

Aus dem Department für Kleintiere und Pferde  
der Veterinärmedizinischen Universität Wien

Universitätsklinik für Pferde

(Leiterin: Univ.-Prof. Dr. med. vet. Florian Jenner, Dipl. ACVS, Dipl. ECVS)

**Untersuchung der Bewegungsasymmetrie von  
neun Pferden im Trab vergleichend mittels  
subjektiver Beurteilung von Videos und  
berechneter Asymmetrie-Indices der  
akzelerometrischen Messungen auf einer  
zirkulären Bahn einer Führanlage**

Diplomarbeit

Veterinärmedizinische Universität Wien

vorgelegt von

Antonia Jung

Wien, im September 2021

**Betreuerin:**

Ao. Univ.-Prof<sup>in</sup>. Dr<sup>in</sup>. med. vet. Theresia Licka

Dipl. ACVSMR Dipl. ECVSMR

Veterinärmedizinische Universität Wien

Department für Kleintiere und Pferde

Universitätsklinik für Pferde

Klinische Abteilung für Pferdechirurgie

**Begutachterin:**

Priv. Doz<sup>in</sup>. Dr<sup>in</sup>. med. vet. Barbara Bockstahler

Dipl. ACVSMR Dipl. ECVSMR

Veterinärmedizinische Universität Wien

Department für Kleintiere und Pferde

Universitätsklinik für Kleintiere

Klinische Abteilung für Kleintierchirurgie

# Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	1
2.	Literaturübersicht.....	3
2.1.	Gründe für die Bewegung des Pferdes auf dem Zirkel und ihre Spezifika .....	3
2.2.	Subjektive Lahmheitsbeurteilung auf dem Zirkel.....	6
2.2.1.	Einteilung von Lahmheiten.....	6
2.2.2.	Ausgleichsbewegungen .....	7
2.2.3.	Kompensatorische Lahmheit.....	8
2.2.4.	Allgemeiner Ablauf der Lahmheitsuntersuchung auf der Kreisbahn .....	9
2.2.5.	Beeinflussung des Bewegungsablaufs auf der Kreisbahn .....	10
2.2.6.	Beurteilung von Lahmheiten auf der Kreisbahn.....	11
2.3.	Objektive Bewegungserfassung und Lahmheitsdokumentation auf der Kreisbahn .....	12
2.3.1.	Messmethoden.....	12
2.3.2.	Lahmheitsdokumentation auf der Kreisbahn.....	16
2.4.	Videoevaluierung für die Beurteilung des Bewegungsablaufs und der Lahmheit .....	18
3.	Material und Methode .....	20
3.1.	Videos zur Lahmheitsbeurteilung.....	21
3.1.1.	Videosetting.....	21
3.1.2.	Lahmheitsbeurteilung der Pferde .....	23
3.2.	Akzelerometriemessungen.....	25
3.2.1.	Lokalisation der Messpunkte.....	25
3.2.2.	Aufarbeitung der Daten und Berechnung .....	26
3.3.	Statistische Auswertung.....	35
4.	Ergebnisse.....	38
4.1.	Lahmheitsgraduierung im Vergleich zur berechneten Asymmetrie .....	40
4.2.	Varianzanalyse der visuellen Lahmheitsbeurteilung und objektiven Akzelerometriemessung 41	
4.3.	Einfluss der Bewegung im Uhrzeigersinn bzw. gegen den Uhrzeigersinn auf die visuelle Lahmheitsbeurteilung und auf die Akzelerometrie-Messungen.....	41
4.4.	Entwicklung der Lahmheiten über die drei Messungen.....	43
5.	Diskussion.....	45
6.	Zusammenfassung.....	52
7.	Summary.....	53
8.	Abkürzungsverzeichnis .....	54
9.	Abbildungsverzeichnis.....	55
10.	Tabellenverzeichnis .....	57
11.	Literaturverzeichnis.....	60

## 1. Einleitung

Die visuelle Lahmheitsbeurteilung von Pferden ist ein integraler Bestandteil des Arbeitspensums von Veterinärmedizinerinnen und Veterinärmedizinern mit dem Schwerpunkt in der Pferdemedizin. Mit der Beurteilung des Pferdes in der Bewegung erhält man mannigfaltige Informationen über den Bewegungsablauf, deren Erkennung und Interpretation über die konsekutive, diagnostische Vorgehensweise entscheidet, wodurch der Ursprung der Bewegungsasymmetrie durch weiterführende Untersuchungen ergründet werden kann.

Erkrankungen des Bewegungsapparats sind die häufigste Ursache dafür, dass Pferde im Rennsport nicht die volle Leistung erbringen können (Morris und Seeherman 1991) bzw., dass die Nutzung eines Pferdes im Reitsport nicht fortgeführt werden kann (Weishaupt et al. 2001). Daher hat die frühzeitige Erkennung von Pathologien des Bewegungsapparates vor dem Auftreten offensichtlicher, klinischer Anzeichen eine hohe Priorität in der Pferdesportmedizin und im Tierschutz (Weishaupt et al. 2001). Ändert sich zwar die Intensität und Dauer der Lahmheitsuntersuchung je nach medizinischer Fragestellung und nach den Anforderungen des Besitzers, bleibt ein Grundmuster der Beurteilung in der Bewegung erhalten. Neben dem Vorführen auf der Geraden in Schritt und Trab, das meist durch Provokationsproben ergänzt wird, wird das Pferd an der Longe oder seltener frei an einer zirkulären Bahn beurteilt. Dies erfolgt – wie auch die Beurteilung auf der Geraden – idealerweise auf weichem und hartem Untergrund sowohl im als auch gegen den Uhrzeigersinn (Ross und Dyson 2011). Der Grundgedanke hinter diesem Teil der Lahmheitsdiagnostik liegt in der physikalischen Begründung, dass ein Körper auf einer Kreisbahn einer zentripetalen Kraft ausgesetzt ist, die das Pferd dazu bringt, seine sagittale Achse in Richtung des Kreis zentrums zu neigen (Clayton und Sha 2006, Hobbs et al. 2011, Pfau et al. 2012). Durch die hervorgerufenen Asymmetrien der wirkenden Kräfte, können schmerzhafteste Prozesse provoziert und deutlicher sichtbar gemacht werden (Ross und Dyson 2011). Es ist sinnvoll ein vorstelliges Pferd zu longieren, da beispielsweise subtile oder bilaterale Lahmheiten, die während der Beurteilung auf der Geraden nur geringgradige Asymmetrien der Bewegungsabläufe der Gliedmaßen hervorrufen, somit auf der Kreisbahn potenziell leichter erkannt werden. Denn der Mensch erkennt Asymmetrien einer Bewegung ab einem Ausmaß von circa 25% (Parkes et al. 2009). Bei Pferden ohne subjektiv erkennbare Lahmheit im Trab auf der Geraden ergaben sich zwischen linker und rechter Führichtung an der Longe keine signifikanten Unterschiede in den Bewegungsasymmetrien (Pfau et al. 2016).

Die Tatsache, dass in Untersuchungen fast die Hälfte der durch Tierhalterin bzw. Tierhalter oder Trainerin bzw. Trainer für lahmeheitsfrei befundenen Pferde unter verschiedenen Umständen

(Longieren, Reiten) eine Lahmheit sichtbar wurde (Dyson und Greve 2016, Greve und Dyson 2014), fordert dazu auf, den Möglichkeiten der Lahmheitserkennung nachzugehen und mithilfe objektiver Lahmheitserkennung die Lokomotion des Pferdes im Speziellen auf der zirkulären Bahn zu erforschen, um Zustände, die die physiologische Fortbewegung einschränken und somit auch das Pferdewohl beeinträchtigen, besser zu erfassen und zu verstehen.

Aus diesem Grund befasst sich die Arbeit mit den Zusammenhängen zwischen den visuellen Lahmheitsbeurteilungen von Pferden, die über Videosequenzen auf Bewegungsasymmetrien beurteilt wurden und den objektiven Lahmheitsbeurteilungen, die durch akzelerometrische Messungen an denselben Pferden erfolgten. Beurteilt und bearbeitet wurden Videoaufnahmen und Akzelerometriedaten von neun Versuchspferden der University of Queensland, die im Rahmen einer Studie (Nurse 2019), welche von Dr<sup>in</sup>. Zsoldos betreut worden war, erstellt worden waren. Die Beschleunigung war von Sensoren an jenen Körperpositionen aufgezeichnet worden, die in der Literatur mehrfach als ausschlaggebende anatomische Lokalisation für die subjektive, visuelle Lahmheitsuntersuchung herangezogen wurden.

Die erste Hypothese ist, dass zwischen den Ergebnissen der subjektiven, visuellen Lahmheitsbeurteilung und denen der objektiven Lahmheitsmessung anhand der Akzelerometriedaten hinsichtlich der Präsenz einer Lahmheit, der Lahmheitslokalisierung und des Lahmheitsausmaßes kein signifikanter Unterschied besteht.

Die zweite Hypothese ist, dass sich abhängig von der Führichtung auf dem Zirkel (im und gegen den Uhrzeigersinn) sowohl die Asymmetrieindices der Bewegungen, die die Lahmheit von Vorder- bzw. Hinterextremitäten repräsentieren als auch die subjektiven Beurteilungen der Bewegungsasymmetrien, die ebenfalls die Lahmheiten repräsentieren, in den Videos signifikant unterscheiden.

## 2. Literaturübersicht

Literatur zu den Themen „Lahmheit“, „objektive Gangbildanalyse“ und „objektive Lahmheitsuntersuchung“ bildete die Grundlage, um sich in diesem breiten Forschungsbereich einzufinden.

### 2.1. Gründe für die Bewegung des Pferdes auf dem Zirkel und ihre Spezifika

Da in vielen Disziplinen des Pferdesports verlangt wird, dass das Pferd in der Lage ist, kreisförmige Bewegungen, wie enge Zirkel und Wendungen, in verschiedenen Gangarten und Versammlungsgraden durchzuführen, stellt die Arbeit auf der Kreisbahn einen festen Bestandteil eines ausgeglichenen Trainingsregimes dar. Bei der Bewegung auf der Kreisbahn wird eine Zentripetalkraft generiert, die in die Richtung des Kreisentrums gerichtet ist, wofür das Pferd seine Körperhaltung der Kreisbewegung anpasst und die sagittale Körperachse ins Innere des Kreises neigt (Chateau et al. 2013). Die Bewegung des Körpers auf einer Kreisbahn setzt ein ausreichendes Maß an Balance und einen guten Trainingszustand des Pferdes voraus, da sie höhere körperliche Anforderungen an den Bewegungsapparat stellt als die Bewegung auf der Geraden (Brocklehurst et al. 2014, Clayton und Sha 2006, Hobbs et al. 2011, Pfau et al. 2012, Starke, Willems et al. 2012). Der Körperschwerpunkt des Pferdes verlagert sich nach außerhalb des Zirkelradius, der den Abstand zwischen der Zirkelmitte und dem Rumpf, der durch die Position des 16. Brustwirbels gekennzeichnet wird, darstellt (Clayton und Sha 2006) und es entsteht eine bessere Anpassung zwischen Ausrichtung der Gliedmaßen und der vertikalen Bodenreaktionskraft (Clayton und Sha 2006, Hobbs et al. 2011).

Ein weiterer Grund für die Bewegung des Pferdes auf einer Kreisbahn ist die Kräftigung des langen Rückenmuskels (*Musculus longissimus dorsi*), der mit der Bauchmuskulatur die Bogen-Sehnen-Konstruktion bildet und die Wirbelsäule vor exzessiver Dorso- bzw. Ventroflexion schützen soll (Nickel et al. 2004). Des Weiteren soll die Fähigkeit des Pferdes zur Versammlung gefördert werden, indem durch die Kräftigung und Aufwölbung des Rückens Gewicht von den Vorderextremitäten in Richtung der Hinterextremitäten verlagert wird und die Hinterextremitäten dadurch vermehrt aktiviert werden (Fédération Equestre Internationale 2021). In der Bewegung auf dem Zirkel wird der *Musculus longissimus dorsi* aufgrund der Lateroflexion (Biegung) des Pferdes vermehrt beansprucht, wobei die Intensität der Muskelaktivität des zum Zirkelzentrum innen gelegenen *Musculus longissimus dorsi* um circa 20-30% höher ist als die des außen gelegenen, wie elektromyographische Messungen bestätigten (Cottrill et al. 2008). Weit verbreitet sind Longierhilfen, wie zum Beispiel seitliche Hilfszügel, welche beidseits zwischen dem Sattel- oder Longiergurt und dem Gebiss oder dem Kappzaum gespannt werden, um den Kopf des Pferdes in eine Position zu bringen, die normalerweise durch den Reiter

erreicht werden soll. Außerdem werden Seile bzw. Gurte, die über die Hintergliedmaße gespannt werden, verwendet, um das Vor- bzw. Untertreten der Hintergliedmaße vermehrt zu aktivieren. Durch die Anwendung der genannten Trainingshilfen soll folglich die Muskelaktivität des langen Rückenmuskels zusätzlich erhöht werden. Diese Annahme konnte bisher nicht bestätigt werden, da sich die Ergebnisse der Elektromyografie-Messungen mit verschiedenen Longierhilfen von denen ohne Longierhilfen nicht signifikant unterschieden haben (Cottrill et al. 2008).

Durch die Verlagerung des Körperschwerpunkts entsteht in der Fortbewegung im Trab eine natürliche Asymmetrie zwischen der äußeren und inneren Diagonalen. In der Stützbeinphase der Diagonale, bei der das am Zirkel äußere Vorderbein auftritt, erreichen der Widerrist und der Kopf eine niedrigere Position im Vergleich zu der Position, die in der Stützbeinphase der Diagonale, bei der das am Zirkel innere Vorderbein auftritt, wahrgenommen wird (Starke, Willems et al. 2012). Zudem fällt die Hüfte in der Stützbeinphase der äußeren Hinterextremität tiefer ab und die Auslenkung des inneren Tuber coxae nimmt zu (Starke, Willems et al. 2012). Somit ist die Flexion der Gelenke der inneren Hintergliedmaße bzw. die vertikale Exkursion des Vorführbogens größer, um ausreichend Abstand zum Boden zu erreichen (Pfau et al. 2012, Robartes et al. 2013, Starke, Willems et al. 2012), während die außen geführte Gliedmaße den Körper zur Drehung verhilft und eine größere Distanz zurücklegen kann (Robartes et al. 2013). Auf die innere Vordergliedmaße wirkt eine geringere vertikale Bodenreaktionskraft als auf die äußere, jedoch ist die Dauer der Stützbeinphase der inneren Gliedmaße länger (Chateau et al. 2013).

Dadurch wird die Belastung während bzw. die erhöhte Propulsion vor der Stützbeinphase der inneren Vorder- und Hinterextremität auf der Kreisbahn reduziert und es entstehen jeweils entgegengesetzte Belastungs- und Abstoßmuster für die äußeren Gliedmaßen, um die Zirkelbewegung zu ermöglichen (Robartes et al. 2013). Diese Anpassungen sind wiederum bei Pferden, die auf einer nach innen geneigten Kreisbahn trabend longiert werden, weniger stark ausgeprägt und das Bewegungsmuster des Trabs ist der Bewegung auf einer geraden Bahn ähnlicher als bei Pferden, die auf einer flachen Kreisbahn longiert werden (Hobbs et al., 2011).

Die Bewegungsasymmetrien und die Neigung des Körpers in das Kreiszentrum, die auch beim gesunden Pferd durch die beschriebenen Anpassungen an die Lokomotion auf einer Kreisbahn entstehen, nehmen mit der Reduktion des Kreisradius und mit zunehmender Geschwindigkeit zu. Eine Neigung von circa  $15^\circ$  verursacht durchschnittlich weniger als zehn Millimeter Differenz in der Auslenkung des linken und rechten Tuber coxae (Pfau et al. 2012). Es wurde versucht ein physiologisches Ausmaß an Asymmetrie während der Bewegung am Zirkel mithilfe objektiver Ganganalysemethoden bei lahmheitsfreien Pferden zu quantifizieren (Pfau et al. 2012, Robartes et al. 2013). Mit der Generierung von Referenzwerten soll die Unterscheidung zwischen der natürlichen

Asymmetrie und einer (subtilen) Lahmheit ermöglicht werden, jedoch stellt sich die Etablierung von Referenzwerten auf der Kreisbahn als kompliziert dar. Unterschiedliche Bodenverhältnisse, Trabgeschwindigkeit, Zirkelradius und individuelle Varianzen im Bewegungsmuster eines Pferdes schränken die Möglichkeiten einer Standardisierung ein (Robartes et al. 2013).

Durch die Bewegung auf der Kreisbahn wird der laterale Aspekt der innen geführten distalen Gliedmaße bzw. der mediale Aspekt der außen geführten distalen Gliedmaße komprimiert. Entgegen der nach innen gerichteten Zentripetalkraft wirkt eine nach außen gerichtete Transversalkraft, welche auf einem nachgiebigen, weichen Untergrund durch das Einsinken des medialen bzw. lateralen Anteils des Hufs in den Boden in eine proximo-distale Kraft umgewandelt wird. Somit wirkt die Kraft vermehrt in der Achse der Gliedmaße, was zu einer Reduktion extrasagittaler Gelenkbelastung führt. Die Bewegung auf der Kreisbahn mit weichem Untergrund ist demnach für die distalen Gelenksetagen entlastender, als auf harten Bodenverhältnissen (Chateau et al. 2013).

Ein weiterer Grund für zu beobachtende Bewegungsasymmetrien auf der Kreisbahn ist die sogenannte angeborene „natürliche Schiefe“ des Pferdes, die gerne mit der Lateralisation des Menschen verglichen wird, wobei ihre Ursachen nicht vollständig ergründet sind, aber mit Reife, Trainingszustand, Asymmetrien in Flexibilität und Kraft und Geschlechtsprädisposition in Verbindung gebracht werden (Clayton und Sha 2006, McGreevy und Rogers 2005, Murphy et al. 2005).

Als Teil der Pferdeausbildung gilt es, das Pferd durch ausgeglichenes Gymnastizieren geradezurichten, doch bleibt ein gewisses Maß an Händigkeit an der Bewegung auf dem Zirkel bestehen. Während beschrieben wurde, dass die Mehrzahl der Pferde (circa 70%) die rechte Führichtung auf der Kreisbahn präferieren (Rachen-Schoneich und Schoneich 2007, Robartes et al. 2013), wurde diese Annahme von einer anderen Studie (Pfau et al. 2012) widerlegt, in der beobachtet werden konnte, dass die Diagonale der linken Vordergliedmaße und rechten Hintergliedmaße (DiaVLHR) lieber innen im Zirkel geführt wird. Das lässt sich eventuell dadurch erklären, dass das Handling eines Pferdes vorwiegend von links erfolgt und somit die Umgebung und die anweisende Person von dem Pferd präferiert von links wahrgenommen wird (Farmer et al. 2010).

Grundsätzlich sollte ein Pferd in beiden Führichtungen gleichmäßig trainiert werden. Abseits der Longe sind Führanlagen eine praktische Möglichkeit, die Vorteile der Bewegung auf der Kreisbahn als Trainings- oder Rehabilitationsprogramm zu nutzen. Bei automatisierten Führanlagen lassen sich Dauer, Geschwindigkeit und Führichtung der Bewegung individuell einstellen und je nach Radius des Systems kann eine größere Anzahl an Pferden gleichzeitig bewegt werden (Murphy 2008).

Die Pferde sind in Führanlagen entweder angebunden oder können sich in den Systemen frei bewegen, wobei hier die Anlage auf Basis der Fluchtreaktion arbeitet und die Tiere sich auf einer zirkulären Bahn

in innerhalb eines von Trennwänden begrenzten Segments von der sich annähernden Trennwand wegbewegen. Die Verwendung solcher Trainingsanlagen werden kritisch beleuchtet, da die visuellen und akustischen Reize sowie der Trainingsablauf selbst als Stressoren wirken (Cuthbert 2018). Vor allem wurden in der ersten Woche, in der ein Pferd eingewöhnt wird, in einer automatisierten Führanlage zu gehen, erhöhte Cortisolwerte im Blut und erhöhte Herzfrequenzraten nachgewiesen. Elektrifizierte Abtrenngitter erhöhen die genannten Stressparameter nicht signifikant (Giese et al. 2014).

## **2.2. Subjektive Lahmheitsbeurteilung auf dem Zirkel**

### **2.2.1. Einteilung von Lahmheiten**

Der Begriff Lahmheit wird als „eine Veränderung des normalen Gangbildes aufgrund einer funktionellen oder strukturellen Störung des Bewegungsapparats“ beschrieben (Back und Clayton 2013). Es ist ein klinisches Symptom, das einen schmerzhaften oder mechanisch einschränkenden Prozess anzeigt und sich in Abweichungen des physiologischen Gangbilds äußert (Ross und Dyson 2011). Lahmheiten werden am geläufigsten in die Kategorien Stützbeinlahmheit, Hangbeinlahmheit und gemischte Lahmheit eingeteilt.

Die Stützbeinlahmheit äußert sich in einer Reaktion auf einen Schmerz innerhalb der Gliedmaße, während sie sich in der Stützbeinphase befindet. Die meisten Lahmheiten weisen eine Stützbeinkomponente vor (Ross und Dyson 2011), wobei die Ursache für eine Stützbeinlahmheit meist ein schmerzhafter Vorgang im Bereich der distalen Gliedmaße ist (Baxter 2011). Pferde mit einer Stützbeinlahmheit übertragen durch Ausgleichsbewegungen Kraft auf die gesunde Gliedmaße, damit während der Stützbeinphase nicht die volle Belastung durch die vertikalen Kräfte auf die lahme Gliedmaße wirkt (Buchner et al. 1996b).

Hangbeinlahmheit beschreibt eine Bewegungseinschränkung, die neben einem schmerzhaften Prozess, häufig eine mechanische Beeinträchtigung als Ursache hat. Eine Hangbeinlahmheit äußert sich klinisch, dass der Vorführbogen in seiner Länge verkürzt ist (Ross und Dyson 2011). Es kann auch beobachtet werden, dass die Höhe des Vorführbogens vermindert ist. Der Ursprung von Hangbeinlahmheiten liegt häufig im Bereich der proximalen Gliedmaße (Baxter 2011).

Bei einer gemischten Lahmheit sind beide Gangbilddefizite zu beobachten, was in der Praxis häufig der Fall ist. Aufgrund dessen wird die strikte Kategorisierung in Stützbein- und Hangbeinlahmheit von Expertinnen und Experten im Bereich der Pferdeorthopädie und -chirurgie nicht begrüßt (Ross und Dyson 2011). Es ist vorteilhaft unterscheiden zu können, welche der Komponenten –

Stützbeinlahmheit oder Hangbeinlahmheit – in einer gemischten Lahmheit überwiegen und dass sich beide Komponenten wechselwirkend beeinflussen können (Baxter 2011).

### **2.2.2. Ausgleichsbewegungen**

Als allgemein bekannte Änderungen der Bewegungsmuster, um eine lahme Gliedmaße aufgrund eines in der Regel schmerzhaften Prozesses zu entlasten, gelten die Ausgleichsbewegungen des Kopfes primär für die Vorderextremität und die Bewegung der Glutealmuskulatur und der jeweiligen Hüfte für die Hinterextremität (Back und Clayton 2013, Baxter 2011, Ross und Dyson 2011). Ausgleichsbewegungen zu erkennen, ist die Basis einer Lahmheitsuntersuchung und der Identifikation des zugrundeliegenden Problems (Hewetson et al. 2006). Mithilfe des zweiten Newtonschen Axioms, das besagt, dass die wirkende Kraft ein Produkt aus Beschleunigung und Masse ergibt, lässt sich die Funktionsweise von Ausgleichsbewegungen einfach nachvollziehen (Greve und Dyson 2018). Die Entlastung durch Ausgleichsbewegungen geschieht über eine Reduktion der Beschleunigung vor und in der Stützbeinphase der lahmen Gliedmaße (Buchner et al. 1996b) und bedingt dadurch eine Reduktion der vertikalen Bodenreaktionskraft (Weishaupt et al. 2004, Weishaupt et al. 2006).

Bei Belastung einer lahmen Vordergliedmaße senkt sich der Kopf weniger stark ab und weist eine geringere Abwärtsbeschleunigung vor als bei Belastung der lahmheitsfreien Vordergliedmaße (Weishaupt 2008). Mit zunehmendem Lahmheitsgrad hebt sich der Kopf vermehrt, kurz bevor bzw. während sich die lahme Vordergliedmaße in ihrer Stützbeinphase befindet (Ross und Dyson 2011). Mit einer höheren Trabgeschwindigkeit und zunehmendem Lahmheitsgrad wird die Amplitude des Kopfnickens größer in der Stützbeinphase der nicht lahmen Vorderextremität (Buchner et al. 1996a, Starke et al. 2013).

Um eine Lahmheit der Hinterextremität zu erkennen, wird die Bewegung der Kruppmuskulatur, des Tuber coxae und Tuber sacrale beider Körperhälften auf Asymmetrie miteinander verglichen (Buchner et al. 1996a, Church et al. 2009, May und Wyn-Jones 1987). Als Grundsätze gelten, dass sich die Hüfte bei deutlichen Lahmheiten einer Gliedmaße höher über das Niveau der Hüfte der gesunden Gliedmaße erhebt, wenn die lahme Gliedmaße Last aufnimmt („pelvic hike“) (Ross und Dyson 2011). Befindet sich die gesunde Gliedmaße in der Stützbeinphase, sinkt die Kruppmuskulatur bzw. das Tuber coxae der lahmen Gliedmaße rascher und tiefer ab („pelvic drop“), was bereits bei geringgradigen Lahmheiten zu beobachten ist (May und Wyn-Jones 1987, Ross und Dyson 2011). Praktikerinnen und Praktiker der Pferdemedizin konzentrieren sich bei der visuellen Beurteilung einer Lahmheit somit hauptsächlich auf den „pelvic drop“ als Erkennungshilfe für eine Lahmheit der Hinterextremität als auf den sogenannten „pelvic hike“ (Ross und Dyson 2011). Allgemein gilt – sei es einem vermehrten Absenken oder Heben

der Kruppe geschuldet –, dass die Bewegungen der Kruppe bzw. des Tuber coxae und Tuber sacrale der lahmen Gliedmaße eine größere vertikale Auslenkung zeigen (Church et al. 2009, May und Wyn-Jones 1987, Pfau et al. 2007).

Eine Folge der Veränderung der Bewegung aufgrund eines schmerzhaften Prozesses ist die veränderte Gelenkwinkelung des Fesselgelenks und des Hufgelenks. In der Stützbeinphase der lahmen Gliedmaße ist das Fesselgelenk weniger stark in Extension, im Vergleich zu der Hyperextensionsstellung, wenn die gesunde Gliedmaße belastet wird. Zudem wird das Hufgelenk der lahmen Gliedmaße weniger ausgeprägt gebeugt. Die Änderungen in den Gelenkwinkelungen des Huf- und Fesselgelenks lassen sich gleichermaßen an der Vorderextremität und Hinterextremität nachweisen (Buchner et al. 1996b).

