

Aus der Movement Science Group Vienna
des klinischen Departments für Kleintiere und Pferde
der Veterinärmedizinischen Universität Wien
(Departmentsprecher: Univ. Prof. Dr. Johann G. Thalhammer)

Kinematik des Pferdebeckens in Schritt und Trab

Kinematics of the equine back

DIPLOMARBEIT

Zur Erlangung der Würde einer

Magistra Medicinae Veterinariae

der Veterinärmedizinischen Universität Wien

vorgelegt von

Astrid Hartig

Breitenfurt, 29.12.2011

II

Betreuer

Ao.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Christian Peham

Klinisches Department für Kleintiere und Pferde

Universitätsklinik für Orthopädie bei Huf- und Klautentieren

Movement Science Group Vienna

Veterinärmedizinische Universität Wien

Veterinärplatz 1

1210 Wien

Betreuende Assistentin

DI Rebeka R. Zsoldos, PhD

Klinisches Department für Kleintiere und Pferde

Universitätsklinik für Orthopädie bei Huf- und Klautentieren

Movement Science Group Vienna

Veterinärmedizinische Universität Wien

Veterinärplatz 1

1210 Wien

Gutachter

Ao.Univ.-Prof. Dr.med.vet. Theresia Licka

Klinisches Department für Kleintiere und Pferde

Universitätsklinik für Orthopädie bei Huf- und Klautentieren

Veterinärmedizinische Universität Wien

Veterinärplatz 1

1210 Wien

Danksagung

Insbesondere möchte ich meiner Betreuung durch DI Rebeka R. Zsoldos, PhD und Ao.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Christian Peham sowie Dipl. Ing. Dr. Martin Grösel für seine fachmännische Unterstützung danken.

Ganz besonderer Dank gilt auch meinen Eltern, meiner Tante, meinem Bruder und meinen Freunden die mich im Laufe des gesamten Studiums sowie in der Zeit der Diplomarbeit kräftig unterstützt haben.

Inhaltsverzeichnis

<u>1. EINLEITUNG</u>	<u>- 1 -</u>
1.1. Hypothese	- 3 -
1.2. Literaturübersicht.....	- 4 -
1.2.1. Anatomie	- 4 -
1.2.1.1. Lage und Richtungsbezeichnungen	- 4 -
1.2.1.2. Funktionelle Anatomie	- 5 -
1.2.1.3. Knöcherne Strukturen	- 9 -
1.2.1.4. Weichteilstrukturen	- 12 -
1.2.1.5. Versorgung	- 17 -
1.2.2. Diagnostik in der Veterinärmedizin	- 18 -
1.2.3. Literatur	- 25 -
<u>2. MATERIAL UND METHODE</u>	<u>- 38 -</u>
2.1. Tiere.....	- 38 -
2.2. Markerset.....	- 40 -
2.3. Geräte.....	- 47 -
2.4. Markerbewegung und Winkelberechnung.....	- 49 -
<u>3. ERGEBNISSE</u>	<u>- 59 -</u>
<u>4. DISKUSSION</u>	<u>- 72 -</u>
<u>5. ZUSAMMENFASSUNG</u>	<u>- 84 -</u>
<u>6. EXTENDED SUMMARY</u>	<u>- 85 -</u>
6.1. Introduction	- 85 -
6.2. Materials and Methods	- 85 -
6.3. Results	- 85 -
6.4. Discussion.....	- 86 -
<u>7. LITERATURVERZEICHNIS</u>	<u>- 87 -</u>
<u>8. ANHANG</u>	<u>- 101 -</u>
8.1. Abbildungsverzeichnis	- 126 -
8.2. Tabellenverzeichnis	- 132 -

Abkürzungsverzeichnis

A.	Ansatz
A.	Arterie
Abb.	Abbildung
AD	Anno Domini
AR	axiale Rotation
BWZ	Bewegungszyklus
bzw.	Beziehungsweise
C2	2.cervikaler Wirbel
CD	Compact Disc
CT	Computertomografie
ED	Ellbogendysplasie
EMG	Elektromyografie
etc	et cetera
FE	Flexion-Extension
HD	Hüftgelenkdysplasie
HE	Hinterextremität
L4/ 5	4./5. Lendenwirbel
LB	Laterale Biegung
Lc	Lymphocentrum
LH	Lahmheit
Lig./Ligg	Ligament/e
M./Mm	Muskel/n
Min.	Minimum
Max.	Maximum
MRT	Magnetresonanztomografie
MW	Mittelwert
N./Nn	Nerv/en
Proc./Procc.	Processus
ROM	Range of motion
R./Rr.	Ramus/Rami
S2	2. Sakralwirbel
SD	Standardabweichung
SIG	Kreuzdarmbeingelenk
sog.	Sogenannt
U.	Ursprung
u.a.	unter anderem
V.	Vene
v.a.	vor allem
VE	Vorderextremität
VMAS	Video-gestützte Bewegungsanalyse
VUW	Veterinärmedizinische Universität Wien
WS	Wirbelsäule

z.B.	zum Beispiel
zT	zum Teil
Zw.	zwischen

1. Einleitung

Der Bewegungsapparat des Pferdes ist ständigen Umbauprozessen unterworfen. Training, Beritt und Haltung beeinflussen die Entwicklung. Das macht eine Beurteilung meist sehr schwierig, weil sich proximal des Kniegelenks lokalisierte Lahmheiten oft als besondere Herausforderung für den Tierarzt darstellen. Der Rücken- und Beckenbereich wird immer häufiger als potentielle Ursache für Lahmheiten und Schmerzhaftigkeit erkannt. Sie können zu Leistungsdefiziten führen. Nicht nur Tierärzte, sondern auch Chiropraktiker, Osteopathen und Physiotherapeuten haben zum Thema „Gesundheitsmanagement“ ihre spezifischen Ansichten. Aktuell existiert dazu eine enorme Meinungsvielfalt, das Thema wird ständig kontrovers diskutiert. Umso wichtiger sind Studien über die noch gering erforschten Bereiche wie Wirbelsäule und Becken, um das Wissen aller zu schulen. Die Kinematik des Pferdebeckens wurde bisher in der veterinärmedizinischen Literatur selten und dann auch nur ansatzweise behandelt.

Die Diagnostik, die in diesem Bereich beim Pferd bekanntlich sehr schwer ist, soll in Zukunft verbessert werden und die kinematischen Bewegungsabläufe sollen besser verstanden werden. Weiters wird ein Hautmarkerset erstellt, das die Bewegungsabläufe der Knochen nachvollziehen lässt ohne invasiv Steinmann Pins zu implantieren. Dies zeigt sich auch in den Studien von FABER et al. (2001a, b, c, 2002) und JOHNSTON et al. (2004).

Ziel dieser Arbeit war die Erarbeitung eines nicht invasiven Hautmarkersets mit reflektierenden Markern für das Becken. Fixiert wurden sie an tastbaren Knochenpunkten. Somit können diese definierten Knochenpunkte zueinander in Relation gesetzt und ihre Bewegung im Raum mittels Winkeln definiert werden. Der Großteil der bisher durchgeführten Messungen mit Hautmarkern erwies sich als zufriedenstellend. Die ersten, die mittels nicht-invasiver Methode versuchten die Rückenkinematik zu analysieren, waren LICKA und PEHAM (1998); LICKA et al. (2001a, b); FABER et al. (2000; 2001); HAUSSLER et al. (2001); KRAMER et al. (2000, 2004); KELMER et al. (2005); KEEGAN et al. (2008); LICKA et al. (2004a); ELGERSMA et al. (2010); ZSOLDOS et al. (2010b); GROESEL et al. (2010); HOLLER et al. (2011). Sie zeigten in zahlreichen Studien, dass eine Aussage über die Bewegungsmuster mittels Datenevaluierung über ein Hautmarkerset möglich ist. Somit soll es auch Ziel dieser Studie sein, Daten ohne invasive Messungen und somit auch unter besonderer Berücksichtigung des Tierschutz-Aspekts zu eruieren.

Diese Arbeit veranschaulicht die funktionelle Anatomie des Beckens mit Hilfe kinematischer Darstellung, um einerseits eine bessere klinische Verständlichkeit zu

ermöglichen und andererseits ein Markerset und damit Daten zu liefern, die schlussendlich in ein 3D Modell des equinen Beckens einfließen können.

Weiters sind die in Schritt und Trab über Hautmarkersets ermittelten Daten ideal für eine 3D Modellierung des Beckenknochens einsetzbar, wie es bereits durch GROESEL et al. (2010) an der equinen Wirbelsäule durchgeführt worden ist. Als Resultat wird ein Hinweis auf die Kinematik des Beckens in Schritt und Trab erwartet. Weiters soll eine Methode verwendet werden, die eine hohe Reproduzierbarkeit unabhängig vom Tag und unabhängig von der Messeinrichtung aufweist.

Somit soll die Betrachtung genau dieses Themas in der vorliegenden Arbeit einen Schritt zu einer Hilfeleistung für das Verständnis bei der klinischen Untersuchung darstellen.

1.1. Hypothese

Hypothese 1: Hautmarker, als nicht-invasive Methode, liefern über kinematische Messungen eine 3D Darstellung der Bewegung des knöchernen Beckens gegen die Wirbelsäule, wobei die Flexion und Extension die größte Bewegungsrichtung ist.

Hypothese 2: Ein Markerset von 6 Markern (links und rechts bei Tuber sacrale, bei Tuber coxae, und bei Tuber ischiadicum) ist zur Integration der 3D Beckenbewegung in das bestehende Modell der Bewegung der lumbosakralen Wirbelsäule hinreichend geeignet.

Hypothese 3: Die Relation von Beckenbewegung zur Lendenwirbelsäulenbewegung lässt sich mit Hilfe von 8 Hautmarkern als zusammenhängende Wellenbewegung darstellen.

1.2. Literaturübersicht

1.2.1. Anatomie

1.2.1.1. Lage und Richtungsbezeichnungen

Um die anatomische Übersicht zu verstehen werden in Abbildung 1 die wichtigsten anatomischen Lage und Richtungsbezeichnungen beschrieben.

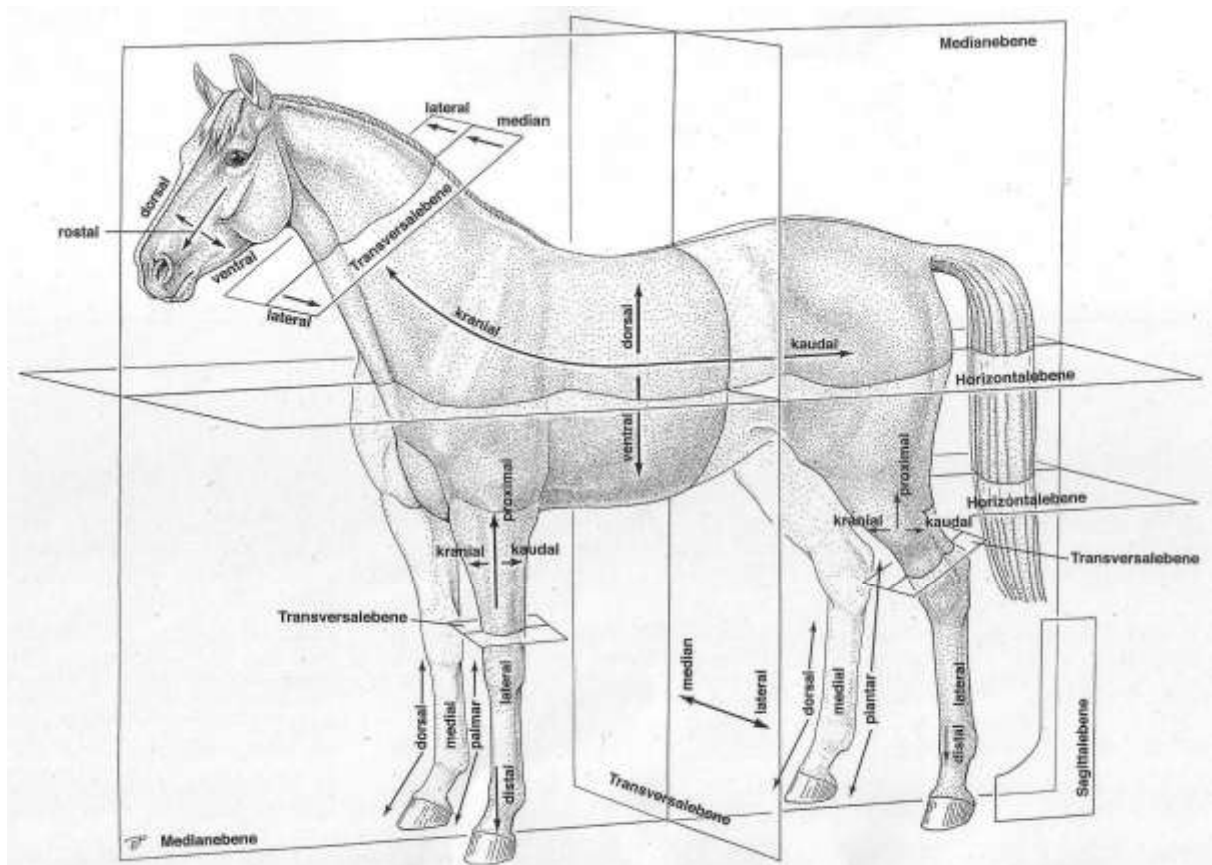


Abbildung 1: LAGE UND RICHTUNGSBEZEICHNUNGEN BEIM PFERD NACH WISSDORF ET AL. (1998).

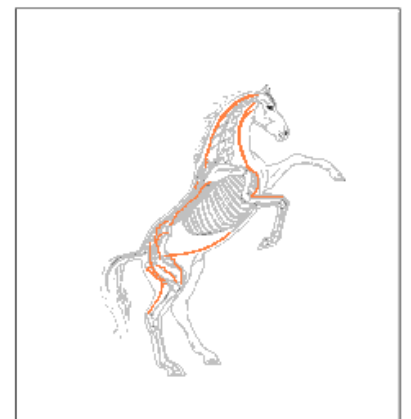
1.2.1.2. Funktionelle Anatomie

Die statische Betrachtung verdeutlicht die Konstruktionsprinzipien zur Erhaltung des Gleichgewichts der Einzelteile sowie des gesamten Tierkörpers im Stand der Ruhe.

Um den Pferdekörper besser zu verstehen, wird er zur Veranschaulichung mit einer technischen Konstruktion, z.B. einer Brücke verglichen. Erstmals durch Galen (AD 129-200) wurde der Pferderücken als 'ein gebogenes Dach gestützt von vier Pfosten' beschrieben, bei dem die unterschiedliche Anordnung in der Richtung der Dornfortsätze (Processus spinosi) einen Kollaps des Daches verhindert. Heutzutage weiß man, dass diese Annahme nicht korrekt ist, weil man theoretisch gesehen einen ständigen Kontakt zwischen den Processus spinosi für diese Art der Stabilität gewährleisten müsste, was unter physiologischen Bedingungen nicht der Fall ist. Etwas später wurde die Theorie einer Bogen- Sehnen- Konstruktion beschrieben, wie in Abbildung 2 und 3 veranschaulicht. Als Bogen werden die thorakolumbale Wirbelsäule, das erste Rippenpaar, das Becken und die Rückenmuskulatur (Mm. spinales und Mm. multifidi), die durch Kontraktion die WS fixiert, angesehen. Als Sehne wird die Unterlinie, bestehend aus Sternum, Linea alba, dem paarigen Musculus rectus abdominis (laut König als aktive kontrahierbare Muskelplatte die Brustkorb und Becken verbindet, der Tonus des M. rectus abdominis variiert die Wölbung der Wirbelsäule) sowie die gelbe Bauchhaut (Tunica flava) als passive unterstützende Funktion, angesehen. Als vertikale Verstreben werden kranial die Rippen und kaudal der M. transversus abdominis sowie die Zwischenrippenmuskeln und die beiden schrägen Bauchmuskeln angesehen. Bogen und Sehne stehen indirekt miteinander in Verbindung. Nach kranial sind sie über Brustkorb, Halswirbelsäule und Kopf verbunden. Nach kaudal sind sie über den letzten Lendenwirbel und das Kreuzbein mit dem Becken verbunden (KÖNIG et al., 2009). Durch das straffe Kreuzdarmbeingelenk ist das Kreuzbein fest an Unter- bzw. Innenfläche des Darmbeinflügels aufgehängt und zusätzlich durch starke Ligamenta am Becken befestigt. So wird die hintere Abgrenzung der Brücke fest gegen den vorderen Bereich gepresst und vermehrte zentrifugale Schubkräfte, wie sie am hinteren Brückenende z.B. beim Rückwärtsgehen auftreten, können auf diese Weise abgefangen und kompensiert werden (NICKEL et al., 2004).

Abbildung 2: Schematische Darstellung der Bogen- Sehnen- Brücke an einem Pferd während der Levade.

Rote Linien stellen schematisch die Muskulatur dar (Abbildung modifiziert nach KOMAREK, 1993 aus KÖNIG et al., 2009).



Der Bogen erhält seine Elastizität durch die Gelenke der Zwischenwirbelscheiben, der Bänder (Lig. Supraspinale, Lig interspinale, Ligg. flava) und die Rückenmuskulatur (lange und kurze Beweger der Wirbelsäule) (KÖNIG et al., 2009).

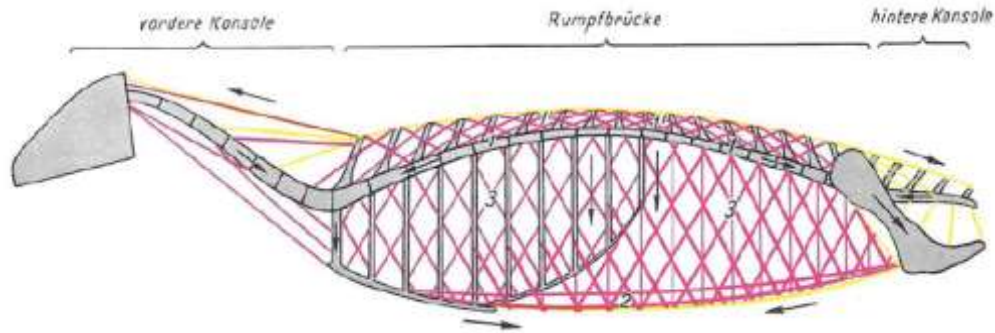


Abbildung 3: Konstruktion einer Rumpfbrücke aus Nickel et al. (2004).

Grau: druckfeste Skeletteile: gelb: passive, rot: aktive Verspannungen und Tragevorrichtungen aus zugfesten, teils aber auch elastischen Bändern sowie Muskeln und ihren Sehnen und Aponeurosen.

1 Untergurt; 1' Obergurt des Brückenbogens; 2 „Sehne“, die die beiden Enden des „Bogens“ verspannt; 3 Aufhängevorrichtung der „Sehne“ am „Bogen“ der Rumpfbrücke

Einerseits hat dieses Brückensystem eine enorme Tragfähigkeit, andererseits aber auch Elastizität und Beweglichkeit, denn sie muss beide Aufgaben erfüllen. Bogen und Sehne sind flexibel und können sich dementsprechend auch sehr gut der Bewegung anpassen. Die ‚Sehne‘ besitzt die Form einer Hängematte, die teilweise durch den Thorax versteift, an den Brückenenden und auch am ganzen Bogen befestigt ist. Gleichzeitig schafft sie Raum für den größten Teil der inneren Organe und begrenzt diesen. Die durch die ganze Rumpfkonstruktion entstandene Elastizität kann noch durch Muskelkontraktion gesteigert werden (Reiter steigt auf, Rücken sackt nicht nach unten). Für die Statik der Wirbelsäule ist auch die Gliedmaßenmuskulatur verantwortlich, die die Vorderbeine nach vorne und die Hinterextremitäten nach hinten zieht, denn dadurch kommt es zur Beugung, Muskeln mit jeweils entgegengesetzter Wirkung führen zur Streckung (KÖNIG et al., 2009).

Im 21sten Jahrhundert wurde zuerst durch Barthez beschrieben, dann durch Slijper durch eine Studie die sich mit der Position der Processus spinosi befasste, bestätigt, dass eine Balance zwischen Spannung des Bogens und Spannung der Sehne besteht (HENSON, 2009).

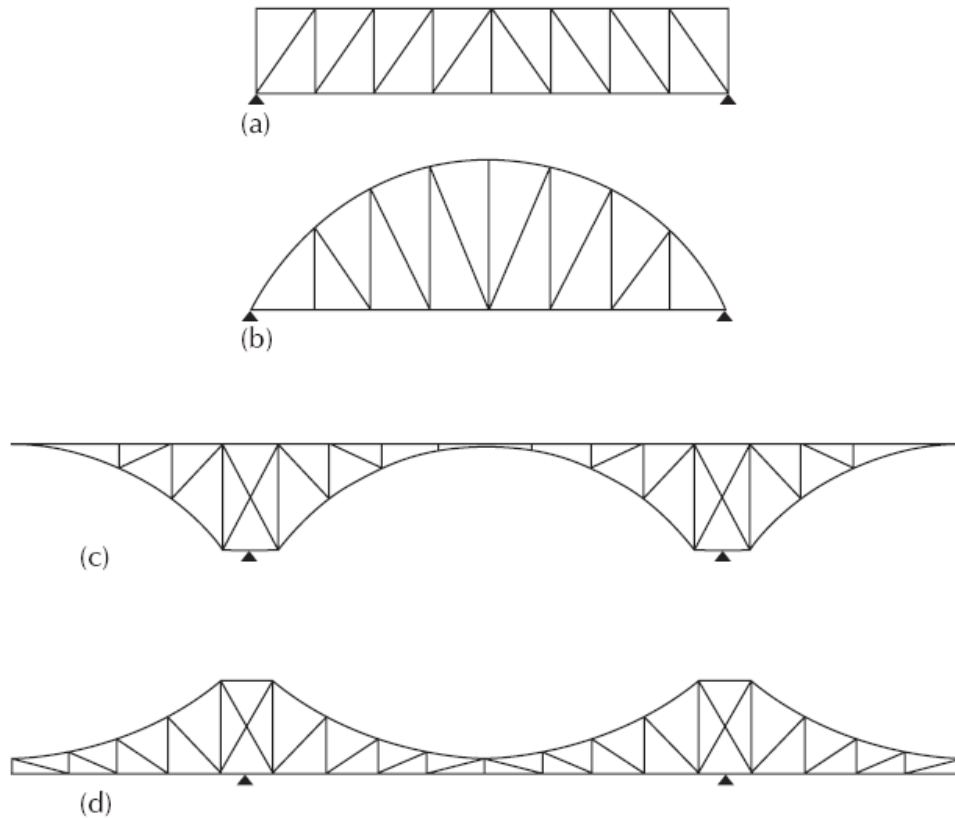


Abbildung 4: Abbildungen zu Brückenmodellen, wie man bis jetzt versucht hat den Säugetierrücken zu modellieren.

(a) Brücke mit parallelen Trageelementen, (b) parabolische Bogen-Sehnen- Brücke, (c) parabolische freitragende Brücke, (d) invertierte parabolische freitragende Brücke (von SLIJPER aus HENSON, 2009).

Um die Statik zu verstehen ist es auch wichtig die Lage des Schwerpunktes sowie des Massenmittelpunktes zu kennen. Die Lage des Schwerpunktes im Stand der Ruhe bei einem ausbalancierten Pferd in normaler Haltung, das alle vier Gliedmaßen gleichmäßig belastet, befindet sich dort, wo die Medianebene von der Transversalebene geschnitten wird, im Bereich des Schultergelenks. (Abbildung 5) Der Massenmittelpunkt befindet sich unmittelbar hinter dem Schaufelknorpel (Proc. Xiphoideus) und einer Horizontalebene zwischen unterem und mittlerem Drittel des Rumpfes. Bei schweren Kaltblütern etwas weiter hinten. Unter physiologischen Bedingungen betrifft die Belastung der Vorderextremitäten etwa 55% des Körpergewichts (NICKEL et al., 2004). Der Schwerpunkt wird durch das Heben des Kopfes nach hinten verändert.

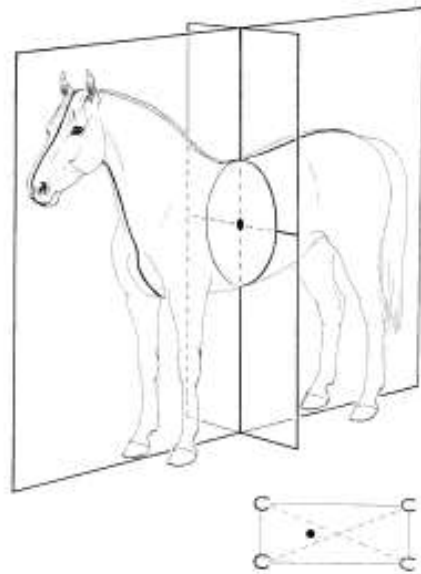


Abbildung 5: Lage des Körperschwerpunktes (Nach WISSDORF et al., 2002).

1.2.1.3. Knöcherne Strukturen

(aufbereitet nach NICKEL et al., 2004)

Kreuzdarmbeingelenk:

Das Kreuzdarmbeingelenk verbindet den Beckengürtel mit dem Rumpf derart, dass Darmbein und Kreuzbeinflügel als straffes Gelenk miteinander artikulieren. Abbildung 6 veranschaulicht das.

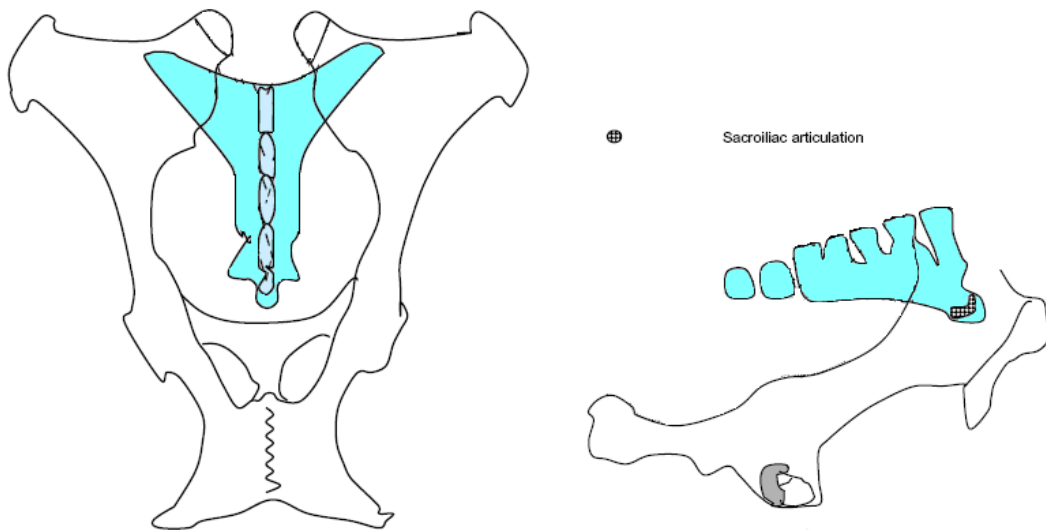


Abbildung 6: Schematische Dorsalansicht eines Beckens sowie die Lage des Kreuzbeins (hellblau) (modifiziert nach GOFF et al., 2008).

Die Verbindung zwischen Becken und Kreuzbein, die durch das straffe Gelenk besteht, führt dazu, dass sich die beiden Knochen zu einem Ring, dem so genannten Beckenring, zusammenschließen. Durch diese Knochenverbindung besteht eine Nachgiebigkeit, ohne dass der Ring jedoch an Festigkeit verliert. Diese Nachgiebigkeit ist besonders bei der Bewegung des Tieres notwendig. Der von den Hinterextremitäten ausgehende Bewegungsimpuls wird über eine Federwirkung auf den Rumpf übertragen. Infolge des kaudalen Zusammentreffens der Darmbeine, der Pfannenköpfe und der Sitzbeinkörper, wird das Becken nach kaudal schmaler. Der Geburtsweg wird nach kaudal nicht merklich verengt, da der horizontal gelagerte Beckenboden fast eben ist und die Pfannenköpfe niedrig sind. Bei der Stute ist das Becken geräumiger als beim Hengst (NICKEL et al., 2004). Der Beckengürtel hat die Aufgabe Bewegungsabläufe der Hintergliedmaßen

unmittelbar und ohne Kraftverlust auf den Körper zu übertragen (KÖNIG et al., 2009). Vor allem Schubkräfte, die z.B. beim Rückwärtsrichten entstehen, können durch die straffe Verbindung besonders gut abgefangen und kompensiert werden (NICKEL et al., 2004). Der Beckengürtel wird in Abbildung 7 veranschaulicht. Er setzt sich aus den beiden Hüftbeinen (Ossa coxae) zusammen, die jeweils aus drei zusammen gewachsenen Knochen bestehen, Darmbein (Os ilium), Schambein (Os pubis), Sitzbein (Os ischium), die sich in der Beckenpfanne (Acetabulum) treffen. Die beiden Hüftbeine sind über die Beckenfuge (Symphysis pelvina) miteinander verbunden.

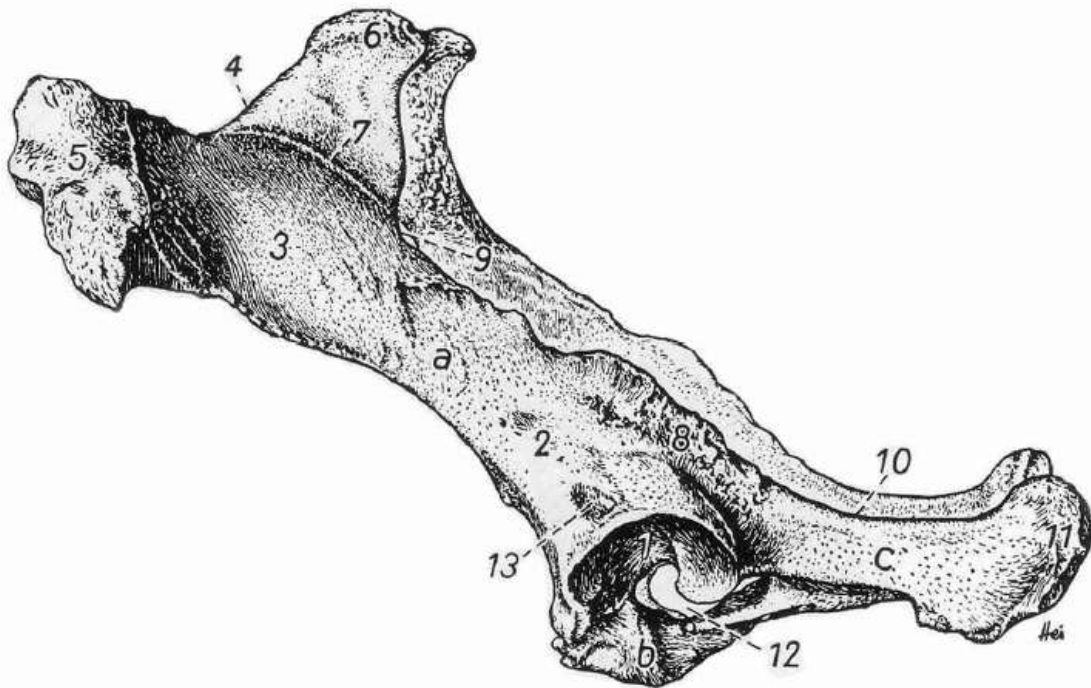


Abbildung 7: Zeichnung des Beckenknochens (aus NICKEL et al., 2004).

a Darmbein (Os ilium); b Schambein (Os pubis); c Sitzbein (Os ischium); 1 Beckenpfanne (Acetabulum); 2 Darmbeinkörper (Corpus ossis ilium); 3 Darmbeinflügel (Ala ossis ilium); 4 Darmbeinkamm (Crista iliaca); 5 Hüfthöcker (Tuber coxae); 6 Kreuzhöcker (Tuber sacrale); 7 Gesäßlinie (Linea glutea); 8 Sitzbeindorn (Spina ischiadica); 9 große Sitzbeineinziehung (Inc. ischiadica major); 10 kleine Sitzbeineinziehung (Inc. ischiadica minor); 11 Sitzbeinhöcker (Tuber ischiadicum); 12 verstopftes Hüftloch (For. Obturatum); 13 Muskelgrube (Fossa muscularis).

Unter Gelenkbildung mit den Darmbeinflügel ist das Kreuzbein (Os sacrum) von ventral eingefügt. Hüftbeine, Kreuzbein und die ersten Schwanzwirbel bilden das knöcherne Becken (Pelvis). Das Kreuzbein, welches in Abbildung 8 dargestellt wird, stellt eine dreieckige Struktur dar, die leicht konvex an der dorsalen und leicht konkav auf der ventralen Seite ist. Meistens sind 5 Wirbel an der Entstehung beteiligt. In einem Alter von 5 Jahren sind die beiden Verknöcherungskerne in der Regel zusammengewachsen (HENSON, 2009).

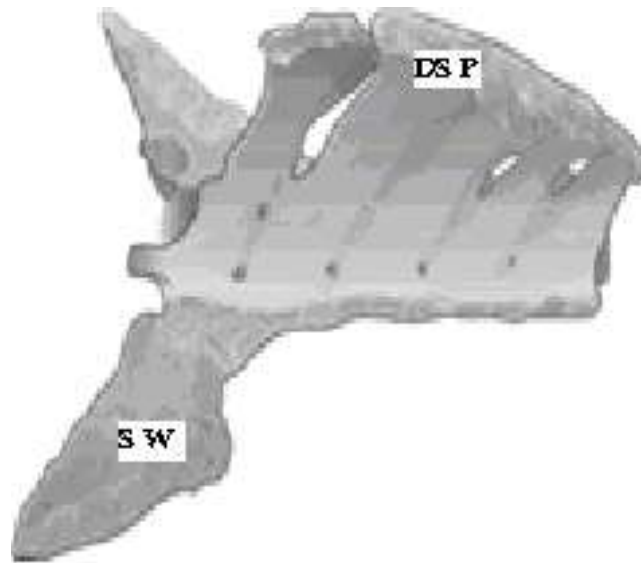


Abbildung 8: Sakrum (HENSON, 2009).

DSP dorsale Processus spinosi, SW Sacral Wing

Nach distal ist das Becken über das Hüftgelenk (Articulatio coxae) mit dem Oberschenkelknochen verbunden. Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk, genauer gesagt ein Nussgelenk, dessen Beweglichkeit durch umgebende Muskulatur wesentlich auf Beugen und Strecken eingeschränkt ist.

1.2.1.4. Weichteilstrukturen

ILIOSACRALBÄNDER

Die Gelenkbewegungen sind durch Gelenk- umgebende, ligamentöse Verstärkungen stark eingeschränkt. Eine minimale Gleitbewegung, eine Schwenkbewegung, sowie Stoß-Absorption werden zugelassen. Diese Bewegungen sind so klein, dass sie in vivo kaum messbar sind. Nur eine kleine Schwenkbewegung $0,8 \pm 0,5^\circ$ wurde berichtet, welche mit einer weitaus größeren Bewegung des Lumbosakralgelenks einhergeht. Das synoviale SIG ist von straffen Ligamenta umgeben, die die Bewegung außer im Galopp, wo sie etwa 4° beträgt, stark einschränkt (HENSON, 2009). Das ventrale Kreuzdarmbeinband verstärkt die Gelenkkapsel ventral und verhindert so Rotations- und Seitwärtsbewegungen des Gelenks. Das innere Kreuzdarmbeinband dient als Aufhängeband des Kreuzbeins und wird in einer anderen Interpretation auch als Faserknorpel beschrieben (SALOMON et al., 2005). Lig. iliolumbale, M. longissimus lumborum und M. gluteus bieten laut Nickel et al. (2001) dem Pferd die Möglichkeit des Steigens, da sie extremem Zug standhalten können. Das breite Beckenband erschlafft vor der Geburt. Der kaudale Abschnitt des Bandes wird von den Wirbelköpfen der langen Sitzbeinmuskulatur vollständig überlagert und ist dadurch im Vergleich zum Rind nicht von außen sichtbar. Das Lig. inguinale ist der freie kaudale, sehnreiche Rand des M. obliquus externus abdominis. Das ist auch für die Entstehung der D-förmigen Öffnung verantwortlich, dem Femoralkanal, wodurch Femoralarterie, -vene, -nerv und M. iliopsoas ziehen sowie der tiefe Inguinallymphknoten liegt. Das Lig. accessorium der Hüfte, welches nur beim Pferd vorhanden ist, hat stabilisierende Wirkung und reduziert daher die Möglichkeit die Hüfte abzuknicken. Die oberflächlich gelegene Kruppenfaszie (Fascia glutea) bedeckt nicht nur die stark ausgeprägte Gesäßhälfte, sondern schickt auch eine Serie von Septen zwischen die Muskeln. Laterale und mediale Oberschenkelfaszien überziehen die laterale bzw. die mediale Oberschenkelmuskulatur. Die Unterstützung des ventralen Beckenbereichs wird in Abbildung 9 dargestellt. Besonders wird die Unterstützung durch die Schamgegend (Pubes) und die Sitzbeine (Ossa Ischii), das Leistenband (Lig. Inguinalis), die präpubische Sehne (Tendon prepubicus) und durch das Verstärkungsband (Lig. accessorium) gegeben. Strukturen, die dorsolateral und kaudal die Wände der Beckenhöhle formen, sind knöcherne sowie Weichteil- Strukturen. Knöcherne Strukturen sind Teile des Darmbeins (Os ilium). Weichteilstrukturen sind der Beckenbodenmuskel (bestehend aus dem M. levator ani und dem M. coccygeus (Diaphragma pelvis) sowie perineale Strukturen).

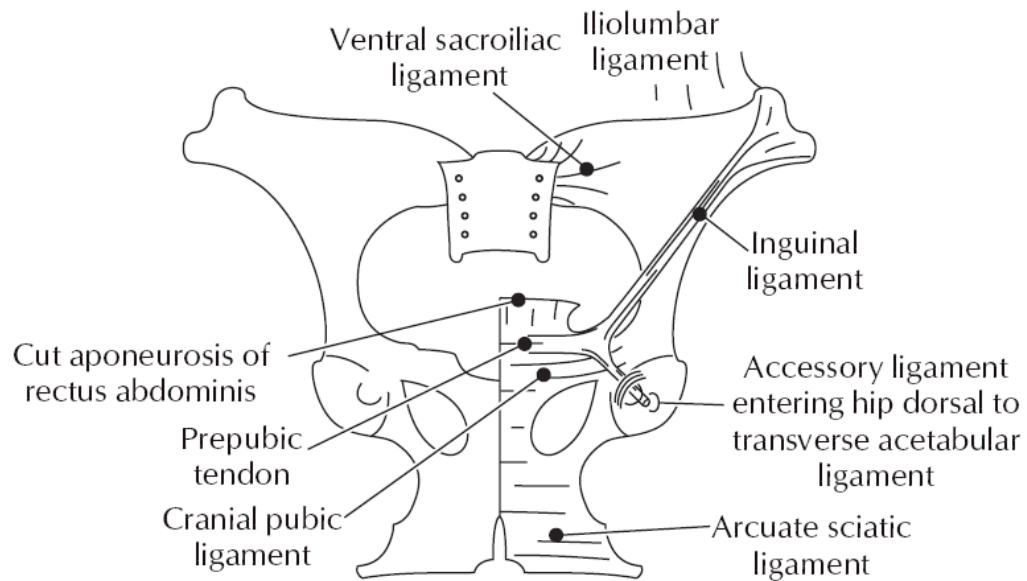
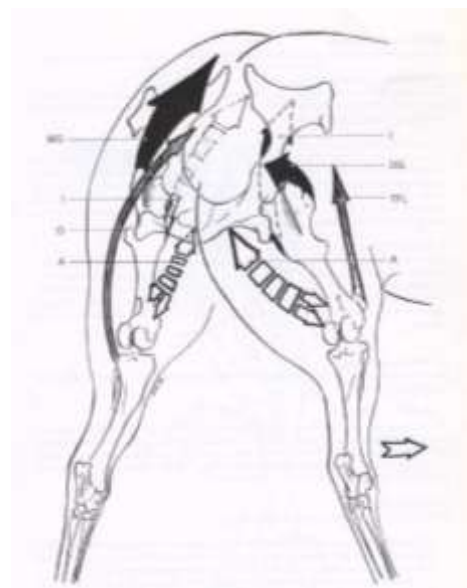


Abbildung 9: Schematische Ventralansicht der ligamentösen Strukturen des Pferdebeckens (HENSON, 2009).

Für die Vorwärtsbewegung wird eine Streckung von Tarsal-, Knie- und Hüftgelenk benötigt, um genügend Schub aus der Standbeinphase heraus zu produzieren. Die Streckmuskeln sind wesentlich umfangreicher als die Beugemuskeln, da sie durch das Körpergewicht mehr Kraft benötigen um den Widerstand zu überwinden. Die Beugemuskeln arbeiten während der Hangbeinphase. Somit müssen sie nur den Widerstand der Hinterextremitäten überwinden. Abbildung 10 zeigt die Wirkung einiger Muskeln während der Bewegung.

Abbildung 10: Muskeln, die an der Abduktion der Hinterextremität beteiligt sind.

MG- mittlerer gluteale Muskel, DP- tiefe gluteale Muskel, G- M. gluteobiceps, I- M. iliopsoas, TFL- M. tensor fasciae latae, Verlängerung: A- Adduktoren des Oberschenkels I- M. iliopsoas) (DENOIX et al., 1996).



Die Beckengürtelmuskulatur hat ihren Ursprung ventral der Wirbelsäule und ihren Ansatz am Becken (Pelvis) oder am Oberschenkelknochen (Femur). Dadurch beeinflusst sie auch die Stellung des Beckens. Als wichtigste Bewegungen des Hüft- und Kniegelenks wird die Eigenmuskulatur des Beckens bezeichnet. Der kleine Lendenmuskel (M. psoas minor), dient der Fixation des Beckens. (Bei fixierter WS: Steilerstellen des Beckens, bei fixiertem Becken: Feststellen und dorsal konvexes Aufbiegen der Lendenwirbelsäule). Der kleine Lendenmuskel dorsal sowie die Ligg. sacroiliaca dorsalia stabilisieren den ventalen Iliosakralgelenkbereich. Der Lenden-Darmbeinmuskel (M. iliopsoas) führt die Hintergliedmaße vor, beugt das Hüftgelenk und ist Supinator des Kniegelenks. Weiters kann er sich auch an einer Steilerstellung des Beckens beteiligen, bei fixierter Gliedmaße die Wirbelsäule stabilisieren oder dorsal konvex aufbiegen und bei rückwärts gestellter Gliedmaße den Rumpf nach hinten ziehen. Der M. quadratus lumborum festigt die Lendenwirbelsäule und erhöht dadurch die Tragfähigkeit. Die Muskeln des Hüftgelenks sind besonders für die Schubübertragung auf den Rumpf bei der Vorwärtsbewegung notwendig. Eingeteilt werden die Muskeln in Untergruppen, abhängig von ihrer Lage. Die äußeren Hüft- und Kruppenmuskeln sind der oberflächliche Kruppenmuskel (M. gluteus superficialis), der das Hüftgelenk streckt und die Gliedmaße zurückführt. Der mittlere Kruppenmuskel (M. gluteus medius), der nach kaudal mit dem birnenförmigen Muskel (M. piriformis) verschmilzt, stellt den stärksten Strecker des Hüftgelenks sowie Rückwärts- und Auswärtsführer der ganzen Gliedmaße dar und bietet vor allem in der Stützbeinphase eine enorme Kraftübertragung auf den Rumpf. Bei der Abduktion der Gliedmaße wird der M. gluteus medius vom tiefen Kruppenmuskel (M. gluteus profundus) unterstützt. Die Hinterbackenmuskulatur ist für Bewegungen in Hüft-, Knie- und auch im Sprunggelenk verantwortlich. Der zweiköpfige Oberschenkelmuskel (M. biceps femoris), streckt Hüfte, beugt und streckt das Knie und entwickelt kräftige Schubwirkung. Der halbsehnige Muskel (M. semitendinosus) arbeitet als Vorwärtsschieber in der Stützbeinphase, als Beuger des Kniegelenks und als Adduktor und Rückwärtsführer der Hinterextremität. Der halbhäutige Muskel (M. semimembranosus) streckt in der Stützbeinphase Hüft- und Kniegelenk und arbeitet als Vorwärtsschieber des Rumpfes. In der Hangbeinphase fungiert er als Rückwärts- und Einwärtsführer. Die mediale Oberschenkelmuskulatur besteht aus dem Schneidermuskel (M. sartorius), der das Hüftgelenk beugt und die Gliedmaße vorführt sowie adduziert und aus dem schlanken Schenkelmuskel (M. gracilis), der als kräftiger Adduktor bei festgestellter Gliedmaße den Rumpf seitwärts zieht. Der Kammmuskel (M. pectineus) beugt das Hüftgelenk und ist Adduktor und Supinator der Gliedmaße (exzerpiert aus NICKEL et al., 2004).

Supination der Gliedmaße sowie feinere Bewegungen werden durch die tiefe Hüftgelenksmuskulatur beeinflusst. Dazu gehören innerer und äußerer Verstopfungsmuskel (M.

obturatorius internus und externus), der viereckige Schenkelmuskel (M. quadratus femoris) und der Kapselmuskel (M. articularis coxae). Den Einfluss diverser Muskulatur an der Bewegung der Gliedmaße wird schematisch in Abbildung 11 dargestellt.

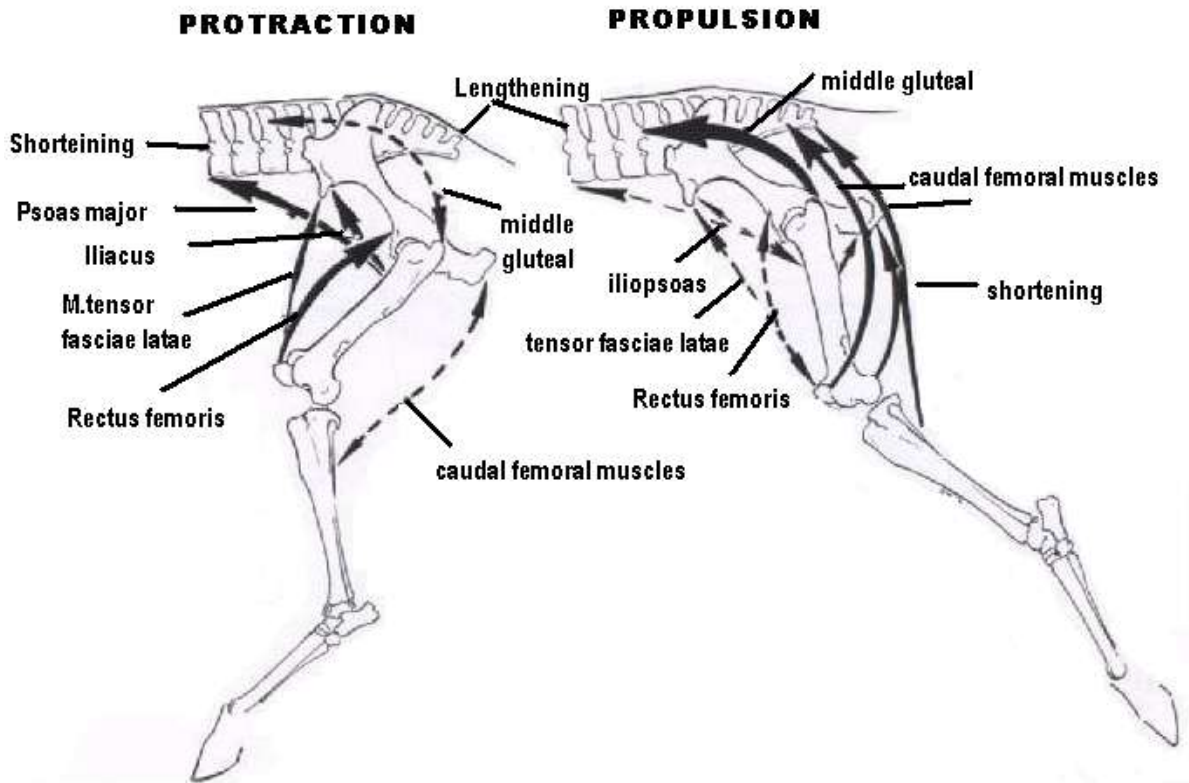


Abbildung 11: Muskeln, die die HE- Bewegung beeinflussen (modifiziert nach DENOIX et al., 1996).

Die dynamische Balance des Pferdekörpers wird durch Gravitationskräfte, aktive Muskelkraft, Gliedmaßenbewegung sowie Bewegungen von Kopf und Hals beeinflusst. Diese Kräfte sind in Abbildung 12 veranschaulicht dargestellt.

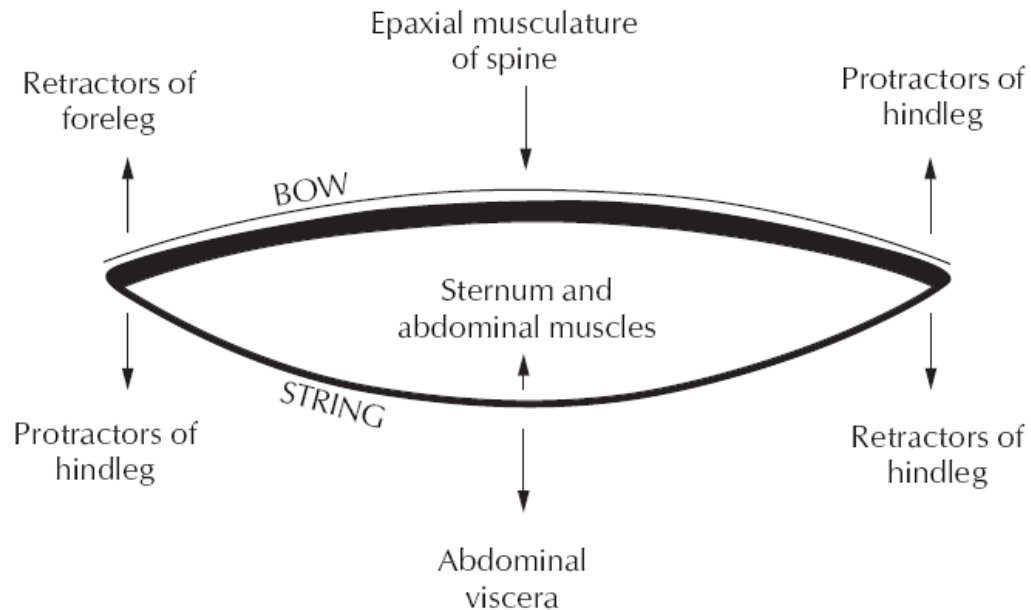


Abbildung 12: Diagramm, welches beeinflussende Faktoren für die Rückenbewegung nach dem Bogen- Sehnen- Prinzip veranschaulicht.

Die nach oben weisenden Pfeile symbolisieren den Effekt der bei Flexion entsteht, die nach unten weisenden Pfeile symbolisieren den Effekt der bei Extension entsteht (HENSON, 2009).

Weitere wichtige Muskulatur ist die epaxiale Muskulatur. Sie ist eine Muskelmasse, die aus der Kette individueller Wirbelknochen eine feste Struktur bildet. Durch sie können Eingeweide getragen werden, sowie die Kraft der HE nach vorne übertragen werden. Der M. longissimus dorsi (thorakale und lumbale Region) ist der größte und längste Muskel im Pferdekörper und formt Konturen des Rückens. Ursprung sind Becken und Sakrum und Ansatz die thorakalen Wirbeln. Man kann den M. longissimus dorsi auch als den Muskel beschreiben, auf dem Sattel und Reiter sitzen. Seine Aufgabe ist es Propulsion von HE bis zum Kopf zu übertragen. Der M. longissimus dorsi und die epaxiale Muskulatur kontrollieren Rückenbewegungen und können durch ihre Kontraktion den Rücken durchbiegen. Die Kontraktion abdominaler Flexoren führt dazu, dass der Rücken rund gemacht wird (PILLINER et al., 2002).

