewegungen auszugleichen und den Stamm in Balance zu halten. Gleichzeitig kann vermutet werden, dass dieses Ausbalancieren des Stammes dazu dient, Extreimbewegungen zu minimieren und so eine möglichst energiesparende Fortbewegung zu gewährleisten.

Darüber hinaus ist es aufgrund der beobachteten, verstärkten Gegenbewegungen von L7 wahrscheinlich, dass vor allem die lumbosakrale Bandscheibe durch den Ausgleich von Extreimbewegungen oder Hintergliedmaßen-Lahmheiten einer verstärkten Belastung ausgesetzt ist. Ein Einfluss von Extreimbewegungen auf die Bandscheibengesundheit wurde bereits von Wachs vermutet (Wachs 2015).

6.8 Gekoppelte Bewegungen

Bei der vorliegenden Untersuchung trat keine der Rotations- und Translationsbewegungen isoliert auf, sondern war stets mit anderen Bewegungen assoziiert. Dies deckt sich mit der Beschreibung von Benninger, nach der alle Hunde ähnliche Bewegungsmuster in der Wirbelsäule zeigen und sich Bewegungen aus einer Hauptbewegung und kleineren gekoppelten Bewegungen zusammensetzten (Benninger et al. 2004). Auch Hediger schlussfolgerte in einer Kadaverstudie an der

Lendenwirbelsäule nicht-chondrodystropher Hunde, dass bei intakter Wirbelsäule Bewegungen in einer Ebene stets mit Bewegungen in anderen Ebenen gekoppelt sind und somit keine isolierten Bewegungen auftreten (Hediger et al. 2009).

Beim Schäferhund zeigte sich im Trab eine Kopplung der sagittalen Rotation von Becken und L7, sowie der Translation von L7. So führte L7 während Retroversionsbewegungen des Beckens, eine geringfügig phasenversetzte, entgegen gerichtete Extensionsbewegungen mit Erweiterung des ventralen lumbosakralen Zwischenwirbelspaltes aus. Diese Erweiterung des lumbosakralen Zwischenwirbelspalts wurde durch eine zeitgleiche nach kranial gerichtete Translationsbewegung von L7 unterstützt. Bei Anteversion des Beckens, war das Gegenteil der Fall. Es kam zu einer Flexionsbewegung und einer gleichzeitigen kaudal gerichteten Translation von L7 mit verstärkter Verkleinerung des lumbosakralen Zwischenwirbelspalts. Diese Kopplung der sagittalen Rotation und der kraniokaudalen Translation von L7 wurde auch in der Kadaverstudie von Benninger beobachtet (Benninger et al. 2004). Auch dieser beschrieb eine Kopplung der L7-Flexion an die kraniale L7-Translation mit verstärkter Erweiterung des Zwischenwirbelspalts und eine Kopplung der L7-Extension mit der kaudalen L7-Translation und verstärkter Kompression des Zwischenwirbelspaltes (Benninger et al. 2004).

Diese Kopplung der beschriebenen Bewegung konnte in der vorliegenden in vivo Studie nur im Trab beobachtet werden. Es ist jedoch anzunehmen, dass diese Kopplung der sagittalen Rotation und kraniokaudalen Translation lumbosakral auch im Schritt ihre Gültigkeit besitzt, jedoch in vivo durch die Stabilisierung der Intervertebralbewegung durch die epaxiale Muskulatur minimiert und somit verschleiert wird. Durch diese zusätzliche Erweiterung und Verengung des lumbosakralen Zwischenwirbelspalts durch die gekoppelte Translation ist von einer verstärkten Kompression und Belastung der lumbosakralen Bandscheibe auszugehen. Vergleichende in vivo Untersuchungen für die Wirbeltranslation und Bewegungskopplung bei anderen Hunderassen fehlen bislang.

Zusätzlich zeigte sich bei Benninger eine unterstützende Kopplung der axialen lumbosakralen Rotation mit der laterolateralen Translation von L7 (Benninger et al. 2004). Dieser Zusammenhang war in der vorliegenden Untersuchung beim Schäferhund in vivo nicht erkennbar, kann jedoch gegebenenfalls ebenso durch die stabilisierende Wirkung der epaxialen Muskulatur auf die Wirbelsäule mit einer einhergehenden Minimierung dieser Bewegung erklärt werden.

6.9 Übertragung der Untersuchungsergebnisse auf die Degenerative lumbosakrale Stenose

Beim Schäferhund dominiert die sagittale Rotation bei L7-S1. Durch die beschriebene Kopplung dieser Bewegung mit der kraniokaudalen Translation, wird die Dehnung und Kompression der lumbosakralen Bandscheibe im Trab weiter verstärkt. Somit ist davon auszugehen, dass die lumbosakrale Bandscheibe beim Schäferhund neben einer wiederholten Belastung im Rahmen axialer Rotation, vor allem im Trab auch einer starken Belastung durch sagittale Kompressionskräfte ausgesetzt ist. So zeigte sich beim Mensch in einer Kadaverstudie, dass Bandscheibenvorfälle vor allem durch kombinierte Belastungen der Wirbelsäule mit Biegung und Kompression ausgelöst wurden, indem eine Komponente das physiologische Belastungslimit übertraf oder die Belastung intensiv wiederholt wurde (Adams & Roughley 2006). Eine mögliche Interpretation wäre, dass diese starke lumbosakrale Sagittalbewegung beim Schäferhund mit Kompression der Bandscheibe, in Kombination mit den wiederholten Scherbewegungen im Rahmen der Axialrotation von L7, die lumbosakrale Bandscheibe vor allem im Trab verstärkt belastet und so, neben den Extreimbewegungen, einen Beitrag zur frühen Bandscheibendegeneration leistet.

Im Rahmen der in der Untersuchung erlangten Ergebnisse wird angenommen, dass die axiale und laterale Rotationsbewegung von L7 einem durch die Hintergliedmaßen- und Beckenbewegung erzeugten Grundmuster folgt, diese Bewegungen jedoch durch weitere Ereignisse wie die Fußung der Hintergliedmaßen oder die Rutenbewegung grundlegend beeinflusst werden.

In der Untersuchung von Layer war die Dreiphasigkeit der axialen Lumbosakralbewegung mit einer gleichzeitigen Verringerung des Bewegungsumfangs verbunden (Layer 2012), was auch in der vorliegenden Untersuchung teilweise nachvollziehbar war. Diese Verringerung des Bewegungsumfangs im Rahmen der Mehrphasigkeit führte Layer auf eine Störung und Einschränkung des Bewegungsablaufs in der kaudalen Lendenwirbelsäule einzelner Patienten zurück (Layer 2012). Bezogen auf den Deutschen Schäferhund bietet neben der rassebedingten Körperhaltung somit die von Benninger beschriebene steile Facettengelenkstellung lumbosakral (Benninger et al. 2006) in Kombination mit der von Breit und Künzel beschriebenen ineffektiven lumbosakralen Facettengelenkgeometrie (Breit & Künzel 2001) eine mögliche Erklärung für die beim Schäferhund, im Vergleich zum Beagle (Wachs 2015; Wachs et al. 2016), geringe

mehrphasige axiale Rotation und verstärkte sagittale Rotation am lumbosakralen Übergang. Während die Bandscheibe die Hauptkomponente bei der Limitation von Kompression und Scherkräften darstellt, limitiert das Facettengelenk vor allem die Kompressionskomponente (Cyron et al. 1979). Somit schützen die Facettengelenke die Bandscheibe vor allem vor starker sagittaler Rotation, jedoch auch zu einem gewissen Grad vor axialer Rotation und Scherbewegungen (Adams & Hutton 1983; Breit, 2002; Kaigle et al. 1995). Durch vor allem beim Schäferhund beobachtete ineffektive Facettengelenkgeometrie (Breit & Künzel 2001) ist anzunehmen, dass eine Limitation dieser Bewegungen durch die Facettengelenke nur noch eingeschränkt möglich ist, wodurch sich die Belastung auf die Bandscheibe verstärkt. Dies passt zur in der Studie beobachteten dominierenden lumbosakralen Sagittalrotation. Inwiefern die kraniokaudale Translation eine Rolle spielt ist aufgrund der fehlenden Rassevergleiche und Referenzwerte nicht bekannt.

Über einen Zusammenhang zwischen der untersuchten lumbosakralen Bewegung beim Schäferhund und der Prädisposition des Deutschen Schäferhundes für DLSS lassen sich jedoch, vor allem im Hinblick auf die geringe Patientenzahl und fehlende Vergleichsstudien, nur Vermutungen äußern. So liegt im Rahmen der erlangten Ergebnisse und anderer Studien der Verdacht nahe, dass die beim Schäferhund, im Vergleich zum Beagle (Wachs 2015), abweichende Übertragung der Hintergliedmaßen- und Beckenbewegung auf L7, unter anderem Folge der abweichenden Facettengelenkgeometrie des Schäferhundes (Breit & Künzel 2001) ist. Durch diese besondere, steile Facettengelenkgeometrie beim Schäferhund, scheint die Funktion der Facettengelenke beeinträchtigt zu sein, was zu einer verminderten Stabilisierung des lumbosakralen Übergangs gegen sagittale Rotationen führt. Dies spiegelt sich in der vorliegenden Arbeit in der ausgeprägten sagittalen Rotation von L7 im Trab wieder. Es ist anzunehmen, dass sagittale Rotation im Schritt durch die epaxiale Muskulatur noch ausreichend stabilisiert wird, sodass sich für diese Bewegung nur kleine Werte im Bewegungsumfang ergeben (Schilling & Carrier 2009, 2010; Wachs 2015). Die ausgeprägte lumbosakrale ROM der sagittalen Rotation im Trab lässt jedoch vermuten, dass die Stabilisierung der epaxialen Muskulatur am lumbosakralen Übergang in schnelleren Gangarten beim Schäferhund nicht mehr ausreichend ist oder zugunsten des Vortriebes reduziert wurde. Im Rahmen dieser besonderen lumbosakralen Bewegungsübertragung beim Schäferhund, ist von einer

verstärkten Belastung der lumbosakralen Bandscheibe und einer daraus resultierenden Bandscheibendegeneration auszugehen.

Es liegt somit die Vermutung nahe, dass der Deutsche Schäferhund im Vergleich zu anderen Rassen wie dem Beagle, durchaus eine abweichende Bewegungsübertragung vom Becken auf die Wirbelsäule aufweist. Diese betrifft jedoch nicht, wie zunächst angenommen, die ventrodorsale Translation, sondern vielmehr die sagittale Rotation bei L7-S1 und zu einem gewissen Grad auch die axiale und laterolaterale Rotation. Eine häufig mit DLSS in Zusammenhang gebrachte, verstärkte ventrodorsale Wirbel-Translation konnte bei den Schäferhunden in der vorliegenden Untersuchung nicht beobachtet werden. Diese war ähnlich wie die Translationsbewegungen in den übrigen Richtungen ausgebildet.

Auffallend ist zudem, dass auch Layer bei einzelnen Dackeln und Labrador Retrievern eine abweichende mehrphasige lumbosakrale Bewegung beobachtete (Layer 2012). Inwiefern und ob diese besondere lumbosakrale transversale Bewegung bei den untersuchten Schäferhunden und einzelnen Dackeln und Retrievern eine pathologische Rolle spielt ist jedoch unbekannt. In diesem Zusammenhang ist anzumerken, dass die Untersuchung an gesunden Individuen der Rasse Deutscher Schäferhund vorgenommen wurde und deren individuelle Prädisposition für DLSS somit unbekannt ist.

Eine weitere Möglichkeit ist, dass es sich bei der verstärkten ventrodorsalen Translation am lumbosakralen Übergang, welche sich in der Bildgebung häufig in einer lumbosakralen Stufenbildung darstellt (Amort et al. 2012; Suwankong et al. 2008; Jaggy et al. 1987; Oliver et al. 1978), nicht um die Ursache, sondern vielmehr um die Folge der im Rahmen von DLSS beobachteten lumbosakralen Bandscheibendegeneration handelt und daher am bandscheibengesunden Hund nicht beobachtet werden kann. Diese Annahme würde zu einigen von anderen Wissenschaftlern beschriebenen Ergebnissen passen. So ist anhand bestehender Literatur davon auszugehen, dass die Bandscheibendegeneration nach Kirkaldy-Willis eine Dysfunktion der Bandscheibe nach sich zieht (Kirkaldy-Willis 1984) und in einer Fehlbelastung der Facettengelenke (Kirkaldy-Willis 1984; Sukthankar et al. 2008) mit verstärkter ventrodorsaler Translation (Adams & Hutton 1983; Cyron et al. 1979) resultiert. Diese gesteigerte Belastung im Facettengelenk wird nach Breit und Künzel durch hohes Körpergewicht und ausgeprägte Aktivität verstärkt (Breit & Künzel 2001).

Erst im Rahmen der Gelenkflächenüberbelastung kommt schließlich durch Osteophytenbildung zu einer Flächenzunahme der lumbosakralen Kontaktflächen (Breit & Künzel 2001). Zusätzlich kann sich durch die Fehlbelastung eine Subluxation der Wirbel oder eine Hypertrophie des Lig. flavum entwickeln (Bojrab & Monnet 2010; Oliver et al. 1978; Seiler et al. 2002).

Die Ursache des verstärkten Auftretens von DLSS beim Schäferhund konnte im Rahmen der vorliegenden Untersuchung letzten Endes noch nicht geklärt werden. So lassen die Ergebnisse beim Schäferhund eine vom Beagle abweichende Bewegung am lumbosakralen Übergang vermuten, aufgrund der kleinen Patientenzahlen und abweichenden Untersucher jedoch nicht beweisen. Zusätzlich scheinen weitere Komponenten, wie eine Belastung der Bandscheibe durch Extrembewegungen (Wachs 2015) und eine veränderte Morphologie der Facettengelenke (Breit & Künzel 2001) die Degeneration der Bandscheibe zu beeinflussen.

Somit ist davon auszugehen, dass es sich bei der degenerativen lumbosakralen Stenose des Deutschen Schäferhundes am ehesten um ein multifaktorielles Geschehen handelt (Amort et al. 2012; Meij & Bergknut 2010).

6.10 Ausblick für die Forschung

Obwohl aufgrund der untersucher- und anlageneinstellungsabhängigen Messgenauigkeit des Scientific Rotoscoping (Gatesy et al. 2010), der verschiedenen Morphologie des Körperbaus und der Unterschiede in Laufbandgeschwindigkeit und Duty Faktor nur eingeschränkt Vergleiche zur einzigen Vorgängerstudie am Beagle möglich sind (Wachs 2015; Wachs et al. 2016), zeigen die Untersuchungsergebnisse am Schäferhund vor allem im Bereich der Beckenbewegung auffällige Gemeinsamkeiten mit der Vorläuferstudie am Beagle. So konnten die Beobachtungen von Wachs, dass die sagittale intervertebrale Rotation in den symmetrischen Gangarten bedeutend kleiner ist als in den Kadaverstudien angenommen (Benninger et al. 2004), auch beim Schäferhund bestätigt werden. Dies bestärkt die Rolle der epaxialen Muskulatur als stabilisierende Komponente der lumbalen Wirbelsäulenbewegung und macht weiteren Forschungsbedarf in diesem Bereich deutlich.

In der vorliegenden Arbeit konnten erste detaillierte Einblicke in die dreidimensionale in vivo Bewegung von Becken und kaudaler Lendenwirbelsäule des Deutschen Schäferhundes gewonnen werden. Ähnliche Untersuchungen am Hund fanden bislang nur bei einer kleinen Anzahl Beagle statt (Wachs 2015; Wachs et al. 2016). Aufgrund der geringen Patientenzahl, der starken Individualität des Gangbildes und dem Mangel an bestehenden Referenzwerten und Vergleichsstudien, unterliegen die beschriebenen Ergebnisse und Interpretationen daher einer gewissen Einschränkung. So lassen sich auch im Rahmen dieser Arbeit nur Bruchteile der natürlichen Wirbelbewegung am Hund entschlüsseln und verstehen. Die in vivo Analyse der Bewegung der Wirbelsäule am lebenden Individuum ist sehr komplex und von vielen verschiedenen Faktoren abhängig. Um die beschriebenen Theorien und Zusammenhänge der Becken- und Wirbelbewegung weiter zu untersuchen, bedarf es daher größer angelegten Bewegungsstudien der Wirbelsäule, die zum einen sowohl einen Rassevergleich mit gleichzeitiger Evaluierung der Facettengelenk-Konformation zulassen, als auch einen Vergleich zwischen gesunden und erkrankten DLSS-Patienten ermöglichen. Auch wird vermutlich der Individualität der Bewegung und des Gangbildes in Zukunft in der Forschung eine bedeutende Rolle zukommen.