Im Trab zeichnet die Bewegung des Rumpfes beim lahmheitsfreien Pferd sinusoidale Oszillationen. Die Beschleunigung und die vertikale Auslenkung sind in den Schrittzyklen beider Diagonalen annähernd symmetrisch. Liegt eine Lahmheit in einer Diagonalen vor, so versucht das Pferd einerseits den Rumpf zu stabilisieren, wenn die lahme Gliedmaße auftritt (Buchner et al. 1996a). Somit wird die abwärts gerichtete Beschleunigung des Rumpfes und infolgedessen die auf die Diagonale wirkende Last geringer und das Pferd spart Energie, damit die lahme Diagonale wieder leichter in die Schwebephase des Trabs übergehen kann (Buchner et al. 1996a). Die Beschleunigung mit der der Körper in die Schwebephase der lahmen Diagonalen befördert wird, zeigt geringere Maxima vergleichend zur gesunden Diagonalen, jedoch erreicht der Rumpf durch die verlängerte Stützbeinphase und das frühzeitige Abfedern der Kräfte annähernd dieselbe Höhe in der lahmen Diagonalen vergleichend zur gesunden Diagonalen (Buchner et al. 1995). Die Anpassungen des Rumpfs sind im Bereich der Tubera sacralia bei Lahmheiten der Hinterextremität deutlicher sichtbar als im Bereich des Widerrist bei Lahmheiten der Vorderextremität (Buchner et al. 1996a).

### **2.2.3. Kompensatorische Lahmheit**

Die Ursache von kompensatorischen Lahmheiten, die auch als Lahmheitsübertragungen bezeichnet werden, liegt in dem Prinzip der Kraftübertragung entlang der longitudinalen Achse des Pferdes, damit sich die Position des Körperschwerpunkts dementsprechend ändert, dass die schmerzhafteste Gliedmaße geschont wird (Buchner et al. 2001). Die Umverteilung der Last über den Rücken ist nicht immer konsistent und wird von Faktoren wie beispielsweise durch schmerzhafteste Prozesse im Rücken beeinflusst (Weishaupt 2008). Die Lahmheitsübertragung äußert sich darin, dass eine Lahmheit der Hinterextremität eine Asymmetrie in der Kopfnickbewegung hervorruft bzw. seltener eine Lahmheit der Vorderextremität eine asymmetrische Bewegung der Tubera sacralia bedingt (Rhodin et al. 2013, Weishaupt et al. 2004, Weishaupt et al. 2006). Kompensatorische Lahmheiten treten vor allem bei

höheren Lahmheitsgraden auf, als Richtlinie gilt ungefähr, dass dominante Lahmheiten der Hintergliedmaße ab einem Grad von 3 von 5 konsistent eine kompensatorische Lahmheit an der ipsilateralen Vordergliedmaße hervorrufen (Ross und Dyson 2011).

Liegt eine dominante Lahmheit in einer der Vorderextremitäten vor, kann eine kompensatorische Lahmheit an der kontralateralen Hinterextremität verursacht werden (Buchner et al. 1996a). Diese Übertragung tritt erst konsistent auf und verschwindet durch eine diagnostische Anästhesie, wenn eine schwere Lahmheit der Vorderextremität vorliegt (Pfau et al. 2016, Uhlir et al. 1997).

In der Stützbeinphase der lahmen Hintergliedmaße im Trab versucht das Pferd Gewicht auf die diagonale Vordergliedmaße zu übertragen, wodurch der Kopf in der Stützbeinphase tiefer kommt und somit eine Lahmheit der anderen, ipsilateralen Vordergliedmaße simuliert wird (May und Wyn-Jones 1987, Ross und Dyson 2011).

Es ist hilfreich die Entwicklung von fraglich kompensatorischen Lahmheiten auf dem Zirkel zu betrachten. Bleibt das Ausmaß der Lahmheit einer Hintergliedmaße z.B. gleichbleibend ausgeprägt, die Lahmheit an der ipsilateralen Vordergliedmaße wird jedoch stärker, so ist es wahrscheinlicher, dass es sich hier um eine koexistente Lahmheit der Vordergliedmaße handelt und nicht nur um eine Übertragung von Lasten, da sich eine kompensatorische Lahmheit tendenziell gleichermaßen mit der dominanten Lahmheit verändern würde (Dyson 2009, Ross und Dyson 2011). Zum eindeutigen Ausschluss, ob es sich um eine koexistente oder kompensatorische Lahmheit handelt, verhelfen diagnostische Anästhesien, wobei man an dem Bein beginnt, bei dem die dominante Lahmheit zu erkennen ist (Ross und Dyson 2011, Uhlir et al. 1997).

#### **2.2.4. Allgemeiner Ablauf der Lahmheitsuntersuchung auf der Kreisbahn**

Grundsätzlich erfolgt die Lahmheitsbeurteilung in Bewegung zunächst auf der Geraden. Das Pferd wird im Schritt und – sofern es der Grad der Lahmheit zulässt – im Trab jeweils von der untersuchenden Person weg und auf sie zu geführt, wobei die führende Person vermeiden sollte, die Kopfbewegung des Pferdes zu manipulieren (Ross und Dyson 2011). Ein gleichmäßiges, nicht zu schnelles Trabtempo wird gewählt, da mit steigender Trabgeschwindigkeit Bewegungsasymmetrien schwerer zu erkennen sind und Lahmheiten tendenziell niedriger klassifiziert werden als in einem gemäßigten Trabtempo (Starke, Willems et al. 2012). Beurteilt werden Abweichungen des physiologischen Bewegungsablaufs von vorne, hinten und von der Seite (Ross und Dyson 2011).

Nach der Untersuchung der Bewegung auf der Geraden inklusive Provokationsproben kann die Lahmheitsuntersuchung ergänzt werden, indem man Bodenverhältnisse und Art der Bewegung variiert

und somit kann man beobachten, inwiefern sich die veränderten Verhältnisse auf die Lahmheit auswirken (Ross und Dyson 2011). Als aufschlussreich erweist sich die Bewegung des Pferdes auf einer zirkulären Bahn. Dies erfolgt meist auf einem weichen, aber regelmäßigen Untergrund (Reithalle- oder Reitplatz), wobei das Pferd in einem konstanten Schritt- und Trabtempo longiert oder – sofern das Pferd mit der Arbeit an der Longe nicht vertraut ist – an der Hand geführt wird. Es wird versucht den Zirkelradius, wobei dessen Größe gerne variiert wird, für mehrere konsekutive Bewegungszyklen konstant zu halten und das Pferd sowohl im Uhrzeigersinn als auch gegen den Uhrzeigersinn auf der zirkulären Bahn zu bewegen (Ross und Dyson 2011).

### **2.2.5. Beeinflussung des Bewegungsablaufs auf der Kreisbahn**

Grundsätzlich wird die Grundlahmheit, die bei der Beurteilung auf einer geraden Bahn ermittelt wurde, durch die Bewegung auf der Kreisbahn aufgrund der höheren körperlichen Anforderungen akzentuiert. Subtile oder bilaterale Lahmheiten werden erst mit dem Longieren des Pferdes erkennbar (Dyson und Greve 2016). Neben den Zug- und Druckkräften, die bereits auf der Geraden auf den Bewegungsapparat wirken, entstehen auf der Bewegung am Zirkel vermehrt Bieigungs- und Torsionskräfte, die schmerzhaft Prozesse zusätzlich provozieren (Ross und Dyson 2011).

Es bestehen zeitliche Unterschiede in der Stützbeinphase- und Vorführphase der innen und außen geführten Gliedmaße. Während die innere Gliedmaße eine längere Stützbeinphase absolviert, wodurch mehr Kraft auf das Fesselgelenk wirkt und somit zu höherer Extension des Gelenks führt, muss die äußere Gliedmaße eine längere Vorführphase durchlaufen, da das äußere Bein einen größeren Radius zurücklegen muss, als das innere (Chateau et al. 2013, Ross und Dyson 2011).

In der Regel (zu ca. 65%) wird die Lahmheit deutlicher, wenn die lahme Gliedmaße innen geführt wird. Jedoch ist das Muster der Bewegungsasymmetrie zwischen der Geraden und auf der Kreisbahn ist vielmehr von der betroffenen Struktur abhängig (Ross und Dyson 2011). Somit kann das Führen des Pferdes auf einer Kreisbahn die Erkennung des betroffenen Beines bzw. der betroffenen Beine erleichtern, jedoch gibt es nur wenig Hinweise auf die genaue Lokalisation der Lahmheit. Während Lahmheiten, die durch schmerzhaft Prozesse im Bereich bzw. distal des Fesselgelenks, der Beugesehnen und der distalen Anteile des Fesselträgers verursacht werden, tendenziell in der Stützbeinphase der innen geführten Gliedmaße deutlicher werden, zeigen Pferde mit beispielweise Fesselträgerursprungs-Desmopathie vermehrt Ausgleichsbewegungen während der Stützbeinphase der äußeren Gliedmaße, da auf die äußere Gliedmaße eine höhere vertikale Last wirkt, was besonders bei nachgiebigem Untergrund akzentuiert wird (Chateau et al. 2013, Ross und Dyson 2011).

### 2.2.6. Beurteilung von Lahmheiten auf der Kreisbahn

Bei Pferden ohne Beeinträchtigungen des Gangbildes wird eine Asymmetrie der Bewegung auf einer zirkulären Bahn erkennbar, welche von einer Asymmetrie verursacht durch Lahmheit unterschieden werden muss, was sich jedoch als schwierige Aufgabe darstellt (Pfau et al. 2012, Rhodin et al. 2013). Eine Studie (Hammarberg et al. 2016) zeigte auf, dass das „interrater-agreement“ oder „interobserver-agreement“, was die Übereinstimmung von Lahmheitsbeurteilungen durch Personen, die eine Lahmheit unabhängig voneinander beurteilt haben, beschreibt, bei der Lahmheitsklassifikation von Videoaufnahmen von Pferden an der Longe, die Veterinärmedizinerinnen und Veterinärmedizinern zur Lahmheitsbeurteilung vorgelegt wurden, gering ausfällt. Für die Erkennung einer Lahmheit der Vorderextremität lag eine Übereinstimmung in Zuordnung der Extremität und Graduierung der Lahmheit um 33% vor, während die gleichen Parameter bezüglich der Hinterextremität nur 11% erreichten. Die geringe Übereinstimmung wird durch den großen Anteil an Tiermedizinerinnen und Tiermedizinern, die unter fünf Jahre Berufserfahrung angaben, die an der Studie teilnahmen, begründet.

Ähnliche Ergebnisse gingen aus einer Studie hervor, die sich mit der Auswirkung der Trabgeschwindigkeit auf die Lahmheitsevaluierung beschäftigte. Die geringste Übereinstimmung zwischen den untersuchenden Personen ergab sich bei der Lahmheitsbeurteilung der Hinterextremität sowohl an der Longe als auch auf der geraden Bahn (Mittelwerte: 11-27%) (Starke, Willems et al. 2012). Die Ergebnisse deckten sich mit früheren Beobachtungen, dass die Übereinstimmung in der Lahmheitsklassifikation an der Vorderextremität höher ausfällt als an der Hinterextremität, was sich mit der leichteren Erfassung der asymmetrischen Kopfbewegung als der vertikalen Bewegungsasymmetrie von Tuber sacrale und Tuber coxae erklären ließ (May und Wyn-Jones 1987, Peham et al. 1999, 2001, Ross und Dyson 2011). Weiters wird die Erfassung von Symmetrie auf der Kreisbahn erschwert, da die sagittale Körperachse nicht mehr im rechten Winkel zum Boden verläuft (Dyson 2009). Zudem ließ sich eine noch geringere Übereinstimmung zwischen Betrachterinnen und Betrachtern mit wenig klinischer Erfahrung (Veterinärmedizinerinnen und Veterinärmediziner, die unter fünf Jahre als Tierärztinnen und Tierärzte tätig sind) feststellen (Hammarberg et al. 2016).

Als problematisch erweist sich auch der Einfluss der Geschwindigkeit des Trabs auf die Lahmheitsbeurteilung. Mit steigender Geschwindigkeit können Bewegungsasymmetrien schlechter erfasst werden (Parkes et al. 2009), während die Asymmetrie objektiv gemessen größer wird mit steigendem Trabtempo. Die Gegenläufigkeit dieser Aspekte kann bedingen, dass eine Lahmheit weder schlechter, noch besser graduiert wird (Starke, Willems et al. 2012).

## **2.3. Objektive Bewegungserfassung und Lahmheitsdokumentation auf der Kreisbahn**

Quantitative Ganganalysemethoden der Kinetik und Kinematik wurden hauptsächlich für wissenschaftliche Zwecke verwendet, da sich deren Anwendung zunächst sehr komplex und mit einem Kostenaufwand und einer Anschaffung von Materialien verbunden war (Back und Clayton 2013). Heutzutage betritt die objektive Lahmheitsevaluierung mehr und mehr das Feld der alltäglichen, orthopädischen Pferdepraxis, da Methoden, wie beispielsweise die Akzelerometriemessung, kostengünstig und anwenderfreundlich geworden sind (Barrey und Desbrosse 1996). Limitierende Faktoren für die Generierung aussagekräftiger Daten wären z.B. bilaterale Lahmheiten, bei denen geringe Asymmetrieindices den Schweregrad der Lahmheit verfälschen. Zudem beeinflussen auch asymmetrische Bewegungen durch Ablenkung des Pferdes oder unregelmäßige Bodenverhältnisse die Messungen (Dyson 2014). Das soll Tierärztinnen und Tierärzte, die Gebrauch von Ganganalysetechnologien machen, eindringlich dazu auffordern, die erhobenen Daten nie isoliert zu betrachten (Bathe et al. 2018, van Weeren et al. 2017) und die Ergebnisse durch eine detaillierte, vollständige orthopädische Untersuchung zu überprüfen.

### **2.3.1. Messmethoden**

Kinetik oder Dynamik ist die Lehre der auf den Körper wirkenden Kräfte bzw. die Massenverteilung, Beschleunigungen, Energie und Arbeit des Körpers auf die Gliedmaßen in der Lokomotion (Barrey 1999). Besonders die Kräfte, die auf die Gliedmaße wirken, sobald sie Bodenkontakt erreicht, stehen im Fokus dieses Themenbereichs. Die sogenannte Bodenreaktionskraft („ground reaction force“) setzt sich aus einer vertikalen, lateromedialen und kraniokaudalen Kraft zusammen, wobei die vertikale Bodenreaktionskraft den für die Wissenschaft aussagekräftigsten Parameter darstellt (Ishihara et al. 2005). Um einen schmerzhaften Prozess in der Stützbeinphase zu entlasten, tritt das Pferd mit einer geringeren Kraft auf das lahme Bein, was sich in niedrigeren Werten an vertikaler Bodenreaktionskraft erkennbar macht (Ishihara et al. 2005). Die Quantifizierung der Kräfte erfolgt über Kraftmessplatten, über die sich das Pferd in möglichst gleichmäßiger Geschwindigkeit bewegen soll. Die Kraftmessplatten liegen stationär als Fläche vor (Merkens et al. 1986) oder sind durch Spezialanfertigungen innerhalb eines Hufschuhs (Barrey 1990, Robin et al. 2009, Roepstorff und Drevemo 1993) oder idealerweise in einem Laufband integriert (Weishaupt et al. 2002). Durch Kraftmessungen und ihre Untersuchung auf deren Symmetrie kann die Lokomotion des Pferdes besser verstanden werden (Merkens et al. 1986). Die Sammlung von kinetischen Daten mithilfe von Kraftmessplatten stellt sich mit zunehmender Geschwindigkeit (Robin et al. 2009) und in der Kreisbahn als schwierig dar. Es ist nur eine begrenzte

Anzahl an Messungen von aufeinanderfolgenden Stützbeinphasen pro Kraftmessplatte möglich. Zudem muss gewährleistet werden, dass das Pferd sich gleichmäßig über die Kraftmessplatte bewegt (Chateau et al. 2013). Als Lösungsansatz für dieses Problem wurden verschiedene Modelle von Hufschuhen entwickelt, mit denen es ermöglicht wurde, kontinuierliche Messreihen über die proximodistale Krafteinwirkung auf den Huf zu generieren (Barrey 1990, Roepstorff und Drevemo 1993). Mit der Weiterentwicklung der dynamometrischen Hufschuhe erfolgten Untersuchungen inwieweit verschiedene Bewegungsmuster und Bodenverhältnisse die Kräfte, die auf die Gliedmaße wirken, beeinflussen und welche Auswirkungen diese auf die verschiedenen Strukturen des Bewegungsapparats haben (Chateau et al. 2009, Crevier-Denoix et al. 2010, Robin et al. 2009, Roland et al. 2005).

Die Kinematik befasst sich mit Änderungen der Position von Körperteilen im Raum in einer definierten Zeit (Barrey 1999). Hierbei werden besonders Gelenkwinkelungen, Geschwindigkeiten, Beschleunigungen, absolute Verlagerungen von Messpunkten und die Relation dieser Parameter zueinander betrachtet (Barrey 1999). Im Vergleich zur Kinetik können somit auch Gangasymmetrien beobachtet werden, die sich nicht nur hauptsächlich in Veränderungen der Stützbeinphase, sondern auch in der Schwebephase der Gliedmaße äußern (Barrey 1999).

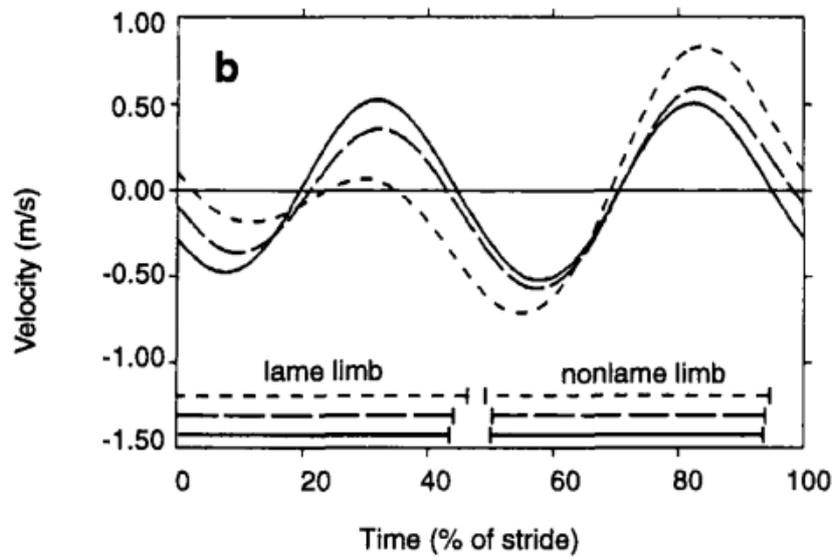
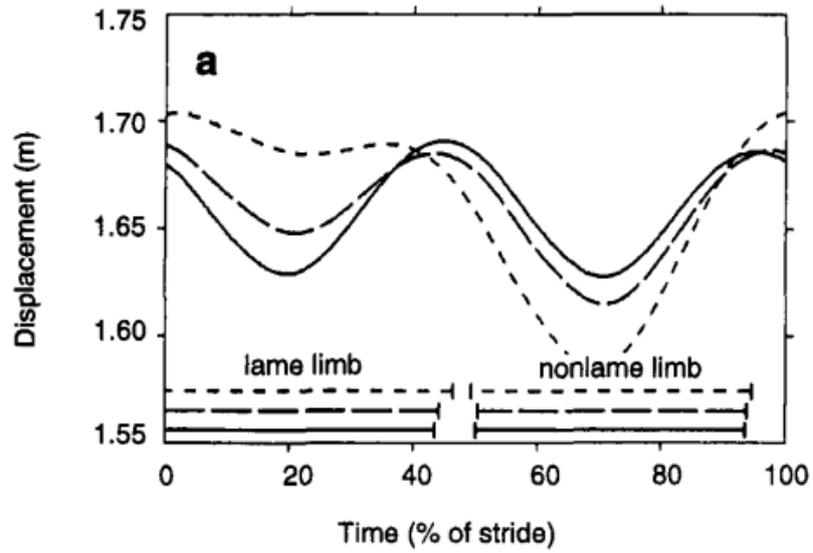
Während ältere Methoden der Kinematik, wie zum Beispiel die cinematographische Videoanalyse (Drevemo, Dalin et al. 1980, Drevemo, Fredricson et al. 1980), bei der das Pferd gefilmt wird und die Körperpositionen, die mittels an der Haut befestigten Leuchtdioden in ihrer Bewegung besser visualisiert werden können, bereits an Attraktivität verloren hat, finden Messungen mit akzelerometrischen Sensoren immer mehr Anwendung. Ihr Vorteil ist die leichte Handhabung, rasche Durchführung, eine gute Leistbarkeit und die geringe Beeinträchtigung der Bewegung durch leichtes Equipment (Barrey und Desbrosse 1996). Es können die Beschleunigungen mehrerer, konsekutiver Schrittabfolgen gemessen und direkt auf einen Laptop übertragen werden. Mit den erhobenen Daten können folglich Geschwindigkeiten und Distanzänderungen der anatomischen Positionen berechnet werden.

Die zeitliche Verarbeitungskapazität des Menschen in der Objekterkennung und Erfassung von visuellen Unterschieden ist auf etwa 10-25 Hertz (Näsänen et al. 2006) beschränkt bzw. reicht in Untersuchungen bis 32 Hertz (Frames pro Sekunde) (Hess und Plant 1985). Neben der bereits beschriebenen, unzufriedenstellenden subjektiven Komponente der visuellen Lahmheitsuntersuchung, die sich in einer starken Varianz in der Bewertung von Lahmheiten niederschlägt (Arkell et al. 2006, Fuller et al. 2006, Hewetson et al. 2006, Keegan et al. 1998), ist das limitierte Erkennungsvermögen des Menschen ein weiterer Grund, die subjektive Lahmheitsevaluierung objektiv zu ergänzen. Beschleunigungsmessungen werden meist (je nach

Sensormodell) mit einer Auflösung von z.B. 100Hz (Pfau et al. 2016), 300Hz (Buchner et al. 1996b) oder in Bereichen von 550 Hz (Barrey et al. 1994) aufgenommen, wodurch Änderungen in der Lokomotion wahrgenommen werden, die für den Menschen nicht zu erfassen sind.

Es werden die maximalen Be- und Entschleunigungen der Gliedmaßen innerhalb eines Bewegungszyklus im Trab analysiert (Barrey et al. 1994). Asymmetrien der vertikalen Beschleunigungen des Kopfes bzw. des Genicks (Pfau et al. 2012), des Widerrists (Hardeman et al. 2019) oder des Sternums (Barrey und Desbrosse 1996) helfen dabei Lahmheiten der Vordergliedmaße zu erkennen bzw. Asymmetrien der Beschleunigungen der Kruppe (Buchner et al. 1993), des jeweiligen Tuber coxae oder des Tuber sacrale (Church et al. 2009, Pfau et al. 2012) zeigen Lahmheiten der Hintergliedmaße an. Für die Auswertung werden die Daten häufig derart aufbereitet, indem die erste und zweite Integration der Daten durchgeführt wird, um Änderungen der Beschleunigung in Änderungen absoluter Distanzen zu transformieren (Rhodin et al. 2016, Robartes et al. 2013, Starke, Willems et al. 2012) (siehe Abbildung 1). Um die aufgezeichneten Daten einer Diagonalen zuzuordnen zu können, wird häufig ein Gyroskop-Sensor (Keegan et al. 2004, Keegan et al. 2005) oder ein Inertialsensor (Starke, Witte et al. 2012) an einer Gliedmaße angebracht und die vertikale Beschleunigung einer Gliedmaße (Uhlir et al. 1997) zusätzlich erhoben, damit die Identifikation der Stützbeinphase einer Diagonalen ermöglicht wird. Dadurch kann die kontinuierliche Messung der Beschleunigungsdaten in Einzelschritte unterteilt werden. Eine weitere Möglichkeit zur Bestimmung der Stützbeinphasen ist die Zuordnung mithilfe synchron aufgenommener Videoaufnahmen (Thomsen et al. 2010).

Die Bewegungsasymmetrien des Kopfes für die zugehörige Schrittphase der linken und rechten Vordergliedmaße bzw. des jeweiligen Tuber coxae und Tuber sacrale für die Schrittphase der rechten und linken Hintergliedmaße eignen sich relative Größen besser als absolute, da sie von der Widerristhöhe des Pferdes unabhängig sind und nur die Messdaten zwischen links und rechts verglichen werden. Sogenannte Symmetrie- oder Asymmetrieindices sind prozentuale Angaben, inwiefern sich z.B. die Beschleunigung des Kopfes während der Bewegung des rechten bzw. linken Vorder- bzw. Hinterbeins verhält (Buchner et al. 1996a, Pfau et al. 2016).



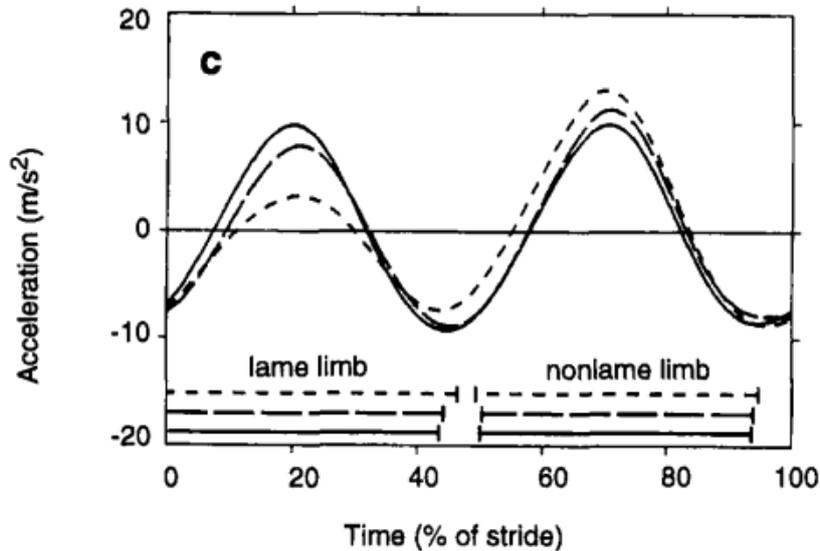


Abb. 1: aus Buchner et al. 1996 - Mittelwertkurven der vertikalen Auslenkung (Displacement) des Kopfes (a), der Geschwindigkeit (Velocity) der Kopfbewegung (b) und der Beschleunigung (Acceleration) der Kopfbewegung (c) bei einem Pferd mit einer Lahmheit an der Vorderextremität, deren Stützbeinphase sich in der ersten Hälfte des Schrittzklus (stride) befindet. Ein ganzer Schrittzklus wird prozentuell unterteilt, was die Zeit-Einheit der x-Achse bildet. Die Stützbeinphasen beider Vordergliedmaßen nehmen jeweils ca. die Hälfte des Bewegungszyklus ein, wobei die Vorderextremität, die eine Lahmheit vorweist (lame limb), sich in der ersten Hälfte des Bewegungszyklus befindet und die Stützbeinphase der lahmeitsfreien Vorderextremität (nonlame limb) sich in der zweiten Hälfte des Bewegungszyklus zuordnen lässt. Die kontinuierliche Linie gilt der Veranschaulichung, wie sich die Mittelwertkurve der Parameter darstellt, wenn beide Vorderextremitäten lahmeitsfrei sind und eine Bewegungssymmetrie von nahezu 100% (ideal) vorweisen. Die grob strichlierte Linie zeigt die Mittelwertkurve, wenn in der ersten Hälfte des Bewegungszyklus eine geringgradige Lahmheit der Vorderextremität besteht und die fein strichlierte Linie demonstriert die Mittelwertkurve bei mittelgradiger Lahmheit der Vorderextremität. Der Zeitpunkt der Stützbeinphase (etwa bei 20% und 70% der Gesamtzeit des Bewegungszyklus) ist einerseits der Zeitpunkt der geringsten Auslenkung des Kopfes bzw. seines Höhenminimums und gleichzeitig der Zeitpunkt der maximalen Lastaufnahme, wenn die Beschleunigung der Kopfbewegung ihr Maximum erreicht (Buchner et al. 1996a).