1.2.1.5. Versorgung

Blutversorgung, Nerven, Lymphknoten:

Die Nerven für die Beckengliedmaße stammen aus dem Lenden- und dem Kreuzbereich des Rückenmarks. Die Zahl der Nerven entspricht der Anzahl der Wirbel. Nn. lumbales geben R. dorsalis für die Innervation von Rückenmuskulatur und der Haut ab. Gemeinsam mit dem R. ventralis der letzten 3- 4 Lendennerven vereinigt er sich zum Plexus lumbalis, der mit dem Plexus sacralis in Verbindung steht und dann als Plexus lumbosacralis bezeichnet wird. Der Plexus lumbalis liegt unter dem M. psoas major und dem M. psoas minor. Die Nn. sacrales teilen sich bereits innerhalb des Wirbelkanals in Rr. dorsales und Rr. ventrales. Rr. dorsales versorgen die Mm. multifidi und die Schwanzmuskeln, die Haut der hinteren Kruppe und lateral am Oberschenkel. Die Rr. ventrales bilden den Plexus sacralis, der vorrangig in der Beckenhöhle liegt. Die letzten zwei Lendennerven und die ersten zwei bis drei Kreuznerven bilden gemeinsam den Truncus lumbosacralis (= Plexus ischiadicus), aus dem u.a. auch der N. ischiadicus hervorgeht. Der Plexus lumbalis ist vorrangig für die Innervation der Beckengliedmaßen zuständig (KÜNZEL und KUBASA, 1988).

Die Aorta teilt sich in die A. iliaca externa für die Versorgung der Beckengliedmaße auf, die dann zwei weitere Äste für das Hüftgelenk abgibt. Der zweite Teil der aus der Aorta hervorgeht bildet die A. iliaca interna, die primär die Beckenhöhle, ihre Wand, sowie die Organe der Beckenhöhle versorgt. Sie gibt Äste ab, die Organe der Beckenhöhle und das Perineum versorgen (KÜNZEL und KUBASA, 1988; KÖNIG, 2006).

Die regionalen Lymphzentren sind Lc. inguinale profundum/iliofemorale, Lc. inguinale superficiale, Lc. ischiadicum, Lc. lumbale und Lc. iliosacrale. Der Lymphabfluss erfolgt über Trunci lumbales gemeinsam mit dem Truncus visceralis in die Cisterna chyli, weiter über den Ductus thoracicus, der in die V. cava cranialis in den sogenannten Venenwinkel mündet.

1.2.2. Diagnostik in der Veterinärmedizin

Die Bedeutung von Rückenerkrankungen in der Orthopädie nimmt immer stärker zu. Da die Routine-Diagnostik oft recht schnell erschöpft ist, strebt man eine objektive Methode als Unterstützung an, um die Biomechanik des Pferderückens noch besser evaluieren zu können. So soll die objektive Evaluierung eine Unterstützung in der erschwerten Diagnostik in dem Bereich darstellen. Häufig wird der Zusammenhang zwischen Lahmheiten von Extremitäten und Rückenschmerzen unterschätzt (VAN WEEREN, 2004). Die Prävalenz von Lahmheiten im Zusammenhang mit diagnostizierten Rückenproblemen ist größer als die ohne Rückenprobleme (LANDMAN et al, 2004). Somit ist es essentiell den Rücken objektiv zu evaluieren (JOHNSTON et al., 2004).

Oft stehen Kliniker in der schulmedizinischen Diagnostik oberhalb des Kniegelenks vor einer großen Herausforderung. Gute Kenntnisse der normalen anatomischen Verhältnisse sind unabdingbar um Fehldiagnosen bei Erkrankungen im Bereich des iliosakralen und lumbosakralen Übergangs zu erkennen und zu vermeiden (RÜMENS et al., 2007). Um den Bereich des Beckens besser zu beurteilen, bedient man sich zusätzlich zu Röntgen und Ultraschall in einzelnen Forschungsgruppen der Computertomografie, sowie im Besonderen neuerer Methoden.

Grundsätzlich startet die Diagnostik wie bei jedem orthopädischen Fall mit Adspektion und Palpation in Ruhe und in der Bewegung. Bei der Adspektion wird die Symmetrie des Beckens evaluiert. Knöcherne Strukturen und Muskulatur sind dabei genau zu beachten. Früher ging man davon aus, dass eine chronische Asymmetrie der Tubera sacralia ein Hinweis auf Subluxation des Kreuzdarmbeingelenks ist. Wäre das jedoch der Fall, sollten auch die Tubera coxae asymmetrisch sein (DYSON, 2004). Dieser Meinung nach könnten Höhenunterschiede der Tubera sacralia, wie in Abbildung 13-15 dargestellt, entweder durch eine Iliumflügel-Stressfraktur oder aber auch durch die darüber liegenden Weichteilstrukturen zur Geltung kommen.



Abbildung 13 (links): Kaudalansicht eines 9-jährigen WB.

Rechts zeigt sich eine schwächere Bemuskelung, der Pfeil zeigt auf den linken Tuber sacrale, der höher erscheint, die Tubera coxae sind jedoch gleich hoch (DYSON, 2004).

Abbildung 14 (Mitte): Durch den Pfeil wird gezeigt, dass der linke Tuber sacrale wesentlich niedriger ist als der rechte (DYSON, 2004).

Abbildung 15 (rechts): Die laterale Ansicht zeigt prominente Tubera sacralia sowie abnormale Prominenz der lumbalen Proc. Spinosi kombiniert mit einer schlechten Bemuskelung in dieser Region (DYSON, 2004).

Bei Beckenproblemen zeigen einige Pferde deutliche Gangbildveränderungen, andere hingegen kaum etwas. Es wird in der Bewegung auf Symmetrie bei Anheben der Kruppe, Höhe und Dauer der Bewegung geschaut (STASHAK, 2008). Schmerz ausgehend vom SIG wurde lange Zeit mit schwacher Leistung assoziiert, spezifische Diagnostika waren jedoch Mangelware. HAUSSLER (2004) und GOFF et al. (2007) beschreiben die Gegend um das Kreuzdarmbeingelenk aufgrund seiner tiefen Lokalisation und der einzigartigen anatomischen Begebenheiten als ‚ein Areal welches für Verwirrtheit für die meisten Praktiker sorgt‘. DYSON (2004) versuchte die Erkrankungen in der Kreuzdarmbeingelenksregion zu verifizieren, indem sie eine Studie mit 74 Pferden startete. Als Ergebnis stellte sich heraus, dass vor allem Dressur- und Springpferde betroffen sind, eher ältere Tiere, Tiere mit einem höheren Widerrist und schwerere Pferde. Als signifikant beurteilt sie den Einfluss der Rasse, da hauptsächlich Warmblutpferde mit Kreuzdarmbeingelenksproblemen vorkamen. Es bestand in ihren Untersuchungen keine Korrelation zwischen der Konformation und dem Vorhandensein von Schmerzen in dieser Region. Auffällig war eine schlechte Entwicklung der epaxialen Muskulatur der thorakolumbalen Gegend, sowie eine verstärkte Antwort auf Druck auf die Tubera sacralia. Einige zeigten Unwilligkeit längere Zeit nur ein Hinterbein zu belasten. Ausnahmslos zeigte sich Steifheit, Unwilligkeit an der Trense zu arbeiten, sowie schlechte

Qualität des Galopps, wenn die Pferde geritten wurden. Alle Pferde hatten eine schlechte Propulsion aus der Hinterhand. Schmerzhaftigkeit in der Kreuzdarmbeingelenksregion wurde allein zu 47%, oder in Kombination zu thorakolumbalen Schmerz zu 16%, HE Lahmheit zu 20%, Vorderextremitätenlahmheit zu 7%, oder mit einer Kombination diverser Probleme zu 10% gesehen. Mittels Szintigrafie wurden diese Beobachtungen überprüft, wobei 99% der Pferde Veränderungen im Bereich des Iliosakralgelenks aufwiesen. Bei einem Teil der Pferde wurde Lokalanästhetikum um die Kreuzdarmbeingelenksgegend infiltriert, was eine Gangbildverbesserung in allen Fällen in denen es durchgeführt wurde, erzielte. Schlussfolgerung dieser Studie war, dass eine gute klinische Untersuchung, kombiniert mit Szintigrafie und Lokalanästhesie, eine genauere Diagnosemöglichkeit für Schmerzhaftigkeiten in dem Bereich darstellt.

Schulmedizinisch ist unbedingt die Lokalisation richtig einzugrenzen, und ganz besonders eine Gelenkbeteiligung auszuschließen. Sofern weitere Diagnostika in der Praxis notwendig sind, werden zuerst meist Röntgen und Ultraschall eingesetzt. GEBUREK et al. (2005, 2009) erkannten in ihren Studien, dass eine Kombination von Röntgen und Ultraschall die Wahrscheinlichkeit eine Fraktur oder Fissur zu übersehen stark minimiert. Bei Röntgen am stehenden Pferd ist man etwas eingeschränkt. Hüft- und Sitzbeinhöcker können relativ risikoarm und gut dargestellt werden, risikoreich und nur bedingt die caudalen Anteile von Darmbein, Acetabulum, Sitzbein, Femurkopf, -hals und Trochanter major. Kaum können Darmbeinschaukel, Darmbeinsäule und Schambein dargestellt werden (TOMLINSON et al., 2001). Im Ultraschall lassen sich der caudomediale Bereich der SIG sowie seine benachbarten Strukturen (im Besonderen Lig. sacroiliac dorsale, M. longissimus dorsi auf der Höhe der Tubera sacralia) darstellen (KERSTEN et al., 2004). Bessere Röntgenbilder sind bei narkotisierten Pferden in Rückenlage möglich, doch treten durch Narkose und Aufstehphase andere Risiken auf. GEBUREK et al. (2009) erkannten, dass zwischen Röntgendiagnostik und Ultraschalldiagnostik an denselben Pferden 73% Übereinstimmung in der Diagnose bestanden. Die Pferde wurden stehend auf Becken- und Femurprobleme untersucht. Ultraschall eignet sich aber dennoch besser für die Diagnose von Iliumflügelfrakturen, Röntgen für Acetabularfrakturen. Nur in Sedierung und am stehenden Pferd gibt in bestimmten Fällen die Szintigrafie einen Hinweis auf Frakturen, Fissuren, etc und deren Region.

Ergänzend kann ebenso die rektale Palpation sowie die Ultraschallsonde transrektal im B-Mode Auskunft liefern. Transrektale Untersuchung des SIG besteht aus einer Evaluierung der knöchernen Strukturen von Sakrum und Ilium im Vergleich zur kontralateralen Seite (KERSTEN et al., 2004).

Eine weitere Diagnosemöglichkeit besteht in der Verwendung von der Lokalanästhesie: Kreuzdarmbeingelenksinjektionen werden nicht nur für die Diagnostik sondern auch für die Therapie eingesetzt. Mittels Ultraschall erhält man eine bessere Kontrolle, wohin die Nadel platziert wird (DENOIX et al., 2008; COUSTY et al., 2008). Das Ziel ist es, über kraniale und kaudale Zugänge, möglichst nahe dem Gelenk einzustechen um das Produkt in der pathologischen Gegend zu platzieren.

In den Abbildungen 16 und 17 nach Denoix wird gezeigt, wie man Ultraschall geführt, mittels kranialem oder kaudalem Zugang das Gelenk erreicht, ohne N. ischiadicus, Vertebraalkanal oder Rektum zu treffen.

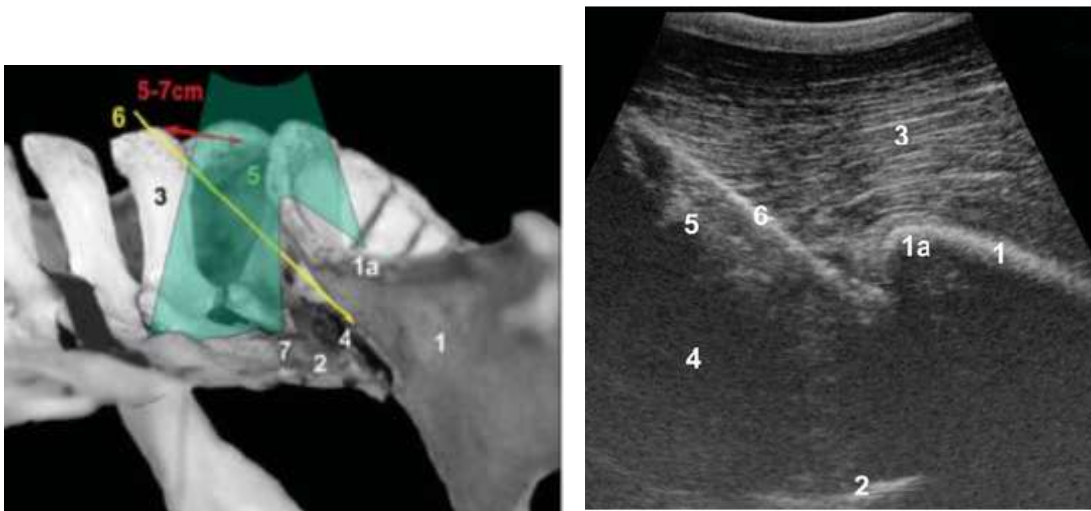


Abbildung 16: Schematische Darstellung der Nadelplatzierung mit Hilfe von Ultraschall.

Grün mit der Nummer 5 ist die Region gekennzeichnet, die mittels Ultraschall betrachtet werden kann und gelb, Nummer 6, die Nadelposition sofern man über den kranialen Zugang eingeht. 1= Iliumflügel, 1a= Crista iliaca, 2= Processus transversus des Sakrums 3= Proc. Spinosus des 6ten lumbalen Wirbels, 4= SIG (DENOIX et al., 2008).

Abbildung 17: Ein parasagittales Ultraschallbild der lumbosacralen Region.

An der rechten Seite (=caudal) des Bildes zeigt sich das dorsale Profil des Iliumflügels. Links sieht man die Nadel (6) unterhalb des Iliumflügels, welche maximal parallel unter dem Flügel gelegen sein soll. 1= Iliumflügel, 2= intertransversales Gelenk zwischen 5. und 6. Lumbalwirbel, 3= M. gluteus medius. 4= M. erector spinae, 5= Aponeurose des M. erector spinae (DENOIX et al., 2008).

Die Szintigrafie bietet eine wertvolle Hilfestellung in der Diagnostik von Lahmheiten. Besonders für die Beckenregion ist sie gemeinsam mit Ultraschall Diagnostikmittel der Wahl. Für die richtige Interpretation der Bilder braucht man unbedingt den Vergleich zur Klinik des Tieres um die hervorstechenden Regionen in den Szintigrafie- Bildern, die durch veränderte Aufnahme des Radiopharmazeutikums entstehen, wie es in Abbildung 18 dargestellt wird, richtig zu interpretieren (DAVENPORT-GOODALL et al., 2004).

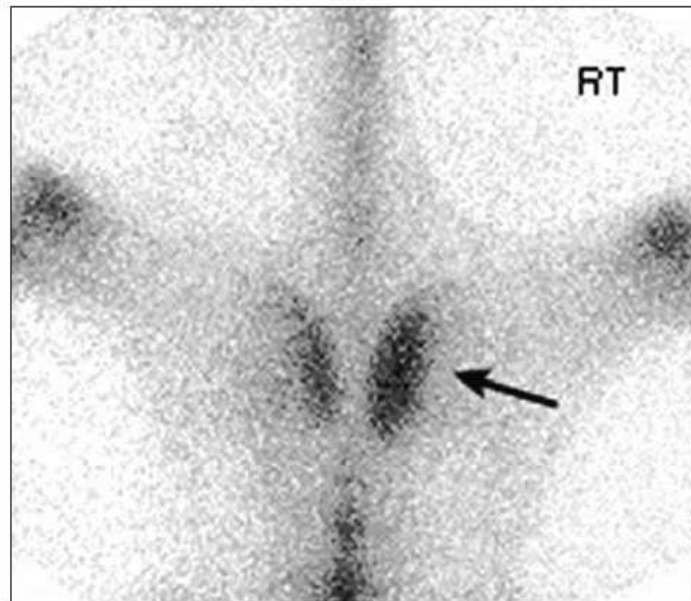


Abbildung 18: Szintigrafisches Bild eines Pferdebeckens.

Die Region mit vermehrter radioaktiver Reaktion betrifft hier das rechte Tuber sacrale und die Region des SIG (Pfeil) (DAVENPORT-GOODALL et al., 2004).

Sofern es sich vom Platz im Gerät ausgehen würde, wäre bestimmt Magnetresonanztomographie (MRT) für eine genauere Analyse der Weichteilstrukturen interessant. Die MRT spielt bei der Abklärung muskuloskeletaler Erkrankungen beim Pferd eine zunehmende Rolle. Im Bereich der Iliosakralgelenksdiagnostik wurde sie bisher noch nicht angewendet, da zur Zeit kein geeignetes MRT-Gerät, mit dem die kaudalen Anteile des Pferdekörpers untersucht werden können, auf dem Markt angeboten wird. In der Studie von STUBBS et al. (2006), wurde das Beckenpräparat mittels MRT, siehe Abbildung 19, dargestellt. Diese Darstellungsform wäre besonders geeignet, da die Iliosakralbänder in der Pathologie eine große Rolle darstellen.

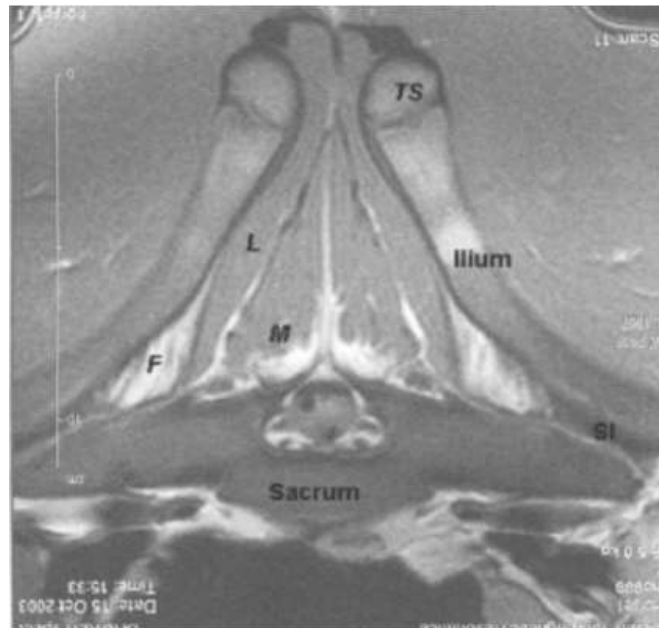


Abbildung 19: MRT Bild auf Höhe des ersten Sakralwirbels.

Hier wird der Wirbelkörper und Fortsatz, Ilium und assoziierte Muskulatur darstellt.

M= M. multifidus, L= M. longissimus. SI= SIJ, F= am SIJ anliegendes Fettgewebe. Es zeigt sich ein Größenunterschied der Muskulatur von links nach rechts bei M. und L. (STUBBS et al., 2006).

Die Szintigrafie im Stehen bietet sich somit weiterhin als geeignetes bildgebendes Verfahren zur Diagnostik an.

Als Zusatz zur klinisch- orthopädischen Untersuchung bietet zum Beispiel die Chiropraktik eine Möglichkeit, Problemgebiete im Beckenbereich zu diagnostizieren und zu behandeln. Genauso, wie in der schulmedizinischen Diagnostik, wird auch hier das Pferd palpatorisch sowie adspektorisch beurteilt. Man betrachtet das Pferd im Trab von hinten auf ebenem Boden von sich wegbewegend und achtet auf Unterschiede in der Auf- und Abwärtsbewegung der Tubera sacralia. Die Seite die sich weniger weit bewegt ist meistens die von der der Schmerz kommt. Zusätzlich wird adspektorisch besonders auf Muskelgruppierungen und deren Ausprägung geachtet. Ein weiterer Hinweis stellt in der Chiropraktik die Straffheit des Lig. Sacrotuberale bei der Palpation dar, welches sich zwischen Tuber sacrale und Tuber ischiadicum befindet. FABER et al. (2003) überprüften in einer Studie den Effekt von manueller Manipulation an der Rückenbewegung und der Symmetrie der Bewegung. Nach der ersten chiropraktischen Behandlung konnte man bereits durch kinematische Messungen feststellen, dass die Bewegungssymmetrie im Vergleich zu der ersten Messung vor der ersten Behandlung verbessert wurde. Auch bei den Messungen 8 Monate nach der letzten Behandlung waren bessere Resultate in der

Symmetrie zu finden als vor der ersten Messung. Die Behandlung vermeintlicher Rückenprobleme mit Chiropraktik, Osteopathie oder anderen Prinzipien ist, obwohl sehr populär, immer noch umstritten (HENSON, 2009). In einer Fallstudie wurde demonstriert, dass manuelle Behandlung Bewegungsmuster und deren Symmetrie beeinflusst und der Effekt für sieben Monate anhielt. Der Einspruch gegen diese Studie liegt bestimmt darin, dass es gleichzeitig zu einem Trainerwechsel der beprobten Pferde kam. Weitere Studien mit mehr Pferden, die bestätigen dass chiropraktische Interventionen die Rücken-Kinematik verändern, wurden von HAUSSLER (2000) und SULLIVAN et al. (2008) durchgeführt. HAUSSLER (2000) provozierte Rückenschmerzen durch Einbringung von Fixations-Pins. Als Resultat stellte sich heraus, dass spinal-manipulatorische Therapien die Kinematik der thorakolumbalen Wirbelsäule positiv beeinflussen.

SULLIVAN et al. (2008) ließen asymptotische Pferde in unterschiedlichen Gruppen chiropraktisch, eine andere mit Phenylbutazon (einem nicht steroidalen Antiphlogistikum) und die dritte Gruppe nur mit Massage behandeln. Er kam zu dem Resultat, dass chiropraktische Manipulation tiefer liegende Effekte an der Rückenkinematik erzielt. GOMEZ ALVAREZ et al. (2008) ließen Pferde mit Rückenschmerzen chiropraktisch behandeln und erkannten, dass vor allem ein weniger aufgewölbter thorakaler Rücken, weniger Schiefe des Beckens und verbesserte Symmetrie des Bewegungsmusters des Beckens zu beobachten waren. Die Veränderungen waren bei der Messung jedoch minimal und wurden bei der zweiten Messung, drei Wochen nach der Behandlung, nicht mehr festgestellt.

1.2.3. Literatur

Studien in der Humanmedizin

YOGANADAN et al. (2001) veröffentlichten zahlreiche Studien über Kopf- sowie Wirbelsäulentraumata, welche in Zusammenhang mit einem Autounfall auftreten können. Unter anderem arbeiteten sie mit Dummies und Kadaverstudien, um genaue Daten über die Kinematik und die Biomechanik in diesem Zusammenhang zu erhalten. Dafür untersuchten sie mittels eines biomechanischen Modells die Wirkung der Weichteilgewebe, die um die zervikale Wirbelsäule lokalisiert sind. HOLZBAUR et al. (2005) kreierten ein biomechanisches Modell des menschlichen Armes um neuromuskuläre Kontrolle und chirurgische Eingriffe zu simulieren. Das Modell hat 15 Freiheitsgrade und repräsentiert Schulter, Ellbogen, Radioulnargelenk, Carpalgelenk, den Daumen und den Zeigefinger. Zusätzlich werden auch 50 Muskelkompartimente dargestellt, die über die Gelenke queren. Die Kinematik von jedem Gelenk, sowie Kräfte-Parameter für jeden Muskel wurden von experimentellen Daten übernommen. Wenn man ein Bewegungsmuster verwendet, kann dieses Modell Muskelkräfte und Gelenkmomente schätzen. YAN (2006) erstellte ein Modell der humanen Wirbelsäule aus Daten, die mittels CT ermittelt wurden. Dieses Modell soll die Möglichkeit bieten Muskelaktivitäten im Kopf- und Halsbereich zu simulieren. BLANA et al. (2008) kreierten ein muskuloskeletales Modell des Arms, um es für die Entwicklung von Neuroprothesen zu verwenden. Um die in vivo Effizienz von Bandscheibenimplantaten zu analysieren, bedienten sich DE JONGH et al. (2008) zuvor definierter Bewegungsabläufe und veranschaulichten den aufgetretenen Abnutzungsgrad. Ziel war es, eine Korrelation zwischen den durch diese Studienart erhaltenen Daten mit denen, die durch die in vivo Abnutzung entstanden waren herzustellen, um die Sinnhaftigkeit dieser Überprüfung zu erkennen. Es zeigte sich, dass das verwendete Bewegungsschema eine adäquate Methode zur präexperimentellen Evaluierung der Eigenschaften des Implantats aufzeigt, da die in vivo erhobenen Daten mit den in vitro Daten erhobenen übereinstimmten. ARNOLD et al. (2011) kombinierten experimentelle Messungen von Gelenkwinkel und Muskelaktivitätsmuster während des Gehens mit einem muskuloskeletalen Modell für die menschlichen Beine, welches die Beziehungen zwischen Muskelfaserlänge, Gelenkwinkel und Muskelaktivität veranschaulicht. Somit ließ sich eine Muskel- Sehnen Dynamik während des Gehens simulieren und daraus konnte man die Längen der arbeitenden Fasern berechnen. Es zeigte sich, dass wenn die Nachgiebigkeit der muskuloskeletalen Anteile niedrig ist, die Muskelfaserlänge des arbeitenden Muskels durch Gelenkwinkel und Hebelarm des Muskels bestimmt wird. Sobald die Nachgiebigkeit hoch ist, ist die Länge eher vom Aktivitätslevel sowie vom Kraft- Längen- Geschwindigkeits- Effekt abhängig. Es stellte

sich heraus, dass die Muskeln nach einer Kraft-Längen-Kurve (aufsteigend, Plateau, absteigend) während eines Gangzyklus agieren.

Studien in der Veterinärmedizin

CARRANO et al. setzten sich bereits 2002 mit der Muskulatur von Becken und Hinterextremität des Tyrannosaurus rex auseinander. KARGO et al. (2002a); KARGO et al. (2002b); KARGO et al. (2009) erstellten ein muskuloskeletales Modell für die Kinematik der Hinterextremität des Frosches. 2009 wurde die Propriozeption noch detaillierter erforscht. Die kinematische Analyse und die Simulation des Geckos durch NAM et al. (2009) wurde daraufhin von SON et al. (2010) genauer analysiert und ein Grundbewegungsalgorithmus für einen Roboter ausgearbeitet.

Studien an Kleintieren

In der Kleintiermedizin ist man mit der Entwicklung kinematischer Modelle bereits fortgeschrittener. Kinematische Methoden werden verwendet um genauere Informationen über Krankheitsbilder oder Therapieformen zu bekommen. Somit kann man zum Beispiel den Einsatz chirurgischer Verplattungen und deren Effekt objektiv beurteilen. 2001 studierten CONZEMIUS et al. die Sinnhaftigkeit einer totalen Ellbogengelenksplastik bei Hunden und kontrollierten den Effekt durch vorherige und nachfolgende physikalische und röntgenologische Untersuchungen sowie mittels Untersuchungen durch die Kraftmessplatte. Fünfzig Prozent der Probanden hatten ein exzellentes Ergebnis durch die durchgeführte Operation. NIELSEN et al. (2003) erstellten ein volles zweidimensionales Modell der Vorderextremität eines Hundes im Schritt. Kinetische Daten wurden mittels Kraftmessplatte gewonnen, kinematische mittels dreidimensionaler Videografie. Länge, Massenmittelpunkt, totale Masse und Trägheit wurden berechnet und miteinander korreliert. SAEGLITZ (2003) erarbeitete zuerst mittels einer anatomischen Studie die Einflüsse der Muskulatur auf die Bewegung und danach an einem Modell die Gelenkkräfte mittels inverser Dynamik die mit Daten der Ganganalyse veranschaulicht wurden. Unter anderem war das Ziel eine Grundlage für ein Forward Dynamik Modell der Vorderextremität zu erarbeiten. SHAHAR et al. (2004), ermittelten anhand eines anatomisch korrekt konstruierten Modells die biomechanische Funktion des kranialen Kreuzbandes. SHAHAR et al. (2006) evaluierten in ihrer Studie die Effekte einer Tibia Plateau Leveling Osteotomie an der Biomechanik des Kniegelenks bei Hunden und analysierten die unterschiedlichen Krafterwirkungen im Gelenk.

GESSKY (2007) und LEWY (2009) setzten sich mit der Bewegungsanalyse beim Hund mittels Kinematik, Kinetik und Oberflächenelektromyographie auseinander. So wurden M. vastus lateralis, der M. gluteus medius und der craniale Anteil des M. biceps femoris

genauer untersucht sowie die Hypothese bestätigt, dass die Aktivität der gemessenen Muskeln mit den kinematischen Daten der jeweiligen Gelenke korrelieren.

BOCKSTAHLER et al. (2007a) überprüften in einer Studie mit 10 klinisch gesunden Hunden die Verlässlichkeit der Untersuchung von Bodenreaktionskräften am Laufband. Es zeigte sich, dass dies eine zuverlässige Methode darstellt, bei der simultan alle vier Beine gleichzeitig gemessen werden können. Diese Methode wurde von BOCKSTAHLER et al. (2007b) angewendet. Nach Röntgen- Evaluierung wurden Hunde in unterschiedliche Gruppen nach ihrem HD- Grad eingeteilt und dann am Laufband miteinander verglichen. Es zeigten sich signifikante Unterschiede in der Gelenkskinematik zwischen der Gruppe ohne röntgenologischen Befund und denen, die röntgenologisch grenzwertige Befunde aufwiesen. BOCKSTAHLER et al. (2008) evaluierten die Ganganalysen gesunder Hunde basierend auf Bodenreaktionskräften, Extremwerten der Gelenkwinkelungen, Winkelgeschwindigkeiten und deren Zeitverlauf. Es konnte im Vergleich von rechter und linker Seiten kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Maximaler Bewegungsbereich zeigte sich im Karpalgelenk, minimalster im Schultergelenk. HELMS et al. (2009) erstellten ein Setup der Hinterextremität des Hundes um mehr Einblick in die Kalkulation von Hüftgelenksbeanspruchungen zu bekommen. Einen weiteren Schritt ging HOLLER (2011) indem er ein biomechanisches, dreidimensionales Modell der kaninen Vorderextremität unter besonderer Berücksichtigung des Ellbogens entwickelte. Daten ermittelte er einerseits über eine morphologische Studie, aber auch über kinetische und kinematische in vivo Studien.

Studien bei Pferden

Mittels Daten aus CT und MRT kreierten ZARUCCO et al. (2006) ein dreidimensionales Modell unter der Berücksichtigung von knöchernen und auch von ligamentösen und muskulösen Elementen der equinen Vorderextremität. COLLINS et al. (2009) erstellten aus CT- Daten von Pferden und Eseln mit Hilfe der Finite-Elemente Methode ein Modell um die Biomechanik der Zehe genauer zu verstehen.

Messtechniken in vitro

DEGUEURCE et al. (2004) analysierten bei sechs anatomischen Proben Flexion-Extension des Lumbosakralgelenks vor und nach einer Desmotomie von Lig. Sacrosacral und Ligg. sacrotuberalia. Kinematische Dreiergruppen wurden starr an Sakrum, Processus spinosus, L5 und Iliumflügel befestigt. Abbildung 23 zeigt die für die Messung verwendeten Punkte. Die Winkel wurden berechnet. Dabei wurde ein Koordinatensystem zu Hilfe genommen, welches an anatomischen Strukturen orientiert war. Das Lumbosakralgelenk unterliegt diesen Messungen zufolge Bewegungen von Flexion und

Extension. Durchschnittlicher Mittelwert \pm Standardabweichung betragen $23.4 \pm 0.6^\circ$. Auffällig war, dass die einzige Bewegung des Kreuzdarmbeingelenks eine Nutation war, während das Lumbosakralgelenk eine Biegung aufwies, deren durchschnittlicher Mittelwert \pm Standardabweichung $0.8 \pm 0.5^\circ$ betragen. Durch die Desmotomie kam es zu einer vergrößerten Nutation mit durchschnittlichem Mittelwert \pm Standardabweichung von $1.7 \pm 0.2^\circ$.

Dadurch stellte Degueurce fest, dass die Bewegungen des Kreuzdarmbeingelenks gering waren und wenn, dann gekoppelt an die Flexion des Lumbosakralgelenks.

Die das Kreuzdarmbeingelenk umgebenden Bänder haben eine starke Auswirkung auf die Stabilisation.

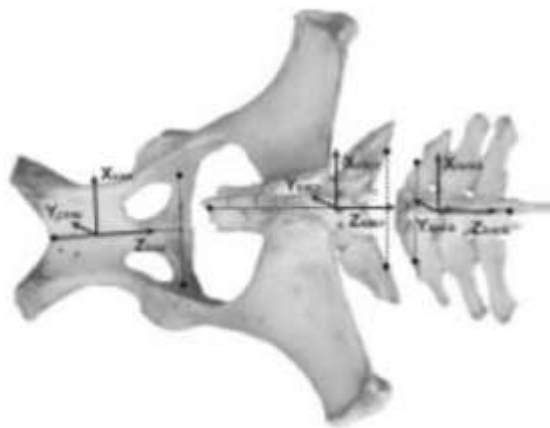


Abbildung 20: Anatomisches Gerüst assoziiert mit dem jeweiligen Knochen.

Jeder Knochen ist mittels 3 Punkten über 3 Achsen definiert (unterbrochene Linien), dadurch wird ein anatomisches Gerüst geformt (feste Linien) (DEGUEURCE et al., 2004).

GOFF et al. (2006) befassten sich weiter mit Bewegungseigenschaften, welche in vitro im SIG beobachtet werden können. Diese Bewegungen wurden an 8 Kadavern durch submaximale Mobilisation des kaudalen Teils der Lendenwirbelsäule provoziert, quasi als Hebel um das SIG zu mobilisieren. Die Stabilisationskapazität die durch umgebende Ligg. gegeben wird, wurde evaluiert, indem dieselben Tests vor und nach Durchtrennung der Ligg. sacrosciatic und Lig. sacrotuberale durchgeführt worden sind. Es stellte sich heraus, dass die größte „Range of Motion“ in der transversalen Ebene vorhanden ist, wenn laterale und oblique Kräfte dem Becken zugefügt werden. Ein deutlicher Anstieg der „Range of Motion“ trat in der sagittalen Ebene auf, nachdem das dorsale Lig. sacroiliac und das Lig. sacrotuberale reseziert worden sind.

Grundeigenschaften des Beckens zur Berechnung biomechanischer Funktionen könnten theoretisch auch mit Hilfe eines CTs an einem toten Tier erworben werden. HAUSSLER et al. (2009) gingen von dem Standpunkt aus, dass knöcherne Beckenveränderungen als

normale Antwort auf jede Bewegung des SIG gesehen werden sollen. In ihrer Studie wurde ein Druckluftbetätigungszylinder verwendet, der 90Nm Moments auf den Arcus ischiadicus ausgeübt hat um Nutation und Gegennutation (Abbildung 20) sowie links-rechts Biegung (Abbildung 21) des SIG zu bewirken. Auch Axialrotationen (Abbildung 22) des Sakrums wurden provoziert. Gemessen wurden Auslenkungen der Vektoren, die mit Hilfe der Marker berechnet wurden. Nutation und Gegennutation führen zu vertikaler Auslenkung der Tuberositas ischii und kraniokaudaler Auslenkung des Ileumflügels. Laterale Biegung führte zu Rotations- Veränderungen/ Verlagerung in der horizontalen Ebene aller Beckenmarkierungen relativ zum Sakrum. Hier wurden auch vergleichbare Werte zwischen Nutation und Gegennutation gemessen, genauso auch bei linker und rechter lateraler Biegung und linker und rechter axialer Rotation. Die Axialrotation führt zur Hebung vom Ileumflügel ipsilateral zur Richtung der sakralen Rotation sowie zur Depression des contralateralen Ileumflügels. Eindeutig gepaarte links- rechts Unterschiede traten während den meisten SIJ Belastungszuständen auf. Vergleichbare Werte der Verlagerung des Beckens wurden während Nutation und Gegennutation, linker und rechter lateraler Biegung, sowie linker und rechter Rotation gemessen.

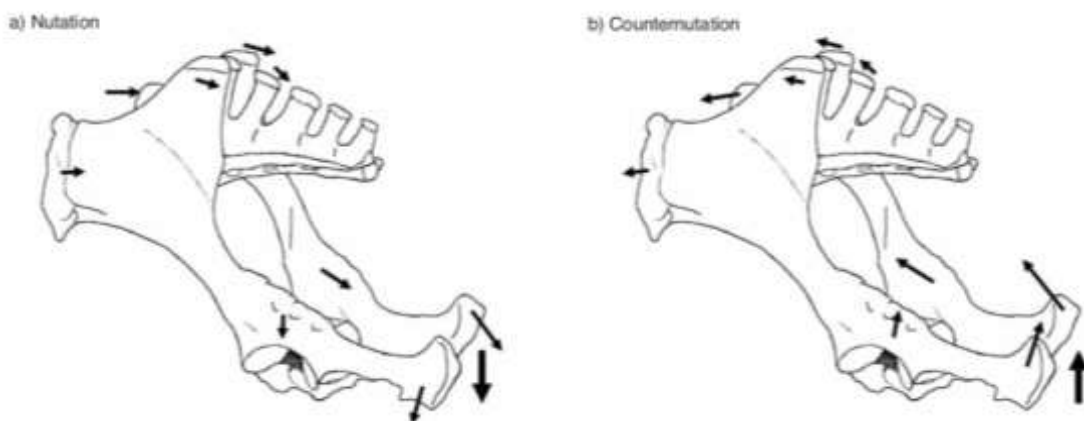


Abbildung 21: Linke Lateralansicht der Grad der Abweichung, und Veränderung der Vektoren knöcherner Orientierungspunkte während a) ‚Nutation‘ und b) ‚Gegennutation‘ in der sagittalen Bewegungsebene. Die fettgedruckten Pfeile geben die Richtung der angewandten Kräfte auf den Arcus ischiadicus an. ‚Nutation‘ beschreibt die ventrale Verschiebung der Sitzbeine weg vom Kreuzbein (ähnlich zu einer Flexion), und ‚Gegennutation‘ die dorsale Verlagerung dieser Knochen wenn sie sich dem Kreuzbein nähern, also ähnlich zu Extension (HAUSSLER et al., 2009).

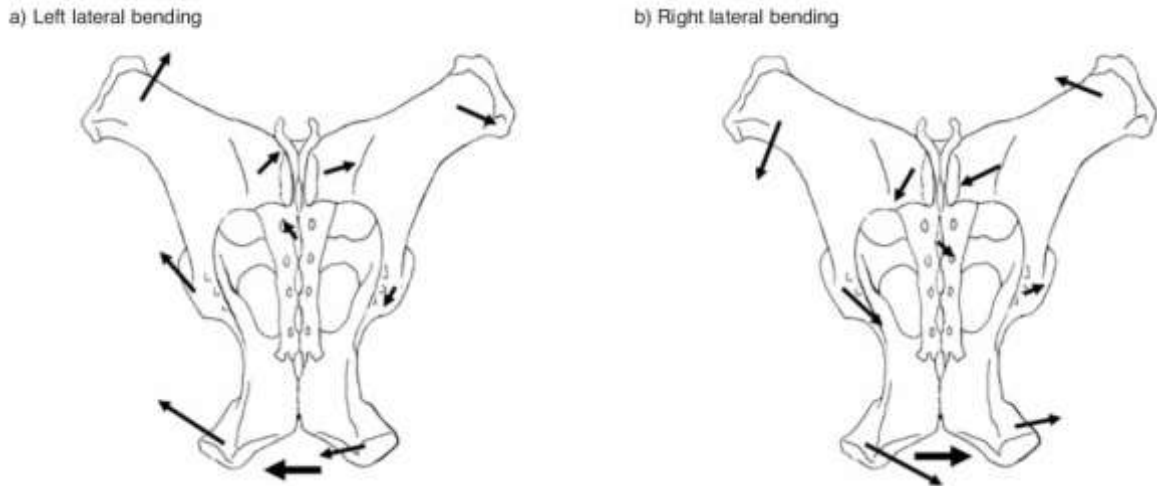


Abbildung 22: Dorsalansicht der Grad der Abweichung, und Veränderung der Vektoren knöcherner Orientierungspunkte während induzierter a) linker und b) rechter lateraler Biegung des Beckens in der horizontalen Bewegungsebene. Die fettgedruckten Pfeile geben die Richtung der angewandten Kräfte auf den Arcus ischiadicus an (HAUSSLER et al., 2009).

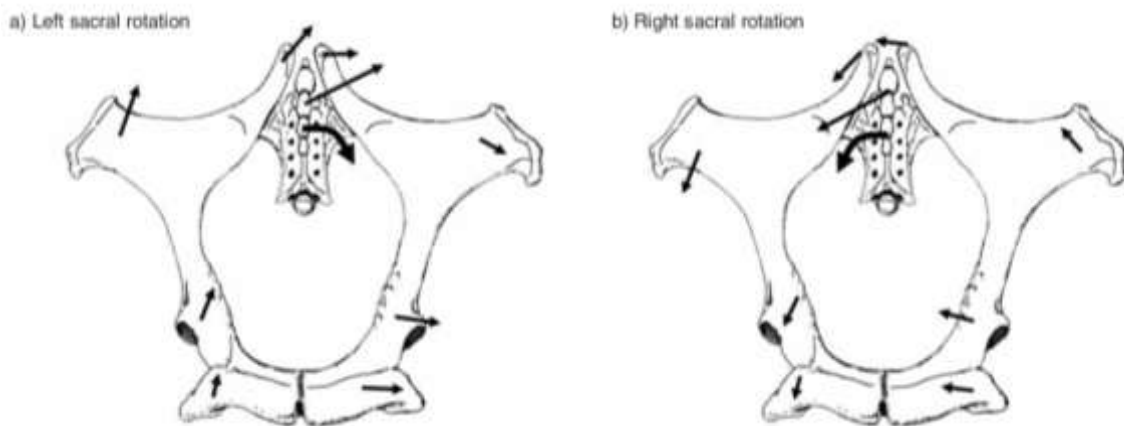


Abbildung 23: Kaudalansicht der Grad der Abweichung, und Veränderung der Vektoren knöcherner Orientierungspunkte während induzierter a) linker und b) rechter axialer Rotation des Sakrums innerhalb der transversalen Bewegungsebene. Die fettgedruckten Pfeile geben die angewandten Kräfte am Sakrum an (HAUSSLER et al., 2009).

GROESEL et al. haben 2009 im Journal of Biomechanics eine alternative Möglichkeit zum virtuellen Biomodelling an Hand von CT Scans präsentiert. Die Nachteile bestehen jedoch in der Größe der Stücke, die in das CT eingebracht werden müssen, sowie auch in der vorgelegten Studie, wo es Probleme gab Helligkeit und Kontrast richtig einzustellen.

Messtechniken in vivo mittels Knochenmarker

Knochenmarker werden verwendet um den Einfluss von Haut sowie Muskelverschiebungen zu verhindern. Sie stellen eine invasive Methode dar, bei der Steinmann Pins direkt am Knochen fixiert werden. Man kann so genaue Ergebnisse bekommen. FABER et al. (2000) verwendeten diese Methode mittels Knochenmarker in einer in vivo Studie mit 5 Pferden im Schritt am Laufband und setzte Steinmann Pins an den Proc. Spinosi von T6, T10, T13, T17, L1, L3, L5, und S3 sowie linker und rechter Tuber coxae und ermittelten so FE, AR und LB. Es zeigte sich, dass die ROM für FE für Wirbel kaudal von T10 nahezu konstant bei etwa 7° lag. Für das LB zeigten die kranialen thorakalen Wirbel und Segmente in der Beckenregion die größte ROM mit Werten bis 5.6°. Zwischen T17 und L5 reduzierte sich LB auf unter 4°. Die Werte der AR stiegen von 4° bei T6 bis 13° für das Tuber coxae. Die Variabilität innerhalb eines Pferdes bei unterschiedlichen Messungen zeigt sich als minimal und die zwischen den unterschiedlichen Pferden als deutlich. Weiters zeigte die Studie, dass FE sowie AR durch ein doppelt sinusoidales Bewegungsmuster während eines Schritt-Zyklus charakterisiert waren, wobei LB einen Höhepunkt und einen Tiefpunkt hat.

Messtechniken in vivo mittels Hautmarkerset

Ein großes Interesse von Forschern gilt dem Pferdehals und dem Pferderücken. Erste in vivo Messungen der Kinematik des Pferderückens wurden gegen Ende des 20. Jahrhunderts veröffentlicht. LICKA et al. (1998) untersuchten mit Hilfe eines Hautmarkersets an stehenden Pferden die Flexibilität des Rückens. Diese Messtechnik mittels Hautmarker wurde von LICKA et al. (2001a, b) angewandt und in der Laufbandstudie von LICKA et al. (2004a) wiederholt. Sie nutzt die Ergebnisse um zu bemessen, inwiefern ein Reiter im Trab Einfluss auf die Lahmheit eines Pferdes hat. KRAMER et al. (2000) untersuchten 8 Pferde vor Endotoxin-induzierter Lahmheit im distalen Intertarsal- und Tarsometatarsalgelenk und verglich die Werte mit den Messungen unter Lokalanästhesie danach. Vierzehn Auslenkungen und Gelenkwinkel Messungen wurden an der rechten HE, dem Sakrum, rechten und linken Tubera coxae gemacht. Kinematische Messungen wurden verglichen. Nach Lahmheitsinduktion nahmen Extension von Fesselgelenk und Tarsalgelenk während der Stützbeinphase ab, Flexion des Fesselgelenks und Hufhöhe nahmen während der Schwingphase zu, HE Protraktion nahm ab und die vertikale Exkursion der Tubera coxae wurde weniger symmetrisch. Nach intraartikulärer Anästhetikainjektion war die Protraktion der Extremitäten wieder auf einem vergleichbaren Wert wie vor der Lahmheit und vertikale Exkursion der Tubera coxae wurde wieder symmetrischer. Somit ergab sich aus der Studie der Schluss, dass

verlängerte HE Protraktion und Symmetrie der Vertikalexkursion der Tubera coxae sensitive Indikatoren für Tarsalgelenkslahmheiten darstellen. Wichtig ist bei der Lahmheitsdiagnostik in Bezug auf Tarsalgelenkslahmheiten nicht nur von hinten die Beckensymmetrie zu analysieren, sondern genauso von der Seite die Protraktion der Extremitäten.

Dreidimensionale Studien der Wirbelsäule sind unter verschiedenen Bedingungen der Lokomotion betrachtet worden (FABER et al., 2000., 2001a, b, c; HAUSSLER et al., 2001). Alle haben das Lumbosakralgelenk in ihren Studien mitbedacht, dennoch wurden die einzigen verfügbaren Daten für das Iliosacralgelenk durch FABER et al. (2001a, b) publiziert, die erstaunlicherweise recht viel Bewegung feststellen konnte. Der Einsatz von Hautmarkern in der Lahmheitsevaluierung hat bereits in vielen Studien stattgefunden. In ihrer Studie versuchten KRAMER et al. (2004) Beckenbewegungen während Hinterextremitäten- Lahmheit durch ein Signalzerlegungsverfahren und Höhenunterschiede als Lahmheitsberechnung zu evaluieren. 17 Pferde wurden in Trab am Laufband vor induzierter Lahmheit und danach gemessen. Vertikale Beckenbewegungen wurden dabei analysiert. Dieses Signal wurde in eine periodische Komponente dekomponiert (A1), das bei halber Schritt Frequenz auftrat und so die vertikale Beckenbewegung die durch Lahmheit verursacht wurde repräsentiert. Eine weitere periodische Komponente (A2), die mit Schritt- Rhythmus auftrat, stellt die normale vertikale Beckenbewegung im Trab dar. Vertikale Becken- und Fußposition wurden für jeden Schritt in Korrelation miteinander gebracht um so den Unterschied zwischen minimaler und maximaler Höhe der Beckenhöhe während und nach Stützbeinphase der rechten HE mit Minimum und Maximum der Beckenhöhe während und nach der Stützbeinphase der linken Hinterextremität zu vergleichen. Durch diese Studie wurde festgestellt, dass der maximale Höhenunterschied des Beckens und A1 (Lahmheit Amplitude) signifikant unterschiedlich ist zwischen lahmheitsfreien, mild lahmenden und lahmen Pferden. Der durchschnittliche A1 Wert für die Beckenbewegung in lahmheitsfreien Pferden war geringer als die davor beschriebenen vertikalen Kopfbewegungen. Somit können Beckenhöhenunterschiede und Signaldekomposition der Beckenbewegung verwendet werden, um objektive Hinterhandlahmheit über eine größere Nummer an Schritten in klinischen- und Forschungseinrichtungen zu diagnostizieren. Lahmheitsevaluierung der Hinterextremität mittels eines Hautmarkersets für die Kinematik wurde auch in einer anderen Studie untersucht. KELMER et al. (2005) untersuchten 17 Pferde im Trab vor und nach induzierter Lahmheit um kompensatorische Bewegungen von Kopf und Becken zu charakterisieren, die für Evaluierung der Lahmheit herangezogen werden können. Die Lahmheit wurde durch einen Beschlag induziert. Die Lahmheit wurde quantifiziert und das betroffene Bein durch Algorithmen, die die vertikale

Bewegungsasymmetrie von Kopf und Becken bestimmen, definiert. Induzierte Primärlahmheit und kompensatorische Bewegungen, die der Lahmheit an der ipsilateralen Vorderextremität gleichen, wurden erkannt. Es gab weniger ab- und weniger aufwärtsbewegung des Kopfes während und nach der Stützbeinphase im ipsilateralen Vorderbein. Verdoppelung der Lahmheit der Hinterextremität verstärkte die Kompensationsmechanismen der ipsilateralen Vorderextremität um 50%. Kompensierende Bewegungen die der Lahmheit der Hinterextremität ähneln, wurden bei induzierter Vorderextremitätenlahmheit beobachtet. Es kam zu weniger Aufwärtsbewegung des Beckens nach der Stützbeinphase der kontralateralen Gliedmaße. Verdoppelung der LH der VE verstärkte die Kompensation der ipsilateralen HE um 5%. Sprich bei induzierter Lahmheit der HE kommt es zu deutlichen Kompensationen der ipsilateralen VE. Im Gegenzug entstehen jedoch bei induzierter LH der VE nur schwache kompensatorische Bewegungen der ipsilateralen und der kontralateralen HE. PEHAM und SCHOBESBERGER (2006) zeigten mittels EMG und videoanalytischen Techniken mit Hilfe eines Hautmarkersets, dass der Bewegungszyklus eines gut gerittenen Pferdes weniger variiert als der eines Ungerittenen. Es ergab sich ein stabilisierender Effekt durch den Reiter. Mit einem unpassenden Sattel zeigt sich eine vermehrte Variabilität beim Vorwärtsreiten. Der unpassende Sattel beeinflusst die freie laterale Exkursion des Pferderückens, somit hat das Pferd keine Möglichkeit mehr in einem regulären, konstanten Bewegungsmuster zu bleiben. KEEGAN et al. (2008) evaluierten die Gabe von Phenylbutazon alleine oder in Kombination mit Flunixin meglumine zur Behandlung von Lahmheiten an 29 Pferden im Trab am Laufband mit Hilfe eines Hautmarkersets. ELGERSMA et al. (2010) untersuchten Kopf und Halsposition in ihrer Auswirkung auf das Lig. nuchae. Es stellte sich heraus, dass die maximale Last auf Höhe des C2 zu finden ist, außer für den Versuch in Hyperextension. In Hyperflexion ist die stärkste Last an allen Ursprüngen des Lig. nuchae zu finden. ZSOLDOS et al. (2010b) entwickelten ein dreidimensionales Modell der Halswirbelsäule. Grund dieser Studie war es, genauere Information über die Wirbel einerseits und die Gelenke andererseits zu bekommen, da Läsionen in diesem Bereich die Leistung des Pferdes stark einschränken. Ziel war die Berechnung inverser Kinematik basierend auf der Halswirbelsäulenbewegung um daraus ein möglichst naturnahes Modell zu kreieren. Es stellte sich heraus, dass der kleinste Bewegungsbereich der Flexion-Extension zwischen fünftem und sechstem Halswirbel auftrat und somit bereits die klinische Sinnhaftigkeit des Modells in Hinblick auf Osteoarthritis rechtfertigt. GROESEL et al. (2010) erstellten ebenso ein dreidimensionales Modell des Pferderückens mit dem Ziel die biomechanischen Grundlagen von Rückenschmerzen beim Pferd genauer zu evaluieren. Als Grundlage diente auch hier die Datengewinnung mittels Hautmarkerset. Beim Vergleichen der in vivo gemessenen

Aktivität des M. longissimus dorsi mit der Längenänderung des Muskels im simulierten Modell zeigte sich nicht nur ein Korrelationskoeffizient von $>0,90$ sondern auch ein linearer Zusammenhang.

