

Aus dem Departement für Kleintiere und Pferde
der Veterinärmedizinischen Universität Wien

Universitätsklinik für Pferde

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

**Verhaltensüberwachung in Ruhe bei lahmen Pferden im Vergleich
zu gesunden Pferden mit Hilfe von Messungen des
Rohrbeinwinkels durch den Mini-Datenlogger MSR145 und
Videoüberwachung.**

Diplomarbeit

Veterinärmedizinische Universität Wien

Vorgelegt von

Anja Uellendahl

Wien, im September, 2019

Betreuer: Ao.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Christian Peham
Universitätsklinik für Pferde / Pferdechirurgie / Bewegungsanalytik
Department für Kleintiere und Pferde
Veterinärmedizinische Universität Wien

Dr. Johannes P. Schramel
Universitätsklinik für Pferde / Pferdechirurgie / Bewegungsanalytik
Department für Kleintiere und Pferde
Veterinärmedizinische Universität Wien

Begutachterin: Priv. Doz. Dr. Barbara Bockstahler, DECVSMR, DACVSMR

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG	1
2. ZIEL DER ARBEIT UND HYPOTHESEN	2
3. LITERATURÜBERSICHT	3
3.1 BEWEGUNGSANALYSE ALLGEMEIN	3
3.2 METHODEN DER BEWEGUNGSANALYSE	5
3.3 BESCHLEUNIGUNGSSENSOREN	8
3.4 ZWECK DER BEWEGUNGSANALYSE	10
3.5 LAHMHEITSEVALUIERUNG	11
3.6 MONITORING (VERHALTENSSTUDIEN)	12
3.7 EINSATZ DES VERWENDETEN SENSORS	13
4. TIERE, MATERIAL UND METHODIK	16
4.1 TIERE	16
4.2 MATERIAL UND TECHNIK	18
4.3 METHODIK	19
4.3.1 Versuchsaufbau und –planung	19
4.3.2 Aufbau des Vorversuchs	20
4.3.3 Aufbau der Hauptversuche	21
4.3.4 Datenverarbeitung	24
4.3.5 Statistik	29
5. ERGEBNISSE	31
5.1 DATENLOGGERBEZOGENE ERGEBNISSE	31
5.2 SONDEREVENTS	39
5.3 VIDEOANALYSE	42
6. DISKUSSION	47
7. ZUSAMMENFASSUNG	52
8. SUMMARY	53
9. LITERATURVERZEICHNIS	54
10. ABBILDUNGS- UND TABELLENVERZEICHNIS	59
11. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	60
12. ANHANG	61

Für Bianca

1. EINLEITUNG UND FRAGESTELLUNG

Die erste Studie zur Bewegung von Tieren (Über die Bewegung von Tieren) wurde vom griechischen Philosophen Aristoteles (384-322 v. C.) durchgeführt, und beschreibt den Bewegungsablauf und die Fußungsfolgen der Extremitäten. Kurz zuvor beschäftigt sich Xenophon (445 – 354 v. C.) mit den ersten Beschreibungen zum Körperbau des Pferdes und hielt erste Reittechniken fest. Über die Zeit hinweg haben sich die Fragestellungen den Bedürfnissen angepasst. So wurden Pferde in Bewegung analysiert, um das Gangbild zu charakterisieren (Cruz et al. 2017, Kopniak und Bocian 2016, Moorman et al. 2012, Olsen et al. 2012), wohingegen sich diese Arbeit mit Pferden in Ruhe auseinandersetzt, um ihr Verhalten zu studieren.

Mit den Mini-Datenloggern MSR145 und einer gleichzeitigen Videoüberwachung wurden die Pferde in ihrem Ruheverhalten beobachtet, um ihre Tätigkeiten feststellen und den Sensordaten zuordnen zu können. Hierzu wurden die Tätigkeiten ‚Stehen‘ und Extremitäten ‚entlasten‘ im Allgemeinen und ‚Scharren‘, ‚Liegen‘ und ‚Wälzen‘ im Besonderen untersucht. Es wurde ein Vorversuch durchgeführt, der dazu diente, die optimalen Rahmenbedingungen heraus zu arbeiten.

Konkrete Fragestellungen waren:

- Wo wird das Pferd untergebracht?
- Wie viele Kameras werden benötigt?
- Wie und wo am Bein werden die Sensoren am besten angebracht?
- Wo wird gefüttert?
- Wie steht das Pferd alles in allem am ruhigsten?

Dieses Monitoring ist wichtig, um Patienten zu überwachen. Vor allem die Früherkennung von Lahmheiten ist für jeglichen Einsatzbereich des Pferdes wünschenswert. Da es aber weitestgehend nicht möglich sein wird, genügend Personal für eine rund um die Uhr Überwachung jedes einzelnen Pferdes im Stall einzustellen, wird mit den Sensoren nach einer kostengünstigen, praktischen und einfachen Lösung gesucht. Hilfreich wäre es, wenn diese unterschiedliche Tätigkeiten deutlich erkennen und aufzeichnen können. In der Rinderhaltung kamen die Datenlogger bereits erfolgreich zum Einsatz. Sei es bei der Überwachung von Verhaltensweisen, Bewegungsmustern oder Herdenmanagement (Helmreich et al. 2009, Weigele et al. 2018). So könnte man jegliche Abweichung vom Normalverhalten eines Pferdes sofort bemerken, um nicht nur bei Lahmheiten, sondern sogar auch zum Beispiel bei einer Kolik früher eingreifen zu können.

2. ZIEL DER ARBEIT UND HYPOTHESEN

Ziel der Arbeit ist es, die gesammelten Daten der Mini-Datenlogger MSR145 den in der Einleitung erwähnten Verhaltensweisen zuzuordnen. Durch die Videoüberwachung werden die Tätigkeiten erkannt und benannt.

Hypothese 1: Die Mini-Datenlogger MSR145 sind sensibel genug, um unterschiedliche Verhaltensweisen voneinander unterscheiden zu können.

Hypothese 2: Die gemessenen vertikalen Beschleunigungswerte können ‚Schildern‘ von ‚Stehen‘ einer Extremität unterscheiden.

Hypothese 3: Die errechneten Winkelveränderungen können ‚Schildern‘ von ‚Stehen‘ einer Extremität unterscheiden.

Ein entferntes Ziel wäre es anhand der Zuordnungen Lahmheiten früher zu erkennen, indem die Zeit und Anzahl der Entlastung eines Beines signifikant zunimmt. Wenn die Sensoren sensibel genug für die Erkennung sind, gilt im Zuge dessen zu untersuchen, ob lahme Pferde, im Stehen, die betroffene Extremität öfter entlasten als die anderen Extremitäten. Bei der Kontrollgruppe geht man von einer gleich- und regelmäßigen Entlastung aus.

Mit diesem Wissen kann in weiterer Folge sowohl bei Lahmheiten als auch bei Koliken oder sonstigen Verhaltensänderungen früher eingegriffen werden.

3. LITERATURÜBERSICHT

Wie bereits in der Einleitung kurz erwähnt wurde, gibt es mehr Studien zur Bewegungsmessung bei Pferden als zu Untersuchungen in Ruhe.

Im Folgenden werden alle verwendeten Studien in einen geordneten Zusammenhang gebracht.

3.1 BEWEGUNGSANALYSE ALLGEMEIN

Die erste Studie zur Bewegung von Tieren (Über die Bewegung von Tieren) wurde vom griechischen Philosophen Aristoteles (384 – 322 v. C.) durchgeführt, und beschrieb den Bewegungsablauf und die Fußungsfolgen der Extremitäten. Kurz zuvor beschäftigte sich Xenophon (445 – 354 v. C.) mit den ersten Beschreibungen zum Körperbau des Pferdes und hielt erste Reittechniken fest. Über die Zeit hinweg haben sich die Fragestellungen den Bedürfnissen angepasst.

So wurden Pferde in Bewegung analysiert, um das Gangbild zu charakterisieren. Das erste goldene Zeitalter der Bewegungsanalyse bei Pferden (van Weeren 2012) wurde in den 1870er Jahren definiert und beschäftigte sich mit der frame-by-frame Fotografie (Muybridge 1899). Zuvor fehlte das Wissen über die genaue Platzierung der Pferdebeine, vor allem in schnelleren Gangarten, da das menschliche Auge diese nicht erfassen konnte. Wobei schon damals Studien durchgeführt wurden, die daraufhin technische Merkmale dokumentierten, die zum Teil heute noch verwendet werden (Vincent und Antoine-François). Seither wurden weiter neue Erkenntnisse gewonnen und die Bewegungsanalyse stetig verbessert. Ein umfangreicher Überblick über die Bewegungsanalyse bei Pferden und die dabei entstehenden digitalen Möglichkeiten und ihre Grenzen wurde von 1978 – 2018 dargestellt (Egan et al. 2019). Darin wurde deutlich, dass zwar die Bewegungsanalyse des Menschen schnell an Bedeutung gewann, vor allem was den Einsatz von tragbaren Sensoren betrifft, jedoch die Entwicklungen im Pferdebereich bis heute noch nicht so weit fortgeschritten sind. Weiters wurden Fragestellungen behandelt, ob sich die Erkenntnisse aus dem Humanbereich auf die Equiden übertragen lassen und welche Forschungstrends, Möglichkeiten und Lücken es bei der Bewegungsanalyse der Pferde gibt. Die Beobachtung durch das bloße menschliche Auge war die Grundlage fast der Hälfte aller herangezogenen Studien. Die meisten anderen beschäftigten sich mit der Verwendung von unterschiedlichen technischen Hilfsmitteln, die die reine Ganganalyse oder Fragestellungen, wie das Feststellen von Lahmheiten, erleichtern sollten. Es zeigte sich, dass die Verwendung dieser Technologien

ausbaufähig ist und sich weitere, interessante Forschungsmöglichkeiten daraus ergeben. Wichtig ist das vor allem bei Fragestellungen, die alters- oder krankheitsbedingt sind, sich mit Ermüdungserscheinungen beschäftigen oder aufgrund von Verletzungen ergeben (Bierbaum et al. 2010, Lamothe et al. 2011, Moe-Nilssen und Helbostad 2005). Das alles beeinflusst die Bewegung des Pferdes und somit seinen Einsatz in Alltag und Sport. In dieser Arbeit wird vor allem Wert auf die ruhigen Verhaltensmuster gelegt und ausgewählte Bewegungen nur als Sonderevents betrachtet. Trotzdem ist es wichtig zu verstehen, wie die physiologische Bewegung einer Vorderextremität (Back et al. 1995a) und der Hinterextremität (Back et al. 1995b) funktioniert (s. Abbildung 1). In diesen und früheren (Dalin und Jeffcott 1985) Studien wurde ein standardisiertes Verfahren entwickelt, welches die genaue Kinematik der Extremitäten, unter anderem auch graphisch, beschreibt.

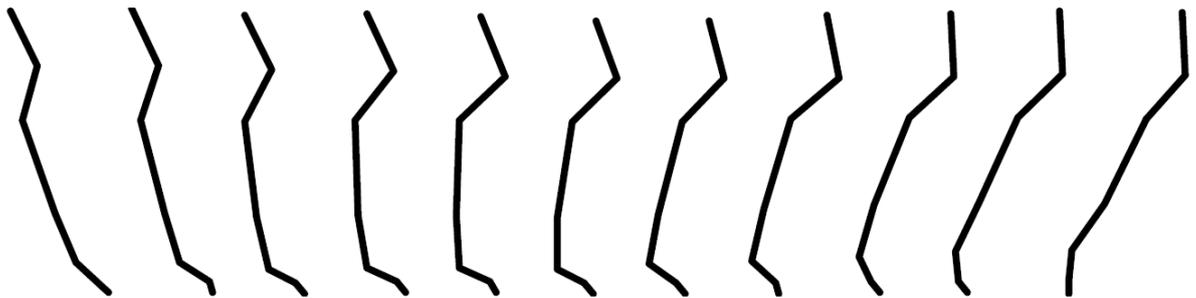


Fig. 3.1 Stick figure of the forelimb of a horse trotting overground. The figures are shown at intervals of 10% of stance duration.

Abbildung 1: Bewegungsablauf einer gesunden Vorderextremität im Trab (Back und Clayton 2013)

Des Weiteren wurde untersucht, ob verschiedene Sensoren, wie zum Beispiel Accelerometer, ähnlich wie in dieser Arbeit, zwischen unterschiedlichen Gangarten unterscheiden können (Kopniak und Bocian 2016). Dies ist erneut wichtig, um Schrittlängen, Verhaltensweisen und Lahmheiten erkennen und unterscheiden zu können. Es wurde herausgefunden, dass die Gangarten durch die Messung der Beschleunigungssensoren voneinander differenziert werden konnten, indem sie die Frequenzen maßen, die bei schnelleren Tempi höher waren als im Schritt. Hierzu war es auch wichtig, sich mit den Schrittlängen und Trittmustern, Geschwindigkeit, sowie der Symmetrie der Extremitäten zueinander zu beschäftigen (Robilliard et al. 2007). Letzteres war zwischen den Vorder- und Hinterbeinen in allen Gangarten bei nicht lahmen Pferden gegeben.

Alles in allem ist die Biomechanik des Pferdes und die Bewegungsanalyse ein komplexes Thema, da sehr viele Faktoren mit einbezogen und beachtet werden sollten (GREGORY 2014).

3.2 METHODEN DER BEWEGUNGSANALYSE

Grundsätzlich gibt es zwei Methoden, um die Bewegung zu analysieren. Das sind zum einen das menschliche Auge und zum anderen jeglicher Einsatz von technischen Hilfsmitteln.

Es gibt Studien, die sich damit beschäftigen, ob zum Beispiel beim Erkennen von Lahmheiten (Baxter und Adams 2011) das menschliche Auge zuverlässig ein wiederholbares Ergebnis liefern kann (Keegan et al. 2010) oder ob es durchaus ratsam ist, sich überhaupt technische Hilfe zu holen (Dyson 2014, McCracken et al. 2012). Betrachtet man das Pferd auf gerader Linie im Trab, stimmten die KlinikerInnen zu 76,6% überein, ob das Tier lahmt oder nicht. Im Allgemeinen wuchs die Übereinstimmung mit dem Schweregrad der Lahmheit an, wobei sie zusätzlich bei Vorderextremitäten höher als bei Hinterextremitäten war. Nach einer umfangreichen Lahmheitsuntersuchung stimmten nur noch 72,9% der Beurteilenden in ihren Aussagen überein. Sobald das am schlimmsten betroffene Bein benannt werden sollte, sank die Prozentzahl auf 51,6%. Für Pferde mit nur geringgradigen Lahmheiten ist die subjektive Wahrnehmung somit nicht vertrauenswürdig. Knappe 10 Jahre später wurde diese Studie um ein paar Erkenntnisse erweitert. Vor allem wurde deutlich, dass es keine einheitliche Grundlage beim Erkennen von Lahmheiten gab, was vermehrt zu Unstimmigkeiten führte. Da inzwischen bekannt war, dass Pferde mit schmerzhaften, orthopädischen Erkrankungen von ihrem physiologischen Bewegungsmuster abwichen, wäre es ratsam das Auge besser auf diese sich wiederholenden Muster zu schulen. Hierbei war es egal, ob es sich um StudienanfängerInnen, ExpertInnen oder Laien handelte (Keegan 2019).

Um eine höhere Übereinstimmungsrate zu erhalten, werden beispielsweise Beschleunigungssensoren eingesetzt. Allerdings sollten diese immer durch den Menschen kontrolliert werden, da Verfälschungen durch zum Beispiel unvorhersehbares Kopfschlagen oder unbekanntes Bodenbeschaffenheiten auftreten können (Dyson 2013, Dyson 2014). In einer weiteren Studie wurde allerdings bewiesen, dass Sensoren vor allem beim Identifizieren von geringgradigen Lahmheiten gut und sogar in 58,33% der Fälle besser als Tierärzte waren (McCracken et al. 2012).

Sehr viel Wert bei der Analyse mit technischen Hilfsmitteln, wurde trotzdem oft auf die Wiederholbarkeit gelegt (Poore und Licka 2011). So wurde herausgefunden, dass an den Extremitäten montierte Trägheitssensoren eine hohe Wiederholbarkeit in der Bewegungsanalyse von nicht lahmen Pferden im Trab unter kontrollierten Bedingungen aufwiesen (Cruz et al. 2017). Sinnvoll war dies, um zum Beispiel im Rahmen einer Langzeitstudie, das Verletzungsrisiko bei jungen Rennpferden abzuschätzen zu versuchen (Sepulveda Caviedes et al. 2018).

Zu den technischen Hilfsmitteln zählen beispielsweise auch Druckmessplatten, die zum einen Asymmetrien der Hufwände und zum anderen Druckverteilungen unter den Hufen untersuchten (Nauwelaerts et al. 2017). Es gibt unterschiedliche Druckmessplatten, die den Druck unter den Hufen messen. Außerdem konnten spezielle Hufeisen aufgezogen werden, welche mit piezoelektrischen Transduktoren versehen waren, wodurch die Bodenreaktionskräfte auf der Platte gemessen wurden (Clayton 1996). Durch die Verformung des eingebauten Stahlstiftes in einem Spezialbeschlag konnte die Kraft berechnet werden. In diesem Paper wurden außerdem Dehnungsmessstreifen erwähnt, die auf die Verformung des Hufes oder auch der Haut mit elektrischen Impulsen reagierten, die an ein Computerprogramm gesendet wurden. Dadurch konnte die Dehnbarkeit von unterschiedlichen Geweben untersucht werden.

Des Weiteren gibt es Accelerometer, Trägheitssensoren und Gyroskope, die in verschiedenen Studien entweder an den Extremitäten (Cruz et al. 2017, Cruz et al. 2018, Olsen et al. 2013, Seghers et al. 2018), am Rumpf oder im Kopf-/Halsbereich (Burla et al. 2014, Lopes et al. 2016) befestigt wurden. Ein Vergleich der Fixierungsarten zeigte, dass vor allem die Trägheitssensoren an den distalen Extremitäten und am *Sacrum* die genauesten Ergebnisse zur Erkennung der Gangart lieferten (Olsen et al. 2012). Elektrogoniometer können Winkeländerungen im Gelenk feststellen (Back und Clayton 2013), was für diese Studie ebenfalls eine interessante Alternative bieten könnte.

Trägheitsmesssysteme wurden bereits für unterschiedliche Fragestellungen verwendet. Allerdings gibt es Studien, die herausgefunden haben, dass die Sensoren zwar gut waren, um jegliche Linear- und Winkelbewegung zu messen, allerdings in Bezug auf die Lahmheitsanalyse Einschränkungen bei Genauigkeit, Position, Befestigung und Präzision zu verzeichnen waren (Moorman et al. 2012). Sie boten zudem eine gute Analyse von Schrittlängen, Gangveränderungen und sämtlichen kinematischen Bewegungsabläufen von gesunden Pferden (Bragança et al. 2017, WEISHAUPT et al. 2001). Hierbei machte

es keinen Unterschied, wo die Sensoren am Pferdekörper befestigt waren, da die Ergebnisse und der Grad der Ungenauigkeit ähnlich waren.

Einige dieser Studien wurden, wie auch in dieser Arbeit, durch Videoaufnahmen überwacht. Obwohl es unterschiedliche Programme gibt, die außer Aufnahmen auch etwas

vermessen können, blieb die Analyse jedoch immer beim Betrachter.

Meistens wurden Leuchtmarker an vorher festgelegten Körperstellen auf der Haut fixiert (s. Abbildung 2) und anschließend in ein Computerprogramm eingespielt.

Hierbei können Ergebnisse in 2D oder 3D ausgewertet werden (Clayton 1996). Inwieweit dies bei der

Bewegungsanalyse

zusammenspielt, kann in einer weiteren Studie nachvollzogen

werden (Miró et al. 2009). Sobald es sich um Analysen der distalen Gliedmaßen handelte, lieferten die beiden Methoden ähnliche Ergebnisse für die Hinterextremitäten. Erst bei Rotationen in den Gelenken der Vorderbeine gab es Unterschiede zu verzeichnen. Dies betraf allerdings die Messung von linearen Daten. Die Messung in 3D erhöhte die Genauigkeit und Präzision der Daten (Degueurce et al. 1996). Fehlerquellen, die bei einer 2D Analyse entstanden, konnten minimiert werden und die Resultate wurden alles in allem verbessert (WELLER et al. 2006).

Mit der Videoüberwachung konnte man somit die von den Sensoren generierten Daten anhand der Filme nachvollziehen und verstehen. Ein Computerprogramm analysierte daraufhin die symmetrischen und / oder asymmetrischen Bewegungsmuster.

Sobald ein asymmetrisches Muster festgestellt wird, könnte ein Grund dafür eine vorliegende Lahmheit sein. Hierfür gibt es noch eine weitere Methode zur Bewegungsanalyse. Diese nennt sich Artificial Neuronal Networks und umfasst spezielle Computerprogramme, die ähnlich dem menschlichen Gehirn arbeiten. Das Ziel ist Bewegungen zu erkennen und eine qualitative Lahmheitsdiagnostik durchzuführen, indem man die kinematischen Daten in das System einspielt und eine hochwertige Diagnose erhält (Clayton 1996). Als letzter Punkt dieser Studie wurde das Laufband erwähnt. Es

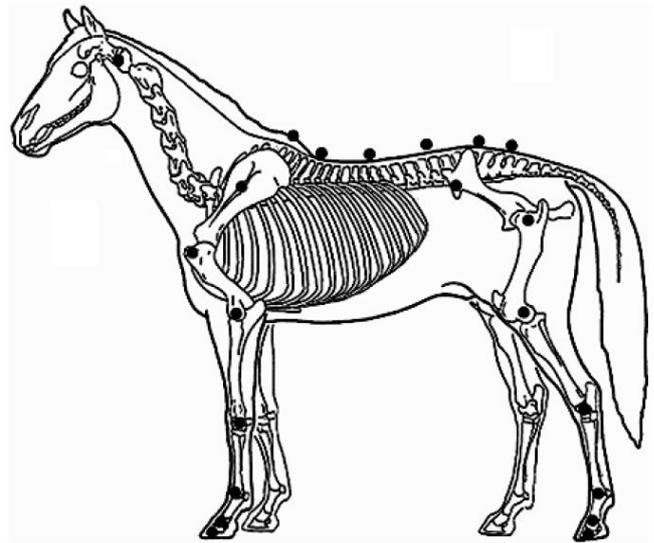


Abbildung 2: Leuchtmarkerpositionen bei Bewegungsanalyse (Back und Clayton 2013)

konnte durch die exakte Einstellung der Geschwindigkeit und die Möglichkeit, Kameras an immer den gleichen Stellen installieren zu können, ein exakt reproduzierbarer Versuchsaufbau gewährleistet und somit die Wiederholbarkeit der Ergebnisse gesteigert werden.

3.3 BESCHLEUNIGUNGSSENSOREN

In dieser Arbeit wurden Accelerometer verwendet, die auch in vorherigen Studien in ähnlicher Form zum Einsatz kamen, wobei sich die Pferde häufiger in Bewegung befanden (Burla et al. 2014, Fries et al. 2017) als in Ruhe (DuBois et al. 2015, Moorman et al. 2017). Ein umfangreiches Paper bewies, dass diese Sensoren im Allgemeinen alle Gangarten in unterschiedlichen Geschwindigkeiten voneinander unterscheiden konnten. Ebenfalls konnte die Tätigkeit ‚Stehen‘ von Grasens differenziert werden. Hierzu wurden vier Sensoren verwendet, die an Kopf, Widerrist, Hinter- und Vorderbein fixiert wurden. Zusätzlich wurde die Anzahl der Schritte gezählt, die allerdings einer manuellen Korrektur bedurfte, vor allem im Schritt (Fries et al. 2017).