### 2.3.2. Lahmheitsdokumentation auf der Kreisbahn

Während die Bereiche der tiermedizinischen Diagnostik, wie zum Beispiel die Weiterentwicklung von bildgebenden Verfahren, einen ständigen Fortschritt und Wandel durchlaufen, hat sich die visuelle orthopädische Untersuchung über Jahrzehnte in ihren Grundzügen nicht verändert. Täglich findet sie Anwendung, während wir uns ihrer Nachteile wie der Subjektivität und Begrenztheit des menschlichen, visuellen Wahrnehmungsvermögens von Symmetrieunterschieden bewusst sind (Parkes et al. 2009).

Speziell bei der Lahmheitsbeurteilung des Pferdes an der Longe bestehen nur wenige allgemeine Anhaltspunkte, wie sich ein Pferd ohne Lahmheit zu bewegen hat (Pfau et al. 2016). Zu beachten gilt, dass die Bewegungsasymmetrien auf der Kreisbahn durch die Geschwindigkeit und den Zirkelradius beeinflusst werden, weil die Neigung der Körpersagittalen dadurch bestimmt wird (Pfau et al. 2012).

Pfau et al. (2016) untersuchten die Bewegungsasymmetrie der Vorder- und Hintergliedmaße während des Longierens im Trab mithilfe von Inertialsensoren und konnten feststellen, dass sich bei Pferden, die auf der Geraden im Trab objektiv als lahmheitsfrei befunden wurden, wobei die Asymmetrieindices einer anderen Studie (Buchner et al. 1996a) als Orientierung dienten, die Führungsrichtung (im bzw. gegen den Uhrzeigersinn) und die Beschaffenheit des Untergrundes (hart bzw. weich) nicht in Form von signifikanten Unterschieden in den Bewegungsasymmetrien zeigte. Im Gegensatz dazu war bereits bei einer geringgradigen Lahmheit der Vorderextremität eine deutliche Reduktion der Bewegungssymmetrie des Kopfes zwischen den Schrittphasen der linken und rechten Vordergliedmaße an der Longe erkennbar. Das Ausmaß der asymmetrischen Ausgleichbewegungen des Kopfes war zudem von der Führungsrichtung abhängig und die Bewegungsasymmetrie wurde deutlicher, wenn die lahme Vorderextremität innen am Zirkel geführt wurde.

## **2.4. Videoevaluierung für die Beurteilung des Bewegungsablaufs und der Lahmheit**

Mit der verbreiteten Nutzung von Smartphones in allen Berufsgruppen wird die kontinuierliche Weiterentwicklung der Medien, die der raschen Datenübermittlung dienen, von Konsumentinnen und Konsumenten erwartet. Verschiedene Messenger-Applikationen bieten die Möglichkeit, Foto- und Videodateien innerhalb kurzer Zeit zu verschicken, wovon Tierärztinnen und Tierärzte immer häufiger Gebrauch machen und bereits vor der persönlichen Vorstellung des Pferdes einen ersten Eindruck des Gangbildes per Videoaufnahme erhalten (Mazan et al. 2017).

Vorteile von Videoaufnahmen sind beispielsweise die Möglichkeit, das Video unbegrenzt häufig abzuspielen und sich somit wiederholt auf verschiedene Aspekte des Gangbildes konzentrieren zu können. Praktisch ist zudem die Bearbeitung der Videos mit dementsprechenden Programmen, um z.B. Wiedergabegeschwindigkeit zu ändern. Die Aufzeichnung von Verläufen des Bewegungsmusters innerhalb eines orthopädischen Falls nach Leitungsanästhesien (Arkell et al. 2006) oder zur Beobachtung der Entwicklung einer Lahmheit über einen längeren Zeitraum hinweg (Fuller et al. 2006) z.B. in einer Rehabilitationsphase, ist ein sinnvolles Medium für eine ausführliche Dokumentation einer Krankengeschichte.

Potenzielle Nachteile können mangelhafte Qualität der Aufnahmen sein (Hammarberg et al. 2016), die eine detaillierte Evaluierung beeinträchtigen oder die Abwesenheit des Audiosignals (Hewetson et al. 2006), was für einige Praktikerinnen und Praktiker einen wichtigen, zusätzlichen Aspekt für die Beurteilung von einer Lahmheit darstellt, wenn beispielsweise deutliche Unterschiede in der Lautstärke bzw. im Klang des Schrittgeräuschs zu vernehmen sind (Dyson 2009). Außerdem kann die Perspektive, die Geschwindigkeit des Pferdes selbst und der Radius des Zirkels nicht nach Wunsch der beobachtenden Person variiert werden (Hammarberg et al. 2016).

Studien, die die Übereinstimmung von Tierärztinnen und Tierärzten bezüglich einer Lahmheitsklassifizierung („interrater agreement“) anhand von Videoaufnahmen von Pferden untersuchten, brachten nur mittelmäßig zufriedenstellende Ergebnisse hervor (Fuller et al. 2006, Hewetson et al. 2006), wobei zu diskutieren ist, ob diese durch die Beurteilung durch Videos bedingt waren oder allgemein ihr Grund in einer Limitation der subjektiven Wahrnehmung, die bereits in früheren Kapiteln angesprochen wurde, lag. Zudem stieg das „interrater agreement“, wenn die Pferde deutlichere Lahmheiten in Videos vorwiesen (Keegan et al. 1998). Dies ließ sich jedoch auch bei der Lahmheitsklassifizierung nach einer vollständigen Lahmheitsuntersuchung beobachten, bei der die Übereinstimmung zwischen den untersuchenden Personen deutlich höher ausfiel, wenn die Lahmheit > 1.5 Grad nach AAEP Scoring betrug (Keegan et al. 2010).

Zudem sind die Bedingungen in den Studien häufig nicht routinemäßig. Die Pferde bewegten sich z.B. auf einem Laufband (Keegan et al. 1998) und es wird angenommen, dass die Beurteilung des Gangbildes unter gewöhnlichen Bedingungen, die die Praktikerinnen und Praktiker individuell variieren und durch beispielsweise Provokationsproben ergänzen können, dazu beitragen könnte, dass das „interrater agreement“ höher ausfallen würde (Keegan et al. 2010). Diese Annahme konnte dahingehend teilweise bestätigt werden, da in der Studie von Keegan et al. 1998, bei der tonlose Videoaufnahmen als Grundlage für die Lahmheitsuntersuchung dienten, eine geringere Übereinstimmung zwischen den untersuchenden Tierärztinnen und Tierärzten erhoben wurde ( $\kappa=0.21$ ), als die Ergebnisse der Übereinstimmung in der Studie von Keegan et al. 2010, bei der eine vollständige Lahmheitsuntersuchung von den evaluierenden Personen selbst durchgeführt wurde ( $\kappa=0.5$  für Vordergliedmaße,  $\kappa=0.3$  für die Hintergliedmaße), wobei  $\kappa$  einem Quotienten entspricht, der Werte von 0 bis 1 annehmen kann und 0 als gar keine und 1 als vollständige Übereinstimmung zwischen den untersuchenden Personen zu interpretieren ist.

### 3. Material und Methode

Für diese Studie lagen Daten und Videos einer bereits stattgefundenen Datenerhebung vor. Es wird der Versuchsaufbau der Studie beschrieben, für die von der Forschungsgruppe von Dr<sup>in</sup>. Rebeka Zsoldos der „School of Agriculture and Food Sciences – University of Queensland Australia“ an neun Versuchspferden derselben Universität elektromyographische und akzelerometrische Messungen in einer Führanlage sowohl im als auch gegen den Uhrzeigersinn durchgeführt worden waren. In einer bereits bestehenden Arbeit – *„Equine Muscle Activity: The effects of using the lunge and automated horse walker as training methods on the splenius muscle and biceps femoris muscle in the horse during a walk and trot“*, eine Abschlussarbeit für den Bachelor of Equine Science with Honours an der University of Queensland verfasst von Brittany E. Nurse im Jahr 2019 - waren die Muskelaktivitäten des Musculus splenius capitis und des Musculus biceps femoris anhand elektromyografischer Messungen während der Bewegung an der Longe und in der Führanlage untersucht worden (Nurse 2019).

Das für die vorliegende Diplomarbeit zu verwendende Datenset der Beschleunigungen im Trab und die dazugehörigen Videos wurden im Rahmen der Kooperation von Dr<sup>in</sup>. Zsoldos und der Diplomarbeitbetreuerin Prof.<sup>in</sup> Dr.<sup>in</sup> Licka für die Bearbeitung und Auswertung zur Verfügung gestellt.

Die für diese Studie (Nurse 2019) in Australien an der University of Queensland notwendigen Bewilligungen waren zuvor von dem zuständigen Ethikkomitee der Universität (Animal Ethics Committee SAFS/045/19) eingeholt und gemäß den Richtlinien der UQ - Gatton Campus durchgeführt worden. Folglich musste an der Veterinärmedizinischen Universität Wien kein Antrag für einen Tierversuch an die Ethikkommission gestellt werden. Die Pferde hatten keine hochgradige Lahmheit oder Fehlstellungen vorweisen dürfen. Ob sich die Pferde für die Bewegung in der Führanlage eigneten, war in einer zehnminütigen Trainingseinheit vor dem Beginn des Versuchs in der Führanlage überprüft worden. Das Wohlbefinden der Versuchspferde war sowohl kontinuierlich während der Messdurchläufe und täglich im gesamten Versuchszeitraum von Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Studie kontrolliert worden. Die Bewegungsprogramme für die Datenerhebung und die Haltung der Tiere während des Versuchszeitraums hatten nur einen geringen Eingriff in die tägliche Routine der Versuchstiere erfordert. Die Forschungsleiterin Dr.<sup>in</sup> Zsoldos hatte bestätigt mit den Bestimmungen der aktuellsten Ausgabe des „Australian code for the care and use of animals for scientific purposes“ vertraut zu sein und diese einzuhalten (National Health and Medical Research Council 2013).

### 3.1. Videos zur Lahmheitsbeurteilung

#### 3.1.1. Videosetting

Für die Videoaufnahmen in der Führanlage war für eine kraniale und kaudale Ansicht des Pferdes in Bewegung jeweils eine Kamera (GoPro Hero 4) an dem Abtrenngitter vor und hinter dem Pferd montiert worden. Um den gesamten Bereich der Führanlage, in dem sich das Pferd befunden hatte, abzubilden, war die Kamera möglichst hoch am Trenngitter angebracht und eine Weitwinklereinstellung gewählt worden. Die Aufnahmen waren bei guter Witterung und Tageslicht aufgenommen worden. Pro Versuchspferd waren jeweils zwei Aufnahmen in der Ansicht von kranial und kaudal für die Führichtung im und gegen den Uhrzeigersinn sowohl im Schritt als auch im Trab angefertigt worden. In einer Videoaufnahme einer Kamera war es durch Wenden des Pferdes innerhalb der Führanlage ermöglicht worden, die Perspektive von kaudal an der einen Hand und nach Umkehr der Führichtung der Anlage die Perspektive von kranial der gegenläufigen Hand zu filmen (siehe Tabelle 1). Ein solches Set an Videoaufnahmen war für jedes Versuchspferd dreimal synchron mit jedem Messdurchlauf des Bewegungsprogramms aufgenommen worden. Somit ergeben sich pro Pferd vier Videos je Messdurchlauf, also insgesamt zwölf Videos.

*Tab. 1: Bezeichnungen der Kameras und folglich der Videodateien, welche Führichtung diese Kamera aufnimmt und von welcher Ansicht (Perspektive) aus gefilmt wird*

Kamera	Führichtung	Ansicht
1.1	Gegen den Uhrzeigersinn	Von kaudal
1.2	Mit dem Uhrzeigersinn	Von kranial
2.1	Gegen den Uhrzeigersinn	Von kranial
2.2	Mit dem Uhrzeigersinn	Von kaudal

Bei den Versuchspferden handelte es sich um neun Wallache der Versuchstierherde der „School of Agriculture and Food Sciences – University of Queensland Australia“, die randomisiert für diese Studie ausgewählt worden waren. In einer vorbereitenden Bewegungseinheit von zehn Minuten in der Führanlage waren die Pferde auf Versuchseignung beurteilt worden, wobei bei keinem der Pferde eine mehr als mittelgradige Lahmheit festgestellt worden war und alle Pferde daran gewöhnt waren, sich in einer Führanlage zu bewegen. Die Gruppe hatte aus vier Trabern, zwei australischen Stockhorses, zwei Vollblütern und einem Warmblut bestanden. Die Pferde waren 7 bis 14 ( $9.6 \pm 1.9$ ) Jahre alt, maßen durchschnittlich 159.5 ( $\pm 3.6$ cm) Widerristhöhe und wogen durchschnittlich 547.8 ( $\pm 40.1$  kg) (Zusammenfassung der Daten der Versuchspferde - siehe Tabelle 2).

Tab. 2: Liste der Pferde mit Nummerierung, zugehörige Namen, Rasse (SB = Standardbred [Traber], ASH = Australian Stockhorse, TB= Thoroughbred [Vollblut], WB = Warmblood [Warmblut]), Widerristhöhe und Gewicht.

Nummer	Rasse	Alter (Jahre)	Widerristhöhe (cm)	Masse (kg)
1	SB	8	160	537
2	ASH	10	160	581
3	TB	10	160	549
4	WB	7	164	590
5	SB	9	162	534
6	SB	11	157	508
7	TB	9	156	471
8	ASH	8	153	577
9	SB	14	164	585

Während des Versuchszeitraums waren die Versuchstiere nahe der Führanlage in großen Paddockboxen oder Weiden gehalten worden, um die Tiere an das Versuchsumfeld zu gewöhnen und somit Stress zu reduzieren.

Die drei Messungen wurden in einem Abstand von jeweils einer Woche durchgeführt, wobei bei jedem Durchlauf an zwei Tagen ein vollständiges Versuchsprotokoll von jedem Pferd absolviert worden war. Am ersten Tag waren die Pferde an der Longe und am darauffolgenden Tag in der Führanlage, die eine zirkuläre Bahn von einem Durchmesser von circa 20 Metern eingeschlossen hatte, jeweils im Schritt und Trab bewegt worden. Die Messungen in der Führanlage wurden demnach an Tag 2 (Messung 1), Tag 8 (Messung 2) und Tag 15 (Messung 3) des Experimentzeitraums durchgeführt. In der Führanlage waren die Pferde entsprechend einer Geschwindigkeit, die an den vorberichtlichen Trainingszustand und an das Verhalten des Einzeltieres angepasst worden war, frei bewegt worden. Nachdem sich das Versuchstier fünf Minuten im Schritt aufwärmte und sich eine annähernd gleichmäßige Fortbewegung eingestellt hatte, waren die akzelerometrischen Messungen im Schritt an beiden Händen durch Aktivierung der Sensoren durchgeführt worden. Dasselbe war danach im Trab wiederholt worden. Der Versuch war durch eine Auslaufphase im Schritt abgeschlossen worden. Es war folgender Zeitplan eines Versuchsdurchlaufs in der der Führanlage eingehalten worden (siehe Tabelle 3):

Tab. 3: Zeitplan des Bewegungsregimes der Pferde in der Führanlage.

<b>Zeitplan</b>	<b>Gangart</b>	<b>Führrichtung</b>
0-2min 2-5min	Schritt (Warm up)	Gegen den Uhrzeigersinn Im Uhrzeigersinn
5-10min 10-12min	Schritt	Im Uhrzeigersinn gegen den Uhrzeigersinn
12-14min 14-16min	Trab	Gegen den Uhrzeigersinn Im Uhrzeigersinn
16-20min 20-21min 30sek	Schritt (Cool down)	Im Uhrzeigersinn Gegen den Uhrzeigersinn

### 3.1.2. Lahmheitsbeurteilung der Pferde

Pro Pferd ergaben sich insgesamt zwölf Videos, die von kranial und kaudal in beiden Führrichtungen in der Führanlage aufgenommen worden waren. Die Videos wurden über eine Online-Plattform der Universität von Queensland zum Download als MP4-Datei zur Verfügung gestellt und konnten beliebig oft angesehen und angehalten werden. In den Videoaufnahmen wurden die Trabsequenzen markiert und diese wurden von der Diplomandin sowie der Betreuerin unabhängig voneinander angesehen und die Pferde auf Bewegungsasymmetrien beurteilt. Die Beobachtungen wurden in eine Exceltabelle übertragen, die als Grundlage für die statistische Auswertung diente. Die Beurteilung der aufgezeichneten Pferde erfolgte gemäß den Kriterien der Lahmheitsklassifikation der *American Association of Equine Practitioners* (American Association of Equine Practitioners 1984). Diese international anerkannte und flächendeckend verwendete Beurteilungsskala beinhaltet Beschreibungen der Bewegung sowohl im Schritt als auch im Trab (siehe Tabelle 4). Die Beurteilung der Bewegungsasymmetrien wurden in dieser Arbeit nur anhand der Trabsequenzen durchgeführt. Dies lag einerseits daran, da im Zuge dieser Diplomarbeit ausschließlich die akzelerometrischen Messungen während der Bewegung im Trab auf Asymmetrie untersucht wurden, andererseits stellt der Trab eine diagonale, symmetrische Gangart dar, die es erleichtert, die typischen Ausgleichsbewegungen des Kopfes bzw. des Tuber sacrale und Tuber coxae der jeweiligen Hinterextremität zu erkennen (Greve und Dyson 2018).

Tab. 4: Lahmheitsklassifikation gemäß der Definition der AAEP (American Association of Equine Practitioners 1984)

<b>Lahmheitsgrad</b>	<b>Beschreibung der Lahmheit</b>
0	es ist keine Lahmheit erkennbar
1	schwer sichtbare Lahmheit, die nicht unter jeder Bedingung bzw. die nur unter bestimmten Bedingungen deutlich sichtbar ist (wie zum Beispiel auf hartem Untergrund, Führen auf einer Kreisbahn, auf Anstiegen, unter der Reiterin/ dem Reiter)
2	im Schritt oder Trab auf der Geraden schwer erkennbare Lahmheit, die jedoch unter bestimmten Bedingungen konstant sichtbar wird (wie zum Beispiel auf hartem Untergrund, Führen auf einer Kreisbahn, auf Anstiegen, unter der Reiterin/ dem Reiter)
3	gut erkennbare Lahmheit im Trab unter allen Bedingungen
4	sehr gut erkennbare Lahmheit mit deutlichem Kopfnicken, verkürzter Vorführphase
5	hochgradige Entlastungshaltung in Ruhe und Bewegung bzw. Unvermögen zur Bewegung

Soweit es durch die Perspektive möglich war, wurden Vorder- und Hintergliedmaße sowohl in der Kranialansicht als auch Kaudalansicht des Pferdes an beiden Führichtungen auf Bewegungsasymmetrien beurteilt. Wurde das Vorliegen einer Lahmheit an der Hintergliedmaße in der Kranialansicht geringer eingestuft als in der Kaudalansicht, so wurde der Lahmheitsgrad gewählt, der in der Kaudalansicht vergeben wurde, da während einer Lahmheitsuntersuchung unter normalen Bedingungen vorwiegend aus der Perspektive von kaudal Lahmheiten der Hintergliedmaßen beurteilt und leichter erkannt werden.

## **3.2. Akzelerometriemessungen**

### **3.2.1. Lokalisation der Messpunkte**

Mittels der verwendeten kombinierten Sensoren (Delsys Trigno Avanti von Delsys Inc.) waren einerseits die Muskelaktivitäten der untersuchten Muskeln beider Körperhälften und andererseits die dreidimensionalen Beschleunigungen dieser Sensorpositionen ermittelt worden. Jedes Pferd hatte drei Durchläufe in jeder Führichtung im gemäßigten Schritt- und Trabtempo in der Führanlage absolviert.

Zur Identifikation der Schwebephasen des gesamten Pferdes waren die Beschleunigungsmaxima über dem rechten und linken Musculus longissimus dorsi verwendet worden. Zur Zuordnung der Stützbeinphasen zu der rechten bzw. linken Vorder- bzw. Hinterextremität wurden die Beschleunigungen der Vordergliedmaßen aus den Daten der Sensoren über dem linken und rechten Trizeps herangezogen und für die Untersuchung der Beschleunigungen der Hintergliedmaßen wurden die Daten der Sensoren über dem rechten und linken Musculus biceps femoris verwendet. Zur quantitativen Messung der Bewegungen für die Lahmheitserkennung wurde die Summe der akzelerometrischen Daten über dem linken und rechten Musculus splenius capitis für die Lahmheit der Vorderextremität, sowie die Summe der akzelerometrischen Daten über dem rechten und linken Musculus gluteus medius für die Lahmheit der Hinterextremität herangezogen. Aus dem Vergleich der maximalen Beschleunigungen während bzw. kurz vor und nach der Stützbeinphase des jeweiligen Beins wurden die Asymmetrie-Indices für die Asymmetrie des Musculus splenius capitis repräsentativ für die Kopfbewegung und die Asymmetrie der Glutealbewegung berechnet.

Für die Akzelerometriemessungen waren Sensoren verwendet worden, die sowohl die Muskelaktivität der unter dem Sensor lokalisierten Muskeln als auch die dreidimensionale Beschleunigung der Sensorposition kombiniert aufzeichnen können. Insgesamt waren 16 Sensoren (Delsys Trigno Avanti von Delsys Inc.) auf jedem Pferd fixiert worden. An der rechten und linken Körperhälfte war jeweils ein Sensor über dem Musculus splenius capitis (MSC), Musculus brachiocephalicus (MBC), Musculus deltoideus (MD), Musculus triceps brachii (MTB), Musculus longissimus dorsi (MLD), Musculus gluteus medius (MGM), Musculus biceps femoris (MBF) und Musculus obliquus abdominis externus (MOE) platziert worden, wobei die Haut zuvor geschoren, anschließend von den letzten Haarresten durch einen Rasierer befreit und mit Isopropyl-Alkohol desinfiziert worden war. Weiters war die Mähne mit Klebestreifen zusammengebunden worden, damit die Signalaufnahme der Sensoren nicht durch die Bewegung der Haare beeinträchtigt worden war.

Das verwendete Sensor-Modell von Delsys Inc. (Abmessung: 27 x 37 x 13mm; Gewicht: 14 g) war mittels des beigelegten, doppelseitigen Klebestreifens auf den vorbereiteten Hautarealen angebracht und darüber mit Kinesio-Tape zusätzlich fixiert worden. Unter Ultraschallkontrolle war vor der Befestigung überprüft worden, ob sich die Sensoren in korrekter Position, die sich nach der Muskelfaserrichtung orientieren sollte, befinden.

### Sensorpositionen pro Körperhälfte

- **MLD (*Musculus longissimus dorsi*)**: auf Höhe des thorakolumbalen Übergangs abaxial der Medianen
- **MSC (*Musculus splenius capitis*)**: auf Höhe des zweiten Halswirbels jeweils handbreit abaxial der Medianen
- **MGM (*Musculus gluteus medius*)**: auf halber Höhe auf der Linie zwischen Tuber sacrale und Tuber ischiadicum in etwa handbreit vom Schweifansatz entfernt
- **MTB (*Musculus triceps brachii*)**: circa handbreit dorsal des Tuber olecrani am lateralen Aspekt der Oberarmmuskulatur
- **MBF (*Musculus biceps femoris*)**: auf halber Höhe zwischen dem Trochanter tertius und der Patella kranial der kranialen Kante des Musculus semitendinosus

Die Messdaten der Sensorpositionen des Musculus brachiocephalicus, Musculus deltoideus und des Musculus obliquus abdominis externus wurden für die Fragestellungen der Arbeit nicht benötigt und demnach nicht verwendet und beschrieben.

Die Beschleunigungsdaten der Sensorpositionen wurden mit einer Datensammlungsfrequenz von 148 Hz durch kabellose Sensoren gesammelt und durch das Softwareprogramm Delsys SDK + API und der Third-Party Software (ebenfalls von Delsys zur Verfügung gestellt) auf einen Dell Laptop übermittelt.

### 3.2.2. Aufarbeitung der Daten und Berechnung

Ein Messzyklus von zehn Sekunden war anhand der Summe der in den drei Achsen gemessenen Akzelerometriemessungen des MLD in Segmente unterteilt worden, die jeweils sowohl Schweb- als auch Stützbeinphasen beider Diagonalen beinhalten, wobei die Beschleunigungsmaxima der Kurve des MLD die Stützbeinphasen der Diagonalen markieren (Buchner et al. 1996a). Durch die Unterteilung des Messzyklus waren circa zehn bis 14 Segmente generiert worden, anhand derer die Akzelerometriemessungen der übrigen Sensorpositionen unterteilt worden waren (siehe Abbildung 2).