Vergleich zwischen Hautmarkerset und Steinmann Pins

FABER et al. (2001b) verglichen auch die Werte zwischen Hautmarkern und am Knochen fixierten Markern. In dieser Studie maß man 5 Pferde in Schritt und Trab am Laufband. Marker wurden an T6, T10, T13, T17, L1, L3, L5, S3 und an beiden Tubera coxae angebracht. Es zeigte sich, dass FE der thorakolumbalen Wirbel und AR des Sakrums mit Hautmarkern zufriedenstellend für Schritt und Trab evaluiert werden konnten. Daten, die mittels Hautmarkerset für LB ermittelt worden sind, können nur im Schritt für die mittlere thorakale und die untere lumbale Region der Wirbelsäule genau bestimmt werden. Es wird darauf hingewiesen, dass den Daten, die mittels Hautmarkerset für LB im Schritt ermittelt worden sind, kritische Beachtung in der Interpretation geschenkt werden muss. Darüber hinaus wurde für die anderen Rotationen im Schritt und für alle im Trab erkannt, dass zuverlässige Berechnungen für die Kinematik der WS möglich sind.

Kinematische Ganganalysetechniken bieten objektive Messungen. Computer assistierte Bewegungsanalysesysteme benutzen die neuesten, auf Videobasierenden, Animationstechnologien. Dadurch kann eine solche Analyse sensitiv und präzise sein und die Lahmheitserkennung bei einer großen Datenmenge eingesetzt werden. Meistens werden in kinematischen Studien nur einzelne Parameter ermittelt, da das Verarbeiten und Analysieren der Datenmenge schwer und zeitintensiv ist.

Ein Kraft-messendes Laufband wurde bereits durch WEISHAUPT et al. (2002) publiziert, dennoch war diese Methode nur unter Labor-Bedingungen anzuwenden. Sie ist ziemlich aufwändig und nicht weit verbreitet. KEEGAN et al. (2003) beschrieben, dass Praktiker normalerweise die Lahmheit durch Beobachtungen der Bewegungen des Pferdes beurteilen. Es ist schwer dies zu erlernen, da man sehr schnell sich verändernde Bewegungen beobachten muss. Es gibt wenige Studien die sich mit dem Vergleich auseinandergesetzt haben, welche Resultate der Beobachter sieht und welche dokumentiert durch objektive Ganganalyse Techniken eine substantielle Variabilität und Fehler aufweisen. Diese Variabilität und die Fehler zeigen, dass eine Notwendigkeit zur Entwicklung und Verwendung von objektiveren Methoden für die Identifikation und Quantifizierung der Lahmheit besteht.

Häufig wird der Zusammenhang zwischen Lahmheiten von Extremitäten und Rückenschmerzen unterschätzt (VAN WEEREN, 2004). Die Prävalenz zwischen LH im Pferd mit diagnostizierten Rückenproblemen ist größer als die ohne Rückenprobleme

(LANDMAN et al., 2004). Somit ist es essentiell den Rücken objektiv zu evaluieren (JOHNSTON et al., 2004). Die vorliegende Studie soll nun eine Methode der Evaluierung der Beckenbewegung in Abhängigkeit von der Wirbelsäule bieten. Um diese Methode einerseits für einen späteren klinischen Gebrauch interessant zu machen und andererseits um keine chirurgischen, invasiven Eingriffe an den Tieren vorzunehmen, wurde die kinematische Analytik mithilfe von Hautmarkern durchgeführt. Die Daten sollen weiter über Winkelberechnungen für die Evaluierung der Beckenkinematik herangezogen werden.

Nach Extraktion der relevanten Information aus den kinematischen Daten muss eine Technik verwendet werden, die diese Daten verlässlich verwertet. Viele mathematische und statistische Techniken sind hier bereits beschrieben, immer wieder werden Standardmethoden etwas abgewandelt verwendet (KEEGAN et al., 2004).

Die Analyse mittels stationärer Kraftmessplatte ist eine sehr genaue und präzise Methode, die Bodenreaktionskräfte quantifiziert. Diese Methode korreliert gut mit dem Schweregrad der Lahmheit. Dennoch limitiert die Größe der handelsüblichen Kraftmessplatte die Sammlung der Daten auf einen Schritt pro Belastung. Dadurch, dass das Pferd mehrmals über die Platte gehen muss um genügend Daten zu produzieren, kann man kleine Veränderungen im Gangbild so nicht feststellen.

Eine fortlaufende Sammlung von Bodenreaktionskräften wäre möglich, indem man speziellen instrumentalisierten Beschlag verwendet oder indem man Kraft-messende Laufbänder für Pferde verwendet. Diese Methoden wurden bereits durch KEEGAN et al. (2004) beschrieben, haben sich aber bislang nicht für den Routine-Gebrauch durchgesetzt. Kraft-messender Beschlag ist technisch schwierig zu konstruieren. Zusätzlich beeinflusst er durch die Erhöhung sowie durch zusätzliches Gewicht die Bewegungen des Pferdes künstlich (KEEGAN et al., 2004).

KEEGAN et al. (2004) verglichen ein Sensor-basierendes Kreisel- Akzelerometer (A-G) mit Video-gestützter Bewegungsanalyse (VMAS- kinematische Gangbildanalyse) um Lahmheiten zu erkennen und zu quantifizieren. Am Kopf und Becken hatten sie einen Akzelerometer- Wandler (misst Kombination aus Gravitations- und einseitig wirkender Trägheitsbeschleunigung, einen Kreisel Wandler an der rechten Vorder- und an den beiden Hinterextremitäten und ein Sende-Empfangsgerät befestigt. Signale von dem A-G System wurden gleichzeitig mit denen von der VMAS für Kopf, Becken, und Position der rechten VE gesammelt, während die 8 Pferde am Laufband trabten. Lahmheit wurde mittels eines Algorithmus bestimmt, der die Lahmheit als Asymmetrie von Kopf- und Becken- Bewegung quantifiziert. Vergleiche zwischen A-G und VMAS System wurden gemacht, indem die Korrelation und die Übereinstimmung beachtet wurden. Die

Korrelation beider Systeme zur Quantifikation von Lahmheiten stellte sich als linear und sehr hoch heraus. Die Quantifikation der Lahmheit der Hinterextremitäten war mit dem A-G System höher als mit VMAS. Übereinstimmung beider Methoden war exzellent für die VE und gut für die HE. Dadurch dass diese Daten verlässlich sind und noch dazu durch ein Wireless System übermittelt werden, könnte diese Methode auch zur objektiven Lahmheitsbeurteilung im Feld eingesetzt werden.

Weitere, computerisierte Bewegungsanalytiktechniken finden sich in der Literatur. Diese verwenden neueste videogestützte Animationstechnologie um Studien zur Lahmheitsevaluierung des Pferdes zu vereinfachen. Die Analyse von Symmetrie und vertikalen Kopfbewegungen sowie Korrelation mit vertikaler Bewegung der Vorderextremitäten werden auch rechts-links vergleichend verwendet und zur Quantifizierung von Vorderextremitätenlahmheiten angewendet (KEEGAN et al., 2008). Dennoch ist diese Methode kostenintensiv und schwer zu verwenden und beschränkt sich auf Pferde am Laufband. Daher ist sie nicht für die Routine Diagnostik einsetzbar. GOFF et al. (2010) untersuchten die Bewegungen von Ilium und Sakrum an 6 Pferden in Schritt und Trab am Laufband um daraus resultierend mehr Aufschlüsse über die Biomechanik des SIG zu erhalten. Ziel dieser Studie war es herauszufinden, ob die an der Haut angebrachten Marker eine gute Aussage über die tatsächliche Bewegung des Knochens geben. Den 6 Pferden wurde ein Hautmarkerset angepasst und danach Marker mit Steinmannpins direkt im Knochen (Tuber Sacrale und Sakrum) fixiert und Seitwärts-Biegung, Flexion- Extension und axiale Rotation vermessen. Es zeigte sich eine schlechte Korrelation zwischen den Hautmarkern und den Markern die durch Steinmann Pins fixiert wurden. Somit wurde in dieser Studie festgestellt, dass die Bewegung im Trab bei den Messungen mit Steinmann-Pins weniger war als bei den Messungen mit Hautmarkern. Das wurde wahrscheinlich durch intensive Haut- und Muskelbewegungen veranlasst.

BRAINERD et al. (2010) beschrieben eine auf Röntgen basierende Methode, die sogenannte XROMM Methode, um die Kinematik zu messen. Mit biplaner Fluoroskopie sowie mit rechenbetonten Methoden soll es möglich sein, eine Zusatzfunktion zu erhalten um Form, Funktion und Evolution von Vertebraten genauer zu eruieren. Um die Computer- assistierte Diagnostik noch weiter zu verbessern, versucht man genauso wie es in der Humanmedizin schon gelungen ist, ein 3D Modell des Pferdes herzustellen. Hierbei sollen reflektierende Marker, die an der Haut eines jeden- von der Rasse unabhängigen- Individuums oberflächlich angebracht werden, zu Hilfe gezogen werden. Deren Signale werden von mehreren Kameras im Raum während der Bewegung des Pferdes am Laufband registriert und über bestimmte Computerprogramme aufgezeichnet. Ziel ist es, diese Dateninformation eines jeden beliebigen Pferdes in ein vorgefertigtes Programm einzufügen um Bewegungsänderungen festzustellen.

Darüber hinaus kann man in der Humanmedizin bereits mit Hilfe eines Computerspiels, in dem die Daten des jeweiligen Benutzers gespeichert sind, individuelle Trainingsprogramme für zuhause gestalten. Der Patient bekommt hierbei von dem Computerspiel Rückmeldung über richtige und falsche Bewegungen (PAUMKIRCHNER, 2010).

2. Material und Methode

2.1. Tiere

Vor Beginn der Studie wurde ein Ansuchen an die Ethikkommission der Veterinärmedizinischen Universität Wien (Referenznummer 09/12/97/2010) gestellt und die Bewilligung erhalten.

Um das Markerset zu erstellen und zu überprüfen wurde eine Stute als Pilotpferd eingesetzt, bevor die weiteren Pferde evaluiert wurden.

Insgesamt flossen die Daten von fünf Pferden (Übungspferde der Veterinärmedizinischen Universität Wien) in die Untersuchungen ein. Auf die genaue orthopädische Untersuchung wurde verzichtet, da alle Tiere nicht taktrein gingen oder lahmten. Die für die Untersuchung relevante Hinterhandlahmheit wurde aus den verwendeten Messungen extrahiert und anhand des Markers an L4 dokumentiert. Dieselbe Methode wurde bereits durch PEHAM et al. (2001b) beschrieben. Auch sie verwendeten einen Hautmarker um die Lahmheiten zu evaluieren, allerdings bedienten sie sich des Hautmarkers am Sakrum. So wurden die Hinterhandlahmheiten die die Messergebnisse direkt beeinflussten, genau berechnet. Alle Pferde befanden sich ganzjährig in Offenstallhaltung und wurden schon lange nicht mehr geritten.

Tabelle 1: Daten der fünf Pferde die für die Datensammlung dieser Studie herangezogen wurden.

Pferd	Rasse	Geschlecht	Alter	Masse
1	Traber	Wallach	21 Jahre, 9 Monate	511 kg
2	Traber	Wallach	10 Jahre, 11 Monate	489 kg
3	ungarisches Warmblut	Wallach	20 Jahre 9 Monate	550 kg
4	Warmblut	Wallach	21 Jahre 9 Monate	471 kg
5	Warmblut	Stute	23 Jahre, 6 Monate	498 kg

Für die Pferde 1- 4 wurden mindestens 4 Messungen im Schritt und 4 im Trab für die Auswertung verwendet. Diese Messungen bestanden jeweils aus mindestens 7 BWZ im Schritt und mindestens 13 BWZ im Trab. Pferd 5 zeigte teilweise variable Ergebnisse im Trab. Grund war eine Taktunreinheit, die eher einem Tölt glich als einem Trab. Daher wurde nur eine aussagekräftige Trabmessung für die Studie ausgewählt. Von den verwendeten fünf Pferden haben wir jeweils mindestens 7 BWZ im Schritt und mindestens 13 BWZ im Trab verwendet um die Ergebnisse berechnen zu können.

2.2. Markerset

Erstellen des Markersets:

Im Rahmen des Wahlfachs Biomechanik wurde ein Hautmarkerset für den Beckenknochen erstellt. Ziel war es, tastbare Knochenpunkte zu verwenden, die wiederholt anwendbar reproduzierbare Daten liefern können. Um die Bewegung des Beckens im Raum beschreiben zu können, verwendeten wir Marker auf der Wirbelsäule, um so Bewegungen zwischen Wirbelsäule und Becken miteinander in Korrelation zu setzen. Das verwendete Hautmarkerset wird in Abbildung 24 veranschaulicht und in Abbildung 25 und 26 genauer erläutert.

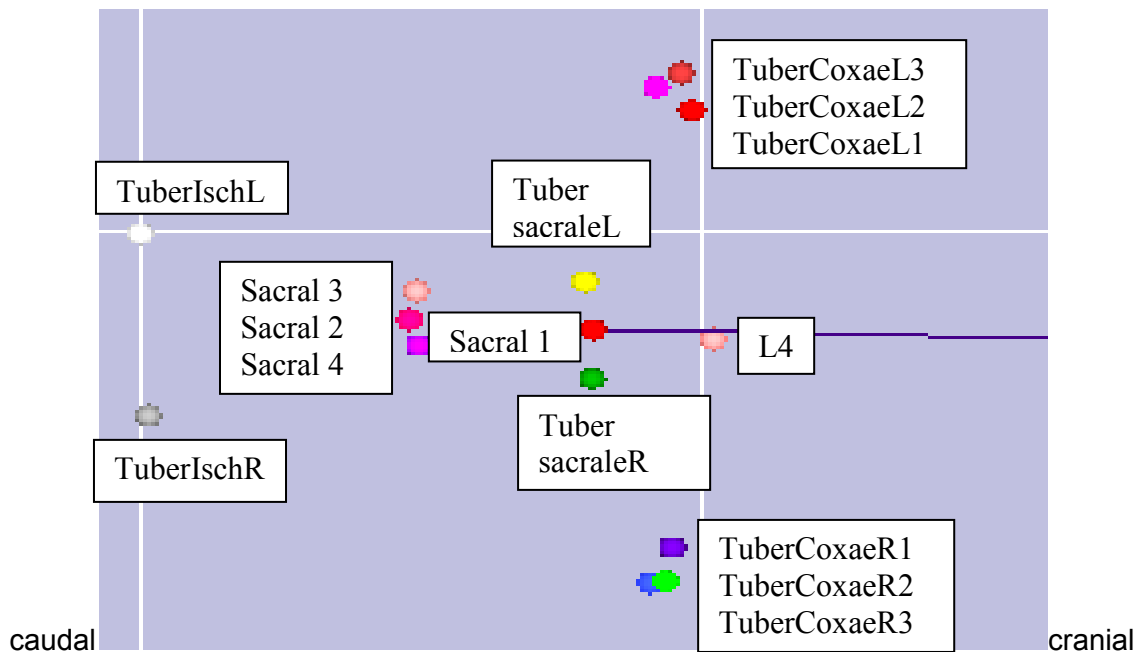


Abbildung 24: Markerset Pilotpferd.

Die verwendeten Marker beim ersten Pferd waren an Kopf, den 4 Extremitäten, Widerrist, L4, Tuber Coxae (3 Stück/Seite), Tuber sacrale links (Becken oben left), Tuber sacrale rechts (Becken oben right), Sacrum 1, Sacrum 2, 3, 4. Tuber Ischiadicum links, Tuber ischiadicum rechts befestigt (HARTIG und HASLINGER, 2010).

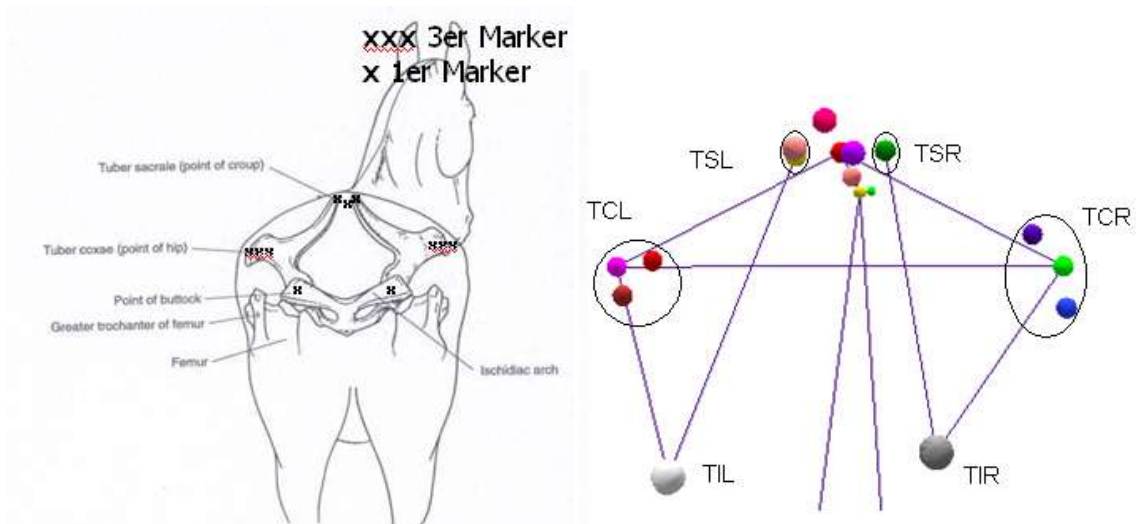


Abbildung 25 (links): Die Lokalisation der angebrachten Marker (Modifiziert nach PILLINER et al., 2002).

Abbildung 26 (rechts): Markerlokalisation (TCL/R- Tuber coxae links/rechts, TSL/R- Tuber sacrale links/rechts, TIL/R- Tuber ischiadicum links/rechts). Durch die Verbindungslinien wird der Zusammenhang zwischen den einzelnen Referenzpunkten verdeutlicht.

Die Verbindungslinien, die zwischen den Markern liegen, zeigten diverse zusammenhängende Punkte und boten Berechnungsmöglichkeiten über Winkel.

Für einzelne Punkte (Tuber Coxae links und rechts und Sacral hinten) wurden vorerst 3 Marker verwendet, da davon auszugehen war, dass der Einsatz von 3 Markern pro Segment zu jeder Zeit eine eindeutige Positionsbestimmung der Knochen im Raum veranschaulichen kann. Diese Annahme wurde in der Dissertation von GROESEL (2011) auch bestätigt, denn laut seiner Arbeit ist es normalerweise notwendig ein gemessenes Segment durch drei Marker zu definieren, um ständig dessen Lage im Raum aufzeigen zu können (GROESEL, 2011).

Basierend auf einer Voruntersuchung erkannte man für das hier verwendete Markersset, dass um die Korrelation zwischen Wirbelsäule und Beckenknochen zu berechnen was hier über Winkel geschah, keine 3 Marker zur Definition eines einzelnen Punktes verwendet werden müssen. Somit wurde das Markersset für die nachfolgende Studie vereinfacht.

Weiters wurden die ausgewerteten Daten dieses Pferdes schlussendlich in die Software „OpenSim 1.8. Stanford University, California“ überspielt und grafisch veranschaulicht, wie in Abbildung 27 bis 29 dargestellt wird.

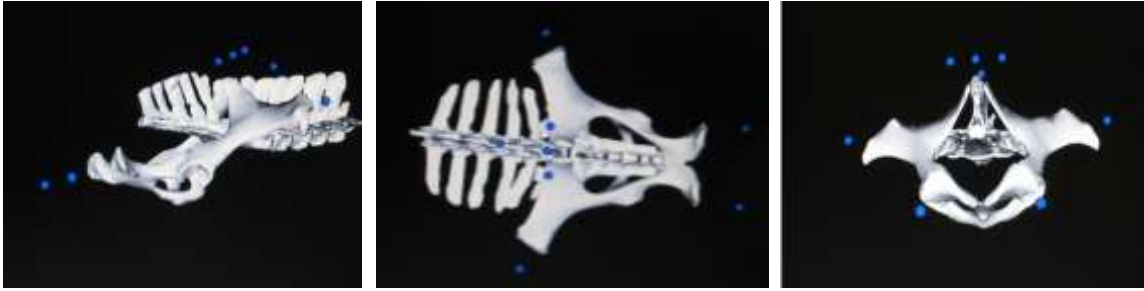


Abbildung 27 (links): Modellierung in OpenSim 1.8. Lateralansicht.

Abbildung 28 (Mitte): Modellierung in OpenSim 1.8. Dorsalansicht.

Abbildung 29 (Rechts): Modellierung in OpenSim 1.8. Kaudalansicht.

Bevor die Tiere in Schritt und Trab auf das Laufband gingen, wurden die Referenzpunkte durch reflektierende, fixierte Marker definiert, damit eine Digitalisierung der Bewegung zur Berechnung der Kinematik letztlich auch möglich war.

Die Marker bestanden aus Styroporkugeln von etwa 5 mm und 10 mm Durchmesser, die mit reflektierender Folie beklebt wurden. Dann wurden sie mit Tesastreifen über den folgenden definierten Knochenpunkten befestigt. Die Stellen wurden zuvor nicht ausrasiert. Siehe dazu auch Abbildung 30 und 31.

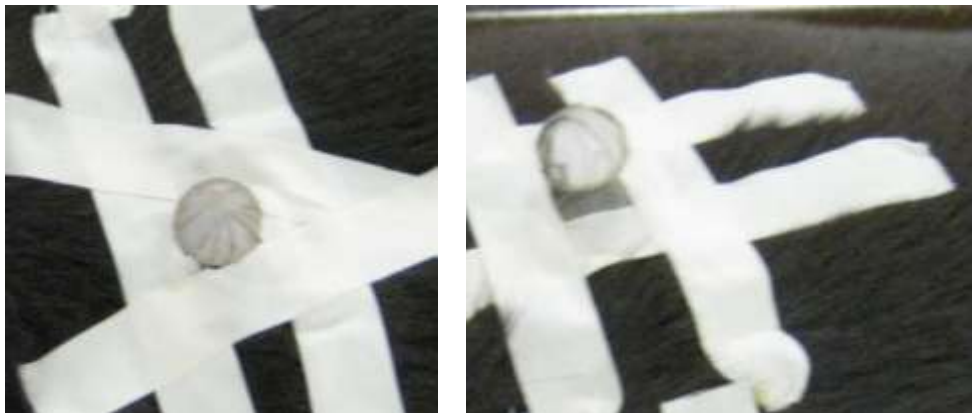


Abbildung 30 (links): Marker fixiert mit Tesastreifen am unrasierten Fell.

Abbildung 31 (rechts): Marker fixiert mit Tesastreifen am unrasierten Fell, seitliche Ansicht.

Reflektierende Marker, die an bestimmten Knochenpunkten fixiert wurden, wurden durch Kameras registriert, die Informationen an einen Computer übertragen und konnten somit in ihrer Bewegung in einem Computerprogramm analysiert werden. Die verwendete Methode wurde bereits zielführend in unterschiedlichen Projekten verwendet.

Insgesamt wurden 19 Marker verwendet und an folgenden definierten Knochenpunkten fixiert:

M1- 3: Kopf:

Crista facialis links, linke Gesichtsleiste

Christa facialis rechts, rechte Gesichtsleiste

Forehead, Stirn, zwischen den Augen

M4-6: Widerrist:

Withers links, mitte, rechts

M7: L4

4. Lendenwirbel- leicht nach kranial gebogene Proc spinosi

M8: S1

Sacrum 1

M9: S2

Sacrum 2

M10: TCL

linker Hüfthöcker

M11: TCR

rechter Hüfthöcker

M12: TIL

linker Sitzbeinhöcker

M13: TIR

rechter Sitzbeinhöcker

M14: TSL

linker Kreuzhöcker

M15: TSR

rechter Kreuzhöcker

M16: VHL

Linker Vorderhuf

M17: VHR

Rechter Vorderhuf

M18: HHL

Linker Hinterhuf

M19: HHR

Rechter Hinterhuf

An den Hufen reichte es jeweils einen Singulärmarker an der lateralen Hufwand anzubringen, da dieser nur für die Einteilung in BWZ notwendig war und nicht für die genaue Lage des Hufes im Raum.

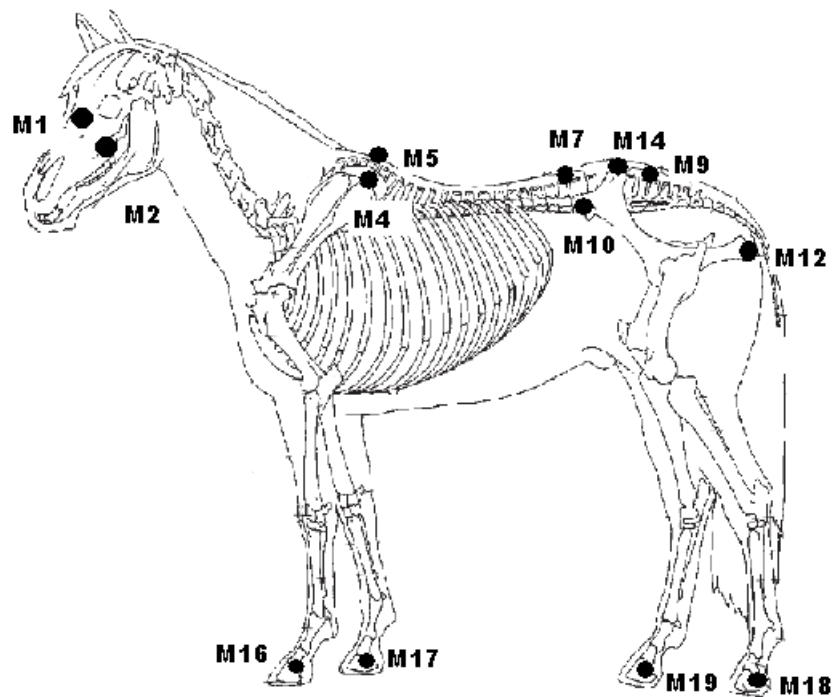


Abbildung 32: Die Platzierungen, für die Marker, die auf der linken Seite sowie auf der Wirbelsäule fixiert wurden (modifiziert nach PILLINER et al., 2002).



Abbildung 33 (links): Kopfmarkerset: Die Marker sind mittels Tesastreifen an der Crista facialis links und rechts sowie auf der Stirn befestigt.

Abbildung 34 (rechts): Das Widerrist-Markerset. Hier sind der mittlere und der rechte Marker sichtbar.



Abbildung 35 (links): Ansicht der Beckenmarker von hinten. a Tuber ischiadicum links, b Tuber ischiadicum rechts, an der Wirbelsäule c Sacrum2, d Sacrum 1, e Tuber sacrale links, f Tuber sacrale rechts, g 4. Lumbalwirbel.

Abbildung 36 (rechts): Ansicht der Beckenmarker von der linken Seite. a 18. Thorakalwirbel b 4. Lendenwirbel c Tuber coxae links, d Tuber sacrale links, e Tuber sacrale rechts, f Sacrum 1, g Sacrum 2, h Tuber ischiadicum links.

In dieser Studie ging man davon aus, dass die untersuchten Pferde 6 Lendenwirbel haben. Die Lokalisation für die Marker wird in Abbildung 37 dargestellt. In der Regel gibt es 6 Lendenwirbel, teilweise können jedoch auch 5 oder 7 vorkommen. Die Marker wurden an die, leicht nach kranial geneigten, Procc. spinosi geklebt.

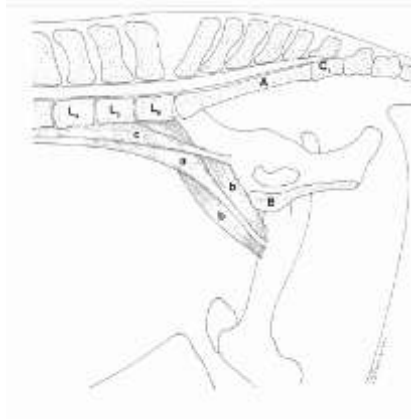


Abbildung 37: Längsschnitt durch den kaudalen Rumpfbereich.

Dargestellt wird die innere Lendenmuskulatur der rechten Körperhälfte. A Kreuzbein, B Beckensymphyse, L1- L6 4.- 6. Lendenwirbel, C 1 Schwanzwirbel, a M. psoas major, b M. iliacus, c M. psoas minor (WISSDORF et al., 2002).



Abbildung 38: Befestigung des Markers am Huf für alle 4 Extremitäten.

2.3. Geräte

Ort der Messungen war die Bewegungsanalytik- Halle der Veterinärmedizinischen Universität Wien. Die Messungen fanden an zwei aufeinander folgenden Tagen statt. Es wurden jeweils drei Aufnahmen, mit je 10 Sekunden, für jedes Pferd im Schritt und im Trab durchgeführt. Die Pferde wurden davor bereits an das Laufband gewöhnt und liefen mit eigener optimaler Geschwindigkeit.

Kamerasystem: Zur Messung der Kinematik wurde ein Hochgeschwindigkeitsvideomesssystem (Eagle Digital Real Time System, Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA, USA) verwendet. 10 Infrarotkameras mit jeweils 1,3 Megapixel und bei 120 Bildern pro Sekunde wurden um das Laufband platziert. Zumeist werden als modernste Lösung Mehrkameranysteme verwendet, die die gleichzeitige Erfassung eines Referenzpunktes erlauben (GROESEL et al., 2010; HOLLER et al., 2010; ZSOLDOS et al., 2010b).

Das verwendete Softwareprogramm für die Datenaufzeichnung und Datenauswertung war CORTEX 1.3.0.475 (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA, USA).



Abbildung 39 (links): Kameraanordnung in der Bewegungsanalytikhalle der VUW, rechts der Laufrichtung des Laufbands.

Abbildung 40 (rechts): Kameraanordnung in der Bewegungsanalytikhalle der VUW. links der Laufrichtung des Laufbands.



Abbildung 41: Eine Eagle Digital Kamera.

Um eine optimale Reflexion des Lichts zu gewährleisten sind um jede Kameralinse 237 LEDs zirkulär angeordnet.

Nach Aufstellen der Kameras um das Laufband der Firma Kagra AG, Fahrwangen, Schweiz, Mustang 2200 wurde im Messvolumen eine Kalibration mit festem Rahmen sowie mit beweglichem „Wand“ durchgeführt.



Abbildung 42: Das Laufband der Firma Mustang in Verwendung.



Abbildung 43: Das Laufband der Firma Mustang in Verwendung.

2.4. Markerbewegung und Winkelberechnung

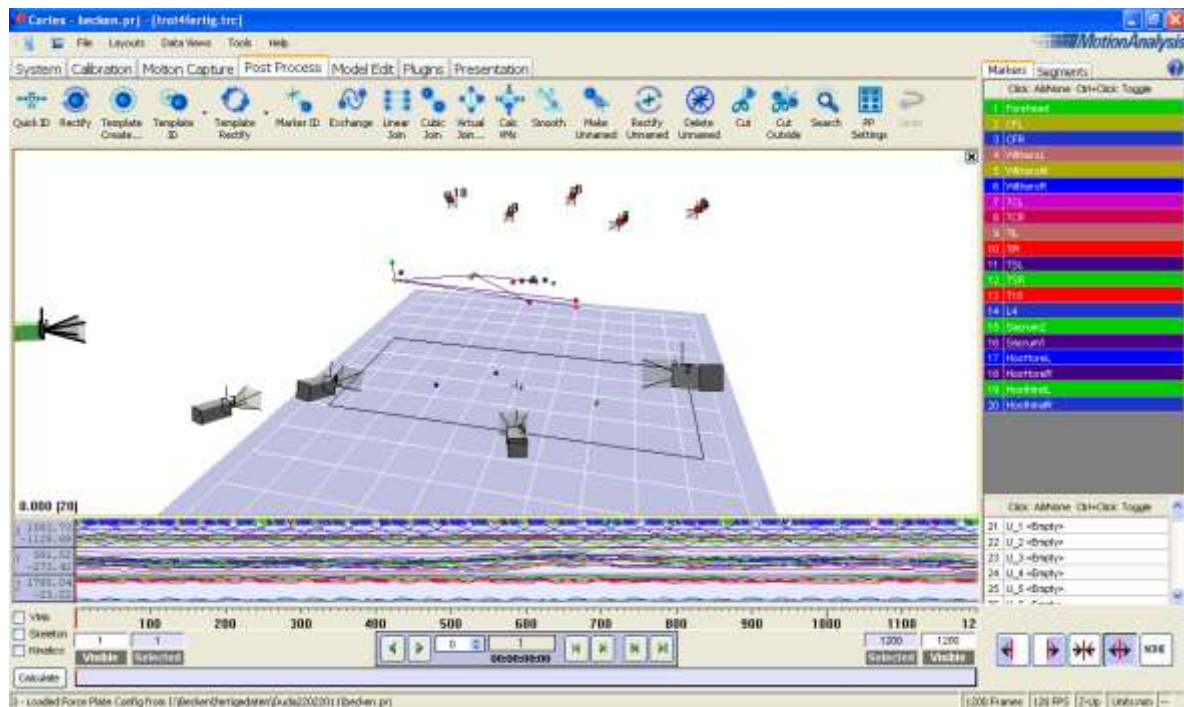


Abbildung 44: Die digitalisierte Bewegung und die x-, y-, z – Koordinate jedes Markers des Markersets welches zu jedem Zeitpunkt während der Messung unverändert blieb (Cortex, kinematische Software, Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA, USA).

Von den videobasierten Raumdaten der Marker wurde eine kontinuierliche Markerbewegung jedes Markers mittels Software und manueller Überprüfung des Trackens erstellt. Die durch Cortex ermittelten und aufgearbeiteten Daten wurden weiterführend mittels MATLAB Natwick Massachusetts USA R2008b, The MathWorks Inc., umformatiert und in Bewegungszyklen unterteilt.

Die Auswertung und Verarbeitung der Daten wurde mit Hilfe von Microsoft Office 2010 (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) durchgeführt.

Mit den durch die Marker bestimmten Punkten war es möglich Winkel zu berechnen um die Bewegung des Beckens in Relation zur Wirbelsäule im Raum zu charakterisieren.

Das Koordinatensystem:

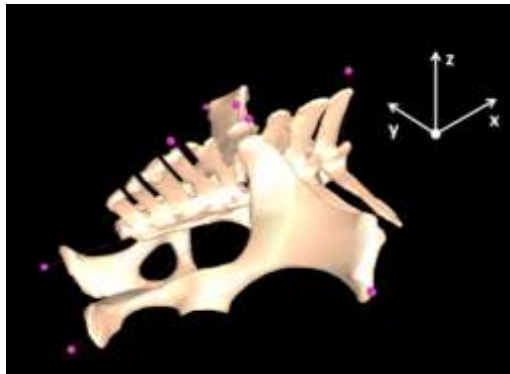
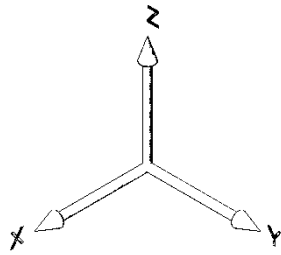


Abbildung 45: Ein kartesisches Koordinatensystem ist ein orthogonales= rechtwinkliges Koordinatensystem. x (vor und zurück) und y (links und rechts)- Achse liegen in der horizontalen Ebene, die z- Achse dient der Höhenangabe (Auf und Ab- Bewegung).

Die bearbeiteten Winkel wurden unterteilt in jene, die für Flexion und Extension (FE, xz-Achse), axiale Rotation (AR, yz-Achse) und die für laterale Biegung (LB, xy-Achse) verantwortlich sind, wobei das Augenmerk auf FE und AR gelegt worden ist.

Die axiale Rotation um die Längsachse beschreibt die Bewegung um die x- Achse, die Flexion und Extension, eine dorsoventrale Bewegung, beschreibt die Drehung um die y- Achse und die laterale Biegung die Bewegung um die z-Achse.

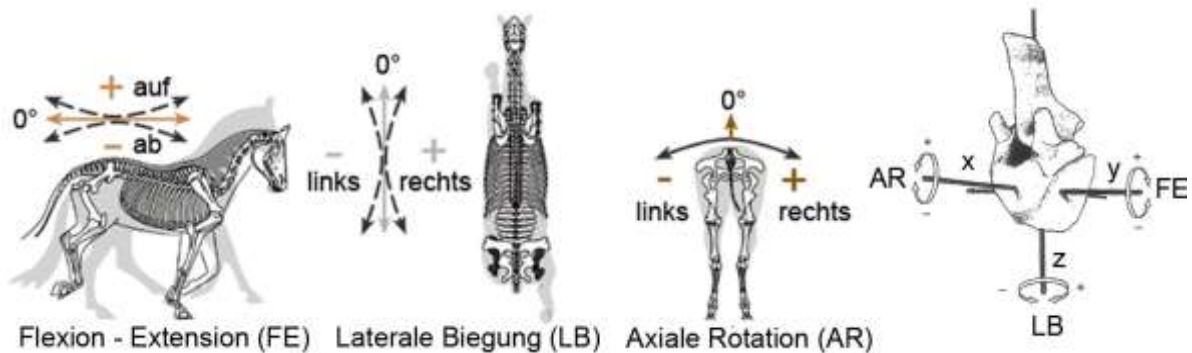


Abbildung 46: Die drei Bewegungsmöglichkeiten.

(Modifiziert aus FABER et al., 2001a und VAN WEEREN, 2004).

Als Anhaltspunkt für die Wirbelsäulenposition wurden die Punkte L4 und S2 verwendet, die für jede Winkelberechnung herangezogen wurden und der sich dazwischen ergebende Vektor wurde als Vektor 1 bezeichnet.

So wurden zum Beispiel die Bewegungen der Tubera coxae analysiert. Hier wurde einerseits der Winkel zwischen Wirbelsäule (L4-S2= Vektor 1) und den beiden TC für FE sowie für LB berechnet (Winkelbezeichnung: Vektor 1 -> Vektor 2 wie in Abbildung 41 dargestellt). Zusätzlich wurde noch genauer auf die beiden seitlichen Winkel separat

geachtet, um linke und rechte Seite vergleichen zu können. (Winkelbezeichnung: Vektor 1-> Vektor 2a bzw. Vektor 2b, siehe Abbildung 43). Diese Berechnungen wurden ebenfalls für FE und AR durchgeführt. Genauso wurde für TI (Vektoren 3, 3a, 3b) und TS (Vektoren 4, 4a, 4b) vorgegangen. Zusätzlich wurde für L4- TIL= Vektor 3a die Berechnung der lateralen Biegung durchgeführt obwohl grundsätzlich für die Studie FE und AR beachtenswert sind, da wohl bei einem starren Objekt wie dem Beckenknochen die laterale Biegung von geringerer Bedeutung ist.

Tabelle 2: Vektorenbezeichnung aller berechneten Winkel zur Vereinfachung der Darstellung in den Diagrammen.

Vektor	Winkel
1	L4-S2
2	TCL-TCR
2a	L4-TCL
2b	L4-TCR
3	TIL-TIR
3a	L4-TIL
3b	L4-TIR
4	TSL-TSR
4a	L4-TSL
4b	L4- TSR

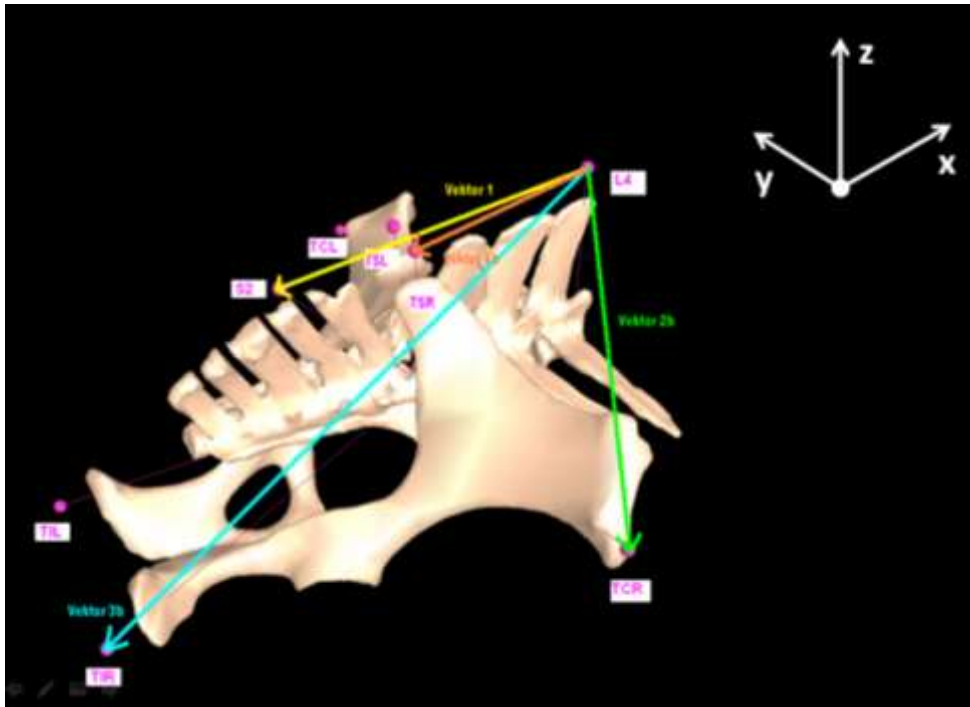


Abbildung 47: Erklärung der verwendeten Vektoren: Vektor 1 zwischen L4 und S2, Vektor 2b zwischen L4 und TCR, Vektor 3b zwischen L4 und TIR und Vektor 4b zwischen L4 und TSR.

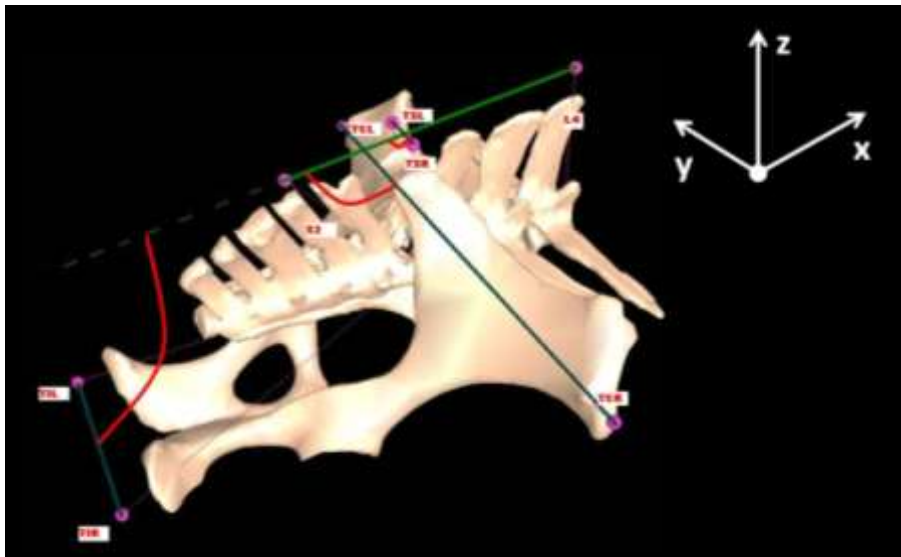


Abbildung 48: Die berechneten Winkel zwischen Wirbelsäule (L4 zu S2)= Vektor 1 und TCL-TCR= Vektor 2, TSL-TSR= Vektor 4 und TIL-TIR=Vektor 3.

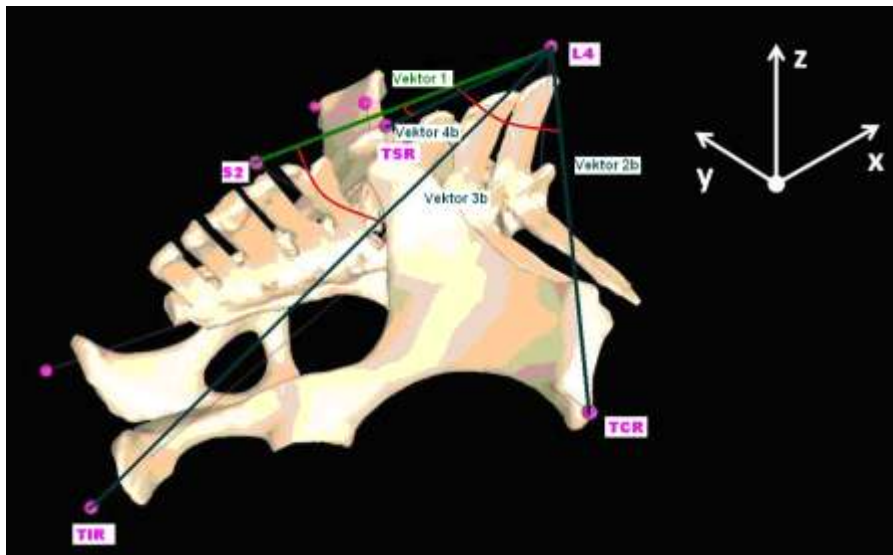


Abbildung 49: Die berechneten Winkel zwischen Wirbelsäule (L4-S2)= Vektor 1 und L4-TSR= Vektor 4b, L4-TCR= Vektor 2b und L4-TIR= Vektor 3b.

Tabelle 3: Veranschaulichung der berechneten Winkel für die Bewegungsmöglichkeiten FE (Flexion Extension), AR (axiale Rotation), LB (laterale Biegung)

FE = xz	AR= yz	LB= xy
Vektor 1 (L4-S2) ->	Vektor 1 (L4-S2) ->	Vektor 1 (L4-S2) ->
Vektor 2 (TCL-TCR)	Vektor 2 (TCL-TCR)	Vektor 3a (L4-TIL)
Vektor 1 (L4-S2) ->	Vektor 1 (L4-S2)->	
Vektor 2a (L4-TCL)	Vektor 2a (L4-TCL)	
Vektor 1 (L4-S2) ->	Vektor 1 (L4-S2) ->	
Vektor 2b (L4-TCR)	Vektor 2b (L4-TCR)	
Vektor 1 (L4-S2) ->	Vektor 1 (L4-S2) ->	
Vektor 3 (TIL-TIR)	Vektor 3 (TIL-TIR)	
Vektor 1 (L4-S2) ->	Vektor 1 (L4-S2) ->	
Vektor 3a (L4-TIL)	Vektor 3a (L4-TIL)	
Vektor 1 (L4-S2) ->	Vektor 1 (L4-S2) ->	
Vektor 3b (L4-TIR)	Vektor 3b (L4-TIR)	
Vektor 1 (L4-S2) ->	Vektor 1 (L4-S2) ->	
Vektor 4 (TSL-TSR)	Vektor 4 (TSL-TSR)	
Vektor 1 -(L4-S2) >	Vektor 1 (L4-S2) ->	
Vektor 4a (L4-TSL)	Vektor 4a (L4-TSL)	
Vektor 1 (L4-S2) ->	Vektor 1 (L4-S2) ->	
Vektor 4b(L4-TSR)	Vektor 4b(L4-TSR)	

Die Winkel wurden mittels einer arctangens2 Funktion berechnet und schlussendlich in der Einheit Grad angegeben.

Die Funktion $\arctan 2$ wurde verwendet, um innerhalb des Intervalls $[0, 360^\circ[$ den Winkel eindeutig bestimmen zu können. Der einfache \arctan bietet nicht die Möglichkeit den Winkel im richtigen Quadranten zu bestimmen.

Für Pferd 1-4 wurden mindestens 4 Messungen im Schritt und 4 im Trab für die Auswertung herangezogen. Diese Messungen bestanden jeweils aus mindestens 7 BWZ im Schritt und mindestens 13 BWZ im Trab. Es wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen aus allen vorhandenen Daten bestimmt. Daraus war es möglich einen Mittelwert und die Standardabweichung für jeden Winkel zu berechnen um vergleichbare Grundwerte für jeden Winkel bereit zu stellen.

Das jeweilige Pferd absolvierte einen Probelauf am Laufband und nach Kalibration der Anlage wurden darauf folgend die Messungen in Halt, Schritt und Trab gespeichert. Bei jedem Pferd liefen die Messungen unter denselben Bedingungen ab, was zu einer hohen Reproduzierbarkeit führte.

Methode der Winkelberechnung:

Ausgehend von einzelnen Pferden werden hier beispielhaft die Bearbeitung der Daten sowie die Ergebnisse dargestellt. Mittelwerte und Standardabweichungen wurden in Schritt und Trab miteinander verglichen und grafisch veranschaulicht.

Die restlichen Daten befinden sich im Anhang sowie auf der beigelegten CD, da sie in dieser Arbeit zu viel Platz einnehmen würden.

In MATLAB wurde die Bewegung in Zyklen zerhackt und die Bewegungsasymmetrien aus dem Marker L4 bestimmt. Somit konnte man mittels Excel in Relation zu dem L4- Marker die Lahmheiten der HE evaluieren. Es zeigte sich, dass Pferd 1 und Pferd 2 Lahmheiten der rechten HE in Schritt und in Trab aufwiesen. Pferd 3 zeigte im Trab links, im Schritt rechts eine HE Lahmheit, Pferd 4 sowohl in Schritt als auch im Trab an der linken HE und Pferd 5 in Trab an der linken und im Schritt an der rechten HE.

In Schritt und Trab wurden die in Material und Methode beschriebenen Winkel berechnet und daraus die Mittelwerte gebildet. In Abbildung 50 werden die BWZ für die Axiale Rotation zwischen WS= Vektor 1 und TCL-TCR= Vektor 2 an Pferd 3 veranschaulicht.

Axiale Rotation für Pferd 3 im Schritt

Vektor 1 (L4-S2) → Vektor 2 (TCL-TCR)

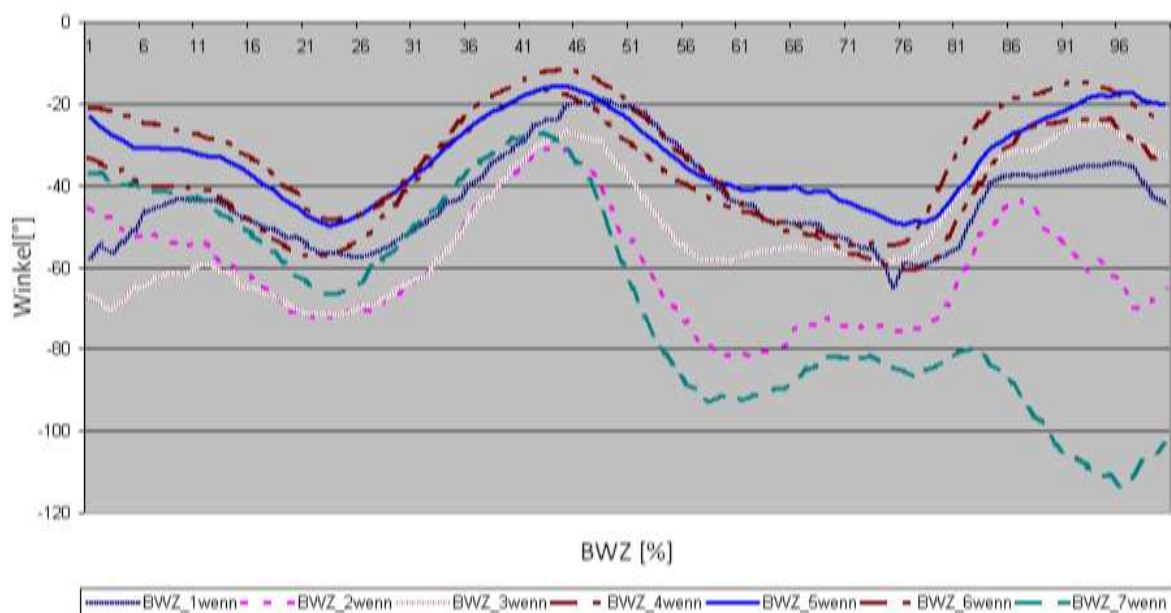


Abbildung 50: Hier wird der Winkel der axialen Rotation[Grad] für den Winkel zwischen L4-S2 (Vektor 1) und TCL-TCR (Vektor 2) anhand aller 7 Bewegungszyklen für Pferd 3 in Abhängigkeit zum Bewegungszyklus [%] dargestellt.

Ein mittlerer Bewegungszyklus pro Pferd wurde berechnet und daraus ein gemeinsamer mittlerer BWZ erstellt.

Als Beispiel für Pferd 3 im Trab für die Winkelung bei AR zwischen Vektor 1(L4-S2) und Vektor 2 (TCL- TCR) sowie für die FE zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2a (L4-TCL).