7 Zusammenfassung

Die Morphologie und Bewegung des lumbosakralen Übergangs beim Deutschen Schäferhund steht aufgrund dessen Prädisposition für die degenerative lumbosakrale Stenose im Fokus der klinischen Forschung. Trotz zahlreicher Studien ist die Entstehung der degenerativen lumbosakralen Stenose und die Ursache für die Rasseprädisposition des Deutschen Schäferhundes für diese Erkrankung bislang weitgehend ungeklärt. Obwohl die MRT-Untersuchung heute den Gold Standard für die Diagnostik des Cauda equina Kompressionssyndroms darstellt, besteht bekanntermaßen eine Diskrepanz zwischen den statischen Befunden in der Bildgebung und der Ausprägung der Klinik, was eine eindeutige Diagnosestellung in vielen Fällen erschwert.

Ziel dieser Arbeit war eine detaillierte dreidimensionale nicht invasive in vivo Bewegungsanalyse des Beckens und der kaudalen Lendenwirbelsäule des gesunden Deutschen Schäferhundes (n=4) in den Gangarten Schritt und Trab. Die Untersuchung wurde mittels „Scientific Rotoscoping“ durchgeführt, einem markerlosen Verfahren der XROMM-Methode (X-ray Reconstruction of Moving Morphology). Das Scientific Rotoscoping ist eine kinematische Methode zur Untersuchung der Knochenbewegung von Wirbeltieren in vivo. Die Knochenbewegung wird dabei mittels biplanarer Röntgenvideographie während der Bewegung aufgezeichnet. Die Röntgenfilme geben dabei die exakte Knochenbewegung aus zwei verschiedenen Richtungen wieder. Zusätzlich wird eine Computertomographie des der Wirbelsäule angefertigt. Die zu untersuchenden Knochen (Becken, Kreuzbein, siebter und sechster Lendenwirbel) werden anhand der Daten aus der Computertomographie zu einer dreidimensionalen virtuellen Knochenmarionette rekonstruiert, welche anschließend manuell an die Bewegung aus den Röntgenvideos angepasst wird. Somit entsteht eine dreidimensionale virtuelle Wirbelsäule, welche die reale Bewegung der knöchernen Strukturen während der natürlichen Fortbewegung virtuell widerspiegelt und dreidimensionale Bewegungsmessungen mit hoher Genauigkeit ermöglicht.

In der vorliegenden Untersuchung waren die Rotationsbewegungen des Beckens deutlich vom Schrittzklus der Hintergliedmaßen abhängig. Dies ließ auf eine Übertragung der Hintergliedmaßenbewegung auf das Becken schließen. Die axiale und die laterale Rotation des Beckens zeigte ein monophasisches Bewegungsmuster, während die sagittale Rotation in beiden Gangarten ein biphasisches Bewegungsmuster aufwies. Im Schritt dominierte die axiale (ROM ca. 12°), im Trab

die laterale Rotation (ROM ca. 9°) des Beckens. Die Beckenbewegung zeigte zwischen den einzelnen Schritten und Hunden eine gute Übereinstimmung.

Die Intervertebralbewegung in der kaudalen Lendenwirbelsäule war nur gering ausgeprägt (etwa 3-4°, Ausnahme sagittale Rotation L7-S1 Trab: ca. 5,1°). Lediglich die sagittale Intervertebralrotation bei L7-S1 und L6-L7 zeigte im Trab eine deutliche Abhängigkeit vom Schrittzzyklus. Die axiale Rotation bei L7-S1 war meist unregelmäßig triphasisch ausgebildet. Die Hauptschwingung von L7 war entgegengesetzt zur axialen Beckenrotation gerichtet, jedoch wurde die axiale Rotation der kaudalen Lendenwirbelsäule neben der Beckenbewegung noch von weiteren Schwingungen deutlich beeinflusst. Die axiale Rotation von L6 war unregelmäßig mehrphasig ausgeprägt. Die axiale Rotation in der kaudalen Lendenwirbelsäule war in beiden symmetrischen Gangarten am kleinsten ausgeprägt (L7-S1: ca. 3°, L6-L7: ca. 2,3°).

Die laterale intervertebrale Rotation war asynchron zum Schrittzzyklus und bei L7-S1 bi-bis triphasisch, bei L6-L7 unregelmäßig mehrphasig ausgeprägt. Die ROM betrug etwa zwischen 3,4 und 3,9°. Bei L6-L7 dominierte die laterale Rotation in beiden Gangarten.

Die sagittale intervertebrale Rotation war im Trab biphasisch und synchron zum Schrittzzyklus. Dies war bei L7-S1 stärker ausgeprägt als bei L6-L7. Im Schritt war dieser Zusammenhang nicht nachvollziehbar. Die ROM betrug lumbosakral im Schritt um die 3,6° und dominierte im Trab mit ca. 5,1°. Bei L6-L7 betrug die ROM im Schritt ca. 3, im Trab ca. 3,3°.

Die intervertebrale Translationsbewegung war in allen 3 Freiheitsgraden minimal mit etwa 0,1-0,2cm. Lediglich die kraniokaudale Translation war im Trab synchron zum Schrittzzyklus und zeigte einen biphasischen Kurvenverlauf.

Bei Gesamtbetrachtung der Bewegung des Beckens und der kaudalen Lendenwirbelsäule zeigte sich vor allem im Trab eine inverse Bewegung am lumbosakralen Übergang, der sowohl die axiale als auch die sagittale Rotation betraf. Zusätzlich war im Trab eine Kopplung der sagittalen inversen Becken- und L7-Rotation mit der kraniokaudalen Translation von L7 nachvollziehbar, was die Verengung und Erweiterung des lumbosakralen Zwischenwirbelspaltes während des Schrittzzyklus im Trab verstärkte. Daneben zeigte sich ein Ausgleich abnormer Beckenbewegungen durch die kaudale Lendenwirbelsäule, um den Stamm in Balance zu halten.

Der im Vergleich zu Kadaverstudien geringe Bewegungsumfang in der kaudalen Lendenwirbelsäule bestärkt die Annahme einer stabilisierenden Funktion der epaxialen Muskulatur aus einer Voruntersuchung von Wachs am Beagle (Wachs 2015). Die Ergebnisse der Studie legen den Verdacht nahe, dass die lumbosakrale Bandscheibe beim Deutschen Schäferhund vor allem im Trab einer verstärkten Belastung ausgesetzt ist. Ebenso zeigt die Untersuchung, dass das Gangbild auch bei Hunden einer Rasse sehr komplex und vielfältig ist und vor allem die Intervertebralbewegung von mehr Faktoren als nur dem Schrittzzyklus der Hintergliedmaßen beeinflusst wird.

Die vorliegende Arbeit liefert damit einen ersten detaillierten Einblick in die Bewegungsvorgänge der kaudalen Lendenwirbelsäule beim Deutschen Schäferhund während der natürlichen Fortbewegung, schafft eine Grundlage für weitere Vergleichsstudien und liefert somit einen Beitrag zum besseren Verständnis des Cauda equina Kompressionssyndroms beim Deutschen Schäferhund.

8 Summary

Morphology and motion of the lumbosacral junction are of strong clinical interest in German Shepherd dogs owing to its predisposition for degenerative lumbosacral stenosis and Cauda equina syndrome. Despite numerous scientific studies, the exact cause of this breed predisposition remains unclear. MRI is the gold standard for the diagnosis of cauda equina compression syndrome. However, it is known that there is discrepancy between static imaging and clinical findings, which commonly complicates a definitive diagnosis.

The aim of this study was a detailed three-dimensional non-invasive *in vivo* analysis of pelvic and caudal lumbar motion in healthy German Shepherd dogs in walk and trot. Scientific Rotoscoping, a markerless XROMM method (X-ray Reconstruction of Moving Morphology) was used. Scientific Rotoscoping is a kinematic method to study skeletal motion in vertebrates *in vivo*. Vertebral and pelvic motion is recorded using biplanar cineradiography. Furthermore, a computed tomography (CT) of the spine is obtained. A three-dimensional virtual bone marionette of the pelvis, sacrum and the last two lumbar vertebrae is designed based on the available reconstructed CT data. The bony marionette is then matched to the biplanar x-ray videos to create a three-dimensional virtual spine, which reflects real time motion and enables highly accurate three-dimensional measurements.

In the present study, pelvic rotation was dependent on hind limb motion suggesting transmission of hindlimb movement to the pelvis. Pelvic rotation in the axial and lateral body plane had a monophasic pattern, while sagittal rotation showed a biphasic pattern in both gaits.

Axial rotation of the pelvis dominated during walk (ROM about 12°), while lateral rotation dominated during trot (ROM about 9°). Pelvic motion had good overall agreement between various steps and dogs.

The intervertebral motion of the caudal lumbar spine was small (about 3-4 °, except for sagittal lumbosacral rotation with about 5,1° during trot).

Only sagittal intervertebral rotation at L7-S1 and L6-L7 during trot depended on the gait cycle. Axial lumbosacral rotation usually was irregular and triphasic. The main axial motion of L7 was inverse to the axial pelvic rotation. However, axial rotation of the caudal lumbar spine was influenced by other additional motion than the pelvic motion alone. Axial rotation of L6 was irregularly multiphasic. In both symmetric gaits, axial rotation was smallest in the caudal lumbar spine (L7-S1: about 3°, L6-L7: about 2,3°).

Lateral intervertebral rotation was asynchronous to the gait cycle. It was bi- to triphasic at L7-S1 and irregular multiphasic in L6-L7. Range of motion was approximately between 3,4 and 3,9°. At L6-L7, lateral rotation dominated in both gaits.

Sagittal intervertebral rotation was biphasic in trot and synchronous with the gait cycle. This was more pronounced at L7-S1 than at L6-L7. Lumbosacral range of motion was about 3,6 ° during walk and dominated during trot with about 5,1°. Range of motion at L6-L7 during walk was about 3°, in trot about 3,3°.

Intervertebral translation was minimal with about 0,1-0,2cm in all 3 degrees of freedom. Only craniocaudal translation was synchronous to the gait cycle and showed a biphasic curve.

Overall, motion of the pelvis and the caudal lumbar spine showed an inverse motion for axial and sagittal rotation at the lumbosacral junction, especially during trot. In addition, a coupling of sagittal inverse pelvic and L7 rotation with craniocaudal translation of L7 could be demonstrated during trot. This coupling increased the narrowing and dilation of the lumbosacral intervertebral disc space. Furthermore, abnormal pelvic movements were counterbalanced by the caudal lumbar spine.

The low range of motion in the caudal lumbar spine, compared to cadaver studies, supports the thesis of a stabilizing function of epaxial muscles by Wachs (Wachs 2015).

The results of the study suggest that the lumbosacral intervertebral disc of the German Shepherd dog is exposed to increased stress especially at the trot.

Moreover, the study underlines that the gait and motion patterns are very complex and vary between individual dogs and even steps. Intervertebral motion is influenced by more factors than just the gait cycle of the hindlimbs.

The present work provides a first detailed insight into kinematics of the caudal lumbar spine in the German Shepherd dog as a basis for further comparative studies and therefore contributes to a better understanding of the Cauda equina compression syndrome in the German Shepherd dog.

9 **Anhang**

Übersicht DSH 1-4/ Zusammenhang sagittale Beckenrotation, sagittale Rotation L7 und kraniokaudale Translation L7 im Trab



Abb. 55: gegenläufige sagittale Rotation von Becken und L7 im Trab mit Kopplung der kraniokaudalen Translation und sagittalen Rotation von L7