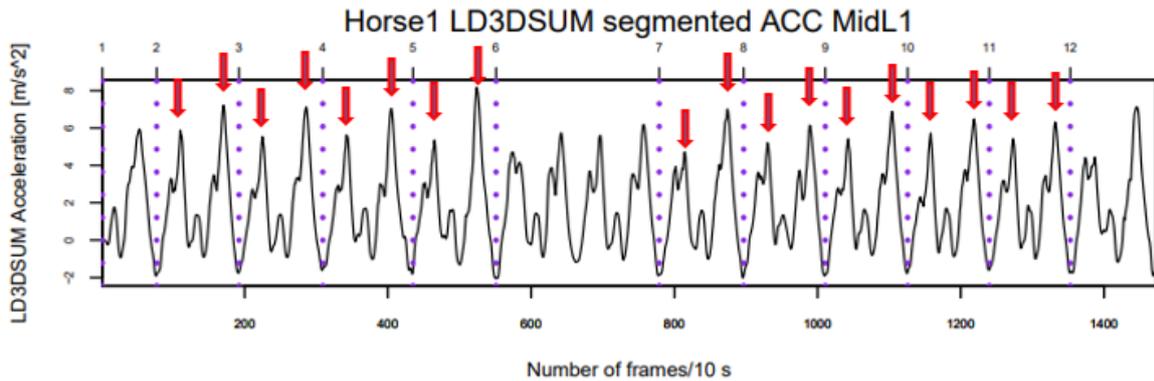


Abb. 2: Neben den Exceldateien, die die Rohdaten der Akzelerometriemessungen enthielten, waren PDF-Dateien zur Verfügung gestellt worden, die die Grafiken zu den zugehörigen Excelfiles beinhalteten. Hier liegt ein Auszug aus den Grafiken zu der ersten Teilmessung des ersten Messdurchlaufs (Mid L1) an der linken Hand von Pferd 1 (Horse1) vor. LD3DSUM bedeutet, dass in dieser Grafik die Beschleunigungskurve der Summe (SUM) der Beschleunigungen (ACC) der drei Achsen (3D) des Musculus longissimus dorsi (LD) dargestellt ist. Die Segmente waren anhand dieser Sensorposition geschnitten worden und man erkennt, dass die Segmente 2 bis 5 und 7 bis 11 annähernd gleich groß sind und eine ähnliche Morphologie aufweisen und diese daher weitergehend für Berechnungen herangezogen werden konnten. Die Beschleunigungsmaxima der Kurve stellen, wie bereits beschrieben, die Stützbeinphasen der Diagonalen dar (rote Pfeile). Allein anhand dieser Grafik kann keine Zuordnung der Stützbeinphase zur jeweiligen Diagonalen erfolgen, hierzu benötigt man die Daten der linken Diagonalen (Summe der Beschleunigungen des linken Musculus triceps brachii (MTB) und des rechten Musculus biceps femoris (MBF)) und der rechten Diagonalen (Summe der Beschleunigungen des rechten Musculus triceps brachii (MTB) und des linken Musculus biceps femoris (BF)).

Zur Weiterverarbeitung wurden Segmente ausgewählt, die in ihrer Framegröße und dem Kurvenmuster annähernd kongruent waren, um gleichwertige Schrittfolgen zur Berechnung der Asymmetrieindizes zu verwenden. Für die Kalkulationen wurde das Programm Excel 365 verwendet und darin ein Template erstellt, um wiederkehrende Anweisungen automatisiert durchzuführen.

Die Größe der Segmente lag circa zwischen 100 und 135 frames, was in etwa einer Zeit von 0,7-0,9 Sekunden pro Segment entspricht. Um die Berechnung der Asymmetrien zu vereinfachen, wurden die Segmente auf 100 frames normiert (Erläuterung siehe Tabelle 5-7). Durch ein Template wurde jedem Wert eine Position von 1 bis 100 zugeordnet – d.h. der erste Wert zum Framezeitpunkt ist Position 1 bzw. der erste Prozentanteil (1%) des Segments und der letzte Wert ist Position 100 bzw. der hundertste Prozentanteil (100%) des Segments -, wodurch bei Segmenten, die über 100 Werte vorwiesen, überzähligen Framepunkten dieselbe Position wiederholt zugewiesen wurde. Die doppelten Positionen wurden durch eine Excelfunktion markiert und es wurden die zugewiesenen Frames auf eine Position komprimiert, indem durch eine weitere Excelfunktion ihr Mittelwert berechnet wurde, da ein linearer Zusammenhang zwischen den Beschleunigungsdaten angenommen wurde (Erläuterung siehe Beispiel in Tabelle 6). Somit wurden die an diesen Frame-Zeitpunkten gemessene Beschleunigungen auf einen Wert reduziert. Durch die Zeitnormierung der Segmente wurde es ermöglicht, dass ein Segment, das zwei Stützbeinphasen der Körperdiagonalen im Trab

beinhaltet, in beliebig große Intervalle unterteilt werden kann, ohne dabei die absolute Frameanzahl des Segments individuell berücksichtigen zu müssen.

Es wurde angenommen, dass die zwei Stützbeinphasen der Diagonalen bei lahmheitsfreien Pferden bzw. Pferden mit geringgradiger Lahmheit innerhalb eines Segments circa gleich viel Zeit, d.h. Anzahl an Frames, in Anspruch nehmen. Es wurden die Segmente in Intervallen in Prozent von [1;50] und [51;100] unterteilt und die Beschleunigungsdaten der Sensorpositionen zwischen den beiden Intervallen verglichen. Der Vergleich erfolgte sowohl absolut als einfache Differenz zwischen erstem und zweitem Intervall, als auch relativ in Prozent.

Wies ein Segment weniger als 100 Frames vor, wurde dieses ebenfalls in das Normierungstemplate eingefügt, die Frames erhielten eine Zeitposition von 1 bis 100 und wurden in das Template für die Asymmetrie-Berechnung eingefügt. Beispielsweise fehlt bei einem Segment mit 99 Frames die Position Nummer 50; das Template für die Intervalle [1;50] und [51;100] berechnet trotzdem die Werte von Position 1 bis 50, auch wenn Position 50 keinen Wert vorweist (Erläuterung siehe Tabelle 7).

*Tab. 5: Die Tabelle zeigt ein vereinfachtes Schema, wie bei der Segmentnormierung vorgegangen wird. In diesem Fall hat das Segment 10 Frame-Positionen, wie die erste Spalte Frames (n) anzeigt. Für dieses Schema-Beispiel entspricht dies der gewünschten Anzahl an Frames, die durch die Normierung erreicht werden soll. Jedem dieser Positionen kann eine Prozentzahl (hier vereinfacht in 10er-Schritten 10 bis 100) zugeordnet werden. In der Spalte „Frames (X)“ werden doppelt vorkommende Prozentzahlen markiert und mit einem „X“ gekennzeichnet. Die Spalte „a (ursprünglich)“ beinhaltet die Beschleunigungswerte für eine Akzelerometerposition und die Spalte „a (normiert)“ beinhaltet die normierten Beschleunigungswerte, das heißt bei doppelt vorkommenden Prozentzahlen wird der Mittelwert aus den zugehörigen Werten aus „a (ursprünglich)“ ermittelt.*

Frames (n)	Frames (%)	Frames (X)	a (normiert)	a (ursprünglich)
1	10	10	1	1
2	20	20	2	2
3	30	30	3	3
4	40	40	4	4
5	50	50	5	5
6	60	60	6	6
7	70	70	7	7
8	80	80	8	8
9	90	90	9	9
10	100	100	10	10

Tab. 6: Die Tabelle zeigt ein weiteres vereinfachtes Beispiel zur Normierung der Segmente entsprechend dem Schema aus Tab. 5. Bei einer überzähligen Anzahl an „Frames (n)“ > 10 werden in Spalte „Frames (%)“ Prozentpositionen doppelt zugeordnet und in „Frames (X)“ dementsprechend markiert. Aus den zugehörigen Beschleunigungen aus Spalte „a (ursprünglich)“ wird folglich in Spalte „a (normiert)“ der Mittelwert der doppelten Positionen ermittelt. Somit entsteht wieder die gewünschte Anzahl von 10 Frames (für dieses Beispiel).

Frames (n)	Frames (%)	Frames (X)	a (normiert)	a (ursprünglich)
1	10	10	1	1
2	20	20	2	2
3	30	30	3,5	3
4	30 X		4	4
5	40	40	5	5
6	50	50	6	6
7	60	60	7	7
8	70	70	8	8
9	80	80	9,5	9
10	80 X		10	10
11	90	90	11	11
12	100	100	12	12

Tab. 7: Die Tabelle zeigt ein weiteres vereinfachtes Beispiel zur Normierung der Segmente entsprechend dem Schema aus Tab. 5 und Tab. 6. Bei einer Anzahl von Frames unter der gewünschten Anzahl von 10 Frames, wie es in diesem Beispiel der Fall ist (Frames n=9), fehlt die Prozentposition von „50“ in der Spalte „Frames (%)“ und „Frames (X)“. Daher würde in weiterer Folge eine leere Zeile an dieser Position eingefügt werden, was die weitere Berechnung der Asymmetrieindices nicht weiter stört.

Frames (n)	Frames (%)	Frames (X)	a (normiert)	a (ursprünglich)
1	10	10	1	1
2	20	20	2	2
3	30	30	3	3
4	40	40	4	4
5	60	60	5	5
6	70	70	6	6
7	80	80	7	7
8	90	90	8	8
9	100	100	9	9

Für die rechnerische Ermittlung von Bewegungsasymmetrien der Vordergliedmaße wurden die Beschleunigungen des MSC verwendet, wobei die Summe der akzelerometrischen Daten der drei Achsen der rechten und linken Körperhälfte als Grundlage diente. Unterschieden sich die Be- bzw. Entschleunigungen des MSC einer Diagonalen maßgeblich von denen der anderen Diagonalen, deutete das auf eine asymmetrische Lastverteilung hin. Kurz vor bzw. in der Stützbeinphase der lahmen Gliedmaße beschleunigt und entschleunigt der Kopf weniger als vor bzw. in der Stützbeinphase der gesunden Gliedmaße (Buchner et al. 1996a, Keegan et al. 2004, Weishaupt et al. 1993) .

Um die Bewegungsasymmetrie einer Vorderextremität zuordnen zu können, wurden die Daten der vertikalen Beschleunigung des Sensors des linken und rechten MTB herangezogen, die aufgrund der vertikalen Stellung des Sensors am Bein durch die Beschleunigung der x-Achse definiert wurden.

Die Summe der Beschleunigungen der drei Achsen des MGM wurde untersucht, um Bewegungsasymmetrien der Hintergliedmaße zu erkennen, die durch höhere Be- und Entschleunigung

der Muskulatur der Kruppe einer Hintergliedmaße entstehen und anhand der Daten der vertikalen Beschleunigung des linken und rechten MBF einer Hintergliedmaße zugeordnet werden konnten. Im Gegensatz zur Vorgehensweise der Zuordnung der Lahmheit an der Vordergliedmaße wurde die Hintergliedmaße, die ein größeres Beschleunigungsmaximum vorweist als die kontralaterale Hintergliedmaße, als lahm angenommen. Die Kruppmuskulatur an der lahmen Hintergliedmaße zeigt mehr Bewegung als die der lahmheitsfreien bzw. weniger lahmen Hintergliedmaße (Church et al. 2009, May und Wyn-Jones 1987, Pfau et al. 2007, Ross und Dyson 2011) und muss demnach mehr Bewegung in derselben Zeit innerhalb eines Schrittzklus durchlaufen.

Um die Stützbeinphasen und Schwebephasen den jeweiligen Diagonalen zuordnen zu können, wurde die Summe der Beschleunigungsdaten des linken MTB und des rechten MBF für die Diagonale der linken Vordergliedmaße und rechten Hintergliedmaße und die Summe der Beschleunigungsdaten des rechten MTB und des linken MBF für die Diagonale der rechten Vordergliedmaße und linken Hintergliedmaße berechnet. Die Beschleunigungen der Diagonalen wurde zwischen erstem und zweitem Segmentintervall verglichen. In der Regel waren die Beschleunigungsmaxima einer Diagonale in einem der beiden Segmentintervalle bzw. in einer der Segmenthälften größer, wodurch in jenem Segment die Stützbeinphase dieser Diagonale zugewiesen wurde. Ergab sich keine eindeutige Zuordnung der Diagonalen, wurden die Akzelerometriedaten des MTB oder MBF der jeweiligen Körperhälfte einzeln untersucht, um eine Stützbeinphase zuordnen zu können.

Für jede Segmenthälfte wurden die 5%-igen und 95%-igen Quantile der Beschleunigungswerte durch Excel ermittelt. Die Werte der Quantile von 5% und 95% wurden für die Sensorpositionen des MSC, MGM, MLD und für die Diagonalen (Summe des linken MTB und rechten MBF; Summe des rechten MTB und linken MBF) mithilfe der Excel-Funktion „QUANTIL.INKL(Segmenthälfte;0,05)“ und „QUANTIL.INKL(Segmenthälfte;0,95)“ für die erste und zweite Segmenthälfte generiert (siehe Tabelle 8).

Tab. 8: Ergebnisse des Templates der ersten Teilmessung der Messung an der linken Hand am ersten Messtag von Pferd 8 für die Segmente 5-13 gerundet auf zwei Dezimalstellen. Für die jeweilige Segmenthälfte mit den Intervallen [1;50] und [51;100] des Segments in Prozent wurde jeweils das 5-prozentige (0,05) und 95-prozentige (0,95) Quantil für folgende Sensorpositionen berechnet: DiaVLHR (linke Diagonale = linke Vorderextremität und rechte Hinterextremität), DiaVRHL (rechte Diagonale = rechte Vorderextremität und linke Hinterextremität), GM (Musculus gluteus medius; MGM), SPL (Musculus splenius capitis; MSC) und LD (Musculus longissimus dorsi; MLD). Hier wurden zunächst die Mittelwerte der Akzelerometriedaten der konsekutiven Segmente Nummer 5-13 in einer separaten Excelmappe erstellt und in das Template eingefügt, das für die einzelnen Segmente die Asymmetrieindices berechnet. Über die Segmente 5-13 liegt die Stützbeinphase der linken Diagonalen in der zweiten Segmenthälfte und die der rechten Diagonalen in der ersten Segmenthälfte. Die Be- und Entschleunigung des MSC (SPL) ist größer in der ersten Segmenthälfte, was auf eine Lahmheit der Vordergliedmaße in der zweiten Segmenthälfte hinweist, was bedeutet, dass die Lahmheit vorne links liegt. Das größere Beschleunigungsmaximum des MGM (GM) liegt in der ersten Segmenthälfte, was auf eine Lahmheit in der Hintergliedmaße der ersten Segmenthälfte hindeutet, d.h. die Lahmheit ist entsprechend der Templates der linken Hintergliedmaße zuzuordnen.

	DiaVLHR	DiaVRHL	GM	SPL	LD
<b>1.Segmenthälfte (0,05)</b>	-0,96	-1,12	-1,29	-1,98	-0,52
<b>2. Segmenthälfte (0,05)</b>	-1,29	-0,36	-0,37	-1,86	-0,14
<b>1.Segmenthälfte (0,95)</b>	0,49	1,30	1,35	0,83	4,32
<b>2.Segmenthälfte (0,95)</b>	0,80	0,96	0,83	0,52	3,17

Durch die Berechnung von Quantilen unterhalb der oberen 5% und oberhalb der unteren 5% der Messdaten wurde einerseits rechnerisch ohne Diagrammfunktion erkennbar, wann sich die jeweilige Diagonale in ihrer Stützbeinphase befindet und andererseits wurde durch die Berechnung der Quantile ersichtlich, wann die Auslenkungen der Beschleunigung des MSC und MGM am höchsten waren. Somit konnte darauf geschlossen werden, ob das Pferd Ausgleichsbewegungen durchgeführt hatte. Speziell die Beschleunigungen des MSC und des MGM wurden genauer auf ihre Symmetrie zwischen erster und zweiter Segmenthälfte, d.h. zwischen der Diagonale der linken Vordergliedmaße und rechten Hintergliedmaße und der Diagonale der rechten Vordergliedmaße und linken Hintergliedmaße untersucht, indem Asymmetrieindices in Prozent für das x-Quantil – sowohl für das 5%-Quantil als auch das 95%-Quantil – wie folgt berechnet wurden.

$$\text{Asymmetrie \% (x - Quantil)} = \frac{\text{SPL Diff}}{\text{SPL MW}} \times 100$$

$$\text{Asymmetrie \% (x - Quantil)} = \frac{\text{GM Diff}}{\text{GM MW}} \times 100$$

SPL Diff ist die absolute, halbe Differenz zwischen den Beschleunigungswerten des MSC des ersten und zweiten Segmentintervalls des x-Quantils. SPL MW ist der Mittelwert der beiden Werte des x-Quantils.

GM Diff ist die absolute, halbe Differenz zwischen den Beschleunigungswerten des MGM des ersten und zweiten Segmentintervalls des x-Quantils. GM MW ist der Mittelwert der beiden Werte des x-Quantils.

Die Asymmetrieindices nehmen Werte über 0 an und beschreiben die Asymmetrie zwischen den Körperdiagonalen ohne dabei auf die Seite der Lahmheit (z.B. durch ein negatives Vorzeichen) zu verweisen. Demnach würden sich bei einem Pferd ohne Bewegungsasymmetrien aus den Berechnungen der Akzelerometriedaten Asymmetrieindices von 0 ergeben. Die Asymmetrieindices wurden für jedes Segment einzeln berechnet, davon wurden Mittelwert und Standardabweichung berechnet. Zusätzlich wurde ein Mittelwert der normierten Akzelerometriedaten konsekutiver Segmente für die beiden Diagonalen und Sensorpositionen MSC, MGM und MLD ermittelt und diese Mittelwerte aus Akzelerometriedaten wie ein Segment in das Template für die Asymmetrieindex-Berechnung eingefügt. Aus den Mittelwerten der einzelnen Sensorpositionen der konsekutiven Segmente wurde wiederum ein Diagramm für die Veranschaulichung der Daten in Excel generiert (siehe Beispiel in Abbildung 3).

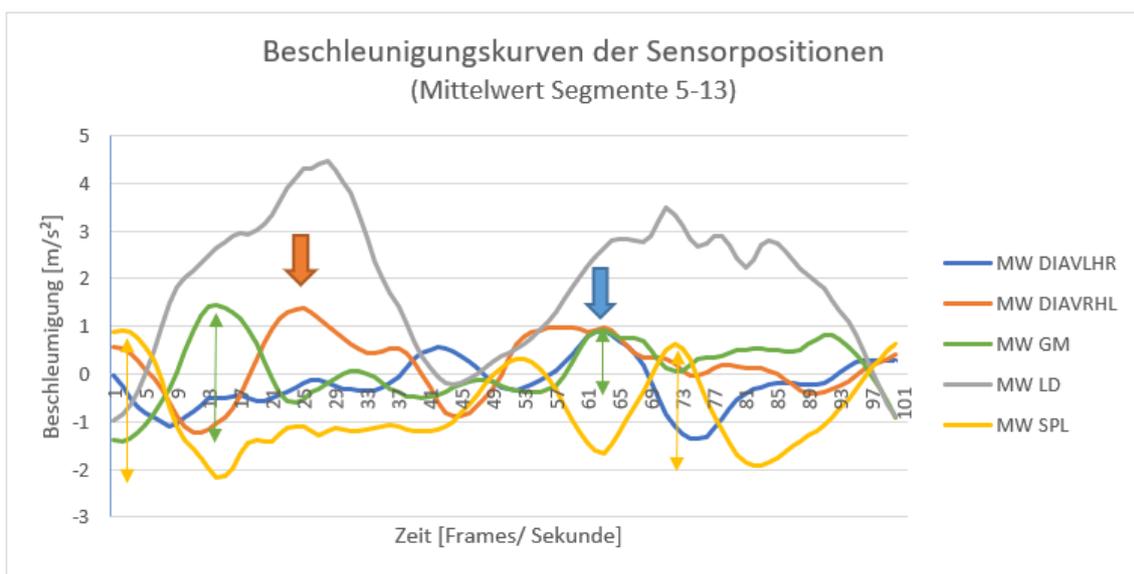


Abb. 3: Diagramm der Beschleunigungskurve der für die Berechnungen relevanten Sensorpositionen. Es wurde der Mittelwert der Beschleunigungsdaten der Sensorpositionen der konsekutiven Segmente der ersten Teilmessung der ersten Messung in der linken Vorführrichtung von Pferd 8 erstellt und wie ein einzelnes Segment in das Template für die Berechnung der Asymmetrieindices eingefügt. Hier sieht man die Beschleunigungskurve, die sich aus den Mittelwerten der Sensorpositionen ergibt. Abkürzungen: DIAVLHR (linke Diagonale = linke Vordergliedmaße und rechte Hintergliedmaße), DIAVRHL (rechte Diagonale = rechte Vordergliedmaße und linke Hintergliedmaße), SPL (MSC), GM (MGM), LD (MLD). Die Beschleunigungskurve des LD (MLD) hilft dabei zu erkennen, ob das Trabsegment ca. in gleich große Segmenthälften geteilt werden kann. Die Zuordnung der Stützbeinphase lässt sich anhand des Diagramms gut durchführen, da das Beschleunigungsmaximum der rechten Diagonale offensichtlich in der ersten und das der linken Diagonale in der zweiten Segmenthälfte liegt (oranjer Pfeil für DIAVRHL, blauer Pfeil für DIAVLHR). Die Beschleunigungsamplituden des SPL (MSC) sind durch gelbe Doppelpfeile markiert und die größere Beschleunigungsamplitude des SPL (MSC) befindet sich in der ersten Segmenthälfte, was auf eine höhere Belastung der rechten Vordergliedmaße hindeutet und somit auf die Präsenz einer Lahmheit an der linken Vordergliedmaße schließen lässt (Buchner et al. 1996a). Die Beschleunigungsamplituden des GM (MGM) sind durch grüne Doppelpfeile markiert und die größere Beschleunigungsamplitude des GM (MGM) liegt in der ersten Segmenthälfte, d.h. die größere Bewegung der Kruppmuskulatur liegt in der ersten Segmenthälfte, was eine Lahmheit der linken Hintergliedmaße impliziert (Church et al. 2009, Pfau et al. 2007).

Nach Erhalt der Ergebnisse wurde untersucht, wie sich die vergebenen Lahmheitsgrade durch die Pferdeorthopädin und Diplomandin zu den berechneten Asymmetrieindices (relativ und absolut) verhalten. Zu den vergebenen Graden (0-3), die durch die Pferdeorthopädin und Diplomandin zugewiesen wurden - Zwischengrade wurden dabei aufgerundet (z.B. ein Grad von 1,5 wurde auf einen Grad 2 gerundet) - wurden jeweils die Asymmetrieindices markiert und deren berechnetes Maximum, Minimum und ihr Medianwert angegeben. Asymmetrieindices, die einen Wert  $> 100$  annahmen, wurden nicht in die Berechnung miteinbezogen. Es wurde berücksichtigt, dass sich unterschiedliche Ausmaße an Asymmetrie zwischen der Vorder- bzw. Hinterextremität ergaben, weshalb die Zuweisung der Asymmetrien für die Vorder- und Hinterextremität jeweils separat erfolgte. Die Ergebnisse der Orthopädin und Diplomandin wurden miteinander verglichen und überprüft, ob sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Beurteilungen der beiden Personen in den zugewiesenen Asymmetriewerten zum jeweiligen Grad ergab.

Inwiefern sich die Lahmheiten mit der Führichtung änderten, wurde untersucht, indem die vergebenen Lahmheitsgrade der Diplomandin und Orthopädin und die relativen und absoluten Asymmetrien (5%-iges und 95%-iges Quantil) durch die objektive Messmethode an der linken Führichtung mit den vergebenen Lahmheitsgraden und Asymmetrien an der rechten Führichtung verglichen wurden. Dies geschah, indem die Graduierungen und Asymmetrien seitenneutral gemacht wurden, indem mit dem Unterschied an Lahmheitsgrad und Seite der Lahmheit zwischen linker und rechter Hand gerechnet wurde. Der Unterschied bzw. die absolute Differenz ergab sich aus dem absoluten Unterschied zwischen den vergebenen Graden bzw. berechneten Asymmetrien an der linken und rechten Hand, wobei hier die Seite der Lahmheit berücksichtigt wurde, indem Lahmheiten an der linken Vorder- oder Hintergliedmaße ein negatives, Lahmheiten der rechten Vorder- oder Hintergliedmaße ein positives Vorzeichen erhielten und lahmheitsfrei mit 0 gekennzeichnet wurde. Zeigt ein Pferd beispielsweise auf der linken Hand eine Lahmheit an der linken Vorderextremität 2. Grades und auf der rechten Hand eine Lahmheit an der rechten Vorderextremität 1. Grades, so ergibt sich ein absoluter Unterschied von 3, während ohne Seitenberücksichtigung sich nur ein Unterschied von 1 ergeben hätte (Erläuterung siehe Beispiel in Tabelle 9). Die vergebenen Lahmheitsgrade der linken Hand wurden den seitenneutralen Lahmheitsgraden an der rechten Hand gegenübergestellt. Die seitenneutralen Lahmheitsgrade der linken Hand stellten die vergebenen Lahmheitsgrade bzw. Asymmetrien an der linken Hand ohne Vorzeichen dar. Man erhielt die seitenneutralen Lahmheitsgrade bzw. Asymmetrien der rechten Hand, indem man die seitenneutralen Lahmheitsgrade bzw. Asymmetrien der linken Hand mit der absoluten Differenz der vergebenen Lahmheitsgrade bzw. Asymmetrien zwischen linker und rechter Hand addierte. Die seitenneutralen Lahmheitsgrade bzw. Asymmetrien der linken und rechten Führichtung wurden daraufhin in der Software SPSS von IBM auf einen signifikanten Unterschied überprüft. Theoretisch sollte die Ursache einer Lahmheit durch die

unterschiedlichen Belastungen der innen und außen geführten Gliedmaßen in einer Führrichtung vermehrt provoziert werden als auf der anderen (Ross und Dyson 2011). Dieser Mechanismus sollte durch einen signifikanten Unterschied zwischen den vergebenen Graden (subjektiv) und berechneten Asymmetrien (objektiv) zwischen linker und rechter Führrichtung repräsentiert werden.

*Tab. 9: Die Tabelle zeigt ein Beispiel, wie die Lahmheitsgrade seitenneutral gemacht werden, damit sie für die Berechnung in der Statistiksoftware SPSS ohne Vorzeichen eingefügt werden können. Das Beispiel zeigt die Berechnung der seitenneutralen Lahmheiten des Pferds x der Vorderextremitäten. Der Lahmheitsgrad an der linken Hand (LH) ist -2. Das negative Vorzeichen bedeutet, dass das Pferd x eine Lahmheit an der linken Vorderextremität (hier 2. Grades) zeigt. An der rechten Hand (RH) zeigt das Pferd eine Lahmheit 1. Grades an der rechten Vorderextremität (positives Vorzeichen). Der Unterschied (Diff) zwischen den Lahmheitsgraden zwischen linker und rechter Hand ergibt somit 3. Der seitenneutrale Lahmheitsgrad der linken Hand (LH-OS) ist der Lahmheitsgrad der linken Hand (LH) ohne negatives Vorzeichen, falls eines bestünde. Der seitenneutrale Lahmheitsgrad der rechten Hand (RH-OS) ist die Summe aus LH-OS und der Differenz (Diff). IN SPSS werden die Werte von LH-OS und RH-OS gegenübergestellt.*

	LH	LH-OS	RH	Diff	RH-OS
Pferd x	-2	2	1	3	5

Zudem wurde ermittelt, ob sich die Lahmheiten der Pferde über die drei Messungen veränderten bzw. besserten. Es wurde der Parameter „lahm“ oder „nicht lahm“ mit der Anzahl der Messungen (1, 2, 3) korreliert, um zu sehen, ob mit zunehmender Anzahl an Messungen die Anwesenheit einer Lahmheit zunimmt, wobei sowohl mit und ohne Berücksichtigung der Körperseite der Lahmheit gerechnet wurde.