Mittlerer Bewegungszyklus der Axialen Rotation für Pferd 3

im Trab

Vektor 1 (L4-S2) → Vektor 2 (TCL-TCR)

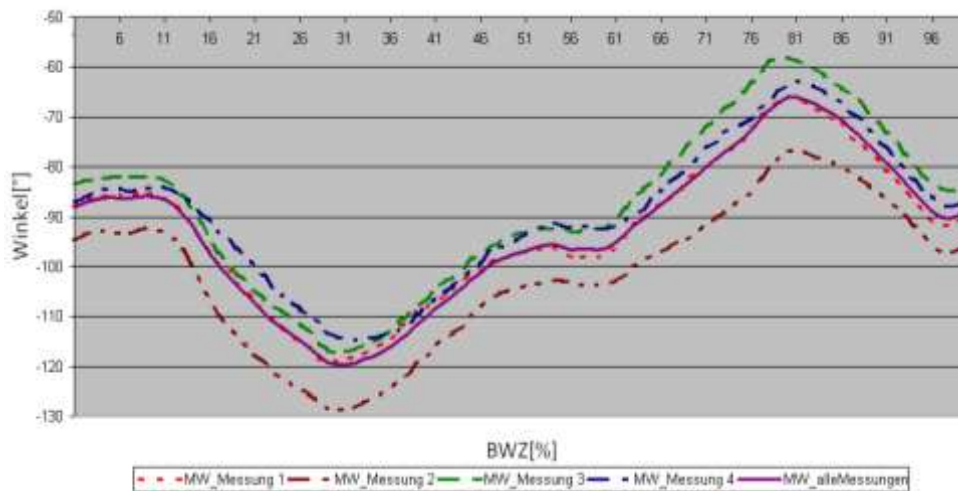


Abbildung 51: Hier wird der Winkel der Axialen Rotation [Grad] für den Winkel zwischen L4-S2 (Vektor 1) und TCL-TCR (Vektor 2) anhand aller Messungen für Pferd 3 in Abhängigkeit zum Bewegungszyklus [%] dargestellt.

Dann wurden die mittleren Bewegungszyklen aller Pferde eruiert und daraus ein gemeinsamer mittlerer BWZ erstellt.

Mittelwerte aller Pferde für Flexion Extension im Trab Vektor 1 (L4-S2) → Vektor 2a (L4- TCL) im Trab

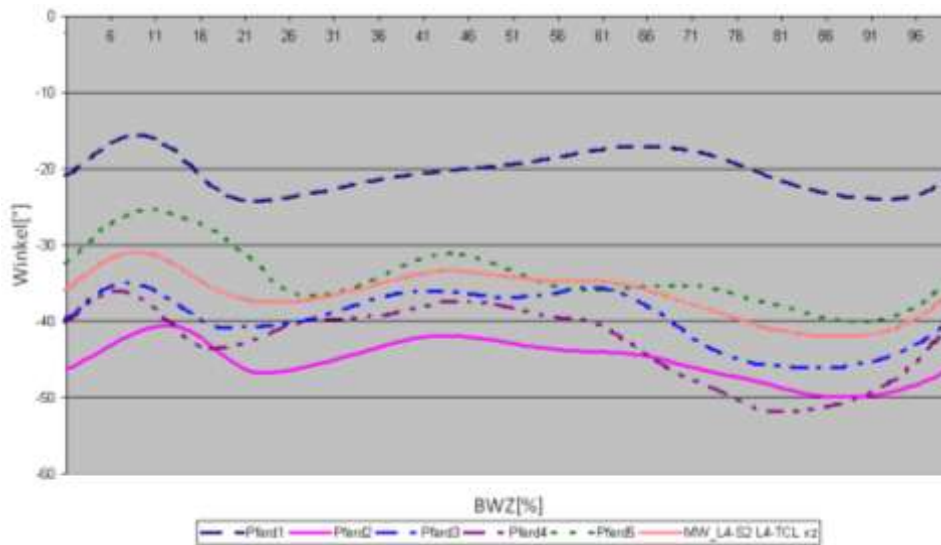


Abbildung 52: Hier wird der Winkel der Flexion Extension [Grad] für den Winkel zwischen L4-S2 (Vektor 1) und L4-TCL (Vektor 2a) anhand aller 5 Pferde in Abhängigkeit zum Bewegungszyklus [%] dargestellt.

Statistische Analyse

Die Daten wurden mit dem Kolmogoroff-Smirnoff-Test auf Normalverteilung überprüft und anschließend ROM Mittelwerte Trab mit Schritt mit einem T-Test ($p < 0,005$) für verbundene Stichproben verglichen. Es wurde das Programm SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA.) dazu verwendet.

Um die Lahmheiten mit der Axialen Rotation der einzelnen Winkel zu vergleichen bediente man sich der Pearson- Korrelation. Auch diese wurden im Programm SPSS 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA.) ausgewertet.

3. Ergebnisse

In der vorgelegten Studie wurden die Messungen an fünf Pferden ausgewertet um genauere Informationen über die dreidimensionale Beckenbewegung in Abhängigkeit zur Wirbelsäule zu analysieren. Die bearbeiteten Daten wurden für Berechnungen herangezogen, die vor allem Aufschluss über die Winkelung des Kreuzdarmbeingelenkes geben. Um die für die Aussage relevanten Lahmheiten zu verifizieren, wurden mittels Excel die Lahmheiten bezogen auf die Hinterextremitäten ausgewertet. Die Ergebnisse der Auswertung sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4: Darstellung der Hinterhandlahmheiten

(HL/R- Hinterhand links/rechts) für Pferd 1-5 in Schritt und in Trab.

Lahmheiten	Schritt		Trab	
	HL	HR	HL	HR
Pferd 1		x		x
Pferd 2		x		x
Pferd 3		x	x	
Pferd 4	x		x	
Pferd 5	x		x	

Das Markerset mit Bildern wurde bereits unter Material und Methode ausgiebig besprochen.

Der Vorgang der Datenverarbeitung wurde bereits unter 2. genau beschrieben. In Tabelle 5 werden die Mittelwerte und die Standardabweichungen aller Pferde die Range of Motion für die Winkel bei FE, AR und LB sowie der Mittelwert und dessen Standardabweichung dargestellt.

Für die FE- Bewegung lag die ROM zwischen dem Vektor 1 (L4-S2) und dem Vektor 2a (L4-TCL) zwischen 9° und 18° im Schritt und 9° und 20° im Trab, zwischen Vektor 1 und Vektor 2b (L4-TCR) lag die ROM zwischen 10° und 18° im Schritt und zwischen 10° und 14° im Trab. Zwischen Vektor 1 und Vektor 3a (L4-TIL) befand sich die ROM im Schritt zwischen 4° und 7° und im Trab zwischen 2° und 4°. Zwischen Vektor 1 und Vektor 3b (L4-TIR) betrug sie im Schritt zwischen 4° und 7° und im Trab zwischen 2° und 4°. Zwischen Vektor 1 und Vektor 4a (L4-TSL) betrug sie im Schritt zwischen 4° und 6° und im Trab zwischen 4° und 7°. Zwischen Vektor 1 und Vektor 4b (L4-TSR) betrug sie im Schritt zwischen 5° und 10° und im Trab zwischen 4° und 10°.

Die ROM für die AR der Winkel zwischen Vektor 1 und Vektor 2a (L4-TCL) lag im Schritt zwischen 55° und 89° und im Trab zwischen 40° und 84° . Die ROM zwischen Vektor 1 und Vektor 2b (L4-TCR) lag zwischen 52° und 140° im Schritt und zwischen 42° und 98° im Trab. Die ROM zu Vektor 3a (L4-TIL) lag im Schritt zwischen 61° und 126° und im Trab zwischen 42° und 94° . Die ROM zwischen Vektor 1 und Vektor 3b (L4-TIR) lag im Schritt zwischen 62° und 130° und im Trab zwischen 42° und 94° . Die ROM zwischen Vektor 1 und Vektor 4a (L4-TSL) betrug im Schritt zwischen 54° und 129° und im Trab zwischen 53° und 96° . Der Winkel zwischen Vektor 1 und Vektor 4b (L4-TSR) betrug im Schritt zwischen 59° und 135° und im Trab zwischen 46° und 109° .

Statistik: Die Daten wurden mit dem Kolmogoroff-Smirnoff-Test auf Normalverteilung überprüft und anschließend Trab mit Schritt mit einem T-Test für verbundene Stichproben verglichen und das Programm SPSS dazu verwendet. Alle Daten waren normalverteilt.

In der AR konnte zw. Schritt und Trab kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, während sich bei LB signifikante Unterschiede zeigten ($p=0,001$).

In der FE zeigten die Winkel der Vektoren TCL-TCR= Vektor 2 ($p=0,02$), TIL-TIR= Vektor 3 ($p=0,012$), L4-TIL= Vektor 3a ($p=0,002$) und L4-TIR= Vektor 3b ($p=0,003$) signifikante Unterschiede.

Die statistische Auswertung der Lahmheiten in Relation zu der Axialen Rotation (AR) wurde mittels Pearson-Korrelation ebenfalls mit dem Programm SPSS durchgeführt. Es zeigte sich weder im Schritt noch im Trab eine Korrelation zwischen den Lahmheiten und der AR.

Tabelle 5: Vergleich der mittleren Minima und der mittleren Maxima der Winkel und des mittleren Winkels sowie die dazugehörigen Standardabweichungen aller 5 Pferde für Schritt und Trab bezogen auf die Wirbelsäule (L4-S2) angegeben in Grad [°].

		SCHRITT			TRAB		
		Min ± SD	Max ± SD	MW± SD	Min ± SD	Max ± SD	MW± SD
FE							
	Vektor 2a (L4-TCL)	9±0,3°	18±2°	13±1°	9±0.3°	20±5.22°	13±1,49°
	Vektor 2b (L4-TCR)	10±1°	18±1°	13±0,89°	10±0.1°	14±2°	13±0,77°
	Vektor 3a (L4-TIL)	4±0,1°	7±1°	6±0,39°	2±0.2°	4±0.82°	3±0,38°
	Vektor 3b (L4-TIR)	4±0,1°	7±1°	6±0,35°	2±0.2°	4±0.82°	3±0,37°
	Vektor 4a (L4-TSL)	4±0.1°	6±1°	5±0,25°	4±0.2°	7±0.42°	5±0,27°
	Vektor 4b (L4-TSR)	5±0.2°	10±1°	7±0,34°	4±0.1°	10±0.53°	6±0,27°
AR							
	Vektor 2a (L4-TCL)	55±5°	89±28°	77±11°	40±3°	84±14°	55±6°
	Vektor 2b (L4-TCR)	52±5°	140±28°	88±14°	42±3°	98±28°	63±13°
	Vektor 3a (L4-TIL)	61±5°	126±26°	95±15°	42±4°	94±28°	66±12°
	Vektor 3b (L4-TIR)	62±4°	130±27°	93±15°	42±4°	94±28°	66±13°
	Vektor 4a (L4-TSL)	54±5°	129±34°	94±15°	53±2°	96±19°	67±10°
	Vektor 4b (L4-TSR)	59±4°	135±24°	88±12°	46±3°	109±33°	62±7°
LB							
	Vektor 3b (L4-TIL)	3±0.1°	6±0.4°	5±0,19°	1±0.1°	3±0.2°	2±0,12°

Axiale Rotation (AR) im Schritt Seitenvergleich der Tubera ischiadica

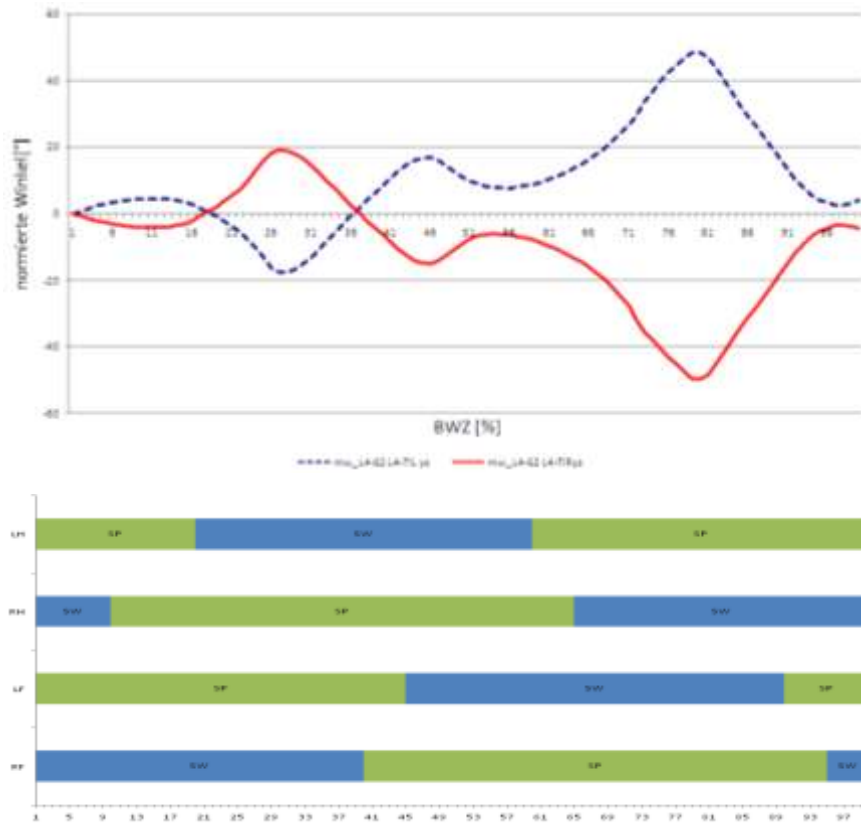


Abbildung 53: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR der Winkel zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3a (L4-TIL) (strichliert) sowie Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3b (L4-TIR) (durchgängig) im Schritt. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.

Axiale Rotation (AR) im Trab Seitenvergleich der Tubera ischiadica

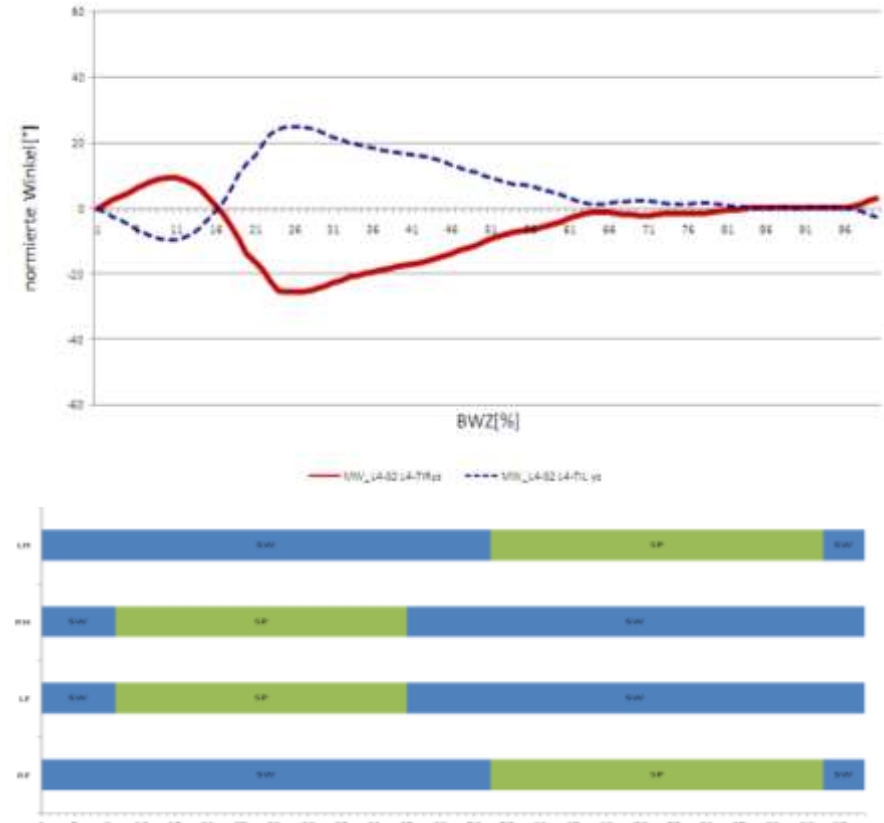


Abbildung 54: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR der Winkel zwischen Vektor 1 und Vektor 3a (strichliert) sowie Vektor 1 und Vektor 3b (durchgängig) im Trab. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.

Axiale Rotation (AR) im Schritt Seitenvergleich Tubera Sacralae

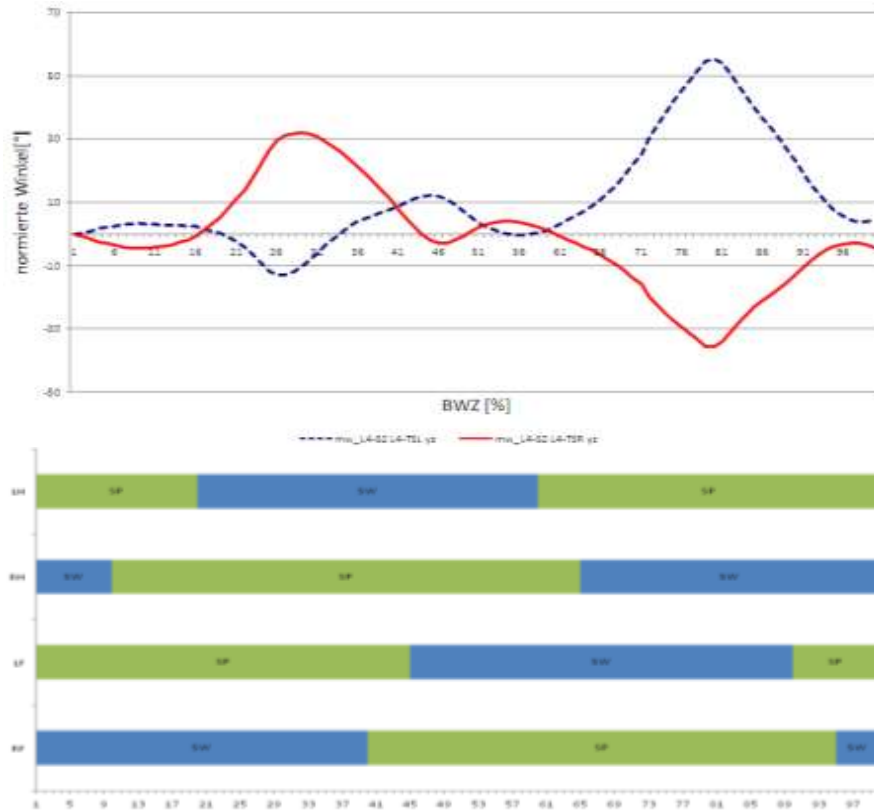


Abbildung 55: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR der Winkel zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 4a (L4- TSL) (blau strichliert) sowie Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 4b (L4-TSR) (rot durchgängig) im Schritt. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.

Axiale Rotation (AR) im Trab Seitenvergleich Tubera Sacralae



Abbildung 56: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR der Winkel zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 4a (L4- TSL) (blau strichliert) sowie Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 4b (L4-TSR) (rot durchgängig) im Trab. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.

Axiale Rotation (AR) Schritt und Trab Vektor 2a (L4- TCL)

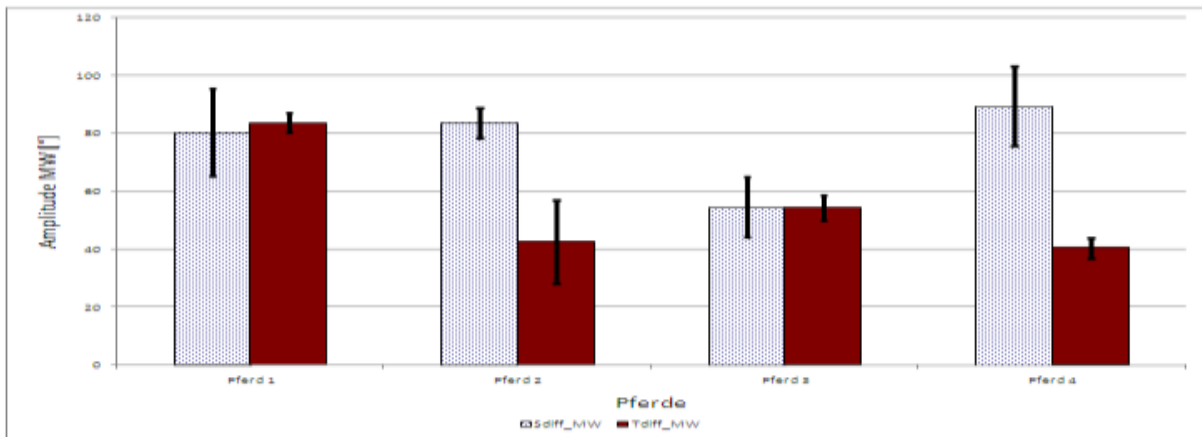


Abbildung 57: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die AR zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2a (L4-TCL) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].

Axiale Rotation (AR) Schritt und Trab Vektor 2b (L4-TCR)

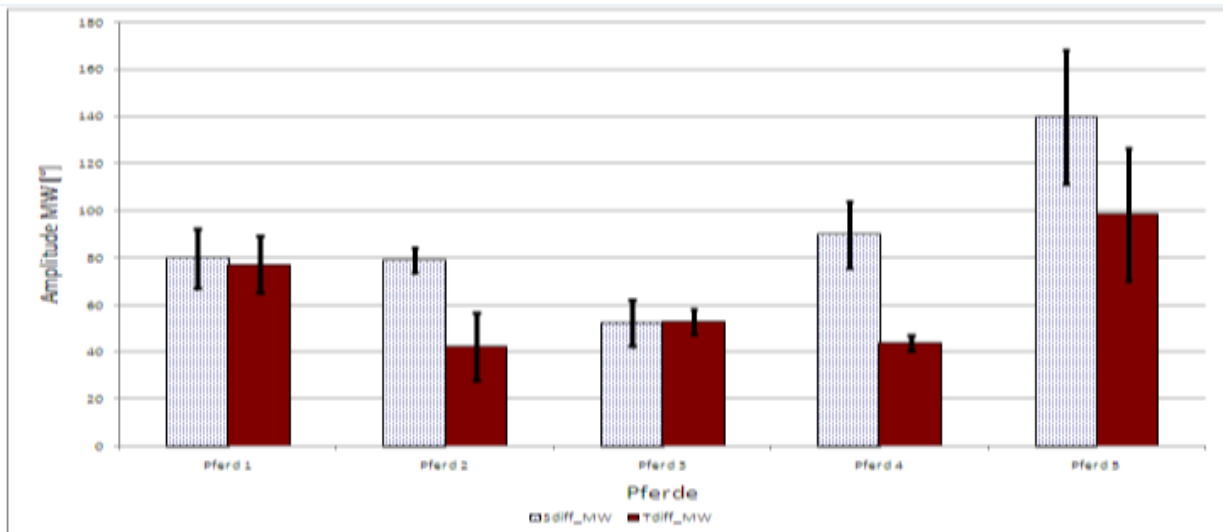


Abbildung 58: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die AR zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2b (L4-TCR) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].

Axiale Rotation (AR) Schritt und Trab Vektor 3a (L4- TIL)

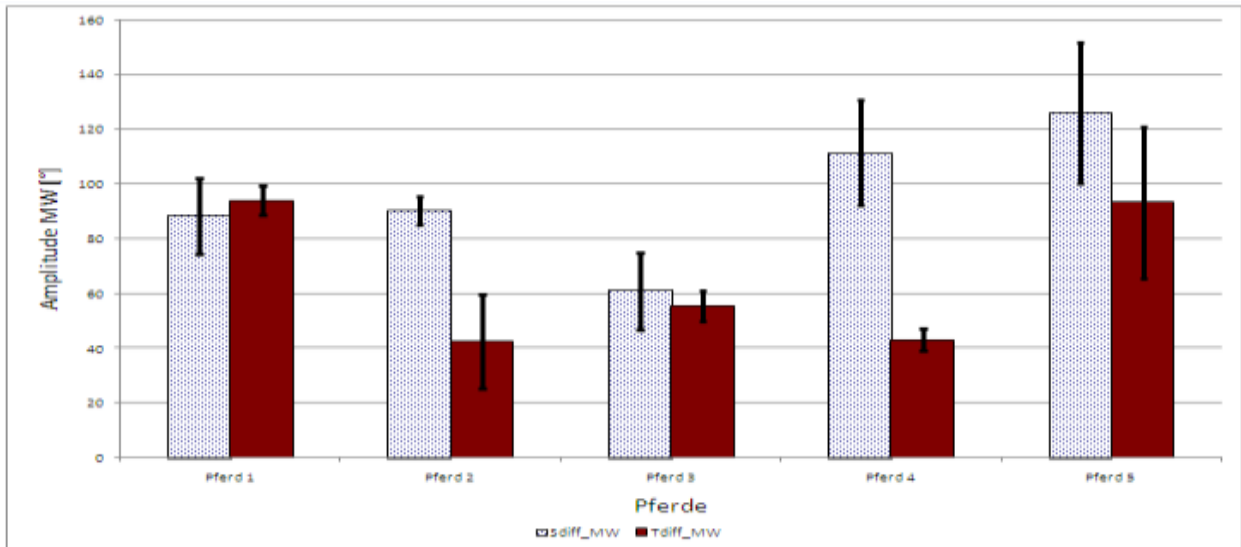


Abbildung 59: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die AR zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3a (L4- TIL) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].

Axiale Rotation (AR) Schritt und Trab Vektor 3b (L4- TIR)

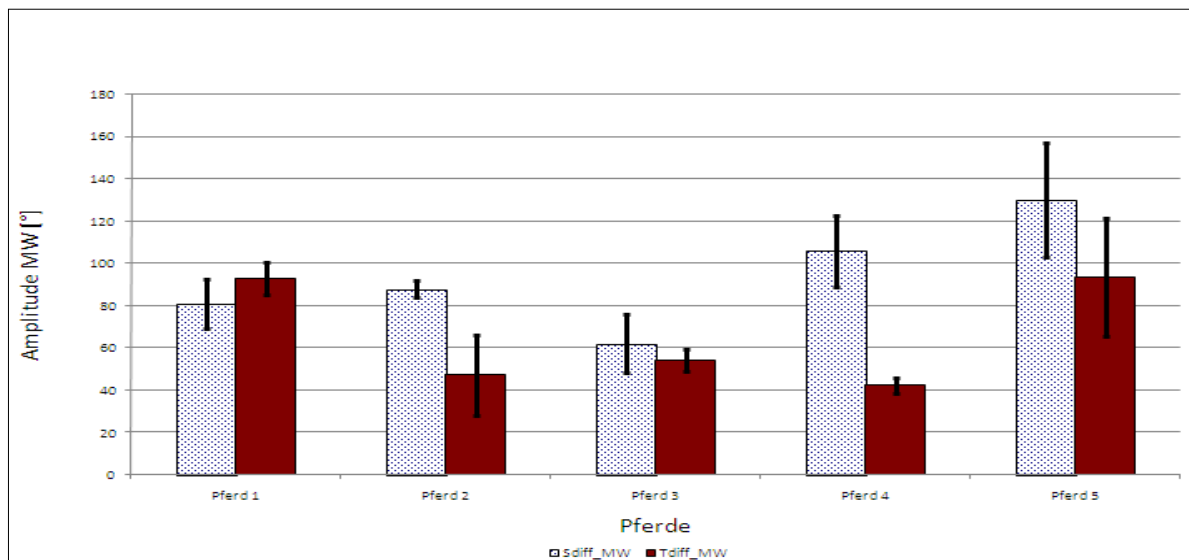


Abbildung 60: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die AR zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3b (L4-TIR) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].

Axiale Rotation (AR) im Schritt

Seitenvergleich Tubera Ischiadica, Tubera Sacralia,
Tubera Coxae

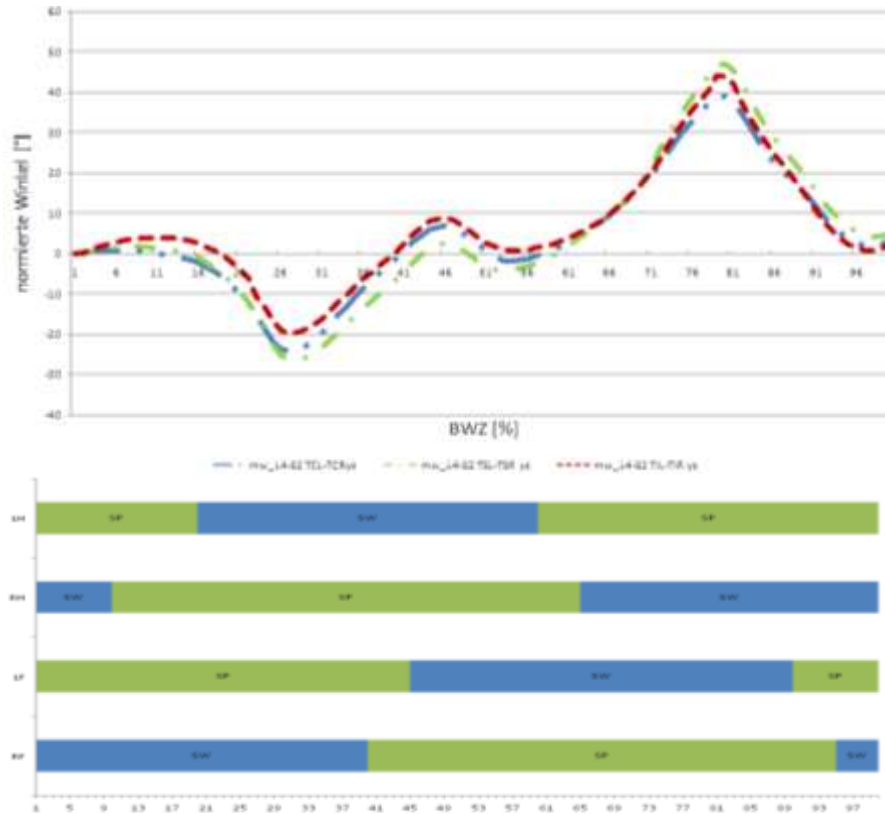


Abbildung 61: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR im Schritt zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 2 (TCL-TCR), Vektor 3 (TIL-TIR) und Vektor 4 (TSL-TSR). Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.

Axiale Rotation (AR) im Trab

Seitenvergleich Tubera Ischiadica, Tubera Sacralia,
Tubera Coxae



Abbildung 62: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR im Trab zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2 (TCL-TCR), Vektor 3 (TIL-TIR) und Vektor 4 (TSL-TSR). Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.

Flexion Extension (FE) Schritt

Seitenvergleich Tubera Ischiadica, Tubera Sacralia,
Tubera Coxae

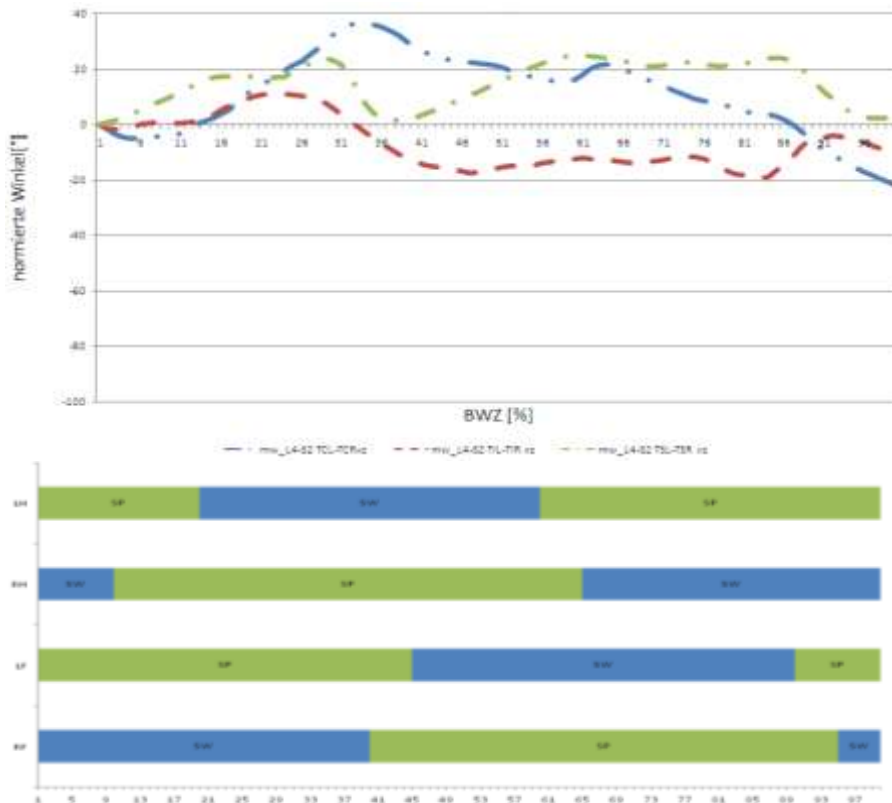


Abbildung 63: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die FE im Schritt zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2 (TCL-TCR), Vektor 3 (TIL-TIR) und Vektor 4 (TSL-TSR). Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.

Flexion Extension (FE) Trab

Seitenvergleich Tubera Ischiadica, Tubera Sacralia,
Tubera Coxae

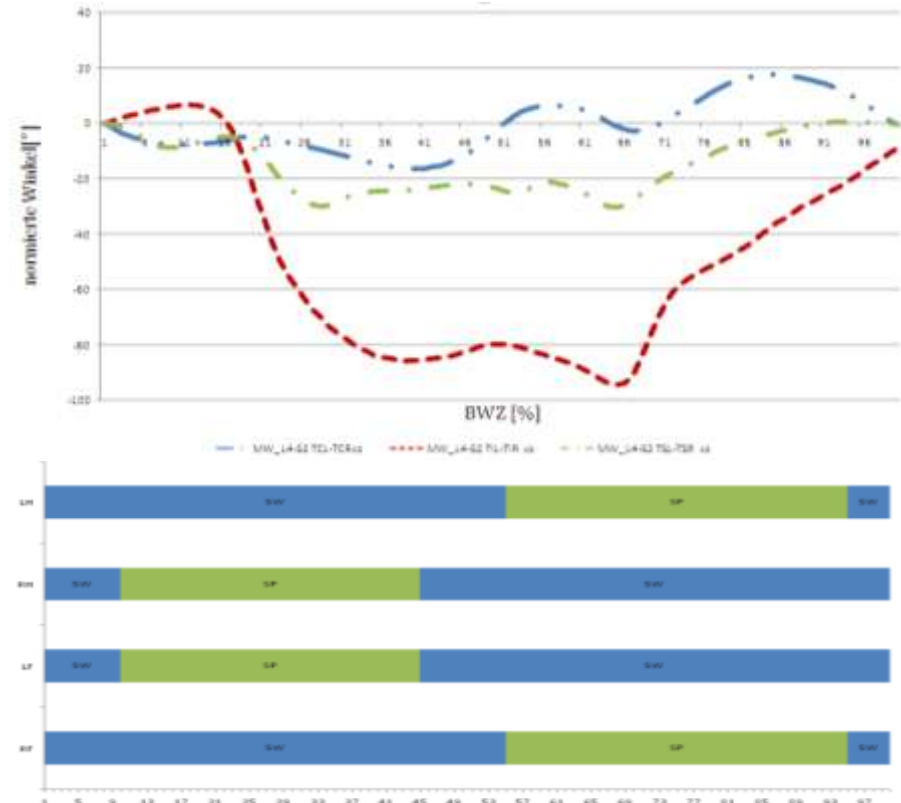


Abbildung 64: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die FE im Trab zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2 (TCL-TCR), Vektor 3 (TIL-TIR) und Vektor 4 (TSL-TSR). Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.

Um die Flexion- Extension darzustellen wurden Winkel zwischen Wirbelsäule und Tuber Coxae sowie Tuber Ischiadicum herangezogen. Somit kann man sich vorstellen, wenn man von der seitlichen Betrachtung her auf das Pferd schaut, in wie fern sich die Bewegung in der xz- Achse verändert.

Flexion Extension (FE) Schritt

Seitenvergleich Tubera Coxae

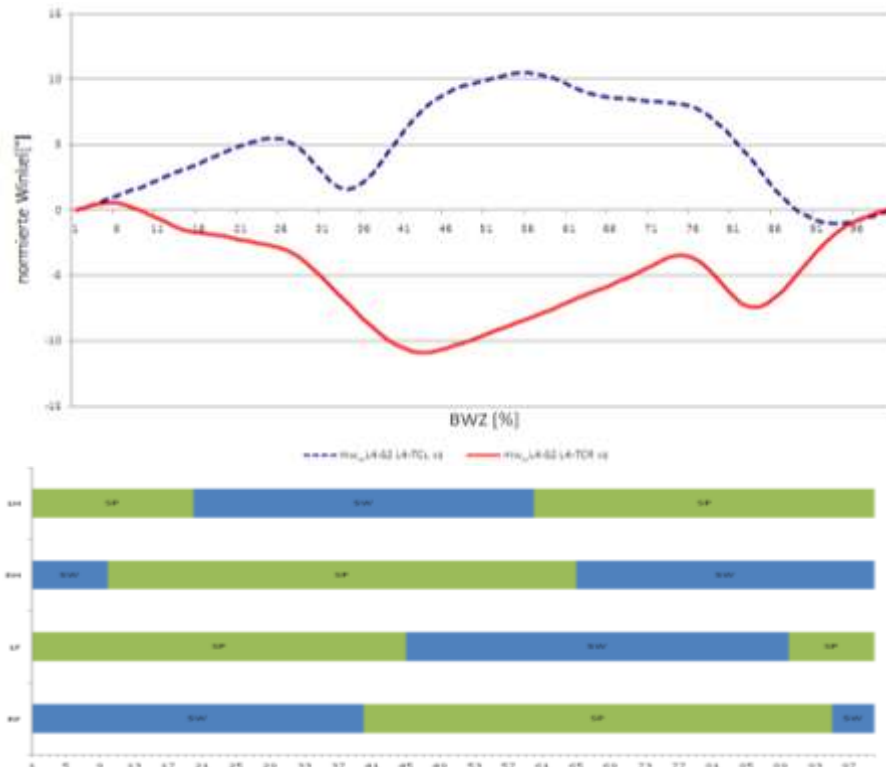


Abbildung 65: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die FE zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2a (L4-TCL) sowie Vektor 2b (L4-TCR) im Schritt. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.

Flexion Extension (FE) Trab

Seitenvergleich Tubera Coxae

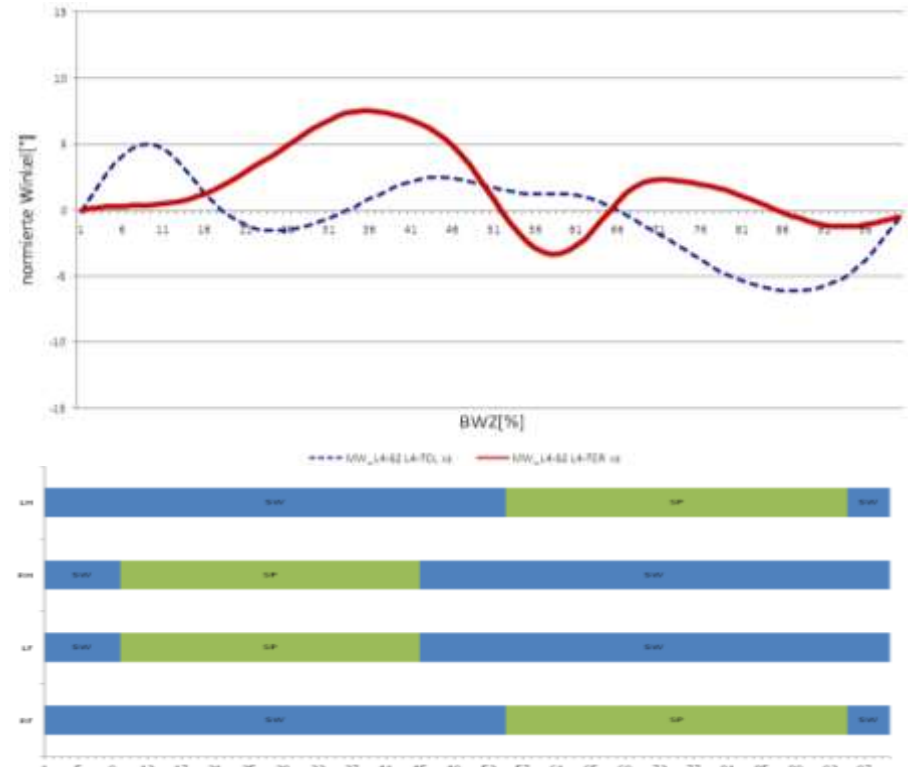


Abbildung 66: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die FE zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 2a (L4- TCL) sowie Vektor 2b (L4-TCR) im Trab. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.

Flexion Extension (FE) Schritt Seitenvergleich Tubera Ischiadica

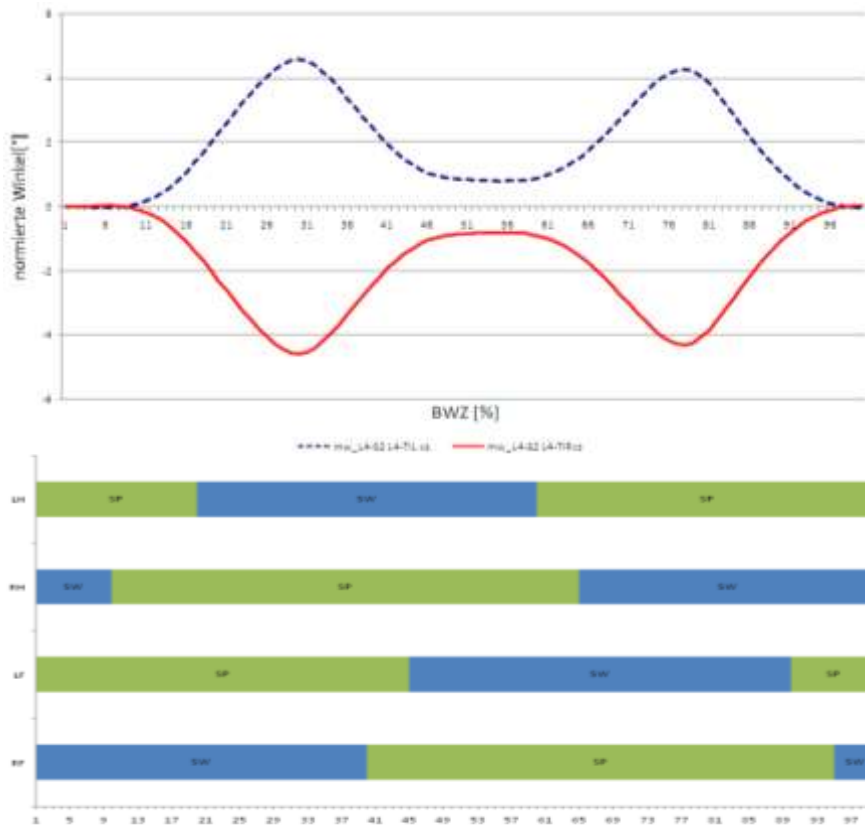


Abbildung 67: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die zeigt die FE zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 3a (L4- TIL) sowie Vektor 3b (L4- TIR) im Schritt. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RV= links/rechts vorne) dargestellt.

Flexion Extension (FE) Trab Seitenvergleich Tubera Ischiadica

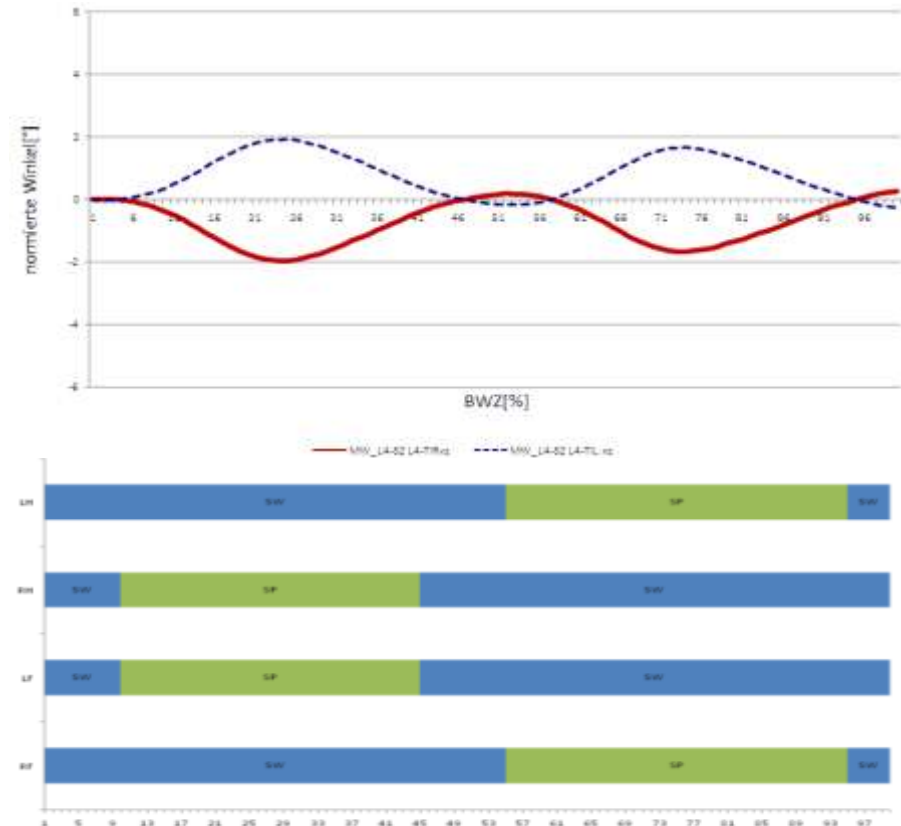


Abbildung 68: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die die FE zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3a (L4-TIL) sowie Vektor 3b (L4-TIR) im Trab. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RV= links/rechts vorne) dargestellt.

Flexion Extension (FE) Schritt und Trab Vektor 2a (L4- TCL)

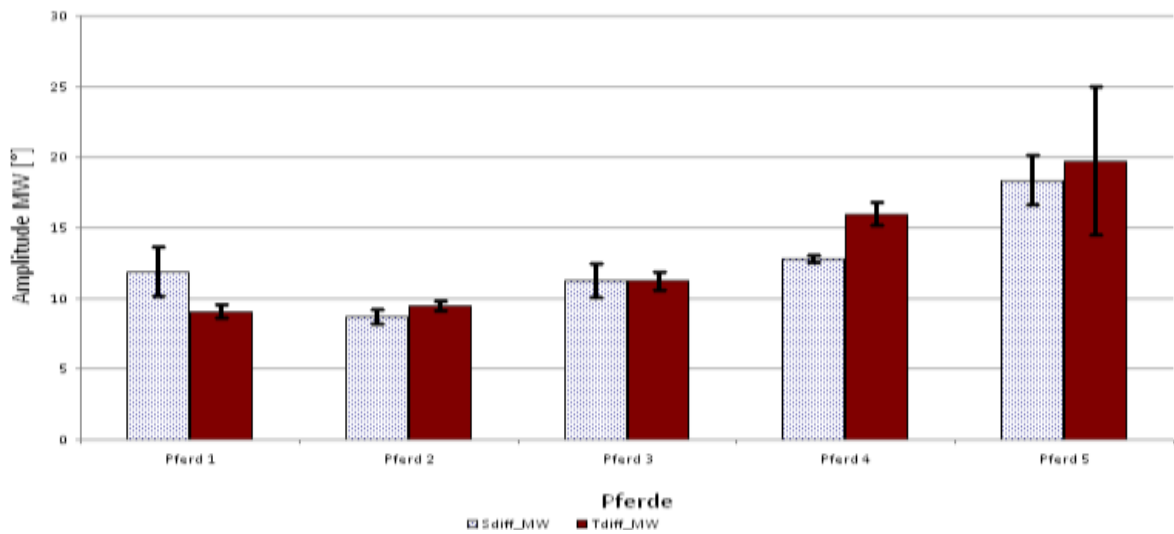


Abbildung 69: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die FE zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 2a (L4-TCL) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].

Flexion Extension (FE) Schritt und Trab Vektor 2b (L4- TCR)

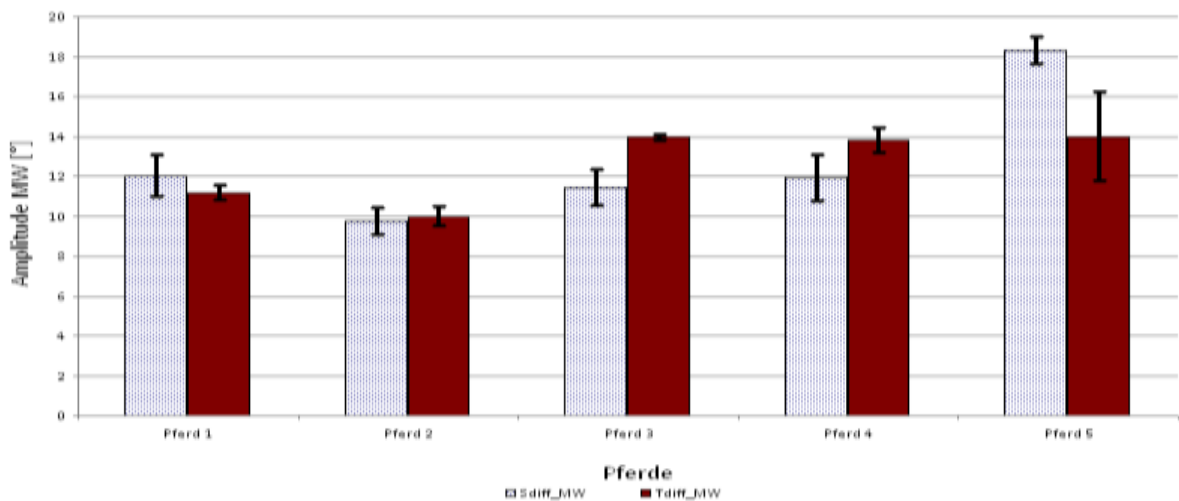


Abbildung 70: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die FE zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 2b (L4-TCR) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].

Flexion Extension (FE) Schritt und Trab Vektor 3a (L4- TIL)

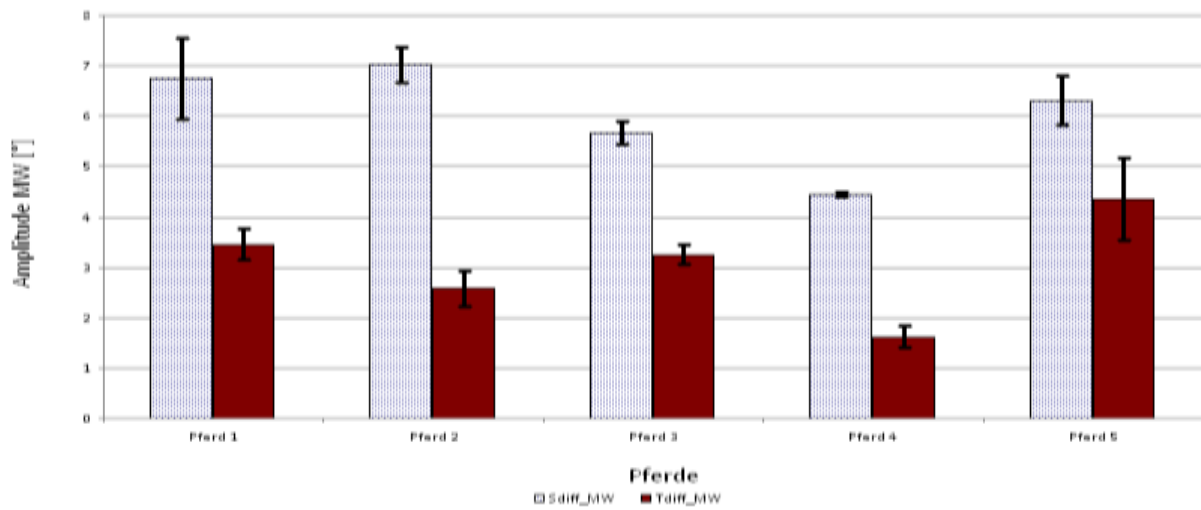


Abbildung 71: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die FE Winkelung zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3a (L4-TIL) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].