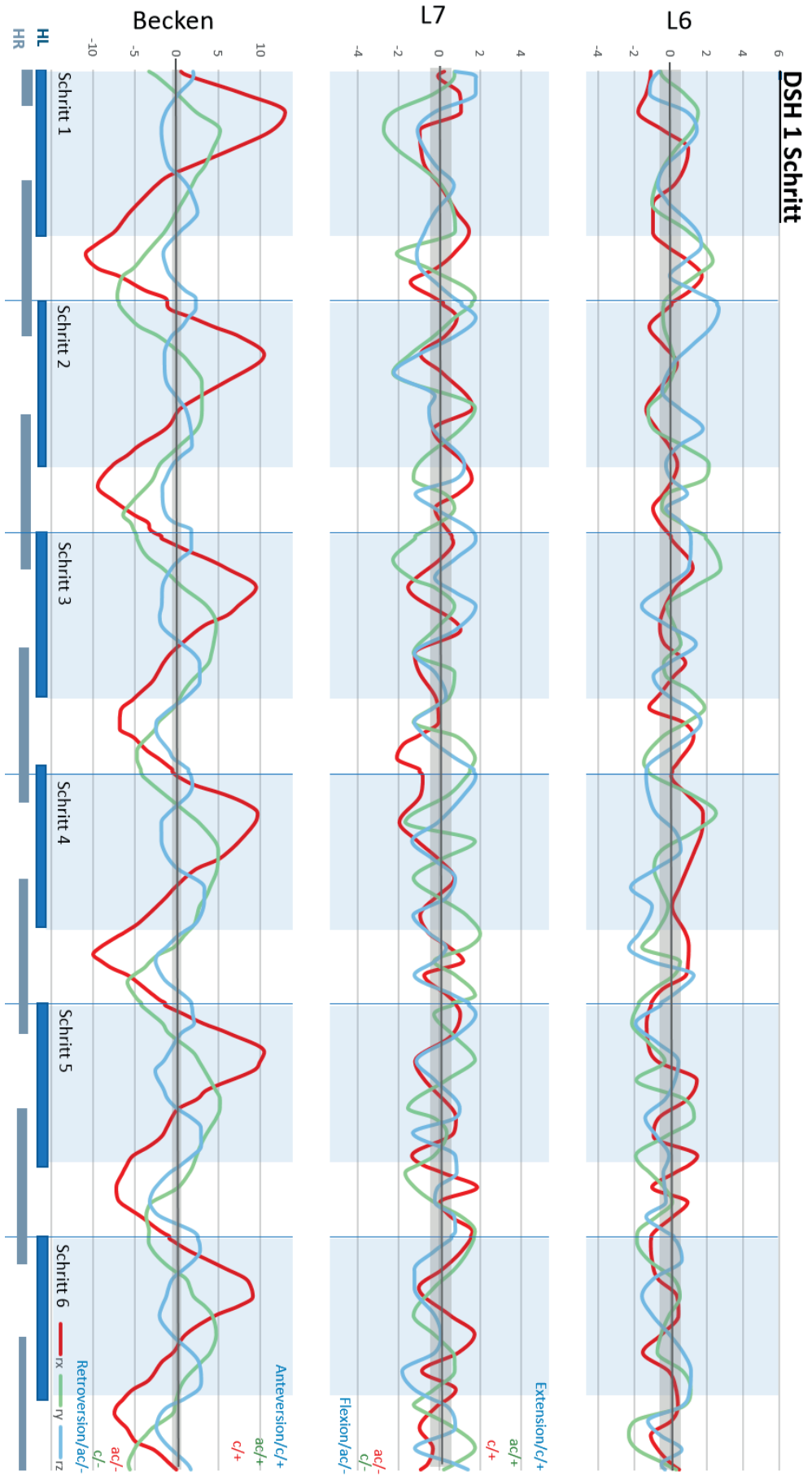


Abb. 56: Übersicht Rotation DSH 1 Schritt

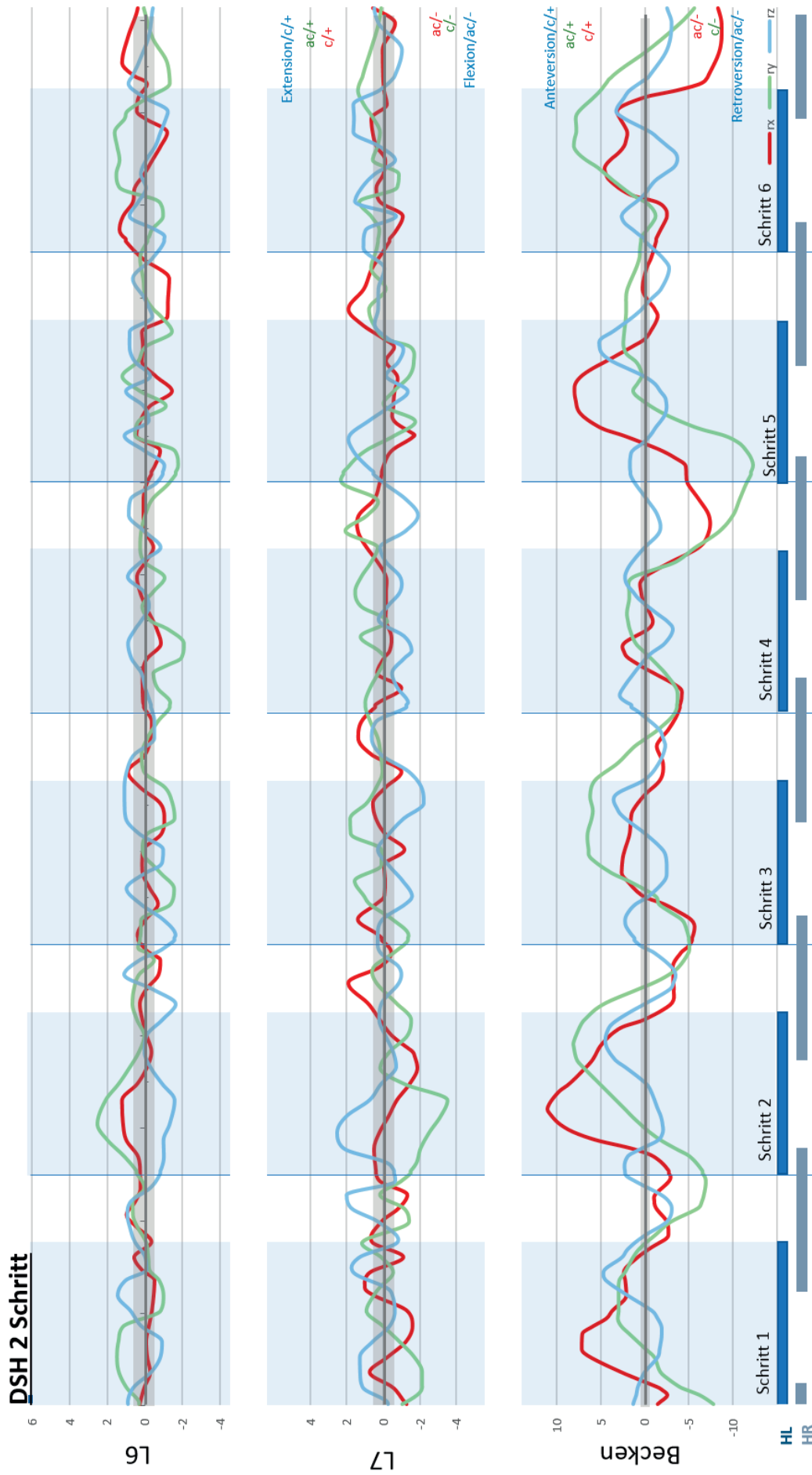


Abb. 57: Übersicht Rotation DSH 2 Schritt

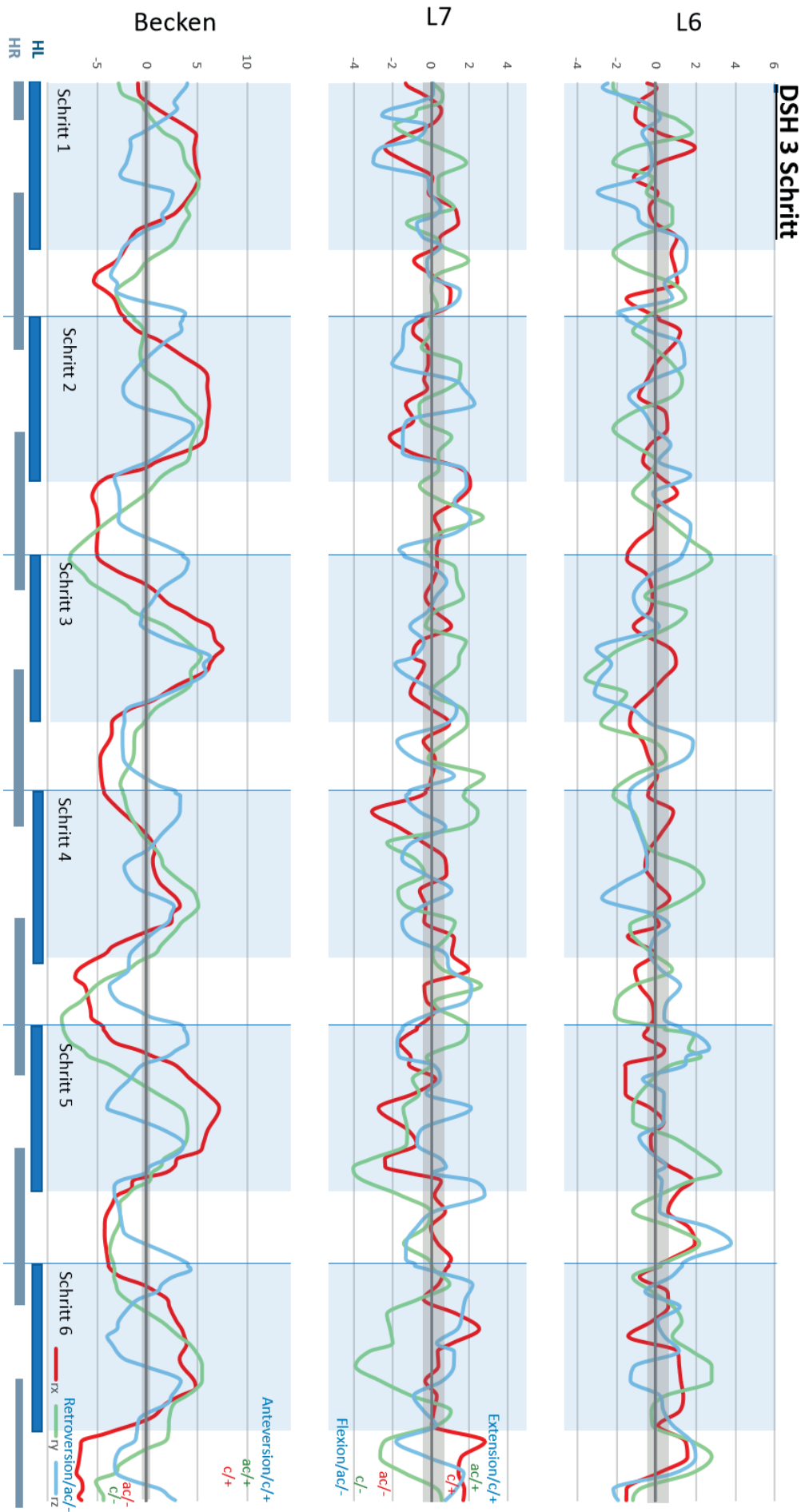


Abb. 58: Übersicht Rotation DSH 3 Schritt

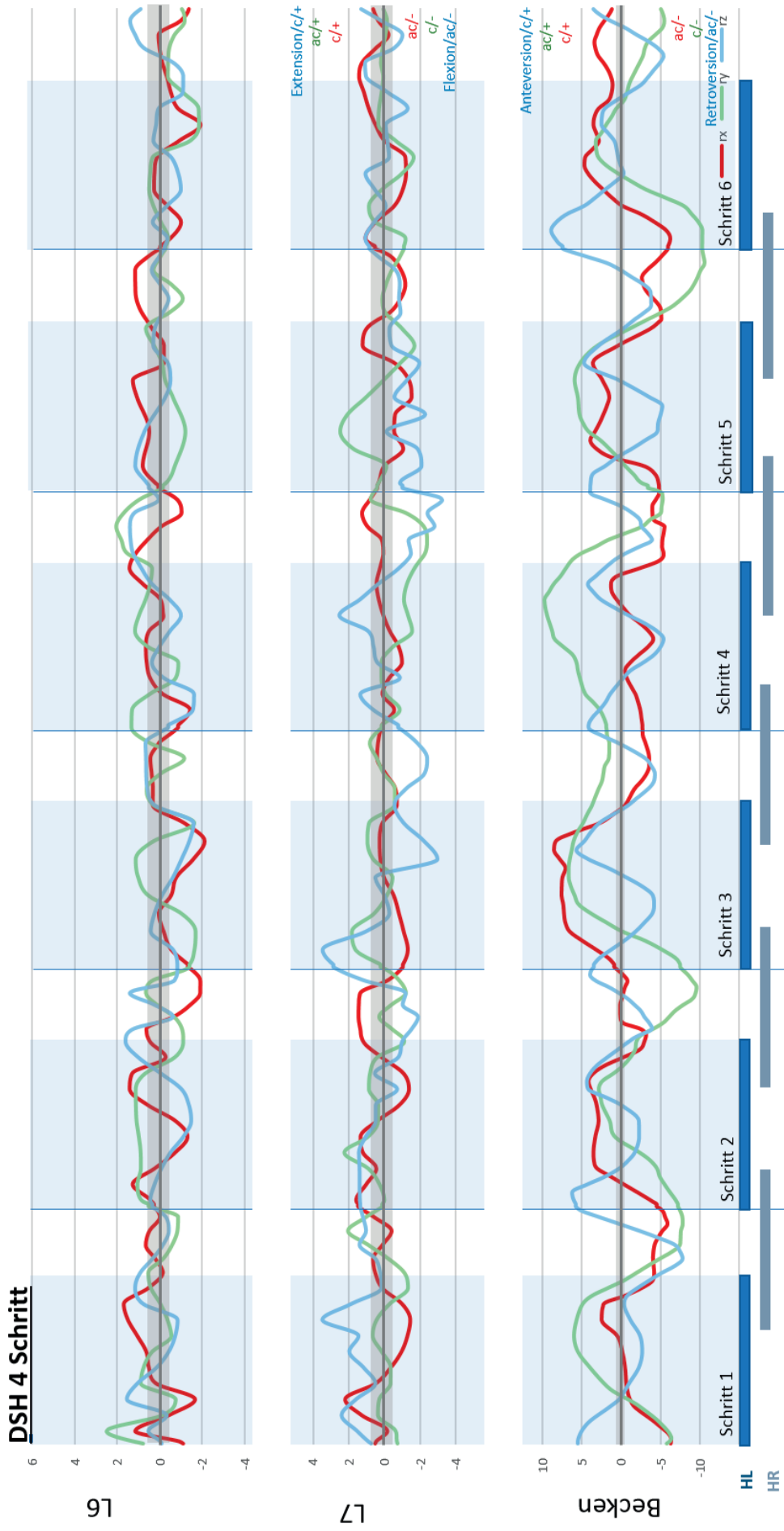


Abb. 59: Übersicht Rotation DSH 4 Schritt

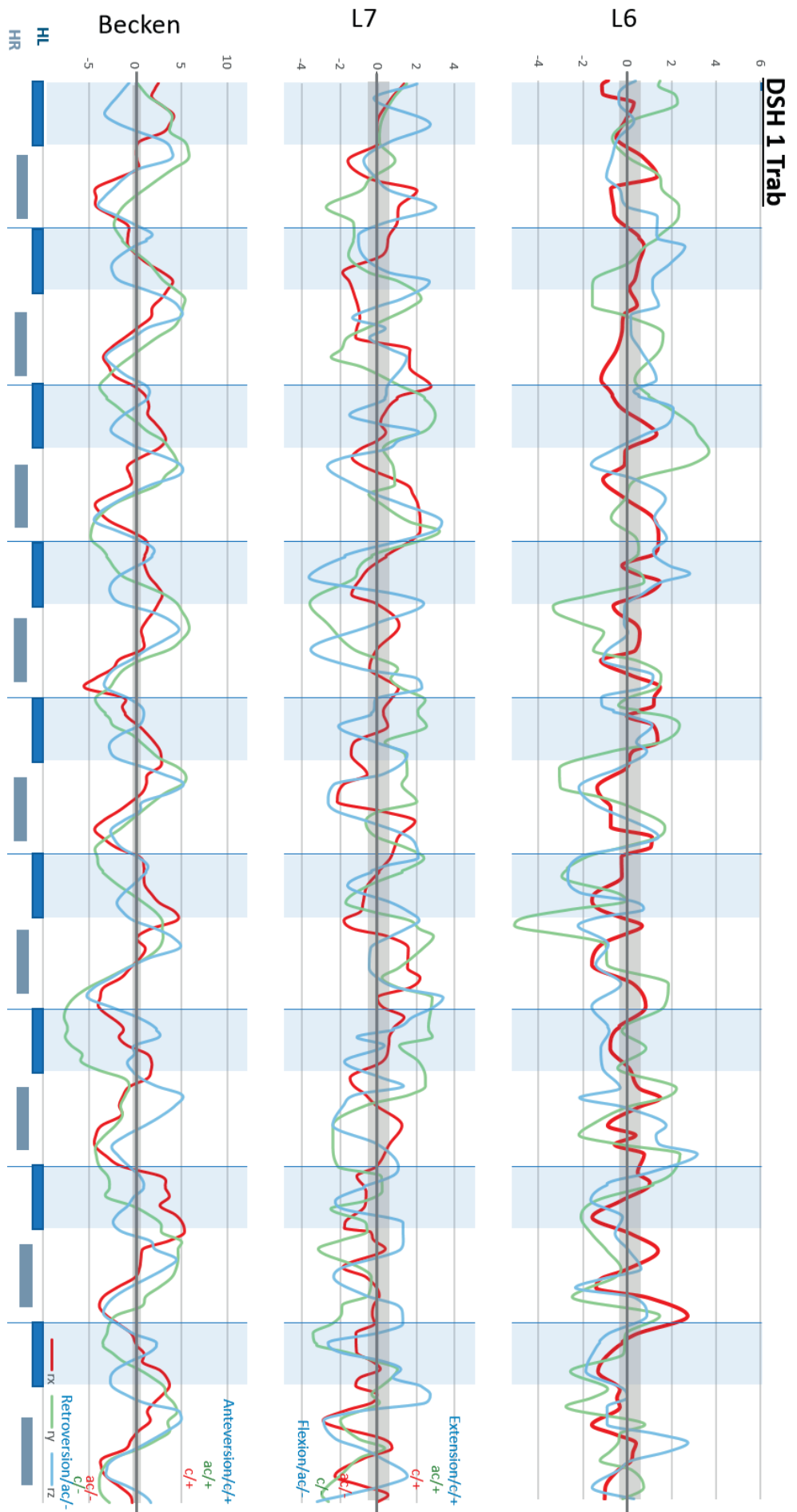


Abb. 60: Übersicht Rotation DSH 1 Trab

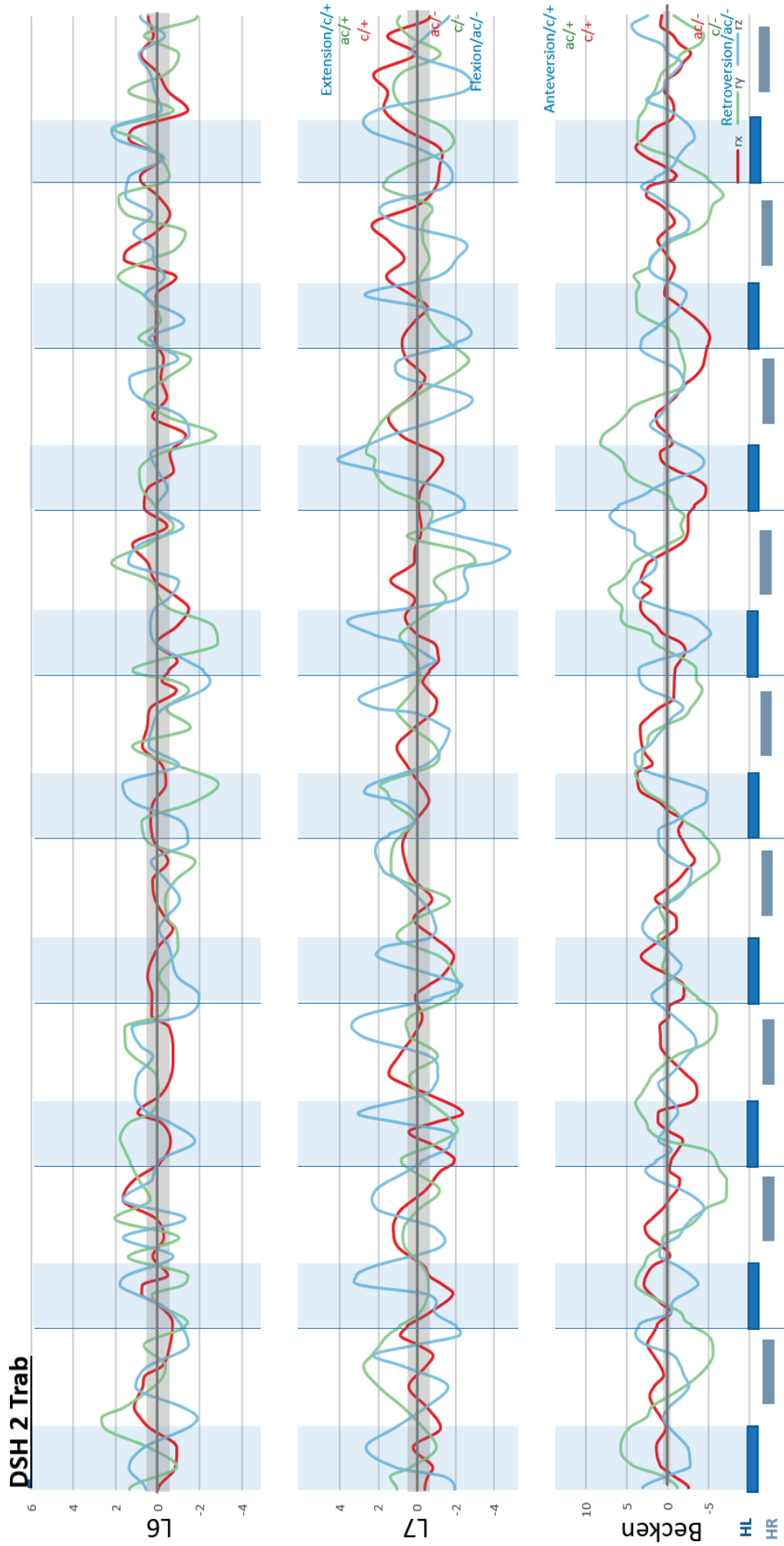