Weiters wurden die Versuchspferde hinsichtlich ihrer Bewegungswilligkeit und ihres Allgemeinverhaltens während der Trabbewegung in der Führanlage beurteilt. Auch das Vorliegen von bilateralen Lahmheiten, welche sich derart äußern, dass ein Pferd in einer Führrichtung auf einer Gliedmaße und in der anderen Führrichtung auf der kontralateralen Gliedmaße als lahm beurteilt wurde, wurde notiert.

### 3.3. Statistische Auswertung

Die Daten der beiden Ergebnis-Sets wurden miteinander verglichen und ein entsprechender Test (Friedman-Analyse) für gepaarte Daten (ordinale Daten der subjektiven Lahmheitsbeurteilung, kontinuierliche Daten der Akzerelometrie-Auswertung) zum Vergleich der Bewegung im und gegen den Uhrzeigersinn verwendet. Es wurde versucht zu prüfen, inwieweit die ermittelten Asymmetrieindices mit der Interpretation des Gangbildes auf den Videoaufnahmen übereinstimmten und ob sich dies entsprechend der Führichtung änderte.

Die Varianzanalyse im Programm SPSS von IBM zeigte auf, ob die subjektiven und objektiven Beurteilungen von Bewegungsasymmetrien der neun Pferde in ihren Ergebnissen deutlich voneinander abwichen. Es wurde ein Friedman-Test angewandt, ein nicht parametrischer Test, bei dem drei oder mehr verbundene Stichproben untersucht werden können, ob sie sich in ihrem Lageparameter – in diesem Fall Lahmheitslokalisierung und Lahmheitsgrad – signifikant voneinander unterscheiden. Die Friedman Analyse wird verwendet, wenn an denselben Individuen unterschiedliche Untersuchungen bzw. Behandlungen durchgeführt werden, woraufhin die Unterschiede im Effekt dieser verschiedenen Untersuchungen bzw. Behandlungen ergründet werden können. Somit wurde in dieser Arbeit eruiert, inwieweit die verbundenen Stichproben (subjektiv durch die Diplomandin, subjektiv durch die Orthopädin, objektiv durch die Asymmetrieindices) bezüglich der Lahmheitsbeurteilung der neun Pferde übereinstimmen. Für eine Friedman Analyse in SPSS IBM müssen die Ergebnisse der Stichproben voneinander unabhängig sein und die Daten müssen keine Normalverteilung vorweisen, sondern zumindest ordinaler Natur sein (Pereira et al. 2015). Dadurch, dass bei der Untersuchung der Graduierung durch die objektive Lahmheitsbeurteilung sowohl die relativen und die absoluten Asymmetrieindices zum Vergleich herangezogen wurden, wurden bei der Varianzanalyse bezüglich der Lahmheitsgraduierung vier verbundene Stichproben verglichen, während bei der qualitativen Lahmheitsbeurteilung (lahm oder gerade bzw. Zuordnung der lahmen Gliedmaße) drei verbundene Stichproben verglichen wurden. Die vier Stichproben ergaben sich aus der subjektiven Lahmheitsbeurteilung der Studentin, der subjektiven Lahmheitsbeurteilung der Orthopädin, der objektiven Lahmheitsbeurteilung in relativen Asymmetrieindices in Prozent und der objektiven Lahmheitsbeurteilung in absoluten Asymmetrien in Beschleunigung  $m/s^2$ . Sowohl bei den relativen als auch bei den absoluten Asymmetrien wurden jeweils die Ergebnisse des 5%-igen und 95%-igen Quantils miteinbezogen.

Zunächst wurde überprüft, ob sich die Ergebnisse der objektiven Lahmheitserkennung, der subjektiven Lahmheitsbeurteilung der Studentin und der subjektiven Lahmheitsbeurteilung der Orthopädin über die An- oder Abwesenheit einer Lahmheit bei dem jeweiligen Pferd übereinstimmten. Danach wurden die Ergebnisse der Lahmheitsbeurteilung dahingehend untersucht, ob sich die Zuordnung der lahmen Gliedmaße an der Vordergliedmaße- und Hintergliedmaße der zwei subjektiven und der objektiven Gangbildanalyse qualitativ und quantitativ in der Graduierung signifikant unterscheiden. Des Weiteren wurde mithilfe eines Wilcoxon-Tests, ein nicht parametrischer Test, um zwei abhängige Stichproben miteinander zu vergleichen (Rey und Neuhäuser 2011), geprüft, ob sich die Anwesenheit einer Lahmheit selbst und die Lahmheitsgrade bzw. Asymmetrien mit der Vorführrichtung signifikant änderten. Zudem wurde ermittelt, ob sich die Anwesenheit einer Lahmheit mit der Anzahl der Messungen veränderte bzw. besserte oder verschlechterte.

Um zu überprüfen, ob die in den Videos beobachteten Bewegungsasymmetrien sich in den Akzelerometriedaten widerspiegelten, wurden die durch die Betrachterin der Videos vergebenen Lahmheitsgraduierungen mit den zugewiesenen Asymmetrieindices der zur Berechnung herangezogenen Segmente verglichen, indem für jeden vergebenen Lahmheitsgrad der Mindest-, Maximal- und Medianwert an Asymmetrie – jeweils für Vorder- und Hinterextremität separat - zugewiesen wurde. Mit dem Wilcoxon-Rangsummentest wurden die zu den vergebenen Lahmheitsgraden zugewiesenen Asymmetriewerten der Diplomandin und der Orthopädin dahingehend verglichen, ob sie sich signifikant voneinander unterscheiden.

Die Lageparameter der Varianzanalyse sind somit das Vorliegen einer Lahmheit, das Vorliegen einer Lahmheit an der rechten oder linken Vorder- oder bzw. und Hintergliedmaße und das Ausmaß der Lahmheit in Grad. Des Weiteren wurde untersucht, wie sich die genannten Parameter in Abhängigkeit von der Führichtung verhalten. Ergab sich ein signifikanter Unterschied zwischen den drei verbundenen Stichproben, wurde ein Post-hoc Test durchgeführt, um herauszufinden, welche der Stichproben sich signifikant unterscheiden. Mithilfe der Dunn Bonferroni-Korrektur wurden die Stichproben paarweise gegenübergestellt und die Lageparameter erneut paarweise verglichen (Pereira et al. 2015). Ergaben sich bei den paarweisen Vergleichen wiederum keine signifikanten Unterschiede, so ist das Ergebnis des ursprünglichen Friedmann-Tests, der einen signifikanten Unterschied nachgewiesen hat, unwesentlich (Pereira et al. 2015).

Um die Beziehung zwischen den verbundenen Stichproben in Korrelationen auszudrücken, wurde der Korrelationskoeffizient  $r$  nach Pearson bestimmt. Er untersucht Daten auf einen linearen Zusammenhang und befindet sich zwischen -1 und 1. Liegt  $r$  im Bereich nahe 0, so besteht nur ein geringer Zusammenhang zwischen den Daten (Taylor 1990). Das Vorzeichen hat keinen Einfluss auf die Stärke der Korrelation, sondern eine positive Korrelation indiziert, dass bei einem Anstieg der ersten

Variable gleichsam ein Anstieg der zweiten Variable zu erwarten ist. Bei einer negativen Korrelation verhalten sich die Daten gegenläufig, was bedeutet, dass sich bei einem Anstieg der einen Variable, die Abnahme der zugehörig negativ korrelierenden Variable beobachten lässt (Taylor 1990). Um einschätzen zu können, ob es sich um eine starke oder schwache Korrelation hält, gilt die Orientierung an den Werten von Tabelle 9.

*Tab. 10: Interpretation des Korrelationskoeffizienten  $r$  (Taylor 1990). Dieselbe Interpretation gilt auch bei negativen Korrelationen.*

<b>Korrelationskoeffizient <math>r</math></b>	<b>Interpretation der Korrelation</b>
< 0.35	Geringe, schwache Korrelation
0.36-0.67	Mittlere, Moderate Korrelation
> 0.68	Hohe, starke Korrelation

Eine Korrelation bzw. Zusammenhang zwischen Daten muss auch hingehend ihrer Signifikanz geprüft werden, das heißt, ob sich die Korrelation signifikant von 0 unterscheidet und dass das nicht zufällig ist (Andrade 2019). Die Signifikanz wird durch die Signifikanzgröße  $p$  ausgedrückt, sie liegt bei einem Wert zwischen 0 und 1 und sie wird geprüft, ob sie sich unter einem festgelegten Signifikanzniveau  $\alpha$ , welches meist 0.05 oder 0.01 annimmt, liegt (Hemmerich 2021). Bei einem  $p$ -Wert von unter 0.05, liegt die Wahrscheinlichkeit, dass das Ergebnis zufällig ist, bei unter 5% (Andrade 2019). Bei in dieser Arbeit durchgeführten Korrelationsprüfungen wurden Werte von mindestens  $p < 0.05$  angestrebt.

## 4. Ergebnisse

Insgesamt wurden im Zuge dieser Diplomarbeit 162 Exceldateien (6 Dateien pro Messzyklus pro Pferd ergibt insgesamt 18 Dateien pro Pferd) der Akzelerometriedaten von neun Pferden mithilfe analog erstellter PDF-Dateien, die die Grafiken zu den gemessenen Segmenten enthielten, bearbeitet. Von den 108 Videos (12 Videos pro Pferd), waren 96 verfügbar, wobei acht nicht auf die Plattform hochgeladen werden konnten und vier Videos beschädigt waren. Die Videos wurden innerhalb von einem Tag jeweils von der Diplomandin und der betreuenden Orthopädin unabhängig voneinander angesehen und bewertet. Keinem der Pferde wurde ein Lahmheitsgrad von 4 oder 5 gemäß der AAEP-Lahmheitsgraduierung zugewiesen. Die Ergebnisse der subjektiven Lahmheitsbeurteilung und der objektiven Lahmheitsbeurteilung mit relativen und absoluten Asymmetrieindices sind in Tabelle 10 aufgelistet. Ein Asymmetrieindex nimmt nur Werte über 0 an und stellt die berechnete Asymmetrie zwischen den Körperdiagonalen im Trab dar, die als absolute Zahl ohne Vorzeichen angegeben wird.

Vereinzelt ließ sich beobachten, dass zwischen den Führrichtungen sich die Seite der Lahmheit änderte, d.h. eine bilaterale Lahmheit bei manchen Pferden vorlag. Dies konnte sowohl bei der subjektiven Lahmheitsbeurteilung durch die Orthopädin und durch die Diplomandin beobachtet werden, aber auch die objektive Lahmheitserkennung zeigte Pferde mit bilateralen Lahmheiten an. Mit diesen Ergebnissen wurden keine weiteren Berechnungen durchgeführt, da nicht dieselben Pferde subjektiv und objektiv als bilateral lahm erkannt wurden.

Des Weiteren wurde notiert, wie sich die Pferde in der Führanlage verhielten. Besonders bei Pferd 1, 5 und 9 konnte teilweise hochgradiges Abwehrverhalten in den Videos beobachtet werden. Die Pferde zeigten angelegte Ohren, eine unruhige Kopf-Hals-Position, drängten gegen das vordere Abtrenngitter der Führanlage und schlugen teilweise mit den Hintergliedmaßen aus. Dies störte auch den Bewegungsablauf und die Pferde fielen intermittierend in den Schritt oder sprangen in den Galopp. Die Abwehrbewegungen irritierten in der Beurteilung der Lahmheiten. Weniger ausgeprägte Widerwilligkeit gegenüber der Bewegung in der Führanlage zeigte sich bei Pferd 2 und 4 (Vordrängen gegen Abtrenngitter, angelegte Ohren).

Weiters war der Körper des Pferdes bei den Videos von Pferd 1, 5, 7 und 9 nicht in jedem der Videos vollständig abgebildet, da die Kamera zu steil auf den Boden gerichtet war oder weil sich die Pferde zu weit im Führanlagensegment befanden und somit von der Kamera nicht erfasst wurden. Bei Pferd 5 und 9 wurde ein schnelles Trabtempo für die Trabsequenz des Bewegungsregimes gewählt.

Tab. 11: Ergebnisse der visuellen Lahmheitsbeurteilung durch die Betreuerin (erfahrene Pferdeorthopädin) sind in den Spalten mit den Initialen der Pferdeorthopädin „TL“ aufgelistet. Die Ergebnisse der visuellen Lahmheitsbeurteilung durch die Diplomandin sind in den Spalten mit den Initialen der Diplomandin „AJ“ aufgelistet. „VE“ = Vorderextremität, „HE“ = Hinterextremität, „G“ = Lahmheitsgrad nach AAEP (Grad 0-5). Konnte die Lahmheit aus verschiedenen Gründen (z.B.: Perspektive, inkonsistenter Trab) nicht beurteilt werden, wurde ein n.b. (nicht beurteilbar) vergeben. Neben der Zuordnung des lahmen Beins in den Spalten VE und HE sind die Asymmetrieindizes für beide Quantile sowohl relativ (5/95 % = relative Asymmetrie des 5/95-prozentigen Quantils) als auch absolut (5/95-ABS = absolute Asymmetrie des 5/95-prozentigen Quantils) angegeben. „M1/2/3“ = Messung 1/2/3.

M1 - linke Führichtung				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
SUBJEKTIV				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
VE-TL	G-TL	VE-AJ	G-AJ	VE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	HE-TL	G-TL	HE-AJ	G-AJ	HE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	
Pferd 1	rechts	1	n.b.	n.b.	rechts	51,64	14,81	0,34	0,29	rechts	1	rechts	2	rechts	10,34	10,34	0,09	0,14
Pferd 2	rechts	1,5	rechts	1	rechts	26,00	32,23	0,25	0,19	links	1	links	2	links	9,82	35,76	0,09	0,25
Pferd 3	rechts	2	0	0	rechts	11,67	62,90	0,20	0,19	rechts	2	rechts	2	rechts	12,59	59,13	0,08	0,65
Pferd 4	rechts	1	links	1	rechts	7,51	102,68	0,14	0,48	links	1	0	0	links	24,30	15,85	0,21	0,03
Pferd 5	rechts	2	n.b.	n.b.	links	29,98	53,40	0,29	0,45	n.b.	n.b.	0	0	links	62,90	9,71	0,58	0,15
Pferd 6	links	1	0	0	rechts	33,57	34,19	0,35	0,11	rechts	1	rechts	1	0	16,12	16,93	0,09	0,24
Pferd 7	rechts	2	rechts	2	links	14,32	47,08	0,33	0,15	links	1	0	0	rechts	20,88	17,99	0,21	0,30
Pferd 8	links	1	links	3	links	4,76	30,56	0,10	0,14	links	2	links	2	links	39,77	18,23	0,32	0,20
Pferd 9	rechts	1	n.b.	n.b.	rechts	13,77	126,54	0,23	0,35	n.b.	n.b.	0	0	links	58,67	8,65	0,59	0,14

M1 - rechte Führichtung				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
SUBJEKTIV				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
VE-TL	G-TL	VE-AJ	G-AJ	VE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	HE-TL	G-TL	HE-AJ	G-AJ	HE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	
Pferd 1	rechts	2	rechts	1	rechts	46,82	15,59	0,40	0,21	0	0	rechts	2	rechts	35,72	7,01	0,31	0,07
Pferd 2	rechts	2	rechts	2	rechts	25,95	11,12	0,26	0,08	links	1	links	1	links	13,42	23,65	0,12	0,22
Pferd 3	rechts	1	rechts	2	rechts	78,85	13,22	0,08	0,28	rechts	2	rechts	2	rechts	17,44	36,90	0,09	0,37
Pferd 4	links	2	links	2	rechts	3,99	84,72	0,06	0,52	0	0	0	0	links	30,19	44,06	0,26	0,08
Pferd 5	links	2	n.b.	n.b.	rechts	31,09	52,53	0,65	0,13	links	1	0	0	rechts	44,11	9,23	0,46	0,13
Pferd 6	links	1,5	links	1	links	8,91	54,82	0,13	0,16	rechts	1	rechts	2	0	16,93	19,47	0,08	0,17
Pferd 7	rechts	2	rechts	1	links	15,99	138,71	0,24	0,24	links	1	0	0	rechts	22,92	17,95	0,22	0,29
Pferd 8	rechts	2	links	2	rechts	11,52	22,90	0,23	0,12	links	2	links	2	links	46,52	28,77	0,36	0,28
Pferd 9	links	2	links	1	rechts	14,43	29,79	0,26	0,15	0	0	0	0	0	20,07	4,18	0,20	0,07

M2 - linke Führichtung				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
SUBJEKTIV				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
VE-TL	G-TL	VE-AJ	G-AJ	VE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	HE-TL	G-TL	HE-AJ	G-AJ	HE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	
Pferd 1	rechts	1,5	0	0	rechts	50,34	27,92	0,26	0,73	rechts	1	links	1	rechts	19,89	9,23	0,13	0,18
Pferd 2	rechts	2,5	rechts	1	rechts	26,77	42,42	0,25	0,48	links	1	links	2	links	14,10	23,47	0,11	0,21
Pferd 3	rechts	1,5	links	1	rechts	32,83	35,67	0,42	0,70	rechts	2	links	2	rechts	20,62	49,02	0,13	0,53
Pferd 4	rechts	1,5	links	1	rechts	7,48	53,79	0,11	0,41	rechts	2	0	0	links	8,51	11,69	0,09	0,05
Pferd 5	rechts	2	rechts	2	rechts	31,16	33,28	0,42	0,37	0	0	0	0	rechts	21,69	25,73	0,27	0,35
Pferd 6	links	2	0	0	rechts	3,42	33,01	0,03	0,32	0	0	links	1	rechts	2,77	19,45	0,03	0,45
Pferd 7	rechts	2	rechts	2	links	5,81	41,28	0,13	0,14	rechts	1	0	0	rechts	29,98	9,64	0,37	0,19
Pferd 8	links	2	links	3	0	13,43	16,01	0,25	0,11	links	2	links	2	links	22,92	22,82	0,14	0,23
Pferd 9	rechts	1,5	0	0	rechts	36,38	91,68	0,55	0,70	0	0	links	1	links	64,11	8,13	0,58	0,12

M2 - rechte Führichtung				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
SUBJEKTIV				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
VE-TL	G-TL	VE-AJ	G-AJ	VE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	HE-TL	G-TL	HE-AJ	G-AJ	HE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	
Pferd 1	rechts	2	rechts	2	links	45,79	11,52	0,26	0,16	0	0	rechts	2	links	37,27	16,14	0,20	0,28
Pferd 2	rechts	2	rechts	1	0	16,99	7,81	0,07	0,07	rechts	2	0	0	links	18,36	15,33	0,15	0,10
Pferd 3	rechts	1,5	rechts	1	rechts	42,27	28,04	0,09	0,47	links	1	rechts	2	rechts	9,12	20,38	0,05	0,22
Pferd 4	links	1,5	links	1	rechts	5,82	56,17	0,07	0,48	links	2	rechts	2	links	12,02	7,50	0,13	0,03
Pferd 5	rechts	1,5	n.b.	n.b.	0	26,86	19,27	0,62	0,16	links	1	0	0	0	43,99	9,61	0,40	0,09
Pferd 6	0	0	0	0	rechts	20,63	23,37	0,17	0,20	rechts	1	rechts	2	0	11,28	18,37	0,06	0,35
Pferd 7	rechts	1,5	rechts	3	links	2,63	78,36	0,05	0,20	links	1	0	0	rechts	44,10	6,17	0,44	0,11
Pferd 8	rechts	2	links	2	links	6,47	25,35	0,11	0,20	links	2	links	2	links	53,53	31,11	0,33	0,36
Pferd 9	links	1	0	0	links	24,04	58,15	0,51	0,59	links	1	0	0	0	20,79	5,01	0,25	0,07

M3 - linke Führichtung				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
SUBJEKTIV				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
VE-TL	G-TL	VE-AJ	G-AJ	VE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	HE-TL	G-TL	HE-AJ	G-AJ	HE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	
Pferd 1	rechts	1	0	0	rechts	17,37	12,98	0,11	0,30	rechts	1	links	1	rechts	20,88	2,99	0,20	0,04
Pferd 2	links	1,5	rechts	1	rechts	24,22	17,66	0,15	0,22	links	2	links	3	links	9,15	4,95	0,06	0,05
Pferd 3	links	2	links	2	rechts	19,84	23,15	0,26	0,34	rechts	1	links	2	rechts	6,98	45,25	0,03	0,59
Pferd 4	links	2	links	2	rechts	3,50	39,78	0,04	0,17	rechts	2	0	0	links	7,35	21,97	0,08	0,13
Pferd 5	rechts	2	rechts	1	links	38,19	43,14	0,24	0,44	links	2	0	0	rechts	10,69	23,55	0,12	0,28
Pferd 6	rechts	1	0	0	rechts	44,04	9,90	0,23	0,08	rechts	1	0	0	links	64,99	16,63	0,37	0,26
Pferd 7	rechts	1,5	rechts	1	rechts	12,69	41,43	0,30	0,09	rechts	1	0	0	links	19,77	9,90	0,17	0,21
Pferd 8	links	1,5	links	2	rechts	28,33	42,94	0,42	0,23	links	2	links	2	links	20,63	17,47	0,14	0,17
Pferd 9	rechts	1	0	0	rechts	22,97	49,28	0,29	0,62	links	2	links	1	links	43,92	28,75	0,38	0,39

M3 - rechte Führichtung				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
SUBJEKTIV				OBJEKTIV					SUBJEKTIV				OBJEKTIV					
VE-TL	G-TL	VE-AJ	G-AJ	VE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	HE-TL	G-TL	HE-AJ	G-AJ	HE	5%	95%	5-ABS	95-ABS	
Pferd 1	rechts	1,5	rechts	1	rechts	26,00	22,22	0,28	0,21	rechts	2	rechts	2	0	18,82	2,66	0,14	0,03
Pferd 2	rechts	2	rechts	2	rechts	17,54	29,10	0,18	0,16	links	2	0	0	links	15,27	13,12	0,08	0,11
Pferd 3	rechts	1,5	rechts	2	rechts	32,94	37,70	0,10	0,43	rechts	2	rechts	2	rechts	17,32	16,57	0,07	0,23
Pferd 4	links	2	links	1	rechts	24,88	83,34	0,49	0,44	links	1	rechts	1	links	7,78	5,36	0,07	0,02
Pferd 5	links	2	n.b.	n.b.	links	20,10	32,28	0,19	0,12	links	2	0	0	rechts	38,53	13,20	0,27	0,11
Pferd 6	links	2	0	0	links	16,26	114,25	0,20	0,25	links	1	rechts	2	links	59,32	7,77	0,25	0,09
Pferd 7	rechts	2,5	rechts	1	links	12,59	86,73	0,27	0,11	links	1	rechts	1	rechts	18,61	9,49	0,14	0,18
Pferd 8	n.b.	n.b.	links	1	rechts	5,72	43,30	0,11	0,11	links	2	links	2	links	30,90	13,24	0,23	0,14
Pferd 9	links	2	rechts	1	rechts	21,07	47,97	0,26	0,39	links	2	0	0	0	15,85	10,59	0,14	0,14

#### 4.1. Lahmheitsgraduierung im Vergleich zur berechneten Asymmetrie

In Tabelle 11 werden die vergebenen Lahmheitsgrade durch die Diplomandin und die Orthopädin separat voneinander mit den dazu ermittelten relativen und absoluten Asymmetrieindices des 5%-igen und 95%-igen Quantils verglichen. Da keines der Pferde eine Lahmheit von einem Grad größer als 3 nach AAEP vorwies, konnten für die Grade 4 und 5 keine Werte angegeben werden, die auf den Berechnungen der Akzelerometriemessungen basieren. Da die Orthopädin keinen Grad 3 an der Hintergliedmaße vergab, konnte auch hier keine Zuordnung von berechneten Asymmetrieindices erfolgen.

Tab. 12: Ausmaß an Asymmetrie für den jeweilig vergebenen Lahmheitsgrad nach den Richtlinien der AAEP (American Association of Equine Practitioners 1984) für die Vorder- und Hinterextremität. Für jeden Grad wurde der Bereich zwischen dem Minimum und Maximum in Klammer (MIN-MAX) und der Medianwert vor der Klammer der relativen (ASY 5-% und ASY 95-%) in Prozent (auf eine Dezimalstelle gerundet) und absoluten (ASY 5-ABS und ASY 95-ABS) Asymmetrieindices in  $m/s^2$  (auf zwei Dezimalstellen gerundet) des 5%-igen und 95%-igen Quantils berechnet. Da die Orthopädin an der Vorderextremität nur einmal einen Grad 1 vergab, ergab sich für MIN, MAX und MEDIAN derselbe Wert. Dieselbe Situation zeigte sich bei der Untersuchung von Grad 3 bei der Diplomandin an der Hinterextremität. Da die Orthopädin an der Hinterextremität keinen Grad 3 vergab, konnte kein Asymmetrieindex zugewiesen werden.