Flexion Extension (FE) Schritt und Trab Vektor 3b (L4- TIR)

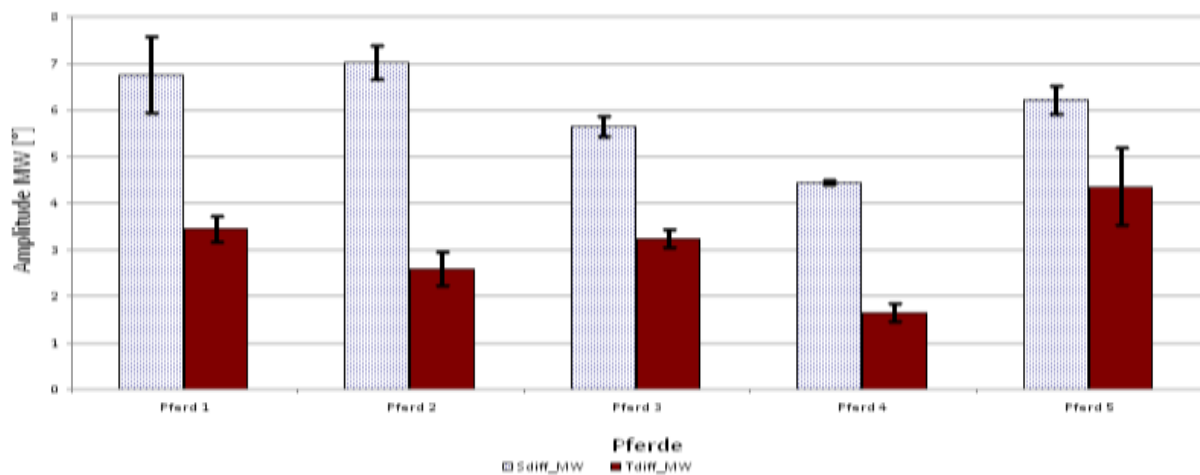


Abbildung 72: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die FE zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3b (L4-TIR) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].

4. Diskussion

Diese Studie war notwendig um noch einen besseren Einblick in die kinematischen Bewegungsabläufe des Beckenknochens in Abhängigkeit zur Wirbelsäule zu bekommen.

In dieser Studie wurden die Marker auf der Haut dorsal oberhalb tastbarer Knochenpunkte fixiert, ähnlich zu dem Markerset welches AUDIGÉ et al. (1999) verwendet haben. Die Hautverschieblichkeit ist bei der Messung mit Hautmarkern ein generelles Problem und wird stetig kontrovers diskutiert. Die Auswirkungen der Hautbewegungen lassen sich nur schwer quantifizieren. Hautbewegungen treten vorrangig in Bereichen mit besonders lockerer Haut oder in extrem beweglichen Regionen auf. Einerseits stellen Hautmarker eine gute Möglichkeit dar um kinematische Messungen nicht invasiv durchführen zu müssen und wurden auch wiederholt mit guten Ergebnissen angewandt. Andererseits besteht klarerweise durch Hautverschieblichkeit sowie Muskulatur ein Risiko, dass die Marker nicht verlässlich dem tastbaren Knochenpunkt in der Bewegung folgen und somit nicht direkt die Knochenbewegung wiedergeben. Bei dieser Studie wurden die Wirbelsäulenmarker dorsal von L4 und S2 angebracht. CLANCY et al. (2002) beschreiben die Verschieblichkeit der Haut oberhalb der Spitzen der Procc. Spinosi als minimal, da die Haut dem Rücken des Pferdes an liegt und generell die Beweglichkeit als sehr gering eingestuft wird. Weiters wurden in dieser Arbeit auch Hautmarker am Becken dorsal von den Tubera sacralia, den Tubera coxae und den Tubera ischiadica befestigt. Die Tubera coxae waren als prominente Knochenpunkte gut zu palpieren. Auf die unterschiedliche Dicke der Haut sowie ihre Verschieblichkeit wurde in der Ausarbeitung der Daten in dieser Studie nicht geachtet. Es wird immer Fehler durch Hautverschiebungen zwischen den an der Haut fixierten Markern und den darunter liegenden Knochen geben (VAN WEEREN, 2009). In dieser Studie ist, wie auch bereits zuvor gelungen, gezeigt worden, dass trotz des Auftretens von Verschiebungen durch Haut oder Muskulatur zwischen den Markern der rechten und der linken Seite eine eindeutige Korrelation bestand. Durch die Bewegung des Rückens in Form einer Wirbelkette war es nicht nötig jeden Wirbel mit Markern zu belegen, um natürliche Bewegungsmuster einwandfrei zu simulieren (GROESEL, 2011). Weiters ließen sich die Daten die mittels Hautmarkerset ermittelt wurden, gut für Modellierungen verwenden, wie es GROESEL (2011) in seiner Dissertation bereits an der Wirbelsäule gezeigt hat. Bereits NIGG et al. (1999) wiesen darauf hin, dass drei Marker pro Segment für eine realistische Darstellung der 3D Bewegungen notwendig sind. Der Großteil der Messungen mit Hautmarkern erweist sich als zufriedenstellend. Die ersten, die mittels nicht-invasiver Methode versuchten die Rückenkinematik zu analysieren, waren LICKA und PEHAM (1998); LICKA et al. (2001a)

sowie LICKA et al. (2001b). Ihr erster Versuch (1998) beschränkte sich auf FE-Bewegungen, da diese am einfachsten messbar sind und am wenigsten durch Hautverschiebungen beeinflusst werden. Sie erkannten, dass eine komplexe und gekoppelte Bewegung dadurch nicht adäquat untersucht werden kann. Da die Möglichkeit mittels Hautmarker Bewegungsabläufe zu verfolgen mehrmals verwendet wurde und sich stets als zuverlässig, aussagekräftig und reproduzierbar zeigte, wurde sie auch in der vorliegenden Studie eingesetzt. In der hier vorliegenden Studie wurde nicht weiter analysiert in wieweit Muskel- und Hautverschiebungen die Position der Marker beeinträchtigen.

AUDIGÉ et al. (1999) erarbeiteten mit einem 5-teiligen Hautmarkerset zwischen Widerrist und Hüfte die Rückenbewegungen in diesem Bereich. Das von LICKA und PEHAM (1998) verwendete Hautmarkerset für die Messungen am stehenden Pferd wurde über den Wirbeln bei Th5, Th10, Th16, L3 und dem Os sacrum befestigt. Die Bewegungen von FE und LB wurden damals in Relation zur Widerristhöhe gesetzt. In einer Folgestudie von PEHAM et al. (2001a), in der die gleichen Bewegungen im Stand ausgelöst wurden, kam ein ähnliches Markerset (Th5, Th12, Th16, L3, S3) zum Einsatz. In der hier vorliegenden Studie wurde ein etwas abgewandeltes Markerset für die Wirbelsäule (an L4 und S2) für die Berechnungen herangezogen. Viele Studien zeigen, dass eine Aussage über die Bewegungsmuster mittels Datenevaluierung über ein Hautmarkerset möglich ist. (FABER et al., 2000; 2001; HAUSSLER et al., 2001; KRAMER et al., 2000, 2004; KELMER et al., 2005; KEEGAN et al., 2008; LICKA et al., 2004a; ELGERSMA et al., 2010; ZSOLDOS et al., 2010b; GROESEL et al., 2010; HOLLER, 2011).

Die Markerbewegungen könnten allerdings korrigiert werden, indem die Werte mit jenen verglichen werden, die bei invasiven Messungen an Knochen-fixierten Markern erhalten wurden, wie z. B. in Studien von FABER et al. (2000, 2001b); KHUMSAP et al. (2004); SHA et al. (2004) und GOFF et al. (2010) bereits gezeigt wurde. KHUMSAP et al. (2004) schlugen vor, über Algorithmen die Messungen mittels Hautmarkerset an einem Pferd mit Messungen der Knochenmarker desselben Pferdes miteinander in Korrelation zu setzen. Sie stellten für den Bereich des Tarsalgelenks in ihren Studien fest für welche Bereiche Messungen mittels Hautmarkersets einsetzbar und aussagekräftig sind. Diese Vorgehensweise wäre sicher eine gute Möglichkeit auch in Zukunft von den ermittelten Werten Gebrauch zu machen. Man versuchte in dieser Studie mit möglichst vielen Markern an unterschiedlichen Segmenten aussagekräftig den Beckenknochen zu definieren, um eine Beweglichkeit im Verhältnis zur Wirbelsäule fest zu stellen. Ideal ist es klarerweise, möglichst viele und wiederholte Studien mit einer großen Probandenmenge durchzuführen. Allerdings versucht man die Probandenmenge, welche in invasiven

Studien gemessen werden, möglichst gering zu halten (SHA et al., 2004). Verlustfrei erhält man Daten nur mittels an Knochen fixierten Markern, wie z.B. den Steinmann Pins nach GOFF et al. (2010), die direkt am Knochen angebracht werden. Obwohl man mit Hilfe von Lokalanästhetika die Schmerzempfindung etwas herabsetzen kann, wird man unter anderem auch durch die Reizung des umliegenden Gewebes keine absolute Schmerzfreiheit gewährleisten können, was wiederum die Sinnhaftigkeit dieser Methode für die Evaluierung von Lahmheiten in Frage stellt. FABER et al. (2001b) und GOFF et al. (2010) verglichen beide die Verwendung von Hautmarkern mit den Messergebnissen von Knochenmarkern. Allerdings lassen sich invasive Steinmann Pins schwer in einer normalen Lahmheitsevaluierung rechtfertigen (HENSON, 2009).

Auch FABER et al. (2001b) zeigten in den meisten Berechnungen eine gute Korrelation zwischen Haut- und Knochenmarkern. Obwohl GOFF et al. (2010) durch ihre Studie erkannten, dass ein Hautmarkerset einfach keine so genaue Aussage liefern kann wie direkt am Knochen angebrachte Steinmannpins war es dennoch das Ziel ein Hautmarkerset zu kreieren um die Tiere nicht durch invasive Maßnahmen größeren Risiken auszusetzen und um durch die Schmerzhaftigkeit der eingebrachten Pins eventuell eine falsche Interpretation der Bewegung zu erhalten. In diese Studie wurde die nicht-invasive Methode ausgewählt, um ohne Schmerzeinfluss die funktionelle Anatomie realistischer darstellen zu können. Weiters zeigten konträre Erkenntnisse, dass Werte die in in vitro Studien ermittelt worden sind, nicht mit denen von in vivo Messungen verglichen werden sollen. Der Grund ist, dass in in vitro Studien das Pelvis ein fixiertes Element darstellt und die Bewegung durch die Wirbelsäule gegeben wird (HENSON, 2009). Das entspricht daher nicht den physiologischen Bedingungen, die dazu führen würden die Werte vergleichen zu können. In seiner Studie gelang es GROESEL (2011) zu zeigen, dass die Rückensegmente trotz des Auftretens von Hautverschiebungen zwischen Markern und Knochen während den Messungen höchst signifikante Korrelationen in alle drei Bewegungsrichtungen (FE, AR, LB) aufwiesen. Zusammenfassend kann man davon ausgehen, dass mit Hautmarkern eine gute Möglichkeit für den Überblick einer Bewegung gegeben wird ohne invasive Maßnahmen zu setzen. Man will die Möglichkeit entwickeln, dieses Set im Rahmen einer klinischen Untersuchung anzuwenden, ohne invasiv chirurgisch eingreifen zu müssen, da Knochenmarker im Rahmen einer klinisch-orthopädischen Untersuchung nicht gerechtfertigt wären. Dennoch möchte man klarerweise auch eine Methode entwickeln, bei der aussagekräftig brauchbare Ergebnisse mit einer akzeptablen Fehlerfreiheit kombiniert auftreten. Bereits SHA et al. (2004) haben darauf hingewiesen, dass es sinnvoll ist, die Hautverschiebung in Abhängigkeit zu einer bestimmten Segmentlänge zu setzen, damit die so gewonnenen Daten auch bei anderen Pferden Anwendung finden können.

Der erste Schritt um ein Hautverschiebungs-Artefakt-Korrekturmodell zu erzeugen, wäre mit einer 3D Bewegung der Haut in Abhängigkeit zum Knochen (VAN WEEREN et al., 1988). Praktisch scheint an der Platzierung von Hautmarkern die Tatsache, dass ein Mischen von Hautmarkern und ein an Knochen fixiertes Markerset während der Datengewinnung vermieden werden kann. Der Einfluss von Muskulatur und Hautverschiebungen ist nicht zu unterschätzen. Im Bereich von den Tubera coxae sind die Knochenpunkte gut unter der Haut tastbar. Im Vergleich dazu sind starke Muskelmassen über den Tubera ischiadica sowie Fettgewebe oberhalb der Tubera sacralia gelegen, die den Abstand der Hautmarker zu dem Knochen vergrößern. Das ist in weiteren Studien detaillierter zu betrachten, um Daten für ein dreidimensionales biomechanisches Modell des Beckens zu erhalten. Besonders der Einfluss der Muskelbewegungen oberhalb der Tubera ischiadica führt zu einem starken Bewegungsunterschied der über den Knochenpunkten fixierten Hautmarker. Dies wurde auch in dieser Studie gezeigt, da bei der Flexion Extension im Trab bei dem Seitenvergleich von Tubera Ischiadica, Tubera Sacralia und Tubera Coxae deutlich die unterschiedliche Beweglichkeit der Hautmarker gezeigt wurde. Tubera Sacralia und Tubera Coxae zeigen ein ähnliches Muster im Vergleich zu dem der Tubera ischiadica.

Innerhalb der einzelnen Wirbelgelenke findet eine geringe Bewegung statt. Daher ist es möglich, segmentübergreifend mit Hilfe von Normalvektoren die Berechnungen durchzuführen. Diese Methode wurde auch in der Dissertation von GROESEL (2011) erfolgreich verwendet. In dieser Studie wurden auch mit Hilfe von Normalvektoren Winkel berechnet um diese dann für Vergleiche zwischen den Seiten sowie zwischen Schritt und Trab zu verwenden. Die Beweglichkeit des lumbosakralen Übergangs wurde in dieser Studie nicht weiter berücksichtigt obwohl die Wirbelsäulenachse, die durch die Hautmarker L4 und S2 beschrieben worden ist, dieses Gelenk mit ein beziehen.

Um die Variabilität der Wiederholbarkeit der Bewegungen, die intraindividuell und die interindividuell auftreten zu quantifizieren, verglich VAN WEEREN (2004) die Werte maximaler Extension mit maximaler Flexion und es stellte sich heraus, dass sie im gleichen Bereich lagen. Die Werte zwischen den Pferden zeigen eine höhere Variabilität als bei wiederholten Messungen an einem Pferd. Somit kann man davon ausgehen, dass eine hohe Reproduzierbarkeit dieser Methode gegeben ist. Auch in der vorliegenden Studie zeigte sich bei den veranschaulichenden Säulendiagrammen bei denen die 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen werden, dass auch hier die interindividuelle Variation größer war als die intraindividuelle.

In dieser Studie zeigten die Werte der Tubera sacralia in beiden Gangarten zwischen den beiden Seiten große Unterschiede, die eventuell durch eine größere Bandbreite des Winkels auf Grund einer Lahmheit hervorgerufen worden sind, oder durch eine Schiefe, die entweder über Muskulatur oder über linksseitige Biegung zu dem ‚Halter‘ hin entstanden sein könnte. Eine andere Möglichkeit für die teilweise unterschiedlichen Werte zwischen linker und rechter Seite wäre noch, dass die Pferde eine bevorzugte Seite mit stärker ausgebildeter Muskulatur besitzen, was dann von der Bewegung der Muskulatur und der Hautverschieblichkeit her zu Unterschieden im Gangbild führt. ZANEB et al. (2009) beobachteten ebenso unterschiedlich starke maximale Muskelaktivitäten für den linken und rechten Teil der Rückenmuskulatur beim Pferd, die zusätzlich auch Unterschiede für Schritt und Trab aufwiesen. Ein weiterer wichtiger Einflussfaktor auf die Beweglichkeit des Rückens wird durch die Muskulatur gegeben, welche die Bewegungskräfte der Hinterextremität auf den Rumpf überträgt. Der Einfluss von chronischer Lahmheit auf die Bewegungen der Muskulatur wurde durch ZANEB et al. (2009) mittels kinematischer Messungen und Oberflächenmyografie dargestellt.

Es ist nicht möglich die hier über Winkel eruierten Daten mit den Daten anderer Autoren für denselben Gelenksbereich (z.B. Lumbosakralgelenk oder Iliosakralgelenk) direkt zu vergleichen. Dennoch stellt sich aber eine relative Änderung im gleichen Bereich dar. Es zeigte sich eindeutig eine geringere Bewegung im Trab im Vergleich zum Schritt. So erkannten auch ROBERT et al. (2001) dass sich erhöhte Geschwindigkeit in der vertikalen Auslenkung des thorakolumbalen Bereiches weniger stark auswirkte. Spitzenwerte traten etwas früher auf. Im Gegensatz dazu veränderten sich die Extremwerte des lumbosakralen Winkels nicht mit der Geschwindigkeit. Während des ersten Teils der Stützbeinphase vergrößerte sich jeder Rückenwinkel und erreichte seinen Extensionshöhepunkt etwa im mittleren Bereich. Flexion fand während des zweiten Teils der Stützbeinphase gegen Ende hin statt (ROBERT et al., 2001). Dieselben Beobachtungen machten auch AUDIGÉ et al. (1999). In der vorliegenden Studie kann man auf Grund der Diagramme die Vermutung aufstellen, dass die größte ROM bei der AR im Trab gegen Mitte oder gegen Ende der Stützbeinphase hin auftrat.

Bei ROBERT et al. (2001) zeigte sich die Veränderung in thorakaler und thorakolumbalen Region nur in Flexion, da die Extensions-Winkel bei vermehrter Geschwindigkeit gleich blieben. Eine Ausnahme stellte hier der Lumbosakralwinkel dar, bei dem keine Veränderungen festgestellt worden sind. Auch bei den vorliegenden Ergebnissen liegt der Verdacht nahe, dass die eingeschränkte Bewegung bei erhöhter Geschwindigkeit durch den stabilisierenden Effekt des M. longissimus dorsi gegeben wird. Die Tubera sacralia wiesen eine ROM von 7.4 cm auf, der bei schnellerer Bewegung auf 5.9 cm verkleinert

wurde. Beim lumbosakralen Winkel wies die ROM ca. 3.8° auf. Um diese Daten mit denen der vorliegenden Studie zu vergleichen und die Beweglichkeit des Lumbosakralgelenks einzubeziehen, wird hier die ROM zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 4b (L4-TSR) herangezogen. Die ROM in dieser Bewegungseinheit liegt im Trab bei etwa 6° . HAUSSLER et al., die 2001 mittels Steinmann Pins und daran angebrachten Dehnungsmessstreifen die Segmentbewegungen bei T14- 16, L1- 3 und L6- S2 in allen drei Grundgangarten gemessen haben, stellten fest, dass die größte ROM für alle drei Rotationen im Bereich des Lumbosakralgelenks bestand. Die größte ROM fanden sie im Galopp und die kleinste im Trab, was wiederum auch die Beobachtung in dieser Studie bestätigt, dass im Trab weniger Bewegung in der WS stattfindet, wahrscheinlich durch vermehrte Muskelaktivität.

AUDIGÉ et al. (1999) beschrieben den thorakolumbalen und lumbosakralen Winkel unter 4° . Die Beweglichkeit des Lumbosakralgelenks, welches zwischen den in dieser Studie verwendeten Wirbelsäulenmarkern L4 und S2 liegt wurde in der Auswertung nicht berücksichtigt. In der vorliegenden Arbeit zeigen sich teilweise auch Variationen zwischen linker und rechter Seite. Möglicherweise sind diese Variationen durch den Einfluss von Muskulatur oder aber auch durch den Einfluss von Lahmheiten entstanden, wie etwas später genauer betrachtet wird. Um solchen Fehlern entgegen zu arbeiten, sollte als Verbesserung eine größere Versuchsgruppe in die Messungen mit einbezogen werden. Die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Range of Motion für die Winkel bei FE, AR und LB zeigen, dass die ROM bei den Werten im Trab wesentlich kleiner sind. Dadurch lässt die Studie den Schluss zu, dass die Muskulatur die Beckenbewegungen im Trab stärker einschränkt. Weiters zeigten Mittelwerte und Standardabweichungen für Schritt und Trab sehr ähnliche Ergebnisse im Vergleich zwischen den beiden Seiten bei der FE sowie bei der AR außer bei den Tubera sacralia der AR. Somit kann man davon ausgehen, dass sich die Werte auch auf eine größere Population gesehen, gut vergleichen lassen. Im Schritt ergaben sich in dieser Studie deutlich größere Amplituden als im Trab, was sich durch die größere Aktivität der stabilisierenden Muskelmasse im Trab erklären lässt, die dem Becken weniger Bewegungsspielraum bietet. VAN WEEREN erkannte 2004, dass die Bewegung im Trab etwas niedriger war als in den beiden anderen Gangarten. VAN WEEREN (2009) und ZSOLDOS et al. (2010d) beschrieben, dass im Schritt eine größere Beweglichkeit in den Gelenken der Wirbelsäule vorhanden sein soll. Diese Beobachtung kann auch auf die Daten der vorliegenden Studie übertragen werden. Im Schritt sowie auch im Trab fand der größte Bewegungsspielraum bei der FE zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2a (L4-TCL) statt. Dieser Winkel veranschaulicht die Beckenkipfung in Relation zur Wirbelsäule. Der kleinste Bewegungsspielraum fand bei der FE im Schritt zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 4a

(L4-TSL) statt, im Trab zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3a (L4-TIL) sowie Vektor 3b (L4-TIR) etwa im gleichen Bereich statt.

Es zeigte sich, dass die Mittelwerte bei der AR bei den Werten im Trab wesentlich kleiner war. Es zeigte sich auch sehr deutlich, dass bei den meisten Winkel im Schritt sowie auch im Trab im Vergleich zwischen linker und rechter Seite sehr ähnliche Werte berechnet wurde. In der FE zeigten die Winkel der Vektoren TCL-TCR ($p=0,02$), TIL-TIR ($p=0,012$), L4-TIL ($p=0,002$) und L4-TIR ($p=0,003$) signifikante Unterschiede. Diese Vektoren eignen sich zur Darstellung der FE besser, da sie sensitiver als die nicht signifikanten sind.

Bei einer Hinterhandlahmheit sind die Asymmetrie der Kruppenbewegung und die Verkürzung der Dauer des Anhebens deutlicher (STASHAK, 2008). Davon ausgehend, korrelierten bereits PEHAM et al. (2001) mittels Marker eruierte vertikale Bewegungen des Sakrums mit denen an den Tubera coxae um Hinterhandlahmheiten zu objektivieren. Sie erkannten, dass sich bei einem lahmdenden Pferd mit Hinterhandlahmheit das Sakrum vermehrt bewegt und sich das schmerzhaftes Bein während der Stützbeinphase weniger stark hinunter bewegt sowie sich am Ende der Stützbeinphase nicht so stark abdrückt. Um die Ergebnisse in dieser Studie zu korrelieren, wurden separat für Schritt und Trab die Werte berechnet und dann die berechneten Winkel verglichen.

Um die Hinterhandlahmheiten der Pferde mit den unterschiedlichen Winkelberechnungen zu vergleichen wurde eine Pearson-Korrelation durchgeführt. Zwischen den Werten für die AR und die Lahmheit im Schritt sowie im Trab konnten keine Korrelationen festgestellt werden. Im Schritt gingen Pferd 1, 2 und 3 auf der rechten HE lahm. Pferd 4 zeigte eine Lahmheit an der linken HE. Bei ihm waren die Werte des Tuber sacrale rechts minimal höher bei der FE, links minimal höher bei der AR. Pferd 5 ging im Schritt sehr auffällig links hinten lahm. Hier zeigte sich, dass bei FE die Werte für den Winkel zum rechten Tuber sacralae höher als die des linken waren. Bei der AR waren die Werte des rechten Tuber coxae größer als des linken und die des rechten Tuber ischiadicum auch größer als die des linken. Im Trab gingen Pferd 1 und 2 auf der rechten HE lahm. Die FE Werte liegen hier eng beieinander. Pferd 2 zeigt bei der AR höhere Werte beim rechten Tuber ischiadicum im Vergleich zu links und bei Pferd 1 sowie bei Pferd 2 sieht man die maximale Veränderung an den Punkten, denen auch bei der orthopädischen Untersuchung größtes Augenmerk geschenkt wurde, den Tubera sacralia. Bei beiden Pferden waren die Werte des Winkels der Tubera sacralia der linken Seite größer. Pferd 3, 4 und 5 gingen im Trab auf der linken HE lahm. Bei der FE schien der Winkel des rechten Tuber coxae kleiner als des linken zu sein, allerdings galt das nicht für alle drei

Pferde. Beim Tuber sacrale schien der Winkel eher rechts größer als links zu sein, was aber wieder nicht für alle drei gültig war, und zusätzlich traten keine deutlichen Differenzen in den Werten auf. Bei der AR zeigte Pferd 5 eine unerwartete Abweichung beim Tuber coxae. Sonst schien eher der linke Tuber coxae einen größeren Winkel aufzuweisen und ebenso der rechte Tuber sacrale. Zusammenfassend zeigte sich, dass der Vergleich zwischen der Lahmheit und dem berechneten Winkel möglich ist. Man erhält einen Hinweis auf die Notwendigkeit der Evaluierung der Tubera sacralia auch im Zusammenhang mit kinematischen Studien. Dadurch, dass in dieser Studie nur die Daten von 5 Pferden untersucht worden sind, sollten in weiteren Studien mit mehreren lahmen Pferden die Winkel zwischen Wirbelsäule und Tubera sacralia in Bezug auf die Lahmheit wiederholt zu evaluiert werden, da die Daten von fünf Tieren für eine statistische Berechnung zu wenig sind.

Die Methode stellte sich als praktikable Lösung dar, und man kann durch sie zufriedenstellende Resultate erhalten. In dieser Studie wurde die Reproduzierbarkeit auf Grund der sehr geringen Probandenmenge nicht überprüft. Die hohe Reproduzierbarkeit unabhängig vom Tag und unabhängig von der Messeinrichtung, zeigte sich auch in den Studien von FABER et al. (2002); FABER et al. (2001a, b, c) und JOHNSTON et al. (2004). Daher erfüllte auch das in dieser Arbeit erstellte Protokoll die Erfordernisse für einen verlässlichen Test um ihn in einer klinischen Studie einzusetzen. Aus der Studie ergab sich eine Grunddatenbank für den Bewegungsbereich der berechneten Winkel. Diese Datenbank bot eine Basis für objektive Bezugspunkte bei der Diagnosestellung und weiterführend für die Therapie und Rehabilitation von Rückenproblemen bei klinischen Patienten. Die erhaltenen symmetrischen Werte waren für alle berechneten Winkel korrelierbar. Man konnte sie gut miteinander vergleichen.

Die abwechselnd positiv und negativ schwingende Bewegung die in den Grafiken Schritt und Trab der FE TI im Vergleich links und rechts dargestellt wird, verdeutlicht den Bewegungsablauf der von caudal nach cranial übertragen wird. Dieser Bewegungsablauf könnte dadurch auf wellenförmige Schwingungen rückgeführt werden. Ähnliche Ergebnisse wurden in der Dissertation von GROESEL (2011) beschrieben. NICKEL et al. (2004) beschrieben ein rhythmisches Schwingen der Wirbelsäule in dorsoventraler Richtung. Dafür kann man die Propulsion, die von der HE ausgeht, verantwortlich machen (DENOIX et al., 1996).

Nachteil dieser Studie könnte sein, dass nicht alle Daten für LB berechnet worden sind. Diese Bewegungsrichtung schien allerdings für das Iliosakralgelenk das in dieser Richtung als wenig beweglich beschrieben ist, nicht sinnvoll. Weiters soll nach VAN

WEEREN (2009) LB niemals ohne AR auftreten, weil im Gegensatz zu Rotationsbewegungen die Translationsbewegungen der Wirbel in Abhängigkeit zu den anderen sehr eingeschränkt sind und somit die Translation an den drei Achsen eigentlich die Bewegung des gesamten Körpers repräsentiert. Daher reicht es, sich auf die Rotationsbewegungen zu beschränken, welche in dieser Studie ausführlich berechnet worden sind. GROESEL (2011) bestätigte diese Annahme für die Wirbelsäule anhand eines dreidimensionalen Computermodells.

Die Messungen von FABER et al. (2000; 2001a, b) zeigen eindeutig, dass jene Diagramme, die sie über Winkel an fünf Pferden am Laufband ermittelten, für FE, AR und LB ein gleiches Muster wie in dieser Studie aufwiesen. Für den Vergleich wurden die Kurvenverläufe für L1, S3 aus ihrer Studie herangezogen und die Grafiken für TIL aus dieser Studie um alle drei Richtungen zu vergleichen. Die verglichenen Diagramme starteten beide in etwa zur selben Zeit, als die rechte Hinterextremität am Boden auf Fußte. Bei der FE zeigt sich sowohl im Schritt als auch im Trab ein doppeltes sinusoidales Muster, obwohl auch hier genauso wie in der vorgelegten Studie auffällt, dass die Amplitude im Trab wesentlich kleiner ist als im Schritt. FE wird durch Protraktion und Retraktion von den beiden HE provoziert, somit hat man zwei Höhepunkte für den gesamten Zyklus (HENSON, 2009). Diese Vergleiche lassen den Schluss zu, dass bei vertikaler Auslenkung von Markern des Rumpfes ein sinusoidales Muster vorliegt. AUDIGÉ et al. (1999) beschrieben den thorakalen, thorakolumbalen und lumbosakralen Rückenwinkel als periodisches sinusoidales Muster das bei der FE auftrat und zwei Oszillationen (eine pro diagonaler Stützbeinphase) zeigt.

Bei der axialen Rotation ergab sich verglichen zu den Werten von FABER et al. (2000, 2001abc) ein ähnliches Bild, welches man als leicht wellenförmige Linie in einem recht konstanten Bereich beschreiben könnte. Bei der lateralen Biegung ließ sich jeweils ein einzelner Höhepunkt beschreiben. Sowohl bei LB als auch bei AR zeigte sich wieder eindeutig, dass die Amplitude im Schritt größer war als im Trab. In LB, sowie in der AR zeigte sich für alle Gangarten ein einzelner Höhepunkt. LB und AR hatten eine linke und rechte Komponente, welche sich in positiven und negativen Anteilen eines einzelnen Sinus innerhalb eines Schrittzklus zeigte (HENSON, 2009). Dies muss mit Gangbild-Symmetrie und dem Effekt der Stellung der HE an der Wirbelsäulenkinematik zusammenhängen. ROBERT et al. (2001) erarbeiteten den Winkel im thorakolumbalen Bereich, der für unterschiedliche Geschwindigkeiten evaluiert wurde und genauso für die FE das gleiche Bewegungsmuster zeigte. 2002 evaluierten ROBERT et al. die Winkeländerungen mit Hilfe einiger Beckenmarker (an Tuber coxae, Tuber sacrale) in Relation zur Wirbelsäule (Th12/Th13, Th 18, Schweifbasis), bei unterschiedlicher

Laufbandgeschwindigkeit. Auch hier stellte sich wiederum ein doppeltes sinusoidales Bewegungsmuster bei der FE für unterschiedliche Geschwindigkeiten dar. VAN WEEREN (2004) erkannte, dass die Variabilität innerhalb der Messungen eines Pferdes bei FE und AR auf 6-8 ° limitiert ist, bei LB allerdings mit 8-18° um einiges größer ist. Die Variabilität zwischen den Pferden ist bei LB mit 16- 25% größer. Man erkannte auch an den Werten des Winkels zu Vektor 2a (L4- TCL), dass Pferd 5 eine hohe Standardabweichung im Vergleich zu den anderen Pferden aufwies. Eine mögliche Ursache wäre, dass dieser Bereich durch das unregelmäßige Gangbild oder durch die verminderte Datenmenge im Verhältnis zu den anderen Pferden entstand. Der Mittelwert der ROM war bei Pferd 1 im Verhältnis zu den anderen sehr hoch.

ROBERT et al. (2002) stellten fest, dass erhöhte Geschwindigkeit in weniger Schritten sowie in kürzerer Stützbeindauer, erhöhter Muskelaktivität, erhöhter ROM der Beine und verminderter Rückenbeweglichkeit resultierte. Während der Propulsionsphase nahm der maximale Retraktionswinkel des Hüftgelenks mit der Geschwindigkeit zu. Robert stellte fest, dass minimale Veränderungen der Geschwindigkeit schon ab 0.5 m/s signifikant die Veränderungen in der Fortbewegung des Pferdes beeinflussen. Das Absenken der Marker des Rumpfes bei erhöhter Geschwindigkeit könnte an den Veränderungen der Dauer der Stützbeinphase liegen. Bei niedrigeren Geschwindigkeiten im Trab, wobei die Geschwindigkeit des Rumpfes während der Belastung herabgesetzt ist, ist die Dauer der Stützbeinphase maximal und das Pferd spart beim Heben der Körpermasse mehr Energie (ROBERT et al., 2002).

Im Zusammenhang mit der klinisch-orthopädischen Untersuchung wurde eine Studie von WENNERSTRAND et al. (2004) veröffentlicht. Sie verglichen Werte im Schritt und im Trab von Pferden mit Rückenschmerzen mit Pferden ohne Rückenschmerzen und erkannten, dass die AR des Beckens im Schritt in der Gruppe mit Rückenproblemen weniger war als bei den asymptomatischen Tieren. Im Trab konnten sie keine signifikanten Unterschiede für diesen Parameter feststellen. Im Lumbalbereich wurden im Schritt zwei signifikante Unterschiede zwischen denen mit und ohne Rückenproblemen festgestellt. Die Tiere waren weniger symmetrisch bei L1 für FE und bei L5 für LB. Im Trab wurden keine Unterschiede bei der Symmetrie des Rückens festgestellt. Die Schritt-Geschwindigkeit war bei den asymptomatischen Pferden minimal höher. Die verminderte AR des Beckens führt bei der Evaluierung dazu, dass das Ganze von hinten betrachtet als schwenkende Seitwärtsbewegung zu sehen ist.

Es zeigte sich ein eindeutiger Unterschied beim Mittelwert zwischen den asymptomatischen Pferden im Schritt zu jenen, die im Schritt Rückenprobleme zeigten. Dafür gab es nur einen minimalen Unterschied zwischen asymptomatischen Pferden im Trab und jenen mit Rückenproblemen. Bei der axialen Rotation des Beckens im Schritt

wies die Kontrollgruppe einen Mittelwert von $0.99 \pm 0.01^\circ$ auf. Die Pferde mit Symptomen, also die ‚Patienten‘, dagegen einen MW von $0.98 \pm 0.02^\circ$. Im Trab zeigte das Becken einen Mittelwert der axialen Rotation von $0.96 \pm 0.05^\circ$ und die ‚Patienten‘ eine AR von $0.98 \pm 0.02^\circ$.

Diese Studie zeigt einerseits wie wichtig kinematische Berechnungen des Rückens in Bezug auf die Lahmheit sind. Andererseits zeigt sie, dass der Einsatz einer solchen Evaluierung zur Lahmheitsdiagnostik gerechtfertigt ist.

FABER et al. (2000) erkannten in ihrer Studie über die Wirbelsäule, dass bei der FE immer dieselben Voraussetzungen im Schritt und im Trab vorlagen (ROM bei FE kaudal zu Th10 zeigte durchwegs eine konstante Bewegung um 7° im Schritt, im Trab zwischen $2.8- 4.9^\circ$ bei allen Wirbeln), die AR stieg im Schritt bis auf Höhe vom Tuber coxae auf 13° an, blieb im Trab allerdings um die 3° . LB wies im Schritt bei den Beckenelementen bis 5.6° auf, im Lumbalbereich nur bis zu 4° , im Trab nur $1.9-3.6^\circ$. Weiter nach caudal zu den Tubera ischiadica erkennt man in dieser Studie bei der FE, dass der Winkel zwischen Vektor 1 und Vektor 3a sowie auch zu Vektor 3b im Trab nur noch halb so groß ist im Vergleich zum Schritt. Auch bei der AR zeigt sich zwischen Vektor 1 und Vektor 2a sowie Vektor 2b, dass die Mittelwerte der ROM im Trab halb so groß sind wie die im Schritt.

LICKA und PEHAM (2001b) erkannten, dass maximales LB bei L3, mehr kaudal als in anderen Studien war und die maximale FE beim Sakrum lag. Die größte ROM fand sich in dieser Studie, die allerdings keine direkten Vergleichswerte bietet und auf das Becken bezogen ist, bei der FE im Schritt zwischen Vektor 1 (L4-S2) und dem Vektor 2a (L4-TCL) sowie Vektor 2b (L4-TCR).

ROBERT et al. (2001) beschrieben in ihrer Studie, dass die Notwendigkeit der Verwendung des Laufbandes aus technischen Gründen unumgänglich war. Allerdings sei durch die Bewegung des Laufbandes die Energie herabgesetzt, die das Pferd normalerweise benötigt um den Körper anzutreiben. Das geschieht indem die Beine während der Unterstützungsphase unter den Körper gesetzt werden. Weiters könnte auch durch die Messungen am Laufband die Position des Pferdes anders sein, da eine Tendenz besteht eine flache Bewegung auszuführen um die Balance zu halten. Wie auch bereit bei PEHAM et al. (1998), ließ man die Pferde in dieser Studie mit der für sie optimalen Geschwindigkeit am Laufband gehen, da das für sie bequem ist und sie somit eine natürlichere Bewegung zeigen.

Man kann die so erhaltenen Ergebnisse von den am Laufband evaluierten Pferden nicht direkt auf Pferde während des Reitens und auf festem Boden übertragen (ROBERT et al., 2002). Weitere Untersuchungen sind notwendig um mit Daten an gerittenen Pferden unter normalen Bedingungen Vergleiche ziehen zu können (ROBERT et al., 2001). Da

allerdings die Messungen in dieser Studie immer unter denselben Bedingungen durchgeführt worden sind und die daraus eventuell entstandenen unnatürlichen kompensatorischen Bewegungen bei allen Pferden gleichermaßen vorkommen müssten, sind die Werte miteinander vergleichbar.

Die erste Hypothese konnte in der vorliegenden Studie verifiziert werden, da mittels Hautmarker, als nicht invasive Methode, über kinematische Messungen eine 3D Darstellung der Bewegung des knöchernen Beckens gegen die Wirbelsäule möglich ist. Auch stellten sich die Flexion und Extension als die größte Bewegungsrichtung dar. Die zweite Hypothese stellte die Vermutung auf, dass ein Markerset von 6 Markern (links und rechts an Tubera coxae, Tubera sacralia und Tubera ischiadica) zur Integration der 3D Beckenbewegung in das bestehende Modell der Bewegung der lumbosakralen Wirbelsäule geeignet ist. Auch diese Hypothese wurde verifiziert, genauso wie die dritte Hypothese, welche die Vermutung aufstellte, dass sich die Relation von Beckenbewegung zur Lendenwirbelsäulenbewegung mit Hilfe von 8 Hautmarkern als zusammenhängende Wellenbewegung darstellen lässt.

Eine Vielzahl der in dieser Studie besprochenen Ergebnisse findet sich durch frühere Arbeiten bestätigt, auch wenn die Werte nicht direkt miteinander zu vergleichen sind. Es zeigte sich, dass mittels eines Hautmarkersets an tastbaren Knochenpunkten von Becken und Wirbelsäule eine Berechnung der unterschiedlichen Winkel und vergleichbare sowie reproduzierbare Ergebnisse geliefert werden können. Diese Methode würde sich auch für eine Lahmheitsevaluierung mit genauerer Betrachtung des Beckenknochens anbieten ohne invasive Maßnahmen setzen zu müssen. Dennoch bleibt dieses Gebiet weiterhin eine diagnostische Herausforderung für Kliniker. In Zukunft ist es anzustreben ein weiteres Markerset zu finden, welches sich genauer mit der Winkelung des Hüftgelenks sowie des Knies auseinandersetzt und die umgebende Muskulatur, die ja einen sehr großen Einfluss auf die Bewegungsmöglichkeiten sowie auf die Stabilisation in dem Bereich ausübt, mittels EMG-Messungen zu analysieren. Es sollten auch noch genauere Messungen zu weiteren Bestandteilen der Bogen-Sehnen-Konstruktion, vor allem auch zu den Weichteilstrukturen folgen, damit in OpenSim mit allen Bestandteilen dieser Einheit modelliert werden kann und schlussendlich ein 3D-Modell mit allen beteiligten Strukturen der Bogen-Sehnen-Konstruktion sowie der gesamten Hinterextremität erstellt werden kann. Sobald es technisch möglich ist, wäre es sehr interessant in Folgestudien die Beckenbewegungen des Pferdes mittels Fluoroskopie zu untersuchen um eine noch genauere Aussage über die Bewegungen in diesem Bereich zu erhalten.

5. Zusammenfassung

Die Bedeutung von Rückenerkrankungen in der Orthopädie nimmt immer stärker zu. Da die Routinediagnostik oft recht schnell erschöpft ist, strebt man unterstützend eine objektive Methode an um die Biomechanik des Pferderückens besser evaluieren zu können. In dieser Studie wird die kinematische Diagnostik über Winkelberechnungen durchgeführt. Verwendet wurde dafür eine dem Tierschutz gerechte, nicht invasive Methode, ein Hautmarkerset, bestehend aus 19 Markern. Um Wirbelsäule und Becken zu definieren, wurden sie an tastbaren Knochenpunkten L4, S2, Tubera coxae, Tubera sacralia, Tubera ischiadica fixiert. Diese Studie zeigt, dass eine Winkelberechnung der Beckenbewegung in Relation zur Wirbelsäule mittels des vorgegebenen Hautmarkersets durchführbar und aussagekräftig ist. Bei Hautmarkern für kinematische Messungen muss immer von einer Hautverschieblichkeit ausgegangen werden. Die Punkte variieren somit. Es wurden 19 Winkel für alle 5 Pferde berechnet. Für Pferd 1-4 wurden mindestens 4 Messungen im Schritt und 4 im Trab für die Auswertung verwendet. Darunter waren Winkel für Flexion- Extension, Axiale Rotation und Laterale Biegung. Die Bewegungsmuster für Flexion- Extension zeigten häufig ein sinusoidales Muster. Der Bewegungsbereich der Winkel im Trab ist durchwegs im Vergleich zu denen im Schritt stark eingeschränkt. Das zeigt sich durch die verminderte Range of Motion in allen Berechnungen. Es wird vermutet, dass dies durch die kräftige umliegende Muskulatur geregelt wird. Das Bewegungsmuster desselben Winkels zur linken und zur rechten Seite lassen sich gut miteinander vergleichen, da sie meist das gleiche Bewegungsmuster aufweisen.

Mit diesem Markersetup ist es möglich die Beckenbewegungen zu evaluieren und weitere Untersuchungen durchzuführen. Die Daten stellen eine Grundlage für ein biomechanisches 3D- Beckenmodell dar.

Schlüsselwörter: Laufband, Becken, Kinematik, Hautmarker

6. Extended Summary

Kinematics of the equine back

6.1. Introduction

The aim of this study was to find out more details about the kinematics of the equine pelvis in relation to the spine.

Based on the evaluation of five horses, data have been used to describe angles between the spine (L4-S2) and the pelvis by 19 different angles, which are based on six palpable points on the pelvis.

The first hypothesis was that it is possible to evaluate the motion of the pelvis in relation to the spine by identifying angles through skin-markers. The second hypothesis was that a marker set consisting of 6 markers on the pelvis are enough to fit in the 3D model of the lumbosacral spine. The third hypothesis was that the angles measured based on 8 skin-markers could be compared properly between walk and trot and between the left and the right side of the pelvis and will show a sinusoidal pattern.

6.2. Materials and Methods

Six horses were recorded while walking and trotting on a horizontal treadmill (Mustang 2200, Firma Kagra AG, Fahrwangen, Switzerland). In order to identify the lameness in each measurement, the data were evaluated in Excel to directly identify hindlimb lameness. Three dimensional kinematic data were obtained. Horses performed a warm-up before kinematics were obtained by recording reflective markers in anatomically accurately defined places. Ten cameras were used (Eagle Digital Real Time System of the Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA, USA). For kinematic recordings CORTEX 1.3.0.475 (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA, USA) was used. Data were transformed via MATLAB (The MathWorks Inc., Natwick, MA, USA R2008b) and separated in stride cycles. Nineteen different angles for flexion-extension, axial rotation and lateral bending were measured in Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft Corp., Redmond, WA, USA) with a function called arctan2, to be able to compare the data afterwards.

6.3. Results

The skin-marker set that has been developed seems to be useful to obtain all the necessary data required for the measurement of angles. A high correlation was seen when data for flexion-extension were compared because most of them showed a

sinusoidal pattern. Furthermore we could find out that movements in trot are less, based on the muscles surrounding this area, than in walk. However, skin movement will always take place along with muscle activity. The obvious advantage of this method compared to bone-fixed markers is the fact that it is a non-invasive method.

6.4. Discussion

In addition to ancillary aids such as X-Ray and ultrasound, which are commonly used, a thorough knowledge of the horse's back movements at different speeds is important to understand the functional aspect of the surrounding structures. Skin markers and the possibility to evaluate angles through kinematic methods seem to be a reliable and repeatable method in this study. Lameness which was evaluated in Excel was compared to the different angles. It seems that the Tubera sacralia, which usually play an important role in the routine clinical-orthopaedic lameness evaluation are the most important anatomical points to concentrate on. The range of motion, means and standard deviations have been calculated for all angles for every horse as well as the range of motion, means and the standard deviations of all of them. The varying range of motion seems to be identical with lameness evaluation, but should still be documented in further studies as well.

7. Literaturverzeichnis

AUDIGIE, F., POURCELOT, P., DEGUEURCE, C.; DENOIX J.-M., GEIGER, D. (1999): Kinematics of the equine back: flexion-extension movements in sound trotting horses. *Equine Veterinary Journal*, Supplement 30, 210-213.

ARNOLD, E. M., DELP, S. L. (2011): Fibre operating lengths of human lower limb muscles during walking. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London, Series B*, 366, 1530–1539.

BLANA, D., HINCAPIE, J.G., CHADWICK, E.K., KIRSCH, R.F. (2008): A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *Journal of Biomechanics* 41, 1714–1721.

BOCKSTAHLER, B., SKALICKY, M., PEHAM, C., MÜLLER, M., LORINSON, D. (2007a): Reliability of ground reaction forces measured on a treadmill system in healthy dogs. *The Veterinary Journal* 173, 373–378.

BOCKSTAHLER, B., HENNINGER, W., MÜLLER, M., MAYRHOFER, E., PEHAM, C., PODBREGAR, I. (2007b): Influence of borderline hip dysplasia on joint kinematics of clinically sound Belgian Shepherd dogs. *American Journal of Veterinary Research* 68, 3, 271-276.

BOCKSTAHLER, B., MÜLLER, M., HENNINGER, W., MAYRHOFER, E., PEHAM, C., PODBREGAR, I. (2008): Kinetische und kinematische Analyse der Bewegung (Ganganalyse) der Vorderextremitäten bei gesunden Militärhunden - Erhebung von Basiswerten. *Wiener Tierärztliche Monatsschrift* 95 127–138.

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* 313A: 262–279.

BURKHOLDER, T.J., NICHOLS, T.R. (2004): Three-Dimensional Model of the Feline Hindlimb.

Journal of Morphology 261:118–129.

CARRANO, M.T., HUTCHINSON, J.R. (2002): Pelvic and Hindlimb Musculature of *Tyrannosaurus rex* (Dinosauria: Theropoda)

Journal of Morphology 253:207–228

CLANCY, E.A., MORIN, E.L., MERLETTI, R. (2002): Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography.

Journal of Electromyography and Kinesiology 12, 1–16.

COLLINS, S.N., MURRAY, R.C., KNEISSL, S., STANEK, C., HINTERHOFER, C. (2009): Thirty-two component finite element models of a horse and donkey digit.

Equine Veterinary Journal 41 (3) 219-224.

CONZEMIUS, M.G., APER, R.L., HILL, C.M (2001): Evaluation of a Canine Total-Elbow Arthroplasty System: A Preliminary Study in Normal Dogs.

Veterinary Surgery 30:11-20.

CONZEMIUS, M.G., BROWN, T.D., ZHANG, Y., ROBINSON, R.A. (2002): A new animal model of femoral head osteonecrosis: one that progresses to human-like mechanical failure.

Journal of Orthopaedic Research 20, 303-309.

COUSTY, M., ROSSIER, Y., DAVID, F. (2008): Ultrasound-guided periarticular injections of the sacroiliac region in horses: A cadaveric study.

Equine Veterinary Journal 40, (2) 160-166.

DAVENPORT-GOODALL, C.L.M., ROSS, M.W. (2004): Scintigraphic abnormalities of the pelvic region in horses examined because of lameness or poor performance: 128 cases (1993–2000).

Journal of the American Veterinary Medical Association 224, 1, 88-95.

DEGUEURCE C., CHATEAU H., DENOIX J.-M. (2004): In vitro assessment of movements of the sacroiliac joint in the horse.

Equine Veterinary Journal 36 (8) 694-698.

DE JONGH, C.U., BASSON, A.H., SCHEFFER, C. (2008): Predictive modelling of cervical disc implant wear.

Journal of Biomechanics 41 3177–3183.

DENOIX, J.-M., PAILLOUX, J.-P. (1996): Physical therapy and massage for the horse.
Manson Publishing

DENOIX, J.-M., PAILLOUX, J.-P. (2000): Physiotherapie und Massage bei Pferden: Bewegungstherapie nach den Gesetzen der Biomechanik.

Ulmer Verlag, S. 68, S. 73.

DENOIX, J.-M., JACQUET, S. (2008): Ultrasound-guided injections of the sacroiliac area in horses.

Equine Veterinary Education 20 (4) 203-207.

DYSON, S. (2004): Pain Associated With the Sacroiliac Joint Region: A Diagnostic Challenge.

American Association of Equine Practitioners 50, 357-360.

ELGERSMA, A.E., WIJNBERG, D., SLEUTJENS, J., VAN DER KOLK, J.H., VAN WEEREN, P.R., BACK, W. (2010): A pilot study on objective quantification and anatomical modelling of in vivo head and neck positions commonly applied in training and competition of sport horses.

Equine Veterinary Journal 42 Supplement 38 436-443.

ERICHSEN, C., EKSELL, M.P., WIDSTROM, C., BERGER, M., ROETHLISBERGHEOR, K., JOHNSTON, C. (2003): Scintigraphy of the sacroiliac joint region in asymptomatic riding horses: Scintigraphic appearance and evaluation of method.

Veterinary Radiology and Ultrasound 44, 6, 699-706.

FABER, M., SCHAMHARDT, H., VAN WEEREN, R., JOHNSTON, C., ROEPSTORFF, L., BARNEVELD, A. (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., VAN WEEREN, R., ROEPSTORFF, L., BARNEVELD, A. (2001a): Basic three-dimensional kinematics of the vertebral column of horses trotting on a treadmill.

American Journal of Veterinary Research 62, 5, 757-764.

FABER, M., SCHAMHARDT, H., VAN WEEREN, R., BARNEVELD, A. (2001b): Methodology and validity of assessing kinematics of the thoracolumbar vertebral column in horses on the basis of skin-fixated markers.

American Journal of Veterinary Research 62, 3, 301-306.

FABER, M., JOHNSTON, C., SCHAMHARDT, H.C., VAN WEEREN, P.R., ROEPSTORFF, L., BARNEVELD, A. (2001c): Three-dimensional kinematics of the equine spine during canter.

Equine Veterinary Journal Supplement 33, 145-149.

FABER, M., JOHNSTON, C., SCHAMHARDT, H.C., VAN WEEREN, P.R., ROEPSTORFF, L., BARNEVELD, A. (2002): Repeatability of back kinematics in horses during treadmill locomotion.

Equine Veterinary Journal 34 (3), 235-241.

FABER, M., VAN WEEREN, P.R., SCHEEPERS, M., and BARNEVELD, A. (2003): Long-term follow-up of manipulative treatment in a horse with back problems.

Journal of Veterinary Medicine 50: 241–245.

GEBUREK, F., WAGELS, R., MARKUS, R. KAMPMANN, C., PETERS, M., STADLER, P. (2005): Ultrasonographische Panoramabild-Darstellung als Ergänzung der klinischen und röntgenologischen Diagnostik von Frakturen im Bereich des Beckens bei Pferden.

Pferdeheilkunde 21 6 517-524.

GEBUREK, F., ROTTING, A.K., STADLER, P.M. (2009): Comparison of the Diagnostic Value of Ultrasonography and Standing Radiography for Pelvic–Femoral Disorders in Horses.

Veterinary Surgery 38:310–317.

GESKY, R. (2007): Oberflächenelektromyographie am Musculus quadriceps femoris beim klinisch gesunden Hund.