Abb. 61: Übersicht Rotation DSH 2 Trab

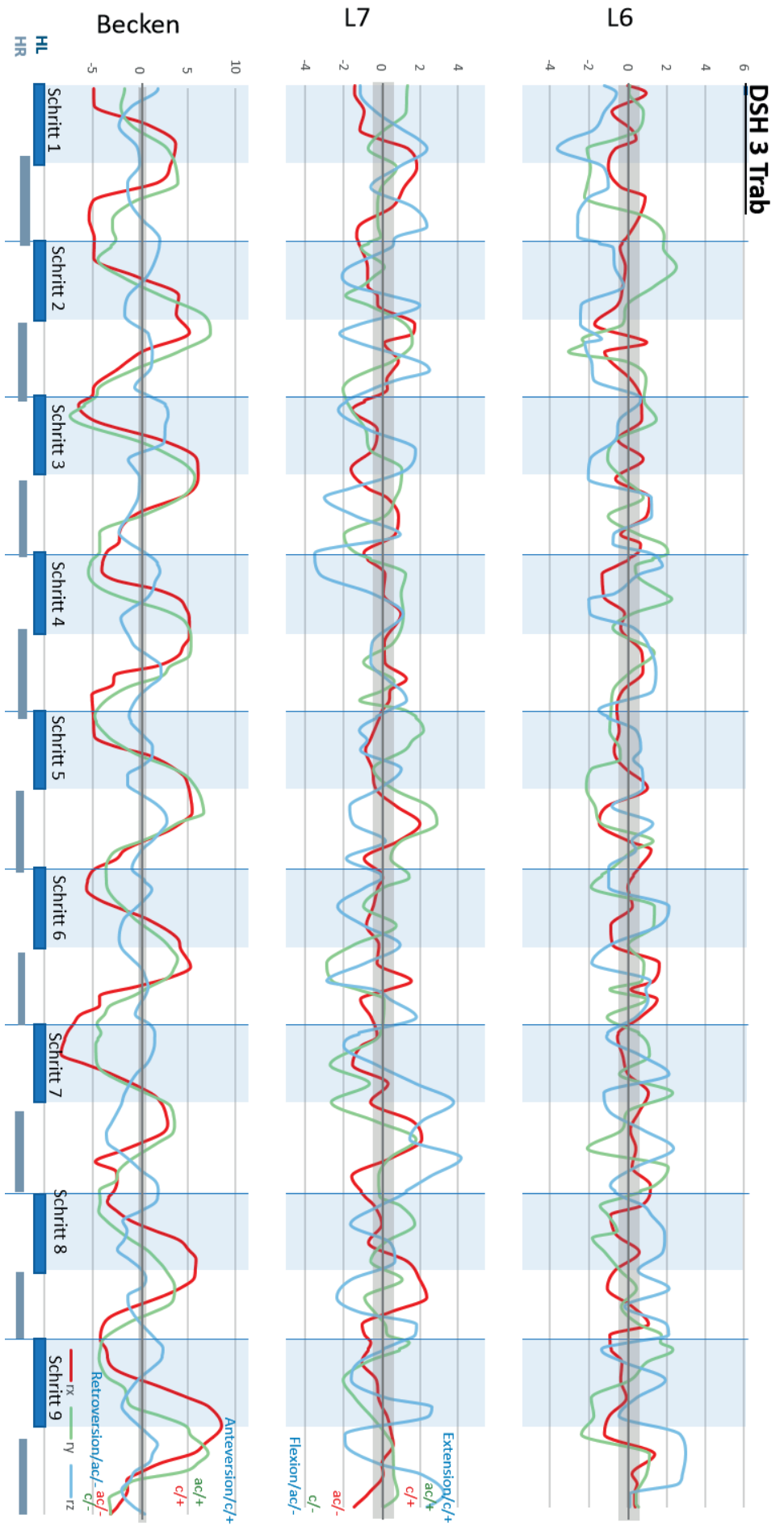


Abb. 62: Übersicht Rotation DSH 3 Trab

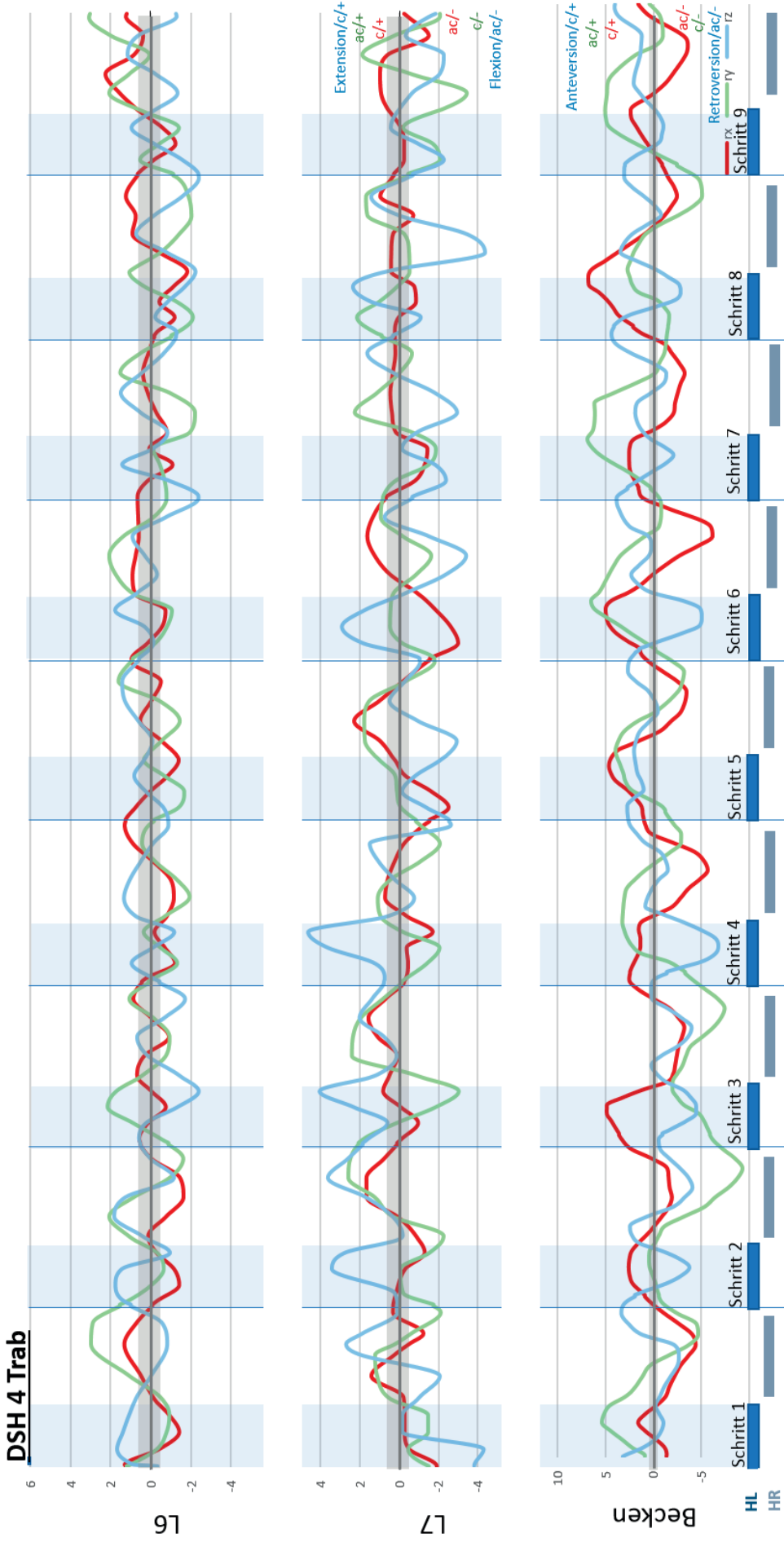


Abb. 63: Übersicht Rotation DSH 4 Trab

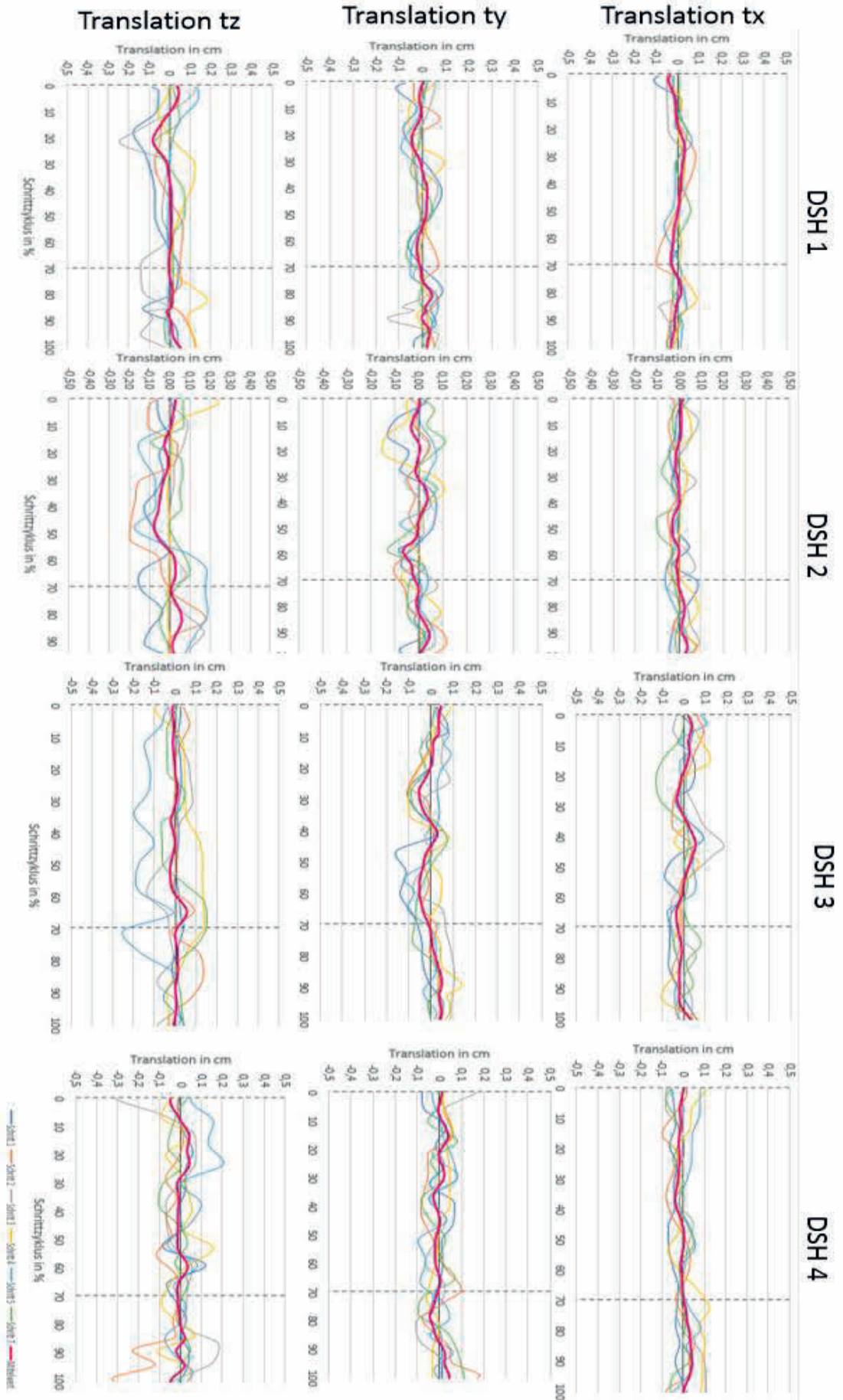


Abb. 64: Übersicht L7 Translation Schritt

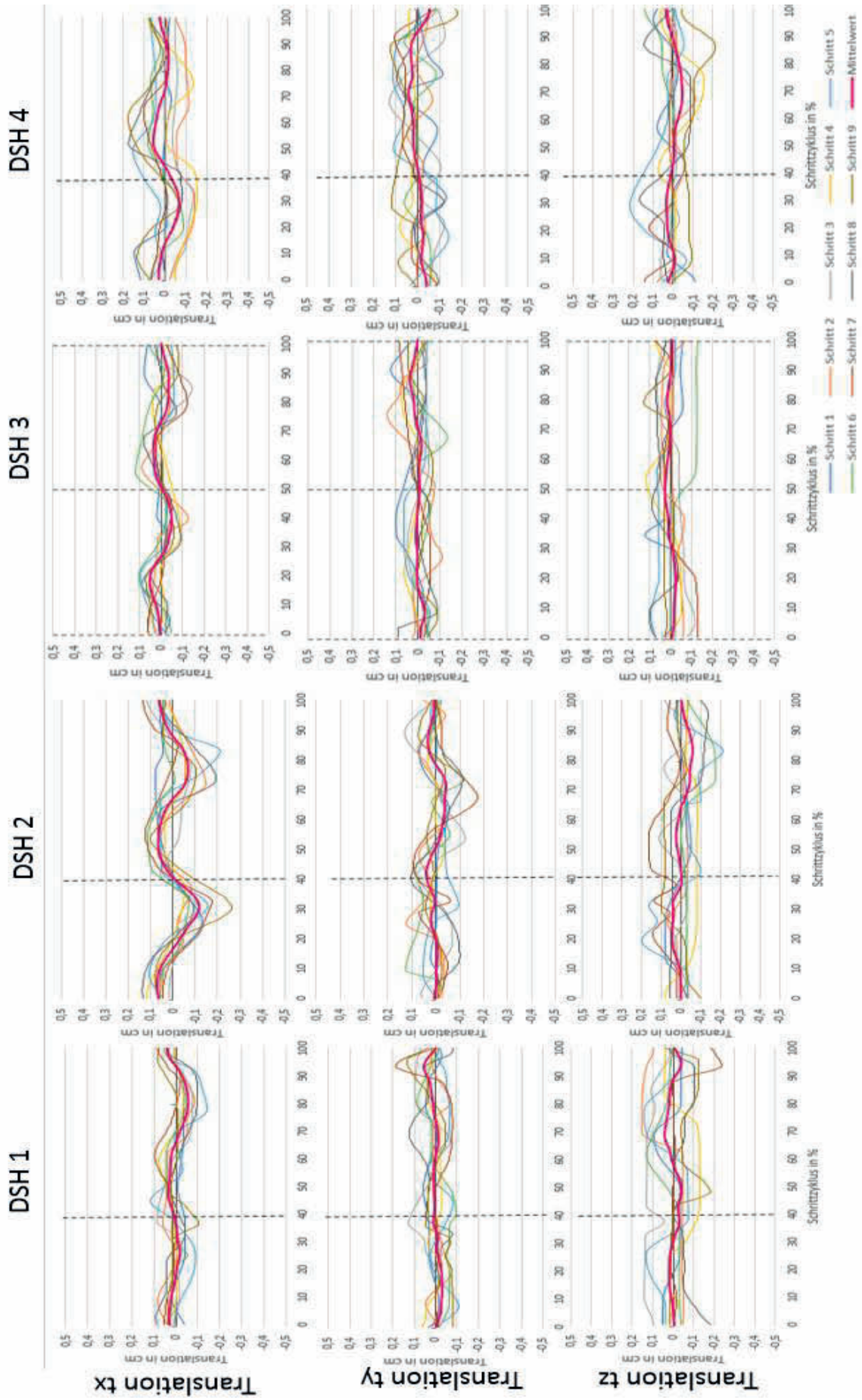


Abb. 65: Übersicht Translation L7 Trab

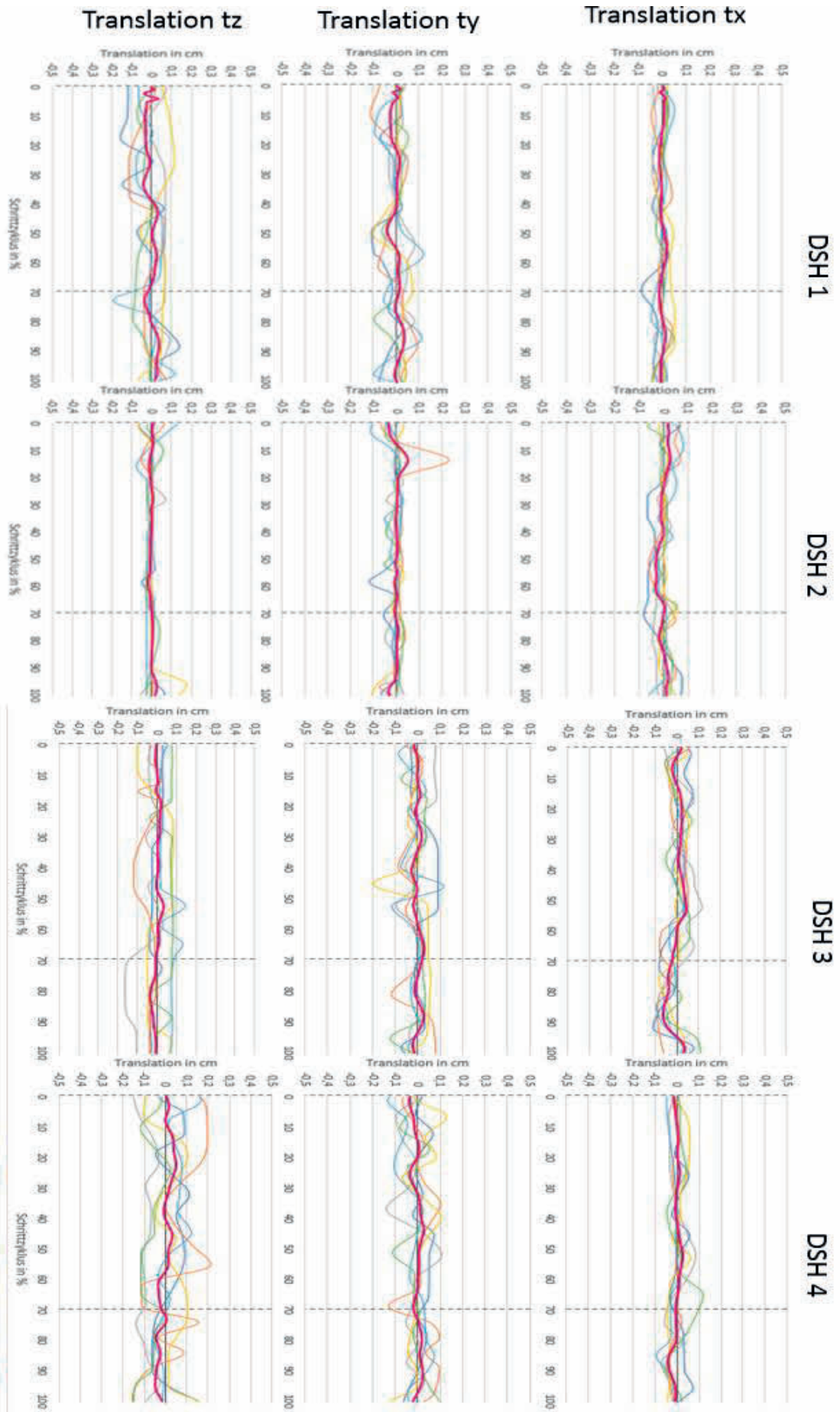