##### Vorderextremität

Grad	ASY 5-%		ASY 95-%		ASY 5-ABS		ASY 95-ABS	
	Diplomandin	Orthopädin	Diplomandin	Orthopädin	Diplomandin	Orthopädin	Diplomandin	Orthopädin
0	23,0 (3,4-50,3)	20,6*	33,6 (9,9-91,7)	20,6*	0,23 (0,03-0,55)	0,17*	0,30 (0,08-0,73)	0,20*
1	19,0 (5,7-46,8)	23,5 (4,8-78,9)	41,9 (7,8-86,7)	22,7 (9,9-58,2)	0,24 (0,07-0,49)	0,23 (0,08-0,51)	0,23 (0,07-0,70)	0,29 (0,08-0,62)
2	18,7 (3,5-78,9)	20,0 (2,6-50,3)	31,2 (11,1-84,7)	34,5 (7,8-91,7)	0,20 (0,04-0,42)	0,24 (0,03-0,65)	0,18 (0,08-0,52)	0,21 (0,07-0,73)
3	4,8 (2,6-13,4)	19,7 (12,6-26,8)	30,6 (16,0-78,4)	64,6 (42,4-86,7)	0,10 (0,05-0,25)	0,26 (0,25-0,27)	0,14 (0,11-0,20)	0,30 (0,11-0,48)

##### Hinterextremität

Grad	ASY 5-%		ASY 95-%		ASY 5-ABS		ASY 95-ABS	
	Diplomandin	Orthopädin	Diplomandin	Orthopädin	Diplomandin	Orthopädin	Diplomandin	Orthopädin
0	22,3 (7,4-65,0)	33,0 (20,1-64,1)	12,4 (4,2-44,1)	12,1 (4,2-44,1)	0,24 (0,08-0,59)	0,26 (0,20-0,58)	0,13 (0,03-0,35)	0,10 (0,07-0,35)
1	17,4 (2,8-64,1)	19,9 (7,0-65,0)	13,2 (3,0-59,1)	9,6 (3,0-45,2)	0,12 (0,03-0,58)	0,17 (0,03-0,46)	0,20 (0,02-0,65)	0,18 (0,02-0,59)
2	18,8 (7,0-59,3)	18,4 (7,4-53,5)	18,4 (2,7-49,0)	17,5 (2,7-59,1)	0,13 (0,03-0,36)	0,14 (0,06-0,38)	0,22 (0,03-0,59)	0,17 (0,03-0,65)
3	9,1*	**	5,0*	**	0,06*	**	0,05*	**

\* zu dem vorliegenden Grad war nur ein Wert vorhanden

\*\* zu dem vorliegenden Grad war kein Wert vorhanden

Es wurde überprüft, ob sich die zugeordneten Messwerte an Asymmetrien zwischen der Diplomandin und der Orthopädin signifikant voneinander unterscheiden. Für den Lahmheitsgrad 0 für die Vordergliedmaße und für den Grad 3 für die Hintergliedmaße konnte kein Vergleich durchgeführt werden, da dem Grad 0 für die Vordergliedmaße durch die Orthopädin nur ein Wert zugeordnet wurde und dem Grad 3 für die Hintergliedmaße durch die Diplomandin nur ein Wert und durch die Orthopädin kein Wert zugeordnet wurde. Für die zu vergleichenden Lahmheitsgrade ergab sich zwischen den zugeordneten Asymmetriewerten kein signifikanter Unterschied zwischen der Diplomandin und der Orthopädin. Sowohl bei den vergebenen Graden durch die Diplomandin als auch bei den vergebenen Graden durch die Orthopädin war zu beobachten, dass sich die zugeordneten Asymmetriewerte der verschiedenen Grade überlappen, d.h. dass ein Ausmaß an Asymmetrie bei

einem Grad 0 auch innerhalb der Bandbreite eines Grades 2 zugewiesen wurde (z.B. siehe Tabelle 11 Hinterextremität Spalte „ASY-5%“ der Diplomandin).

#### **4.2. Varianzanalyse der visuellen Lahmheitsbeurteilung und objektiven Akzelerometriemessung**

Die erste Hypothese, dass sich zwischen den zwei subjektiven Lahmheitsbeurteilungen durch die Orthopädin und die Studentin und die objektive durch Akzelerometriedaten berechnete Zuweisung von Lahmheiten kein signifikanter Unterschied ergeben wird, konnte bestätigt werden. Zwischen den drei verbundenen Stichproben ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied in der Beurteilung darüber, ob eine Lahmheit vorlag oder nicht. Des Weiteren wurde geprüft, inwiefern sich die drei Stichproben darin gleichen, welche Gliedmaße an der Vorder- oder Hintergliedmaße als lahm beurteilt wurde bzw. welche als lahmheitsfrei beurteilt wurde. Auch in dieser Fragestellung konnte kein signifikanter Unterschied zwischen der subjektiven und der objektiven Lahmheitserkennung nachgewiesen werden.

#### **4.3. Einfluss der Bewegung im Uhrzeigersinn bzw. gegen den Uhrzeigersinn auf die visuelle Lahmheitsbeurteilung und auf die Akzelerometrie-Messungen**

Die zweite Hypothese, dass sich die Lahmheiten sowohl visuell als auch objektiv in Zahlen mit der Führichtung ändern, wurde überprüft. Für den Großteil der Vergleiche der subjektiv vergebenen Lahmheitsgrade bzw. der berechneten Asymmetrien zwischen der Führichtung im und gegen den Uhrzeigersinn ergab sich ein signifikanter Unterschied. In der Messung 1 war bei den vergebenen Lahmheitsgraden durch die Diplomandin und Orthopädin an der Hintergliedmaße kein signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ) erkennbar. Bei der Messung 2 ergab sich im Vergleich zwischen den relativen und absoluten Asymmetrieindices des 95%-igen Quantils sowohl an der Vorder- und Hinterextremität ebenfalls kein signifikanter Unterschied. Zudem war bei der Messung 2 der Vergleich der Lahmheitsgrade - vergeben durch die Orthopädin - an der Hinterextremität nicht signifikant. Die Ergebnisse sind in Tabelle 12 aufgelistet.

Tab. 13: Die Ergebnisse der Wilcoxon Tests für die jeweilige Messung 1/2/3, die überprüften, ob sich die objektiv vergebenen Lahmheitsgrade und die berechneten Asymmetrieindizes mit der Änderung der Führichtung signifikant ändern. VE TL= Vergleich der Lahmheitsgrade der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung vergeben durch die Orthopädin (Initialen TL), VE AJ = Vergleich der Lahmheitsgrade der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung vergeben durch die Diplomandin (Initialen AJ), VE 5% ASY = Vergleich der berechneten, relativen Asymmetrieindizes des 5%-igen Quantils der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung, VE 95%-ASY = Vergleich der berechneten, relativen Asymmetrieindizes des 95%-igen Quantils der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung, VE 5 ABS = Vergleich der berechneten, absoluten Asymmetrieindizes des 5%-igen Quantils der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung, VE 95 ABS = Vergleich der berechneten, absoluten Asymmetrieindizes des 95%-igen Quantils der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung. Die Vergleiche wurden ebenfalls für die Hinterextremitäten (HE TL, HE AJ etc.) durchgeführt. Die zweiseitige asymptotische Signifikanz  $p$  soll einen Wert  $<0,05$  annehmen, dass der Vergleich als signifikant unterschiedlich erachtet wird.

**Messung 1**  
**Statistik für Test<sup>a</sup>**

	VE TL	VE AJ	VE 5%-ASY	VE 95%-ASY	VE 5 ABS	VE 95 ABS	HE TL	HE AJ	HE 5%-ASY	HE 95%-ASY	HE 5 ABS	HE 95 ABS
Z	-2,539 <sup>b</sup>	-2,714 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-1,890 <sup>b</sup>	-1,732 <sup>b</sup>	-2,521 <sup>b</sup>	-2,521 <sup>b</sup>	-2,521 <sup>b</sup>	-2,521 <sup>b</sup>
p	0,011	0,007	0,008	0,008	0,008	0,008	0,059	0,083	0,012	0,012	0,012	0,012

a. Wilcoxon-Test

b. Basiert auf negativen Rängen.

**Messung 2**  
**Statistik für Test<sup>a</sup>**

	VE TL	VE AJ	VE 5%-ASY	VE 95%-ASY	VE 5 ABS	VE 95 ABS	HE TL	HE AJ	HE 5%-ASY	HE 95%-ASY	HE 5 ABS	HE 95 ABS
Z	-1,994 <sup>b</sup>	-2,203 <sup>c</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-,296 <sup>c</sup>	-2,666 <sup>c</sup>	-1,362 <sup>c</sup>	-,296 <sup>b</sup>	-2,214 <sup>c</sup>	-2,547 <sup>b</sup>	-1,599 <sup>c</sup>	-2,666 <sup>c</sup>	-,770 <sup>c</sup>
p	0,046	0,028	0,008	0,767	0,008	0,173	0,767	0,027	0,011	0,110	0,008	0,441

a. Wilcoxon-Test

b. Basiert auf negativen Rängen.

c. Basiert auf positiven Rängen.

**Messung 3**  
**Statistik für Test<sup>a</sup>**

	VE TL	VE AJ	VE 5%-ASY	VE 95%-ASY	VE 5 ABS	VE 95 ABS	HE TL	HE AJ	HE 5%-ASY	HE 95%-ASY	HE 5 ABS	HE 95 ABS
Z	-2,527 <sup>b</sup>	-2,530 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-2,214 <sup>b</sup>	-2,388 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>	-2,666 <sup>b</sup>
p	0,012	0,011	0,008	0,008	0,008	0,008	0,027	0,017	0,008	0,008	0,008	0,008

a. Wilcoxon-Test

b. Basiert auf negativen Rängen.

Wenn man die visuelle Beurteilung der Studentin isoliert untersucht, ergab sich ein hoch signifikanter Unterschied mit  $p < 0.001$  zwischen der Graduierung der Lahmheiten zwischen den beiden Vorführrichtungen der Vorder- und Hinterextremität gemeinsam. Auch bei der Graduierung der Lahmheit durch die Orthopädin ergab sich ein signifikanter Unterschied mit  $p < 0.026$  in der Vergabe der Lahmheitsgrade an Vorder- und Hinterextremität gemeinsam zwischen den beiden Vorführrichtungen (siehe Tabelle 13).

Tab. 14: Ergebnisse der Wilcoxon-Tests für die Lahmheitsbeurteilung der Vorführriechung im und gegen den Uhrzeigersinn für die Vorder- und Hintergliedmaße zusammen. Der Gruppenvergleich ergibt, dass sich die Lahmheitsgraduierungen abhängig von der Vorführriechung sowohl bei der Orthopädin als auch bei der Diplomandin signifikant ändern.

#### Teststatistiken Wilcoxon-Test

	Studentin Vorführriechung	Orthopädin Vorführriechung
Z	-4,494 <sup>b</sup>	-2,238 <sup>c</sup>
Asymp. Sig. (2-seitig)	0,000	0,025

b. Basiert auf negativen Rängen.

c. Basiert auf positiven Rängen.

#### 4.4. Entwicklung der Lahmheiten über die drei Messungen

Bei allen Pferden ergab sich ein Trend, dass eine Lahmheit mit der Anzahl der durchgeführten Messungen vermehrt nachgewiesen werden konnte, als dass eine Lahmheit verschwand, wenn nur auf An- oder Abwesenheit mit zunehmender Anzahl an Messdurchläufen geprüft wurde. Es konnte ein positiver linearer Zusammenhang zwischen der Beurteilung, ob eine Lahmheit vorlag und der zunehmenden Anzahl an Messungen erkannt werden, der bei allen Pferden nach den Vorgaben von Tabelle 14 als moderate Korrelation einzustufen war. Die Korrelationen erwiesen sich jedoch nur bei den Pferden 4, 5 und 7 als statistisch signifikant mit einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0.01$  bei Pferd 5 und 7 und von  $\alpha = 0.05$  bei Pferd 4.

Tab. 15: Die Tabelle beschreibt den Zusammenhang zwischen den durchgeführten Messungen und dem Vorliegen einer Lahmheit, wobei nicht berücksichtigt wird, an welchem Bein sich die Lahmheit befindet. Bei allen Pferden besteht eine moderate positive Korrelation, sodass mit der Zunahme der Messtage auch eine Zunahme an Lahmheit einhergeht. Gelb markiert sind die Ergebnisse von Pferd 4, 5 und 7, die deren Ergebnis signifikant war.

		Präsenz einer Lahmheit über drei Messtage
Pferd 1	Pearson-Korrelation	0,115
	Sig. (2-seitig)	0,510
	N	35
Pferd 2	Pearson-Korrelation	0,123
	Sig. (2-seitig)	0,474
	N	36
Pferd 3	Pearson-Korrelation	0,207
	Sig. (2-seitig)	0,226
	N	36
Pferd 4	Pearson-Korrelation	,393*
	Sig. (2-seitig)	0,018
	N	36

Pferd 5	Pearson-Korrelation	,666**
	Sig. (2-seitig)	0,000
	N	29
Pferd 6	Pearson-Korrelation	0,222
	Sig. (2-seitig)	0,194
	N	36
Pferd 7	Pearson-Korrelation	,492**
	Sig. (2-seitig)	0,002
	N	36
Pferd 8	Pearson-Korrelation	-0,207
	Sig. (2-seitig)	0,233
	N	35
Pferd 9	Pearson-Korrelation	0,326
	Sig. (2-seitig)	0,060
	N	34

\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

\*\* Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Wurde die Lahmheitsgraduierung berücksichtigt, so änderte sich das oben beschriebene Ergebnis. Es ergab sich nur für das Pferd 6 eine signifikante negative Korrelation ( $p=0.043$ ), die bei Betrachtung der Ergebnisse derart zu interpretieren ist, dass das Pferd mit zunehmender Anzahl an Messtagen zunehmend auf der linken Körperseite lahm wurde.

## 5. Diskussion

Mit dem Fortschritt der Digitalisierung ergeben sich Neuerungen einerseits in den diagnostischen Möglichkeiten und andererseits in der Patientenbetreuung allgemein. Die Lahmheitserkennung in Form der objektiven Ganganalyse wird nicht nur an Kliniken Teil der Basisausstattung, sondern auch für die individuelle Veterinärmedizinerin und den individuellen Veterinärmediziner attraktiver, weil die Systeme zunehmend leistungsfähiger und in ihrer Handhabung einfacher werden. Zudem eröffnet die verbreitete Nutzung von Smartphones neue Sphären der Patientenbetreuung im Sinne der Telemedizin (Mazan et al. 2017). Bei Abweichungen des physiologischen Gangbilds kann die Besitzerin bzw. der Besitzer eine Videoaufnahme mit dem Handy anfertigen und der Tierärztin bzw. dem Tierarzt über eine Messenger-Applikation in Sekundenschnelle zukommen lassen. Die Praktikerin bzw. der Praktiker kann bereits vor der Vorstellung des Pferdes einen ersten Eindruck über das Bewegungsmuster erhalten, der Tierhalterin bzw. dem Tierhalter erste Anweisungen erteilen oder auf diesem Weg auch den Verlauf und Erfolg einer Therapie verfolgen. Diese Diplomarbeit verbindet diese beiden Themenbereiche und hat sich mit der Übereinstimmung der sich bewährenden, klassischen, subjektiven Lahmheitsuntersuchung und der objektiven Lahmheitserkennung von neun Pferden auf einer Kreisbahn beschäftigt. Nachdem sich einige Studien bereits mit Akzelerometriemessungen auf der Geraden bzw. auf Laufbändern (Buchner et al. 1996a, Keegan et al. 2004, Starke et al. 2013, Thomsen et al. 2010, Uhlir et al. 1997, Weishaupt et al. 2001) auseinandergesetzt haben, kann diese Arbeit, die sich mit akzelerometrischen Messungen im Trab auf einer zirkulären Bahn befasste, potenziell einen Beitrag zur Ergänzung bisheriger Erkenntnisse zum Thema der objektiven Gangbildanalyse auf der Kreisbahn (Pfau et al. 2012, Rhodin et al. 2013, Starke et al. 2013) darstellen. Es wurde untersucht, ob die Akzelerometrie als hilfreiches diagnostisches Mittel dienen kann und ob sie die Ergebnisse der subjektiven Lahmheitserkennung, die visuell über Videos von neun Pferden erfolgte, bestätigte oder gar ergänzte.

Es zeigte sich an den Vordergliedmaßen in jedem Messdurchlauf ein signifikanter Unterschied zwischen den Lahmheitsbeurteilungen, wenn die Lahmheitsgraduierungen durch die Diplomandin und die Orthopädin an der rechten und linken Führichtung miteinander verglichen wurden. Für die Hintergliedmaße konnte dies im ersten Messdurchlauf nicht nachgewiesen werden. Dies lässt sich eventuell darin begründen, dass Bewegungsasymmetrien an der gewählten Sensorposition im Bereich des Kopfes bzw. des Genicks über dem zweiten Halswirbel über dem Musculus splenius capitis für die Erkennung einer Lahmheit der Vorderextremität, wie die Literatur empfiehlt (Baxter 2011), leichter zu erkennen sind als anhand der Bewegung der Kruppmuskulatur, sodass die Unterschiede der Bewegungsasymmetrien der Hintergliedmaße zwischen den Führichtungen weder subjektiv noch objektiv derart erfasst werden können, dass sie sich immer in einem signifikanten Unterschied in der

Lahmheitsgraduierung widerspiegeln können. Außerdem ist es bekannt, dass Lahmheiten bzw. die Veränderung der Lahmheit je nach Führichtung an der Hintergliedmaße subjektiv schwerer erfasst werden, als an der Vordergliedmaße (Hammarberg et al. 2016, Ross und Dyson 2011, Starke und Oosterlinck 2019).

Zumeist wird als Sensorposition das Tuber coxae oder Tuber sacrale für Messungen von Bewegungsasymmetrien an der Hintergliedmaße als anatomische Lokalisation gewählt (Buchner et al. 1996a, Church et al. 2009, Pfau et al. 2007). Die Sensoren für die Beschleunigungsmessungen der Kruppe waren in dieser Arbeit über der Glutealmuskulatur platziert worden, wodurch sich eine Unsicherheit der Messung ergeben konnte, da die Beschleunigung durch die Muskelkontraktion miterfasst wurde. Zudem entsteht durch eine Lahmheit folglich eine Schonung des betroffenen Beins, was in einer verminderten Aktivität resultiert und somit eine Atrophie der betroffenen Muskulatur bedingt. So kann sich das in einer geringeren Bewegung des inaktiveren Muskels niederschlagen und es entstehen fälschlicherweise geringere Beschleunigungsamplituden auf der lahmen Kruppe, was wiederum die Ergebnisse der Änderung der Lahmheit in Abhängigkeit der Führichtung erklärte, die in Messung 1 subjektiv und in Messung 2 objektiv nicht immer signifikant für die Hinterextremität war.

Bei Ablenkung oder Unruhe des Pferdes in der Führanlage ist eine symmetrische Bewegung des Kopfes im Trab beeinträchtigt und beeinflusst die Messungen. Besonders Pferd 1, Pferd 5 und Pferd 9 zeigten in jeder Videoaufzeichnung deutliches Abwehrverhalten während der Bewegung in der Führanlage. Dies äußerte sich in Verhaltensauffälligkeiten wie das Anlegen der Ohren, ein vermehrter Vorwärtsdrang und Beißen gegen das vordere Abtrenngitter, unruhige Kopf-Hals-Haltung, intermittierendes Galoppieren oder Schritt Gehen und Ausschlagen mit den Hinterbeinen. Der Widerrist ist auch eine anatomische Lokalisation, um Akzelerometriesensoren für die Erkennung einer Lahmheit der Vordergliedmaße zu fixieren und aus den davon gesammelten Daten Asymmetrieindices zu berechnen (Hardeman et al. 2019). Er würde potenziell eine alternative Lokalisation für Messungen bei unruhigen Pferden darstellen (Hardeman et al. 2019), gilt aber als eine weniger verlässlicher Lahmheitsindikator als der Kopf bzw. das Genick (Buchner et al. 1996a, Peloso et al. 1993). Wiederholt fielen die oben genannten Pferde in den Schritt oder sprangen in den Galopp. Somit war einerseits die visuelle Lahmheitsbeurteilung erschwert, andererseits wurden die Ergebnisse der objektiven Ganganalyse beeinflusst. Akzelerometrische Messungen auf der Kreisbahn im Trab sind mit einer größeren Variabilität verbunden als Messungen auf der Geraden im Trab (Hardeman et al. 2019) und Unregelmäßigkeiten in der Bewegung, die manche Versuchspferde zeigten, erhöhen diese Variabilität zusätzlich. Für die Messung 2 hatte sich z.B. für das 95%-ige Quantil weder bei den relativen noch bei den absoluten Asymmetrien der Vorder- und Hinterextremität ein signifikanter Unterschied zwischen den Führrichtungen ergeben, während sich bei den subjektiven

Lahmheitsbeurteilungen wieder ein signifikanter Unterschied in der Beurteilung zwischen den Führrichtungen ergab.

Grund für die erwartete Änderung der Lahmheit abhängig von der Vorführrichtung sind die unterschiedlichen Krafteinwirkungen auf die innen bzw. außen geführten Gliedmaßen in der Bewegung auf der Kreisbahn, die durch die Inklination des Körpers dabei zustande kommt und durch die Verlagerung des Körperschwerpunkts und die asymmetrische Bewegung zwischen innerer und äußerer Körperhälfte entsteht. Die Annahme, dass sich die Bewegungsasymmetrien signifikant je nach Führrichtung anders verhalten, konnte somit größtenteils bestätigt werden. Zwar wurden die Limitationen der visuellen Wahrnehmung von Asymmetrien bereits angesprochen (Parkes et al. 2009), jedoch erfassten die untersuchenden Personen andere Merkmale von Lahmheitsanzeichen (z.B. Bewegungen des Widerrist, vermehrtes Aufwirbeln von Staub an der lahmen Gliedmaße durch Zehensleifen) als nur die Asymmetrie von anatomischen Lokalisationen und konnten zwischen Abwehr bzw. Ablenkungen des Pferdes und „wahren“ Ausgleichsbewegungen unterscheiden.

Indem die Korrelation zwischen der Anwesenheit einer Lahmheit mit der zunehmenden Anzahl an Messdurchläufen korreliert wurde, ergab sich, ohne die Seite der Lahmheit zu berücksichtigen, dass Pferd 4,5 und 7 mit der Anzahl der Messdurchläufe lahm wurden. Nachdem die Seite der Lahmheit berücksichtigt wurde, war nur bei Pferd 6 ersichtlich, dass es mit der Anzahl der Messdurchläufe auf der linken Körperseite mit einer moderaten Korrelation lahm wurde. Da die Pferde zwischen den Bewegungsprotokollen der Studie jeweils eine Woche Pause hatten und in dieser Zeit auf kleinen Weiden oder Paddocks gehalten und nicht zusätzlich bewegt wurden, ist nicht anzunehmen, dass eine Belastung der Pferde durch das Bewegungsregime erfolgte, die die Pferde derart überstrapazierte, dass eine Lahmheit generiert wurde, sondern dass bei Pferd 6 eventuell ein schmerzhafter Prozess bereits bestanden hatte. Es wäre interessant gewesen, Ergebnisse vorhergehender Lahmheitsuntersuchungen der Versuchspferde zur Verfügung zu haben und zu beobachten, ob sich die Befunde in der subjektiven und objektiven Lahmheitserkennung widerspiegeln. Einblicke in die Befunde sollten nach der subjektiven Beurteilung durch die beurteilenden Personen erfolgen, damit nicht die Entscheidung, welche Gliedmaße als lahm erkannt wird, durch Voreingenommenheit beeinflusst wird. Dies wäre vor allem für bilaterale Lahmheiten, die zwar notiert wurden, aber auf die in dieser Arbeit nicht näher eingegangen werden konnte, interessant gewesen, um zu sehen, ob Befunde, subjektive Lahmheitserkennung und objektive Asymmetrieindices übereinstimmen.

Der Diplomarbeit lagen ausschließlich Beobachtungen und Berechnungen von im Trab erfolgten Bewegungsasymmetrien zugrunde. Beim Trab handelt es sich um eine Zweitakt-Gangart, bei der jeweils die diagonalen Vorder- und Hinterextremitäten symmetrisch belastet werden und zwischen der Stützphase der Diagonalen eine Schwebephase folgt. Während hingegen beim Schritt, eine

Viertakt-Gangart, immer eine Gliedmaße Bodenkontakt wahr und keine Schwebephase des Körpers vorhanden ist. Die Stützbeinphasen sind länger im Schritt als im Trab und das Hufgelenk und seine Strukturen (Kollateralbänder, Tiefe Beugesehne) gelangen maximal in Extension. Liegen schmerzhafte Prozesse im Bereich des distalen Interphalangealgelenks und seinen umgebenden Weichteilstrukturen vor, ist es möglich, dass die Lahmheit im Schritt deutlicher ist als im Trab, der durch eine kürzere Stützbeinphase eine derartige Extension im Hufgelenk nicht hervorruft (Ross und Dyson 2011). Nichtsdestotrotz stellt der Trab, sofern der Schweregrad der Lahmheit es erlaubt, jene Gangart dar, mit der Praktikerinnen und Praktiker vorwiegend vertraut sind, Bewegungsasymmetrien zu erkennen. Der Trab scheint auch für kinematische und akzelerometrische Gangbildanalysen die geeignete Gangart zu sein (Buchner et al. 1996a). Dies könnte daran liegen, dass sich das Vorführen der Gliedmaße zwischen Schritt und Trab stark unterscheiden kann (Ross und Dyson 2011) und daher die Beschleunigungswerte verändern könnte. In einer Studie waren die Veränderungen der Symmetrieindices im Trab konsistenter als im Schritt (Buchner et al. 1996b). Es konnte in einer anderen Studie ebenfalls beobachtet werden, dass die Akzelerometriedaten im Schritt eine erhöhte Variabilität aufwiesen als Akzelerometriedaten im Trab sowohl auf der Geraden als auch auf der Kreisbahn (Hardeman et al. 2019).

Um den Vergleich noch präziser zu gestalten, wäre es möglich gewesen, die Akzelerometriedaten doppelt zu integrieren und die Bewegungsamplituden des MSC zwischen den Vordergliedmaßen und des MGM zwischen den Hintergliedmaßen in absoluten Distanzen zu berechnen. Die Asymmetrieindices berechnet anhand der Verlagerungen der Sensorpositionen würde den direkten Vergleich mit der visuellen Beurteilung, bei der ebenfalls Bewegungsamplituden der genannten anatomischen Indikatorpunkte beobachtet werden, noch besser möglich machen und veranschaulichen. Währenddessen beschreiben Asymmetrieindices die Last bzw. Kraft, die durch die jeweilige Gliedmaße aufgenommen wird bzw. auf sie wirkt (Buchner et al. 1996a), was visuell nicht vollständig erfasst werden kann.

Die verwendeten Videos ermöglichten es durch die Weitwinkeleinstellung und die Perspektive von dorsal in der Mehrheit der Videos sowohl Bewegungen des Kopfes als auch Bewegungen der Krüppmuskulatur bzw. der Tubera coxae und sacralia in der Kranial- und Kaudalansicht zu beobachten. Die gewählte Kameraeinstellung hatte den Nachteil, dass eine visuelle Lahmheitsuntersuchung unter regulären Bedingungen nicht aus einer solchen Perspektive durchgeführt wird und die zu beurteilende Person sich an den unkonventionellen Blickwinkel gewöhnen musste. Zudem ließ es die Kameraeinstellung nicht vollständig zu, die Bewegung des Pferdes ausführlich zu beurteilen, weil keine Aufnahmen von der Seite bzw. außerhalb der Führanlage zur Verfügung standen und wichtige Aspekte, wie Vorführen und Auffußen der Gliedmaße nicht detailliert untersucht werden konnten. Die Pferde konnten sich in der Führanlage frei bewegen und trabten nicht immer konstant auf einer

Kreisbahn vor den Kameras, sondern bewegten sich oftmals derart, dass die Longitudinalachse des Pferdes schräg zur Kamera gerichtet war bzw. das Pferd zeitweise nicht vollständig von den Kameras erfasst wurde, was die Beurteilung der Lahmheiten zusätzlich erschwerte bzw. nicht vollständig möglich machte. Obwohl die für die Videoaufzeichnungen verwendeten Kameras eine sehr gute Auflösung boten, waren Kontrastverluste und Verzerrungen der Perspektive unvermeidbar. Die Beurteilung eines dreidimensionalen Objekts anhand einer zweidimensionalen Abbildung desselben kann vermutlich nie die Qualität einer visuellen Lahmheitsuntersuchung unter natürlichen Bedingungen gewährleisten (Arkell et al. 2006, Fuller et al. 2006, Keegan et al. 2010). Zwar kann die Aufnahme beliebig oft wiederholt und die Geschwindigkeit der Videos moduliert werden, was die Erfassung von Bewegungsasymmetrien visuell erleichtern kann, aber die Blickwinkel und die Bewegung des Pferdes, die Bodenverhältnisse oder die Zirkelgröße können nicht verändert werden, was wichtige Komponenten einer Lahmheitsbeurteilung wären, um die Bewegungsasymmetrie zu erfassen.