Dissertation, Veterinärmedizinische Universität Wien.

GOFF, L.M., JASIEWICZS, J., JEFFCOTT, L.B., CONDIES, P., MCGOWAN, T.W., MCGOWAN, C.M. (2006): Movement between the equine ilium and sacrum: in vivo and in vitro studies.

Equine veterinary Journal Supplement 36 457-461.

GOFF, L.M., JEFFCOTT, L.B., JASIEWICZ, J., MCGOWAN, C.M. (2008): Structural and biomechanical aspects of equine sacroiliac joint function and their relationship to clinical disease.

The Veterinary Journal 176, 281-293.

GOFF, L., VAN WEEREN, P.R., JEFFCOTT, L. CONDIE, P., MCGOWAN, C. (2010): Quantification of equine sacral and iliac motion during gait: A comparison between motion capture with skin-mounted and bone-fixated sensors.

Equine Veterinary Journal 42 Supplement 38, 468-474.

GÓMEZ ÁLVAREZ, C.B., L'AMI, J.J., MOFFATT, D., BACK, W., VAN WEEREN, P.R. (2008): Effect of chiropractic manipulations on the kinematics of back and limbs in horses with clinically diagnosed back problems.

Equine Veterinary Journal 40 (2) 153-159.

GROESEL, M., GFOEHLER, M., PEHAM, C. (2009): Alternative solution of virtual biomodelling based on CT-scans.

Journal of Biomechanics 42, 2006-2009.

GROESEL, M., ZSOLDOS, R.R, KOTSCHWAR, A., GFOEHLER, M., PEHAM, C. (2010): Preliminary model study of the equine back including activity of longissimus dorsi muscle.

Equine Veterinary Journal 42 Supplement 38, 401-406.

GROESEL, M. (2011): Erstellung eines dreidimensionalen biomechanischen Modells der equinen thorakolumbalen Wirbelsäule.

Dissertation, Veterinärmedizinische Universität Wien.

HARTIG, A., HASLINGER, M. (2010): Powerpoint Präsentation Biomechanik Wahlfach.

HAUSSLER, K.K. (2000): Equine Chiropractic: General Principles and Clinical Applications.

American Association of Equine Practitioners Proceedings, 46, 84-93.

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 Supplement* 33 160-164.

HAUSSLER, K.K. (2004): Functional Anatomy and Pathophysiology of Sacroiliac Joint Disease.

American Association of Equine Practitioners Proceedings, 50, 361-366.

HAUSSLER, K.K., MCGILVRAY, K.C., AYTURK, U.M., PUTTLITZ, C.M., HILL, A.E., McILWRAITH, C.W. (2009): Deformation of the equine pelvis in response to in vitro 3D sacroiliac joint loading.

Equine Veterinary Journal 41, 207-212.

HELMS, G., BEHRENS, B-A., STOLORZ, M., WEFSTAEDT, P., NOLTE, I. (2009): Multi-body simulation of a canine hind limb: model development, experimental validation and calculation of ground reaction forces.

BioMedical Engineering OnLine 8:36, 1-9.

HENSON, F.M.D. (2009): Equine Back Pathology- Diagnosis and Treatment. Wiley-Blackwell. United Kingdom. S. 3-15, 25-31, 39- 59, 189- 197.

HINNERK, B.W. (2011): Sensitivität und Spezifität von Arthroskopie und dreidimensional rekonstruierten CT-Modellen zur Bestimmung der radioulnaren Inkongruenz am kaninen Ellbogengelenk: eine in vitro Studie.

Dissertation, Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität.

HOLLER, P.J., BRAZDA, V., DAL-BIANCO, B., LEWY, E., MÜLLER, M., PEHAM, C., BOCKSTAHLER, B.A. (2010): Kinematic motion analysis of the joints of the forelimbs and hind limbs of dogs during walking exercise regimens.

American Journal of Veterinary Research 71, 7, 734-740.

HOLLER, P. (2011): Erstellung eines biomechanischen dreidimensionalen Modells des caninen Ellbogens.

Dissertation, Veterinärmedizinische Universität Wien.

HOLZBAUR, K.R.S., MURRAY, W.M., DELP, S.L., (2005): A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control.

Annals of Biomedical Engineering 33, 6, 829-840.

HUTCHINSON J.R., NG-THOW-HING, V.; ANDERSON, F.C. (2007): A 3D interactive method for estimating body segmental parameters in animals: Application to the turning and running performance of *Tyrannosaurus rex*.

Journal of Theoretical Biology 246, 660–680.

JOHNSTON, C., ROETHLISBERGER, H., ERICHSEN, C., EKSELL, P., DREVEMO, S. (2004): Kinematic evaluation of the back in fully functioning riding horses.

Equine Veterinary Journal 36 (6) 495-498.

KARGO, W.J., ROME, L.C. (2002a): Functional morphology of proximal hindlimb muscles in the frog *Rana pipiens*.

The Journal of Experimental Biology 205, 1987–2004.

KARGO, W.J., NELSON, F., ROME, L.C. (2002b): Jumping in frogs: assessing the design of the skeletal system by anatomically realistic modeling and forward dynamic simulation.

The Journal of Experimental Biology 205, 1683–1702.

KARGO, W.J., RAMAKRISHNAN, A., HART, C.B., ROME, C., GIZTER, S.F. (2010): A Simple Experimentally Based Model Using Proprioceptive Regulation of Motor Primitives Captures Adjusted Trajectory Formation in Spinal Frogs.

Journal of Neurophysiology 103: 573–590.

KEEGAN, K.G., ARAFAT, S., SKUBIC, M., WILSON, D.A., KRAMER, J. (2003): Detection of lameness and determination of the affected forelimb in horses by use of continuous wavelet transformation and neural network classification of kinematic data.

American Journal of Veterinary Research 64, 11, 1376-1381.

KEEGAN, K.G., YONEZAWA, Y., PAI, F., WILSON, D.A., KRAMER, J. (2004): Evaluation of a sensor- based system of motion analysis for detection and quantification of forelimb and hind limb lameness in horses.

American Journal of Veterinary Research 65:665–670.

KEEGAN, K.G., MESSER, N.T., REED, S.K., WILSON, D.A., KRAMER, J. (2008): Effectiveness of administration of phenylbutazone alone or concurrent administration of phenylbutazone and flunixin meglumine to alleviate lameness in horses.

American Journal of Veterinary Research 69, 2, 167-173.

KELMER, G., KEEGAN, K.G., KRAMER, J., WILSON, D.A., PAI, F.P, SINGH, P. (2005): Computer-assisted kinematic evaluation of induced compensatory movements resembling lameness in horses trotting on a treadmill.

American Journal of Veterinary Research 66, 4, 646-655.

KERSTEN, A.A.M., EDINGER, J. (2004): Ultrasonographic examination of the equine sacroiliac region.

Equine Veterinary Journal 36 (7) 602-608.

KHUMSAP, S., LANOVAZ, J.L., CLAYTON, H.M. (2004): Verification of skin-based markers for 3-dimensional kinematic analysis of the equine tarsal joint.

Equine Veterinary Journal 36 (8) 655-658.

KÖNIG, H.E. (2006): Vorlesungsunterlagen Anatomieübungen.

KÖNIG, H.E., LIEBICH, H.G. (2009): Anatomie der Haussäugetiere, 4.Auflage

Schattauer Verlag, Stuttgart, S. 275- 282.

KRAMER, J., KEEGAN, K.G., WILSON, D.A., SMITH, B.K. (2000): Kinematics of the hind limb in trotting horses after induced lameness of the distal intertarsal and tarsometatarsal joints and intra-articular administration of anesthetic.

American Journal of Veterinary Research 61, 9, 1031-1036.

KRAMER, J., KEEGAN, K.G., WILSON, D.A., SMITH, B.K., WILSON, D.J. (2004): Objective determination of pelvic movement during hind limb lameness by use of a signal decomposition method and pelvic height differences.

American Journal of Veterinary Research 65, 6, 741-747.

KÜNZEL, W., KUBASA (1988): Skript Topographische Anatomie I und II, aufgebaut nach Vorlesungen von Prof. Dr. Oskar Schaller, verfasst von, 2. Auflage, 1988 ÖH)

LANDMAN, M.A.A.M., DE BLAAUW, J.A., VAN WEEREN, P.R., HOFLAND, L.J. (2004): Field study of the prevalence of lameness in horses with back problems. *Veterinary Record* 155, 165-168.

LEWY, E. (2009): Kinematik der Gelenke der Hinterextremität und Oberflächenelektromyografie an Musculus biceps femoris und Musculus gluteus medius beim klinisch gesunden Hund im Schritt.

Dissertation, Veterinärmedizinischen Universität Wien.

LICKA, T., PEHAM, C. (1998): An objective method for evaluating the flexibility of the back of standing horses. *Equine Veterinary Journal* 30 (5) 412-415.

LICKA, T., PEHAM, C., ZOHMANN, E. (2001a): Range of back movement at trot in horses without back pain. *Equine Veterinary Journal* Supplement 33, 150-153.

LICKA, T.F., PEHAM, C., ZOHMAN, E. (2001b): Treadmill study of the range of back movement at the walk in horses without back pain. *American Journal of Veterinary Research* Vol 62, No. 7, 1173-1179.

LICKA, T., KAPAUN, M., PEHAM, C. (2004a): Influence of rider on lameness in trotting horses. *Equine Veterinary Journal* 36 (8) 734-736.

LICKA, T.F., PEHAM, C., FREY, A. (2004b): Electromyographic activity of the longissimus dorsi muscles in horses during trotting on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research* 65, 2, 155-158.

LICKA, T.F., FREY, A., PEHAM, C. (2009): Electromyographic activity of the longissimus dorsi muscles in horses when walking on a treadmill. *The Veterinary Journal* 180 71-76.

LISKA, W.D., MARCELLIN-LITTLE, D.J., ESKELINEN, E.V., SIDEBOTHAM, C.G., HARRYSSON, O.L.A., HIELM-BJ, A.K. (2007): Custom Total Knee Replacement in a Dog with Femoral Condylar Bone Loss.

Veterinary Surgery 36:293–301.

MAHR, G.R.F., HINTERHOFER, Ch., HAIDER, H., LORINSON, K., KASTNER, J., LORINSON, D. (2008): Finite element modelling of the feline antebrachium - comparison of stress in the intact bones and after extramedullary bridging of a mid-diaphyseal fracture.

Wiener Tierärztliche Monatsschrift 95, 219 – 225.

NAM W., SEO, TaeWon, KIM, B., JEON, D., CHO, K-J., KIM, J. (2009): Kinematic Analysis and Experimental Verification on the Locomotion of Gecko.

Journal of Bionic Engineering 6 246–254.

NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E. (2004): Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band 1: Der Bewegungsapparat.

8., unveränderte Auflage, Parey, Stuttgart, S. 97-127, 492- 507, 555-585.

NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E. (2004): Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band 3: Kreislaufsystem, Haut und Hautorgane.

4., unveränderte Auflage, Parey, Stuttgart S.132-156, 248-259, 422-441.

NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E. (2004): Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band 4: Nervensystem, Sinnesorgane, Endokrine Drüsen.

4., unveränderte Auflage, Parey, Stuttgart. S.281-299.

NIELSEN, C., STOVER, S.M., SCHULZ, K.S., HUBBARD, M., HAWKINS, D.A. (2003): Two-dimensional link-segment model of the forelimb of dogs at a walk.

American Journal of Veterinary Research, 64, 5, 609-617.

NIGG, B.M., HERZOG, W., (1999): Biomechanics of the Musculo-skeletal System. 3.6 Optical Methods

2nd Edition, John Wiley & Sons Ltd., Chichester, West Sussex, England, UK, 302-331.

PAUMKIRCHNER P. (2010): „Seriöse Spiele gegen Schmerzen“.

Die Presse, in der Sparte ‚Gesundheit‘ am 31. Oktober 2010, 18:16 Uhr.

PEHAM, C, LICKA, T., MAYR, A., SCHEIDL, M., GRITLER, D. (1998): Speed dependency of motion pattern consistency.

Journal of Biomechanics 31, 769-72.

PEHAM, C., LICKA, T., GIRTLER, D., SCHEIDL, M. (2001a): The Influence of Lameness on Equine Stride Length Consistency.

The Veterinary Journal 162, 153–157.

PEHAM, C., LICKA, T., GIRTLER, D., SCHEIDL, M. (2001b): Hindlimb lameness: clinical judgement versus computerised symmetry measurement.

Veterinary Record 148, 750-752.

PEHAM, C., SCHOBESBERGER, H. (2006): A novel method to estimate the stiffness of the equine back.

Journal of Biomechanics 39 2845–2849.

PILLINER S., ELMHURST, S., DAVIES, Z. (2002): The Horse in Motion.

1. Auflage, Blackwell Science Ltd., Oxford.

ROBERT, C. AUDIGÉ. F., VALETTE, J.P., POURCELOT, P., DENOIX, J-M. (2001): Effects of the treadmill speed on the mechanics of the back in the trotting saddlehorse.

Equine Veterinary Journal Supplement 33 154- 159.

ROBERT, C., VALETTE, J.-P., Pourcelot, P., AUDIGÉ, F., DENOIX, J.-M. (2002): Effects of trotting speed on muscle activity and kinematics in saddlehorses.

Equine Veterinary Journal Supplement 34 295-301.

RÜMENS, D., PATAN, B. PROBST, A., POLSTERER, E., MACHER, R., STANEK, C., KÖNIG, H.E. (2007): Der Iliosakrale Übergang - Ein Problembereich des Pferderückens/
The iliosacral connection: A problem associated area of the equine back.

Pferdeheilkunde 23 21-26.

SAEGLITZ J. (2003): Morphologische Grundlagen für ein Forward-Dynamik-Modell der Schultergliedmaße des Deutschen Schäferhundes und invers dynamische Untersuchungen zu den gelenkresultierenden Kräften der großen Gliedmaßengelenke. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München.

SALOMON, F.–V., GEYER, H., GILLE, U. (2005): Anatomie für die Tiermedizin. Enke-Verlag, Stuttgart, S. 135.

SHA, D.H., MULLINEAUX, D.R., CLAYTON, H.M. (2004): Three-dimensional analysis of patterns of skin displacement over the equine radius. *Equine Veterinary Journal* 36 (8) 665-670.

SHAHAR, R., BANKS-SILLS, L. (2004): A quasi-static three-dimensional, mathematical, three-body segment model of the canine knee. *Journal of Biomechanics* 37 1849–1859.

SHAHAR, R., MILGRAM, J. (2006): Biomechanics of Tibial Plateau Leveling of the Canine Cruciate-Deficient Stifle Joint: A Theoretical Model. *Veterinary Surgery* 35:144–149.

SON, D., JEON, D., NAM, W.C., CHANG, D., SEO, TaeWon, KIM, J. (2010): Gait planning based on kinematics for a quadruped gecko model with redundancy. *Robotics and Autonomous Systems* 58 648_656.

STASHAK, Ted.S. (2008): Adam's Lahmheit bei Pferden.

4. Auflage, M. H. Schaper, Hannover.

STUBBS, N.C., HODGES, P.W., JEFFCOTT, L.B., COWIN, G., HODGSON, D.R., MCGOWAN, C.M. (2006): Functional anatomy of the caudal thoracolumbar and lumbosacral spine in the horse.

Equine Veterinary Journal Supplement 36, 393–399.

SULLIVAN, K.A., HILL, A.E., HAUSSLER, K.K. (2008): The effects of chiropractic, massage and phenylbutazone on spinal mechanical nociceptive thresholds in horses without clinical signs.

Equine Veterinary Journal 40, 14–22.

TOMLINSON, J.E., SAGE, A.M., TURNER, T.A., FEENES, D.A. (2001): Detailed ultrasonographic mapping of the pelvis in clinically normal horses and ponies.

American Journal of Veterinary Research 62, 11, 1768–1775.

VAN WEEREN, P.R., VAN DEN BOGERT, A.J., BARNEVELD, A. (1988): Quantification of skin displacement near the carpal, tarsal and fetlock joints of the walking horse.

Equine Veterinary Journal 20, 203-208.

VAN WEEREN, P.R. (2004): Structure and biomechanical concept of the equine back.

Pferdeheilkunde 20 4 341-348.

VAN WEEREN, P.R. (2009): Aus Equine Back Pathology. Seite 39-59.

(HENSON, 2009)

WEISHAUPT, M.A., HOGG, H.P., WIESTNER, T., DENOTH, J., STÜSSI, E., AUER, J.A. (2002): Instrumented treadmill for measuring vertical ground reaction forces in horses.

American Journal of Veterinary Research 63: 520–527.

WENNERSTRAND, J., JOHNSTON, C., ROETHLISBERGER-HOLM, K., ERICHSEN, C., EKSELL, P., DREVEMO, S. (2004): Kinematic evaluation of the back in the sport horse with back pain.

Equine Veterinary Journal Supplement 36, 707-711.

WISSDORF, H., GERHARDS, H., HUSKAMP, B. (1998): Praxisorientierte Anatomie und Propädeutik des Pferdes. 1. Auflage, M.&H. Schaper Alfeld, Hannover.

WISSDORF, H., GERHARDS, H., HUSKAMP, B., DEEGEN, E.(2002): Praxisorientierte Anatomie und Propädeutik des Pferdes.

2., ergänzte und völlig überarbeitete Auflage, M.&H. Schaper Alfeld Hannover. S. XXIII, S. 357, S. 634.

YAN, J. (2006): A computer simulation model of the human head-neck musculoskeletal system.

Masterarbeit, University of Tennessee.

YOGANADAN, N., KUMARESAN, S., PINTAR, F.A. (2001): Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modelling.

Clinical Biomechanics 16 1-27.

ZANEB, H., KAUFMAN, V., STANEK, C., PEHAM, C., LICKA, T.F. (2009): Quantitative differences in activities of back and pelvic limb muscles during walking and trotting between chronically lame and nonlame horses.

American Journal of Veterinary Research 70, 9, 1129–1134

ZARUCCO, L., WISNER, E.P., SWANSTROM, M.D., STOVER, S.M. (2006): Image fusion of computed tomographic and magnetic resonance images for the development of a three-dimensional musculoskeletal model of the equine forelimb.

Veterinary Radiology and Ultrasound 47, 6, 553-562.

ZSOLDOS, R.R., KOTSCHWAR, A., KOTSCHWAR, A.B.; RODRIGUEZ, C.P., PEHAM, C., LICKA, T. (2010a): Activity of the equine rectus abdominis and oblique external abdominal muscles measured by surface EMG during walk and trot on the treadmill.

Equine Veterinary Journal 42 Supplement 38 523-529.

ZSOLDOS, R.R., GROESEL, M., KOTSCHWAR, A., KOTSCHWAR, A.B., LICKA, T., PEHAM, C. (2010b): A preliminary modelling study on the equine cervical spine with inverse kinematics at walk.

Equine Veterinary Journal 42 Supplement 38, 516-522.

ZSOLDOS, R.R., KOTSCHWAR, A.B., KOTSCHWAR, A., GROESEL, M., LICKA, T., PEHAM, C. (2010c): Electromyography activity of the equine splenius muscle and neck kinematics during walk and trot on the treadmill.

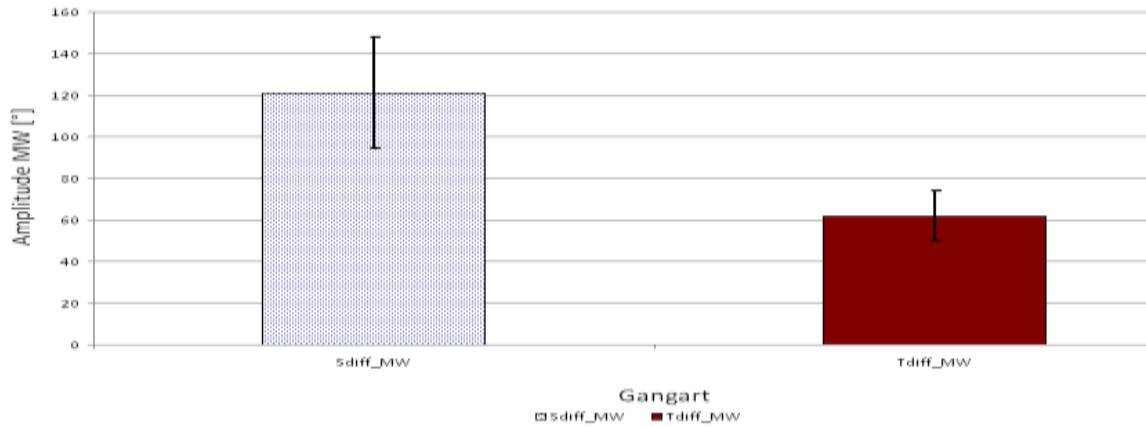
Equine Veterinary Journal 42 Supplement 38 455-461.

ZSOLDOS, R.R., GROESEL, M., KOTSCHWAR, A., KOTSCHWAR, A.B., PEHAM, C., LICKA, T., (2010d): How the equine neck moves at trot - an inverse kinematics model of the cervical vertebrae of the horse.

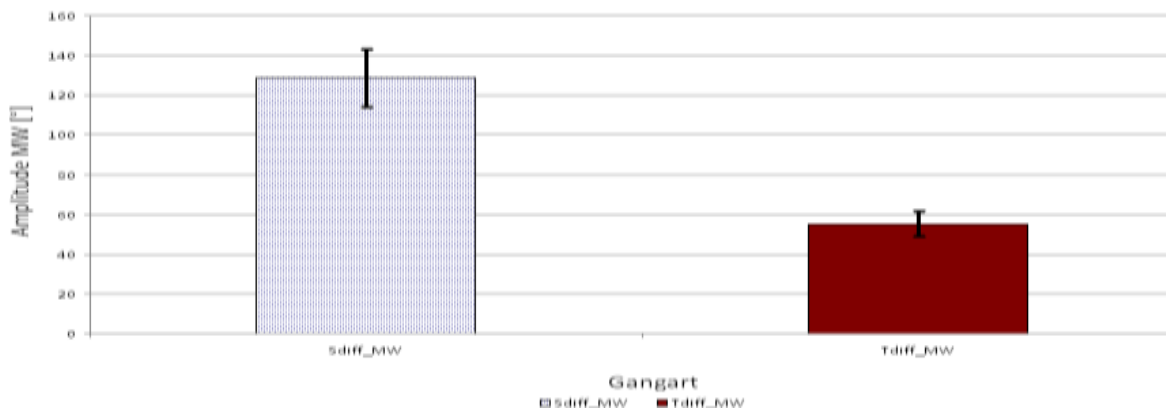
Anatomia, Histologia, Embryologia 39, 337-338.

8. Anhang

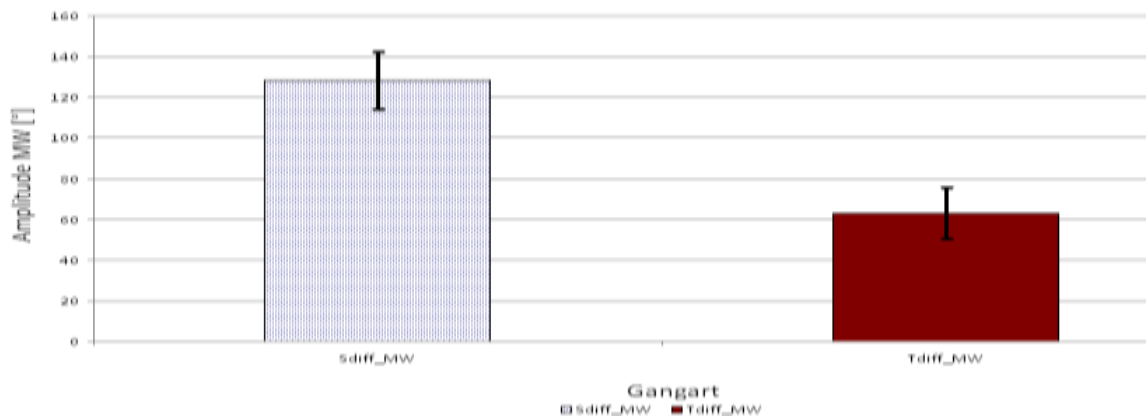
Mittelwert AR für Vektor 2 Schritt und Trab



Mittelwert AR für Vektor 2a Schritt und Trab



Mittelwert AR für Vektor 2a Schritt und Trab



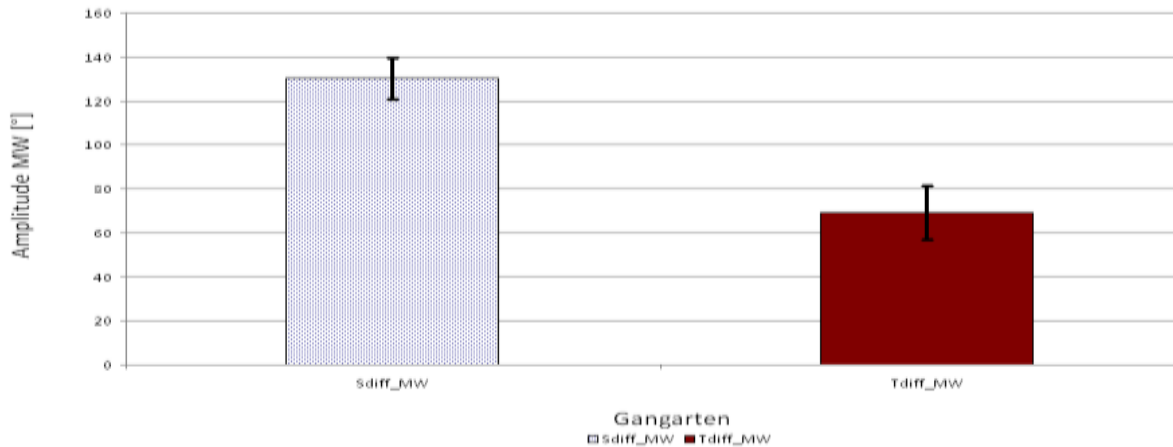
Verglichen werden die Mittelwerte aller Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 73: zeigt die AR der Tubera coxae im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

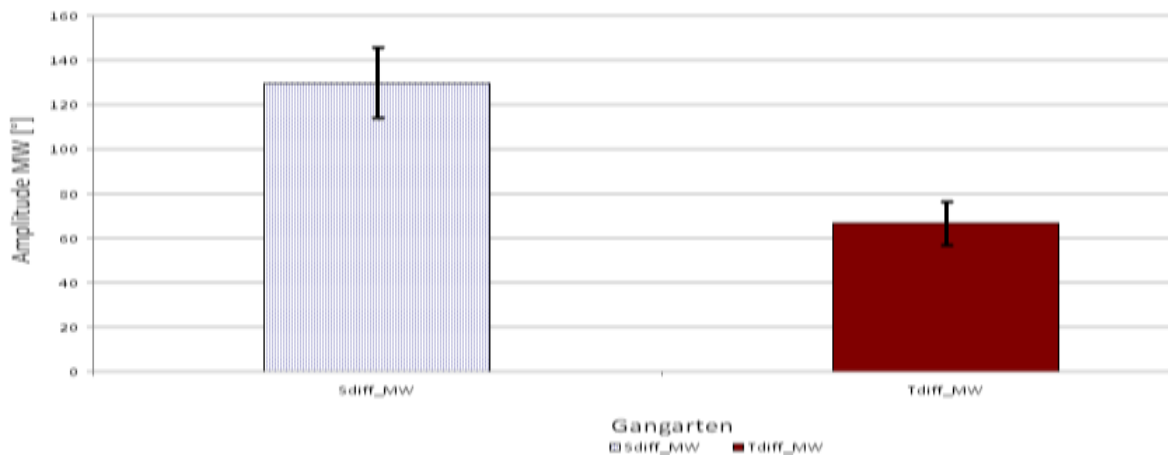
Abbildung 74: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 2a.

Abbildung 75: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 2b.

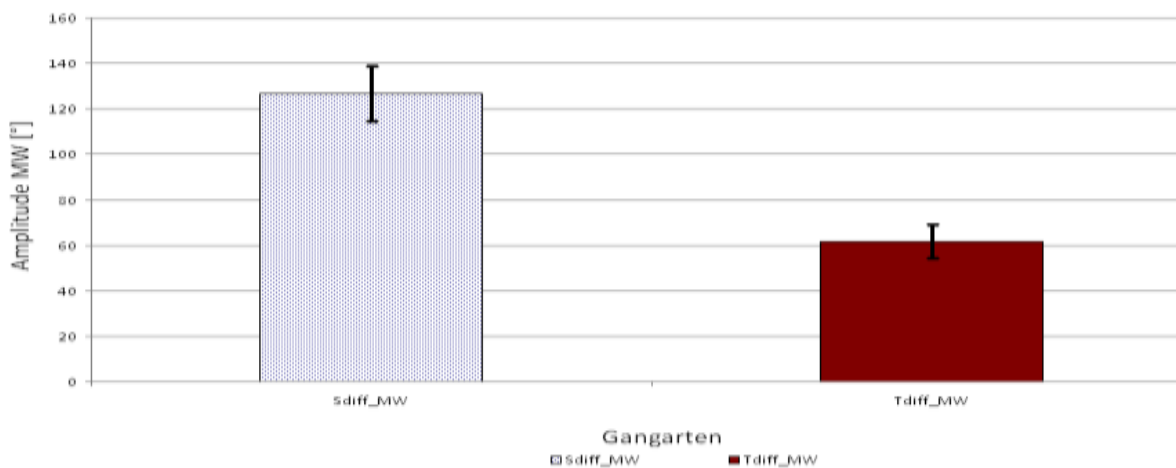
Mittelwert AR für Vektor 4 Schritt und Trab



Mittelwert AR für Vektor 4a Schritt und Trab



Mittelwert AR für Vektor 4b Schritt und Trab



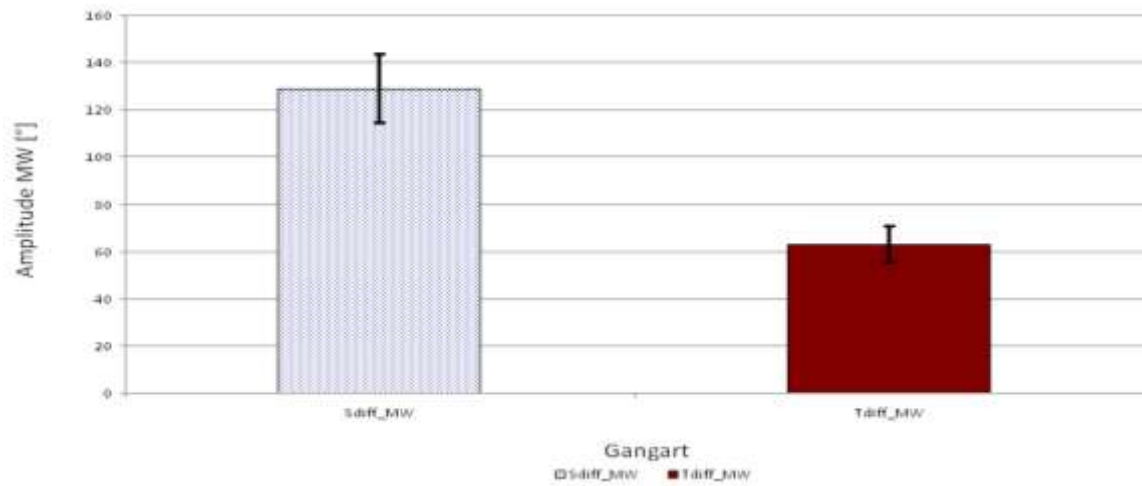
Verglichen werden die Mittelwerte aller Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 76: zeigt die AR der Tubera sacralia im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

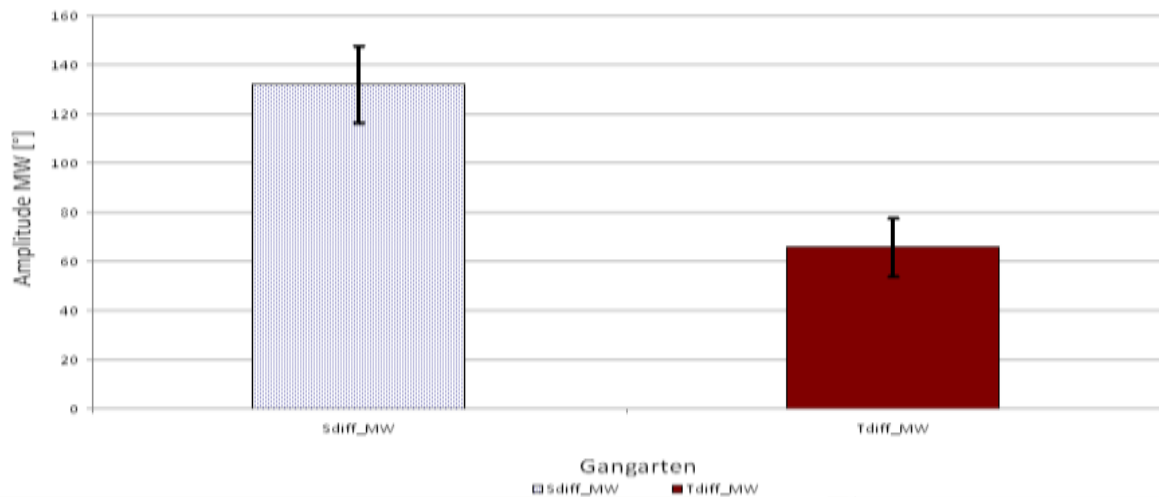
Abbildung 77: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4a.

Abbildung 78: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4b.

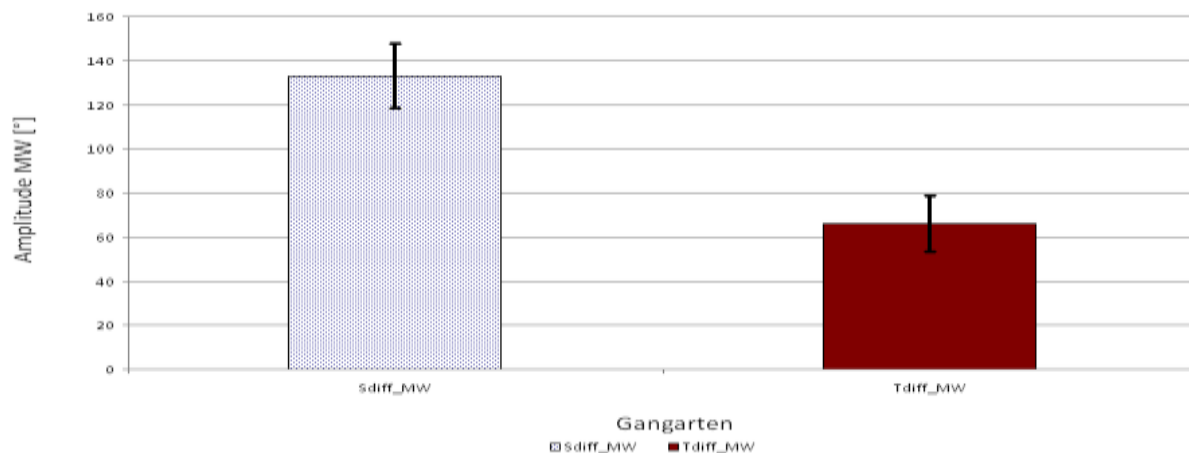
Mittelwert AR für Vektor 3 Schritt und Trab



Mittelwert AR für Vektor 3a Schritt und Trab



Mittelwert AR für Vektor 3b Schritt und Trab



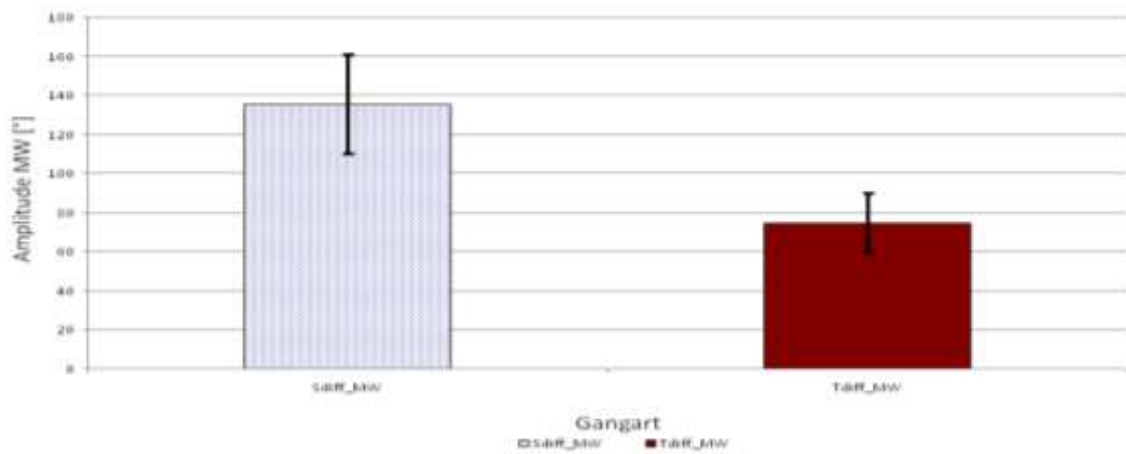
Verglichen werden die Mittelwerte aller Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 79: zeigt die AR der Tubera ischiadica im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

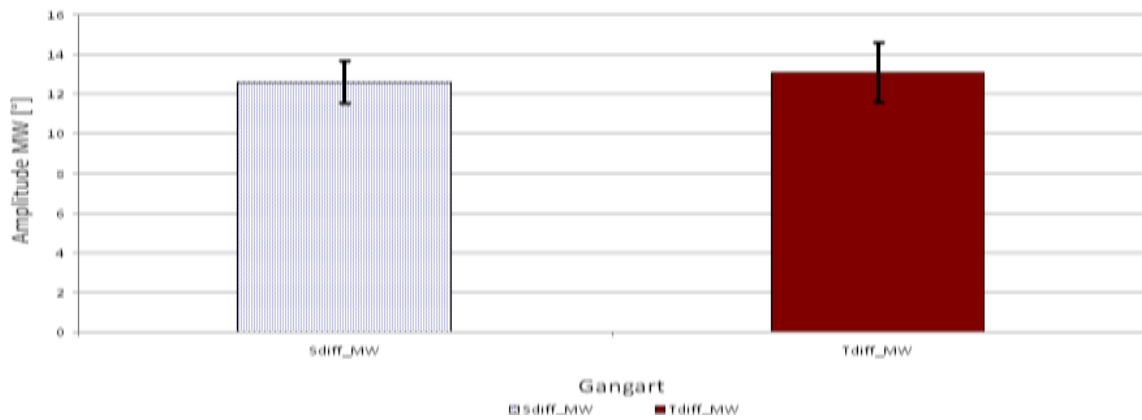
Abbildung 80: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 3a.

Abbildung 81: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 3b.

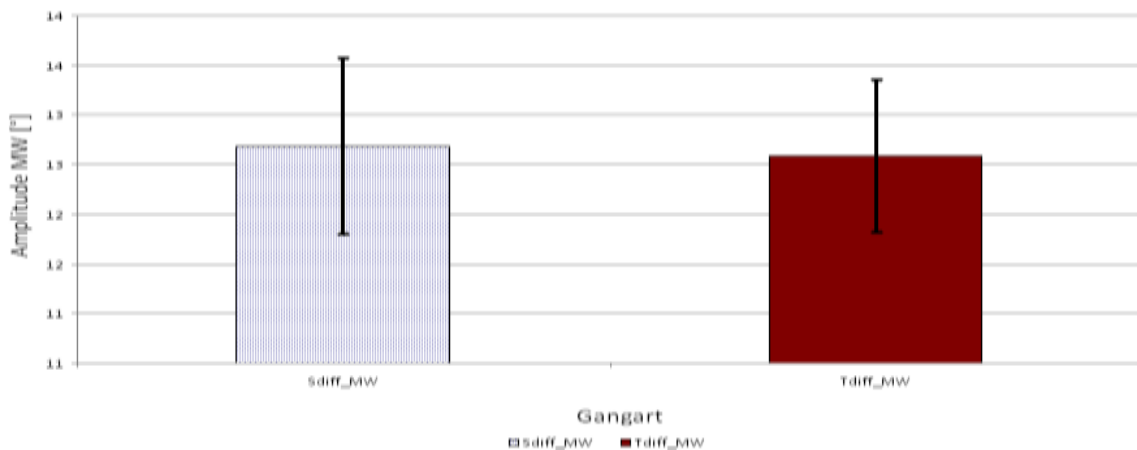
Mittelwert FE für Vektor 2 Schritt und Trab



Mittelwert FE für Vektor 2a Schritt und Trab



Mittelwert FE für Vektor 2b Schritt und Trab



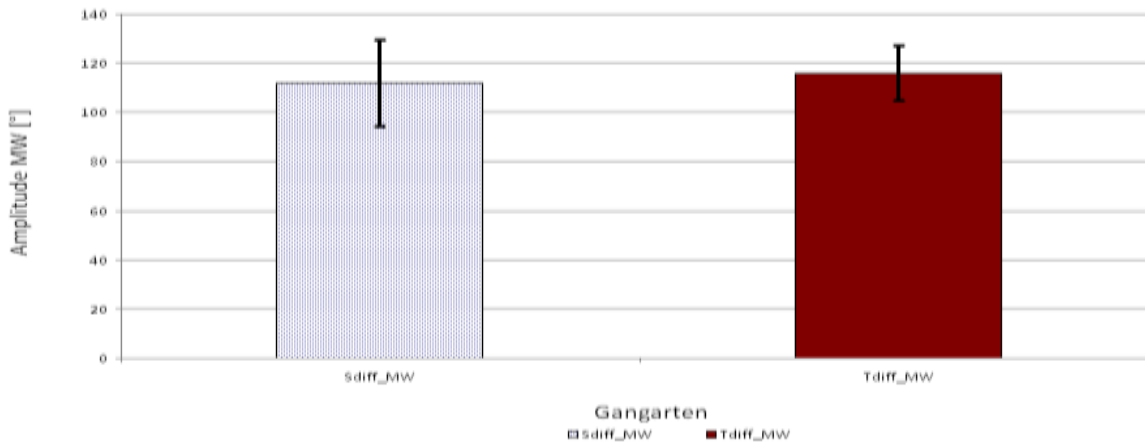
Verglichen werden die Mittelwerte aller Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 82: zeigt die FE der Tubera coxae im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

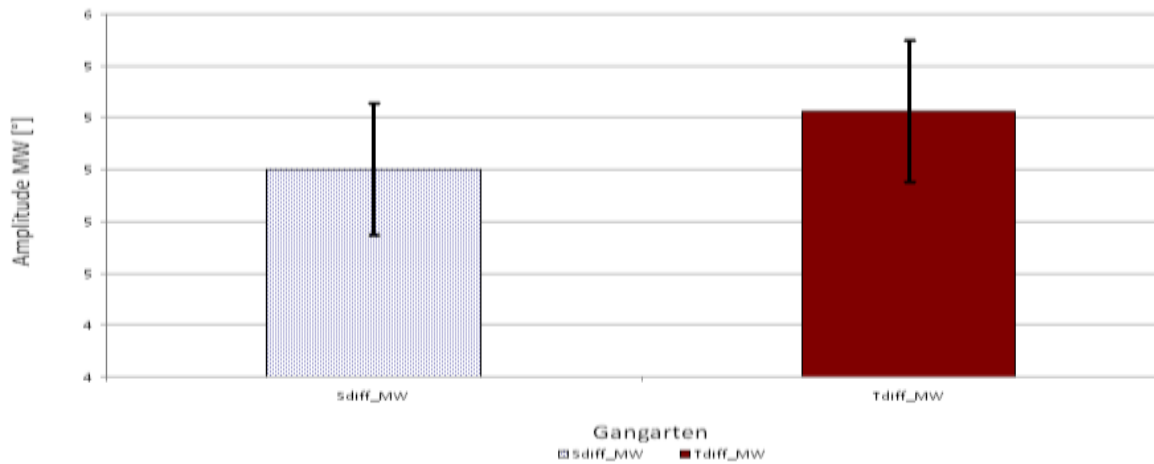
Abbildung 83: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 2a.

Abbildung 84: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 2b.

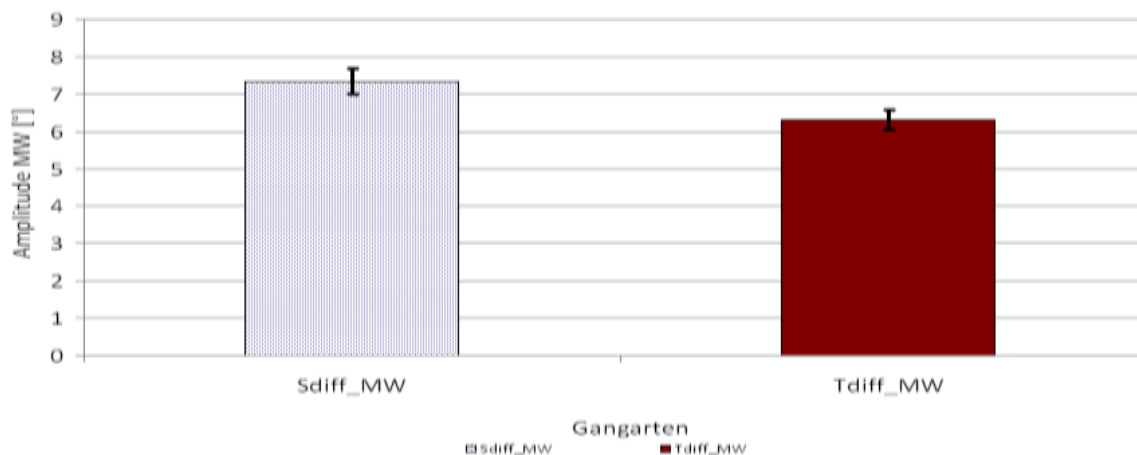
Mittelwert FE für Vektor 4 Schritt und Trab



Mittelwert FE für Vektor 4a Schritt und Trab



Mittelwert FE für Vektor 4b Schritt und Trab



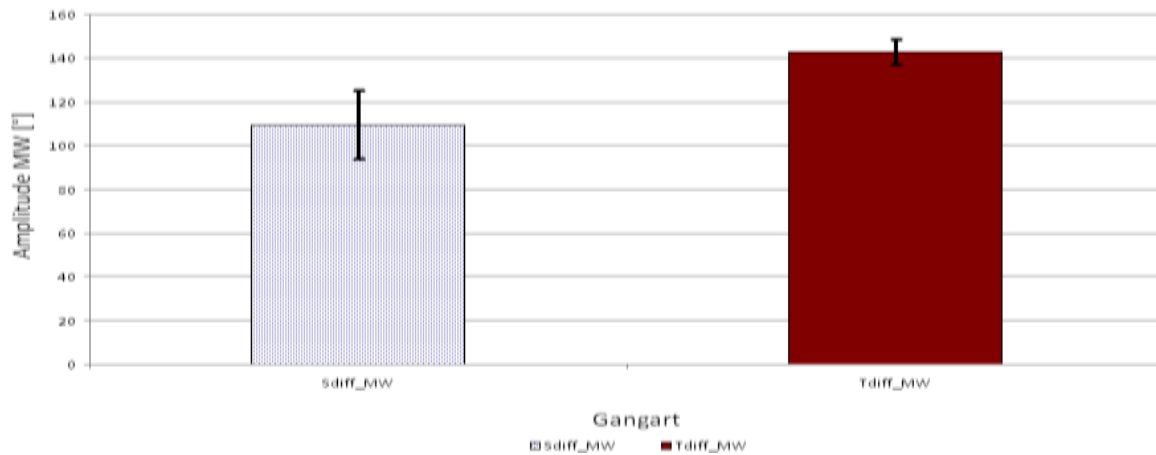
Verglichen werden die Mittelwerte aller Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 85: zeigt die FE der Tubera sacralia im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

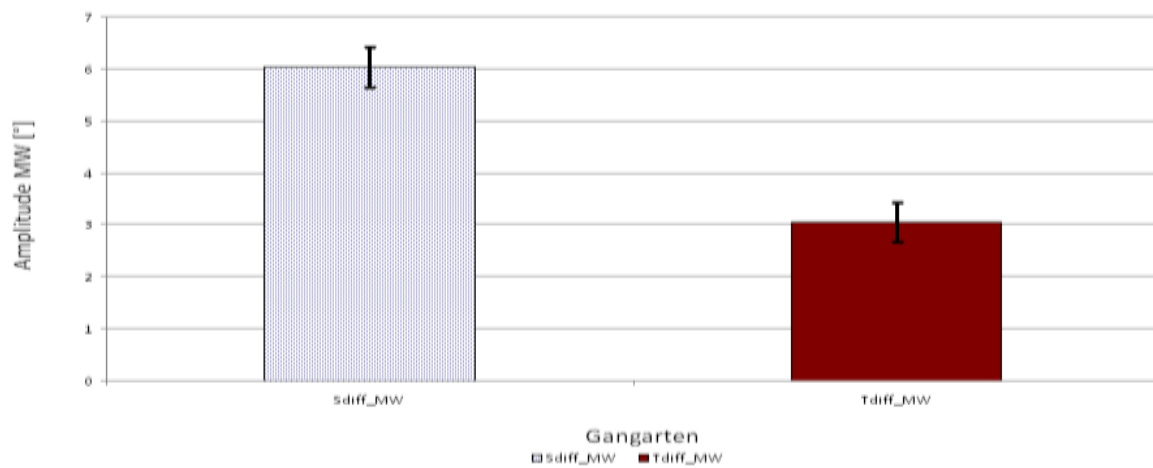
Abbildung 86: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4a.

Abbildung 87: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4b.

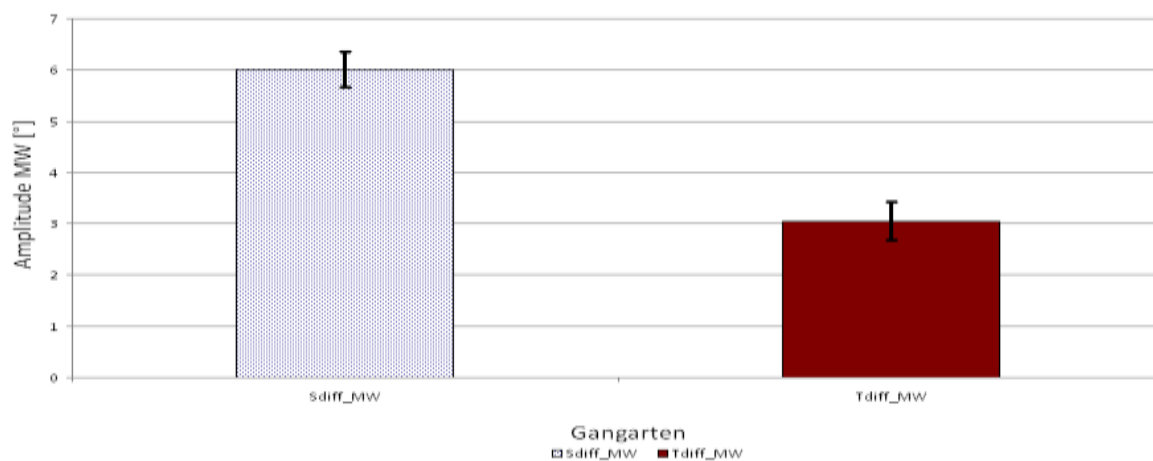
Mittelwert FE für Vektor 3 Schritt und Trab



Mittelwert FE für Vektor 3a Schritt und Trab



Mittelwert FE für Vektor 3b Schritt und Trab



Verglichen werden die Mittelwerte aller Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 88: zeigt die FE der Tubera ischiadica im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

Abbildung 89: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 3a.

Abbildung 90: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 3b.