Ein weiterer Einsatz der Sensoren war für die Auswahl von Medikamenten zur Sedierung gegeben. Schrittlängen, Schwankungen und Geschwindigkeit zeigten die unterschiedlichen Reaktionen auf die Medikamente und ließen zusätzlich Rückschlüsse auf die Dosis und Verträglichkeit ziehen (López-Sanromán et al. 2013).

Beschleunigungssensoren sind wohl auch das wichtigste Hilfsmittel, wenn es darum geht, die Stoßdämpfung von Hufeisen oder Einlagen zu testen oder unterschiedliche Bodenbeschaffenheiten zu analysieren (Clayton 1996). Außerdem sind sie sehr hilfreich bei der Erkennung von Asymmetrien im Bewegungsablauf, was wiederum hilfreich bei der Lahmheitsevaluierung ist.

Oftmals ging es um die Erkennung von Gangarten an sich (Kopniak und Bocian 2016), aber meistens um das erleichterte Erkennen von Lahmheiten in Schritt, Trab und Galopp (Lopes et al. 2016). Einige Veröffentlichungen jedoch haben Pferde verwendet, die nicht lahm waren, um andere Faktoren zu testen. In den meisten Fällen ging es hier um das Analysieren von freiem, physiologischem Verhalten und Bewegungsmustern, was sehr genaue Ergebnisse lieferte.

Des Weiteren wurden Pferde mit Sensoren an den Extremitäten gezielt im Schritt und Trab untersucht (Cruz et al. 2017, Moorman et al. 2012). Es wurde deutlich, dass die Gangarten voneinander unterschieden werden konnten.

Unterschiedliche Fragestellungen erforderten unterschiedliche Platzierungen der Sensoren am Pferd. Es gab auch Datenlogger, die am Pferderumpf (Lopes et al. 2016, Olsen et al. 2012) und/ oder Kopf angebracht waren und nicht wie in dieser Arbeit ausschließlich an den Extremitäten. Am aussagekräftigsten war die Befestigung am *Sacrum* und den Extremitäten (Olsen et al. 2012).

Des Weiteren sind Studien interessant, die zwar unterschiedliche Fragestellungen behandeln, in denen aber die verwendeten Sensoren ausschließlich an den Gliedmaßen angebracht waren (Bragança et al. 2017, Cruz et al. 2018, Olsen et al. 2012). Das Hauptziel war, Lahmheiten zu erkennen oder Schritte zu zählen. Für Ersteres konnten die eingesetzten Beschleunigungssensoren präzise Ergebnisse liefern, wohingegen die Anzahl der Schritte immer nachkontrolliert werden musste. Ging es darum Schritte in den unterschiedlichen Gangarten zu zählen, war es wichtig zu wissen, dass Accelerometer an den Pferdeextremitäten präzisere Aussagen trafen als wenn sie an Kopf und Rumpf befestigt wurden (Thompson et al. 2017).

Hieraus kann zusätzlich eine erste Idee entwickelt werden, wie diese am besten an dem Pferdebein befestigt werden, um sogar dem Trab und Galopp standzuhalten. Meistens wurde eine weiche Unterlage verwendet, worauf der Sensor zu liegen kam. Als zusätzliche Fixierung wurde der Datenlogger mit einer weiteren Schicht verdeckt oder fest geklebt.

Da die Sensoren die Grundlage der Experimente dieser Arbeit sind, wurden auch Paper berücksichtigt, die sich mit der Technik und Funktionsweise (Du et al. 2017), der Evaluierung (Fries et al. 2017) und der Empfindlichkeit und Genauigkeit (Ricci et al. 2016) der unterschiedlichen Messsysteme an sich beschäftigten. Manche gingen sogar noch weiter und handelten vom präzisen Positionieren der Beschleunigungssensoren (Trojaniello et al. 2013) bis hin zur akkuraten Überwachung von Verrutschen des Sensors an der distalen Gliedmaße (Olsen et al. 2013). Alle kamen zu ähnlichen Ergebnissen, die bereits schon kurz erläutert wurden.

Die Accelerometer an sich wurden unter anderem auch schon im Humanbereich eingesetzt (Moe-Nilssen und Helbostad 2005, Trojaniello et al. 2013) und fanden Ähnliches heraus wie im Pferdebereich. Die Technik und Wissenschaft ist nur zum Teil schon fortschrittlicher, was dafür verwendet werden kann, um neue Ideen für Forschungen im Pferdebereich zu entwickeln.

Dadurch ist alles gegeben, was die Beschleunigungssensoren für eine gute Methode zur Evaluierung von Gangbildern, Verhaltensweisen und Lahmheiten qualifiziert. Da es in dieser Arbeit ebenfalls um das dreidimensionale Messen von Beschleunigungen ging, fiel

die Wahl auf die verwendeten Sensoren. Zudem wird unter Punkt 3.6 Monitoring (Verhaltensstudien) eine existierende Studie erwähnt, die bereits vielversprechende Ergebnisse bei Kühen liefern konnte.

3.4 ZWECK DER BEWEGUNGSANALYSE

Wie bereits in den vorangegangenen Punkten immer wieder kurz erwähnt, gibt es sehr viele Fragestellungen, weshalb man Bewegungsanalysen durchführt. Über die letzten 250 Jahre konnten sowohl im Human- als auch im Veterinärbereich deutliche Fortschritte in der Bewegungsanalyse verzeichnet werden. Im letzten Jahrhundert bis heute wurde das menschliche Auge durch die rasante technische Entwicklung unterstützt (Egan et al. 2019). Gründe für die Durchführung von Bewegungsanalysen wurden zum Teil schon angesprochen.

Hierzu zählen:

- Alters- oder krankheitsbedingte Veränderungen im Bewegungsablauf
- Akute Verletzungen
- Ermüdungserscheinungen
- Schrittlängen (Bragança et al. 2017)
- Trittmuster
- Schrittzahl (Fries et al. 2017)
- Erkennen und Unterscheiden von Gangarten
- Stabilität im Stehen (Moorman et al. 2017)
- Analyse von unterschiedlichen Sportarten (Galopprennen, Trabrennen, Springreiten, etc.) (BARREY 1999)
- Geschwindigkeit
- Symmetrie (kompletter Bewegungsapparat (Parkes et al. 2009); Kopf und Rumpf (Sepulveda Caviedes et al. 2018); Extremitäten)
- Verhaltensüberwachung (siehe 3.6 Monitoring (Verhaltensstudien))
- Verbesserte Zuchtergebnisse (BARREY 1999)
- Kostenminimierung (Training, Tierarzt, etc.) und Profitsteigerung (BARREY 1999)
- Lahmheitsdiagnostik (siehe 3.5 Lahmheitsevaluierung)

In dieser Arbeit steht vor allem die Verhaltensüberwachung im Vordergrund.

3.5 LAHMHEITSEVALUIERUNG

Das Erkennen von Lahmheiten ist ein wichtiger Punkt, egal in welcher Weise man mit Pferden zu tun hat. Einige Methoden der Bewegungsanalyse wurden bereits erläutert, wobei sich nicht alle eignen, um zuverlässig und korrekt Lahmheiten zu benennen. Das menschliche Auge ist eine gute Methode, um Lahmheiten zu erkennen, wobei die Richtigkeit der Ergebnisse mit dem Schweregrad der Lahmheit anstieg (McCracken et al. 2012). Geringgradige Lahmheiten konnten besser von technischen Hilfsmitteln erkannt werden (Keegan 2019). Die Verwendung von Trägheitsmesssystemen war aufgrund des Verlusts von präzisen und zuverlässig wiederholbaren Ergebnissen allerdings weniger geeignet (Moorman et al. 2012). ALT-Pedometer eignen sich ebenfalls nicht gut, da einige Informationen beim Zusammenfügen der Daten verloren gingen und somit keine Rückschlüsse auf die Gangart gezogen werden konnten (Burla et al. 2014). Besser geeignet waren Accelerometer und gleichzeitige Videoüberwachung. Verschiedene Computerprogramme analysierten die Symmetrie der Bewegungsabläufe, wodurch Lahmheiten gut erkannt werden konnten.

Natürlich stellt sich die Frage, wie Lahmheit überhaupt definiert wird (Baxter und Adams 2011). In der Klinikroutine gibt es fünf Grade, die von 1 (im Schritt nicht bei jedem Schritt lahm) bis 5 (keine Lastaufnahme des betroffenen Beines) reichen. Erfahrene KlinikerInnen wurden oft mit den neuen technischen Methoden verglichen, wobei das häufigste Ergebnis war, dass Mensch und Maschine in allen Fällen die Lahmheit erkennen, einzig bei der Einteilung in Grade voneinander abwichen (PEHAM et al. 1999). Studien mit induzierten Lahmheiten konnten beweisen, dass sich die Schrittlänge des lahmen Beins verkürzt, weil der Bewegungsradius vor allem im Schultergelenk abnahm (Galisteo et al. 1997). Induziert wurden die Lahmheiten durch spezielle Hufeisen oder durch das Spritzen von Lipopolysaccharide in ein Gelenk (Ishihara et al. 2005). Diese Studien bezogen sich auf die Lahmheit einer Vorderextremität. Allerdings sind Lahmheiten der Hinterbeine ebenso geläufig, nur oftmals schwieriger zu identifizieren. Hierbei konnte bereits ebenso die Technik zu Hilfe genommen werden, indem die Gradveränderung des *Tuber Coxae* gemessen wurde. Diese Methode war hilfreich und vielversprechend für das leichtere Erkennen von Hinterhandlahmheiten (PFAU et al. 2007).

Eine Lahmheit soll nicht mit einer reinen Bewegungsstörung, unter die zum Beispiel auch die Ataxie fällt, verwechselt werden. Diese ist keine Schmerzreaktion, sondern ein mechanisches Problem im Pferdekörper, welches auch zu einem asymmetrischen Gang führen kann.

Es fällt auf, dass sich sehr viele Studien mit dem Erkennen von Lahmheiten auseinander setzten, wohingegen bei dieser Arbeit die orthopädischen Erkrankungen der Pferde bereits bekannt waren. Das war notwendig, um später die Zuordnung der Verhaltensweisen zu den generierten Daten gewährleisten zu können.

3.6 MONITORING (VERHALTENSSTUDIEN)

Die wohl aussagekräftigste Studie zur Verhaltensforschung und im Hinblick auf diese Arbeit handelt von einer Früherkennung von Lahmheiten bei Milchkühen durch Verhaltensänderung, gemessen von den Mini-Datenloggern MSR145 (Weigle et al. 2018). Darauf wird im nächsten Punkt weiter eingegangen.

Verhaltensstudien bei Pferden wurden mit unterschiedlichen Fragestellungen untersucht. Ein Aspekt war die Untersuchung von aggressiven Verhalten sobald Pferde in einer Herde gefüttert wurden (Burla et al. 2016). Hierbei wurden Punkte, wie Fütterungsart, Platzangebot und Gruppengröße bedacht. Das Liegeverhalten von Pferden wurde vom gleichen Autor betrachtet (Burla et al. 2017). Das Ergebnis zeigte, dass die Anzahl der Stunden, in denen Pferde sich hinlegen stieg, wenn das Platzangebot vergrößert wurde. Ebenso spielte die Sauberkeit und Bodenbeschaffenheit eine Rolle. Auf unebenen, verschmutzten und unbequemen Böden lagen Pferde weniger oft als auf sauber, trockenen und weicheren Böden. Gleichzeitig kam heraus, dass rangniedrigere Pferde im Schnitt weniger lagen als Ranghöhere.

Accelerometer sind eine gute Methode, um Verhalten zu untersuchen. Deshalb wurden sie zu diesem Zweck in unterschiedlichen Experimenten verwendet. Bei sich frei bewegenden Pferden, genauso wie für gezielte Bewegungsabläufe. Wenn Pferde sich frei bewegen konnten, werden vor allem Verhalten wie

- Heuaufnahme
- Fressverhalten
- Bewegungsaktivität (Schritt, Trab, Galopp) (Morrison et al. 2015)
- Grasen
- Trinken
- Stehen
- Liegen (DuBois et al. 2015)
- Lahmheiten (Asymmetrien im Bewegungsablauf)

analysiert. Im Vordergrund standen hierbei spontane und emotionale Reaktionen, wie das Fluchtverhalten, und vom Menschen unbeeinflusste Verhaltensweisen (Scheibe und

Gromann 2006). Verwendet wurden hierbei am Rumpf und an den Extremitäten befestigte Sensoren, wobei nur die an den Pferdebeinen auf Lahmheiten schließen ließen. Alle anderen Events konnten von beiden Sensoren zusammen oder einzeln dargestellt werden. In dieser Arbeit wird das Event ‚Stehen‘ berücksichtigt. Inwieweit ein Pferd stabil stehen kann ohne viel zu schwanken wurde in einem Paper dargestellt, das mit tragbaren Sensoren und einer bereits erwähnten Druckmessplatte arbeitet (Moorman et al. 2017). Die Testpferde wurden sediert und deutliche Schwankungen in *mediolateraler* und *craniocaudaler* Richtung gemessen. Für diese Arbeit konnte daraus gezogen werden, dass Schwankungen durchaus die Daten beeinflussten, obwohl sie nur sehr minimal und manchmal sogar nicht für das menschliche Auge erkennbar waren. Sobald man den Testpferden die Augen verband, verstärkten sich die Schwankungen ebenfalls (Nauwelaerts et al. 2017).

Ebenfalls wichtig für diese Arbeit ist die Tätigkeit ‚Entlasten‘ einer Extremität im Stehen. Normalerweise verbringen Pferde 4-15 Stunden damit ihre Beine zu entlasten (Macrae et al. 2019). Sobald eine Abweichung davon auffällt, kann das früh auf einen Mangel an Wohlbefinden hindeuten. Die Sensitivität und Spezifität war jeweils über 90% für das Erkennen sowohl von Schilderpositionen der Hinterextremitäten als auch von gleich- und regelmäßigem Stehen. Das ist vielversprechend und wurde deshalb in dieser Studie übernommen.

3.7 EINSATZ DES VERWENDETEN SENSORS

Wie bereits erwähnt, gibt es einige Studien, die ebenfalls Accelerometer verwendeten. Der Mini-Datenlogger MSR145 an sich kam allerdings nur in sehr wenigen Experimenten bisher vor. Der erste Einsatz war bei Schafen, bei denen der Sensor auf der Haut angebracht wurde, um die Feuchtigkeit und Hauttemperatur zu messen (Reefmann et al. 2009). Diese Messmöglichkeiten waren für diese Arbeit nicht relevant. Des Weiteren gibt es drei Paper desselben Autors, der den Sensor verwendete, um zum Ersten Bewegungsaktivität und Ruheverhalten bei Pferden zu messen, um das Wohlergehen der Pferde im Hinblick auf Management und Aufstallung zu untersuchen (Burla et al. 2014). Gemessen wurde in allen Gangarten und im Stehen. Es stellte sich heraus, dass der Datenlogger ein hochpräzises Messgerät für die Bewegungsanalyse und Aktivität der Pferde war. Im zweiten Experiment war das Ziel heraus zu finden, inwieweit das Futterangebot, die Fütterungsdauer und die Herdenzusammensetzung agonistisches Verhalten bei Pferden auslöst (Burla et al. 2016). Der Sensor wurde verwendet, um die

Aktivität der Pferde bei unterschiedlichen Fütterungsregimen zu beobachten. So wurde herausgefunden, dass Pferde, die Heu *ad libitum* zur Verfügung haben sich weniger bewegen als diejenigen, die bestimmte Fütterungszeiten haben. Ebenso war bei letzterer Gruppe das Aggressionspotential höher, wenn der Zeitpunkt der Fütterung kurz bevor stand. Dieses stieg außerdem, wenn Heu vom Boden gefüttert und die Abstände zwischen den Pferden gering gehalten wurde. Während des Fressens an sich, gab es keine Unterschiede. In Burla's dritter Studie untersuchte er, inwiefern die Größe und der Verschmutzungsgrad der Liegefläche das Liegeverhalten von Pferden beeinflusst (Burla et al. 2017). Die Werte von MSR145 lagen während des ruhigen Liegens um den Wert 0, was durch das Fehlen der vertikalen Beschleunigung, die im Stehen und bei allen anderen Gangarten auftritt, auf die horizontale Ausrichtung des Rohrbeins schließen ließ. Veränderten sich die Werte für mindestens 30 Sekunden nicht, wurde das Event in die Statistik aufgenommen und es konnte von ruhigem Liegen gesprochen werden. Das Computerprogramm R suchte automatisch alle Frequenzen, die auf das Event Liegen schließen ließen. Das Liegeverhalten wurde bisher nur bei Ziegen und Milchkühen mit diesen Sensoren untersucht (Helmreich et al. 2009, Patt et al. 2012).

Ebenfalls wurde die Bewegungsaktivität von Kühen mit MSR145 gemessen und zwar inwieweit sich das Verhalten aufgrund von Lahmheiten änderte (Weigele et al. 2018). Dieses Paper vereinte alle erwähnten Literaturübersichtspunkte und Überlegungen zu dieser Arbeit, nur bei einer anderen Tierart. Folgende durch MSR145 messbare Aspekte veränderten sich bei den lahmen Kühen:

- Verlängerung der Liegezeiten
- Asymmetrisches Liegeverhalten
- Asymmetrische Bewegungsabläufe
- Weniger Bewegungsaktivität
- Eingeschränkte Kopfbewegungen
- Verringertes Benutzen der Kratzbürste
- Verminderte Futteraufnahme (der Futterautomat wurde seltener aufgesucht)
- Weiter hinten in der Melkreihenfolge

Alles in allem zeigte es deutlich, dass diese Sensoren ein nützliches und aussagekräftiges Hilfsmittel waren, um Lahmheiten durch Verhaltensänderung früher zu erkennen.

Zusammenfassend ist es deshalb relevant eine Verhaltensüberwachung in Ruhe bei lahmen Pferden im Vergleich zu gesunden Pferden, mit Hilfe von Messungen des Rohrbeinwinkels durch den Mini-Datenlogger MSR145 und einer Videoüberwachung, durchzuführen. Somit können die vorangegangenen Experimente mit einem Versuch ergänzt werden, welcher eine Messung von Verhalten in Ruhe mit Sensoren, die an den Extremitäten befestigt sind, durchführt und dabei sowohl lahme als auch gesunde Pferde berücksichtigt. Das ist nützlich im Hinblick auf die Früherkennung von Lahmheiten bei Pferden, indem man sie in ihrem Verhalten überwacht.

4. TIERE, MATERIAL UND METHODIK

Die Studie wurde von der Ethik- und Tierschutzkommission der Veterinärmedizinischen Universität Wien im Hinblick auf ihre Übereinstimmung mit der Good Scientific Practice und den einschlägigen nationalen Rechtsvorschriften geprüft und befürwortet. Die hierfür angelegte Nummer lautet ETK-08/06/2017.

4.1 TIERE

Für die Messungen wurden insgesamt 15 Pferde unterschiedlichen Alters, Rasse und Größe ausgewählt (s. Tabelle 1). Acht davon leiden wissentlich an mindestens einer orthopädischen Erkrankung. Hierbei gibt es sowohl akute als auch chronische Komponenten. Sieben dieser Pferde sind frei von jeglicher Krankheit und wiesen auch noch nie eine orthopädische Problematik auf.

Zu den orthopädischen Erkrankungen, die in dieser Arbeit berücksichtigt wurden, zählen:

- Arthrose in ein oder mehreren Gelenken an einer oder mehreren Extremitäten gleichzeitig
- Osteochondrale Fragmente (OCDs) ebenfalls in einem oder mehreren Gelenken an einer oder mehreren Extremitäten gleichzeitig
- Ausgeheilte Hufrehe
- Diffus angeschwollenes Bein mit mittelgradig (mgr.) vermehrter Gelenksflüssigkeit in allen Gelenksetagen des Sprunggelenks (akut)
- Spat
- Kissing spines

Tabelle 1: Detaillierte Auflistung der Versuchspferde

Name	Rasse	Alter in Jahren	Ge- schlecht	Ge- sund	Ortho- pädisch erkrankt	Erkrankung	Getestet am
Pferd Vorversuch	Traber	23	Männlich kastriert (mk)			Lahmheit hinten beidseits unbekannter Ursache	26.06. 2017

Pferd 1	Haflinger	11	Weiblich (w)		X	Ausgeheilte Hufrehe, seit über einem Jahr lahmfrei	15.07. 2017
Pferd 2	Hanno- veraner	25	mk		X	Mgr. Arthrose in allen Fesselgelenke n, OCDs	19.07. 2017
Pferd 3	Traber	31	mk		X	Arthrosen in Rücken und allen vier Gliedermaßen, Becken- schiefstand	20.07. 2017
Pferd 4	Tschech- isches Warmblut	25	w		X	Spat und Arthrose, vor allem im rechten Hinterbein	21.07. 2017
Pferd 5	Haflinger	24	mk	X			24.07. 2017
Pferd 6	Haflinger	17	w	X			25.07. 2017
Pferd 7	Olden- burger	24	w		X	Arthrose in Rücken und Fesselgelenke n hinten beidseits, vermehrt links	31.07. 2017
Pferd 8	Haflinger	7	mk	X			01.08. 2017
Pferd 9	Haflinger	6	mk	X			02.08. 2017

Pferd 10	Schwarzwälder	16	w		X	Kissing spines, Spat, diffus geschwollenes Bein, mgr. vermehrt gefülltes Sprunggelenk hinten links (akut)	03.08. 2017
Pferd 11	Traber	25	mk		X	Spat	04.08. 2017
Pferd 12	Holsteiner mischling	23	mk		X	Hufknorpelverknöcherung vorne links seit 15 Jahren	14.08. 2017
Pferd 13	Norweger mischling	12	w	X			17.08. 2017
Pferd 14	Tinker	15	mk	X			18.08. 2017
Pferd 15	Traber	18	mk	X			19.08. 2017

4.2 MATERIAL UND TECHNIK

Die verwendete Messtechnik besteht zum einen aus den vier identischen Mini-Datenloggern MSR145, die unter folgendem Link ersichtlich sind: <https://www.msr.ch/de/produkt/msr145/> (Zugriff 15.09.2019). Die Abmessungen sind 27 x 63 x 53 mm (Breite x Höhe x Länge) und das Gewicht ca. 20g. Es ist ein Akku mit 230 mAh verbaut, der Messungen von mehreren Tagen am Stück gewährleistet. Zudem besitzt der Beschleunigungssensor eine LED-Anzeige, die das Aufzeichnen, eine Störung und einen niedrigen Akkustand durch unterschiedliche Farben und Blinken signalisiert. Die Datenlogger können über USB sowohl aufgeladen als auch die Daten über die MSR- Software (Version: MSR 5.32.02) auf einem Computer

gespeichert werden. Das Datenblatt ist sowohl im Anhang (*Anhang 1: Datenblatt Mini-Datenlogger MSR145*) als auch unter [https://www.msr.ch/media/pdf/Datenlogger MSR145 Datenblatt de.pdf](https://www.msr.ch/media/pdf/Datenlogger_MSR145_Datenblatt_de.pdf) (Zugriff 15.09.2019) ersichtlich.