Des Weiteren wurden die Ergebnisse der visuellen Lahmheitsbeurteilung der Diplomandin – Studentin im letzten Semester des Veterinärmedizinstudiums mit dem Ausbildungsschwerpunkt Pferdemedizin – sowie der Betreuerin – erfahrene Pferdeorthopädin und Chirurgin – miteinander verglichen und es ergab sich kein signifikanter Unterschied in der Bewertung, ob eine Lahmheit vorlag oder nicht und an welchem Bein sie sich befand. Expertinnen und Experten der Orthopädie der Pferdemedizin zeigten eine deutlich niedrigere Varianz untereinander in der Bewertung von Pferden bezüglich des Lahmheitsgrades, während Studentinnen und Studenten im letzten Studienjahr eine Abweichung von dem Medianwert von bis zu 3 Graden angaben, wobei eine Lahmheitsskala von 0 (ohne Lahmheit) bis 10 (hgr. Lahmheit ohne Belastung der Gliedmaße) verwendet wurde (Hewetson et al. 2006). Demnach wäre es interessant gewesen die visuelle Lahmheitsbeurteilung mehrerer Expertinnen und Experten der Pferdeorthopädie und auch mehrerer Studentinnen und Studenten im letzten Studienjahr in diese Studie einzubeziehen und die Übereinstimmung der beurteilenden Personen auf einer zirkulären Bahn vergleichend mit den objektiven Akzelerometriedaten zu investigieren.

Es wurde versucht, die subjektiv vergebenen Lahmheitsgrade durch die Orthopädin und Diplomandin an der Vorder- und Hinterextremität mit den berechneten Asymmetrieindices für die jeweilige Lahmheit zu vergleichen. Zwischen den Lahmheitsgraden und den zugehörigen Asymmetriewerten der Diplomandin und der Orthopädin ergab sich kein signifikanter Unterschied für jene Grade, die verglichen werden konnten. Die Ergebnisse zeigten, dass sich die Grade in ihren Asymmetriewerten deutlich überlappten. Grundsätzlich war die Generierung von allgemein gültigen Prozentangaben oder absoluten Asymmetriewerten, die z.B. die Grade 0–5 (nach AAEP) beschreiben, welche auf jedes Pferd anwendbar sind, bisher nicht möglich (Buchner et al. 1996a). Für die große Bandbreite an Asymmetrie pro Grad ist einerseits die erhöhte Variabilität der akzelerometrischen Messdaten verantwortlich, die

auf der Kreisbahn ausgeprägter ist, als wenn die Akzelerometriemessung auf der Geraden durchgeführt werden würde (Hardeman et al. 2019). Andererseits könnten die Umstände, dass sich die Pferde in der Führanlage frei bewegen konnten, teilweise widerwillig und inkonsistent trabten und in verschiedenen Geschwindigkeiten bewegt wurden, ebenfalls einen Einfluss auf die heterogenen Ergebnisse der Akzelerometriemessungen haben, die sich dann in sich überlappenden Asymmetriebereichen zwischen den jeweiligen Graden äußerten. Durch diese Faktoren (z.B. wechselnde Geschwindigkeiten) wurde die subjektive Beurteilung der Diplomandin und Orthopädin potenziell beeinflusst, was in einer Unterschätzung der eigentlich gemessenen Asymmetrie resultieren oder vice versa eine Überschätzung der Lahmheit bei geringerer Asymmetrie an Beschleunigung verursachen könnte.

In einer Studie ergaben sich 18% Bewegungsasymmetrie für die Kopfausgleichsbewegung und 17% für die Bewegung des Beckens und der Kruppmuskulatur als akzeptable Grenzwerte für lahmfreie Pferde an der Longe (Pfau et al. 2016). Diese lagen unterhalb des menschlichen, visuellen Wahrnehmungsvermögens von Symmetrieunterschieden (< 25%) (Parkes et al. 2009). Es ist fraglich, welche Konsequenzen Tiermedizinerinnen und Tiermediziner aus solchen Grenzwerten ziehen. Ist ein Pferd, das jene genannten Grenzwerte an Bewegungsasymmetrie an der Longe übersteigt, automatisch als lahm zu kategorisieren (van Weeren et al. 2017) oder ist es der natürlichen „Händigkeit“ des Pferdes (Drevemo et al. 1987), einem mangelnden Trainingszustand oder anderen individuellen Asymmetrien (McGreevy und Rogers 2005, Murphy et al. 2005) zuzuschreiben. Die Umwandlung von Asymmetrieindices in Lahmheitsgraden stellt auch bei Pferden eine Herausforderung dar, die beispielsweise bilaterale Lahmheiten zeigen. Bei solchen Pferden, bei denen durch beidseitige Schmerzhaftigkeit nicht zwingend eine Bewegungsasymmetrie deutlich quantifiziert werden kann, kann dies in einer Unterbewertung der Lahmheit resultieren (van Weeren et al. 2017). Hierbei sind die Grenzen der objektiven Gangbildanalyse erreicht und es kann eine gründliche orthopädische Untersuchung mit zusätzlichen diagnostischen Hilfen (z.B. Beugeproben, Leitungsanästhesien) zu vertiefter Diagnose verhelfen. Die Möglichkeit der quantitativen Gangbildanalyse soll daher nicht als neuer „Goldstandard“ der Lahmheitsdiagnostik fungieren (Hewetson et al. 2006), sondern als hilfreiches Tool die Befunde der untersuchenden Person unterbauen und zur detaillierteren Erfassung von Bewegungsasymmetrien und ihrer Entwicklung dienen (Barrey und Desbrosse 1996). Nicht unberechtigt hat sich ein eigener Begriff für das Phänomen etabliert, welches das blinde Vertrauen und die unreflektierte Nutzung von technologischen Untersuchungsmethoden beschreibt – VOMIT „Victim of Modern Investigational Technology“ (Bathe et al. 2018).

Der kleine Umfang der Studiengruppe kann durch die Vorteile der Studie aufgewogen werden, indem drei Messungen von jedem Pferd durchgeführt worden waren, die sogar in einem zeitlichen Abstand voneinander stattgefunden hatten. Der zeitliche Abstand von einer Woche zwischen jedem Durchlauf war gut gewählt worden, weil sich die Bewegungsmuster der Pferde in dieser Zeit *ceteris paribus* nicht hochgradig verändert hatten, man aber dennoch vom anderen Messtag unabhängige Messwerte generiert hatte. Zudem waren für die Berechnungen der Asymmetrieindices aus den Akzelerometriedaten für jeden Messdurchlauf an jeder Hand jeweils drei Datensets zur Verfügung gestellt worden, was es ermöglichte pro Versuchsdurchlauf sechs Ergebnisreihen an Asymmetrieindices zu erhalten. Des Weiteren waren die Videoaufnahmen synchron zu den akzelerometrischen Messungen aufgenommen worden, was den direkten Vergleich von subjektiv und objektiv überhaupt ermöglicht.

Zwar wurde zusammengefasst kein signifikanter Unterschied zwischen den subjektiven und objektiven Lahmheitsbeurteilungen in dieser Arbeit nachgewiesen, jedoch kann anhand der vorliegenden Daten nicht eindeutig für die Nutzung der objektiven Gangbildanalyse plädiert werden, da sie anhand dieser Studie keinen Mehrwert in der alltäglichen Pferdepraxis schafft. Um dem weiter nachzugehen, sollte die Untersuchung der Akzelerometrie auf der Kreisbahn vergleichend mit der konventionellen subjektiven Lahmheitsbeurteilung mit einer größeren Studiengruppe an Pferden und einer größeren Anzahl von beurteilenden Personen, wenn möglich sowohl Studierenden als auch Tierärztinnen und Tierärzten, durchgeführt werden. Sollte das Grundmodell der gegenständlichen Untersuchungen für eine zukünftige Studie herangezogen werden, wäre darauf zu achten, dass die Bewegung der Versuchspferde, standardisiert abläuft, was bedeutet, dass der Kreisradius und die Bewegungsgeschwindigkeit der Pferde annähernd gleich sein sollten. Bei Unwilligkeit oder inkonstanten Bewegungen (z.B. Pferd bewegt sich in der Führanlage im Zick-Zack) sollte die Untersuchung wiederholt werden.

## 6. Zusammenfassung

Viele Studien beschäftigten sich bereits mit dem Vergleich subjektiver und objektiver Lahmheitsbeurteilungen, nachdem die Ergebnisse visueller Lahmheitsbeurteilungen eine deutliche Variabilität zwischen Pferdemedizinerinnen und Pferdemedizinern unterschiedlicher Berufserfahrung vorweist. Mit akzelerometrischen Gangbildanalysen wurde bereits versucht die Ergebnisse von Lahmheitsuntersuchungen zu objektivieren und es wurde bereits die Übereinstimmung zwischen den Methoden der visuellen und objektiven Lahmheitsbeurteilung hauptsächlich auf der Geraden miteinander verglichen. Ziel dieser Diplomarbeit war es herauszufinden, ob sich die Übereinstimmung zwischen visueller und objektiver Lahmheitserkennung auch im Trab auf einer zirkulären Bahn reproduzieren ließ. Dafür waren neun Versuchspferde in einer Führanlage in beide Führrichtungen im Trab bewegt worden. Von diesen Pferden waren Videoaufzeichnungen in einer Führanlage von kranial und kaudal aufgenommen worden während synchron Akzelerometriedaten gemessen worden waren. Der Versuch war insgesamt dreimal im Abstand von jeweils einer Woche durchgeführt worden. Die Videoaufnahmen wurden hingehend vorliegender Bewegungsasymmetrien von der Diplomandin und der Betreuerin, einer erfahrenen Pferdeorthopädin, beurteilt. Aus den Akzelerometriedaten der Pferde wurden Bewegungsasymmetrien rechnerisch ermittelt. Die Ergebnisse der visuell beurteilten Lahmheiten und kalkulierten Asymmetrieindices wurden auf ihre Übereinstimmung bzw. Varianz durch die Statistiksoftware SPSS von IBM geprüft. Es ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden subjektiven und der objektiven Lahmheitsbeurteilung hinsichtlich der Beurteilung, ob eine Lahmheit vorlag und an welchem Bein die Lahmheit vorlag. Zudem ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den visuellen und objektiven Lahmheitsgraduierungen. Es konnte für den Großteil der Ergebnisse ein signifikanter Unterschied in den subjektiven Lahmheitsgraduierungen und in den berechneten Asymmetrieindices zwischen der linken und rechten Führrichtung an der Vorder- und Hintergliedmaße nachgewiesen werden. Die Hypothese, dass die subjektive Lahmheitsbeurteilung und die objektive Lahmheitserkennung durch akzelerometrische Messungen auf einer Kreisbahn übereinstimmten, konnte unterstützt werden. Die Hypothese, dass sich die Lahmheit mit der Führrichtung änderte, konnte größtenteils bestätigt werden. Zwar dürften die Ergebnisse darauf hindeuten, dass die Ergebnisse höchstwahrscheinlich nicht dem Zufall geschuldet sind, was ihren praktischen Effekt wiederum nicht gewährleistet.

Es sollte eine Motivation für zukünftige Studien, die den Vergleich von Akzelerometrie-gestützter Lahmheitserkennung und visueller Lahmheitsbeurteilung auf der Kreisbahn untersuchen, darstellen, diese mit einer größeren Stichprobenanzahl, mehreren beurteilenden Personen mit unterschiedlicher Berufserfahrung und einem einheitlichen Bewegungsregime zu planen.

## 7. Summary

Many studies compared the subjective and objective lameness assessments since the results of visual lameness assessments varies significantly between equine practitioners with different professional experience. Accelerometric gait analyses was used to objectify the results of lameness examinations and the agreement between the methods of visual and objective lameness assessment, mainly on the straight. The aim of this diploma thesis was to find out whether the agreement between visual and objective lameness detection could also be reproduced at trot on a circular track. For this purpose, nine horses were trotted in both directions in a horse walker. Video recordings of these horses were made in a horse walker from the cranial and caudal sides while accelerometric data were measured synchronously. The experiment was carried out three times at intervals of one week between the measurements. The video recordings were evaluated by the diploma student and the supervisor, an experienced equine orthopaedist, regarding the presence of movement asymmetries. Movement asymmetries were calculated from the accelerometric data of the horses. The results of the visually assessed lameness and calculated asymmetry indices were tested for their agreement or variance by the statistical software SPSS from IBM. There was no significant difference between the two subjective and objective lameness assessments in terms of whether lameness was present and on which leg the lameness was present. In addition, there were no significant differences between the visual and objective lameness gradings. A significant difference in the subjective lameness gradings and in the calculated asymmetry indices between the left and right rein at the forelimb and hindlimb could be demonstrated for most of the results. The hypothesis that the subjective lameness grading and the objective lameness detection by accelerometric measurements on a circular track agreed could be supported. The hypothesis that lameness changed with the direction of travel was largely confirmed. While the results should indicate that the results are most likely not due to chance, this again does not guarantee their practical effect. It should be a motivation for future studies investigating the comparison of lameness detection based on accelerometric data and visual lameness assessment on the circle track to plan them with a larger sample number, several assessing persons with different professional experience and a uniform movement protocol.

## 8. Abkürzungsverzeichnis

VE	Vorderextremität
HE	Hinterextremität
MLD (=LD)	Musculus longissimus dorsi
MSC (=SPL)	Musculus splenius capitis
MGM (=GM)	Musculus gluteus
MTB (=TRI)	Musculus triceps brachi
MBF (=BF)	Musculus biceps femoris
DiaVLHR	linke Körperdiagonale (linke Vorderextremität und rechte Hinterextremität)
DiaVRHL	rechte Körperdiagonale (rechte Vorderextremität und linke Hinterextremität)
ASY 0,05	Asymmetrie zwischen erster und zweiter Segmenthälfte berechnet anhand des 5%-igen Quantils für die maximale Entschleunigung
ASY 0,95	Asymmetrie zwischen erster und zweiter Segmenthälfte berechnet anhand des 95%-igen Quantils für die maximale Beschleunigung
ABS	in absoluten Zahlen
MW	Mittelwert
STABW	Standardabweichung
StbPhase	Stützbeinphase

## 9. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: aus Buchner et al. 1996 - Mittelwertkurven der vertikalen Auslenkung (Displacement) des Kopfes (a), der Geschwindigkeit (Velocity) der Kopfbewegung (b) und der Beschleunigung (Acceleration) der Kopfbewegung (c) bei einem Pferd mit einer Lahmheit an der Vorderextremität, deren Stützbeinphase sich in der ersten Hälfte des Schrittzklus (stride) befindet. Ein ganzer Schrittzklus wird prozentuell unterteilt, was die Zeit-Einheit der x-Achse bildet. Die Stützbeinphasen beider Vordergliedmaßen nehmen jeweils ca. die Hälfte des Bewegungszyklus ein, wobei die Vorderextremität, die eine Lahmheit vorweist (lame limb), sich in der ersten Hälfte des Bewegungszyklus befindet und die Stützbeinphase der lahmeheitsfreien Vorderextremität (nonlame limb) sich in der zweiten Hälfte des Bewegungszyklus zuordnen lässt. Die kontinuierliche Linie gilt der Veranschaulichung, wie sich die Mittelwertkurve der Parameter darstellt, wenn beide Vorderextremitäten lahmeheitsfrei sind und eine Bewegungssymmetrie von nahezu 100% (ideal) vorweisen. Die grob strichlierte Linie zeigt die Mittelwertkurve, wenn in der ersten Hälfte des Bewegungszyklus eine geringgradige Lahmheit der Vorderextremität besteht und die fein strichlierte Linie demonstriert die Mittelwertkurve bei mittelgradiger Lahmheit der Vorderextremität. Der Zeitpunkt der Stützbeinphase (etwa bei 20% und 70% der Gesamtzeit des Bewegungszyklus) ist einerseits der Zeitpunkt der geringsten Auslenkung des Kopfes bzw. seines Höhenminimums und gleichzeitig der Zeitpunkt der maximalen Lastaufnahme, wenn die Beschleunigung der Kopfbewegung ihr Maximum erreicht (Buchner et al. 1996a)..... 16

Abb. 2: Neben den Exceldateien, die die Rohdaten der Akzelerometriemessungen enthielten, waren PDF-Dateien zur Verfügung gestellt worden, die die Grafiken zu den zugehörigen Excelfiles beinhalteten. Hier liegt ein Auszug aus den Grafiken zu der ersten Teilmessung des ersten Messdurchlaufs (Mid L1) an der linken Hand von Pferd 1 (Horse1) vor. LD3DSUM bedeutet, dass in dieser Grafik die Beschleunigungskurve der Summe (SUM) der Beschleunigungen (ACC) der drei Achsen (3D) des Musculus longissimus dorsi (LD) dargestellt ist. Die Segmente waren anhand dieser Sensorposition geschnitten worden und man erkennt, dass die Segmente 2 bis 5 und 7 bis 11 annähernd gleich groß sind und eine ähnliche Morphologie aufweisen und diese daher weitergehend für Berechnungen herangezogen werden konnten. Die Beschleunigungsmaxima der Kurve stellen, wie bereits beschrieben, die Stützbeinphasen der Diagonalen dar (rote Pfeile). Allein anhand dieser Grafik kann keine Zuordnung der Stützbeinphase zur jeweiligen Diagonalen erfolgen, hierzu benötigt man die Daten der linken Diagonalen (Summe der Beschleunigungen des linken Musculus triceps brachii (MTB) und des rechten Musculus biceps femoris (MBF)) und der rechten Diagonalen (Summe der Beschleunigungen des rechten Musculus triceps brachii (MTB) und des linken Musculus biceps femoris (BF)). ..... 27

Abb. 3: Diagramm der Beschleunigungskurve der für die Berechnungen relevanten Sensorpositionen. Es wurde der Mittelwert der Beschleunigungsdaten der Sensorpositionen der konsekutiven Segmente der ersten Teilmessung der ersten Messung in der linken Vorführriktion von Pferd 8 erstellt und wie ein einzelnes Segment in das Template für die Berechnung der Asymmetrieindices eingefügt. Hier sieht man die Beschleunigungskurve, die sich aus den Mittelwerten der Sensorpositionen ergibt. Abkürzungen: DIAVLHR (linke Diagonale = linke Vordergliedmaße und rechte Hintergliedmaße), DIAVRHL (rechte Diagonale = rechte Vordergliedmaße und linke Hintergliedmaße), SPL (MSC), GM (MGM), LD (MLD). Die Beschleunigungskurve des LD (MLD) hilft dabei zu erkennen, ob das Trabsegment ca. in gleich große Segmenthälften geteilt werden kann. Die Zuordnung der Stützbeinphase lässt sich anhand des Diagramms gut durchführen, da das Beschleunigungsmaximum der rechten Diagonale offensichtlich in der ersten und das der linken Diagonale in der zweiten Segmenthälfte liegt (oranger Pfeil für DIAVRHL, blauer Pfeil für DIAVLHR). Die Beschleunigungsamplituden des SPL (MSC) sind durch gelbe Doppelpfeile markiert und die größere

Beschleunigungsamplitude des SPL (MSC) befindet sich in der ersten Segmenthälfte, was auf eine höhere Belastung der rechten Vordergliedmaße hindeutet und somit auf die Präsenz einer Lahmheit an der linken Vordergliedmaße schließen lässt (Buchner et al. 1996a). Die Beschleunigungsamplituden des GM (MGM) sind durch grüne Doppelpfeile markiert und die größere Beschleunigungsamplitude des GM (MGM) liegt in der ersten Segmenthälfte, d.h. die größere Bewegung der Kruppmuskulatur liegt in der ersten Segmenthälfte, was eine Lahmheit der linken Hintergliedmaße impliziert (Church et al. 2009, Pfau et al. 2007)..... 32

## 10. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Bezeichnungen der Kameras und folglich der Videodateien, welche Führichtung diese Kamera aufnimmt und von welcher Ansicht (Perspektive) aus gefilmt wird.....	21
Tab. 2: Liste der Pferde mit Nummerierung, zugehörige Namen, Rasse (SB = Standardbred [Traber], ASH = Australian Stockhorse, TB= Thoroughbred [Vollblut], WB = Warmblood [Warmblut]), Widerristhöhe und Gewicht. ....	22
Tab. 3: Zeitplan des Bewegungsregimes der Pferde in der Führanlage. ....	23
Tab. 4: Lahmheitsklassifikation gemäß der Definition der AAEP (American Association of Equine Practitioners 1984) .....	24
Tab. 5: Die Tabelle zeigt ein vereinfachtes Schema, wie bei der Segmentnormierung vorgegangen wird. In diesem Fall hat das Segment 10 Frame-Positionen, wie die erste Spalte Frames (n) anzeigt. Für dieses Schema-Beispiel entspricht dies der gewünschten Anzahl an Frames, die durch die Normierung erreicht werden soll. Jedem dieser Positionen kann eine Prozentzahl (hier vereinfacht in 10er-Schritten 10 bis 100) zugeordnet werden. In der Spalte „Frames (X)“ werden doppelt vorkommende Prozentzahlen markiert und mit einem „X“ gekennzeichnet. Die Spalte „a (ursprünglich)“ beinhaltet die Beschleunigungswerte für eine Akzelerometerposition und die Spalte „a (normiert)“ beinhaltet die normierten Beschleunigungswerte, das heißt bei doppelt vorkommenden Prozentzahlen wird der Mittelwert aus den zugehörigen Werten aus „a (ursprünglich)“ ermittelt. ....	28
Tab. 6: Die Tabelle zeigt ein weiteres vereinfachtes Beispiel zur Normierung der Segmente entsprechend dem Schema aus Tab. 5. Bei einer überzähligen Anzahl an „Frames (n)“ > 10 werden in Spalte „Frames (%)“ Prozentpositionen doppelt zugeordnet und in „Frames (X)“ dementsprechend markiert. Aus den zugehörigen Beschleunigungen aus Spalte „a (ursprünglich)“ wird folglich in Spalte „a (normiert)“ der Mittelwert der doppelten Positionen ermittelt. Somit entsteht wieder die gewünschte Anzahl von 10 Frames (für dieses Beispiel). ....	29
Tab. 7: Die Tabelle zeigt ein weiteres vereinfachtes Beispiel zur Normierung der Segmente entsprechend dem Schema aus Tab. 5 und Tab. 6. Bei einer Anzahl von Frames unter der gewünschten Anzahl von 10 Frames, wie es in diesem Beispiel der Fall ist (Frames n=9), fehlt die Prozentposition von „50“ in der Spalte „Frames (%)“ und „Frames (X)“. Daher würde in weiterer Folge eine leere Zeile an dieser Position eingefügt werden, was die weitere Berechnung der Asymmetrieindices nicht weiter stört. ....	29
Tab. 8: Ergebnisse des Templates der ersten Teilmessung der Messung an der linken Hand am ersten Messtag von Pferd 8 für die Segmente 5-13 gerundet auf zwei Dezimalstellen. Für die jeweilige Segmenthälfte mit den Intervallen [1;50] und [51;100] des Segments in Prozent wurde jeweils das 5-prozentige (0,05) und 95-prozentige (0,95) Quantil für folgende Sensorpositionen berechnet: DiaVLHR (linke Diagonale = linke Vorderextremität und rechte Hinterextremität), DiaVRHL (rechte Diagonale = rechte Vorderextremität und linke Hinterextremität), GM (Musculus gluteus medius; MGM), SPL (Musculus splenius capitis; MSC) und LD (Musculus longissimus dorsi; MLD). Hier wurden zunächst die Mittelwerte der Akzelerometriedaten der konsekutiven Segmente Nummer 5-13 in einer separaten Excelmappe erstellt und in das Template eingefügt, das für die einzelnen Segmente die Asymmetrieindices berechnet. Über die Segmente 5-13 liegt die Stützbeinphase der linken Diagonalen in der zweiten Segmenthälfte und die der rechten Diagonalen in der ersten Segmenthälfte. Die Be- und Entschleunigung des MSC (SPL) ist größer in der ersten Segmenthälfte, was auf eine Lahmheit der Vordergliedmaße in der zweiten Segmenthälfte hinweist, was bedeutet, dass die Lahmheit vorne links liegt. Das größere Beschleunigungsmaximum des MGM (GM) liegt in der ersten Segmenthälfte, was auf eine Lahmheit in der Hintergliedmaße der ersten Segmenthälfte hindeutet, d.h. die Lahmheit ist entsprechend der Templates der linken Hintergliedmaße zuzuordnen. ....	31