Abb. 66: Übersicht Translation L6 Schritt

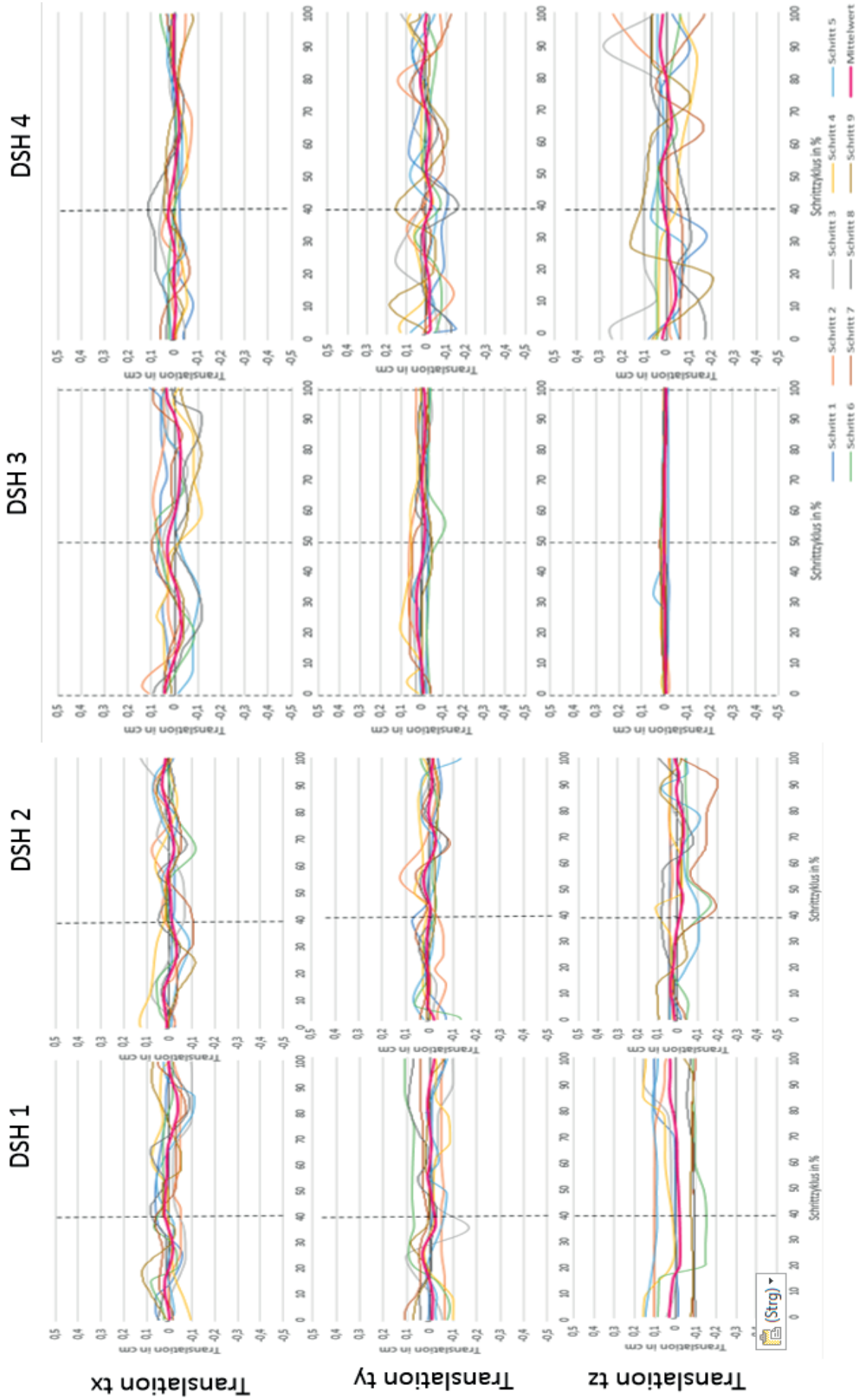


Abb. 67: Übersicht Translation L6 Trab

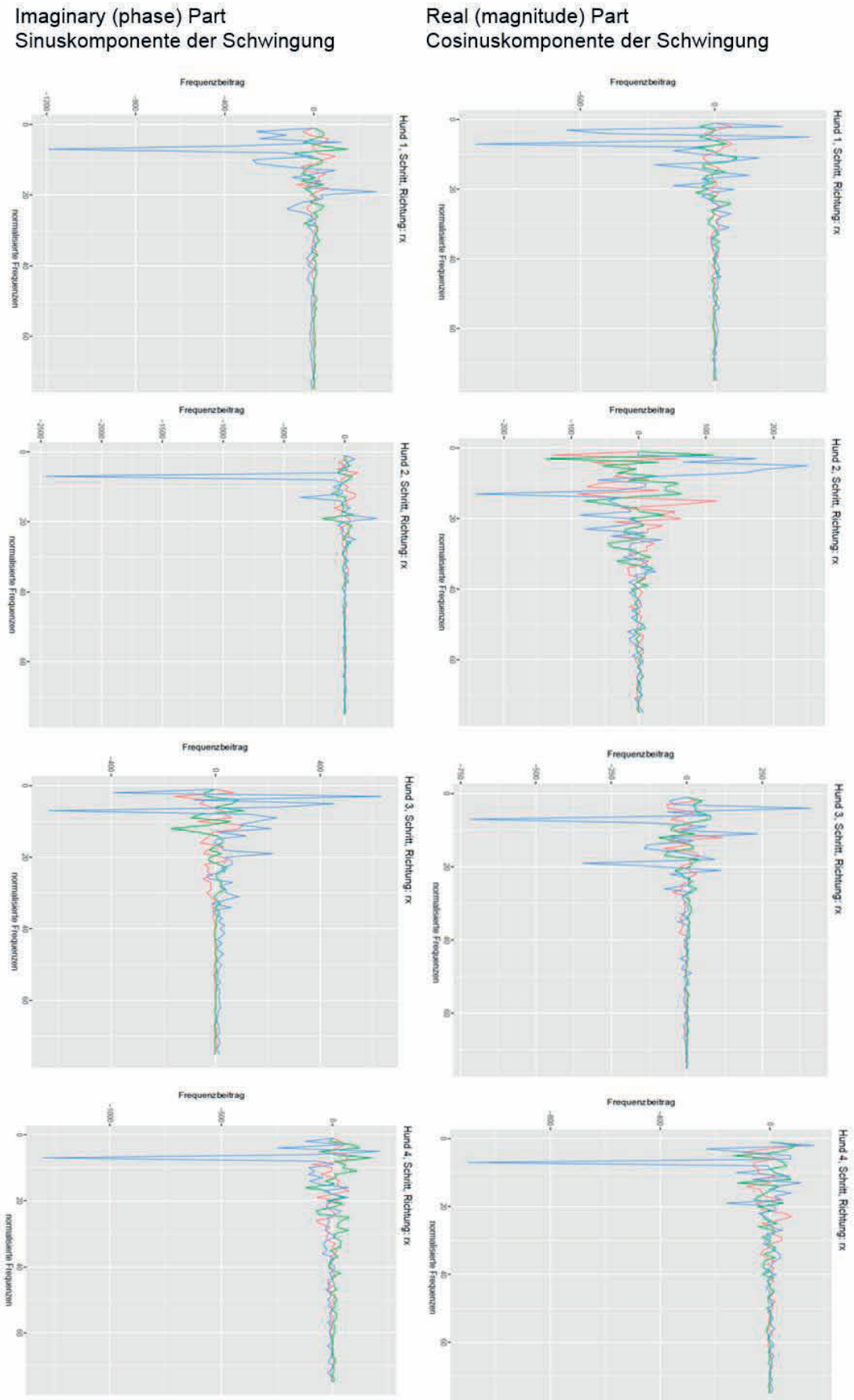
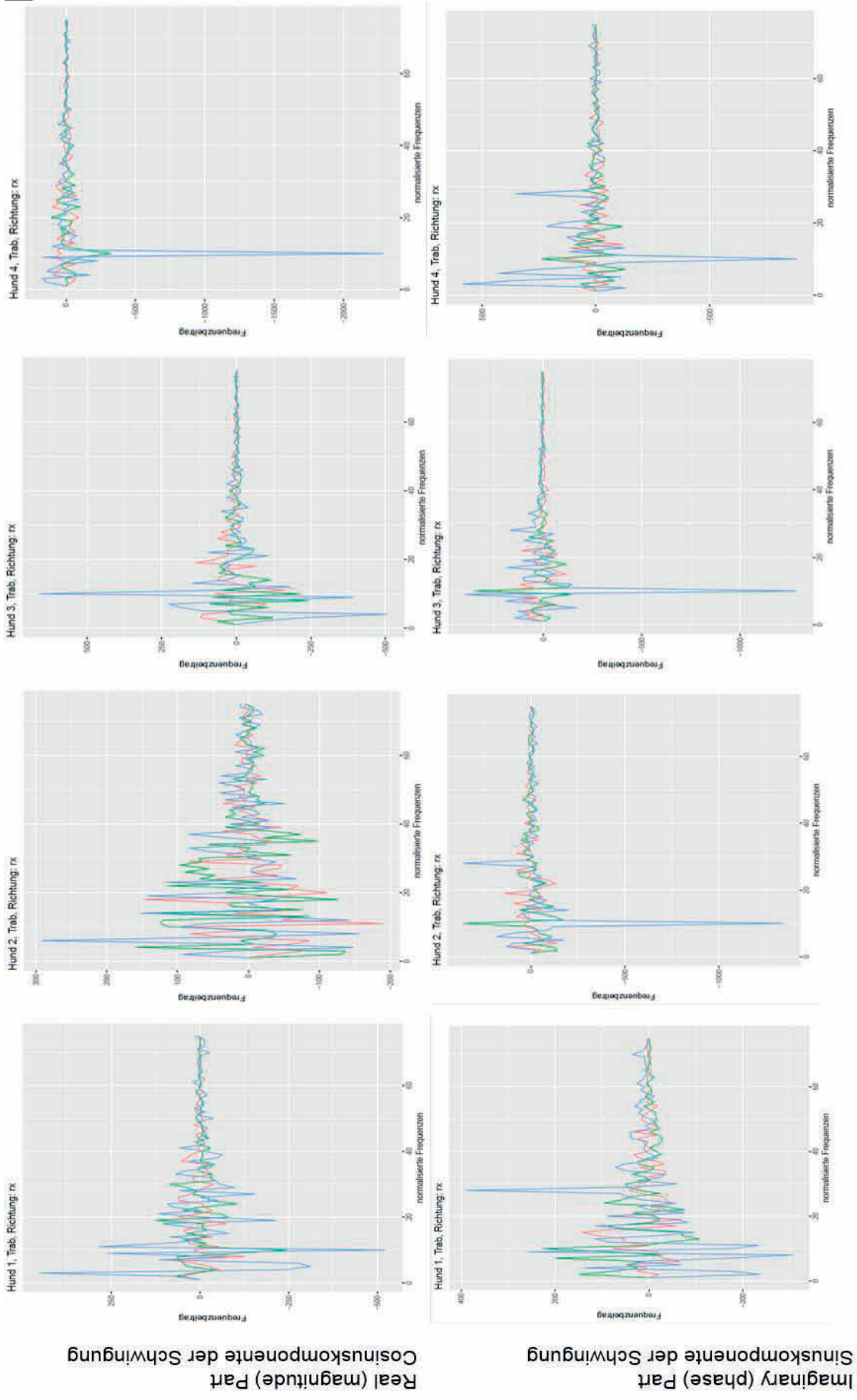


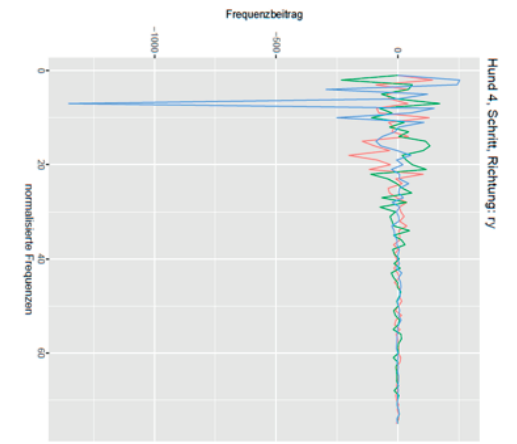
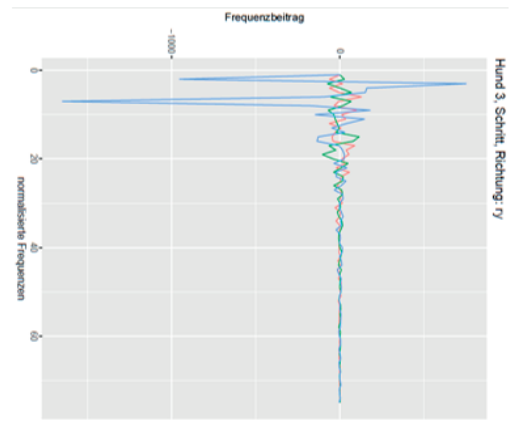
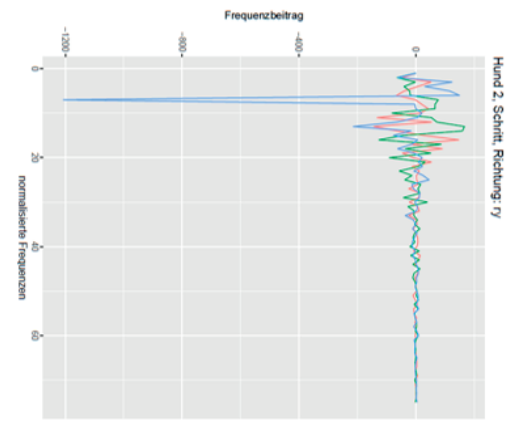
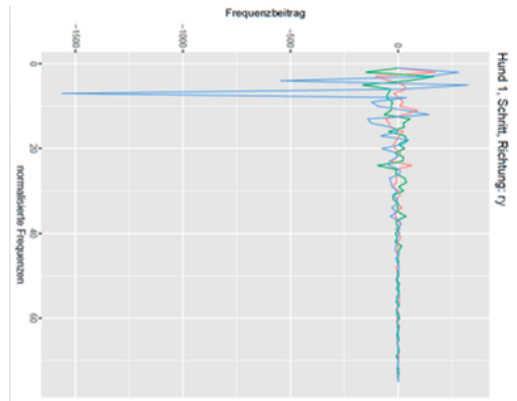
Abb. 68: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ axiale Rotation Schritt