Es handelt sich um drei-achsiale Sensoren, um alle drei Raumkoordinaten festhalten zu können. Jeder Datenlogger wurde einem bestimmten Pferdebein zugeordnet. Somit konnte jederzeit die Ausrichtung jedes Sensors im Raum nachvollzogen werden. Deshalb ist es wichtig, wie der Datenlogger an der Extremität fixiert wurde, um seine Orientierung im Raum in Relation zur Extremität stellen zu können. Für dieses Experiment stand vor allem die Betrachtung der vertikalen Beschleunigungen im Vordergrund.

Die Datenrate / Abtastrate beträgt 1 Hz und der Messbereich liegt bei ± 15 g (*Anhang 1: Datenblatt Mini-Datenlogger MSR145*).

Zum anderen filmten zwei Kameras mit einer Bildrate von 25 Bildern pro Sekunde das Experiment.

4.3 METHODIK

Wie in der Einleitung bereits dargestellt wurde, wurden auf gewisse Rahmenbedingungen geachtet, woraus sich der Versuchsaufbau und die –planung ergeben.

4.3.1 Versuchsaufbau und –planung

Zur Überwachung der Lokalisation der Sensoren MSR145 und um bei der Auswertung die verschiedenen Daten und Graphenmuster eindeutig den unterschiedlichen Verhaltensweisen zuordnen zu können, wurden die zwei Kameras so angebracht, dass möglichst der ganze Aufenthaltsbereich des Pferdes aus dem Vorversuch eingesehen werden kann. Wichtig war, dass die Stellung der Extremitäten ersichtlich war. Die Kameras wurden mit dem Steuergerät verbunden, nachdem dieses auf die aktuelle Uhrzeit eingestellt wurde.

Anschließend wurden an allen vier Rohrbeinen je eine Bandage angebracht, auf denen lateral, im mittleren Drittel der Beschleunigungssensor im rechten Winkel zum Boden zu liegen kam. Es musste beachtet werden, dass jeder Sensor einem bestimmten Bein zugeordnet war und eine vertikale Ausrichtung

besaß. Sowohl die Veränderung des vertikalen Beschleunigungswertes als auch die Winkeländerung zur Senkrechten konnte dadurch verglichen werden.

Folgende Verhaltensweisen galt es zu beobachten und zu notieren:

- Stehen (gleichmäßig und senkrecht auf allen vier Extremitäten)
- Entlasten Extremität links vorne (LV)
- Entlasten Extremität rechts vorne (RV)
- Schildern Extremität links hinten (LH)
- Schildern Extremität rechts hinten (RH)

Weitere Verhaltensweisen wie ‚Wälzen‘, ‚Scharren‘ und ruhiges ‚Liegen‘ galten nur als Sonderevents, da diese nicht bei jedem Pferd zu erwarten waren. Hierbei stellt sich die Frage, ob es relevant ist, dass der Sensor sogar die Seite, auf der das Pferd liegt, erkennen soll. Da dies nicht das Hauptaugenmerk dieser Arbeit war, reicht das Erkennen der Tätigkeiten an sich aus, weswegen kein Wert auf den jeweiligen Seitenunterschied gelegt wurde.

Jedes Tier sollte einzeln in einem eingegrenzten Bereich stehen und mindestens acht bis zehn Stunden gefilmt werden. Pro Verhaltensweise war das Ziel zumindest zehn x 20 Sekunden konstant das Verhalten beobachten zu können. Zwischen diesen 20 Sekunden Sequenzen sollten wenigstens fünf Minuten vergangen sein.

4.3.2 Aufbau des Vorversuchs

Der Vorversuch wurde persönlich überwacht und jegliche Verhaltensänderung zeitlich notiert, um etwaige Ausfälle der Kamera ausgleichen oder eine potentielle Dislokalisierung der Sensoren, durch beispielsweise Hinlegen des Pferdes, sofort korrigieren zu können.

Das Pferd wurde auf ein großes (ca. 8 x 5 m), rechteckiges Außenpaddock gestellt. Die Kameras wurden an den zwei gegenüber liegenden kurzen Seiten befestigt. Die Heuraufe befand sich in einer Ecke und wurde von dem Pferd gut angenommen.

Die Sensoren wurden wie beschrieben an den Pferdebeinen angebracht und eingeschaltet.

Da das Versuchspferd 1 sehr nervös war, wurde versucht, es mit einem Artgenossen zu beruhigen, was aber nur mäßigen Erfolg brachte. Nach einer

Beobachtungszeit von ca. 2,5 Stunden wurde der Vorversuch beendet und eine genauere und verbesserte Planung für die Hauptversuche durchgeführt.

4.3.3 Aufbau der Hauptversuche

Aufgrund der Erkenntnisse des Vorversuchs wurde jedes Pferd einzeln in eine kleinere Box gebracht (ca. 4 x 4 m). Die beiden Kameras wurden auf der Seite des Eingangs an den Ecken montiert (s. Abbildung 3 & 4). Die Heugabe erfolgte schräg unterhalb einer der beiden Kameras.

Sofern keine Änderung erwähnt wird, kann man davon ausgehen, dass der übrige Versuchsaufbau eins zu eins aus dem Vorversuch übernommen wurde.



Abbildung 4: Blickwinkel Kamera 2 (rechte Ecke)



Abbildung 3: Blickwinkel Kamera 1 (linke Ecke)

Die Sensoren wurden wie bereits beschrieben an den Pferdebeinen angebracht (s. Abbildung 5), nur wurde im weiteren Verlauf der Versuche eine dünnere Unterlage gewählt, damit die Pferde lokal nicht vermehrt schwitzen mussten.



Abbildung 5: Anbringung des Mini-Datenloggers MSR145 an der Pferdextremität

Der Monitor blieb außerhalb der Box (s. Abbildung 6) und diente zur unbemerkten Kontrolle der Kamerapositionen und Datenloggerausrichtungen.

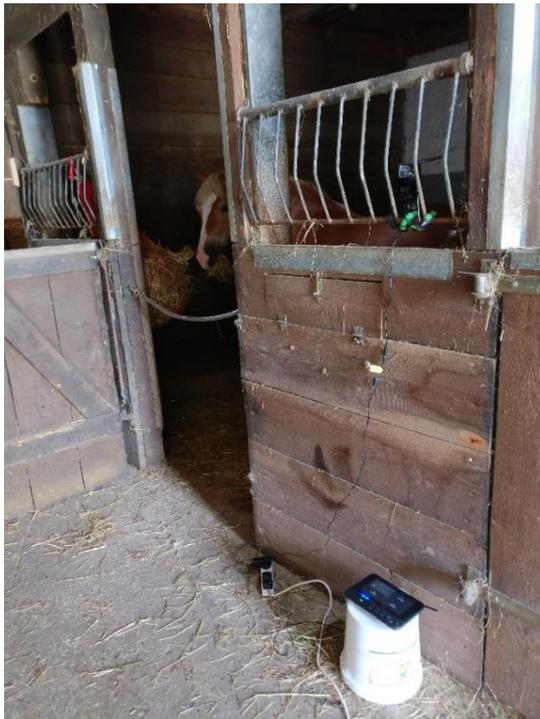


Abbildung 6: Versuchsaufbau

In der gegenüberliegenden Box befand sich ein Artgenosse, damit das Testpferd ruhiger blieb.

4.3.4 Datenverarbeitung

Jeder Sensor hat drei Koordinatenachsen und generiert pro Sekunde einen Wert für jede Achse. Nachdem man die Sequenzen der Verhaltensweisen durch Sichten der Videos bestimmt hatte, wusste man, welche Sensordaten diese widerspiegelten.

Um im Folgenden sämtliche Grafiken und Tabellen leichter lesen zu können, wurde eine Liste der evaluierten Parameter samt ihrer Abkürzungen erstellt.

Tabelle 2: Evaluierte Parameter

Parameter	Abkürzung
x-Achse	x
y-Achse	y
z-Achse	z
z-Achsen jeder einzelnen Extremität	LVz
	RVz
	LHz
	RHz
Koordinatenbezeichnung der Rohdaten der Sensoren	Sx
	Sy
	Sz

In weiterer Folge wurde aus allen Werten jeder Sequenz der Mittelwert errechnet, indem man alle Werte addiert und durch ihre Anzahl dividiert. Ebenfalls wurde die Standardabweichung ($\alpha < 0,05$) aus diesen Werten gebildet. Der dritte Wert ist die Signifikanz und wurde mit Hilfe des Programms *SPSS Statistics 24* errechnet. Des Weiteren wurden damit Boxplots erstellt, die verdeutlichen sollten wie die Ruhemuster der verschiedenen Verhalten, bildlich aussehen. Insbesondere, um herauszufinden, inwieweit die Sensoren sensibel genug sind, um grundsätzlich eine Entlastung einer Extremität von Stehen unterscheiden zu können.

Um diese Events erkennen zu können, ist es wichtig, dass sich die vertikale Beschleunigung verändert. Der Vektor der Beträge der vertikalen Beschleunigung des Sensors in Ruhe beträgt immer $1g$ ($= 9,81 \text{ m/s}^2$). Dies ist

die z-Achse. Sowohl die x-Achse als auch die y-Achse haben hierbei den Wert 0. Bewegt sich die Extremität, wird z wesentlich $< 1g$ und dadurch verändern sich $x > 0$ und $y > 0$. Die Daten teilen sich auf die letzteren beiden auf und sind somit immer kleiner. In der Summe ergeben die drei Werte immer 1. Somit erübrigt sich nochmals den T-Test für die x- und y-Achse anzuwenden. Die Veränderung wurde an der Vertikalen gemessen, da diese die größte Auslenkung hatte und am sensibelsten war.

Weiterns kann der Winkel der Sensoren im Raum bestimmt werden, der sich zusammen mit dem Pferdebein ändert. Durch die Positionsänderung kann nachvollzogen werden, wann das Pferd das Bein bewegt. Ändern sich dann die Werte für eine Weile nicht mehr, kann davon ausgegangen werden, dass die Extremität in ihrer momentanen Position still steht.

Die Winkeländerung des Rohrbeins war zusätzlich hilfreich bei der Unterscheidung der Tätigkeiten (s. Abbildung 7). Hierzu wird vorausgeschickt, dass der Sensor einerseits in der Horizontalen und andererseits in der Vertikalen von seiner ursprünglich exakt senkrechten Ausrichtung abweichen konnte.

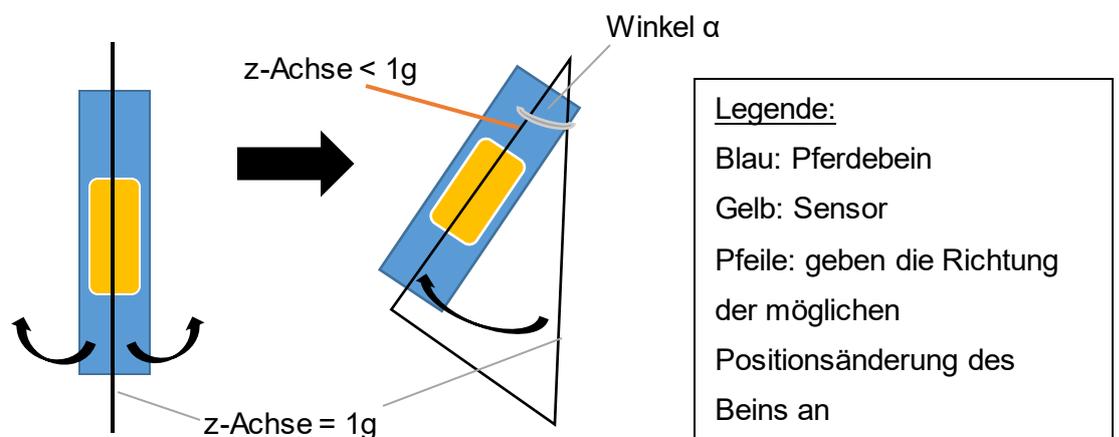


Abbildung 7: Darstellung der z-Achsenverschiebung bei Positionsänderung des Pferdebeines
 Der Winkel α wird mithilfe des `arctan2` berechnet (*Anhang 2: Winkelberechnung*).

Der `arctan2` gibt den Arkustangens oder auch umgekehrten Tangens ausgehend von einer x- und einer y-Koordinate an. Dieser Arkustangens ist der Winkel zwischen der x-Achse und der Linie, die durch den Koordinatenursprung (0; 0) und den Punkt verläuft, der die Koordinaten (x - Koordinate, y - Koordinate) hat. Ein positives Ergebnis entspricht einem Winkel, der

bezogen auf die x-Achse gegen den Uhrzeigersinn abgemessen wird. Ein negatives Ergebnis entspricht einem im Uhrzeigersinn abgemessenen Winkel. Der $\arctan 2$ kann den Wert 0 annehmen.

Die Rohdaten der Sensoren wurden zuerst noch transformiert (s. Tabelle 2), um zu den Koordinaten, übertragen auf den Pferdekörper (s. Abbildung 8), zu passen.

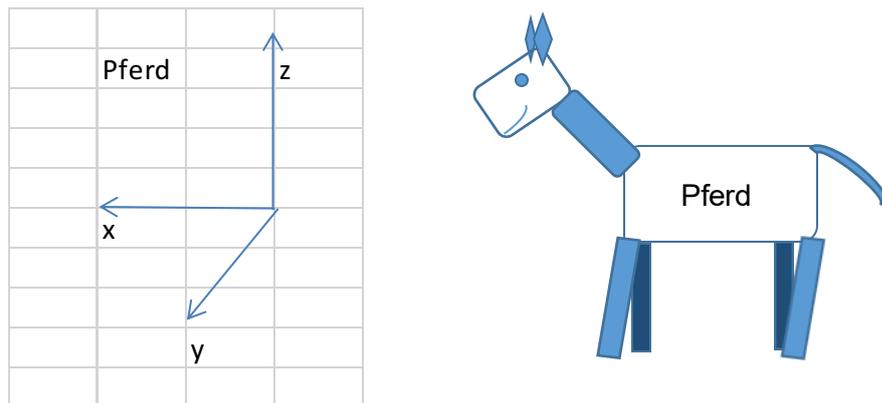


Abbildung 8: Koordinatenachsen in Bezug auf den Pferdekörper

Tabelle 3: Koordinatentransformation

$x = -S_x$	$y = -S_z$	$z = -S_y$
$x = S_x$	$y = S_z$	$z = -S_y$
$x = -S_x$	$y = -S_z$	$z = -S_y$
$x = S_x$	$y = S_z$	$z = -S_y$

Legende:

x, y, z = Koordinaten am Pferd

S_x, S_y, S_z =

Koordinatenbezeichnung der Rohdaten der Sensoren

Sobald die Werte den Events zugeordnet und Mittelwerte, Standardabweichungen und Signifikanzen bestimmt wurden, wurden Grafiken erstellt, indem man sogar die Mittelwerte der Mittelwerte und alle Mittelwerte der Standardabweichungen gebildet hatte. Erstere werden als Balken dargestellt und Zweitere als Fehlerindikatoren darüber eingeblendet. Außerdem wird eine zweite Art des Balkendiagramms verwendet, um die Sonderevents ‚Scharren‘, ‚Liegen‘ und ‚Wälzen‘ über die komplette Sequenz hinweg darstellen zu können und ein besseres Gefühl für die Werte während einer Verhaltensweise zu bekommen. Im Anschluss daran werden diese Balkendiagramme auch für die ruhigen Events ‚Stehen‘, ‚Entlasten‘ und ‚Schildern‘ erstellt, um sie auf einen Blick besser vergleichen zu können. Als

zielführende Zusammenfassung wurden sowohl zur Achsenbeschleunigungs- als auch zur Winkelmessung Boxplots erstellt. Somit bekommt man pro Verhaltensweise, pro Extremität und pro Achse einen Mittelwert, eine Standardabweichung, einen Signifikanzwert und eine Grafik und damit einen guten Überblick, sowie Vergleichswerte.

Zur Veranschaulichung werden aus den Werten folgende Grafiken erstellt:

Als Balkendiagramm dargestellt zeigen sie auf einen Blick welche Achsen, welcher Extremität bei welcher der ruhigen Verhaltensweisen ‚Stehen‘, ‚Entlasten‘ und ‚Schildern‘, sich näher an den Wert 1 und welche sich eher um den Wert 0 bewegen (s. Abbildung 9). Beide Zahlen bedeuten, dass die Extremität ruhig gehalten wird und in keiner Achsenrichtung Bewegung stattfindet.

Die Ausrichtung des Sensors zur Vertikalen wurde durch den Vergleich mit 1 g (= Erdbeschleunigung vertikal und entspricht math. dem Richtungscosinus) durchgeführt.

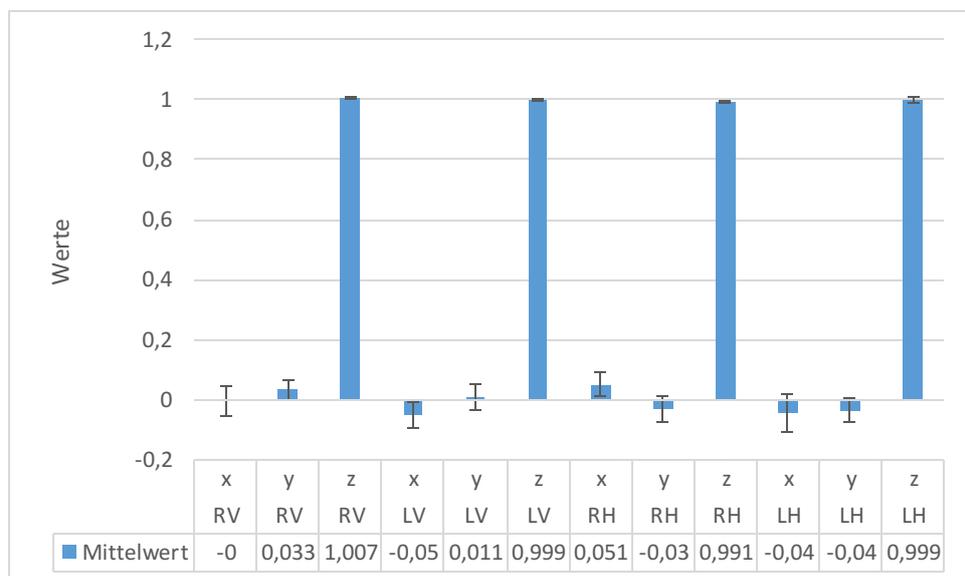


Abbildung 9: Zusammenfassung ‚Stehen‘

Betrachtet man hingegen die Events ‚Scharren‘ und ‚Wälzen‘, die unweigerlich mit Bewegung der Extremitäten einhergehen, sieht man deutlich wie die Daten jeden möglichen Wert – je nach aktueller Ausrichtung des Beines im Raum – annehmen. Hierzu wurde aus den Rohdaten der Sensoren direkt eine Grafik

erstellt (s. Abbildung 10), um das Auf und Ab der Werte über den kompletten Zeitraum der Verhaltensweise darstellen zu können.

Hätte man das Event ‚Gehen‘ ebenfalls untersucht, würde man ein ähnliches Graphenmuster erwarten. Dies wurde in dieser Arbeit bewusst außen vor gelassen.

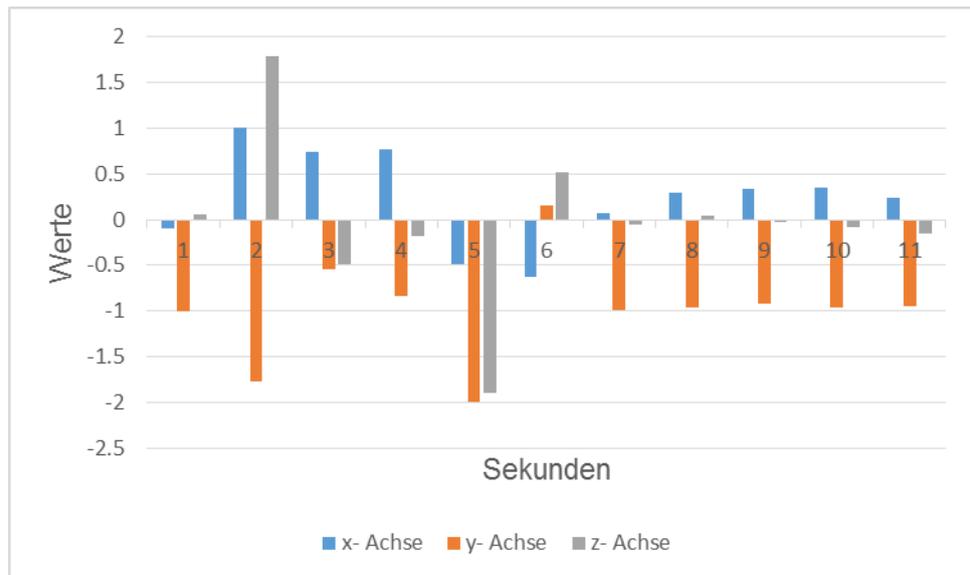


Abbildung 10: Momentaufnahme 'Scharren LV'

Um die Grafiken nun besser vergleichen zu können, wird die zuvor erwähnte ruhige Verhaltensweise ‚Stehen‘ beispielhaft ebenfalls in dieser Darstellungsweise generiert (s. Abbildung 11).

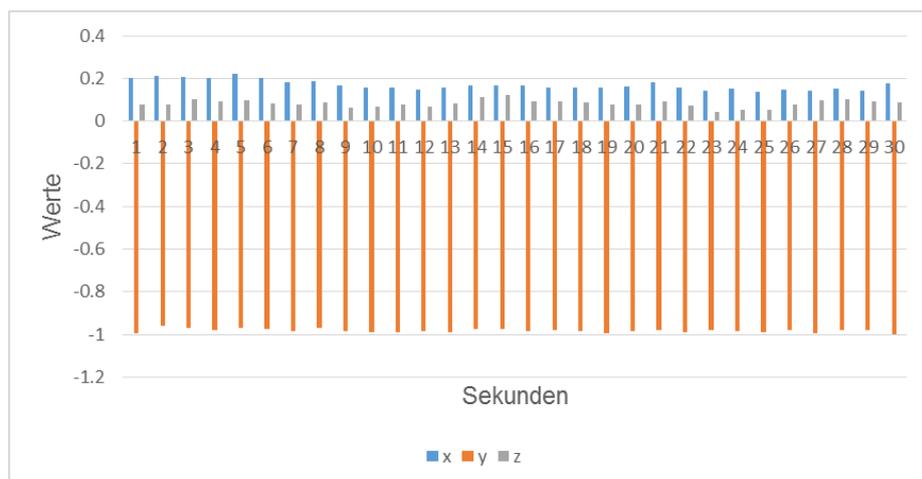


Abbildung 11: Momentaufnahme 'Stehen LH'

Man sieht deutlich, dass das Balkendiagramm ein viel gleichmäßigeres Muster aufweist. In diesem Fall entspricht $-S_y = 1\text{ g}$ und somit der Senkrechten. Zusammenfassend ist der Unterschied dieser beiden Darstellungsweisen, dass in Abbildung 9 alle, während des ganzen Beobachtungszeitraums aufgetretenen Sequenzen der jeweiligen Verhaltensweise berücksichtigt werden. Zudem kommen alle Extremitäten gesammelt vor und die Standardabweichung wird durch die Fehlerindikatoren ebenfalls integriert. Dahingegen zeigen Abbildung 10 & 11 Momentaufnahmen einer einzigen Sequenz, eines Beines mit Rohdaten eines einzigen Sensors. Dies kann verwendet werden, um zu zeigen, wie Bewegungen der Extremitäten von Ruhephasen an sich unterschieden werden können.