- Tab. 9: Die Tabelle zeigt ein Beispiel, wie die Lahmheitsgrade seitenneutral gemacht werden, damit sie für die Berechnung in der Statistiksoftware SPSS ohne Vorzeichen eingefügt werden können. Das Beispiel zeigt die Berechnung der seitenneutralen Lahmheiten des Pferds x der Vorderextremitäten. Der Lahmheitsgrad an der linken Hand (LH) ist -2. Das negative Vorzeichen bedeutet, dass das Pferd x eine Lahmheit an der linken Vorderextremität (hier 2. Grades) zeigt. An der rechten Hand (RH) zeigt das Pferd eine Lahmheit 1. Grades an der rechten Vorderextremität (positives Vorzeichen). Der Unterschied (Diff) zwischen den Lahmheitsgraden zwischen linker und rechter Hand ergibt somit 3. Der seitenneutrale Lahmheitsgrad der linken Hand (LH-OS) ist der Lahmheitsgrad der linken Hand (LH) ohne negatives Vorzeichen, falls eines bestünde. Der seitenneutrale Lahmheitsgrad der rechten Hand (RH-OS) ist die Summe aus LH-OS und der Differenz (Diff). IN SPSS werden die Werte von LH-OS und RH-OS gegenübergestellt. .... 34
- Tab. 10: Interpretation des Korrelationskoeffizienten r (Taylor 1990). Dieselbe Interpretation gilt auch bei negativen Korrelationen. .... 37
- Tab. 11: Ergebnisse der visuellen Lahmheitsbeurteilung durch die Betreuerin (erfahrene Pferdeorthopädin) sind in den Spalten mit den Initialen der Pferdeorthopädin „TL“ aufgelistet. Die Ergebnisse der visuellen Lahmheitsbeurteilung durch die Diplomandin sind in den Spalten mit den Initialen der Diplomandin „AJ“ aufgelistet. „VE“ = Vorderextremität, „HE“ = Hinterextremität, „G“ = Lahmheitsgrad nach AAEP (Grad 0-5). Konnte die Lahmheit aus verschiedenen Gründen (z.B.: Perspektive, inkonsistenter Trab) nicht beurteilt werden, wurde ein n.b. (nicht beurteilbar) vergeben. Neben der Zuordnung des lahmen Beins in den Spalten VE und HE sind die Asymmetrieindices für beide Quantile sowohl relativ (5/95 % = relative Asymmetrie des 5/95-prozentigen Quantils) als auch absolut (5/95-ABS = absolute Asymmetrie des 5/95-prozentigen Quantils) angegeben. „M1/2/3“ = Messung 1/2/3. .... 39
- Tab. 12: Ausmaß an Asymmetrie für den jeweilig vergebenen Lahmheitsgrad nach den Richtlinien der AAEP (American Association of Equine Practitioners 1984) für die Vorder- und Hinterextremität. Für jeden Grad wurde der Bereich zwischen dem Minimum und Maximum in Klammer (MIN-MAX) und der Medianwert vor der Klammer der relativen (ASY 5-% und ASY 95-%) in Prozent (auf eine Dezimalstelle gerundet) und absoluten (ASY 5-ABS und ASY 95-ABS) Asymmetrieindices in  $m/s^2$  (auf zwei Dezimalstellen gerundet) des 5%-igen und 95%-igen Quantils berechnet. Da die Orthopädin an der Vorderextremität nur einmal einen Grad 1 vergab, ergab sich für MIN, MAX und MEDIAN derselbe Wert. Dieselbe Situation zeigte sich bei der Untersuchung von Grad 3 bei der Diplomandin an der Hinterextremität. Da die Orthopädin an der Hinterextremität keinen Grad 3 vergab, konnte kein Asymmetrieindex zugewiesen werden. .... 40
- Tab. 13: Die Ergebnisse der Wilcoxon Tests für die jeweilige Messung 1/2/3, die überprüften, ob sich die objektiv vergebenen Lahmheitsgrade und die berechneten Asymmetrieindices mit der Änderung der Führichtung signifikant ändern. VE TL= Vergleich der Lahmheitsgrade der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung vergeben durch die Orthopädin (Initialen TL), VE AJ = Vergleich der Lahmheitsgrade der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung vergeben durch die Diplomandin (Initialen AJ), VE 5% ASY = Vergleich der berechneten, relativen Asymmetrieindices des 5%-igen Quantils der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung, VE 95%-ASY = Vergleich der berechneten, relativen Asymmetrieindices des 95%-igen Quantils der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung, VE 5 ABS = Vergleich der berechneten, absoluten Asymmetrieindices des 5%-igen Quantils der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung, VE 95 ABS = Vergleich der berechneten, absoluten Asymmetrieindices des 95%-igen Quantils der Vorderextremitäten zwischen linker und rechter Führichtung. Die Vergleiche wurden ebenfalls für die Hinterextremitäten (HE TL, HE AJ etc.) durchgeführt. Die zweiseitige asymptotische Signifikanz p soll einen Wert  $<0,05$  annehmen, dass der Vergleich als signifikant unterschiedlich erachtet wird. .... 42

- Tab. 14: Ergebnisse der Wilcoxon-Tests für die Lahmheitsbeurteilung der Vorführriechung im und gegen den Uhrzeigersinn für die Vorder- und Hintergliedmaße zusammen. Der Gruppenvergleich ergibt, dass sich die Lahmheitsgraduierungen abhängig von der Vorführriechung sowohl bei der Orthopädin als auch bei der Diplomandin signifikant ändern. .... 43
- Tab. 15: Die Tabelle beschreibt den Zusammenhang zwischen den durchgeführten Messungen und dem Vorliegen einer Lahmheit, wobei nicht berücksichtigt wird, an welchem Bein sich die Lahmheit befindet. Bei allen Pferden besteht eine moderate positive Korrelation, sodass mit der Zunahme der Messtage auch eine Zunahme an Lahmheit einhergeht. Gelb markiert sind die Ergebnisse von Pferd 4,5 und 7, die deren Ergebnis signifikant war. .... 43

## 11. Literaturverzeichnis

- American Association of Equine Practitioners. 1984. Guide for Veterinary Service and Judging of Equestrian Events. Dritte Aufl. Lexington, KY.
- Andrade C. 2019. The P Value and Statistical Significance: Misunderstandings, Explanations, Challenges, and Alternatives. *Indian journal of psychological medicine*, 41 (3): 210–215. DOI 10.4103/IJPSYM.IJPSYM\_193\_19.
- Arkell M, Archer RM, Guitian FJ, May SA. 2006. Evidence of bias affecting the interpretation of the results of local anaesthetic nerve blocks when assessing lameness in horses. *The Veterinary record*, 159 (11): 346–349. DOI 10.1136/vr.159.11.346.
- Back W, Clayton HM, Hrsg. 2013. *Equine locomotion*. Zweite. ed. Edinburgh: Saunders Elsevier, 502.
- Barrey E. 1990. Investigation of the vertical hoof force distribution in the equine forelimb with an instrumented horseboot. *Equine veterinary journal. Supplement*, (9): 35–38. DOI 10.1111/j.2042-3306.1990.tb04731.x.
- Barrey E. 1999. Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 157 (1): 7–22. DOI 10.1053/tvjl.1998.0297.
- Barrey E, Desbrosse F. 1996. Lameness detection using an accelerometric device. *Pferdeheilkunde Equine Medicine*, 12 (4): 617–622. DOI 10.21836/PEM19960456.
- Barrey E, Hermelin M, Vaudelin JL, Poirel D, Valette JP. 1994. Utilisation of an accelerometric device in equine gait analysis. *Equine veterinary journal*, 26 (S17): 7–12. DOI 10.1111/j.2042-3306.1994.tb04864.x.
- Bathe AP, Judy CE, Dyson S. 2018. Letter to the Editor: Do we have to redefine lameness in the era of quantitative gait analysis? *Equine veterinary journal*, 50 (2): 273. DOI 10.1111/evj.12791.
- Baxter GM, Hrsg. 2011. *Adams and Stashak's Lameness in Horses*. Sechste., Auflage. New York, NY: John Wiley & Sons, Online-Ressource.
- Brocklehurst C, Weller R, Pfau T. 2014. Effect of turn direction on body lean angle in the horse in trot and canter. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 199 (2): 258–262. DOI 10.1016/j.tvjl.2013.11.009.
- Buchner F, Kastner J, Girtler D, Knezevic PF. 1993. Quantification of hind limb lameness in the horse. *Acta anatomica*, 146 (2-3): 196–199. DOI 10.1159/000147446.
- Buchner HH, Obermüller S, Scheidl M. 2001. Body centre of mass movement in the lame horse. *Equine veterinary journal. Supplement*, (33): 122–127. DOI 10.1111/j.2042-3306.2001.tb05374.x.
- Buchner HH, Savelberg HH, Schamhardt HC, Barneveld A. 1996a. Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine veterinary journal*, 28 (1): 71–76. DOI 10.1111/j.2042-3306.1996.tb01592.x.
- Buchner HH, Savelberg HH, Schamhardt HC, Barneveld A. 1996b. Limb movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine veterinary journal*, 28 (1): 63–70. DOI 10.1111/j.2042-3306.1996.tb01591.x.
- Buchner HHF, SAVELBERG HHCM, Schamhardt HC, Barneveld A. 1995. Temporal stride patterns in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine veterinary journal*, 27 (S18): 161–165. DOI 10.1111/j.2042-3306.1995.tb04911.x.
- Chateau H, Camus M, Holden-Douilly L, Falala S, Ravary B, Vergari C, Lepley J, Denoix J-M, Pourcelot P, Crevier-Denoix N. 2013. Kinetics of the forelimb in horses circling on different ground surfaces at the trot. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 198 Suppl 1: e20-6. DOI 10.1016/j.tvjl.2013.09.028.

- Chateau H, Robin D, Simonelli T, Pacquet L, Pourcelot P, Falala S, Denoix J-M, Crevier-Denoix N. 2009. Design and validation of a dynamometric horseshoe for the measurement of three-dimensional ground reaction force on a moving horse. *Journal of biomechanics*, 42 (3): 336–340. DOI 10.1016/j.jbiomech.2008.11.017.
- Church EE, Walker AM, Wilson AM, Pfau T. 2009. Evaluation of discriminant analysis based on dorsoventral symmetry indices to quantify hindlimb lameness during over ground locomotion in the horse. *Equine veterinary journal*, 41 (3): 304–308. DOI 10.2746/042516409X397352.
- Clayton HM, Sha DH. 2006. Head and body centre of mass movement in horses trotting on a circular path. *Equine veterinary journal. Supplement*, (36): 462–467. DOI 10.1111/j.2042-3306.2006.tb05588.x.
- Cottrill S, Rituechai P, Wakeling JM. 2008. The effects of training aids on the longissimus dorsi in the equine back. *Comparative Exercise Physiology*, 5 (3-4): 111. DOI 10.1017/S1478061509342346.
- Crevier-Denoix N, Robin D, Pourcelot P, Falala S, Holden L, Estoup P, Desquilbet L, Denoix JM, Chateau H. 2010. Ground reaction force and kinematic analysis of limb loading on two different beach sand tracks in harness trotters. *Equine veterinary journal. Supplement*, (38): 544–551. DOI 10.1111/j.2042-3306.2010.00202.x.
- Cuthbert C. 2018. <https://iaabcjournal.org/horse-walker-stress/> (Zugriff 25.07.2021).
- Drevemo S, Dalin G, Fredricson I, Hjertén G. 1980. Equine locomotion; 1. The analysis of linear and temporal stride characteristics of trotting standardbreds. *Equine veterinary journal*, 12 (2): 60–65. DOI 10.1111/j.2042-3306.1980.tb02310.x.
- Drevemo S, Fredricson I, Dalin G, Björne K. 1980. Equine locomotion: 2. The analysis of coordination between limbs of trotting standardbreds. *Equine veterinary journal*, 12 (2): 66–70. DOI 10.1111/j.2042-3306.1980.tb02311.x.
- Drevemo S, Fredricson I, Hjertén G, McMiken D. 1987. Early development of gait asymmetries in trotting standardbred colts. *Equine veterinary journal*, 19 (3): 189–191. DOI 10.1111/j.2042-3306.1987.tb01373.x.
- Dyson S. 2014. Recognition of lameness: man versus machine. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 201 (3): 245–248. DOI 10.1016/j.tvjl.2014.05.018.
- Dyson S, Greve L. 2016. Subjective Gait Assessment of 57 Sports Horses in Normal Work: A Comparison of the Response to Flexion Tests, Movement in Hand, on the Lunge, and Ridden. *Journal of Equine Veterinary Science*, 38: 1–7. DOI 10.1016/j.jevs.2015.12.012.
- Dyson SJ. 2009. The clinician's eye view of hindlimb lameness in the horse: technology and cognitive evaluation. *Equine veterinary journal*, 41 (2): 99–100. DOI 10.2746/042516409X399963.
- Farmer K, Krueger K, Byrne RW. 2010. Visual laterality in the domestic horse (*Equus caballus*) interacting with humans. *Animal cognition*, 13 (2): 229–238. DOI 10.1007/s10071-009-0260-x.
- Fédération Equestre Internationale. 2021. DRESSAGE RULES. 25th edition, effective 1st January 2014. Fünfundzwanzigste Aufl. [https://inside.fei.org/sites/default/files/FEI\\_Dressage\\_Rules\\_2021\\_Clean\\_Version\\_0.pdf](https://inside.fei.org/sites/default/files/FEI_Dressage_Rules_2021_Clean_Version_0.pdf) (Zugriff 05.05.2021).
- Fuller CJ, Bladon BM, Driver AJ, Barr ARS. 2006. The intra- and inter-assessor reliability of measurement of functional outcome by lameness scoring in horses. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 171 (2): 281–286. DOI 10.1016/j.tvjl.2004.10.012.
- Giese C, Gerber V, Howald M, Bachmann I, Burger D. 2014. Stressbelastung und Verhalten von Pferden in stromführenden gegenüber nicht stromführenden Führenanlagen. *Schweizer Archiv für Tierheilkunde*, 156 (4): 163–169. DOI 10.1024/0036-7281/a000571.

- Greve L, Dyson S. 2018. What can we learn from visual and objective assessment of non-lame and lame horses in straight lines, on the lunge and ridden? *Equine Veterinary Education*, 32 (9): 479–491. DOI 10.1111/eve.13016.
- Greve L, Dyson SJ. 2014. The interrelationship of lameness, saddle slip and back shape in the general sports horse population. *Equine veterinary journal*, 46 (6): 687–694. DOI 10.1111/evj.12222.
- Hammarberg M, Egenvall A, Pfau T, Rhodin M. 2016. Rater agreement of visual lameness assessment in horses during lungeing. *Equine veterinary journal*, 48 (1): 78–82. DOI 10.1111/evj.12385.
- Hardeman AM, Serra Bragança FM, Swagemakers JH, van Weeren PR, Roepstorff L. 2019. Variation in gait parameters used for objective lameness assessment in sound horses at the trot on the straight line and the lunge. *Equine veterinary journal*, 51 (6): 831–839. DOI 10.1111/evj.13075.
- Hemmerich WA. 2021. <https://statistikguru.de/lexikon/p-wert.html> (Zugriff 24.07.2021).
- Hess RF, Plant GT. 1985. Temporal frequency discrimination in human vision: Evidence for an additional mechanism in the low spatial and high temporal frequency region. *Vision Research*, 25 (10): 1493–1500. DOI 10.1016/0042-6989(85)90227-5.
- Hewetson M, Christley RM, Hunt ID, Voute LC. 2006. Investigations of the reliability of observational gait analysis for the assessment of lameness in horses. *The Veterinary record*, 158 (25): 852–857. DOI 10.1136/vr.158.25.852.
- Hobbs SJ, Licka T, Polman R. 2011. The difference in kinematics of horses walking, trotting and cantering on a flat and banked 10 m circle. *Equine veterinary journal*, 43 (6): 686–694. DOI 10.1111/j.2042-3306.2010.00334.x.
- Ishihara A, Bertone AL, Rajala-Schultz PJ. 2005. Association between subjective lameness grade and kinetic gait parameters in horses with experimentally induced forelimb lameness. *American journal of veterinary research*, 66 (10): 1805–1815. DOI 10.2460/ajvr.2005.66.1805.
- Keegan KG, Dent EV, Wilson DA, Janicek J, Kramer J, Lacarrubba A, Walsh DM, Cassells MW, Esther TM, Schiltz P, Frees KE, Wilhite CL, Clark JM, Pollitt CC, Shaw R, Norris T. 2010. Repeatability of subjective evaluation of lameness in horses. *Equine veterinary journal*, 42 (2): 92–97. DOI 10.2746/042516409X479568.
- Keegan KG, Satterley JM, Skubic M, Yonezawa Y, Cooley JM, Wilson DA, Kramer J. 2005. Use of gyroscopic sensors for objective evaluation of trimming and shoeing to alter time between heel and toe lift-off at end of the stance phase in horses walking and trotting on a treadmill. *American journal of veterinary research*, 66 (12): 2046–2054. DOI 10.2460/ajvr.2005.66.2046.
- Keegan KG, Wilson DA, Wilson DJ, Smith B, Gaughan EM, Pleasant RS, Lillich JD, Kramer J, Howard RD, Bacon-Miller C, Davis EG, May KA, Cheramie HS, Valentino WL, van Harreveld PD. 1998. Evaluation of mild lameness in horses trotting on a treadmill by clinicians and interns or residents and correlation of their assessments with kinematic gait analysis. *American journal of veterinary research*, 59 (11): 1370–1377.
- Keegan KG, Yonezawa Y, Pai PF, Wilson DA, 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 (5): 665–670. DOI 10.2460/ajvr.2004.65.665.
- May SA, Wyn-Jones G. 1987. Identification of hindleg lameness. *Equine veterinary journal*, 19 (3): 185–188. DOI 10.1111/j.2042-3306.1987.tb01371.x.
- Mazan MR, Kay G, Souhail ML, Bubeck K, Jenei T, Merriam J. 2017. Patients Without Borders: Using Telehealth to Provide an International Experience in Veterinary Global Health for Veterinary Students. *Journal of veterinary medical education*, 44 (4): 632–639. DOI 10.3138/jvme.0216-037R.
- McGreevy PD, Rogers LJ. 2005. Motor and sensory laterality in thoroughbred horses. *Applied Animal Behaviour Science*, 92 (4): 337–352. DOI 10.1016/j.applanim.2004.11.012.

- Merkens HW, Schamhardt HC, Hartman W, Kersjes AW. 1986. Ground reaction force patterns of Dutch Warmblood horses at normal walk. *Equine veterinary journal*, 18 (3): 207–214. DOI 10.1111/j.2042-3306.1986.tb03600.x.
- Morris EA, Seeherman HJ. 1991. Clinical evaluation of poor performance in the racehorse: the results of 275 evaluations. *Equine veterinary journal*, 23 (3): 169–174. DOI 10.1111/j.2042-3306.1991.tb02749.x.
- Murphy J. 2008. Innovative use of an automated horse walker when breaking in young horses. *Journal of applied animal welfare science : JAAWS*, 11 (3): 228–231. DOI 10.1080/10888700802100991.
- Murphy J, Sutherland A, Arkins S. 2005. Idiosyncratic motor laterality in the horse. *Applied Animal Behaviour Science*, 91 (3-4): 297–310. DOI 10.1016/j.applanim.2004.11.001.
- Näsänen R, Ojanpää H, Tanskanen T, Päällysaho J. 2006. Estimation of temporal resolution of object identification in human vision. *Experimental brain research*, 172 (4): 464–471. DOI 10.1007/s00221-006-0354-5.
- National Health and Medical Research Council. 2013. Australian code for the care and use of animals for scientific purposes. Achteth edition. Canberra, ACT: National Health and Medical Research Council.
- Nickel R, Schummer A, Seiferle E, Frewein J, Augsburg H, Hrsg. 2004. *Bewegungsapparat*. Achte., unveränd. Aufl. Stuttgart: Parey, 626.
- Nurse BE. 2019. *Equine Muscle Activity. The effects of using the lunge and automated horse walker as training methods on the splenius muscle and biceps femoris muscle in the horse during a walk and trot*. Queensland, Australia: The University of Queensland.
- Parkes RSV, Weller R, Groth AM, May S, Pfau T. 2009. Evidence of the development of 'domain-restricted' expertise in the recognition of asymmetric motion characteristics of hindlimb lameness in the horse. *Equine veterinary journal*, 41 (2): 112–117. DOI 10.2746/042516408x343000.
- Peham C, Licka T, Girtler D, Scheidl M. 1999. Supporting forelimb lameness: clinical judgement vs. computerised symmetry measurement. *Equine veterinary journal*, 31 (5): 417–421. DOI 10.1111/j.2042-3306.1999.tb03842.x.
- Peham C, Licka T, Girtler D, Scheidl M. 2001. Hindlimb lameness: clinical judgement versus computerised symmetry measurement. *The Veterinary record*, 148 (24): 750–752. DOI 10.1136/vr.148.24.750.
- Peloso J, Stick J, Soutas-Little R, Caron J, DeCamp C, Leach D. 1993. Computer-assisted three-dimensional gait analysis of amphotericin-induced carpal lameness in horses. *American journal of veterinary research*, 54 (9): 1535–1543.
- Pereira DG, Afonso A, Medeiros FM. 2015. Overview of Friedman's Test and Post-hoc Analysis. *Communications in Statistics - Simulation and Computation*, 44 (10): 2636–2653. DOI 10.1080/03610918.2014.931971.
- Pfau T, Jennings C, Mitchell H, Olsen E, Walker A, Egenvall A, Tröster S, Weller R, Rhodin M. 2016. Lungeing on hard and soft surfaces: Movement symmetry of trotting horses considered sound by their owners. *Equine veterinary journal*, 48 (1): 83–89. DOI 10.1111/evj.12374.
- Pfau T, Robilliard JJ, Weller R, Jespers K, Eliashar E, Wilson AM. 2007. Assessment of mild hindlimb lameness during over ground locomotion using linear discriminant analysis of inertial sensor data. *Equine veterinary journal*, 39 (5): 407–413. DOI 10.2746/042516407X185719.
- Pfau T, Stubbs NC, Kaiser LJ, Brown LEA, Clayton HM. 2012. Effect of trotting speed and circle radius on movement symmetry in horses during lunging on a soft surface. *American journal of veterinary research*, 73 (12): 1890–1899. DOI 10.2460/ajvr.73.12.1890.

- Rachen-Schoneich G, Schoneich K. 2007. Straightening the crooked horse. Correct imbalance, relieve strain, and encourage free movement with an innovative system of straightness training. North Pomfret, Vt.: Trafalgar Square Books, 160.
- Rey D, Neuhäuser M. 2011. Wilcoxon-Signed-Rank Test. In: Lovric M, Hrsg. International Encyclopedia of Statistical Science. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1658–1659.
- Rhodin M, Pfau T, Roepstorff L, Egenvall A. 2013. Effect of lungeing on head and pelvic movement asymmetry in horses with induced lameness. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 198 Suppl 1: e39-45. DOI 10.1016/j.tvjl.2013.09.031.
- Rhodin M, Roepstorff L, French A, Keegan KG, Pfau T, Egenvall A. 2016. Head and pelvic movement asymmetry during lungeing in horses with symmetrical movement on the straight. *Equine veterinary journal*, 48 (3): 315–320. DOI 10.1111/evj.12446.
- Robartes H, Fairhurst H, Pfau T. 2013. Head and pelvic movement symmetry in horses during circular motion and in rising trot. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 198 Suppl 1: e52-8. DOI 10.1016/j.tvjl.2013.09.033.
- Robin D, Chateau H, Pacquet L, Falala S, Valette JP, Pourcelot P, Ravary B, Denoix JM, Crevier-Denoix N. 2009. Use of a 3D dynamometric horseshoe to assess the effects of an all-weather waxed track and a crushed sand track at high speed trot: preliminary study. *Equine veterinary journal*, 41 (3): 253–256. DOI 10.2746/042516409x397965.
- Roepstorff L, Drevemo S. 1993. Concept of a force-measuring horseshoe. *Acta anatomica*, 146 (2-3): 114–119. DOI 10.1159/000147431.
- Roland ES, Hull ML, Stover SM. 2005. Design and demonstration of a dynamometric horseshoe for measuring ground reaction loads of horses during racing conditions. *Journal of biomechanics*, 38 (10): 2102–2112. DOI 10.1016/j.jbiomech.2004.08.024.
- Ross MW, Dyson SJ. 2011. *Diagnosis and management of lameness in the horse*. Zweitend ed. St. Louis, Mo: Elsevier/Saunders, 1396.
- Starke SD, Oosterlinck M. 2019. Reliability of equine visual lameness classification as a function of expertise, lameness severity and rater confidence. *The Veterinary record*, 184 (2): 63. DOI 10.1136/vr.105058.
- Starke SD, Raistrick KJ, May SA, Pfau T. 2013. The effect of trotting speed on the evaluation of subtle lameness in horses. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 197 (2): 245–252. DOI 10.1016/j.tvjl.2013.03.006.
- Starke SD, Willems E, May SA, Pfau T. 2012. Vertical head and trunk movement adaptations of sound horses trotting in a circle on a hard surface. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 193 (1): 73–80. DOI 10.1016/j.tvjl.2011.10.019.
- Starke SD, Witte TH, May SA, Pfau T. 2012. Accuracy and precision of hind limb foot contact timings of horses determined using a pelvis-mounted inertial measurement unit. *Journal of biomechanics*, 45 (8): 1522–1528. DOI 10.1016/j.jbiomech.2012.03.014.
- Taylor R. 1990. Interpretation of the Correlation Coefficient: A Basic Review. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*, 6 (1): 35–39. DOI 10.1177/875647939000600106.
- Thomsen HM, Tolver JA, Sørensen H, Lindegaard C, Haubro Andersen P. 2010. Symmetry indices based on accelerometric data in trotting horses. *Journal of biomechanics*, 43 (13): 2608–2612. DOI 10.1016/j.jbiomech.2010.05.004.
- Uhlir C, Licka T, Kübber P, Peham C, Scheidl M, Girtler D. 1997. Compensatory movements of horses with a stance phase lameness. *Equine veterinary journal. Supplement*, (23): 102–105. DOI 10.1111/j.2042-3306.1997.tb05065.x.

van Weeren PR, Pfau T, Rhodin M, Roepstorff L, Serra Bragança F, Weishaupt MA. 2017. Do we have to redefine lameness in the era of quantitative gait analysis? *Equine veterinary journal*, 49 (5): 567–569. DOI 10.1111/evj.12715.

Weishaupt MA. 2008. Adaptation strategies of horses with lameness. *The Veterinary clinics of North America. Equine practice*, 24 (1): 79–100. DOI 10.1016/j.cveq.2007.11.010.

Weishaupt MA, Hogg HP, Wiestner T, Denoth J, Stüssi E, Auer JA. 2002. Instrumented treadmill for measuring vertical ground reaction forces in horses. *American journal of veterinary research*, 63 (4): 520–527. DOI 10.2460/ajvr.2002.63.520.

Weishaupt MA, Schatzmann U, Straub R. 1993. Quantification of weightbearing lameness by accelerometric measurements at the head of the horse. *Pferdeheilkunde Equine Medicine*, 9 (6): 375–377. DOI 10.21836/PEM19930606.

Weishaupt MA, Wiestner T, Hogg HP, Jordan P, Auer JA. 2004. Compensatory load redistribution of horses with induced weightbearing hindlimb lameness trotting on a treadmill. *Equine veterinary journal*, 36 (8): 727–733. DOI 10.2746/0425164044848244.

Weishaupt MA, Wiestner T, Hogg HP, Jordan P, Auer JA. 2006. Compensatory load redistribution of horses with induced weight-bearing forelimb lameness trotting on a treadmill. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 171 (1): 135–146. DOI 10.1016/j.tvjl.2004.09.004.

Weishaupt MA, Wiestner T, Hogg HP, Jordan P, Auer JA, Barrey E. 2001. Assessment of gait irregularities in the horse: eye vs. gait analysis. *Equine veterinary journal. Supplement*, (33): 135–140. DOI 10.1111/j.2042-3306.2001.tb05376.x.