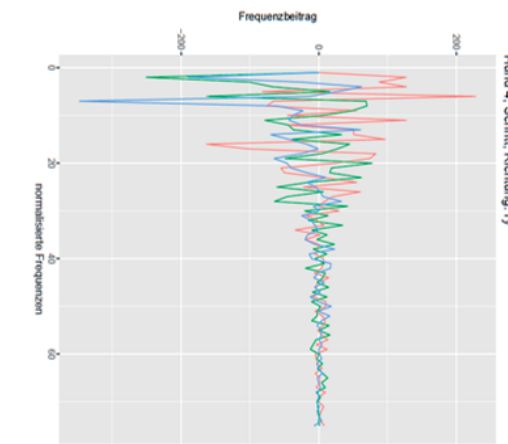
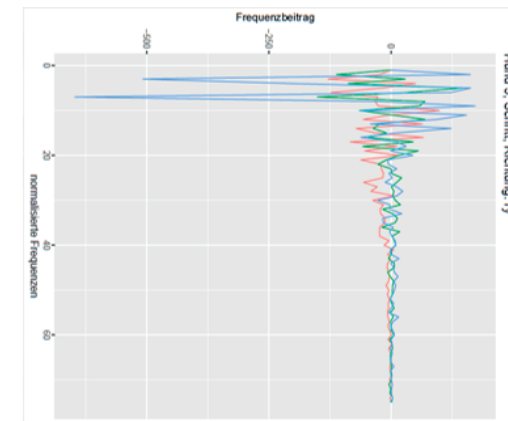
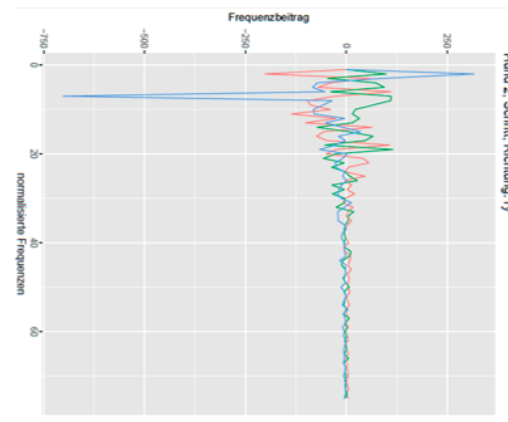
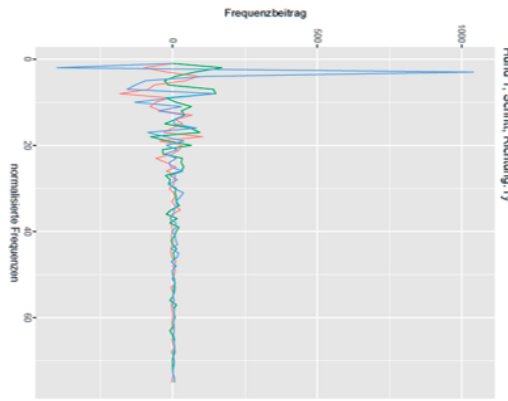
Becken — L7 — L6

Abb. 69: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ axiale Rotation Trab

Real (magnitude) Part
Cosinuskomponente der Schwingung



Imaginary (phase) Part
Sinuskomponente der Schwingung



Becken-----L7-----L6-----

Abb. 70: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ laterale Rotation Schritt

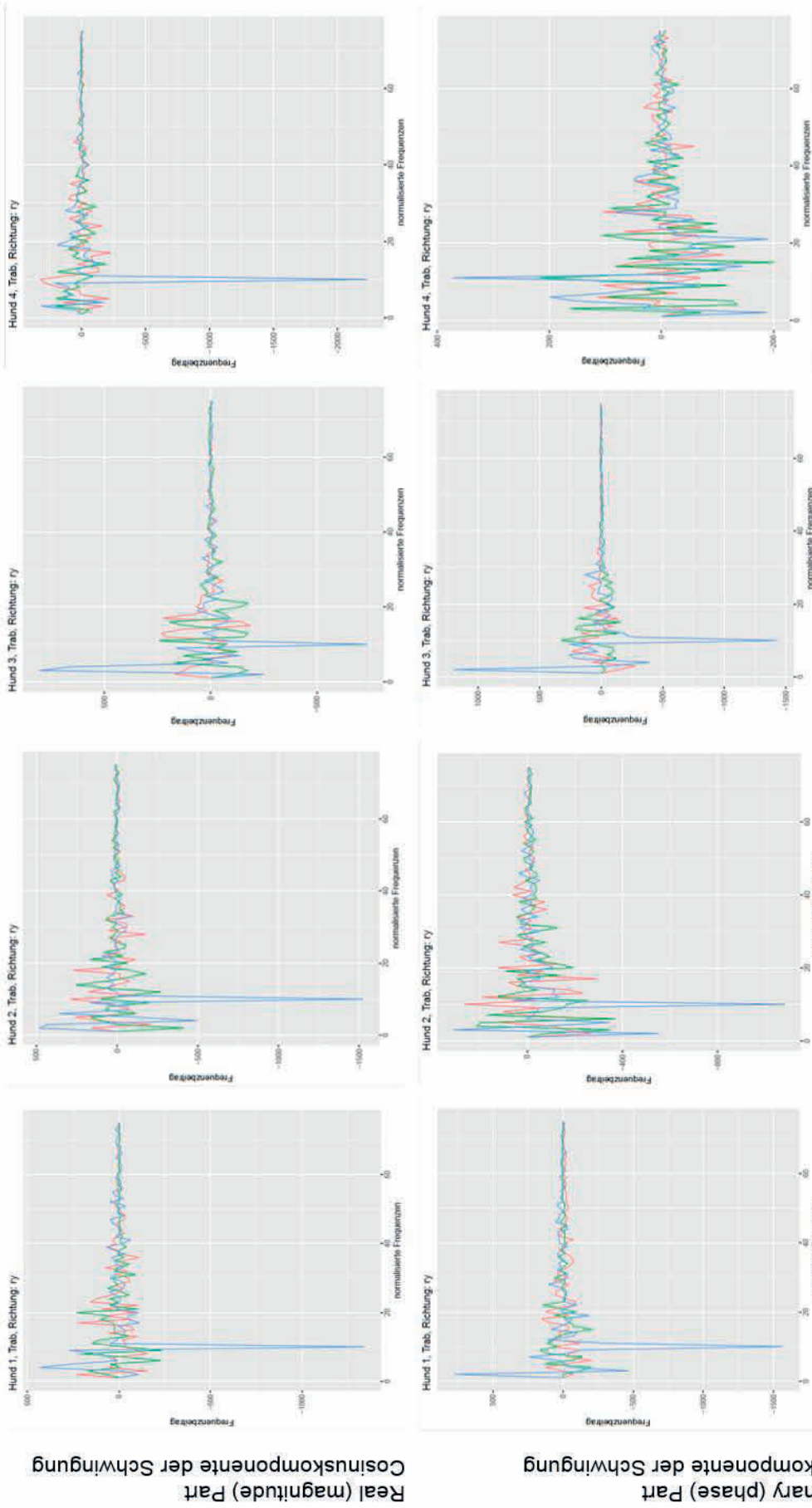


Abb. 71: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ laterale Rotation Trab

Real (magnitude) Part
Cosinuskomponente der Schwingung

Imaginary (phase) Part
Sinuskomponente der Schwingung

Becken — L7 — L6

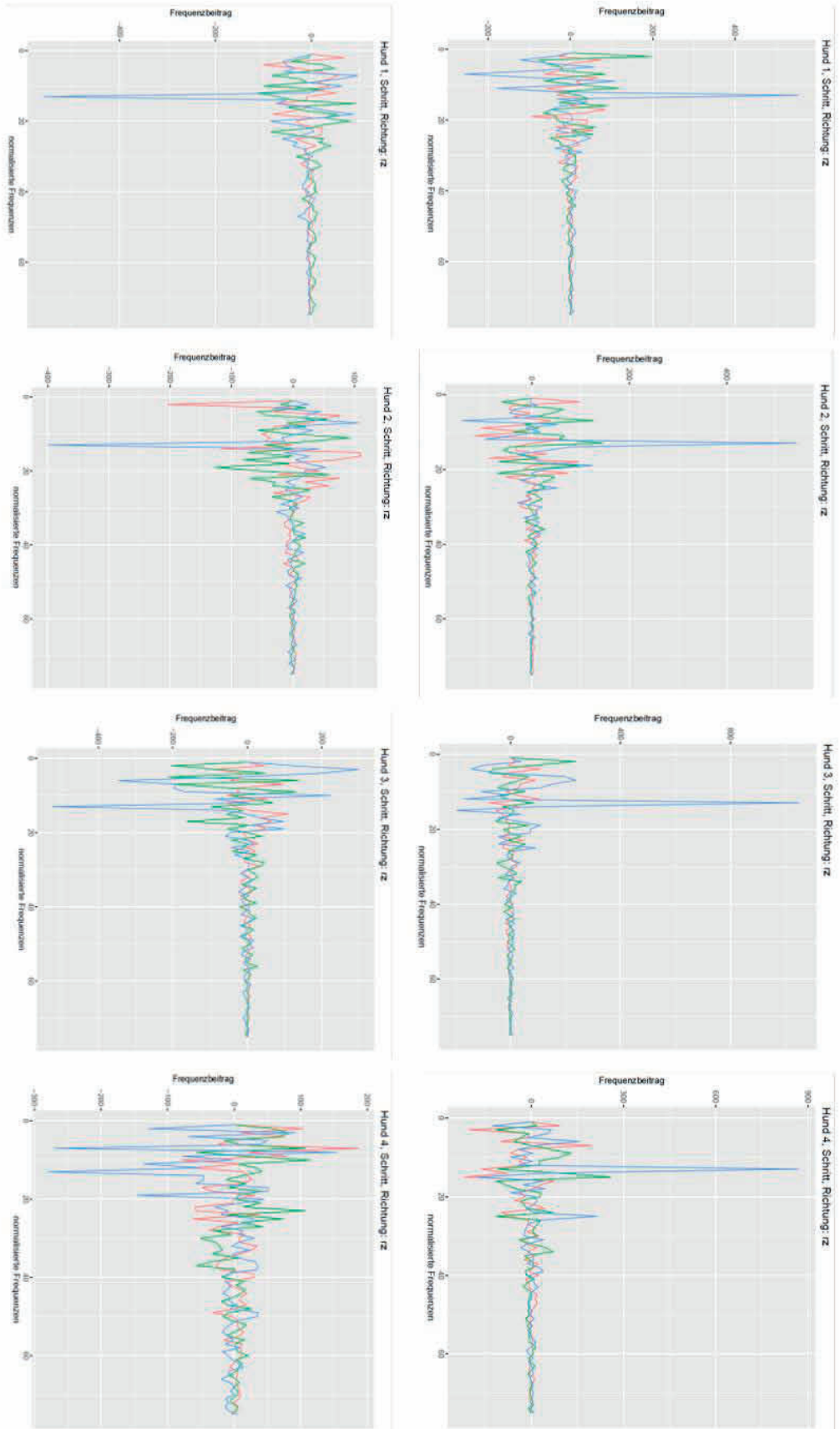


Abb. 72: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ sagittale Rotation Schritt

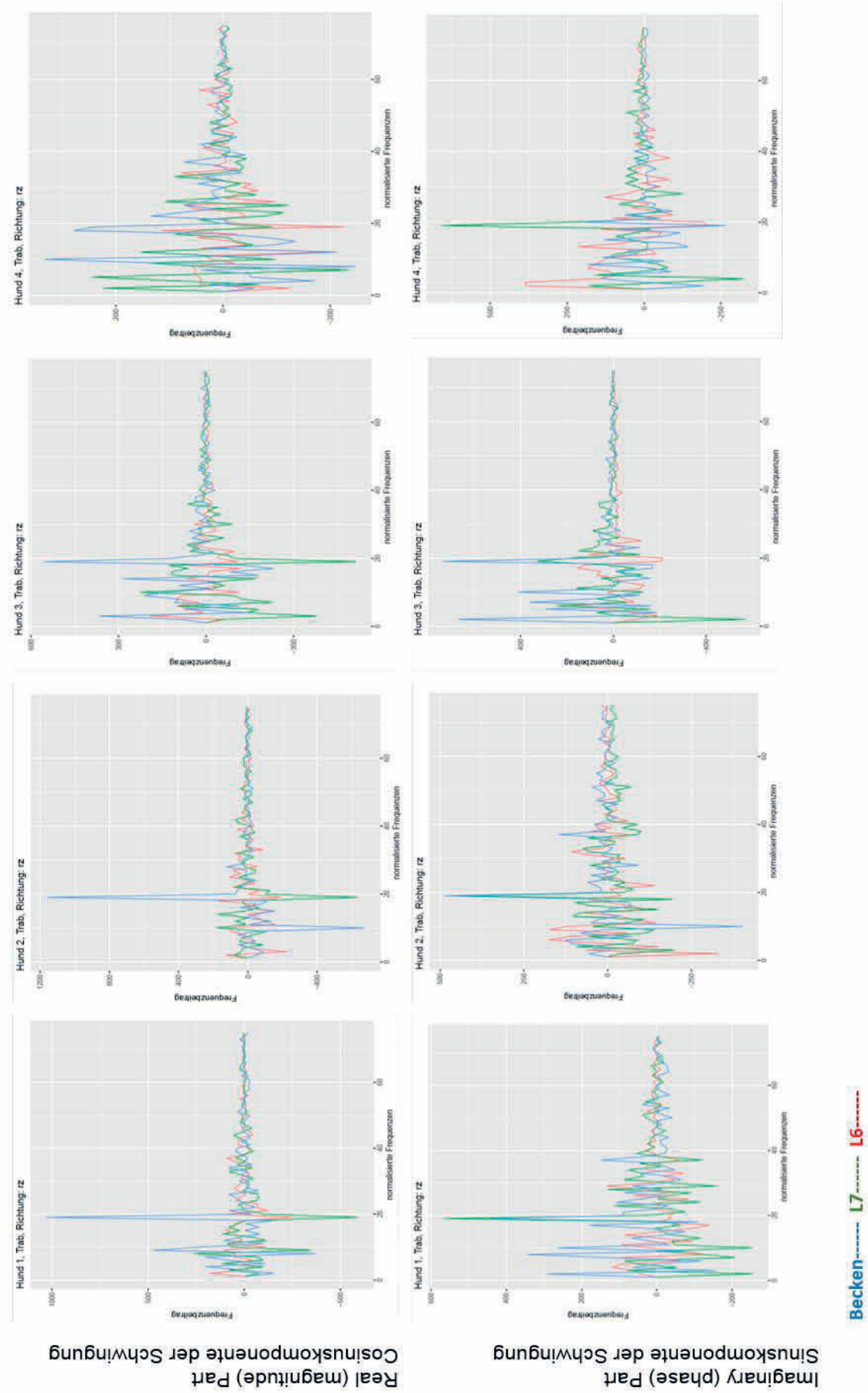


Abb. 73: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ sagittale Rotation Trab

Tab. 41: Übersicht Korrelation nach Spearman

Korrelation der einzelnen Schritte eines Hundes**Becken**

Rotation	Schritt			Trab		
	rx	ry	rz	rx	ry	rz
DSH 1	0,99	0,95	0,93	0,86	0,89	0,94
DSH 2	0,93	0,75	0,75	0,33/ Schritt 5-7:0,87	0,89	0,68
DSH 3	0,94	0,93	0,93	0,89	0,92	0,34
DSH 4	0,67	0,90	0,90	0,92	0,87	0,82
M	0,88	0,88	0,88	0,89	0,89	0,70
Translation	Schritt			Trab		
	tx	ty	tz	tx	ty	tz
DSH 1	0,73	0,96	0,63	0,53	0,96	0,79
DSH 2	0,30	0,85	0,14	0,49	0,89	0,40
DSH 3	0,13	0,75	0,19	0,66	0,73	0,66
DSH 4	0,15	0,86	0,30	0,40	0,80	0,15
M	0,33	0,86	0,32	0,52	0,85	0,50

L7

Rotation	Schritt			Trab		
	rx	ry	rz	rx	ry	rz
DSH 1	0,40	0,29	0,43	0,35	0,09	0,94
DSH 2	0,27	0,19	0,15	0,40	0,03	0,68
DSH 3	0,34	0,15	0,18	0,48	0,07	0,35
DSH 4	0,23	0,33	0,20	0,47	0,16	0,82
M	0,31	0,24	0,24	0,43	0,09	0,70
Translation	Schritt			Trab		
	tx	ty	tz	tx	ty	tz
DSH 1	0,34	0,28	0,15	0,52	0,14	0,06
DSH 2	0,30	0,24	0,20	0,61	0,21	0,15
DSH 3	0,22	0,42	0,14	0,48	0,14	0,15
DSH 4	0,28	0,16	0,12	0,50	0,14	0,18
M	0,29	0,28	0,15	0,53	0,16	0,14