4.3.5 Statistik

Die Ergebnisse wurden in einer deskriptiven Statistik zusammengefasst. Mit Hilfe des Programms *SPSS Statistics 24* wurden die gesammelten Daten mittels Kolmogorov-Smirnov Test auf Normalverteilung geprüft (*Anhang 3: Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest*). Es wurden nur die Beträge der Werte verwendet. Gepaart wurden dann alle Tätigkeiten, die normalverteilt waren. Diese erkennt man an den Werten der asymptotischen Signifikanzen, die über 0,05 liegen. Diese vertikalen Beschleunigungen wurden dann mittels T-Test für verbundene Stichproben verglichen (*Anhang 4: Test bei gepaarten Stichproben*). Hierbei sind die Paarungen signifikant, die einen Wert unter 0,05 haben. Diese wurden farbig markiert und sind nicht normalverteilt. Alle anderen Paarungen sind nicht signifikant und normalverteilt. Die drei wichtigen Parameter beim T-Test sind: Mittelwert, Standardabweichung und die Signifikanz. Da jeweils in jeder Tätigkeit eine z-Komponente nicht normalverteilt war, wurde für diese Daten ein Wilcoxon Test (nichtparametrisch) für verbundene Stichproben durchgeführt (*Anhang 5: Statistik für Wilcoxon Test*). Bei diesem Test wird vor allem Wert auf den Mittelwert und die Signifikanz gelegt. Die Winkelberechnung (*Anhang 2: Winkelberechnung Grundlagen*) wurde durchgeführt und die Daten ebenfalls in einem Boxplot verdeutlicht. Ein Boxplot stellt die Verteilung eines Datensatzes dar (s. Abbildung 12). Dabei enthält jeder Bereich etwa 25% der Daten. Befinden sich einzelne Messwerte

außerhalb des kompletten Bereichs, außerhalb der Whiskerlinien, werden sie als Ausreißer genannt und durch kleine Kreise dargestellt. Durch die Lage des Medians in der Box bekommt man einen Eindruck von der Schiefe der Verteilung.

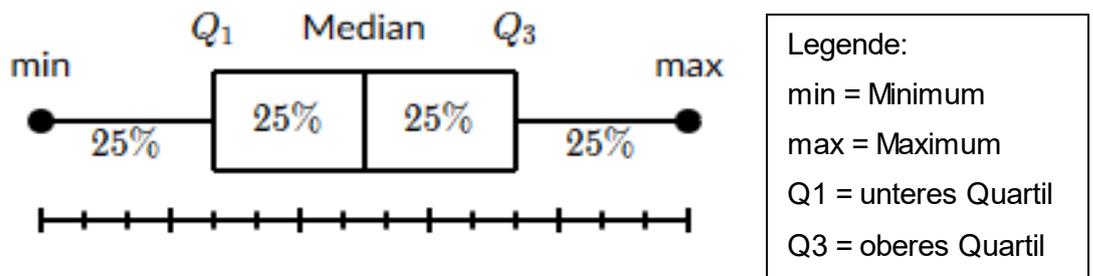


Abbildung 12: Erläuterung Boxplot (<https://de.khanacademy.org>)

5. ERGEBNISSE

5.1 DATENLOGGERBEZOGENE ERGEBNISSE

Bei der Auswertung der Datensätze der vertikalen Beschleunigungen zeigten sich folgende Ergebnisse (*Anhang 6: Boxplot vertikale Beschleunigungen*):

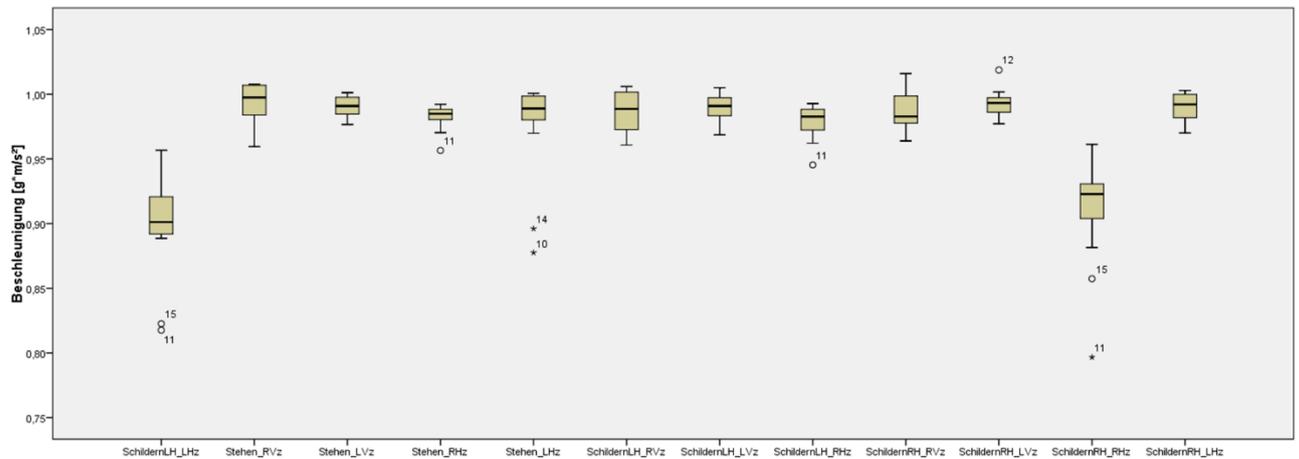


Abbildung 13: Boxplot vertikale Beschleunigungen

Auffällig sind die niedrigeren Beschleunigungen, sobald die Events „Schildern LH“ oder „Schildern RH“ auftreten (s. Abbildung 13). Der Sensor hat diese Tätigkeiten erkannt. Dieses Ergebnis kann ebenso für die Winkelveränderung nachvollzogen werden (*Anhang 7: Boxplot Winkel*). Wenn ein Pferd entlastet, ändert sich der Sensor in der vertikalen Ausrichtung und kippt mit dem Bein grundsätzlich entweder nach vorne oder nach hinten. Die Änderung erfolgt somit in der xz- Achse. Diese Werte wurden für das nachstehende Boxplot verwendet (s. Abbildung 14).

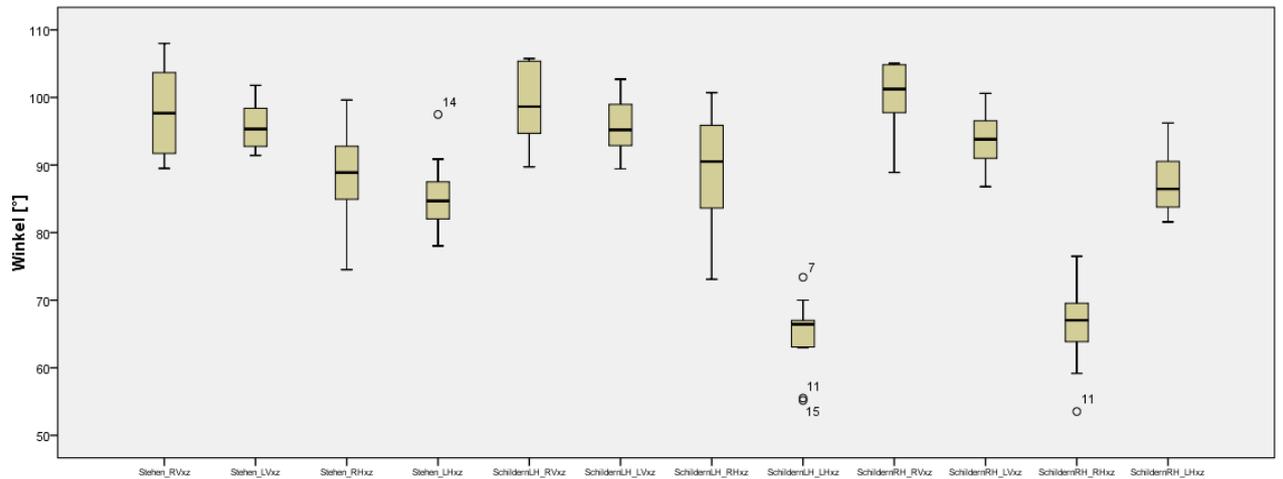


Abbildung 14: Boxplot Winkel

Die Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov Tests erkennen die normalverteilten Paarungen (Tabelle 3 & Anhang 3: Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest).

Tabelle 4: Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest

Legende:

RVz = z-Achse der rechten vorderen Extremität

LVz = z-Achse der linken vorderen Extremität

RHz = z-Achse der rechten hinteren Extremität

LHz = z-Achse der linken hinteren Extremität

		Stehen_RVz	Stehen_LVz	Stehen_RHz	Stehen_LHz	SchildernLH_RVz
Parameter der Normalverteilung ^{a,b}	Mittelwert	0.9922	0.9904	0.9821	0.9756	0.9869
	Standardabweichung	0.01625	0.00834	0.00984	0.03880	0.01677
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,200 ^{c,d}	,200 ^{c,d}	,051 ^c	,000 ^c	,153 ^c

SchildernLH_LVz	SchildernLH_RHz	SchildernLH_LHz	SchildernRH_RVz	SchildernRH_LVz	SchildernRH_RHz	SchildernRH_LHz
0.9889	0.9789	0.8980	0.9875	0.9925	0.9110	0.9902
0.01100	0.01313	0.03778	0.01635	0.01084	0.04048	0.01070
,200 ^{c,d}	,200 ^{c,d}	,012 ^c	,200 ^{c,d}	,200 ^{c,d}	,007 ^c	,200 ^{c,d}

Die gelb markierten Spalten sind nicht normalverteilt, da die Signifikanz $< 0,05$ ist. Weiterns wird für die normalverteilten Paarungen dann der T-Test verwendet (Tabelle 4 & Anhang 4: T-Test bei gepaarten Stichproben).

Tabelle 5: T-Test bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	Standardabweichung	Signifikanz
Paaren 1	Stehen_RVz - Stehen_RHz	0.01136	0.01795	0.076
Paaren 2	Stehen_RVz - SchildernLH_RVz	0.00367	0.01577	0.480
Paaren 3	Stehen_RVz - SchildernLH_LVz	0.00496	0.00954	0.134
Paaren 4	Stehen_RVz - SchildernLH_RHz	0.01519	0.01927	0.034
Paaren 5	Stehen_RVz - SchildernRH_RVz	0.00378	0.00969	0.249
Paaren 6	Stehen_RVz - SchildernRH_LVz	0.00149	0.01417	0.747
Paaren 7	Stehen_RVz - SchildernRH_LHz	0.00132	0.02048	0.844
Paaren 8	Stehen_RHz- SchildernLH_RVz	-0.00769	0.01298	0.094
Paaren 9	Stehen_RHz- SchildernLH_LVz	-0.00603	0.01099	0.061
Paaren 10	Stehen_RHz- SchildernLH_RHz	0.00285	0.00489	0.048
Paaren 11	Stehen_RHz- SchildernRH_RVz	-0.00758	0.01611	0.171
Paaren 12	Stehen_RHz- SchildernRH_LVz	-0.00969	0.01318	0.016
Paaren 13	Stehen_RHz- SchildernRH_LHz	-0.00839	0.00722	0.001

Paaren 14	SchildernLH_RVz - SchildernLH_LVz	-0.00144	0.01835	0.800
Paaren 15	SchildernLH_RVz - SchildernLH_RHz	0.01007	0.01543	0.056
Paaren 16	SchildernLH_RVz - SchildernRH_RVz	-0.00059	0.00993	0.847
Paaren 17	SchildernLH_RVz - SchildernRH_LVz	-0.00486	0.02263	0.492
Paaren 18	SchildernLH_RVz - SchildernRH_LHz	-0.00357	0.01405	0.419
Paaren 19	SchildernLH_LVz - SchildernLH_RHz	0.00992	0.01200	0.006
Paaren 20	SchildernLH_LVz - SchildernRH_RVz	0.00085	0.01337	0.837
Paaren 21	SchildernLH_LVz - SchildernRH_LVz	-0.00361	0.00795	0.101
Paaren 22	SchildernLH_LVz - SchildernRH_LHz	-0.00133	0.01388	0.717
Paaren 23	SchildernLH_RHz - SchildernRH_RVz	-0.01066	0.01685	0.062
Paaren 24	SchildernLH_RHz - SchildernRH_LVz	-0.01352	0.01408	0.002
Paaren 25	SchildernLH_RHz - SchildernRH_LHz	-0.01124	0.00878	0.000
Paaren 26	SchildernRH_RVz - SchildernRH_LVz	-0.00427	0.01954	0.485
Paaren 27	SchildernRH_RVz - SchildernRH_LHz	-0.00298	0.01556	0.540
Paaren 28	SchildernRH_LVz - SchildernRH_LHz	0.00228	0.01615	0.593
Paaren 29	Stehen_RVz - Stehen_LVz	0.00241	0.00958	0.446
Paaren 30	Stehen_LVz - Stehen_RHz	0.00826	0.00951	0.006

Paaren 31	Stehen_LVz - SchildernLH_RVz	0.00126	0.01456	0.791
Paaren 32	Stehen_LVz - SchildernLH_LVz	0.00223	0.00375	0.045
Paaren 33	Stehen_LVz - SchildernLH_RHz	0.01111	0.01152	0.003
Paaren 34	Stehen_LVz - SchildernRH_RVz	0.00137	0.01126	0.710
Paaren 35	Stehen_LVz - SchildernRH_LVz	-0.00143	0.00817	0.524
Paaren 36	Stehen_LVz - SchildernRH_LHz	-0.00013	0.01250	0.970

Die gelb markierten sind nicht normalverteilt, weil der Wert für die Signifikanz $< 0,05$ liegt. Folglich wird als Letztes der Wilcoxon Test verwendet (Tabelle 5 & Anhang 5: *Statistik für Wilcoxon Test*).

Tabelle 6: Wilcoxon Test

Legende:

RVz = z-Achse der rechten vorderen Extremität

LVz = z-Achse der linken vorderen Extremität

RHz = z-Achse der rechten hinteren Extremität

LHz = z-Achse der linken hinteren Extremität

	Stehen_ RVz - Stehen_ LHz	Stehen_ LVz - Stehen_ LHz	Stehen_ RHz - Stehen_ LHz	Schildern LH_RVz - Stehen_ LHz	Schildern LH_LVz - Stehen_ LHz	Schildern LH_RHz - Stehen_ LHz	Schildern LH_LHz - Stehen_ LHz	Schildern RH_RVz - Stehen_ LHz	Schildern RH_LVz - Stehen_ LHz
Asymptot ische Signifika nz	0.386	0.510	0.245	0.878	0.778	0.221	0.003	0.959	0.272
Schildern RH_RHz - Stehen_ LHz	Schildern nRH_LH z - Stehen_ LHz	Stehen_ RVz - Schildern LH_LHz	Stehen_ LVz - Schildern LH_LHz	Stehen_ RHz - Schildern LH_LHz	Schildern LH_RVz - Schildern LH_LHz	Schildern LH_LVz - Schildern LH_LHz	Schildern LH_RHz - Schildern LH_LHz	Schildern RH_RVz - Schildern LH_LHz	Schildern RH_LVz - Schildern LH_LHz
0.005	0.433	0.008	0.001	0.001	0.005	0.001	0.001	0.005	0.001
Schildern RH_RHz -	Schildern nRH_LH z - Schildern RH_RHz	Stehen_ RVz - Schildern RH_RHz	Stehen_ LVz - Schildern RH_RHz	Stehen_ RHz - Schildern RH_RHz	Schildern LH_RVz -	Schildern LH_LVz - Schildern RH_RHz	Schildern LH_RHz -	Schildern RH_RVz -	Schildern RH_LVz -

Schildern LH_LHz	nLH_LH z				Schildern RH_RHz		Schildern RH_RHz	Schildern RH_RHz	Schildern RH_RHz
0.074	0.001	0.005	0.001	0.001	0.003	0.001	0.001	0.003	0.001

Schildern RH_LHz	
-	
Schildern RH_RHz	
0.001	

Die gewählte Signifikanz von 0,05 stellte sich als robuster und ausreichend großer Schwellenwert heraus. Bei kleinerer Signifikanz gäbe es keine Abweichungen. Somit befand sich zusätzlich der Mittelwert unter 0,95.

Es werden alle Verhaltensweisen außerdem noch durch weitere Grafiken veranschaulicht. Zuerst werden die Sensoren an den Vorderextremitäten LV / RV und dann an den Hinterextremitäten LH / RH dargestellt.

Dadurch werden die Werte der Mini-Datenlogger MRS145 eindeutig den unterschiedlichen Verhaltensmustern zugeordnet.

Die Tätigkeit ‚Stehen‘ zeigt sich folgendermaßen (s. Abbildung 15).

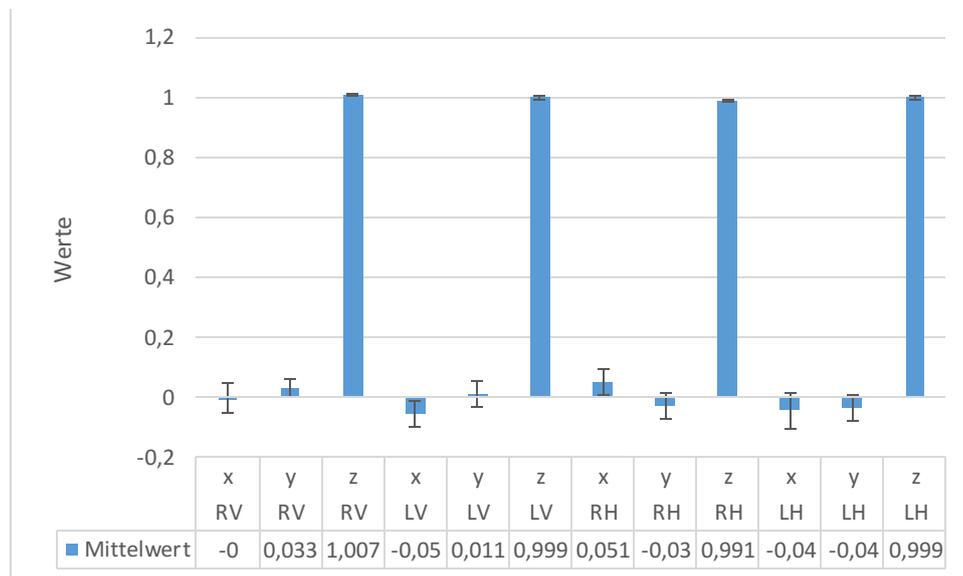


Abbildung 15: Zusammenfassung 'Stehen'

Der dargestellte Mittelwert ist aus allen Mittelwerten aller Sequenzen der Verhaltensweise ‚Stehen‘ errechnet. Alle z- Achsen, die die vertikale Richtung darstellen, befinden sich aufgrund der Gravitation bei dem höchsten Wert 1. Es liegen sowohl in der Horizontalen als auch in der Ebene, die sich zum Betrachter erstreckt,

keine Abweichungen vor, weshalb sich die Werte der anderen beiden Achsen weitestgehend um 0 befinden.

Zur Darstellung von ‚Schildern LH‘ dient die Abbildung 16.

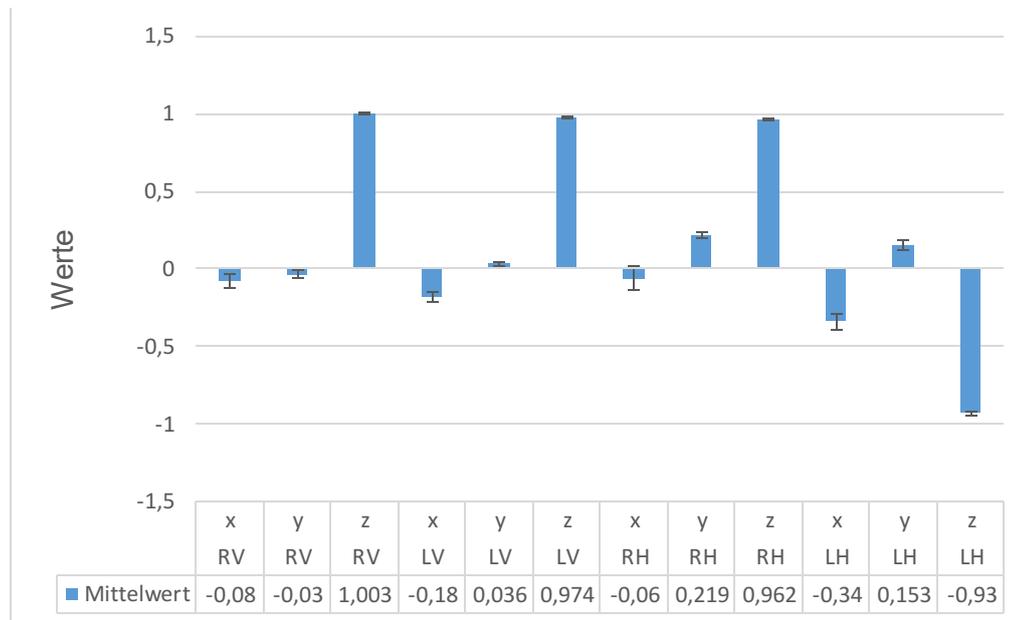


Abbildung 16: Zusammenfassung 'Schildern LH'

Bei diesem und dem nachfolgendem Diagramm fällt auf, dass sich die x- und y- Achsen nicht mehr um den Wert 0 bewegen, sondern von 0 abweichen. Die Messwertänderung hängt damit zusammen, dass sich der Winkel der entlasteten Extremität ändert und somit durch die veränderte Orientierung des Sensors nicht nur vertikale Beschleunigungen gemessen werden. Durch das Verharren des Beines in der Position, gleichen sich die Werte innerhalb dieser Ruhephase, unterscheiden sich jedoch von dem Muster des Events ‚Stehen‘.

Zu betonen sind hier die drei Achsen, die LH widerspiegeln. Der Datenlogger kippt beim Schildern etwas nach vorne und bringt die senkrechte z- Achse dazu weiter unter den Wert 0 zu sinken. Sowohl die x- Achse als auch die y- Achse bewegen sich weiter vom Wert 0 weg und bestätigen dadurch eine Abweichung derer.

Das Event ‚Schildern RH‘ zeigt sich ähnlich (s. Abbildung 17).