Mittelwert LB für Vektor 3a Schritt und Trab

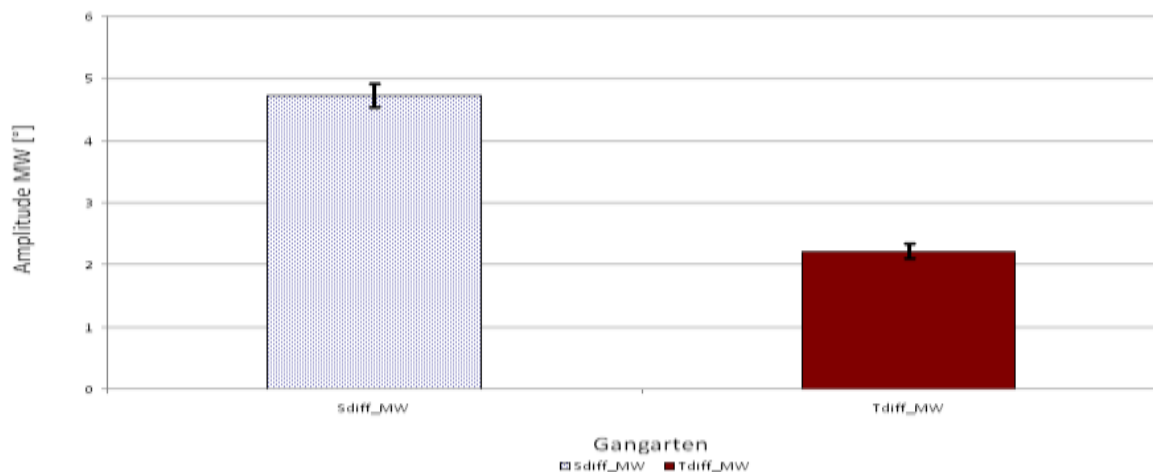
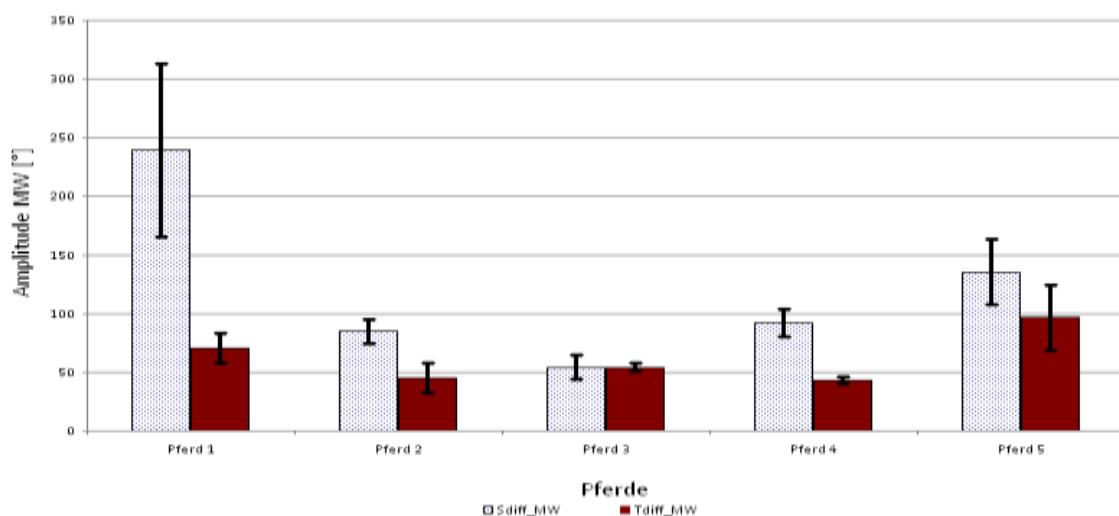


Abbildung 91: Verglichen werden die Mittelwerte aller Pferde in Schritt und Trab zueinander für das LB zwischen Vektor 1 und Vektor 3a.

Mittelwerte und Standardabweichungen wurden in Schritt und Trab miteinander verglichen und grafisch veranschaulicht.

Grafiken aller 5 Pferde in Schritt und Trab: In den Grafiken von Pferd 1 größter MW bei AR im Schritt bei allen Tabellen der AR. Zuerst wird die AR bei dem Winkel zwischen Wirbelsäule und dem betroffenen Punkt zwischen linker und rechter Seite, z.B. TCL und TCR gezeigt und darunter das genauere Ergebnis der ROM für die Winkel, im Vergleich zwischen Schritt und Trab, zur linken sowie zur rechten Seite hin dargestellt. Danach folgt dasselbe mit TS und TI.

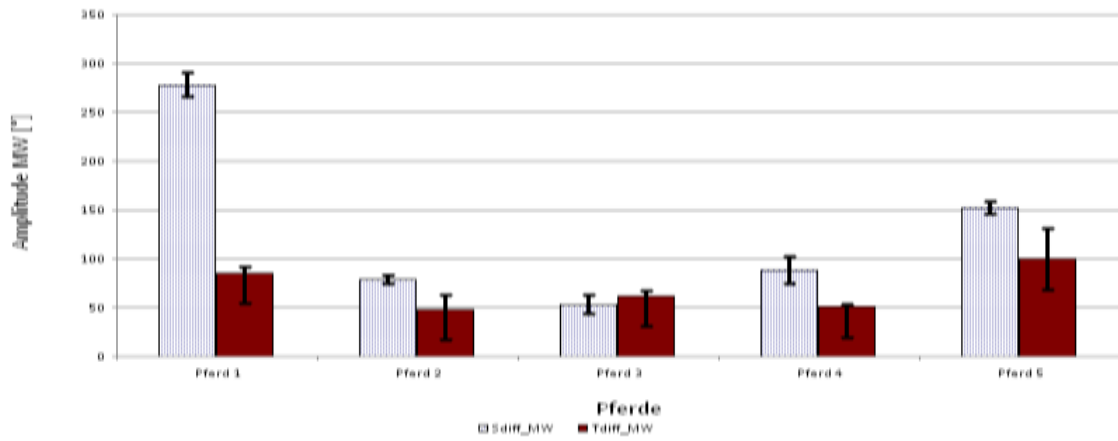
AR für Vektor 2 Schritt und Trab



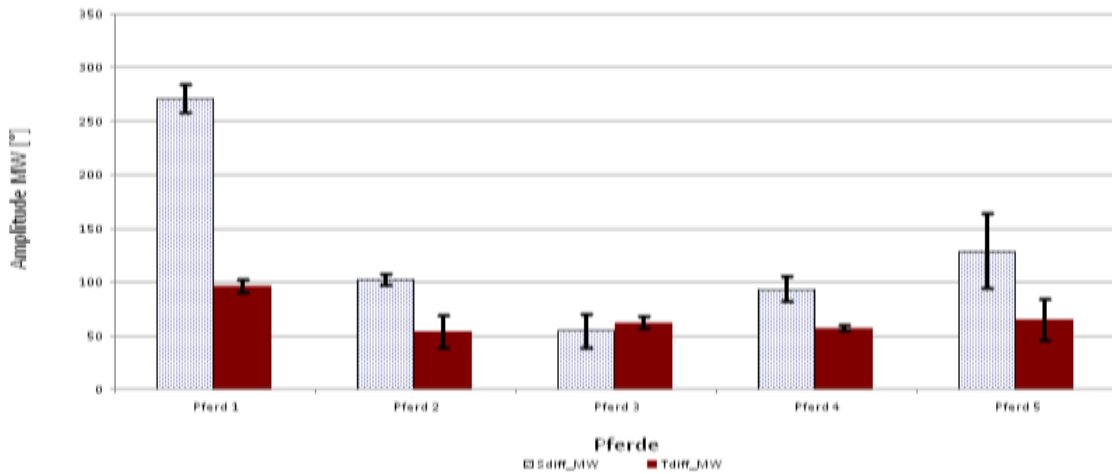
Verglichen werden die 5 Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 92: zeigt die AR der Tubera coxae im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

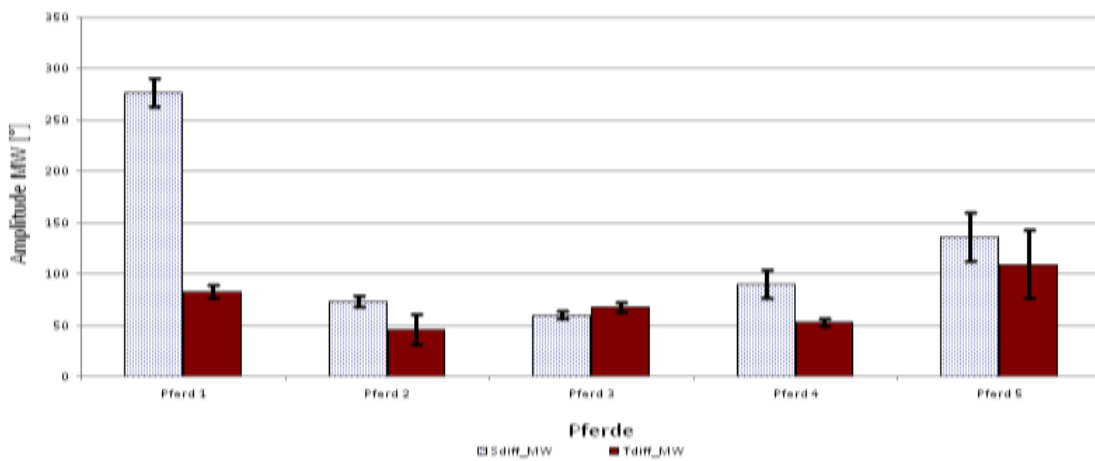
AR Schritt und Trab Vektor 4



AR Schritt und Trab Vektor 4a



AR Schritt und Trab Vektor 4b



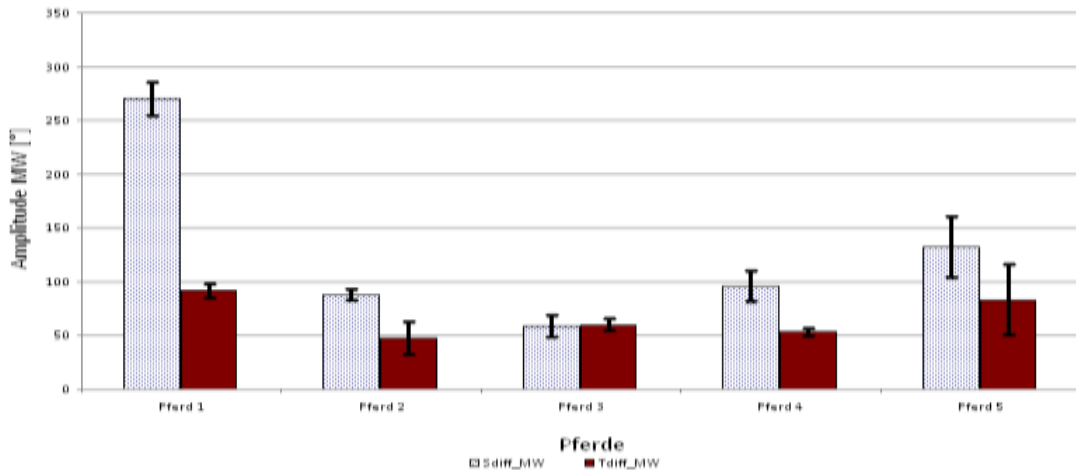
Verglichen werden die 5 Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 93: zeigt die AR der Tubera sacralia im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

Abbildung 94: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4a.

Abbildung 95: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4b.

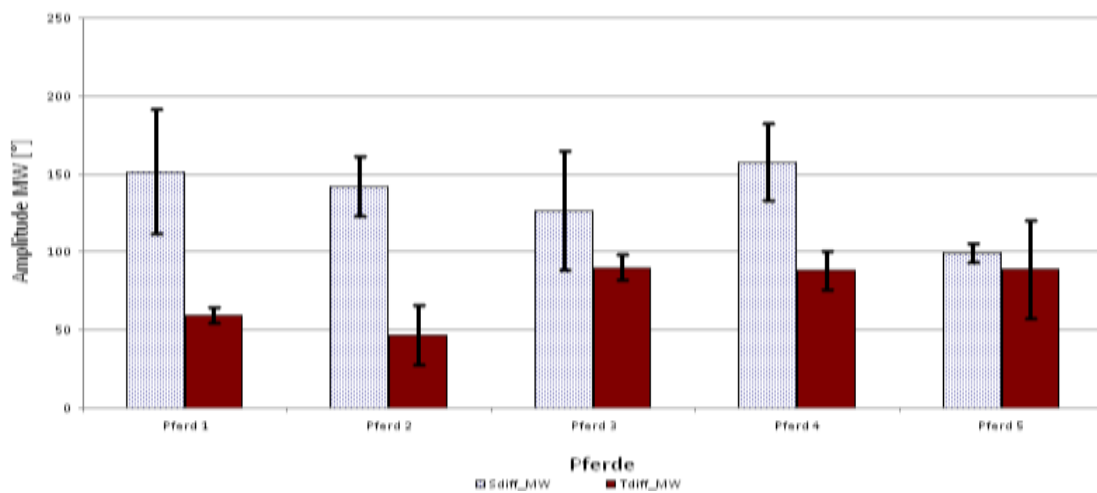
AR Schritt und Trab Vektor 3



Verglichen werden die 5 Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 96: zeigt die AR der Tubera ischiadica im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

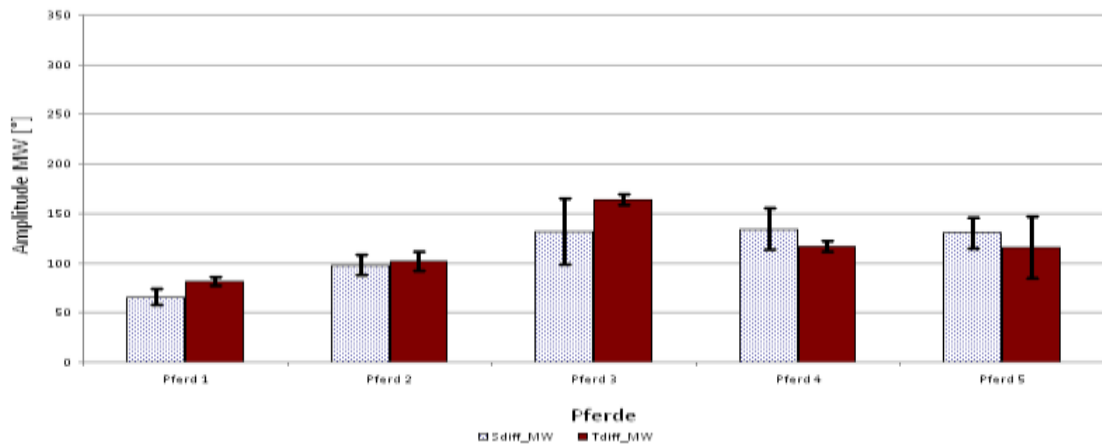
FE Schritt und Trab Vektor 2



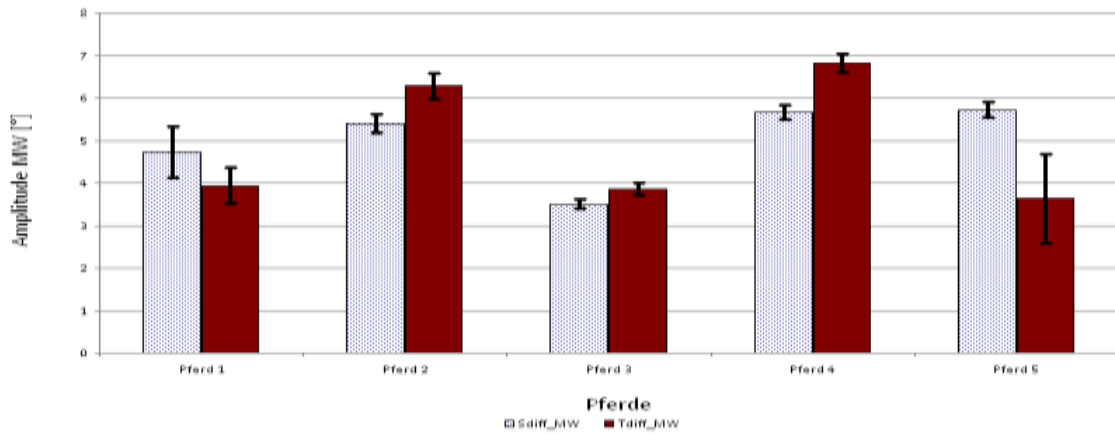
Verglichen werden die 5 Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 97: zeigt die FE der Tubera coxae im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

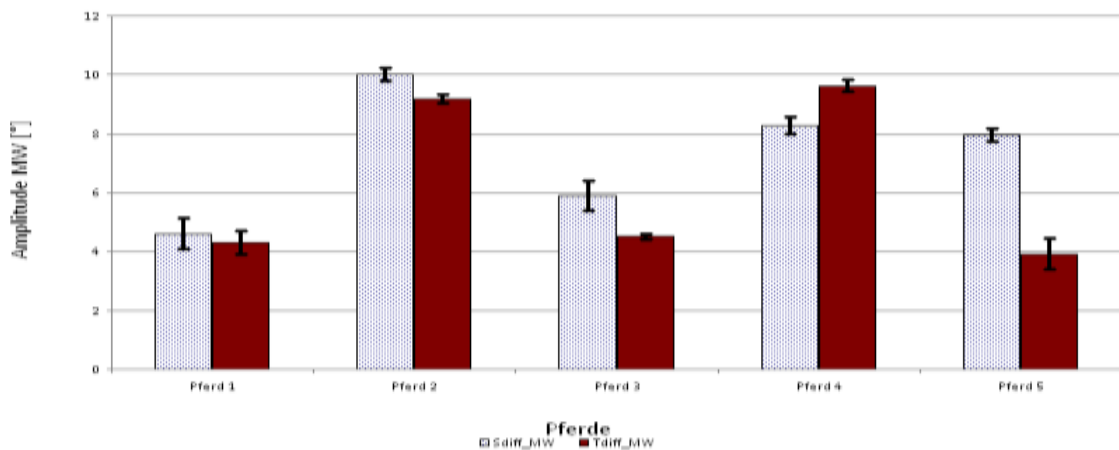
FE Schritt und Trab Vektor 4



FE Schritt und Trab Vektor 4a



FE Schritt und Trab Vektor 4b



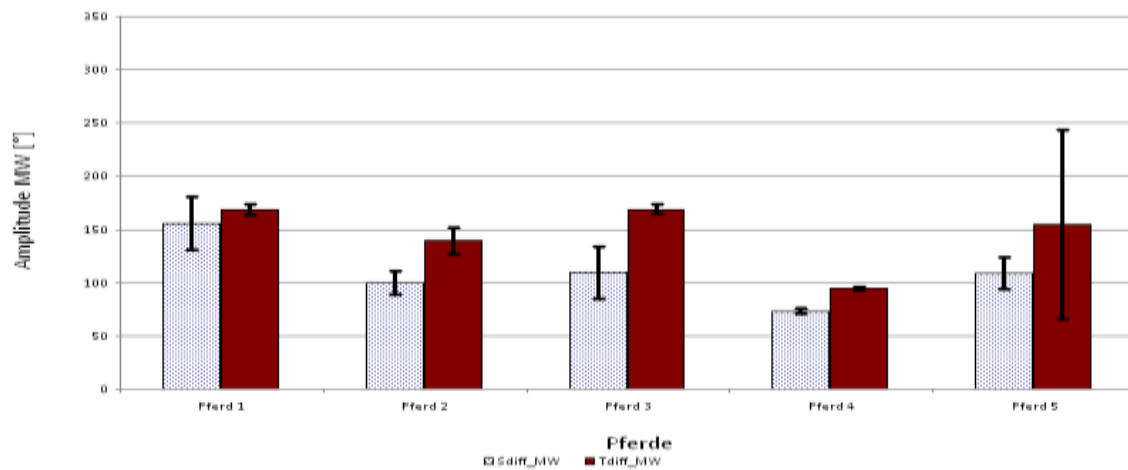
Verglichen werden die 5 Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 98: zeigt die FE der Tubera sacralia im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

Abbildung 99: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4a.

Abbildung 100: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4b.

FE Schritt und Trab Vektor 3



Verglichen werden die 5 Pferde in Schritt und Trab zueinander.

Abbildung 101: zeigt die FE der Tubera ischiadica im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.

LB Schritt und Trab Vektor 3a

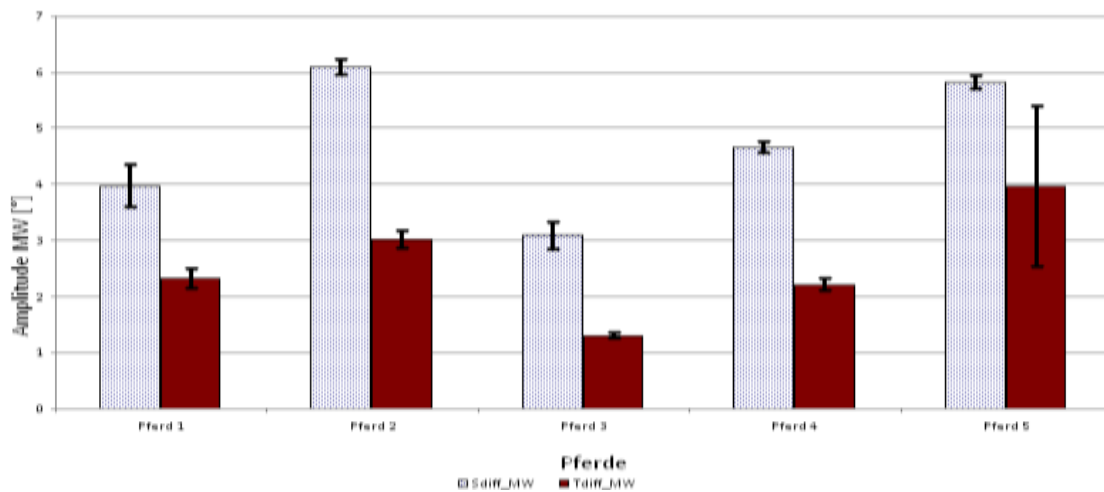


Abbildung 102: zeigt die LB des Tuber ischiadicum zwischen Vektor 1 und Vektor 3a.

Die nachfolgenden Abbildungen zeigen die unterschiedlichen Veränderungen der Winkel. Die Abszisse gibt die gesamten BWZ in % an, die Ordinate den Winkel in Grad. Hier wurde der Winkel vorher normiert um die Ergebnisse besser vergleichen zu können. Gegengleiche Bewegungen, die hier zwischen links und rechts veranschaulicht werden, zeigen meistens größtmögliche Korrelationen des Bewegungsmusters.

Bei den Berechnungen, wo zwei gegengleiche Winkel, also linke und rechte Seite berechnet wurden sind die beiden auch in der jeweiligen Ebene in einer Grafik gegenübergestellt. Wo es keine gegengleichen Winkel gab sind TIL/R TCL/R TSL/R in der gemeinsamen Ebene dargestellt. Es zeigen sich schöne gegengleiche Linien in den meisten Grafiken, die linke und rechte Seite vergleichen. Bei der FE zeigt sich auch ein ähnliches gemeinsames Bewegungsmuster der 3 zusammengestellten Winkel, viel deutlicher ist es jedoch bei der AR dargestellt. Im Schritt zeigt sich eigentlich bei allen Winkeln eine deutlich größere Amplitude als für Trab.

FE Schritt Seitenvergleich TS

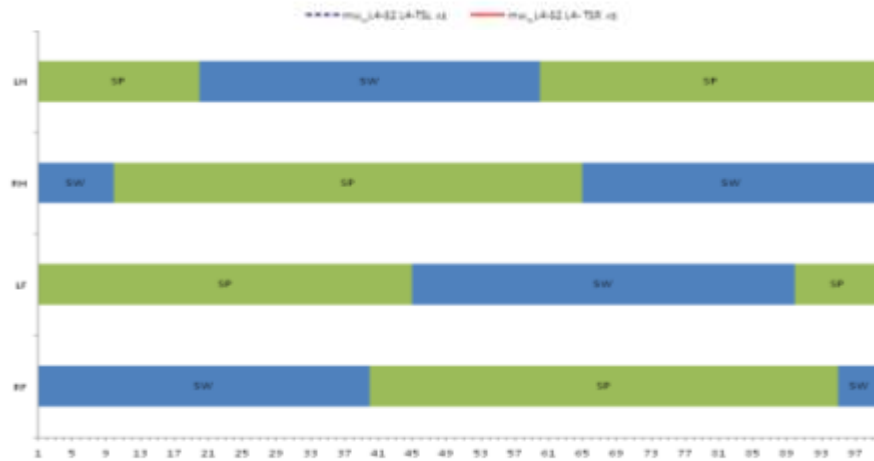
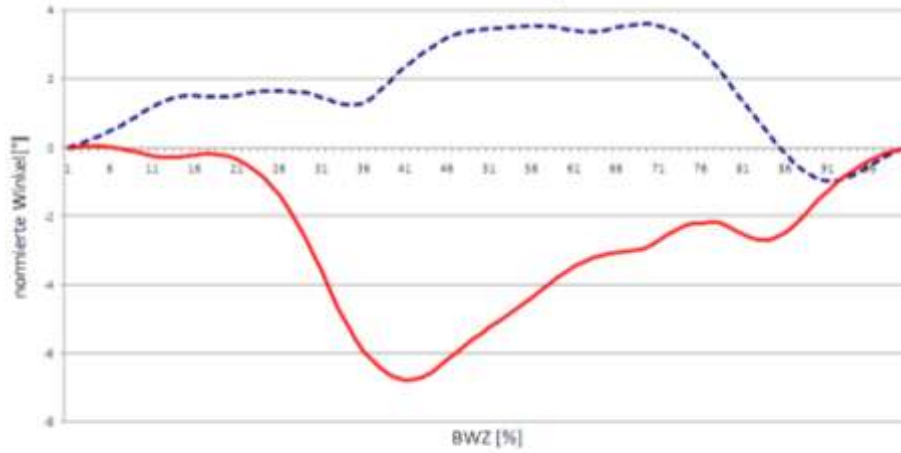


Abbildung 103: zeigt die FE für TI für linke und rechte Seite im Schritt.

FE Trab Seitenvergleich TS

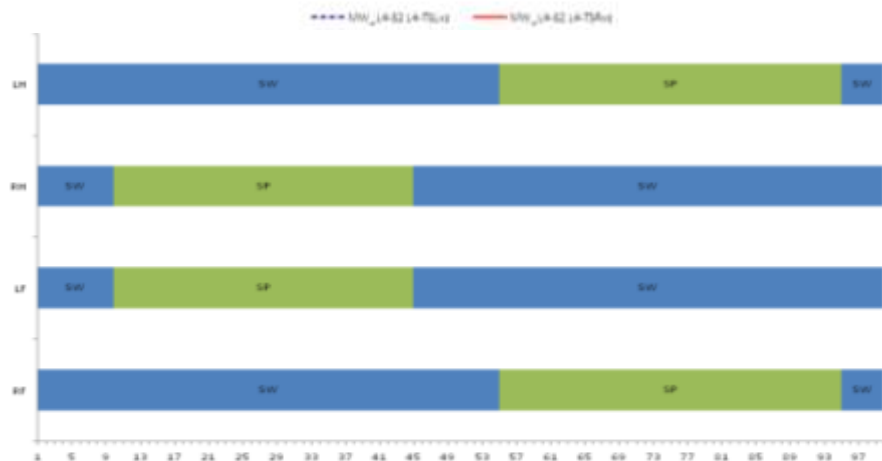
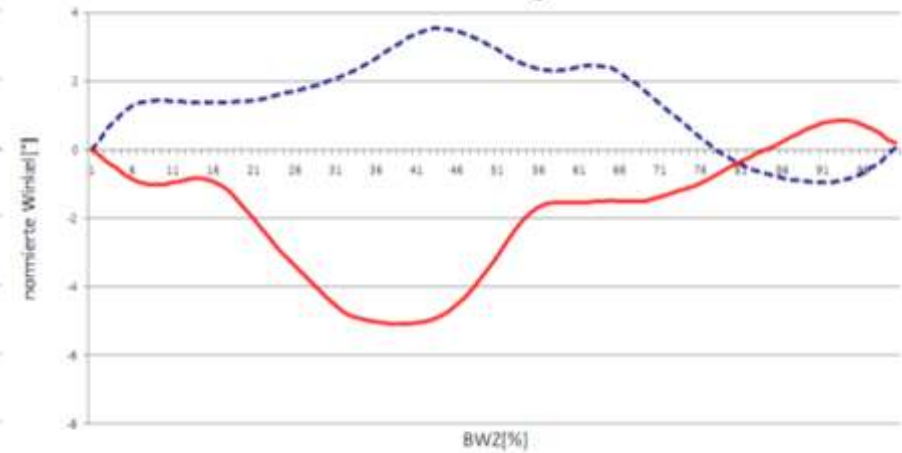
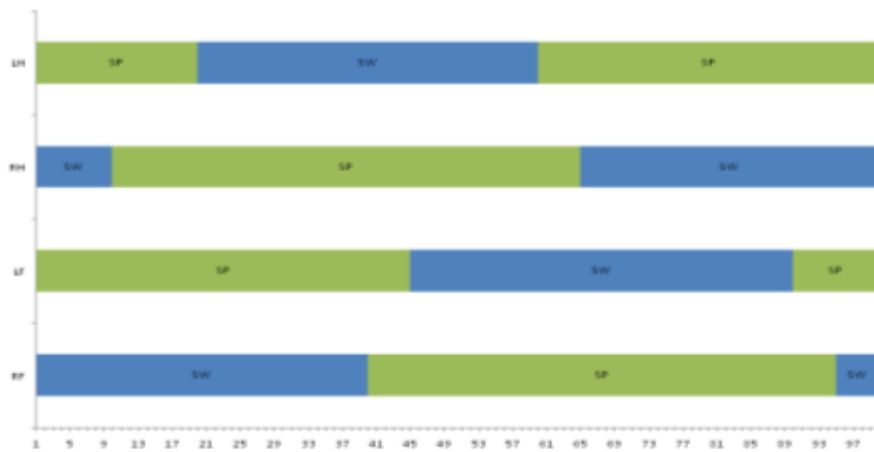
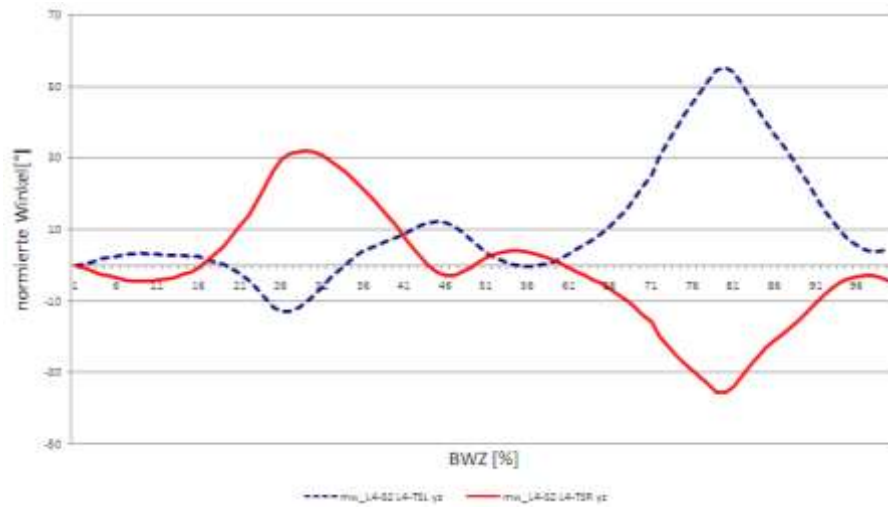


Abbildung 104: zeigt die FE für TI für linke und rechte Seite im Trab.

AR Schritt Seitenvergleich TS



AR Trab Seitenvergleich TS

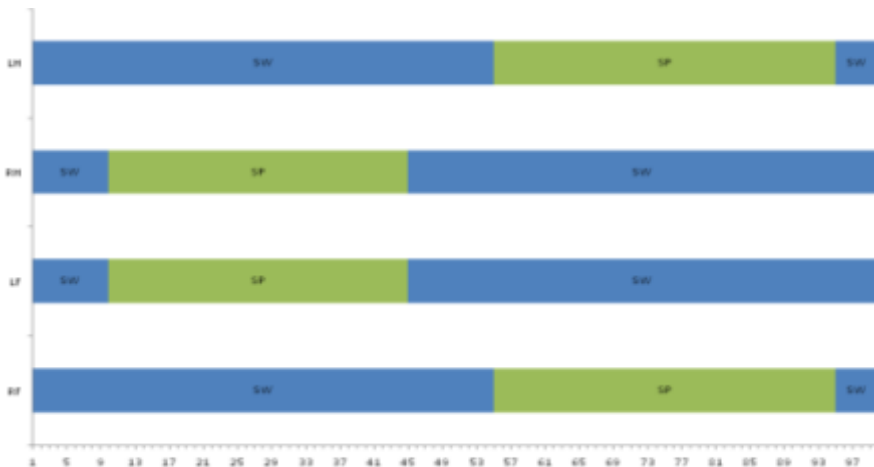
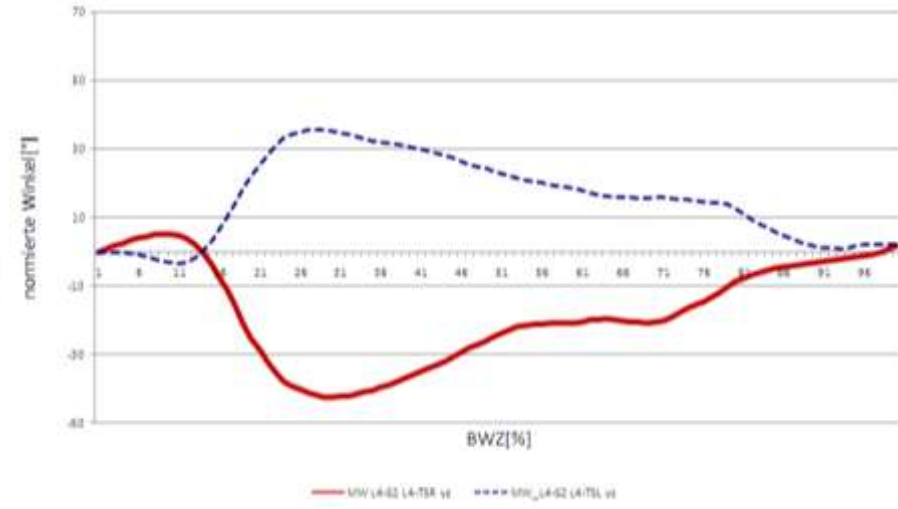


Abbildung 105: zeigt die AR für TS für linke und rechte Seite im Schritt. Abbildung 106: zeigt die AR für TS für linke und rechte Seite im Trab.

LB Schritt Vektor 3a

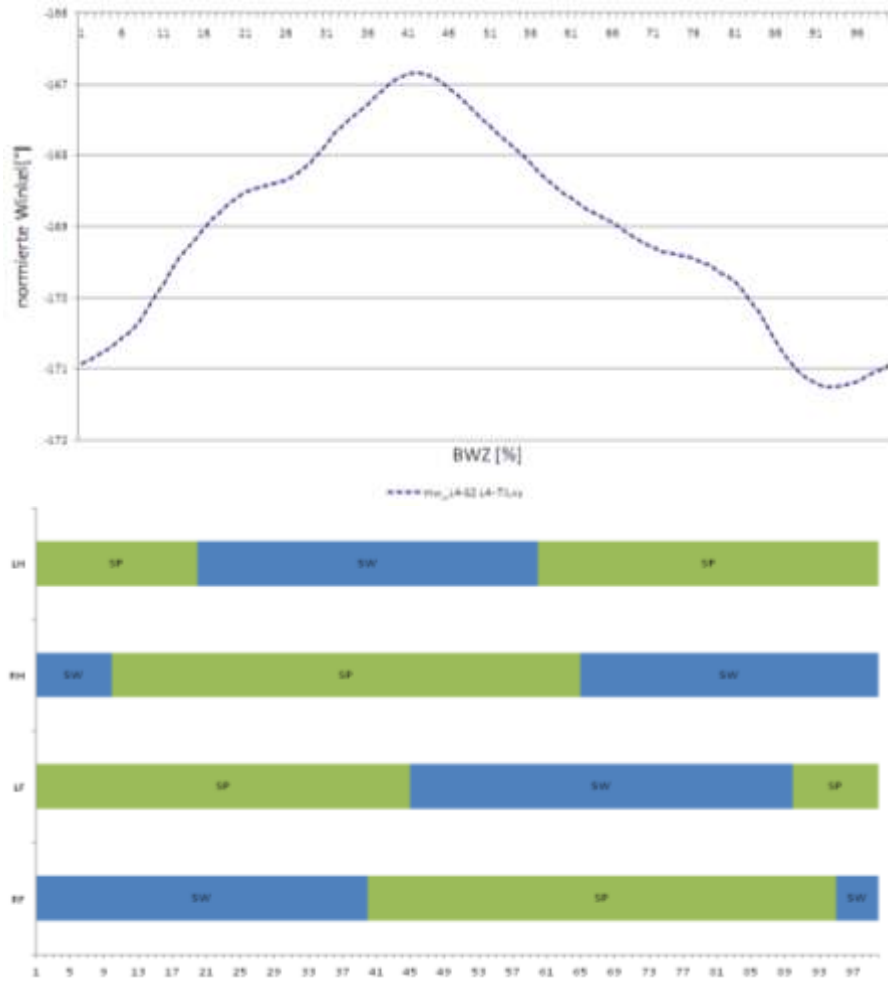


Abbildung 107: zeigt die LB für TI im Schritt.

LB Trab Vektor 3a

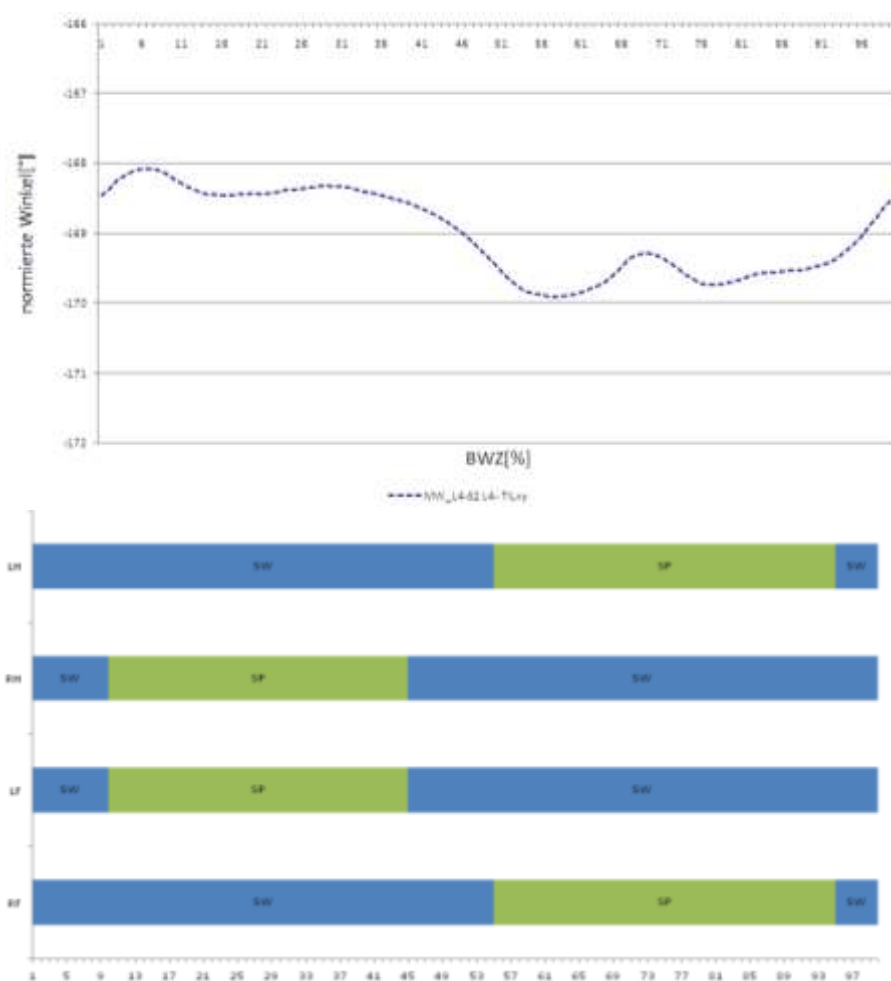
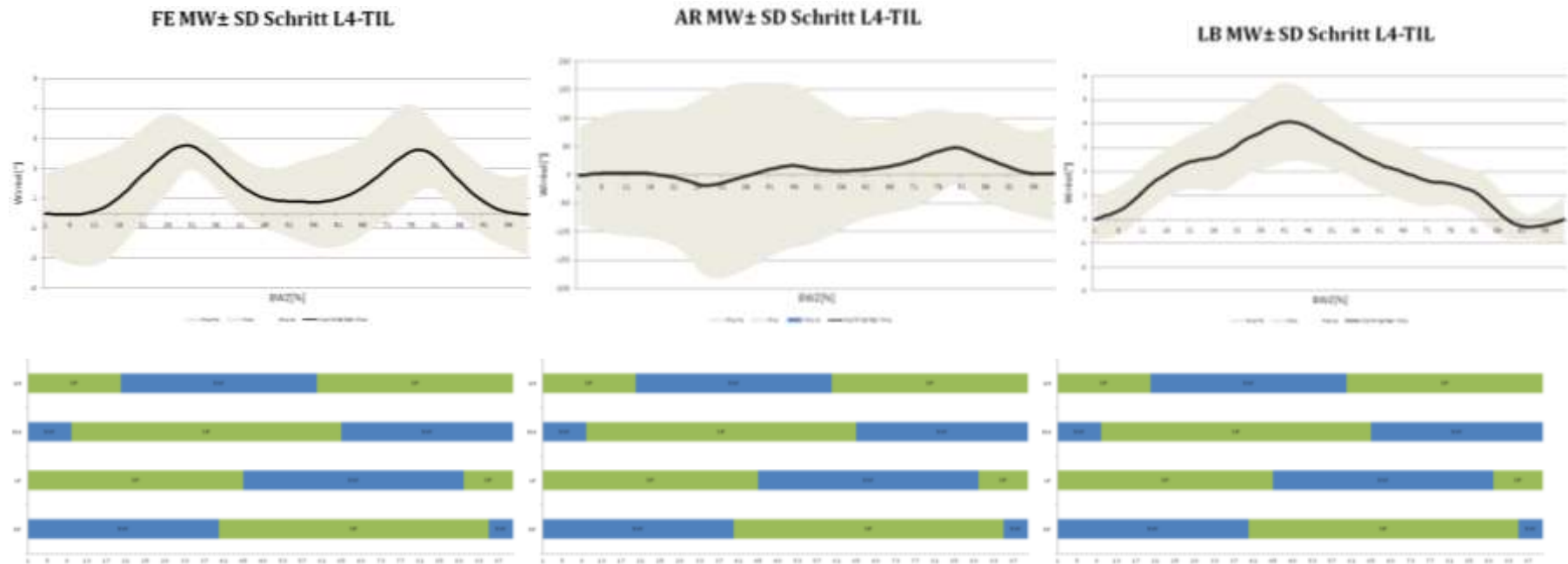


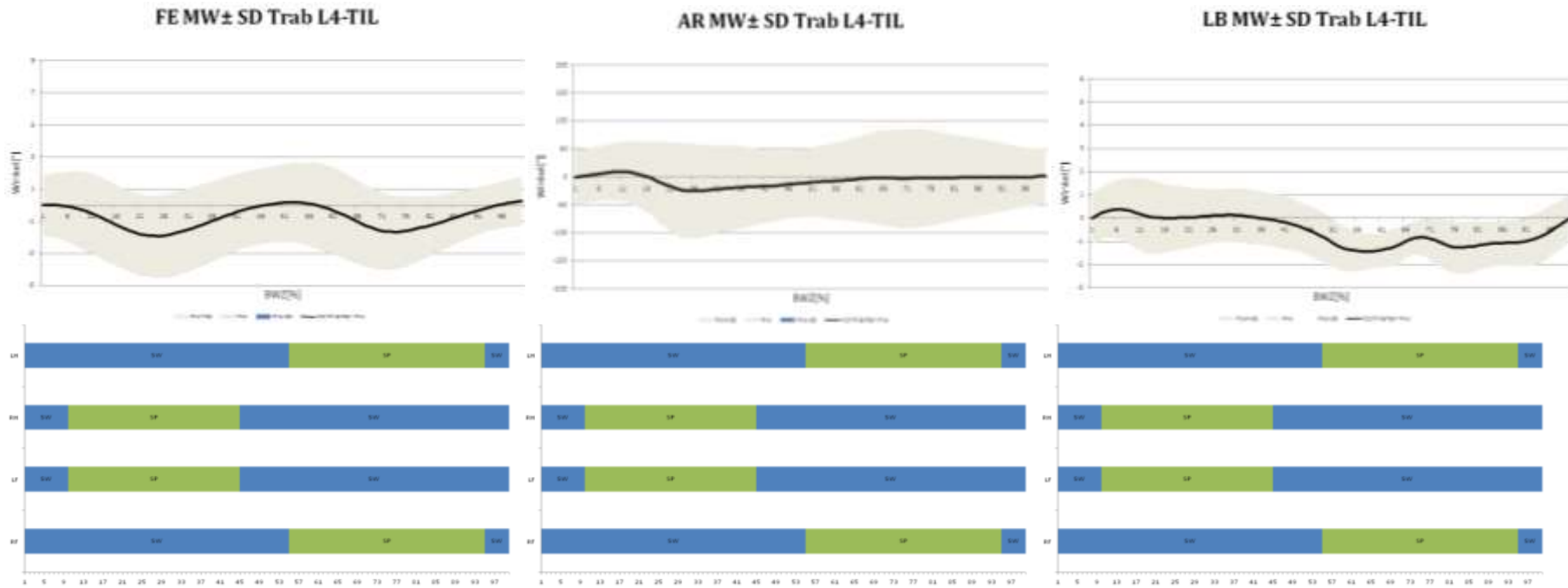
Abbildung 108: zeigt die LB für TI im Trab.

Mittelwerte und Standardabweichungen der 3 Freiheitsgrade für Tubera ischiadica. Vergleich Schritt (erste Zeile) und Trab(zweite Zeile) Bei den restlichen beiden Bezugspunkten wurden jeweils nur FE und AR berechnet. Wieder im Vergleich Schritt zu Trab (oben unten) und AR, FE (links und rechts)

TUBER ISCHIADICUM LINKS



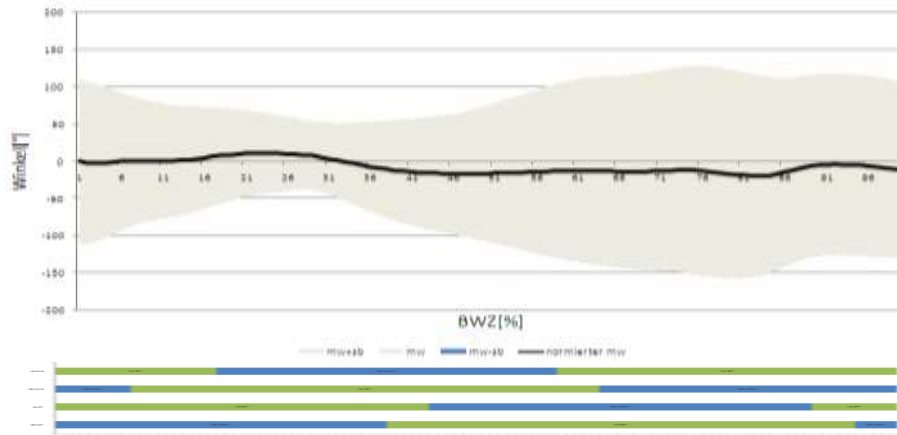
Abbildungen 109- 111: für Mittelwert und Standardabweichung in Schritt für FE, AR und LB zwischen Wirbelsäule und L4-TIL. Darunter zeigen die Balken die Stütz- und Hangbeinphasen der jeweiligen Extremitäten.



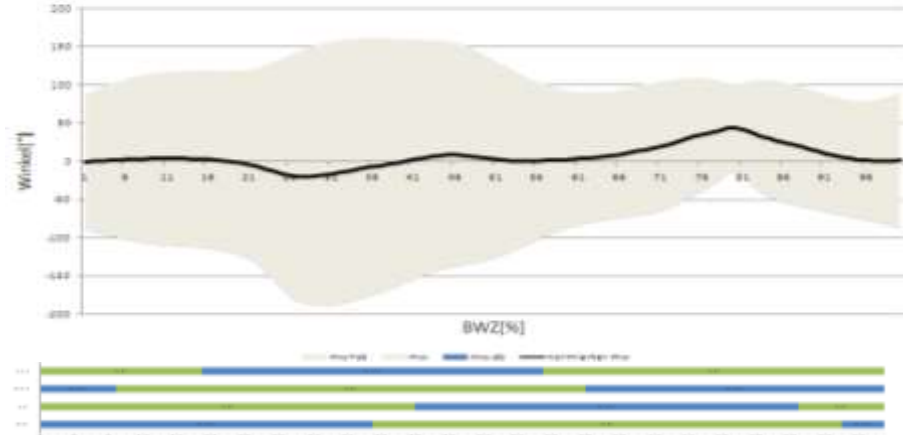
Abbildungen 112- 114: für Mittelwert und Standardabweichung in Trab für FE, AR und LB zwischen Wirbelsäule und L4-T12. Darunter zeigen die Balken die Stütz- und Hangbeinphasen der jeweiligen Extremitäten.

TUBER ISCHIADICUM

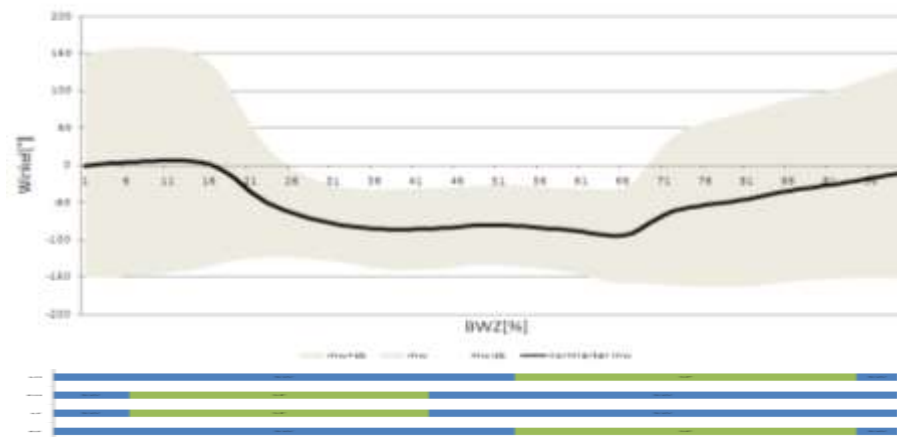
FE MW ± SD Schritt TIL-TIR



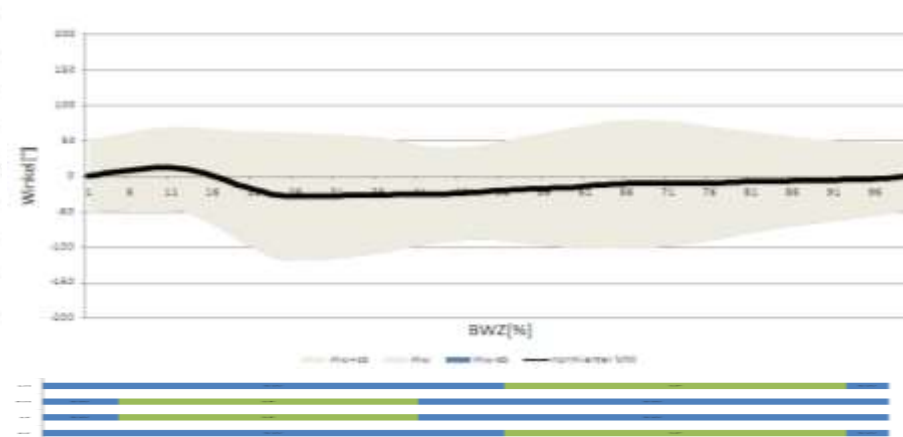
AR MW ± SD Schritt TIL-TIR



FE MW ± SD Trab TIL-TIR



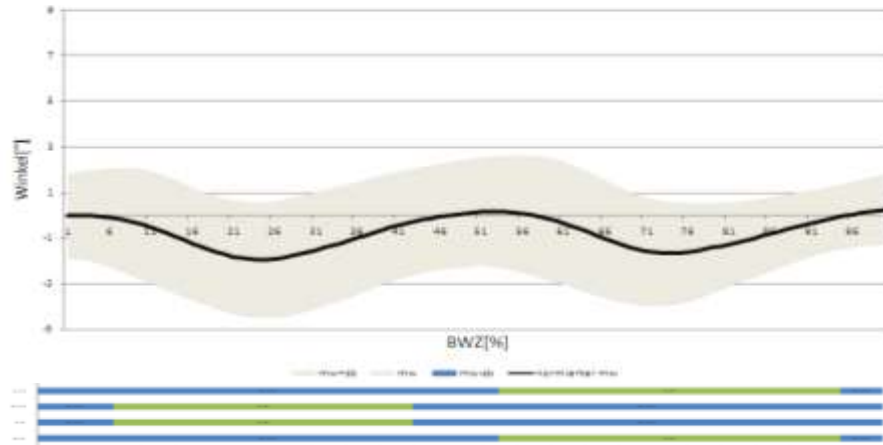
AR MW ± SD Trab TIL-TIR



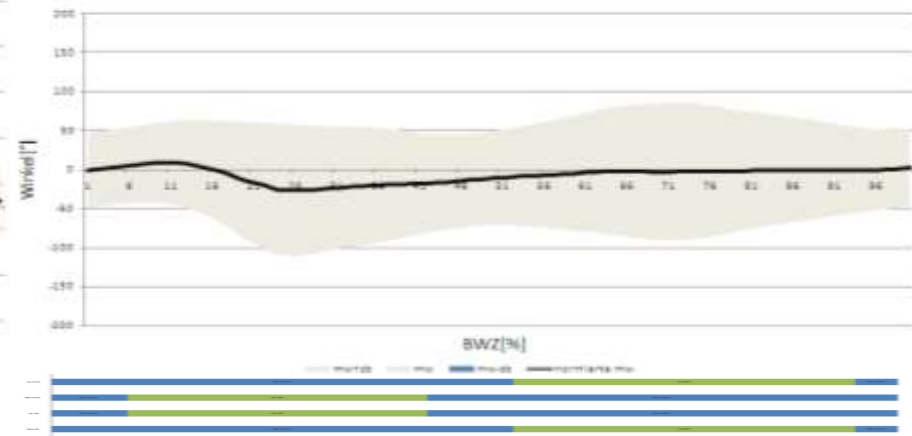
Abbildungen 115-118: für Mittelwert und Standardabweichung in Schritt und Trab für FE und AR zwischen Wirbelsäule und TIL-TIR. Darunter zeigen die Balken die Stütz- und Hangbeinphasen der jeweiligen Extremitäten.