L6

Rotation	Schritt			Trab		
	rx	ry	rz	rx	ry	rz
DSH 1	0,20	0,19	0,02	0,10	0,24	0,15
DSH 2	0,14	0,16	0,23	0,09	0,03	0,28
DSH 3	0,14	0,10	0,44	0,48	0,05	0,61
DSH 4	0,13	0,26	0,26	0,31	0,08	0,19
M	0,15	0,18	0,24	0,25	0,10	0,31
Translation	Schritt			Trab		
	tx	ty	tz	tx	ty	tz
DSH 1	0,14	0,14	0,19	0,25	0,16	0,18
DSH 2	0,24	0,16	0,21	0,18	0,16	0,17
DSH 3	0,29	0,17	0,10	0,33	0,33	0,16
DSH 4	0,19	0,15	0,20	0,14	0,09	0,08
M	0,22	0,16	0,18	0,23	0,19	0,15

Korrelation zwischen den Hunden

Rotation	Schritt			Trab		
	rx	ry	rz	rx	ry	rz
Becken	0,81	0,96	0,89	0,50	0,81	0,55
L7	0,53	0,27	0,26	0,72	0,18	0,81
L6	0,21	0,34	0,59	0,47	0,33	0,70
Translation	Schritt			Trab		
	tx	ty	tz	rx	ry	rz
Becken	0,38	0,82	0,82	0,96	0,78	0,80
L7	0,18	0,46	0,33	0,65	0,49	0,10
L6	0,20	0,31	0,12	0,42	0,38	0,10

10 Literaturverzeichnis

Adams, M. A., Hutton, W. C. (1983)

The mechanical function of the lumbar apophyseal joints.
Spine, 8(3): 327–330

Adams, M. A., Roughley, P. J. (2006)

What is intervertebral disc degeneration, and what causes it?
Spine, 31(18): 2151–2161

Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., Morrissey, M. C. (1998)

A kinematic comparison of overground and treadmill walking.
Clinical Biomechanics, 13(6): 434-440

Amort, K. H., Ondreka, N., Rudorf, H., Stock, K. F., Distl, O., Tellhelm, B. (2012)

MR-Imaging of lumbosacral intervertebral disc degeneration in clinically sound German shepherd dogs compared to other breeds.
Veterinary Radiology & Ultrasound, 53(3): 289–295

Andrada, E., Reinhardt, L., Lucas, K., Fischer, M. S. (2017)

Three-dimensional inverse dynamics of the forelimb of Beagles at a walk and trot.
American Journal of Veterinary Research, 78(7): 804-817

Benninger, M.I., Seiler, G. S., Robinson, L.E., Ferguson, S.J., Bonél, H.M., Busato, A. R. Lang, J. (2004)

Three-dimensional motion pattern of the caudal lumbar and lumbosacral portions of the vertebral column of dogs.
American Journal of Veterinary Research, 65(5): 544–551

Benninger, M. I., Seiler, G. S., Robinson, L. E., Ferguson, S. J., Bonél, H.M., Busato, A. R., Lang, J. (2006)

Effects of anatomic conformation on three-dimensional motion of the caudal lumbar and lumbosacral portions of the vertebral column of dogs.
American Journal of Veterinary Research, 67(1): 43–50

Bergknut, N., Smolders, L., Grinwis, G.C.M., Hagman, R., Lagerstedt, A., Hazewinkel, H.A.W., Tryfonidou, M. A., Meij, B. P. (2013)

Intervertebral disc degeneration in the dog. Part 1: Anatomy and physiology of the intervertebral disc and characteristics of intervertebral disc degeneration.
The Veterinary Journal, 195(3): 282-291

Blaszczyk, J. W., Dobrzecka, C. (1989)

Speed control in quadrupedal locomotion: Principles of limb coordination in the dog.
Acta Neurobiologiae Experimentalis, 49: 105–124

- Bogert, A. D., Weeren, P., Schamhardt, H.C. (1990)**
Correction for skin displacement errors in movement analysis of the horse.
Journal of biomechanics, 23(1): 97–101
- Bojrab, M. J., Monnet, E. (2010)**
Mechanisms of disease in small animal surgery.
Teton New Media, Jackson, S. 282-291
- Boos, N., Aebi, M. (2008)**
Spinal disorders: fundamentals of diagnosis and treatment.
Springer-Verlag, Berlin, S. 41-66, 91–122
- Brainerd, E. L., Baier, D. B., Gatesy, S. M., Hedrick, T. L., Metzger, K. A., Gilbert, S. L., Crisco, J. J. (2010)**
X-ray reconstruction of moving morphology (XROMM): Precision, accuracy and applications in comparative biomechanics research.
Journal of Experimental Zoology Part A: Ecological Genetics and Physiology, 313(5): 262–279
- Braund, K. G., Taylor, T.K., Ghosh, P., Sherwood, A.A. (1977)**
Spinal mobility in the dog. A study in chondrodystrophoid and non--chondrodystrophoid animals.
Research in veterinary science, 22(1): 78–82
- Breit, S. (2002)**
Functional adaptations of facet geometry in the canine thoracolumbar and lumbar spine (Th10-L6).
Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger, 184(4): 379-385
- Breit, S., Künzel, W. (2001)**
On biomechanical properties of the sacroiliac joint in purebred dogs.
Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger, 183(2): 145–150
- Buchner, H. H. F., Savelberg, H.H.C.M., Schamhardt, H.C., Merkens, H.W., Barneveld, A. (1994)**
Kinematics of treadmill versus overground locomotion in horses.
Veterinary Quarterly, 16(2): 87-90
- Buchner, H. H. F., Savelberg, H.H.C.M., Schamhardt, H.C., Merkens, H.W., Barneveld, A. (1994)**
Habituation of horses to treadmill locomotion.
Equine Veterinary Journal, 26(17): 13-15
- Bürger, R., Lang, J. (1993)**
Kinetic studies of the lumbar vertebrae and the lumbosacral transition in the German shepherd dog. 2. Our personal investigations.
Schweizer Archiv für Tierheilkunde, 135(2): 35–43

Bushberg, J.T., Seibert, J.A. (2012)

Essential Physics of Medical Imaging (3rd edition)
Wolters Kluwer Health, Philadelphia

Clements, D. N., Owen, M. R., Carmichael, S., Reid, S. W. (2005)

Kinematic analysis of the gait of 10 labrador retrievers during treadmill locomotion.
The Veterinary record, 156(15): 478-481

Cyron, B. M., Hutton, W. C., Stott, J.R. (1979)

Spondylolysis: The shearing stiffness of the lumbar intervertebral joint.
Acta Orthopaedica Belgica, 45(4): 459-469

Danielsson, F., Sjöström, L. (1999)

Surgical treatment of degenerative lumbosacral stenosis in dogs.
Veterinary Surgery, 28(2): 91–98

Deban, S. M., Schilling, N., Carrier, D.R. (2012)

Activity of extrinsic limb muscles in dogs at walk, trot and gallop.
Journal of Experimental Biology, 215(2): 287-300

DeCamp, C. E. (1997)

Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog.
Veterinary clinics of North America: small animal practice, 27(4): 825–840

Dorn F., Bader F. (2000)

Physik 12/13 Sekundarbereich 2 Gymnasium
Schroedel, Hannover, S. 152-153

English, A.W. (1980)

The functions of the lumbar spine during stepping in the cat.
Journal of Morphology, 165(1): 55-66

Evans, H. E., Lahunta, A. de (2013)

Miller's Anatomy of the Dog
Elsevier, St. Louis, Missouri

Faber, M., Schamhardt, H., van Weeren, R., Johnston, C., Roepstorff, L., Barneveld, A. B. (2000)

Basic three-dimensional kinematics of the vertebral column of horses walking on a treadmill
American Journal of Veterinary Research, 61(4): 399–406

Faber, M., Johnston, C., Schamhardt, H., Weeren, R. V., Roepstorff, L., Barneveld, A. (2001)

Basic three-dimensional kinematics of the vertebral column of horses trotting on a treadmill.
American journal of veterinary research, 62(5): 757-764

Fischer, M.S., Lilje, K. E. (2011)

Hunde in Bewegung
Franckh-Kosmos-Verlag, Stuttgart, S. 34-57, 62-65

Fischer, S., Nolte, I., Schilling, N. (2013)

Adaptations in muscle activity to induced, short-term hindlimb lameness in trotting dogs.
PloS one, 8(11): e80987

Flückiger, M. A., Damur-Djuric, N., Hässig, M., Morgan, J. P., Steffen, F. (2006)

A lumbosacral transitional vertebra in the dog predisposes to cauda equina syndrome.
Veterinary radiology & ultrasound, 47(1): 39-44

Fossum, T. W. (2007)

Chirurgie der Kleintiere
Elsevier Urban & Fischer, München, S. 1545-1563

Gatesy, S. M., Baier, D. B., Jenkins, F. A., Dial, K. P. (2010)

Scientific rotoscoping: A morphology-based method of 3-D motion analysis and visualization.
Journal of Experimental Zoology Part A: Ecological Genetics and Physiology, 313(5): 244–261

Gillette, R. L., Angle, T. C. (2008)

Recent developments in canine locomotor analysis: A review.
The Veterinary Journal, 178(2): 165–176

Gradner, G., Bockstahler, B., Peham, C., Henninger, W., Podbregar, I. (2007)

Kinematic study of back movement in clinically sound malinois dogs with consideration of the effect of radiographic changes in the lumbosacral junction.
Veterinary surgery, 36(5): 472-481

Gregory, C. R., Cullen, J. M., Pool, R., Vasseur, P. B. (1986)

The Canine Sacroiliac Joint: Preliminary Study of Anatomy, Histopathology, and Biomechanics
Spine, 11(10): 1044–1048

Hansen, H. J. (1952)

A pathologic-anatomical study on disc degeneration in dog: with special reference to the so-called enchondrosis intervertebralis.
Acta Orthopaedica Scandinavica, 23(11): 1-130

Haussler, K. K., Bertram, J. E. A., Gellman, K., Hermanson, J. W. (2001)

Segmental in vivo vertebral kinematics at the walk, trot and canter: a preliminary study.
Equine veterinary journal, 33(33): 160-164

Hediger, K. U., Ferguson, S. J., Gedet, P., Busato, A., Forterre, F., Isler, S., Barmettler, R., Lang, J. (2009)

Biomechanical analysis of torsion and shear forces in lumbar and lumbosacral spine segments of nonchondrodystrophic dogs.
Veterinary surgery, 38(7): 874-880

Hildebrand, M. (1965)

Symmetrical Gaits of Horses.
Science, 150(3697): 701–708

Hildebrand, M. (1966)

Analysis of the symmetrical gaits of tetrapods.
Folia Biotheoretica, B(6): 9-22

Hildebrand, M. (1968)

Symmetrical gaits of dogs in relation to body build.
Journal of Morphology, 124(3): 353–360

Hoyt, D. F., Wickler, S. J., Dutto, D. J., Catterfeld, G. E., Johnsen, D. (2006)

What are the relations between mechanics, gait parameters, and energetics in terrestrial locomotion?
Journal of Experimental Zoology Part A: Ecological Genetics and Physiology, 305(11): 912–922

Jaggy, A., Lang, J., Schawalder, P. (1987)

Cauda equina syndrome in the dog.
Schweizer Archiv für Tierheilkunde, 129(4): 171

Kaigle, A. M., Holm, S. H., Hansson, T. H. (1995)

Experimental instability in the lumbar spine.
Spine, 20(4): 421–430

Kirkaldy-Willis, W. H. (1984)

The relationship of structural pathology to the nerve root.
Spine, 9(1): 49-52

Koch, D., Fischer M.S. (2015)

Lahmheitsuntersuchung beim Hund: Funktionelle Anatomie, Diagnostik und Therapie.
Enke Verlag, Stuttgart, S. 23-26

Krings, M., Nyakatura, J. A., Fischer, M. S., Wagner, H. (2014)

The cervical spine of the American barn owl (*Tyto furcata pratincola*): I. Anatomy of the vertebrae and regionalization in their S-shaped arrangement.
PloS one, 9(3): e91653

Krismer, M., Haid, C., Ogon, M., Behensky, H., Wimmer, C. (1997)

Biomechanics of lumbar instability.
Der Orthopäde, 26(6): 516–520

Lang, J., Häni, H. and Schawalder, P. (1992)

A sacral lesion resembling osteochondrosis in the German Shepherd dog.
Veterinary radiology & ultrasound, 33(2): 69–76

Layer, A. F. (2012)

Ganganalytische Untersuchung der Rückenbewegung von gesunden Hunden der Rassen Dackel und Labrador Retriever.

Dissertation, München, Ludwig-Maximilians-Universität München

Leach, D., Sumner-Smith, G., Dagg, A. I. (1977)

Diagnosis of lameness in dogs: A preliminary study.

The Canadian Veterinary Journal, 18(3): 58

Linn, L. L., Bartels, K. E., Rochat, M. C., Payton, M. E., Moore, G. E. (2003)

Lumbosacral stenosis in 29 military working dogs: epidemiologic findings and outcome after surgical intervention (1990-1999).

Veterinary surgery, 32(1): 21–29

Mayhew, P. D., Kapatkin, A. S., Wortman, J. A., Vite, C. H. (2002)

Association of cauda equina compression on magnetic resonance images and clinical signs in dogs with degenerative lumbosacral stenosis.

Journal of the American Animal Hospital Association, 38(6): 555–562

Meij, B. P., Bergknut, N. (2010)

Degenerative lumbosacral stenosis in dogs.

The Veterinary clinics of North America: Small animal practice, 40(5): 83-1009

Miranda, D.L., Schwartz, J.B., Loomis, A.C., Brainerd, E.L., Fleming, B.C., Crisco, J.J. (2011)

Static and dynamic error of a biplanar videoradiography system using marker-based and markerless tracking techniques.

Journal of Biomechanical Engineering, 133(12): 121002-121002-8

Moore, G. E., Burkman, K. D., Carter, M. N., Peterson, M. R. (2001)

Causes of death or reasons for euthanasia in military working dogs: 927 cases (1993-1996).

Journal of the American Veterinary Medical Association, 219(2): 209–214

Muybridge, E. (1899)

Animals In Motion An Electro-Photographic Investigation of Consecutive Phases of Animal Progressive Movement.

Chapman and Hall, London

Nickel, R., Seiferle, E., Schummer, A. (2004)

Lehrbuch der Anatomie der Haustiere: Bewegungsapparat

Parey bei MVS, Stuttgart.

Nunamaker, D.M., Blauner, P.D. (1985)

gait Textbook of Small Animal Orthopaedics: Normal and abnormal.