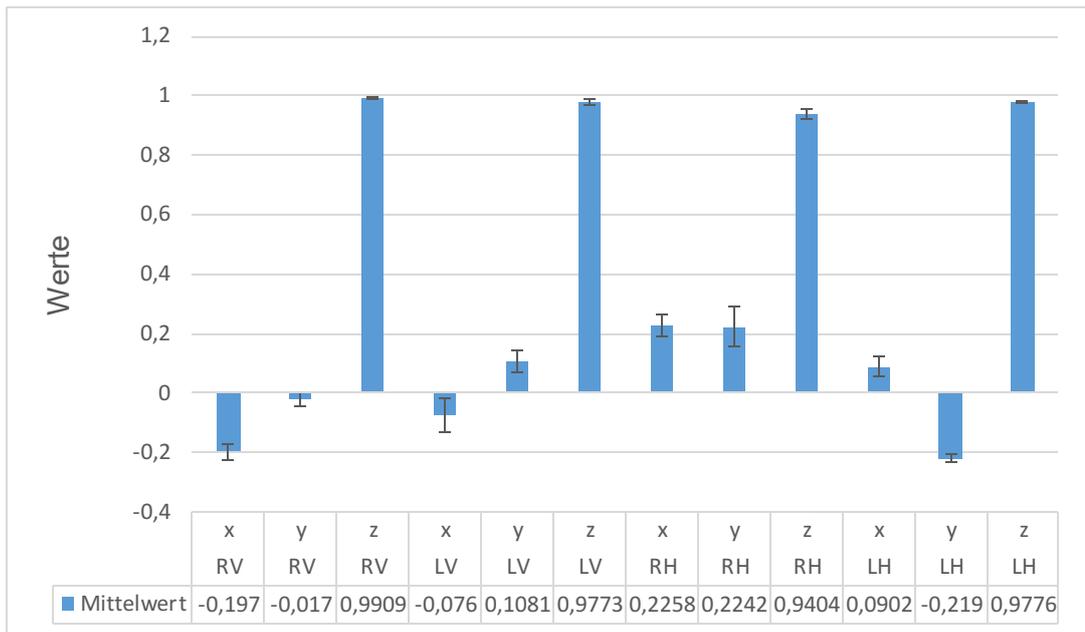


Abbildung 17: Zusammenfassung 'Schildern RH'

Das Schildern RH folgt dem gleichen Prinzip wie bereits bei der *contralateralen* Extremität, nur steigt die y- Achse weiter in den positiven Bereich anstatt wie zuvor weiter in den negativen ab zu fallen. Dies erklärt sich dadurch, dass die Ebene zum Betrachter hin gegenläufig zu der auf der anderen Körperseite ist, wohingegen die beiden anderen Achsen auf beiden Seiten die gleiche Richtungsänderung vollziehen.

„Entlasten LV“ wird durch Abbildung 18 dargestellt.

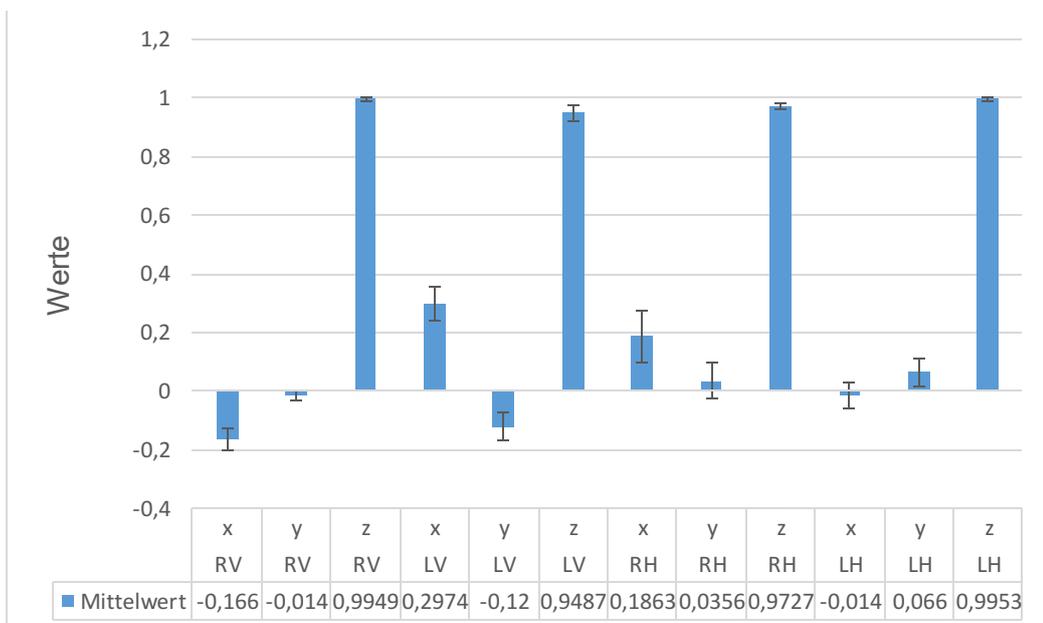


Abbildung 18: Zusammenfassung 'Entlasten LV'

Diese Werte beruhen auf den gesammelten Daten eines einzigen Pferdes. Dieses hat aber ausreichend oft die Verhaltensweise gezeigt. Die z- Achse rückt wieder weiter von 1 weg, wohingegen x und y wieder erhöhte Werte aufweisen. Betrachtet man die Videos zu diesem speziellen Pferd, fällt auf, dass es gleichzeitig zum nach vorne hinaus gestellten Bein, die rechte Vorderextremität weiter unter den Körper stellt. Somit steht das Pferd in Schrittstellung. Dies ist ebenfalls an den Werten zu erkennen. Während die x- Achse von LV weiter steigt, weil sich der Beschleunigungssensor nach hinten neigt, sinkt der Wert von RV, weil der Sensor in die andere Richtung geneigt ist.

„Entlasten RV“ kommt bei keinem Pferd vor.

Zu erwarten wäre ein ähnliches Muster wie bei dem Event „Entlasten LV“.

Das Entlasten der Vorderextremitäten erfolgte in einer geringeren Neigung als das Schildern, bei dem man einen deutlichen Unterschied im Vergleich zum Winkel beim Event „Stehen“ erkennen kann.

5.2 SONDEREVENTS

In weiterer Folge werden alle Sonderevents der Reihe nach graphisch dargestellt Die Reihenfolge ist „Scharren“ (s. Abbildung 19), „Liegen“ (s. Abbildung 20) und „Wälzen“ (s. Abbildung 21).

Scharren:

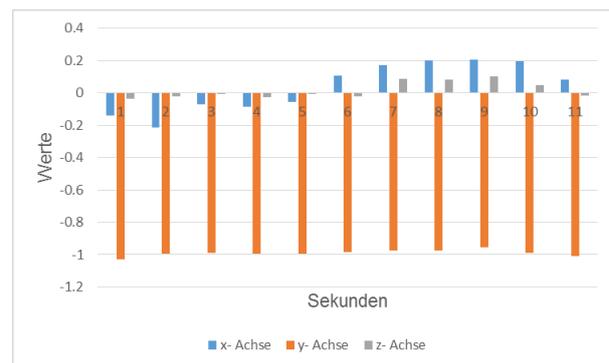
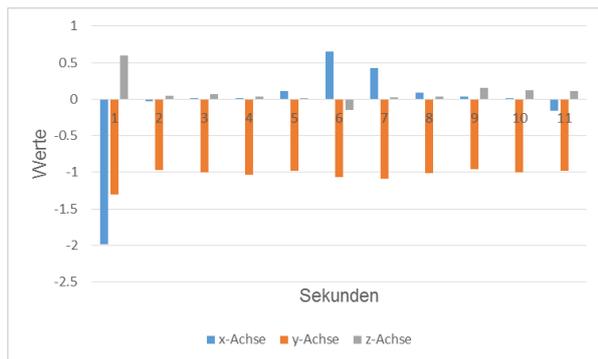
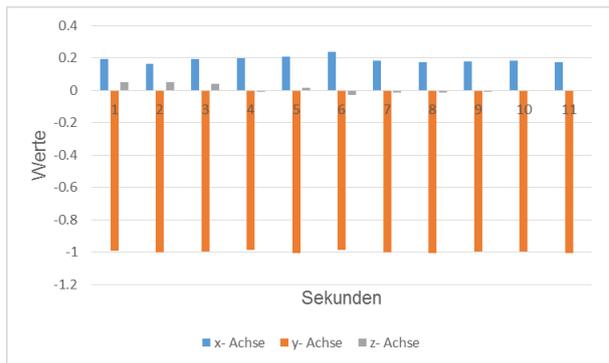
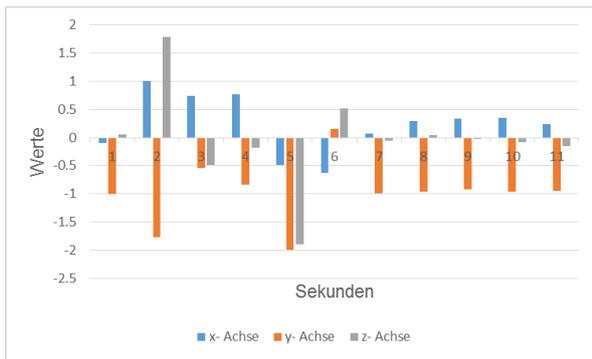
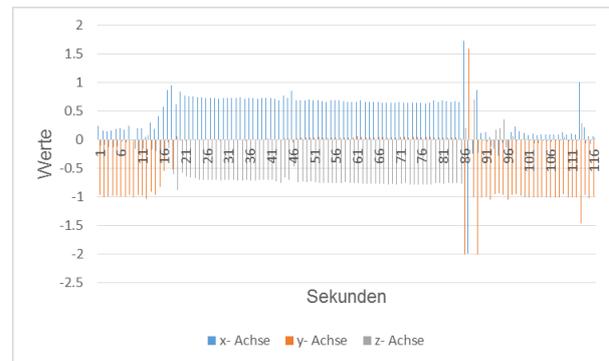
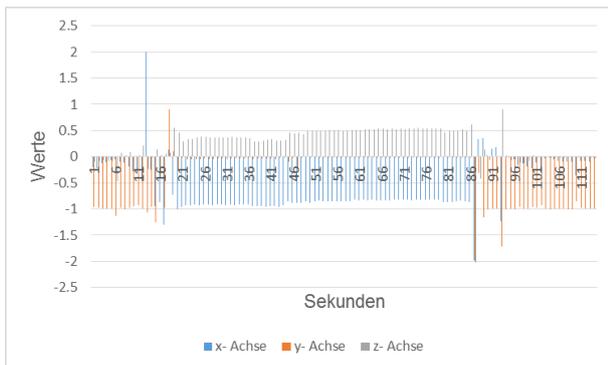


Abbildung 19: Momentaufnahme 'Scharren' LV/RV, LH/RH

In diesen Grafiken ist zu erkennen, dass das Pferd eine deutliche Bewegung in der linken Vorderextremität hat und die übrigen drei Beine ziemlich ruhig hält.

Liegen:



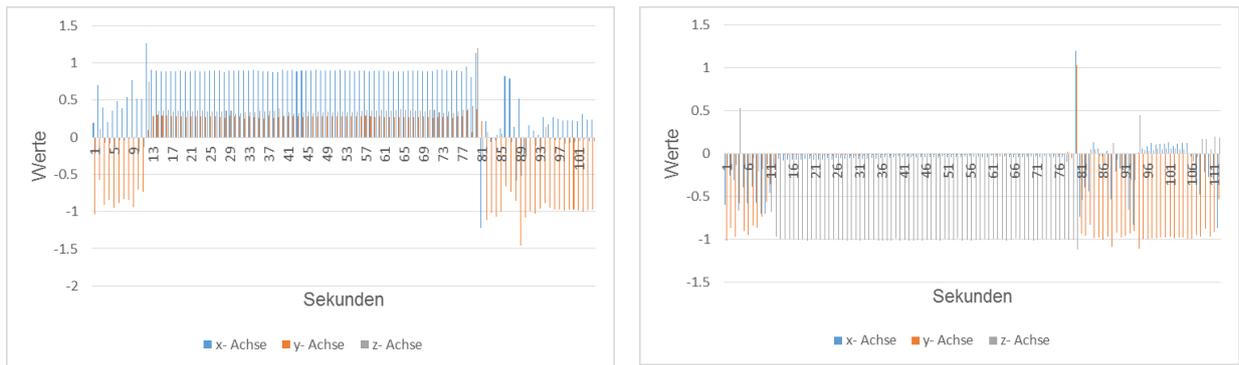


Abbildung 20: Momentaufnahme 'Liegen'

In diesen Diagrammen sieht man zusätzlich den Abliegevorgang zu Beginn, das ruhige Liegen, gekennzeichnet in der Mitte, und den Aufstehvorgang. Je nachdem wie viele Werte man vor und nach dem Event in das Diagramm einfließen lässt, sieht man mehr oder weniger deutlich ein ruhiges Verhaltensmuster vor und nach diesem Sonderevent.

Wälzen:

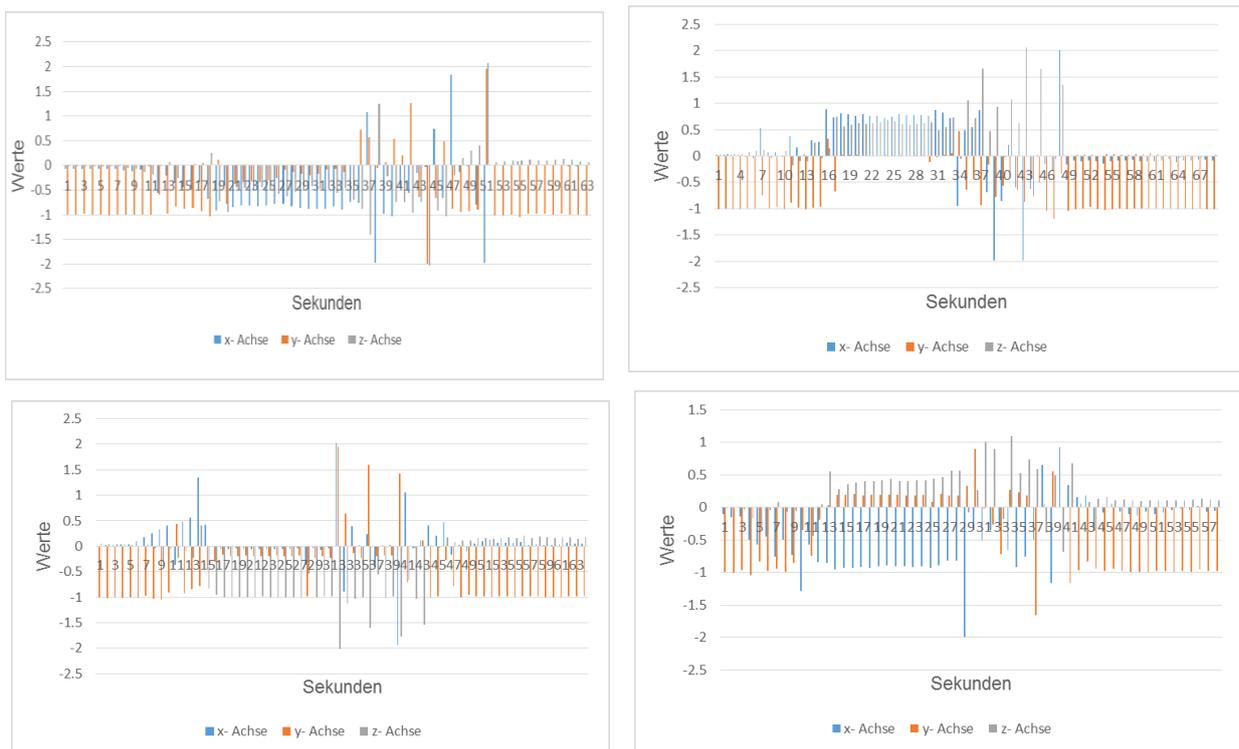


Abbildung 21: Momentaufnahme 'Wälzen'

Vergleicht man diese Grafiken mit den vorangegangenen, kann man ebenfalls wieder das Abliegen, Aufstehen und ein paar Sekunden ruhiges Liegen nachvollziehen. Hinzu kommt nun, dass die Werte im letzten Drittel des Liegens eine deutliche Bewegung

zeigen. In diesen Sekunden hat sich das Pferd gewälzt bevor es dann wieder aufgestanden ist.

5.3 VIDEOANALYSE

Nachdem nun die sensorbezogenen Ergebnisse erläutert wurden, folgen die pferdebezogenen Resultate, die während der Versuche selbst, durch Sichtung des Videomaterials und bei der Auswertung danach, aufgefallen sind. Hierbei werden etwaige Störungen wie das Verdrehen oder der Ausfall einer Kamera außer Acht gelassen.

Im Anschluss daran wird ein allgemeiner und zusammenfassender Überblick über die Ergebnisse aller Pferde als Menge gegeben.

Pferd 1:

- Steht lieber gerade als zu Schildern
- Schildert LH und RH gleichmäßig
- Allgemein unruhig (schwierig mit 20 Sekunden)
- LV öfter mal etwas nach vorne gestellt und somit entlastet
- Scharrt viel mit LV

Pferd 2:

- Narkolepsie
- Aufsetzkopper
- Schildert RH öfter als LH
- Grundsätzlich schildert es lieber als gerade zu stehen
- Verweilt sehr lange in Schilder Positionen und wechselt dann zum anderen Bein
- Stellt Vorderextremitäten lieber unter als nach vorne raus (außer beim Fressen)

Pferd 3:

- Kaum Schildern LH
- Wechselt oft ziemlich schnell Schilderpositionen hin und her (10-15 sec.)
- Steht mit den Hinterextremitäten sehr eng zusammen

Pferd 4:

- Steht oft links eng und rechts weit (gelegentlich umgekehrt)
- Schwankt viel im Stehen
- HR vermehrt untergestellt

Pferd 5:

- Steht vorne selten parallel, sondern versetzt
- Unruhig, ständig auf Futtersuche
- Hinterextremitäten werden gleichmäßig weit unter den Körper gestellt

Pferd 6:

- Schildert LH, setzt Fuß auf und verstellt dann erst eine Vorderextremität (LV mehr als RV) und schildert dann HR
- Schildert LH sehr viel mehr als RH
- Ständig auf Futtersuche
- Steht weniger als Schildern
- Liegt einmal

Pferd 7:

- Steht mehr als Schildern
- Schildert LH deutlich mehr als RH
- Steht oft links eng und rechts weit
- Sehr ruhig
- Steht meistens zeheneng (rotiert mal mehr, mal weniger die Hufe nach innen)

Pferd 8:

- Liegt einmal
- Steht gleichmäßig auf einer Seite eng und auf der anderen weit
- Stellt gerne eine Hinterextremitäten unter (gleichmäßig)

Pferd 9:

- Ständig auf Futtersuche
- Steht oft unter der Kamera, so dass man die Beine nicht sehen kann
- Steht oft in Schrittstellung

Pferd 10:

- LH öfter unter den Bauch gestellt

Pferd 11:

- Schildert RH mehr als LH
- Schildert viel mehr als Stehen
- Steht und schildert sehr lange (oft über 10 Minuten am Stück)
- Lieblingsstand: VE parallel, RH untergestellt, LH nach hinten (Schrittstellung)

Pferd 12:

- Schwierig Sequenzen >20 Sekunden zu finden
- Sehr nervös und läuft viel herum
- Schwankt sehr viel
- Kratzt sich sehr oft mit dem Hinterteil an den Wänden oder am Futtertrog
- Hinterextremitäten oft untergestellt (trotzdem sehr kurze Sequenzen)

Pferd 13:

- Steht mit Hinterextremitäten zehenweit
- Steht mit Hinterextremitäten oft versetzt oder mit einer nach hinten raus gestellt

Pferd 14:

- Pferd mit Behang
- Steht oft mit Hinterextremitäten in Schrittstellung
- Während es steht oder schildert, versetzt es oft die Beine auf der Stelle

Pferd 15:

- Steht nie gerade
- Steht regelmäßig auf einer Seite eng und auf der anderen weiter
- Stellt regelmäßig Hinterextremitäten nach hinten raus

Für alle Testpferde gilt gleichermaßen:

- Direktes Entlasten der Vorderbeine tritt nicht auf, höchstens beim Fressen wird vereinzelt ein Vorderbein nach vorne raus gestellt
- Stehen auf einer Seite enger als auf der anderen und das auch mehr als gerade
- Hinterextremitäten enger zusammen als Vorderextremitäten
- Beine eher untergestellt aus nach vorne raus
- Beine stehen oft in Schrittstellung (eher Hinterextremitäten)
- Oft entweder Vorderextremitäten oder Hinterextremitäten parallel und das andere Beinpaar in Schrittstellung

Um nun einen vergleichbaren Überblick zu geben, wurden die Pferde wieder in die zwei vorher definierten Gruppen „krank“ und „gesund“ eingeteilt (*siehe Tabelle 1: Detaillierte Auflistung der Versuchspferde*). Die Anzahl der Tätigkeiten wurden jeweils und für jedes Pferd individuell gezählt (*Anhang 8: Zusammenfassung der einzelnen Tätigkeiten pro Pferd*). Ebenso wurde jedes entstandene Video sequenziert, was zudem erlaubt die genaue Gesamtminutenzahl jeder Verhaltensweise zusammenzuzählen (*Anhang 9: Beispiel einer Sequenzierung eines Pferdes*)

Zusammenfassend kann man sagen, dass die Gruppe der gesunden Pferde (Pferd 5, 6, 8, 9, 13, 14, 15) gleich- und regelmäßig mit den Hinterextremitäten schilderte. Abhängig vom Alter und der Nervosität des einzelnen Individuums gab es grundsätzlich mehrere oder weniger Sequenzen der bestimmten Verhaltensmuster. Dies bestimmte außerdem wie oft das Versuchspferd ruhig auf allen vier Gliedmaßen ausreichend lang stehen blieb.

Betrachtete man die Gruppe der kranken Pferde (Pferd 1, 2, 3, 4, 7, 10, 11, 12) hingegen, ließ sich deutlich erkennen, dass es beim Schildern der Hinterbeine deutliche Unterschiede gab. Eine Hinterextremität wurde deutlich häufiger und länger entlastet als die kontralaterale Gliedmaße. Vergleicht man diese Ergebnisse mit der *Tabelle 1: Detaillierte Auflistung der Versuchspferde* kann die Vorgeschichte eine Erklärung für das unterschiedliche Schildern sein.

Auffällig bei Pferd 2, welches mgr. Arthrosen und OCDs in allen vier Fesselgelenken aufwies, war, dass es – ähnlich einem gesunden Pferd – gleich- und regelmäßiges Schildern zeigte. Auch die Anzahl der ‚Stehen‘ Sequenzen war ausgeglichen. Da es sich aber nur um ein einziges Versuchspferd mit einer gleichmäßigen Arthrose handelte, könnte dies auch bloß ein auffälliger Zufall gewesen sein. Hierzu müsste man weitere Studien mit mehreren Pferden solcher gleichmäßigen Erkrankungen durchführen.

Obwohl es nur 15 Pferde insgesamt, und nur 8 davon krank und 7 gesund waren, die bloß einmalig für acht bis 10 Stunden beobachtet wurden, war die Auswahl der Pferde und die Anzahl der Stunden ausreichend. In diesem pferdebezogenen Teil konnte ein erster Eindruck gewonnen werden, dass Pferde mit einer bekannten orthopädischen Erkrankung, die vor allem eine einzelne Extremität schlimmer betraf, diese Extremität häufiger entlasteten und schilderten als die Kontralaterale.

Als Resümee ist nochmal zu erwähnen, dass kein Versuchspferd die vordere rechte Extremität entlastet und nur eines LV.

Zusätzlich ist zu sagen, dass nur ein Pferd gescharrt hat und das niemals lang genug für die vereinbarten 20 Sekunden. Das gleiche gilt für ‚Liegen‘ und ‚Wälzen‘ bei allerdings insgesamt zwei Pferden.

Alles in allem reichen die Sensoren aus, um die vorgegebenen Events über die vertikale Beschleunigung zu erkennen. Ebenso über die Berechnung der sich verändernden Winkel. Außerdem sind die Datenlogger sogar sensibel genug, um nicht nur die Haupttätigkeiten „Stehen“ und „Schildern“ zu erkennen, sondern auch jegliche als Sonderevents definierte Verhaltensweisen.