TUBER ISCHIADICUM RECHTS

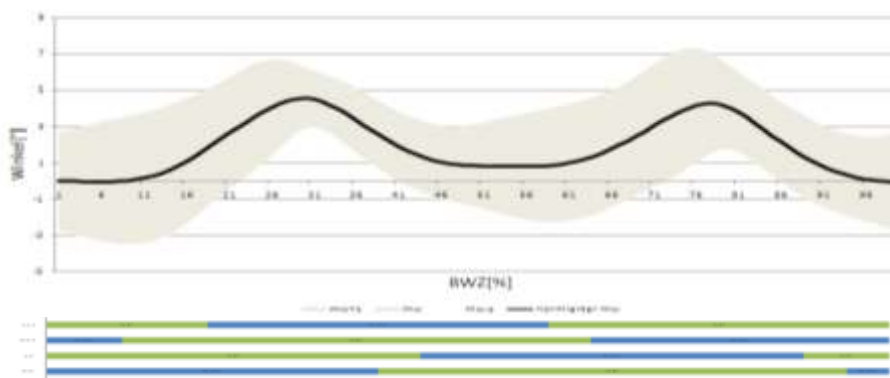
FE MW± SD Trab L4-TIR



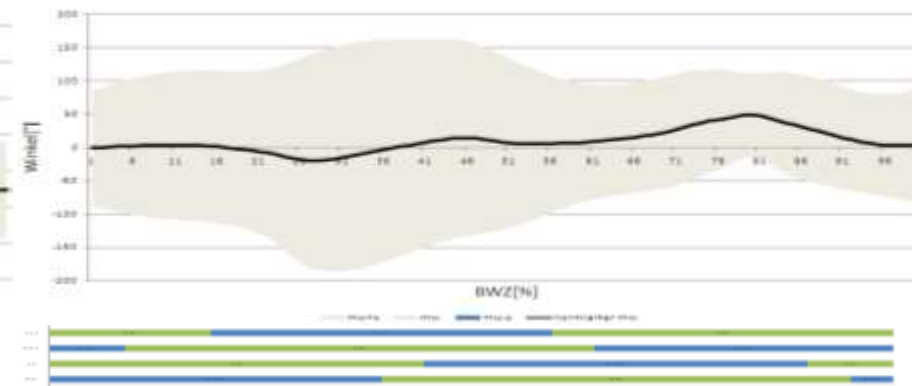
AR MW± SD Trab L4-TIR



FE MW± SD Schritt L4-TIR



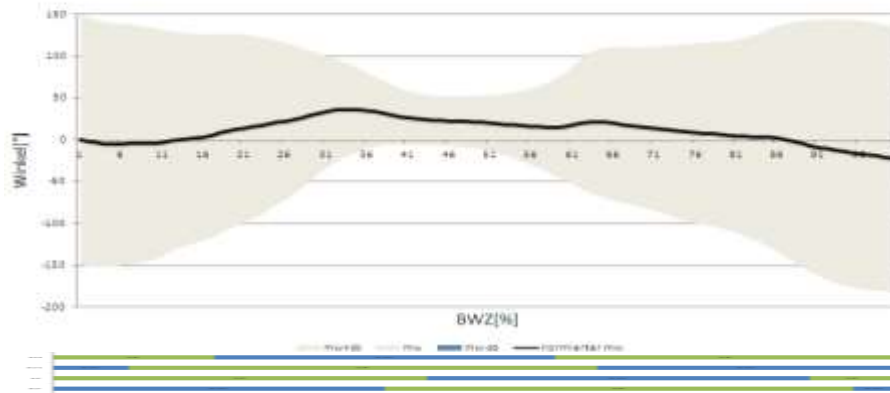
AR MW± SD Schritt L4-TIR



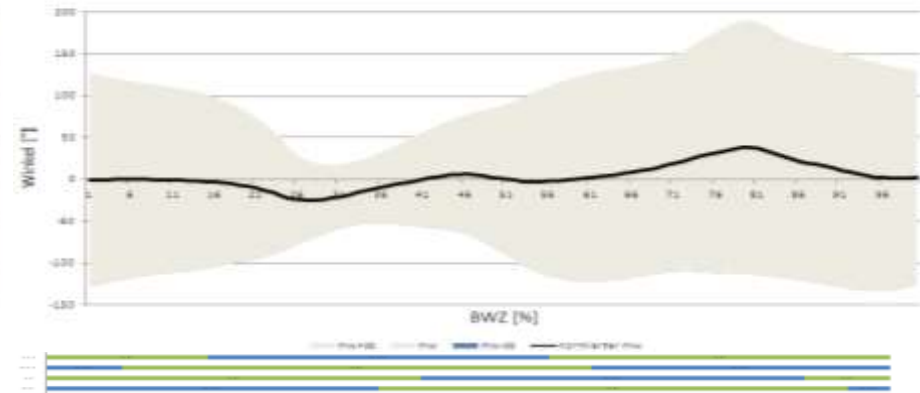
Abbildungen 119-122: für Mittelwert und Standardabweichung in Schritt und Trab für FE und AR zwischen Wirbelsäule und L4-TIR. Darunter zeigen die Balken die Stütz- und Hangbeinphasen der jeweiligen Extremitäten.

TUBER COXAE

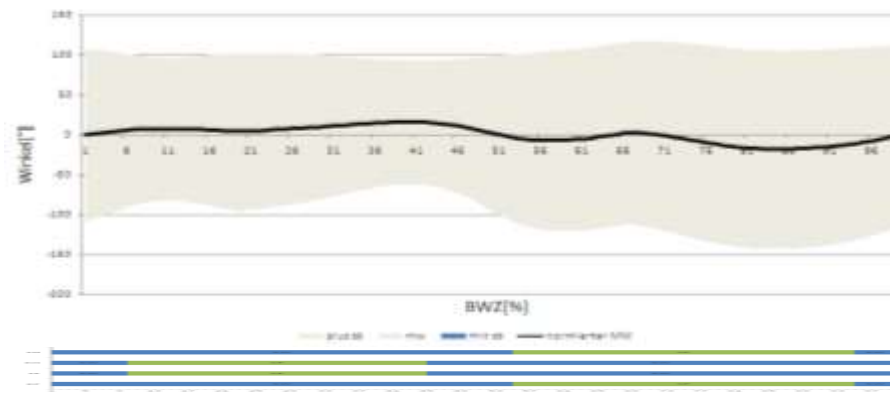
FE MW ± SD Schritt TCL-TCR



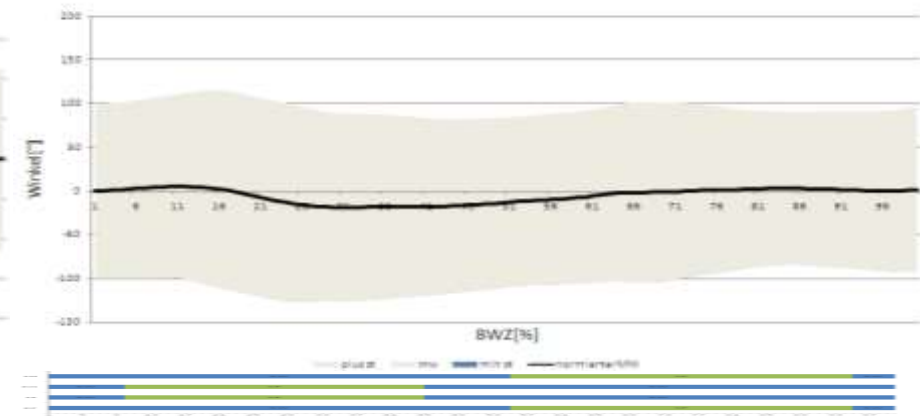
AR MW ± SD Schritt TCL-TCR



FE MW ± SD Trab TCL-TCR

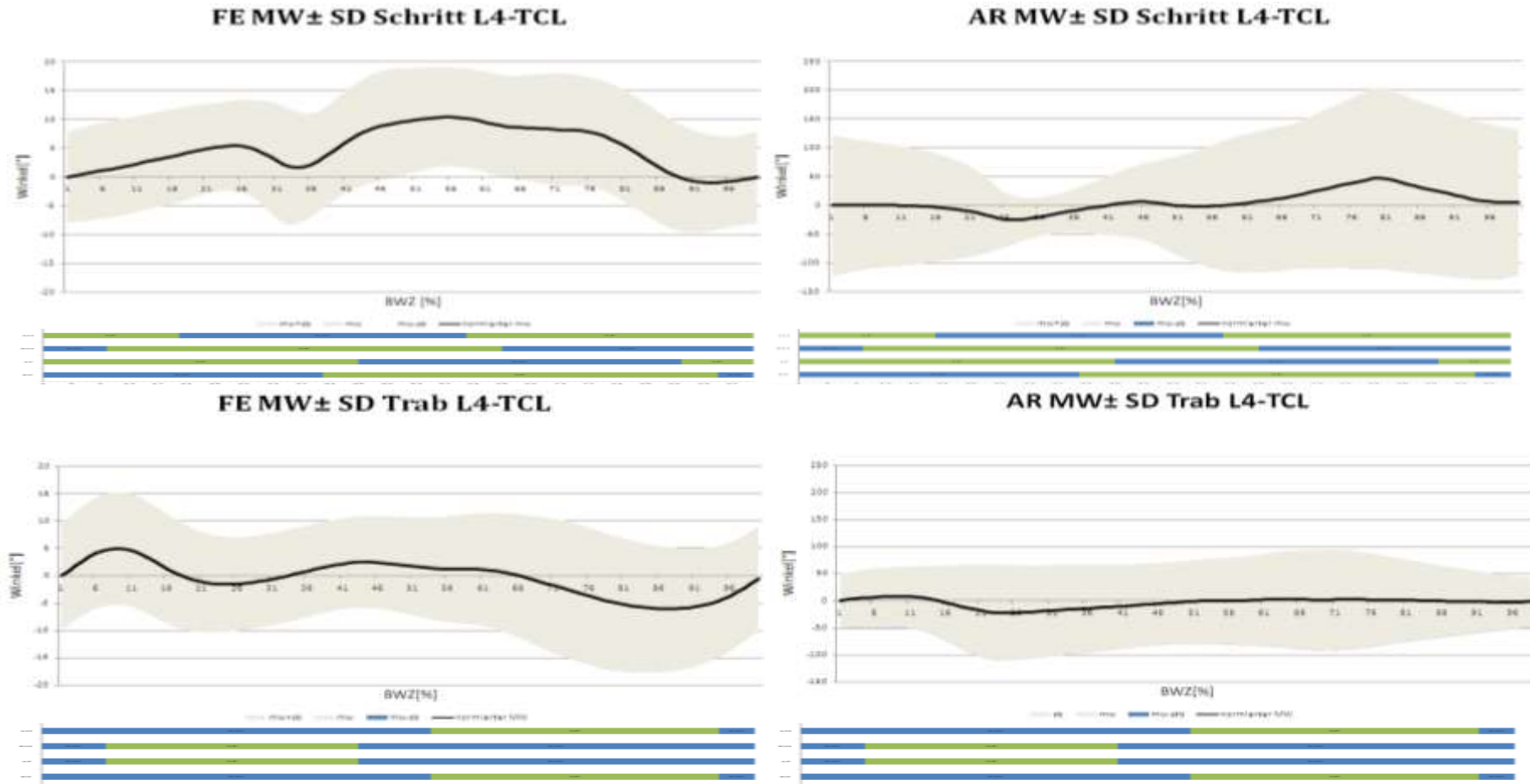


AR MW ± SD Trab TCL-TCR



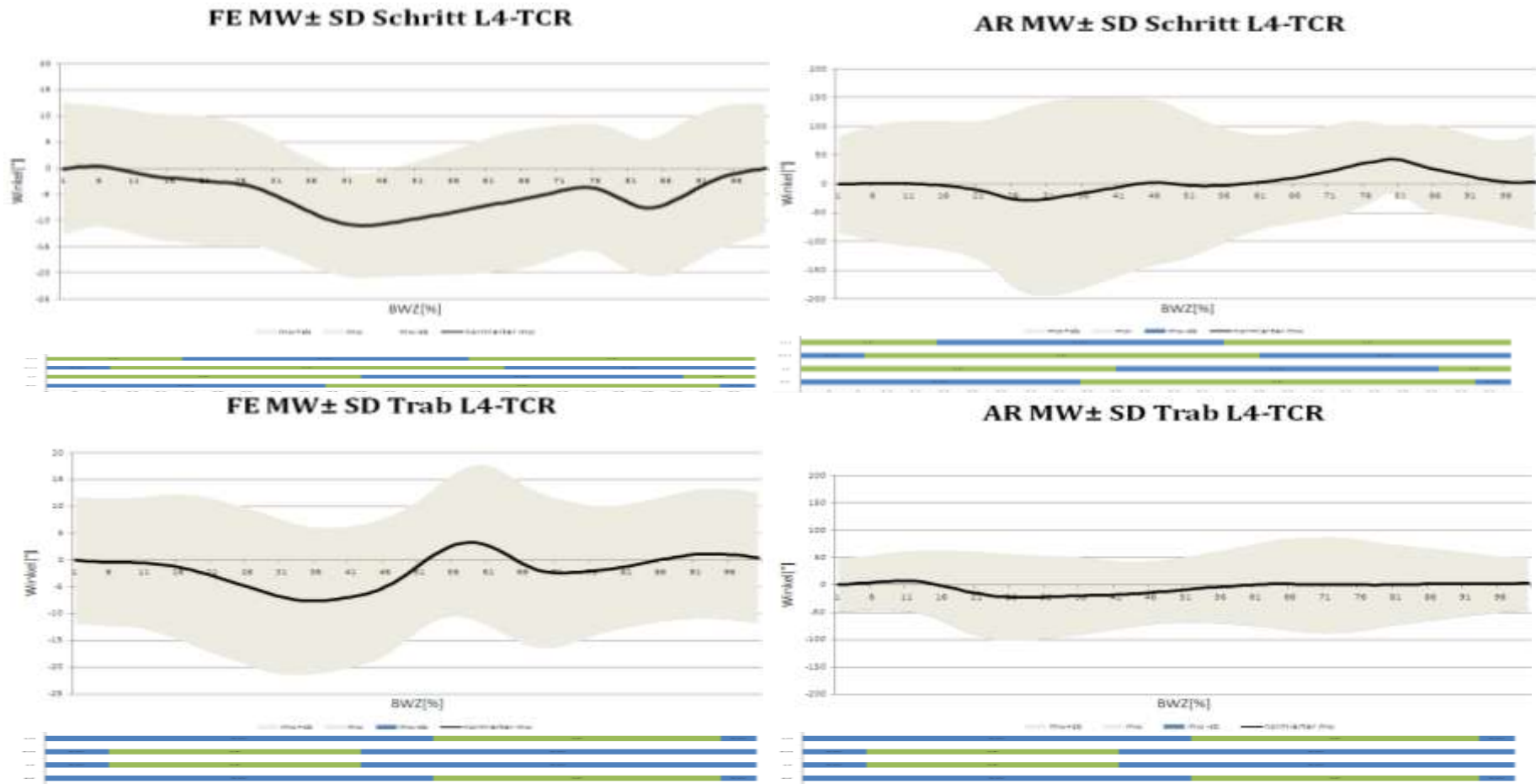
Abbildungen 123-126 für Mittelwert und Standardabweichung in Schritt und Trab für FE und AR zwischen Wirbelsäule und TCL-TCR. Darunter zeigen die Balken die Stütz- und Hangbeinphasen der jeweiligen Extremitäten.

TUBER COXAE LINKS



Abbildungen 127-130 für Mittelwert und Standardabweichung in Schritt und Trab für FE und AR zwischen Wirbelsäule und L4-TCL. Darunter zeigen die Balken die Stütz- und Hangbeinphasen der jeweiligen Extremitäten.

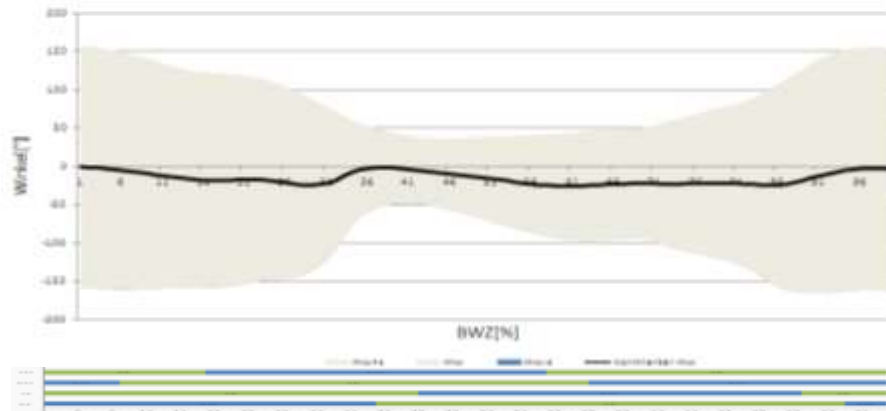
TUBER COXAE RECHTS



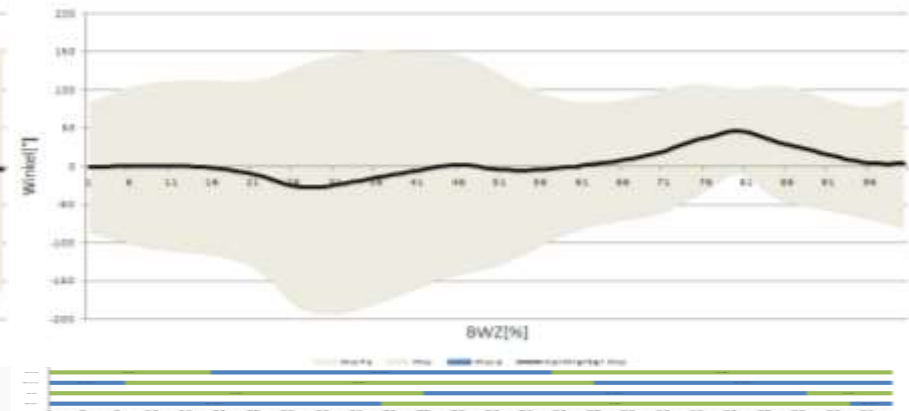
Abbildungen 131-134 für Mittelwert und Standardabweichung in Schritt und Trab für FE und AR zwischen Wirbelsäule und L4-TCR. Darunter zeigen die Balken die Stütz- und Hangbeinphasen der jeweiligen Extremitäten.

TUBER SACRALE

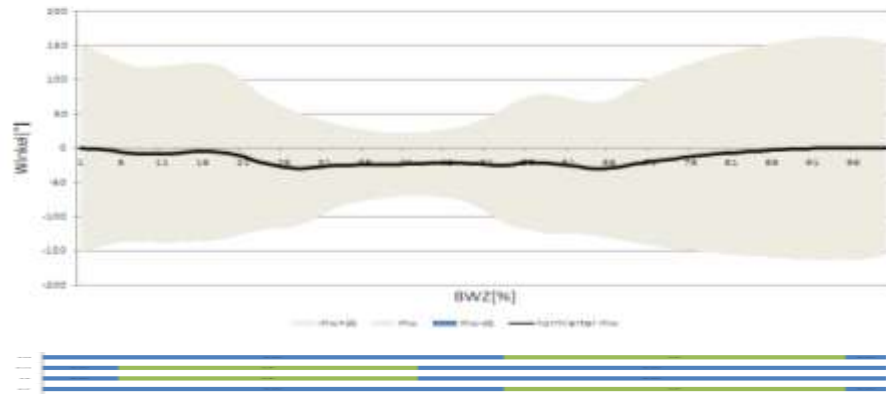
FE MW± SD Schritt TSL-TSR



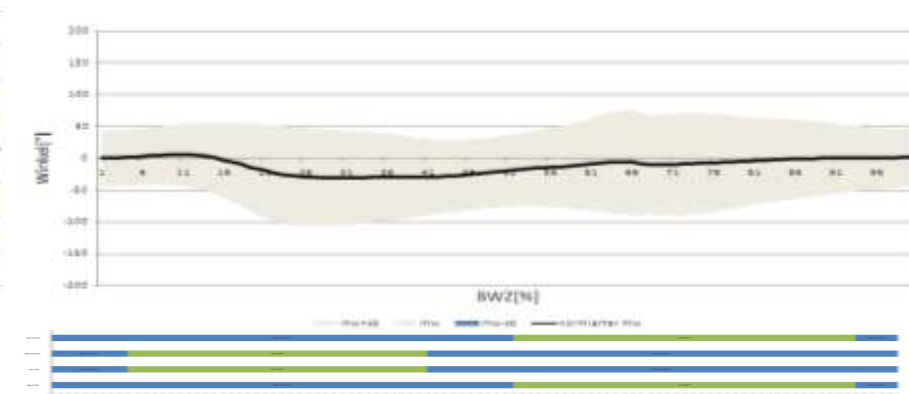
AR MW± SD Schritt TSL-TSR



FE MW± SD Trab TSL-TSR



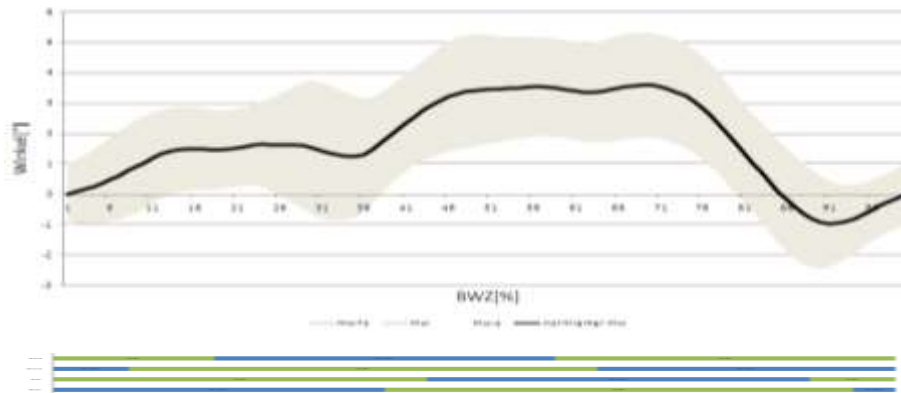
AR MW± SD Trab TSL-TSR



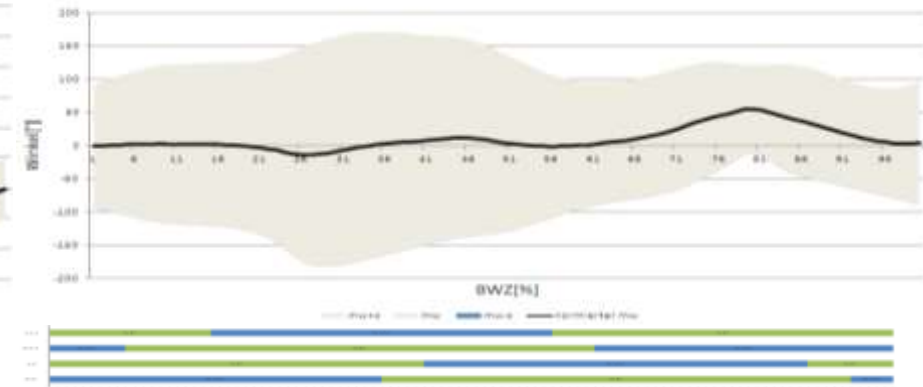
Abbildungen 135- 138 für Mittelwert und Standardabweichung in Schritt und Trab für FE und AR zwischen Wirbelsäule und TSL-TSR. Darunter zeigen die Balken die Stütz- und Hangbeinphasen der jeweiligen Extremitäten.

TUBER SACRALE LINKS

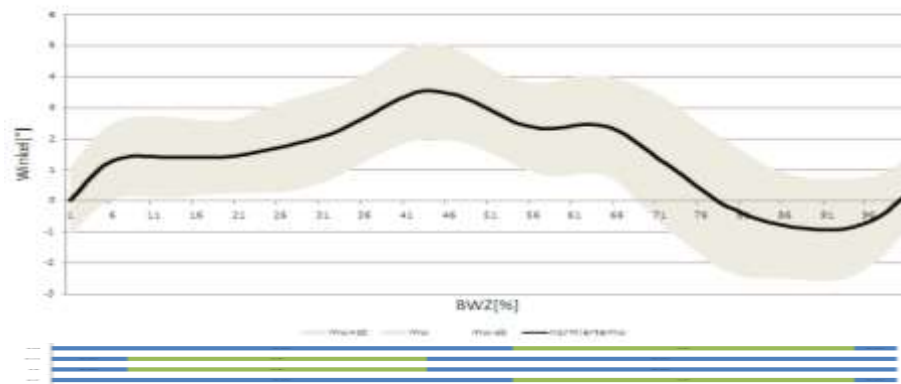
FE MW ± SD Schritt L4-TSL



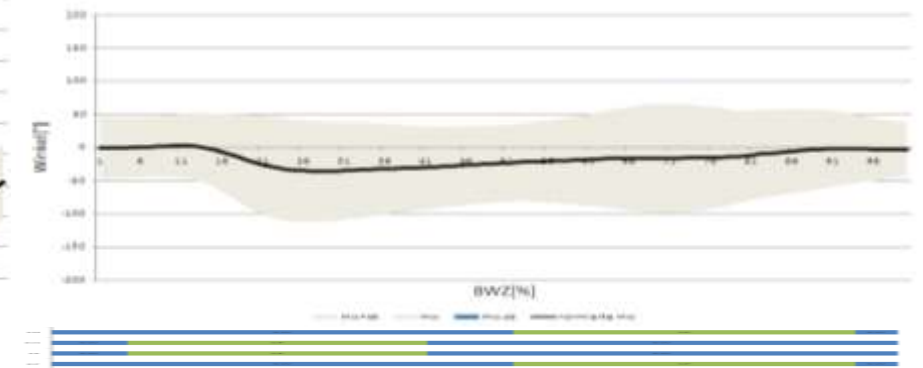
AR MW ± SD Schritt L4-TSL



FE MW ± SD Trab L4-TSL



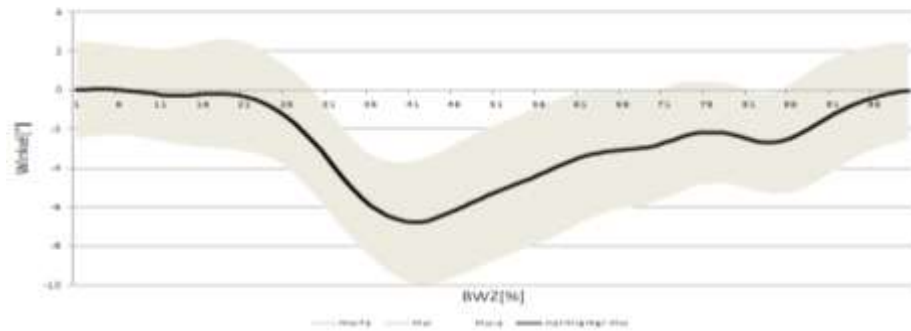
AR MW ± SD Trab L4-TSL



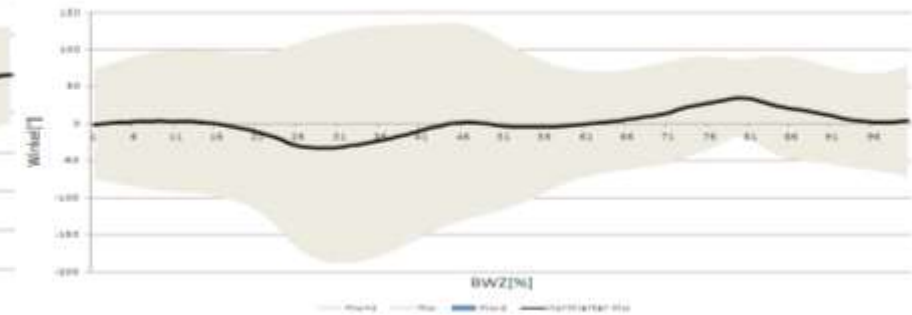
Abbildungen 139- 142 für Mittelwert und Standardabweichung in Schritt und Trab für FE und AR zwischen Wirbelsäule und L4-TSL. Darunter zeigen die Balken die Stütz- und Hangbeinphasen der jeweiligen Extremitäten.

TUBER SACRALE RECHTS

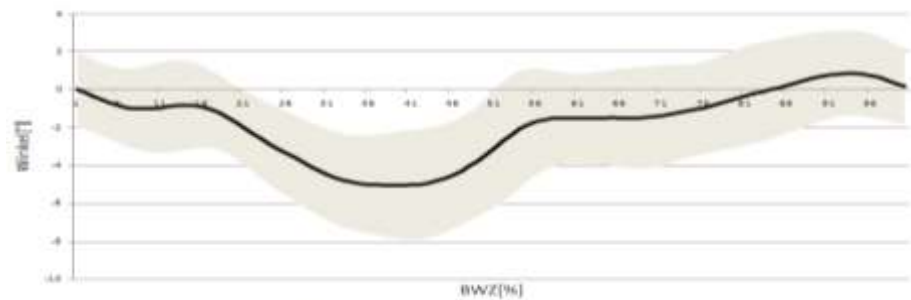
FE MW ± SD Schritt L4-TSR



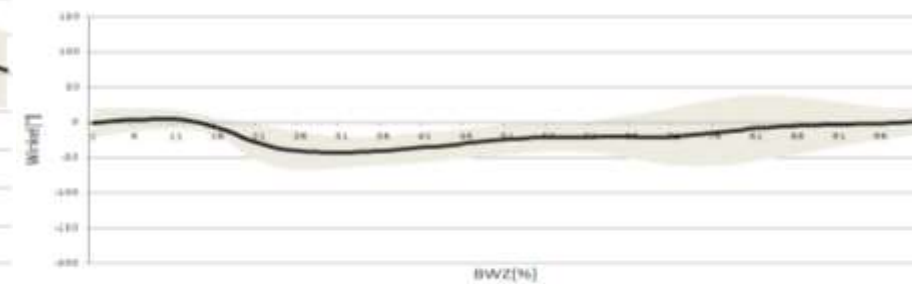
AR MW ± SD Schritt L4-TSR



FE MW ± SD Trab L4-TSR



AR MW ± SD Trab L4-TSR



Abbildungen 143-146 für Mittelwert und Standardabweichung in Schritt und Trab für FE und AR zwischen Wirbelsäule und L4-TSR. Darunter zeigen die Balken die Stütz- und Hangbeinphasen der jeweiligen Extremitäten.

8.1. *Abbildungsverzeichnis*

Abbildung 1: LAGE UND RICHTUNGSBEZEICHNUNGEN BEIM PFERD NACH WISSDORF ET AL. (1998).	- 4 -
Abbildung 2: Schematische Darstellung der Bogen- Sehnen-Brücke an einem Pferd während der Levade.	- 5 -
Abbildung 3: Konstruktion einer Rumpfbücke aus Nickel et al. (2004).	- 6 -
Abbildung 4: Abbildungen zu Brückenmodellen, wie man bis jetzt versucht hat den Säugetierrücken zu modellieren.	- 7 -
Abbildung 5: Lage des Körperschwerpunktes (Nach WISSDORF et al., 2002)..	- 8 -
Abbildung 6: Schematische Dorsalansicht eines Beckens sowie die Lage des Kreuzbeins (hellblau) (modifiziert nach GOFF et al., 2008).	- 9 -
Abbildung 7: Zeichnung des Beckenknochens (aus NICKEL et al., 2004).	- 10 -
Abbildung 8: Sakrum (HENSON, 2009).	- 11 -
Abbildung 9: Schematische Ventralansicht der ligamentösen Strukturen des Pferdebeckens (HENSON, 2009).	- 13 -
Abbildung 10: Muskeln, die an der Abduktion der Hinterextremität beteiligt sind. -	13 -
Abbildung 11: Muskeln, die die HE- Bewegung beeinflussen (modifiziert nach DENOIX et al., 1996).	- 15 -
Abbildung 12: Diagramm, welches beeinflussende Faktoren für die Rückenbewegung nach dem Bogen- Sehnen- Prinzip veranschaulicht.	- 16 -
Abbildung 13 (links): Kaudalansicht eines 9-jährigen WB.	- 19 -
Abbildung 14 (Mitte): Durch den Pfeil wird gezeigt, dass der linke Tuber sacrale wesentlich niedriger ist als der rechte (DYSON, 2004).	- 19 -
Abbildung 15 (rechts): Die laterale Ansicht zeigt prominente Tubera sacralia sowie abnormale Prominenz der lumbalen Proc. Spinosi kombiniert mit einer schlechten Bemuskelung in dieser Region (DYSON, 2004).	- 19 -
Abbildung 16: Schematische Darstellung der Nadelplatzierung mit Hilfe von Ultraschall.	- 21 -
Abbildung 17: Ein parasagittales Ultraschallbild der lumbosacralen Region.	- 21 -
Abbildung 18: Szintigrafisches Bild eines Pferdebeckens.	- 22 -
Abbildung 19: MRT Bild auf Höhe des ersten Sakralwirbels.	- 23 -
Abbildung 23: Anatomisches Gerüst assoziiert mit dem jeweiligen Knochen. ...	- 28 -
Abbildung 20: Linke Lateralansicht der Grad der Abweichung, und Veränderung der Vektoren knöcherner Orientierungspunkte während a) ‚Nutation‘ und b) ‚Gegennutation‘ in der sagittalen Bewegungsebene. Die fettgedruckten Pfeile geben die Richtung der angewandten Kräfte auf den Arcus ischiadicus an. ‚Nutation‘ beschreibt die ventrale Verschiebung der Sitzbeine weg vom Kreuzbein (ähnlich zu einer Flexion), und ‚Gegennutation‘ die dorsale Verlagerung dieser Knochen wenn sie sich dem Kreuzbein nähern, also ähnlich zu Extension (HAUSSLER et al., 2009).	- 29 -
Abbildung 21: Dorsalansicht der Grad der Abweichung, und Veränderung der Vektoren knöcherner Orientierungspunkte während induzierter a) linker und b) rechter lateraler Biegung des Beckens in der horizontalen Bewegungsebene. Die fettgedruckten Pfeile geben die Richtung der angewandten Kräfte auf den Arcus ischiadicus an (HAUSSLER et al., 2009).	- 30 -
Abbildung 22: Kaudalansicht der Grad der Abweichung, und Veränderung der Vektoren knöcherner Orientierungspunkte während induzierter a) linker und b)	

rechter axialer Rotation des Sakrums innerhalb der transversalen Bewegungsebene. Die fettgedruckten Pfeile geben die angewandten Kräfte am Sakrum an (HAUSSLER et al., 2009).	- 30 -
Abbildung 24: Markerset Pilotpferd.....	- 40 -
Abbildung 25 (links): Die Lokalisation der angebrachten Marker (Modifiziert nach PILLINER et al., 2002).	- 41 -
Abbildung 26 (rechts): Markerlokalisierung (TCL/R- Tuber coxae links/rechts, TSL/R- Tuber sacrale links/rechts, TIL/R- Tuber ischiadicum links/rechts). Durch die Verbindungslinien wird der Zusammenhang zwischen den einzelnen Referenzpunkten verdeutlicht.	- 41 -
Abbildung 27 (links): Modellierung in OpenSim 1.8. Lateralansicht.	- 42 -
Abbildung 28 (Mitte): Modellierung in OpenSim 1.8. Dorsalansicht.	- 42 -
Abbildung 29 (Rechts): Modellierung in OpenSim 1.8. Kaudalansicht.	- 42 -
Abbildung 30 (links): Marker fixiert mit Tesastreifen am unrasierten Fell.....	- 42 -
Abbildung 31 (rechts): Marker fixiert mit Tesastreifen am unrasierten Fell, seitliche Ansicht.	- 42 -
Abbildung 32: Die Platzierungen, für die Marker, die auf der linken Seite sowie auf der Wirbelsäule fixiert wurden (modifiziert nach PILLINER et al., 2002).	- 44 -
Abbildung 33 (links): Kopfmarkerset: Die Marker sind mittels Tesastreifen an der Crista facialis links und rechts sowie auf der Stirn befestigt.	- 45 -
Abbildung 34 (rechts): Das Widerrist- Markerset. Hier sind der mittlere und der rechte Marker sichtbar.	- 45 -
Abbildung 35 (links): Ansicht der Beckenmarker von hinten. a Tuber ischiadicum links, b Tuber ischiadicum rechts, an der Wirbelsäule c Sacrum2, d Sacrum 1, e Tuber sacrale links, f Tuber sacrale rechts, g 4. Lumbalwirbel.	- 45 -
Abbildung 36 (rechts): Ansicht der Beckenmarker von der linken Seite. a 18. Thorakalwirbel b 4. Lendenwirbel c Tuber coxae links, d Tuber sacrale links, e Tuber sacrale rechts, f Sacrum 1, g Sacrum 2, h Tuber ischiadicum links.	- 45 -
Abbildung 37: Längsschnitt durch den kaudalen Rumpfbereich.	- 46 -
Abbildung 38: Befestigung des Markers am Huf für alle 4 Extremitäten.	- 46 -
Abbildung 44 (links): Kameraanordnung in der Bewegungsanalytikhalle der VUW, rechts der Laufrichtung des Laufbands.	- 47 -
Abbildung 45 (rechts): Kameraanordnung in der Bewegungsanalytikhalle der VUW. links der Laufrichtung des Laufbands.	- 47 -
Abbildung 46: Eine Eagle Digital Kamera.	- 47 -
Abbildung 47: Das Laufband der Firma Mustang in Verwendung.	- 48 -
Abbildung 48: Das Laufband der Firma Mustang in Verwendung.	- 48 -
Abbildung 49: Die digitalisierte Bewegung und die x-, y-, z – Koordinate jedes Markers des Markersets welches zu jedem Zeitpunkt während der Messung unverändert blieb (Cortex, kinematische Software, Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA, USA).	- 49 -
Abbildung 39: Ein kartesisches Koordinatensystem ist ein orthogonales= rechtwinkliges Koordinatensystem. x (vor und zurück) und y (links und rechts)- Achse liegen in der horizontalen Ebene, die z- Achse dient der Höhenangabe (Auf und Ab- Bewegung).	- 50 -
Abbildung 40: Die drei Bewegungsmöglichkeiten.	- 50 -
Abbildung 41: Erklärung der verwendeten Vektoren: Vektor 1 zwischen L4 und S2, Vektor 2b zwischen L4 und TCR, Vektor 3b zwischen L4 und TIR und Vektor 4b zwischen L4 und TSR.	- 52 -

Abbildung 42: Die berechneten Winkel zwischen Wirbelsäule (L4 zu S2)= Vektor 1 und TCL-TCR= Vektor 2, TSL-TSR= Vektor 4 und TIL-TIR=Vektor 3.....	- 52 -
Abbildung 43: Die berechneten Winkel zwischen Wirbelsäule (L4-S2)= Vektor 1 und L4- TSR= Vektor 4b, L4-TCR= Vektor 2b und L4- TIR= Vektor 3b.....	- 53 -
Abbildung 50: Hier wird der Winkel der axialen Rotation[Grad] für den Winkel zwischen L4-S2 (Vektor 1) und TCL-TCR (Vektor 2) anhand aller 7 Bewegungszyklen für Pferd 3 in Abhängigkeit zum Bewegungszyklus [%] dargestellt.....	- 56 -
Abbildung 51: Hier wird der Winkel der Axialen Rotation [Grad] für den Winkel zwischen L4-S2 (Vektor 1) und TCL-TCR (Vektor 2) anhand aller Messungen für Pferd 3 in Abhängigkeit zum Bewegungszyklus [%] dargestellt.	- 57 -
Abbildung 52: Hier wird der Winkel der Flexion Extension [Grad] für den Winkel zwischen L4-S2 (Vektor 1) und L4-TCL (Vektor 2a) anhand aller 5 Pferde in Abhängigkeit zum Bewegungszyklus [%] dargestellt.....	- 58 -
Abbildung 53: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR der Winkel zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3a (L4-TIL) (strichliert) sowie Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3b (L4-TIR) (durchgängig) im Schritt. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.	- 62 -
Abbildung 54: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR der Winkel zwischen Vektor 1 und Vektor 3a (strichliert) sowie Vektor 1 und Vektor 3b (durchgängig) im Trab. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.	- 62 -
Abbildung 55: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR der Winkel zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 4a (L4- TSL) (blau strichliert) sowie Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 4b (L4- TSR) (rot durchgängig) im Schritt. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt.....	- 63 -
Abbildung 56: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR der Winkel zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 4a (L4- TSL) (blau strichliert) sowie Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 4b (L4- TSR) (rot durchgängig) im Trab.	- 63 -
Abbildung 57: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die AR zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2a (L4-TCL) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].	- 64 -
Abbildung 58: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die AR zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2b (L4- TCR) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].	- 64 -
Abbildung 59: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die AR zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3a (L4- TIL) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].	- 65 -
Abbildung 60: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die	

AR zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3b (L4-TIR) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad]. - 65 -

Abbildung 61: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR im Schritt zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 2 (TCL-TCR), Vektor 3 (TIL-TIR) und Vektor 4 (TSL-TSR). Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt. - 66 -

Abbildung 62: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die AR im Trab zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2 (TCL-TCR), Vektor 3 (TIL-TIR) und Vektor 4 (TSL-TSR). Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt. - 66 -

Abbildung 63: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die FE im Schritt zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2 (TCL-TCR), Vektor 3 (TIL-TIR) und Vektor 4 (TSL-TSR). Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt. - 67 -

Abbildung 64: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die FE im Trab zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 2 (TCL-TCR), Vektor 3 (TIL-TIR)und Vektor 4 (TSL-TSR). Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt. - 67 -

Abbildung 65: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die FE zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 2a (L4-TCL) sowie Vektor 2b (L4-TCR) im Schritt. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt. - 68 -

Abbildung 66: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die FE zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 2a (L4- TCL) sowie Vektor 2b (L4-TCR) im Trab. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt. - 68 -

Abbildung 67: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die zeigt die FE zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 3a (L4- TIL) sowie Vektor 3b (L4- TIR) im Schritt. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt. - 69 -

Abbildung 68: Darstellung der normierten Winkel [Grad] in Abhängigkeit zu den Bewegungszyklen (BWZ) [%] für die die FE zwischen Vektor 1 (L4-S2)und Vektor 3a (L4-TIL) sowie Vektor 3b (L4-TIR)im Trab. Darunter werden die Stützbeinphasen (SP) und Hangbeinphasen (SW) für die vier Extremitäten (L/RH= links/rechts hinten, L/RF= links/rechts vorne) dargestellt. - 69 -

Abbildung 69: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die FE zwischen Vektor 1 (L4- S2) und Vektor 2a (L4-TCL) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen[Grad]. - 70 -

Abbildung 70: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die FE zwischen Vektor 1 (L4- S2)und Vektor 2b (L4-TCR) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen[Grad]. - 70 -

Abbildung 71: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die FE Winkelung zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3a (L4-TIL) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen [Grad].	- 71 -
Abbildung 72: In dieser Abbildung werden die Daten der 5 Pferde in Schritt und Trab miteinander verglichen. Die Amplitude der Mittelwerte [Grad] wird hier für die FE zwischen Vektor 1 (L4-S2) und Vektor 3b (L4-TIR) dargestellt. Die Fehlerindikatoren veranschaulichen die Standardabweichungen[Grad].	- 71 -
Abbildung 73: zeigt die AR der Tubera coxae im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 101 -
Abbildung 74: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 2a.	- 101 -
Abbildung 75: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 2b.	- 101 -
Abbildung 76: zeigt die AR der Tubera sacralia im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 102 -
Abbildung 77: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4a.	- 102 -
Abbildung 78: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4b.	- 102 -
Abbildung 79: zeigt die AR der Tubera ischiadica im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 103 -
Abbildung 80: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 3a.	- 103 -
Abbildung 81: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 3b.	- 103 -
Abbildung 82: zeigt die FE der Tubera coxae im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 104 -
Abbildung 83: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 2a.	- 104 -
Abbildung 84: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 2b.	- 104 -
Abbildung 85: zeigt die FE der Tubera sacralia im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 105 -
Abbildung 86: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4a.	- 105 -
Abbildung 87: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4b.	- 105 -
Abbildung 88: zeigt die FE der Tubera ischiadica im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 106 -
Abbildung 89: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 3a.	- 106 -
Abbildung 90: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 3b.	- 106 -
Abbildung 91: Verglichen werden die Mittelwerte aller Pferde in Schritt und Trab zueinander für das LB zwischen Vektor 1 und Vektor 3a.	- 107 -
Abbildung 92: zeigt die AR der Tubera coxae im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 107 -
Abbildung 93: zeigt die AR der Tubera sacralia im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 108 -
Abbildung 94: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4a.	- 108 -
Abbildung 95: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4b.	- 108 -
Abbildung 96: zeigt die AR der Tubera ischiadica im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 109 -
Abbildung 97: zeigt die FE der Tubera coxae im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 109 -
Abbildung 98: zeigt die FE der Tubera sacralia im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 110 -
Abbildung 99: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4a.	- 110 -
Abbildung 100: zeigt die Winkelung zwischen Vektor 1 und Vektor 4b.	- 110 -
Abbildung 101: zeigt die FE der Tubera ischiadica im Vergleich zwischen linker und rechter Seite.	- 111 -

8.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Daten der fünf Pferde die für die Datensammlung dieser Studie herangezogen wurden.	- 38 -
Tabelle 2: Vektorenbezeichnung aller berechneten Winkel zur Vereinfachung der Darstellung in den Diagrammen.....	- 51 -
Tabelle 3: Veranschaulichung der berechneten Winkel für die Bewegungsmöglichkeiten FE (Flexion Extension), AR (axiale Rotation), LB (laterale Biegung).....	- 54 -
Tabelle 4: Darstellung der Hinterhandlahmheiten	- 59 -
Tabelle 5: Vergleich der mittleren Minima und der mittleren Maxima der Winkel und des mittleren Winkels sowie die dazugehörigen Standardabweichungen aller 5 Pferde für Schritt und Trab bezogen auf die Wirbelsäule (L4-S2) angegeben in Grad [°].	- 61 -
Tabelle 6: Vergleich Mittelwerte und Standardabweichungen für die ROM zwischen den Pferden für Schritt bezogen auf die Wirbelsäule angegeben in Grad [°].	- 133 -
Tabelle 7: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen für die Range of Motion zwischen den Pferden für Trab bezogen auf die Wirbelsäule angegeben in Grad [°].	- 134 -

Tabelle 6: Vergleich Mittelwerte und Standardabweichungen für die ROM zwischen den Pferden für Schritt bezogen auf die Wirbelsäule angegeben in Grad [°].

Kleinster Mittelwert in grün, größter in rot für die MW und unterlegt in denselben Farben für SB. Die gelben unterlegten Werte schienen nicht passend zu sein und daher wurden sie für weitere Berechnungen nicht verwertet.

Schritt

		Pferd 1	Pferd 2	Pferd 3	Pferd 4	Pferd 5
		mean ±sd	mean± sd	mean± sd	mean± sd	mean± sd
FE						
	TCL-TCR	151±40°	142±19°	126±38°	158±25°	99±6°
	L4-TCL	12±2°	9±1°	11±1°	13±0,25°	18±7°
	L4-TCR	12±1°	10±1°	11±1°	12±1°	18±1°
	TIL-TIR	156±25°	100±11°	110±24°	73±2°	109±15°
	L4-TIL	7±7°	7±04°	6±0,23°	4±0,05°	6±0,49°
	L4-TIR	7±7°	7±0,4°	6±0,22°	4±0,05°	6±0,31°
	TSL-TSR	66±8°	98±10°	132±33°	134±21°	130±15°
	L4-TSL	5±0,61°	5±0,22°	4±0,11°	6±0,17°	6±0,18°
	L4-TSR	5±0,52°	10±0,21°	6±0,50°	8±0,27°	8±0,21°
AR						
	TCL-TCR	59±74°	85±10°	54±10°	92±12°	135±28°
	L4-TCL	80±15°	84±5°	55±10°	89±14°	136±28°
	L4-TCR	80±13°	79±5°	52±10°	90±14°	140±28°
	TIL-TIR	90±16°	88±5°	58±10°	96±14°	132±28°
	L4-TIL	88±14°	90±5°	61±14°	111±19°	126±26°
	L4-TIR	81±12°	88±4°	62±14°	106±17°	130±27°
	TSL-TSR	82±12°	78±4°	54±10°	88±14°	152±7°
	L4-TSL	89±13°	102±5°	54±16°	94±11°	129±34°
	L4-TSR	84±14°	73±5°	59±7°	90±14°	135±24°
LB						
	L4-TIL	4±0,4°	6±0,14	3±0,2°	5±0,1°	6±0,11°

Tabelle 7: Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen für die Range of Motion zwischen den Pferden für Trab bezogen auf die Wirbelsäule angegeben in Grad [°].

Kleinster Mittelwert in grün, größter in rot für die MW und unterlegt in denselben Farben für SB. Die gelben unterlegten Werte schienen nicht passend zu sein und daher wurden sie für weitere Berechnungen nicht verwertet.

TRAB

		Pferd 1	Pferd 2	Pferd 3	Pferd 4	Pferd 5
FE		mean±sd	mean±sd	mean±sd	mean±sd	mean±sd
	TCL-TCR	59 ± 5 °	47±19°	90±8°	88±12	89± 31
	L4-TCL	9±0,46	9± 0,33	11±0,64	16±0,80	20± 5
	L4-TCR	11±0,36	10±0,50	14± 0,14	14±0,61	14± 2,23
	TIL-TIR	169±5	139± 12	169±4,55	95± 1,49	155± 88
	L4-TIL	3±0,30	2,58±0,36	3± 0,19	2±0,22	4± 0,82
	L4-TIR	3±0,28	2,58±0,36	3± 0,19	2±0,20	4± 0,82
	TSL-TSR	81± 4	102±10	164±5,22	116±6	115± 30,84
	L4-TSL	4± 0,42	6±0,30	4± 0,15	7±0,22	4± 1,04
	L4-TSR	4±0,40	9±0,16	5± 0,09	10±0,20	4± 0,53
AR						
	TCL-TCR	70±13	45±13	54±4	43± 3	97± 28
	L4-TCL	84± 3	43± 14	54±4	40±4	132± 76
	L4-TCR	77±12	42±14	53±5	44± 3	98± 28
	TIL-TIR	92±7	47± 15	60±5	53± 4	83± 33
	L4-TIL	94±5	42±17	56±6	43± 4	93± 28
	L4-TIR	93±8	47± 19	54±5	42± 4	94± 28
	TSL-TSR	85±7	48±15	62±5	51± 3	100± 31
	L4-TSL	96±6	53±15	62±6	57± 2	65± 19
	L4-TSR	82±6	45,54±15	67±5	52± 3	109± 33
LB						
	L4-TIL	2± 0,18	3±0,16	1± 0,05	2±0,11	4± 1