Lippincott Company, Philadelphia, S. 1083–1095

Nyakatura, J.A., Petrovitch, A., Fischer, M.S. (2010)

Limb kinematics during locomotion in the two-toed sloth (*Choloepus didactylus*, *Xenarthra*) and its implications for the evolution of the sloth locomotor apparatus. *Zoology*, 113(4): 221-234

Off, W., Matis, U. (1997)

Ganganalyse beim Hund. Teil 1: Dynamometrische und kinemetrische Meßverfahren und ihre Anwendung beim Tetrapoden. *Tierärztliche Praxis*, 25(1): 8-14

Oliver, J.E., Selcer, R.R., Simpson, S. (1978)

Cauda equina compression from lumbosacral malarticulation and malformation in the dog. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 173(2): 207–214

Ondreka, N., Amort, K.H., Stock, K.F., Tellhelm, B., Klumpp, S.W., Kramer, M., Schmidt, M.J. (2013)

Skeletal morphology and morphometry of the lumbosacral junction in German shepherd dogs and an evaluation of the possible genetic basis for radiographic findings. *The Veterinary Journal*, 196(1): 64-70

De Risio, L., Sharp, N.J. H., Olby, N.J., Muñana, K.R., Thomas, W.B. (2001)

Predictors of outcome after dorsal decompressive laminectomy for degenerative lumbosacral stenosis in dogs: 69 cases (1987-1997). *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 219(5): 624–628

De Risio, L., Thomas, W.B., Sharp, N.J. (2000)

Degenerative lumbosacral stenosis. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 30(1): 111-132

Ritter, D.A., Nassar, P.N., Fife, M., Carrier, D.R. (2001)

Epaxial muscle function in trotting dogs. *Journal of Experimental Biology*, 204(17): 3053–3064

Saleh, M., Murdoch, G. (1985)

In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment. *Bone & Joint Journal*, 67(2): 237–241

Schendel, M.J., Dekutoski, M.B., Ogilvie, J.W., Olsewski, J.M., Wallace, L.J. (1995)

Kinematics of the Canine Lumbar Intervertebral Joints: An In Vivo Study Before and After Adjacent Instrumentation. *Spine*, 20(23): 255–2564

Schilling, N., Carrier, D.R. (2009)

Function of the epaxial muscles during trotting. *Journal of Experimental Biology*, 212(7): 1053-1063

Schilling, N., Carrier, D.R. (2010)

Function of the epaxial muscles in walking, trotting and galloping dogs: Implications for the evolution of epaxial muscle function in tetrapods.
Journal of Experimental Biology, 213(9): 1490–1502

Schmidt, M.J., Kramer, M., Dennis, R. (2015)

MRT-Atlas ZNS-Befunde bei Hund und Katze
Enke Verlag, Stuttgart, S. 305-309

Schnorr, B., Kressin, M. (2006)

Embryologie der Haustiere: Ein Kurzlehrbuch
Enke Verlag, Stuttgart, S. 129-140

Schwencke, M., Smolders, L. A., Bergknut, N., Gustås, P., Meij, B. P., Hazewinkel, H. A. (2012)

Soft tissue artifact in canine kinematic gait analysis.
Veterinary surgery, 41(7): 829–837

Seiler, G.S., Hani, H., Busato, A.R., Lang, J. (2002)

Facet joint geometry and intervertebral disk degeneration in the L5-S1 region of the vertebral column in German Shepherd Dogs.
American Journal of Veterinary Research, 63(1): 86–90

Seiler, G., Häni, H., Scheidegger, J., Busato, A., Lang, J. (2003)

Staging of lumbar intervertebral disc degeneration in nonchondrodystrophic dogs using low-field magnetic resonance imaging.
Veterinary Radiology & Ultrasound, 44(2): 179-184

Slijper, E.J. (1946)

Comparative biologic-anatomical investigations on the vertebral column and spinal musculature of mammals.
Verhandlingen Koninklijke Nederlandse Akademie Van Wetenschappen, 42(5): 1-128

Starke, S.D., Robilliard, J.J., Weller, R., Wilson, A.M., Pfau, T. (2009)

Walk–run classification of symmetrical gaits in the horse: A multidimensional approach.
Journal of The Royal Society Interface, 6(33): 335–342

Stefen, C., Ibe, P., Fischer, M.S. (2011)

Biplanar X-ray motion analysis of the lower jaw movement during incisor interaction and mastication in the beaver (*Castor fiber* L. 1758).
Mammalian Biology, 76(5): 534-539

Stoffel, M. H. (2011)

Funktionelle Neuroanatomie für die Tiermedizin.
Enke Verlag, Stuttgart, S. 38-49

Sukthankar, A., Nerlich, A. G., Paesold, G. (2008)

Spinal Disorders: Age-related changes of the spine.
Springer Berlin, Heidelberg, S. 91-122

Suwankong, N., Meij, B. P., Voorhout, G., Boer, A. deH, Hazewinkel, H.A.W. (2008)
Review and retrospective analysis of degenerative lumbosacral stenosis in 156 dogs treated by dorsal laminectomy.

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology, 21 (3): 285-295

Tobias, K. M.; Johnston, S. A. (2011)

Veterinary surgery.

Saunders, Philadelphia, S. 476-486

Torres, B.T., Moëns, N.M., Al-Nadaf, S., Reynolds, L.R., Fu, Y.C., Budsberg, S.C. (2013)

Comparison of overground and treadmill-based gaits of dogs.

American Journal of Veterinary Research, 74(4): 535-541

Urban, J.P., Smith, S., Fairbank, J.C. (2004)

Nutrition of the Intervertebral Disc.

Spine, 29(23): 2700–2709

Wachs, K. (2015)

Kinematische Analyse von 3D-rekonstruierten Bewegungen der Lendenwirbelsäule und des Beckens beim Beagle in Schritt und Trab.

Dissertation, Hannover, Tierärztliche Hochschule

Wachs, K., Fischer, M. S., Schilling, N. (2016)

Three-dimensional movements of the pelvis and the lumbar intervertebral joints in walking and trotting dogs.

The Veterinary Journal, 210: 46-55

Wang, J., Blackburn, T.J. (2000)

The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: X-ray image intensifiers for fluoroscopy.

Radiographics, 20(5): 1471-1477

Wennerstrand, J. (2008)

Clinical perspectives on equine back kinematics.

Dissertation, Uppsala, Dept. of Anatomy, Physiology and Biochemistry, Swedish University of Agricultural Sciences

Wood, K.B., Schendel, M.J., Pashman, R.S., Buttermann, G.R., Lewis, J.L., Ogilvie, J.W., Bradford, D.S. (1992)

In vivo analysis of canine intervertebral and facet motion.

Spine, 17(10): 1180–1186

Zug, G.R. (1972)

A critique of the walk pattern analysis of symmetrical quadrupedal gaits.

Animal Behaviour, 20(3): 436–438

11 Abbildungsverzeichnis

Abb.1: Modell eines caninen Lendenwirbels,.....	6
Abb.2: Übersicht über die Epaxiale Muskulatur auf Höhe der kaudalen Lendenwirbelsäule.....	10
Abb.3: Übersicht über die Bänder des caninen lumbosakralen Übergangs.....	11
Abb.4: Übersicht über die wichtigsten Ganganalysemethoden.....	18
Abb.5. Scientific Rotoscoping.....	27
Abb.6: Lagerung des Patienten während der CT Untersuchung.....	31
Abb.7: Lagerung des Patienten in der Magnetresonanztomographie.....	32
Abb.8: Magnetresonanztomographie des lumbosakralen Übergangs.....	33
Abb.9: Anordnung der Röntgenvideographieanlage.....	34
Abb.10: Zu den Röntgenkameras synchrone Aufzeichnung der Standardlicht-Hochgeschwindigkeitskameras.....	37
Abb.11: Übersicht Arbeitsschritte des Scientific Rotoscoping.....	39
Abb.12: Grid, links vor und rechts nach dem Entzerrvorgang.....	40
Abb.13: Standardisierter rechteckiger Kalibrierkörper.....	41
Abb.14: Kalibrierungsbeispiel Würfel.....	42
Abb.15: Markierung des entsprechenden Knochens und Zuordnung der einzelnen Schnitte zum entsprechenden Wirbel (hier L7) für die Erzeugung der virtuellen 3D-Wirbelsäule in Amira®.....	43
Abb.16: Anfangsposition in lumbosakral überstreckter Stellung.....	46
Abb.17: Versuchsaufbau der Untersuchung.....	48
Abb.18: Röntgenfilm mit angepasster Knochenmarionette.....	49
Abb.19: Überprüfung der Bewegung der virtuellen Knochenmarionette.....	49
Abb.20: Beispiel der Auswertung der einzelnen Bewegungskurven.....	57
Abb.21: Definition der Rotationsrichtungen des Beckens.....	58
Abb.22: Darstellung der axialen Beckenrotation während eines Schrittzklus.....	60
Abb.23: Ausschnitt aus dem Live-Video von DSH 2 im Trab.....	62
Abb.24: Axiale Beckenrotation der Patienten DSH 1-4.....	66
Abb.25: Mittelwerte der axialen Beckenrotation der einzelnen Patienten.....	67
Abb.26: Laterale Beckenrotation der Patienten DSH 1-4.....	71
Abb.27: Mittelwerte der lateralen Beckenrotation der einzelnen Patienten.....	72
Abb.28: Sagittale Beckenrotation der Patienten DSH 1-4.....	77

Abb.29: Mittelwerte der sagittalen Beckenrotation der einzelnen Patienten.....	78
Abb.30: Beckentranslation der Patienten DSH 1-4	82
Abb.31: Definition der Rotationsrichtungen der Intervertebralbewegung	83
Abb.32: Beispiel axiale Rotation L7 von DSH 1	89
Abb.33: Mittelwerte der axialen Rotation im Facettengelenk L7-S1	89
Abb.34: Beispiel axiale Rotation L6 von DSH 1	93
Abb.35: Mittelwerte der axialen Rotation im Facettengelenk L6-L7.....	93
Abb.36: Beispiel laterale Rotation DSH 1.....	96
Abb.37: Mittelwerte der lateralen Rotation im Facettengelenk L7-S1.....	96
Abb.38: Beispiel laterale Rotation L6 von DSH 1.....	98
Abb.39: Mittelwerte der lateralen Rotation im Facettengelenk L6-L7.	99
Abb.40: sagittale Rotation von L7	102
Abb.41: sagittale Rotation von L6. Übersicht der Einzelschritte	105
Abb.42: Übersicht über die Mittelwertkurven der sagittalen Rotation L7-S1	106
Abb.43: Übersicht über die Mittelwertkurven der sagittalen Rotation L6-L7.....	107
Abb.44: Kraniokaudale Translation L7 im Trab, Beispiel DSH 2	109
Abb.45: Zusammenhang zwischen der axialen Rotation von Becken, L7 und L6... ..	112
Abb.46: DSH 2, Schritt- Schritt 4 und 5.....	113
Abb.47: DSH 2, Schritt- Schritt 2.....	114
Abb.48: DSH 3, Schritt-Schritt 3-6.....	115
Abb.49: DSH 2, Trab Schritt 1,2,4 und 5.....	116
Abb.50: DSH 4, Trab Schritt 2-6.....	117
Abb.51: Zusammenhänge zwischen der sagittalen Beckenrotation, sagittalen Rotation und kraniokaudalen Translation von L7 im Trab.	118
Abb.52: Veranschaulichte Zusammenhänge zwischen der sagittalen Beckenrotation, sagittalen Rotation und kraniokaudalen Translation von L7 im Trab	119
Abb.53: Fouriertransformation (Cosinusanteil) der axialen Rotation von Becken, L7 und L6 von DSH 1-4 im Trab.....	122
Abb.54: Fouriertransformation (Sinusanteil) der sagittalen Rotation von Becken, L7 und L6 von DSH 1-4 im Trab.....	123
Abb.55: gegenläufige sagittale Rotation von Becken und L7 im Trab mit Kopplung der kraniokaudalen Translation und sagittalen Rotation von L7	161
Abb.56: Übersicht Rotation DSH 1 Schritt.....	162
Abb.57: Übersicht Rotation DSH 2 Schritt.....	163

Abb.58: Übersicht Rotation DSH 3 Schritt.....	164
Abb.59: Übersicht Rotation DSH 4 Schritt.....	165
Abb.60: Übersicht Rotation DSH 1 Trab	166
Abb.61: Übersicht Rotation DSH 2 Trab	167
Abb.62: Übersicht Rotation DSH 3 Trab	168
Abb.63: Übersicht Rotation DSH 4 Trab	169
Abb.64: Übersicht L7 Translation Schritt.....	170
Abb.65: Übersicht Translation L7 Trab.....	171
Abb.66: Übersicht Translation L6 Schritt.....	172
Abb.67: Übersicht Translation L6 Trab.....	173
Abb.68: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ axiale Rotation Schritt.....	174
Abb.69: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ axiale Rotation Trab.....	175
Abb.70: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ laterale Rotation Schritt.....	176
Abb.71: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ laterale Rotation Trab	177
Abb.72: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ sagittale Rotation Schritt.....	178
Abb.73: Übersicht Fourier Transformation- Zusammenhang Rotationsbewegung Becken-L6-L7/ sagittale Rotation Trab.....	179

12 Tabellenverzeichnis

Tab.1: Patientenübersicht.....	28
Tab.2: Übersicht Laufbandgeschwindigkeiten	37
Tab.3: Übersicht über Stemm- und Schwungphasendauer	51
Tab.4: Übersicht über die ermittelte Messgenauigkeit	53
Tab.5: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang(ROM) der axialen Beckenrotation.....	65
Tab.6: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der axialen Beckenrotation.....	65
Tab.7: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang(ROM) der lateralen Beckenrotation.....	70
Tab.8: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der lateralen Beckenrotation	70
Tab.9: Übersicht der TOO der sagittalen Beckenrotation	76
Tab.10: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der sagittalen Beckenrotation.....	76
Tab.11: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der kraniokaudale Beckentranslation (tx), im Trab.....	80
Tab.12: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der kraniokaudalen Beckentranslation (tx)	80
Tab.13: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der ventrodorsalen Beckentranslation (ty) im Schritt.....	80
Tab.14: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der ventrodorsalen Beckentranslation (ty) im Trab.....	81
Tab.15 Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der ventrodorsalen Beckentranslation (ty)	81
Tab.16: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der laterolateralen Beckentranslation (tz)	81
Tab.17: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der axialen Rotation von L7 im Schritt.....	90
Tab.18: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der axialen Rotation von L7 im Trab.....	90

Tab.19: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der axialen Rotation von L6 im Schritt.....	92
Tab.20: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der axialen Rotation von L6 im Trab.....	92
Tab.21: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der axialen Rotation von L7 und L6	92
Tab.22: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der lateralen Rotation von L7 im Schritt.....	95
Tab.23: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der lateralen Rotation von L7 im Trab.....	95
Tab.24: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der lateralen Rotation von L6 im Schritt.....	98
Tab.25: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der lateralen Rotation von L6 im Trab.....	98
Tab.26: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der lateralen Rotation von L7 und L6	98
Tab.27: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der sagittalen Rotation von L7 im Schritt.....	101
Tab.28: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der sagittalen Rotation von L7 im Trab.....	101
Tab.29: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der sagittalen Rotation von L6 im Schritt.....	104
Tab.30: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der sagittalen Rotation von L6 im Trab.....	104
Tab.31: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der sagittalen Rotation von L7 und L6	108
Tab.32: Übersicht über das Auftreten der Wendepunkte (TOO) der kraniokaudalen Translation von L7-S1 im Trab	109
Tab.33: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der kraniokaudalen Translation von L7 und L6	109
Tab.34: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der ventrodorsalen Translation von L7 und L6	110
Tab.35: Übersicht über den maximalen Bewegungsumfang (ROM) der laterolateralen Translation von L7 und L6	110

Tab.36: Übersicht über die Rutenbewegung im Live-Video.....	111
Tab.37: Mittelwerte der Korrelation der einzelnen Schritte eines Hundes.....	120
Tab.38: Mittelwerte der Korrelation zwischen den Hunden	120
Tab.39: Mittelwerte der Korrelation zwischen den Knochen.....	120
Tab.40: Auffußung linke Vordergliedmaße in Relation zum Schrittzyklus im Trab..	134
Tab.41: Übersicht Korrelation nach Spearman	180
Tab.42: Übersicht Berechnung der Messgenauigkeit	181

Ich erkläre: Ich habe die vorliegende Dissertation selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen, die ich in der Dissertation angegeben habe, angefertigt. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen, habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.

Katharina I. Kopp

Danksagung

Meinen Betreuern Prof. Dr. Martin Schmidt, Prof. Dr. Martin Fischer und Dr. Nele Ondreka danke ich für die Vergabe dieses interessanten Dissertationsthemas. Ein besonderer Dank geht dabei an Prof. Dr. Martin Fischer, der das Projekt mit großem Engagement unterstützte und sich stets für den Erfolg der Studie und für die Doktoranden einsetzte.

Das größte Dankeschön geht an meine Projektpartnerin Nicola Kelleners, ohne die diese Arbeit niemals zu einem erfolgreichen Ende gekommen wäre. Ich danke ihr für die stetige Unterstützung, ihren Optimismus und für die vielen chaotischen, lustigen und unvergesslichen Momente in den letzten 4 Jahren.

Ein herzlicher Dank gilt Dr. Katja Wachs, welche die Arbeit mit ihren Scientific Rotoscoping Erfahrungen umfangreich unterstützte und für alle Maya-Fragen stets ein offenes Ohr hatte.

Ebenso möchte ich mich bei Rommy Peterson für die Hilfe bei den Laufbanduntersuchungen, auch außerhalb ihrer Arbeitszeiten, bedanken.

Ein weiterer Dank geht an Dr. Bettina Hesse für die tatkräftige Unterstützung bei Matlab, Exel und der Schrittnormierung. Ohne sie hätte es keine Bewegungs“kurven“ gegeben.

Dr. Volkher Scholz danke ich für die enorme fachliche Kompetenz und Hilfe bei der Auswertung der Bewegungskurven und Anfertigung der Fouriertransformation.

Ein herzlicher Dank gilt den Züchtern und Besitzern der Deutschen Schäferhunde dieser Studie. Ohne ihr herausragendes Engagement und die Geduld ihrer Hunde wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Darüber hinaus möchte ich Dr. Bernd Tellhelm, dem Verein für Deutsche Schäferhunde und AOVET für die Unterstützung der Studie danken.

Der Radiologie- und Neurologieabteilung der Klinik für Kleintiere Gießen, danke ich für den reibungslosen Ablauf der Untersuchungen.

Der größte Dank gilt meiner Familie, meinem Freund und meinen Freunden, die stets an mich glauben und mich bei allen Vorhaben unterstützen. Ohne sie wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.



édition scientifique
VVB LAUFERSWEILER VERLAG

VVB LAUFERSWEILER VERLAG
STAUFENBERGRING 15
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890
redaktion@doktorverlag.de
www.doktorverlag.de

ISBN: 978-3-8359-6731-1



9 783835 1967311