6. DISKUSSION

Betrachtet man die Ergebnisse, lässt sich sagen, dass die Studie gut geeignet war, um die aufgestellten Hypothesen zu beweisen. Die Mini-Datenlogger MSR145 sind sensibel genug, um grundsätzlich unterschiedliche Verhaltensweisen voneinander unterscheiden zu können. Sowohl die gemessenen vertikalen Beschleunigungswerte als auch die errechneten Winkelveränderungen können explizit ‚Schildern‘ von ‚Stehen‘ einer Extremität unterscheiden.

Hypothese 1: Die Mini-Datenlogger MSR145 sind sensibel genug, um unterschiedliche Verhaltensweisen voneinander unterscheiden zu können. Diese Hypothese wurde bestätigt.

Hypothese 2: Die gemessenen vertikalen Beschleunigungswerte können ‚Schildern‘ von ‚Stehen‘ einer Extremität unterscheiden. Diese Hypothese wurde bestätigt.

Hypothese 3: Die errechneten Winkelveränderungen können ‚Schildern‘ von ‚Stehen‘ einer Extremität unterscheiden. Diese Hypothese wurde bestätigt.

Die sensorbezogenen Ergebnisse waren zufriedenstellend. Die Beschleunigungswerte der einzelnen Achsen, die sich bei ‚Stehen‘ entweder um 1 oder 0 bewegten und sich bei ‚Schildern‘ vom 0 Wert wegbewegten, konnten dadurch eindeutig den Verhaltensweisen zugeordnet werden. In einem vorangegangenen Experiment wurde bereits das ‚Schildern‘ untersucht, indem Accelerometer an den Hinterextremitäten befestigt wurden. Dies passierte aus derselben Motivation heraus wie in dieser Arbeit, um Lahmheiten durch Früherkennung von Abweichungen im Normalverhalten entdecken zu können (Macrae et al. 2019). Hierzu gehört auch das vermehrte Entlasten eines (Hinter)beins. Das ist hilfreich für die Vermeidung von schlimmeren medizinischen Schäden, indem das Pferd weiter trainiert wird, obwohl es schon Schmerzen hat, aber in der Bewegung noch sehr gut kompensieren kann.

Bei allen Events dieser Arbeit, die sich mit einer Bewegung beschäftigten, konnte dies durch Vergleichsgrafiken aller vier Extremitäten verdeutlicht werden. Dazu muss man sagen, dass man in dieser Arbeit allerdings keinen Wert darauf gelegt hat, um welche Bewegung es sich handelt. Zeigt der Sensor diese an, kann es sich um Schritt, Trab, Galopp, Hinlegen, Wälzen oder eben Scharren handeln. Allein letzteres Event kann dadurch unterschieden werden, dass die anderen drei Extremitäten währenddessen in der Regel ruhig verharren. Wichtig ist, hierzu alle Daten aller Sensoren gleichzeitig zu betrachten.

Wie auch schon in der Studie, in der es darum geht, verschiedene Methoden zur Befestigung eines Sensors am unteren Rücken eines Menschen zu vergleichen (Trojaniello et al. 2013), beschrieben, können Fehler in der Winkelmessung durch Verkippen des Sensors entstehen.

Da in dieser Arbeit die Winkelmessung entscheidend ist, um grundsätzlich eine Änderung der Extremitätenstellung erkennen zu können, wurde auch Augenmerk auf die Errechnung der Winkel gelegt. Zwar unterschieden sich die Werte deutlich, weshalb man diese den unterschiedlichen Verhaltensweisen gut zuordnen konnte, allerdings wusste man nicht, inwieweit der Sensor bereits verkippt war und inwiefern der errechnete Winkel somit größer war.

In einer weiteren Studie wurden die Erkenntnisse, die beim Menschen gewonnen wurden, auf Pferde umgelegt (Olsen et al. 2013). Es ging darum, dass Beschleunigungssensoren (wie in dieser Arbeit auch) an drei Stellen der Extremität befestigt wurden und je nach Lokalisation prozentual mehr oder weniger Verlagerung aufwiesen. Die geringste Verschiebung ergab sich (sowohl an der Vorder- als auch Hinterextremität) bei einer *craniocaudalen* Fixierung und zwar bei 5,1 % für vorne und 6,1 % für hinten. An zweiter Stelle stand die *dorsoventrale* Befestigung mit 13,4 % und 6,2 % und an dritter Stelle lag die *lateromediale* Version mit 105,7 % und 110,7 %. Trotzdem wurde sich für eine *laterale* Anbringung entschieden, da dies am einfachsten zu bewerkstelligen war. Zwar gab es in dieser Arbeit auch Fehlerwerte durch Verkippen des Sensors, allerdings waren diese erstens nicht gravierend groß und zweitens nicht relevant, da man trotzdem deutlich ein stehendes Bein von einem entlasteten oder geschilderten Bein unterscheiden konnte. Selbst ruhiges Liegen in Seitenlage wäre dank der nun fast horizontalen Ausrichtung der Datenlogger gut zu unterscheiden gewesen. Eine Studie zeigte deutlich, dass sich die Daten des MSR145 um den Wert 0 bewegten, da die vertikale Beschleunigung auf das Röhrbein in Seitenlage aufgrund der erwähnten Ausrichtung nicht gegeben war (Burla et al. 2017, DuBois et al. 2015). Es wurden Sequenzen von mindestens 30 Sekunden vorausgesetzt, um die Tätigkeit ‚Liegen‘ ausreichend analysieren zu können. Dieses Ergebnis wurde in dieser Arbeit ebenfalls herausgearbeitet und das obwohl nur zwei Pferde für eine sehr kurze Sequenz lagen.

Eine weitere Studie verglich die Sensoren MSR145 mit ALT-Pedometern und kam zu dem Schluss, dass MSR145 eine präzisere Variante zur Bewegungsanalyse von Pferden ist (Burla et al. 2014). Zudem war das die erste Studie, in der die Datenlogger zu diesem Zweck bei Pferden eingesetzt wurden. Für diese Arbeit waren vor allem die Untersuchungen im Stehen interessant. Diese zeigten, dass sich der vertikale Wert bei einer Beschleunigung von 1g befand. Dies wurde in dieser Arbeit ebenfalls herausgefunden. Interessant war außerdem, dass die Sensoren in gleicher Weise an der Extremität angebracht wurden und es mit der Ausrichtung und Befestigung in der lateralen Position keinerlei Probleme gab. Außerdem wurde ebenfalls das Event ‚Liegen‘ angesprochen, welches bereits bei Ziegen (Patt et al.

2012) und Kühen (Helmreich et al. 2009) erfolgreich untersucht wurde. Da die Ausrichtung des Sensors von vertikal nach horizontal wechselte, waren Beschleunigungen von 0 zu erwarten. Auch das konnte hier nachvollzogen werden.

Eines der interessantesten Paper beschrieb sämtliche Ideen, die für diese Arbeit auch berücksichtigt wurden und kam zu vielversprechenden Ergebnissen. Es geht um die Verhaltensüberwachung von mittelgradig lahmen im Vergleich zu gesunden Milchkühen durch Messung mit den Mini-Datenloggern MSR145 und gleichzeitiger Observation oder Videoüberwachung (Weigle et al. 2018). Die Ergebnisse zeigten deutlich, dass diese Sensoren ein nützliches und aussagekräftiges Hilfsmittel waren, um Lahmheiten durch Verhaltensänderung früher erkennen zu können. Deshalb war es angebracht diesen funktionierenden Versuchsaufbau adaptiert zu übernehmen und eine ähnliche Studie mit Pferden durchzuführen.

Kommt man nun zu ebenbesagten adaptierten Versuchen, fällt in der Auswertung auf, dass nur ein einziges Pferd (ausreichend oft und lang) LV entlastet hat und zudem die *kontralaterale* Extremität nicht senkrecht unter dem Körper stehen ließ, sondern in Schrittstellung verharrte. Dadurch änderte sich in der Zusammenfassung der Mittelwerte ebenfalls die Darstellung von RV. Würden mehrere Pferde dieses Verhalten zeigen und dabei senkrecht stehen, würde das bei weitem nicht so ins Gewicht fallen.

Bleibt man einen Moment bei der Auswertung der in den Ergebnissen präsentierten Abbildungen 16 & 17, fällt auf, dass es nicht nur in den beschriebenen Extremitäten, sondern auch bei den übrigen Gliedmaßen Abweichungen gab. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass die Pferde nur selten zu 100% gerade stehen, sobald sie mit einer Hinterextremität schildern. Das lässt die Frage offen, ob die kranken Versuchspferde dazu überhaupt in der Lage waren. Da die Verteilung von gesund zu krank bei 47 zu 53 % lag, könnte dies durchaus ins Gewicht fallen und erklären, warum die Werte sich vor allem im Vergleich zum ‚Stehen‘ recht weit von 0 weg bewegten. Es wurde zwar versucht nur die Sequenzen auszuwählen, in denen die Pferde für das menschliche Auge auf den Videos gerade standen, aber die Datenlogger messen grundsätzlich sehr fein. Viel feiner als das menschliche Auge die genaue Startzeit des Events wahrnehmen konnte, was eine potentielle Fehlerquelle darstellt. Nicht wahrnehmbare, aber von den empfindlichen Sensoren bereits messbare Schwankungen könnten eben eine Erklärung für die Abweichungen sein (Moorman et al. 2017, Nauwelaerts et al. 2017).

Dies leitet dazu über, dass während der Versuche einige Punkte auffielen, die man im Nachhinein optimieren könnte. Zum einen könnte man mehr als zwei Kameras verwenden, um

zu gewährleisten, dass immer der ganze Aufenthaltsbereich des Pferdes eingesehen werden kann. Denn manchmal war dies nicht möglich. Hinzu kommt, dass es hilfreich ist, wenn die Box die perfekte Größe hat. Bei einer zu großen Box sind die Ecken oft zu dunkel und die Extremitäten sind dadurch nicht gut bis gar nicht erkennbar. Ist die Box dahingegen zu klein, müssen die Kameras auf Rumpfhöhe und nach unten geneigt angebracht werden, damit der Pferdekörper bei einer Ansicht von schräg oben nicht die Extremitäten verdeckt. Weiterns wäre es hilfreich, wenn die Kameras fester an den Boxenstäben befestigt werden könnten, damit das Pferd diese nicht verdrehen kann. Zudem ist es nützlich, wenn die Box gut ausgeleuchtet ist. Zwar hatten die verwendeten Kameras eine Nachtsichtfunktion, allerdings waren die Bilder dann etwas unscharf, was wiederum dazu führte, dass die Verhaltensmuster vom menschlichen Auge ein paar Sekunden später erkannt wurden als von den Sensoren. Zum Beispiel konnte man nicht immer deutlich erkennen, ob das Pferd überhaupt schildert oder doch nur steht.

Dies leitet zum nächsten Punkt über, dass die Sensoren viel sensibler auf Bewegung reagierten als gedacht und zudem viel früher andere Werte anzeigten als das menschliche Auge überhaupt eine Veränderung wahrnahm. Manchmal reichte eine reine Gewichtsverlagerung im Stehen von einem Hinterbein aufs Andere, um eine Bewegung angezeigt zu bekommen. Außerdem konnte es passieren, dass der Sensor an sich auf dem Bein hin und her rutschte und so bereits eine geringe Winkeländerung vorlag, obwohl das Pferd gerade gleichmäßig stand.

Zeigten die Werte eines Datenloggers Bewegung an, konnte nicht unterschieden werden, welches Verhaltensmuster auftrat. So waren Gehen und ‚Wälzen‘ nicht voneinander zu unterscheiden. Dies war der Grund, warum die Auswertung des Vorversuchs zu keiner weiterbringenden Erkenntnis geführt hatte und verworfen wurde. Das Pferd war zu unruhig, trabte, galoppierte und bockte in dem zu großen Paddock und zeigte keine der festgelegten Verhaltensweisen lang genug, um sie vernünftig auswerten zu können. Wozu die Erkennung von Bewegung allerdings gut genutzt werden kann, ist, um das Ausbleiben von Ruhephasen zu bemerken. Dies wäre vor allem wichtig, wenn man die Sensoren zur Koliküberwachung verwenden möchte. Einzig und allein ‚Scharren‘ könnte man noch unterscheiden, aber nur, wenn man alle vier Gliedmaßen gleichzeitig betrachtet. So sieht man, dass nur in einem Bein eine Bewegung stattfindet und die anderen währenddessen weitestgehend ruhig gehalten werden. Auch das kann bei einer Koliküberwachung hilfreich sein.

Alle Verhaltensweisen, die mit Bewegung einhergehen, wurden aufgrund der Zielsetzung der Arbeit als Sonderevents behandelt.

Aus diesem Grund wurden zwei Arten von Grafiken gewählt. Die Erste für alle ruhigen Verhaltensweisen, um durch die Mittelwerte einen guten Überblick über alle Sequenzen zu erhalten. Als zweite Darstellungsart wurden die Balkendiagramme direkt aus den Rohdaten der Sensoren generiert, um die Werte zuordnen und überhaupt erst erkennen zu können, welche Verhaltensweise sich graphisch wie äußerte. Beide Grafiktypen sind repräsentativ.

Anzumerken wäre noch, dass Pferde mit deutlichem Behang ungeeignet waren, da man in diesem Setting, mit der eher mäßigen Auflösung der Kameras, das Schildern nicht deutlich erkennen konnte.

Als letzter Punkt wäre noch anzuführen: Verfolgt man das Ziel, die Be- und Entlastungsphasen noch spezifischer den orthopädischen Erkrankungen zuordnen zu wollen, wäre es hilfreich Pferde mit nur einer einzigen Problematik an einer Gliedmaße auszuwählen. Da dies bei dieser Arbeit aber nicht die direkte Fragestellung war, ist die Auswahl der Versuchspferde zufriedenstellend.

Die Studie bietet trotzdem einen vielversprechenden Ausblick für weitere Forschungen, da unter anderem auch die Anzahl der Tätigkeiten jeweils und für jedes Pferd individuell gezählt wurde (*Anhang 8: Zusammenfassung der einzelnen Tätigkeiten pro Pferd*). Ebenso wurde jedes entstandene Video sequenziert, was zudem erlaubt die genaue Gesamtminutenzahl jeder Verhaltensweise zusammenzuzählen (*Anhang 9: Beispiel einer Sequenzierung eines Pferdes*). Daraus ließen sich einige interessante Sachen erkennen, die bereits in den Ergebnissen erläutert wurden (siehe 5.3 VIDEOANALYSE).

Zusammenfassend kann man sagen, dass die Studie sinnvoll war, um einen guten ersten Eindruck in das Messen von Ruheverhalten bei Pferden zu bekommen. In Zukunft könnte man daraus ein Warnsystem erstellen, das die individuellen Muster eines jeden Pferdes durch eine Langzeitanalyse mit den Datenloggern bereits kennt und alle Abweichungen hiervon automatisch meldet. So könnte vermehrtes Scharren und das Ausbleiben von normalem Ruheverhalten auf eine Kolik hindeuten oder das plötzlich vermehrte Entlasten einer einzelnen Extremität auf eine Lahmheit schließen lassen.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Diese Arbeit wurde angefertigt, um Pferde zu überwachen und bestimmte Verhaltensweisen den Messwerten der Mini-Datenlogger MSR145 mit Hilfe einer Videoüberwachung zuzuordnen. Eine Arbeit, die diese Dinge untersucht, wurde in der Form noch nicht durchgeführt und kann als Ergänzung zu den bestehenden Studien gesehen werden, die sich hauptsächlich mit gemessenen Bewegungsanalysen in Schritt, Trab, Galopp und dem Erkennen von Lahmheiten beschäftigen.

Die Hypothesen beschäftigten sich zum einen damit, ob die Mini-Datenlogger MSR145 sensibel genug sind, um unterschiedliche Verhaltensweisen voneinander unterscheiden zu können. Zum anderen, ob die gemessenen vertikalen Beschleunigungswerte und/oder errechneten Winkelveränderungen ‚Schildern‘ von ‚Stehen‘ einer Extremität unterscheiden können.

Die Pferde werden in einer geeigneten Umgebung mit den Sensoren ausgestattet und acht bis 10 Stunden von zwei Kameras gefilmt. Die Auswertung erfolgt durch Sichten des Videomaterials und Notieren, wann das Pferd welches Event gezeigt hat. Somit kann man die Daten exakt diesen Events zuordnen. Pro Verhaltensweise gab es fast immer zehn x 20 Sekunden Sequenzen und im Anschluss daran wird ein signifikanter Mittelwert gebildet. Diese Werte werden in Grafiken veranschaulicht.

Wenn das Pferd entlastet oder schildert, ändern sich die vertikale Beschleunigung und der Winkel in der vertikalen Achse an einem Bein, während wenn das Pferd liegt, die Änderung in der horizontalen Achse auftritt.

Zusammenfassend kann man sagen, dass alle Hypothesen bewiesen worden sind und die Studie hilfreich ist, um einen ersten Einblick in das Monitoring von Ruheverhalten bei Pferden zu bekommen. Dies kann bei der Früherkennung von Lahmheiten oder Koliken eine wichtige Rolle spielen.

8. SUMMARY

This study was done in order to monitor horses and assign certain behaviours to the measured values of the mini data loggers MSR145 by means of video surveillance. Previous studies mainly deal with measured motion analysis in walking, trotting, galloping and the detection of lameness but none have used the methods utilised in this study.

On the one hand the hypotheses state whether the MSR145 mini data loggers are sensitive enough to be able to distinguish between different types of behaviour. On the other hand, whether the measured vertical acceleration values and/or calculated angle changes can distinguish 'resting' from 'standing' of an extremity.

The horses were equipped with the sensors in a suitable environment and filmed for eight to ten hours by two cameras.

The evaluation was performed by viewing the video material and recording when the horse showed each event. Thus the data can be exactly assigned. There were almost always ten x 20 second sequences per behaviour and a significant average value is formed. These values are illustrated in graphics.

When the horse relieves one leg the angle in the vertical axis and the vertical acceleration changes on this leg, while when the horse is recumbent, the change occurs in the horizontal axis.

In summary, all hypotheses have been proven and the study is helpful to get a first view of the measurement of resting behaviour in horses. The results of this study can play an important role in the early detection of lameness or colic.

9. LITERATURVERZEICHNIS

Back W, Clayton HM, Hrsg. 2013. Equine locomotion. Zweite. ed. Edinburgh: Saunders Elsevier, 502.

Back W, SCHAMHARDT HC, SAVELBERG HHCM, BOGERT AJ, BRUIN G, HARTMAN W, BARNEVELD A. 1995a. How the horse moves: 1. Significance of graphical representations of equine forelimb kinematics. *Equine veterinary journal*, 27 (1): 31–38. DOI 10.1111/j.2042-3306.1995.tb03029.x.

Back W, SCHAMHARDT HC, SAVELBERG HHCM, BOGERT AJ, BRUIN G, HARTMAN W, BARNEVELD A. 1995b. How the horse moves: 2. Significance of graphical representations of equine hind limb kinematics. *Equine veterinary journal*, 27 (1): 39–45. DOI 10.1111/j.2042-3306.1995.tb03030.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.

Baxter GM, Adams OR. 2011. Adams and Stashak's lameness in horses. Sechsteth ed. Ames, Iowa: Wiley-Blackwell, 1242.

Bierbaum S, Peper A, Karamanidis K, Arampatzis A. 2010. Adaptational responses in dynamic stability during disturbed walking in the elderly. *Journal of biomechanics*, 43 (12): 2362–2368. DOI 10.1016/j.jbiomech.2010.04.025.

Bragança FM, Bosch S, Voskamp JP, Marin-Perianu M, van der Zwaag BJ, Vernooij JCM, van Weeren PR, Back W. 2017. Validation of distal limb mounted inertial measurement unit sensors for stride detection in Warmblood horses at walk and trot. *Equine veterinary journal*, 49 (4): 545–551. DOI 10.1111/evj.12651.

Burla J-B, Ostertag A, Patt A, Bachmann I, Hillmann E. 2016. Effects of feeding management and group composition on agonistic behaviour of group-housed horses. *Applied Animal Behaviour Science*, 176: 32–42. DOI 10.1016/j.applanim.2016.01.011.

Burla J-B, Ostertag A, Schulze Westerath H, Hillmann E. 2014. Gait determination and activity measurement in horses using an accelerometer. *Computers and Electronics in Agriculture*, 102: 127–133. DOI 10.1016/j.compag.2014.01.001.

Burla J-B, Rufener C, Bachmann I, Gygax L, Patt A, Hillmann E. 2017. Space Allowance of the Littered Area Affects Lying Behavior in Group-Housed Horses. *Frontiers in veterinary science*, 4: 23. DOI 10.3389/fvets.2017.00023.

Clayton HM. 1996. Instrumentation and Techniques in Locomotion and Lameness. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, 12 (2): 337–350. DOI 10.1016/S0749-0739(17)30285-7.

Cruz AM, Maninchedda UE, Burger D, Wanda S, Vidondo B. 2017. Repeatability of gait pattern variables measured by use of extremity-mounted inertial measurement units in nonlame horses during trotting. *American journal of veterinary research*, 78 (9): 1011–1018. DOI 10.2460/ajvr.78.9.1011.

- Cruz AM, Vidondo B, Ramseyer AA, Maninchedda UE. 2018. Effect of trotting speed on kinematic variables measured by use of extremity-mounted inertial measurement units in nonlame horses performing controlled treadmill exercise. *American journal of veterinary research*, 79 (2): 211–218. DOI 10.2460/ajvr.79.2.211.
- Dalin G, Jeffcott LB. 1985. Locomotion and gait analysis. *The Veterinary clinics of North America. Equine practice*, 1 (3): 549–572.
- Degueurce C, Dietrich G, Pourcelot P, Denoix JM, Geiger D. 1996. Three-dimensional kinematic technique for evaluation of horse locomotion in outdoor conditions. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 34 (3): 249–252. DOI 10.1007/BF02520082.
- Du S, Sun W, Gao Y. 2017. Improving Observability of an Inertial System by Rotary Motions of an IMU. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 17 (4). DOI 10.3390/s17040698.
- DuBois C, Zakrajsek E, Haley DB, Merkies K. 2015. Validation of triaxial accelerometers to measure the lying behaviour of adult domestic horses. *Animal : an international journal of animal bioscience*, 9 (1): 110–114. DOI 10.1017/S175173111400247X.
- 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 SJ. 2013. Equine Lameness : Clinical Judgment Meets Advanced Diagnostic Imaging. <https://pdfs.semanticscholar.org/80a1/15eb7d2ae43d06b7141e1fc0ebca7f01b299.pdf>.
- Egan S, Brama P, McGrath D. 2019. Research trends in equine movement analysis, future opportunities and potential barriers in the digital age: A scoping review from 1978 to 2018. *Equine veterinary journal*. DOI 10.1111/evj.13076.
- Fries M, Montavon S, Spadavecchia C, Levionnois OL. 2017. Evaluation of a wireless activity monitoring system to quantify locomotor activity in horses in experimental settings. *Equine veterinary journal*, 49 (2): 225–231. DOI 10.1111/evj.12568.
- Galisteo AM, CANO MR, MORALES JL, Miró F, VIVO J, AGÜERA E. 1997. Kinematics in horses at the trot before and after an induced forelimb supporting lameness. *Equine veterinary journal*, 29 (S23): 97–101. DOI 10.1111/j.2042-3306.1997.tb05064.x.
- GREGORY B. 2014. The biomechanics of equine locomotion. In: Hodgson DR, McKeever KH, McGowan CM, Hrsg. *The athletic horse. Principles and practice of equine sports medicine*. Zweitend ed. St. Louis: Saunders/Elsevier, 266–281.
- Helmreich S, Wechsler B, Jungbluth T, Hauser R. 2009. Validation of a novel data logger for recording lying behaviour of dairy cows and its application on robotic milking farms. *Proceedings of the 43rd Congress of the International Society*.
- 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. 2019. Reliability of equine visual lameness classification. *The Veterinary record*, 184 (2): 60–62. DOI 10.1136/vr.k5366.

- 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.
- Kopniak P, Bocian K. 2016. Differentiating horse walk and trot on the basis of inertial motion capture. In: . *Proceedings, 2016 9th International Conference on Human System Interactions (HSI)*. Portland Building, University of Portsmouth, Portsmouth, United Kingdom, 06-08 July, 2016. Piscataway, NJ: IEEE, 270–276.
- Lamoth CJ, van Deudekom FJ, van Campen JP, Appels BA, Vries OJ de, Pijnappels M. 2011. Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8: 2. DOI 10.1186/1743-0003-8-2.
- Lopes MAF, Dearo ACO, Lee A, Reed SK, Kramer J, Pai PF, Yonezawa Y, Maki H, Morgan TL, Wilson DA, Keegan KG. 2016. An attempt to detect lameness in galloping horses by use of body-mounted inertial sensors. *American journal of veterinary research*, 77 (10): 1121–1131. DOI 10.2460/ajvr.77.10.1121.
- López-Sanromán FJ, Holmbak-Petersen R, Varela M, del Alamo AM, Santiago I. 2013. Accelerometric comparison of the locomotor pattern of horses sedated with xylazine hydrochloride, detomidine hydrochloride, or romifidine hydrochloride. *American journal of veterinary research*, 74 (6): 828–834. DOI 10.2460/ajvr.74.6.828.
- Macrae AM, Schneider D, Zobel G. 2019. Using accelerometers to automate the identification of the standing-rest position in a horse. *Journal of Veterinary Behavior*, 29: 157. DOI 10.1016/j.jveb.2018.06.038.
- McCracken MJ, Kramer J, Keegan KG, Lopes M, Wilson DA, Reed SK, LaCarrubba A, Rasch M. 2012. Comparison of an inertial sensor system of lameness quantification with subjective lameness evaluation. *Equine veterinary journal*, 44 (6): 652–656. DOI 10.1111/j.2042-3306.2012.00571.x.
- Miró F, Santos R, Garrido-Castro JL, Galisteo AM, Medina-Carnicer R. 2009. 2D versus 3D in the kinematic analysis of the horse at the trot. *Veterinary research communications*, 33 (6): 507–513. DOI 10.1007/s11259-008-9196-x.
- Moe-Nilssen R, Helbostad JL. 2005. Interstride trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults. *Gait & Posture*, 21 (2): 164–170. DOI 10.1016/j.gaitpost.2004.01.013.
- Moorman VJ, Kawcak CE, King MR. 2017. Evaluation of a portable media device for use in determining postural stability in standing horses. *American journal of veterinary research*, 78 (9): 1036–1042. DOI 10.2460/ajvr.78.9.1036.
- Moorman VJ, Reiser RF, McIlwraith CW, Kawcak CE. 2012. Validation of an equine inertial measurement unit system in clinically normal horses during walking and trotting. *American journal of veterinary research*, 73 (8): 1160–1170. DOI 10.2460/ajvr.73.8.1160.

- Morrison R, Sutton DGM, Ramsoy C, Hunter-Blair N, Carnwath J, Horsfield E, Yam PS. 2015. Validity and practical utility of accelerometry for the measurement of in-hand physical activity in horses. *BMC veterinary research*, 11: 233. DOI 10.1186/s12917-015-0550-2.
- Muybridge E, Brown LS, Hrsg. 1957. *Animals in motion*. New York, NY: Dover, 183.
- Nauwelaerts S, Hobbs SJ, Back W. 2017. A horse's locomotor signature: COP path determined by the individual limb. *PloS one*, 12 (2): e0167477. DOI 10.1371/journal.pone.0167477.
- Olsen E, Andersen PH, Pfau T. 2012. Accuracy and precision of equine gait event detection during walking with limb and trunk mounted inertial sensors. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 12 (6): 8145–8156. DOI 10.3390/s120608145.
- Olsen E, Pfau T, Ritz C. 2013. Functional limits of agreement applied as a novel method comparison tool for accuracy and precision of inertial measurement unit derived displacement of the distal limb in horses. *Journal of biomechanics*, 46 (13): 2320–2325. DOI 10.1016/j.jbiomech.2013.06.004.
- 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.
- Patt A, Gygax L, Wechsler B, Hillmann E, Palme R, Keil NM. 2012. The introduction of individual goats into small established groups has serious negative effects on the introduced goat but not on resident goats. *Applied Animal Behaviour Science*, 138 (1-2): 47–59. DOI 10.1016/j.applanim.2012.02.012.
- PEHAM C, Licka T, GIRTLE R, SCHEIDL M. 1999. Supporting forelimb lameness: clinical judgement vs. computerised symmetry measurement. *Equine veterinary journal*, 31 (5): 417–421.
- 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.
- Poore LAB, Licka TL. 2011. A Quantitative Review of the Equinanalysis System for Equine Locomotion Analysis. *Journal of Equine Veterinary Science*, 31 (12): 717–721. DOI 10.1016/j.jevs.2011.05.016.
- Reefmann N, Wechsler B, Gygax L. 2009. Behavioural and physiological assessment of positive and negative emotion in sheep. *Animal Behaviour*, 78 (3): 651–659. DOI 10.1016/j.anbehav.2009.06.015.
- Ricci L, Taffoni F, Formica D. 2016. On the Orientation Error of IMU: Investigating Static and Dynamic Accuracy Targeting Human Motion. *PloS one*, 11 (9): e0161940. DOI 10.1371/journal.pone.0161940.
- Robilliard JJ, Pfau T, Wilson AM. 2007. Gait characterisation and classification in horses. *The Journal of experimental biology*, 210 (Pt 2): 187–197. DOI 10.1242/jeb.02611.

- Scheibe KM, Gromann C. 2006. Application testing of a new three-dimensional acceleration measuring system with wireless data transfer (WAS) for behavior analysis. *Behavior research methods*, 38 (3): 427–433. DOI 10.3758/BF03192796.
- Seghers T, Maninchedda UE, Vidondo B, Ramseyer A, Cruz AM. 2018. Effect on kinematic gait variables of two methods of inertial measurement unit sensor attachment to the extremities of horses under controlled conditions of treadmill exercise in sound horses at the walk and trot: A pilot study. *Pferdeheilkunde Equine Medicine*, 34 (4): 333–340. DOI 10.21836/PEM20180403.
- Sepulveda Caviedes MF, Forbes BS, PFAU T. 2018. Repeatability of gait analysis measurements in Thoroughbreds in training. *Equine veterinary journal*, 50 (4): 513–518. DOI 10.1111/evj.12802.
- Thompson CJ, Luck L, Keshwani J, Pitla S. 2017. Effect of sensor placement on acceleration data to monitor equine activity. *Journal of Equine Veterinary Science*, 52: 65. DOI 10.1016/j.jevs.2017.03.070.
- Trojaniello D, Cao S, Cereatti A, Della Croce U. 2013. Single IMU gait event detection methods: Sensitivity to imu positioning. *Gait & Posture*, 37: S24. DOI 10.1016/j.gaitpost.2012.12.052.
- van Weeren R. 2012. Equine biomechanics: from an adjunct of art to a science in its own right. *Equine veterinary journal*, 44 (5): 506–508. DOI 10.1111/j.2042-3306.2012.00619.x.
- Vincent, Antoine-François. *Mémoire artificielle des principes relatifs à la fidelle représentation des animaux, tant en peinture qu'en sculpture. Première partie concernant le cheval, par feu M. Goiffon et par M. Vincent,...* Ouvrage également intéressant pour les personnes qui se destinent à l'art de monter à cheval...
- Weigele HC, Gygax L, Steiner A, Wechsler B, Burla J-B. 2018. Moderate lameness leads to marked behavioral changes in dairy cows. *Journal of dairy science*, 101 (3): 2370–2382. DOI 10.3168/jds.2017-13120.
- 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*, 33 (S33): 135–140. DOI 10.1111/j.2042-3306.2001.tb05376.x.
- WELLER R, PFAU T, BABBAGE D, BRITTIN E, MAY SA, WILSON AM. 2006. Reliability of conformational measurements in the horse using a three-dimensional motion analysis system. *Equine veterinary journal*, 38 (7): 610–615.
- <https://www.msr.ch/de/produkt/msr145/> (Zugriff 15.09.2019)
- [https://www.msr.ch/media/pdf/Datenlogger MSR145 Datenblatt de.pdf](https://www.msr.ch/media/pdf/Datenlogger_MSR145_Datenblatt_de.pdf) (Zugriff 15.09.2019)
- <https://de.khanacademy.org/math/statistics-probability/summarizing-quantitative-data/box-whisker-plots/a/box-plot-review> (Zugriff 15.09.2019)

10. ABBILDUNGS- UND TABELLENVERZEICHNIS

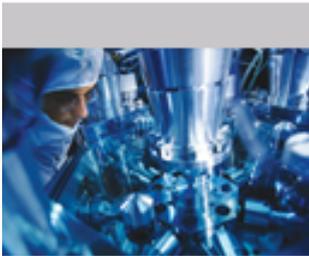
Abbildung 1: Bewegungsablauf einer gesunden Vorderextremität im Trab (Back und Clayton 2013).....	4
Abbildung 2: Leuchtmarkerpositionen bei Bewegungsanalyse (Back und Clayton 2013)	7
Abbildung 3: Blickwinkel Kamera 1 (linke Ecke)	22
Abbildung 4: Blickwinkel Kamera 2 (rechte Ecke)	22
Abbildung 5: Anbringung des Mini-Datenloggers MSR145 an der Pferdextremität	23
Abbildung 6: Versuchsaufbau	23
Abbildung 7: Darstellung der z-Achsenverschiebung bei Positionsänderung des Pferdebeines	25
Abbildung 8: Koordinatenachsen in Bezug auf den Pferdekörper	26
Abbildung 9: Zusammenfassung 'Stehen'	27
Abbildung 10: Momentaufnahme 'Scharren LV'	28
Abbildung 11: Momentaufnahme 'Stehen LH'	28
Abbildung 12: Erläuterung Boxplot (https://de.khanacademy.org)	30
Abbildung 13: Boxplot vertikale Beschleunigungen	31
Abbildung 14: Boxplot Winkel	32
Abbildung 15: Zusammenfassung 'Stehen'	36
Abbildung 16: Zusammenfassung 'Schildern LH'	37
Abbildung 17: Zusammenfassung 'Schildern RH'	38
Abbildung 18: Zusammenfassung 'Entlasten LV'	39
Abbildung 19: Momentaufnahme 'Scharren' LV/RV, LH/RH	40
Abbildung 20: Momentaufnahme 'Liegen'	41
Abbildung 21: Momentaufnahme 'Wälzen'	41
Abbildung 22: Winkelberechnung	62
Abbildung 23: Winkelberechnung zu Senkrechten	62
Tabelle 1: Detaillierte Auflistung der Versuchspferde	16
Tabelle 2: Evaluierte Parameter	24
Tabelle 3: Koordinatentransformation	26
Tabelle 4: Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest	32
Tabelle 5: T-Test bei gepaarten Stichproben	33
Tabelle 6: Wilcoxon Test	35

11. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

LH.....	Extremität links hinten
LHz.....	z-Achse der linken hinteren Extremität
LV.....	Extremität links vorne
LVz.....	z-Achse der linken vorderen Extremität
mgr.....	mittelgradig
mk.....	männlich kastriert
OCD.....	Osteochondrales Fragment
RH.....	Extremität rechts hinten
RHz.....	z-Achse der rechten hinteren Extremität
RV.....	Extremität rechts vorne
RVz.....	z-Achse der rechten vorderen Extremität
Sx.....	Rohdaten x-Achse
Sy.....	Rohdaten y-Achse
Sz.....	Rohdaten z-Achse
w.....	weiblich
x.....	x-Achse
y.....	y-Achse
z.....	z-Achse

12. ANHANG

Anhang 1: Datenblatt Mini-Datenlogger MSR145



MSR 145: Mini-Datenlogger für Temperatur, Feuchte, Druck, Licht, Beschleunigung



Der kompakte Universal-Datenlogger MSR145 ist in der Lage, die fünf wichtigsten physikalischen Messgrößen Temperatur, Feuchte, Luftdruck, Lage/3-Achsen-Beschleunigung und Licht über einen langen Zeitraum hinweg zeitgleich zu messen und zu speichern.

Frei wählbare Messraten von bis zu 50 Messungen pro Sekunde garantieren die lückenlose Dokumentation schneller Verläufe. Je nach Einstellung der Messrate und Wahl des Akkus sind mit dem MSR145 Datenaufzeichnungen von bis zu zwei Jahren möglich. Sämtliche Messwerte lassen sich zur Datenanalyse via USB-Schnittstelle oder microSD-Karte schnell auf einen Rechner übertragen.

Sie haben die Wahl zwischen verschiedenen Gehäusen, Akku-Kapazitäten und Sensoren. Zusätzlich können Sie Ihren Datenlogger mit analogen Eingängen für externe Fremdsensoren ausstatten lassen.

Allgemeine technische Daten

Speicherkapazität:	Über 2'000'000 Messwerte, mit optionaler microSD-Karte erweiterbar auf über 1 Milliarde Messwerte.
Taster:	Mit dem Taster setzen Sie Markierungen (Markierfunktion) oder starten und stoppen die Messung.
LED:	Blau: Anzeige Datenaufzeichnung Rot: Alarmanzeige Gelb: Ladezustandsanzeige
Spannungsbereich:	<ul style="list-style-type: none"> Lithium-Polymer-Akku 230 mAh oder 900 mAh Das Laden des Akkus erfolgt über den USB-Anschluss.
Integrierbare Sensoren:	Auswahl an Sensoren für Temperatur, rel. Feuchte, Druck, Licht und 3-Achsen-Beschleunigung/Lage.
Optionen:	Ladestation (USB-Hub) für 7 MSR 145
Interface:	USB
PC-Software:	Kostenlose Setup-, Reader-, Viewer- und Onlinesoftware (Windows XP/Vista/7/8/10) zur Erfassung und Auswertung der Daten. Sämtliche Messwerte lassen sich sowohl während der Messungen als auch nach Ihrem Abschluss mittels USB schnell auf einen PC übertragen. Dank der integrierten Uhr (RTC) lassen sich die Daten beliebig vieler MSR 145 zeitsynchron in einer einzigen Messdatei zusammenfügen.
Betriebsbedingungen:	<ul style="list-style-type: none"> Temperatur -20...+65° C
Lagerbedingungen:	<ul style="list-style-type: none"> Temperatur +5...+45° C (ideale Lagerbed. für Batterie) 10...95 % relative Feuchte, nicht kondensierend
Normen:	Der MSR 145 entspricht der EU-Richtlinie RoHS / WEEE.

Auswahl Gehäuse und Akku

Gehäuse Typ	Gehäusematerial Batteriekapazität	Abbildung	Abmessungen (B x H x L) Gewicht	Medium
standard d IP 60	PC-Gehäuse 230 mAh		27 x 16 x 53 mm ca. 20 g	Luft
	PC-Gehäuse 900 mAh		39 x 23 x 72 mm ca. 56 g	
Wasserfest IP 67	Silikon-schlauch 230 mAh		20 x 14 x 62 mm ca. 18 g	Luft, div. Flüssigkeiten
	PC-Gehäuse 230 mAh		27 x 16 x 53 mm ca. 27 g	
	PC-Gehäuse 900 mAh		39 x 23 x 72 mm ca. 64 g	

Auswahl der Sensoren

Stellen Sie sich Ihren MSR145 Datenlogger individuell zusammen und wählen Sie die gewünschten internen und externen Sensoren (Kabellänge 0,20 m, 1,0 m, 1,6 m).

Messgröße	Messbereich	Genauigkeit	Mess-/Speicherrate
Temperatur	ext.: -10...+58 °C	±0,1 °C (+5...+45 °C) ±0,2 °C (-10...+58 °C)	1 /s bis alle 12 h
	ext.: -55...+125 °C	±0,5 °C (-10...+65 °C) ±2 °C (-55...+125 °C)	
	int.: -20...+65 °C	±0,5 °C (-10...+65 °C) ±2 °C (-55...+125 °C)	
	ext.: 1 oder 4 Anschlüsse für Thermoelem. K-Typ (ohne Sensor) -250...+1200 °C		
Relative Feuchte mit integrierter Temperatur	0...100% rel. Feuchte	±2% rel. Feuchte (10...85%, 0...+40 °C)	1 /s bis alle 12 h
	ext.: -20...+85 °C int.: -20...+65 °C	±4% rel. Feuchte (85...95%, 0...+40 °C)	
Luftdruck absolut, mit integrierter Temperatur	0...2000 mbar absolut ext.: -20...+85 °C int.: -20...+65 °C	±2,5 mbar (750...1100 mbar absolut, +25 °C)	10 /s bis alle 12 h
	0...14 bar absolut -20...+65 °C	±50 mbar (1...10 bar absolut, +25 °C)	
Flüssigkeitsdruck (nur als ext. Sensor) Materialien in Medienkontakt: - rostfreier Stahl AISI 316L (DIN 1.4404/1.4435) - O-Ringe: Viton® 70° Sh	0...3000 mbar absolut -20...+85 °C	±30 mbar	20 /s bis alle 12 h
	0...30 bar absolut -20...+85 °C	±300 mbar	
3-Achsen-Beschleunigung opt. Fast Peak (1 kHz)	±15 g -20...+65 °C	±0,15 g (0...5 g, +25 °C) ±0,25 g (5...10 g, +25 °C) ±0,45 g (10...15 g, +25 °C)	50 /s bis alle 12 h
Licht	0...65'000 lx	max. Empfindlichkeit bei 500 lux	1 /s bis alle 12 h

Zusätzliche analoge Eingänge zum Anschließen von Fremdsensoren

Analoge Eingänge	Technische Daten
Inkl. Alarm-Ausgang und Eingang zum Starten und Stoppen der Datenaufzeichnung.	2 oder 4 analoge Eingänge mit frei wählbarer Eingangskonfiguration: 0...20 mA; 4...20 mA; 0...3,0 V; 0,5...4,5 V; 0...5,0 V; 1,0...6,0 V; 0...10,0 V; 0...12,0 V; 0...24,0 V Auflösung: 12 Bit Mess-/Speicherrate: 50/s bis alle 12 h

Gerne informieren wir Sie über Preise und Lieferbedingungen.



externer Temperatursensor



Anschluss Thermoelement



externer Feuchtesensor



ext. Flüssigkeitsdrucksensor



externer Lichtsensor

MSR Electronics GmbH
Mettlenstrasse 6
CH-8472 Seuzach
Schweiz

Tel. +41 52 316 25 55

Fax +41 52 316 35 21

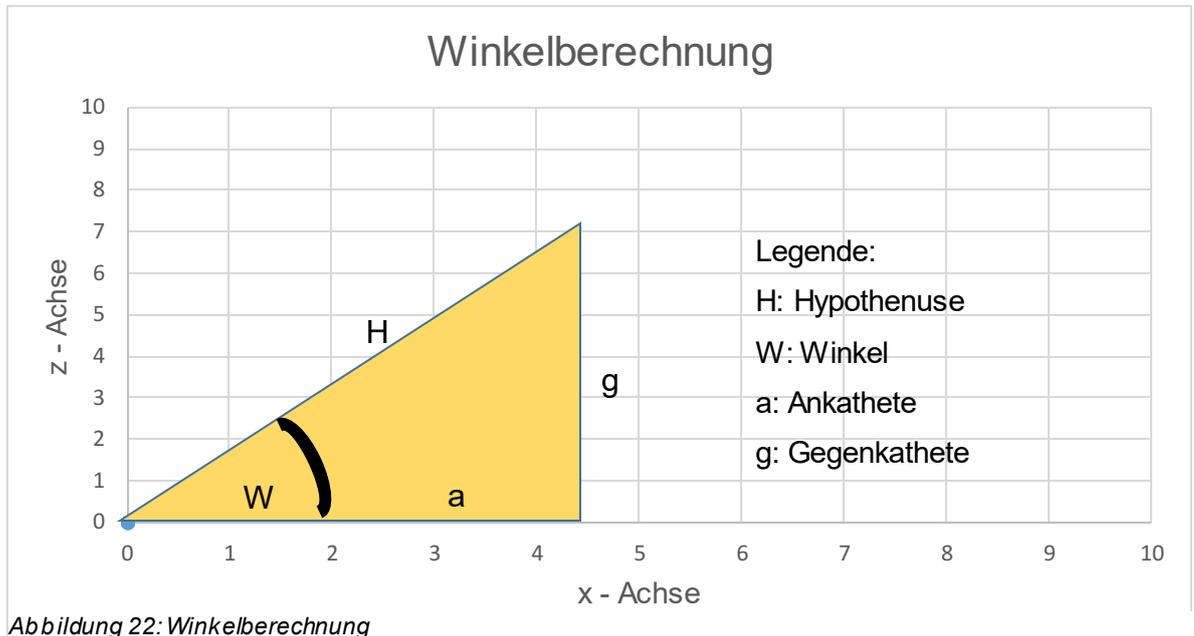
Info@msr.ch

www.msr.ch



Anhang 2: Winkelberechnung Grundlagen

Die Winkelberechnung funktioniert wie folgt:



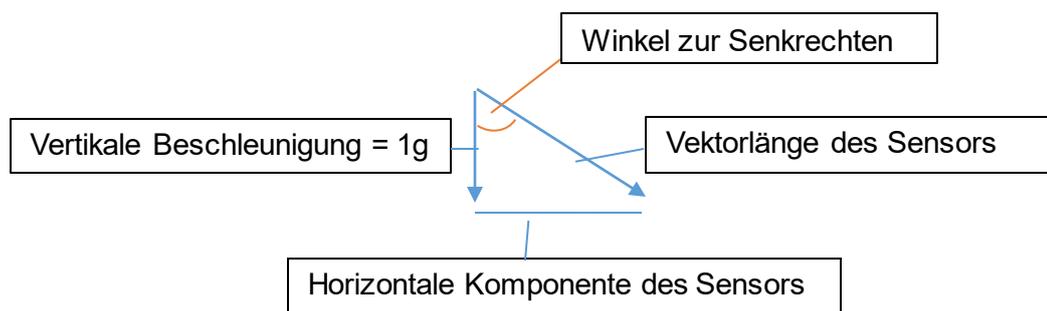
$$\cos(W) = a / H$$

$$\sin(W) = g / H$$

$$\tan(W) = \sin(W) / \cos(W) = g / a$$

$$W = \arctan2(g / a)$$

Um den Winkel des Sensors zur Senkrechten zu errechnen, bestimmt man die Vektorlänge ($=\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$). Dies wird auch Betrag genannt. Mit Hilfe des $\arctan2$ errechnet man den Winkel des Sensors am Pferdebein zur Senkrechten.



$$\text{Winkel zur Senkrechten} = \arctan2\left(\frac{\text{Horizontale Komponente des Sensors}}{1g}\right)$$

Abbildung 23: Winkelberechnung zu Senkrechten

Anhang 3: Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest

		Stehen_RVz	Stehen_LVz	Stehen_RHz	Stehen_LHz	SchildernLH_RVz
N		10	14	14	14	11
Parameter der Normalverteilung ^{a,b}	Mittelwert	0.9922	0.9904	0.9821	0.9756	0.9869
	Standardabweichung	0.01625	0.00834	0.00984	0.03880	0.01677
Extremste Differenzen	Absolut	0.186	0.141	0.226	0.332	0.217
	Positiv	0.172	0.103	0.152	0.259	0.127
	Negativ	-0.186	-0.141	-0.226	-0.332	-0.217
Statistik für Test		0.186	0.141	0.226	0.332	0.217
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,200 ^{c,d}	,200 ^{c,d}	,051 ^c	,000 ^c	,153 ^c

SchildernLH_LVz	SchildernLH_RHz	SchildernLH_LHz	SchildernRH_RVz	SchildernRH_LVz	SchildernRH_RHz	SchildernRH_LHz
15	15	14	11	15	15	15
0.9889	0.9789	0.8980	0.9875	0.9925	0.9110	0.9902
0.01100	0.01313	0.03778	0.01635	0.01084	0.04048	0.01070
0.137	0.153	0.259	0.157	0.129	0.262	0.134
0.109	0.147	0.121	0.157	0.129	0.145	0.118
-0.137	-0.153	-0.259	-0.093	-0.109	-0.262	-0.134
0.137	0.153	0.259	0.157	0.129	0.262	0.134
,200 ^{c,d}	,200 ^{c,d}	,012 ^c	,200 ^{c,d}	,200 ^{c,d}	,007 ^c	,200 ^{c,d}

Anhang 4: T-Test bei gepaarten Stichproben

Test bei gepaarten Stichproben

		Gepaarte Differenzen							
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		T	df	Sig. (2-seitig)
					Untere	Obere			
Paare n 1	Stehen_RVz - Stehen_RHz	0.01136	0.01795	0.00568	-0.00148	0.02420	2.002	9	0.076
Paare n 2	Stehen_RVz - SchildernLH_RVz	0.00367	0.01577	0.00499	-0.00761	0.01495	0.737	9	0.480
Paare n 3	Stehen_RVz - SchildernLH_LVz	0.00496	0.00954	0.00302	-0.00186	0.01178	1.646	9	0.134
Paare n 4	Stehen_RVz - SchildernLH_RHz	0.01519	0.01927	0.00609	0.00141	0.02898	2.493	9	0.034
Paare n 5	Stehen_RVz - SchildernRH_RVz	0.00378	0.00969	0.00307	-0.00315	0.01071	1.233	9	0.249

Paare n 6	Stehen_RVz - SchildernRH_L Vz	0.00149	0.01417	0.00448	- 0.0086 5	0.0116 2	0.332	9	0.747
Paare n 7	Stehen_RVz - SchildernRH_L Hz	0.00132	0.02048	0.00648	- 0.0133 3	0.0159 6	0.203	9	0.844
Paare n 8	Stehen_RHz- SchildernLH_R Vz	- 0.00769	0.01298	0.00410	- 0.0169 8	0.0015 9	- 1.874	9	0.094
Paare n 9	Stehen_RHz- SchildernLH_L Vz	- 0.00603	0.01099	0.00294	- 0.0123 8	0.0003 1	- 2.054	13	0.061
Paare n 10	Stehen_RHz- SchildernLH_R Hz	0.00285	0.00489	0.00131	0.0000 3	0.0056 8	2.180	13	0.048
Paare n 11	Stehen_RHz- SchildernRH_R Vz	- 0.00758	0.01611	0.00509	- 0.0191 1	0.0039 4	- 1.489	9	0.171
Paare n 12	Stehen_RHz- SchildernRH_L Vz	- 0.00969	0.01318	0.00352	- 0.0173 1	- 0.0020 8	- 2.752	13	0.016
Paare n 13	Stehen_RHz- SchildernRH_L Hz	- 0.00839	0.00722	0.00193	- 0.0125 6	- 0.0042 2	- 4.346	13	0.001
Paare n 14	SchildernLH_R Vz - SchildernLH_L Vz	- 0.00144	0.01835	0.00553	- 0.0137 7	0.0108 8	- 0.261	10	0.800
Paare n 15	SchildernLH_R Vz - SchildernLH_R Hz	0.01007	0.01543	0.00465	- 0.0002 9	0.0204 4	2.165	10	0.056
Paare n 16	SchildernLH_R Vz - SchildernRH_R Vz	- 0.00059	0.00993	0.00299	- 0.0072 7	0.0060 8	- 0.198	10	0.847
Paare n 17	SchildernLH_R Vz - SchildernRH_L Vz	- 0.00486	0.02263	0.00682	- 0.0200 7	0.0103 4	- 0.713	10	0.492
Paare n 18	SchildernLH_R Vz - SchildernRH_L Hz	- 0.00357	0.01405	0.00424	- 0.0130 1	0.0058 7	- 0.843	10	0.419
Paare n 19	SchildernLH_L Vz - SchildernLH_R Hz	0.00992	0.01200	0.00310	0.0032 7	0.0165 6	3.200	14	0.006
Paare n 20	SchildernLH_L Vz - SchildernRH_R Vz	0.00085	0.01337	0.00403	- 0.0081 3	0.0098 3	0.211	10	0.837
Paare n 21	SchildernLH_L Vz - SchildernRH_L Vz	- 0.00361	0.00795	0.00205	- 0.0080 1	0.0008 0	- 1.757	14	0.101
Paare n 22	SchildernLH_L Vz - SchildernRH_L Hz	- 0.00133	0.01388	0.00358	- 0.0090 1	0.0063 6	- 0.370	14	0.717

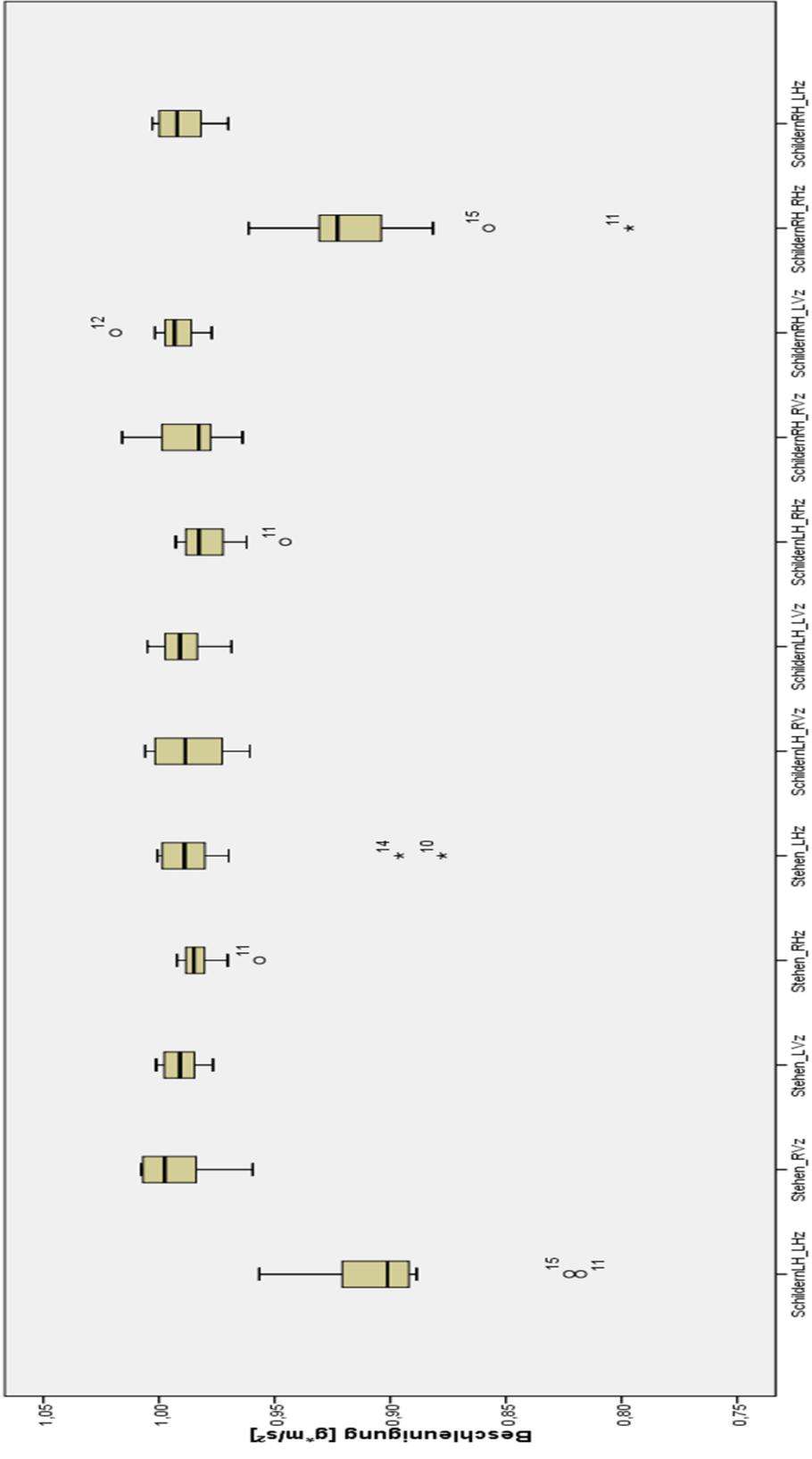
Paare n 23	SchildernLH_R Hz - SchildernRH_R Vz	- 0.01066	0.01685	0.00508	- 0.0219 9	0.0006 6	- 2.099	10	0.062
Paare n 24	SchildernLH_R Hz - SchildernRH_L Vz	- 0.01352	0.01408	0.00364	- 0.0213 2	- 0.0057 3	- 3.720	14	0.002
Paare n 25	SchildernLH_R Hz - SchildernRH_L Hz	- 0.01124	0.00878	0.00227	- 0.0161 1	- 0.0063 8	- 4.959	14	0.000
Paare n 26	SchildernRH_R Vz - SchildernRH_L Vz	- 0.00427	0.01954	0.00589	- 0.0173 9	0.0088 6	- 0.725	10	0.485
Paare n 27	SchildernRH_R Vz - SchildernRH_L Hz	- 0.00298	0.01556	0.00469	- 0.0134 3	0.0074 8	- 0.634	10	0.540
Paare n 28	SchildernRH_L Vz - SchildernRH_L Hz	0.00228	0.01615	0.00417	- 0.0066 6	0.0112 2	0.547	14	0.593
Paare n 29	Stehen_RVz - Stehen_LVz	0.00241	0.00958	0.00303	- 0.0044 4	0.0092 7	0.797	9	0.446
Paare n 30	Stehen_LVz - Stehen_RHz	0.00826	0.00951	0.00254	0.0027 7	0.0137 5	3.252	13	0.006
Paare n 31	Stehen_LVz - SchildernLH_R Vz	0.00126	0.01456	0.00461	- 0.0091 6	0.0116 8	0.273	9	0.791
Paare n 32	Stehen_LVz - SchildernLH_L Vz	0.00223	0.00375	0.00100	0.0000 6	0.0044 0	2.222	13	0.045
Paare n 33	Stehen_LVz - SchildernLH_R Hz	0.01111	0.01152	0.00308	0.0044 6	0.0177 7	3.609	13	0.003
Paare n 34	Stehen_LVz - SchildernRH_R Vz	0.00137	0.01126	0.00356	- 0.0066 9	0.0094 2	0.383	9	0.710
Paare n 35	Stehen_LVz - SchildernRH_L Vz	- 0.00143	0.00817	0.00218	- 0.0061 5	0.0032 9	- 0.655	13	0.524
Paare n 36	Stehen_LVz - SchildernRH_L Hz	- 0.00013	0.01250	0.00334	- 0.0073 5	0.0070 9	- 0.038	13	0.970

Anhang 5: Statistik für Wilcoxon Test

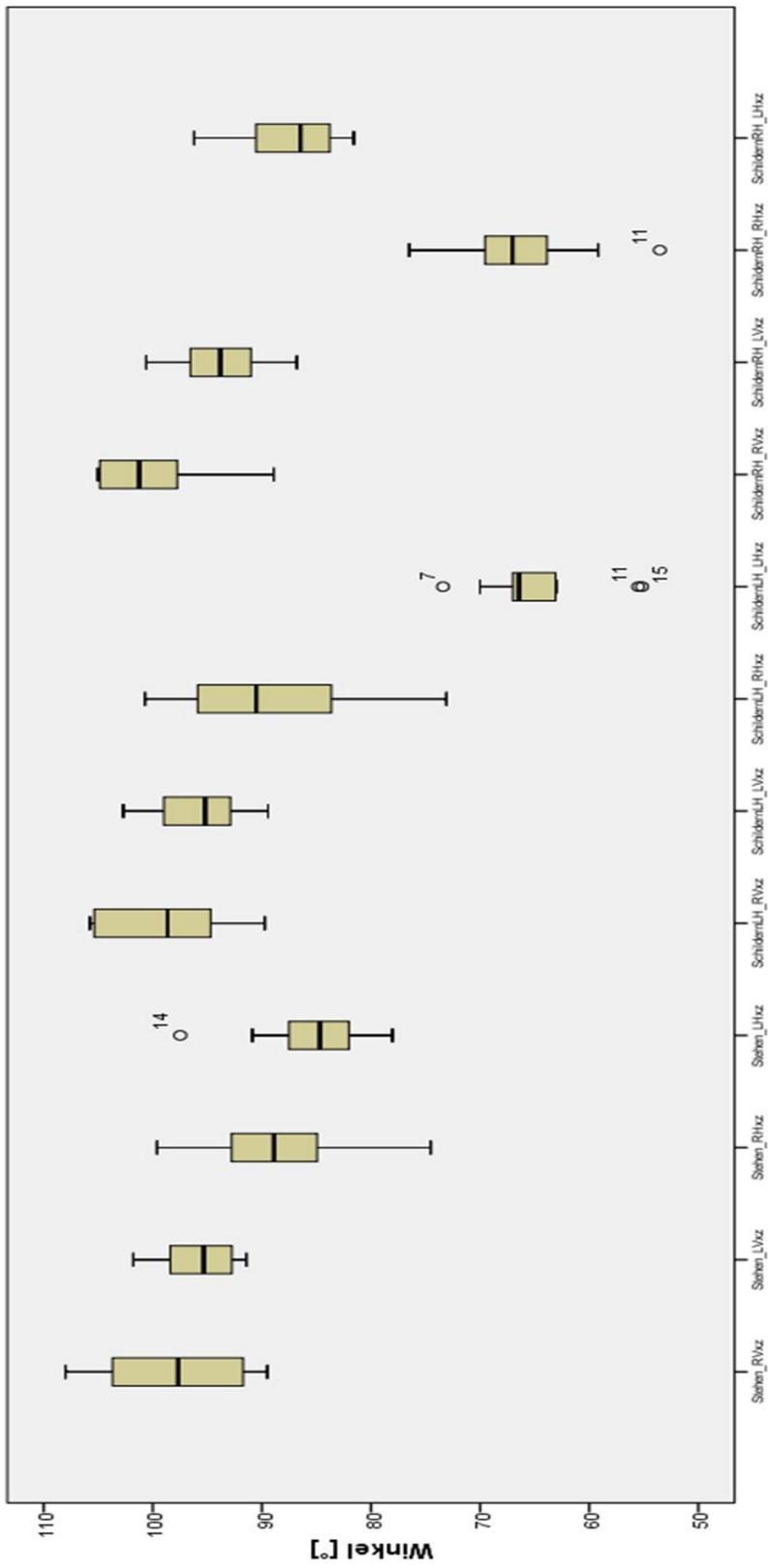
	Stehen_ RVz - Stehen_ LHz	Stehen_ LVz - Stehen_ LHz	Stehen_ RHv - Stehen_ LHz	Schildern LH_RVz - Stehen_ LHz	Schildern LH_LVz - Stehen_ LHz	Schildern LH_RHz - Stehen_ LHz	Schildern LH_LHz - Stehen_ LHz	Schildern RH_RVz - Stehen_ LHz	Schildern RH_LVz - Stehen_ LHz
Z	-,866 ^b	-,659 ^b	-1,161 ^c	-,153 ^b	-,282 ^b	-1,224 ^c	-2,970 ^c	-,051 ^b	-1,099 ^b
Asymptot ische Signifika	0.386	0.510	0.245	0.878	0.778	0.221	0.003	0.959	0.272

nz (2-seitig)									
Schildern RH_RHz -	Schildern RH_LHz -	Stehen_ RVz - Schildern LH_LHz	Stehen_ LVz - Schildern LH_LHz	Stehen_ RHz - Schildern LH_LHz	Schildern LH_RVz -	Schildern LH_LVz - Schildern LH_LHz	Schildern LH_RHz -	Schildern RH_RVz -	Schildern RH_LVz -
Stehen_ LHz	Stehen_ LHz	Schildern LH_LHz	Schildern LH_LHz	Schildern LH_LHz	Schildern LH_LHz	Schildern LH_LHz	Schildern LH_LHz	Schildern LH_LHz	Schildern LH_LHz
-2,794 ^c	-,785 ^b	-2,666 ^b	-3,180 ^b	-3,180 ^b	-2,803 ^b	-3,296 ^b	-3,296 ^b	-2,803 ^b	-3,296 ^b
0.005	0.433	0.008	0.001	0.001	0.005	0.001	0.001	0.005	0.001
Schildern RH_RHz -	Schildern RH_LHz -	Stehen_ RVz - Schildern RH_RHz	Stehen_ LVz - Schildern RH_RHz	Stehen_ RHz - Schildern RH_RHz	Schildern LH_RVz -	Schildern LH_LVz - Schildern RH_RHz	Schildern LH_RHz -	Schildern RH_RVz -	Schildern RH_LVz -
Schildern LH_LHz	Schildern LH_LHz	Schildern RH_RHz	Schildern RH_RHz	Schildern RH_RHz	Schildern RH_RHz	Schildern RH_RHz	Schildern RH_RHz	Schildern RH_RHz	Schildern RH_RHz
-1,789 ^p	-3,296 ^p	-2,803 ^p	-3,296 ^p	-3,296 ^p	-2,934 ^p	-3,408 ^p	-3,408 ^p	-2,934 ^p	-3,408 ^p
0.074	0.001	0.005	0.001	0.001	0.003	0.001	0.001	0.003	0.001
Schildern RH_LHz -	Schildern RH_RHz								
-3,408 ^p									
0.001									

Anhang 6: Boxplot vertikale Beschleunigungen



Anhang 7: Boxplot Winkel



Anhang 8: Zusammenfassung der einzelnen Tätigkeiten pro Pferd

Legende:

S = Stehen

RHS = rechts hinten Schildern

LHS = links hinten Schildern

Pferd 01
(krank)
S 16
RHS 11
LHS 8

Pferd 06
(gesund)
S 12
RHS 11
LHS 27

Pferd 11
(krank)
S 4
RHS 29
LHS 11

Pferd 02
(krank)
S 13
RHS 11
LHS 10

Pferd 07
(krank)
S 25
RHS 1
LHS 19

Pferd 12
(krank)
S 4
RHS 1
LHS 5

Pferd 03
(krank)
S 16
RHS 20
LHS 11

Pferd 08
(gesund)
S 9
RHS 15
LHS 13

Pferd 13
(gesund)
S 17
RHS 19
LHS 15

Pferd 04
(krank)
S 13
RHS 19
LHS 8

Pferd 09
(gesund)
S 11
RHS 9
LHS 7

Pferd 14
(gesund)
S 12
RHS 11
LHS 18

Pferd 05
(gesund)
S 6
RHS 6
LHS 9

Pferd 10
(krank)
S 17
RHS 22
LHS 30

Pferd 15
(gesund)
S 0
RHS 14
LHS 12

Anhang 9: Beispiel einer Sequenzierung eines Pferdes

Zeit	Event
09:56:04 – 09:56:46	Stehen 1
09:58:03 – 09:59:09	Stehen 2
10:05:16 – 10:05:38	Stehen 3

10:12:25 – 10:14:15	Stehen 4
10:15:16 – 10:15:27	Nase an VL kratzen
10:22:33 – 10:24:50	Stehen 5
10:35:33 – 10:37:15	Stehen 6
11:00:22 – 11:01:44	RV untergestellt beim Fressen
11:26:00 – 11:27:55	RH Schildern 1
11:30:00 – 11:30:58	LH Schildern 1
11:33:00 – 11:34:05	RH Schildern 2
11:37:11 – 11:38:54	LH Schildern 2
11:39:28 – 11:41:19	RH Schildern 3
11:46:12 – 11:46:45	LH Schildern 3
11:50:56 – 11:52:56	RH Schildern 4
12:23:08 – 12:24:05	Stehen 7
12:26:39 – 12:29:38	RH Schildern 5
12:38:08 – 12:43:25	RH Schildern 6
12:44:08	Äpfeln
12:44:37 – 12:45:20	RV untergestellt beim Fressen
12:45:45 – 12:46:32	Stehen 8
12:57:20 – 12:59:54	RH Schildern 7
13:07:52 – 13:08:22	RV untergestellt beim Fressen
13:15:42 – 13:16:30	LH Schildern 4
13:16:42 – 13:17:14	RH Schildern 8
13:17:24 – 13:18:03	Stehen 9
13:21:32 – 13:22:29	LV untergestellt beim Fressen
13:34:42 – 13:56:53	RH Schildern 9
13:40:40 – 13:41:48	Stehen 10
14:09:08 – 14:11:26	RH Schildern 10
14:12:46 – 14:15:14	LH Schildern 5
14:16:42 – 14:17:44	RH Schildern 11
14:23:37 – 14:26:42	RH Schildern 12
14:34:07 – 14:36:05	RH Schildern 13
14:36:13 – 14:36:58	Stehen 11
14:46:49 – 14:51:47	RH Schildern 14
14:52:03 – 14:54:08	LH Schildern 6
15:12:48	Äpfeln
15:14:45 – 15:15:40	RH untergestellt beim Fressen
15:16:13 – 15:15:43	RH Schildern 15
15:37:07 – 15:38:19	Stehen 12
15:39:59 – 15:42:15	RH Schildern 16
15:57:35 – 15:58:01	Stehen 13
16:03:12 – 16:06:30	RH Schildern 17
16:12:24 – 16:14:35	Stehen 14
16:19:51 – 16:20:43	RH Schildern 18
16:49:50 – 16:50:40	Stehen 15
16:56:34 – 16:58:13	RH Schildern 19
17:11:55 – 17:13:20	LH Schildern 7
17:13:35 – 17:17:21	RH Schildern 20
17:20:29 – 17:22:03	LH Schildern 8

DANKSAGUNG

Gerne würde ich an dieser Stelle meinen beiden Betreuern Ao.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Christian Peham und Dr. Johannes P. Schramel danken, die mir die Möglichkeit zu dieser interessanten Diplomarbeit gegeben haben. Ich habe mit Freude an dieser Aufgabenstellung gearbeitet und die neuen Sensoren getestet.

Ich hoffe, dass meine Ergebnisse für weitere Studien verwendet werden können.

Vielen Dank!