

Aus dem Department für Kleintiere und Pferde  
der Veterinärmedizinischen Universität Wien

Universitätsklinik für Pferde

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

Arbeitsgruppe Movement Science Group Vienna

(Leitung Ao. Univ. Prof. Dipl. Ing. Dr. tech. Christian Peham)

**Lahmheitsdiagnostik beim Pferd mit Hilfe von videogestützter Analyse mit Kinovea**

Diplomarbeit

Veterinärmedizinische Universität Wien

Vorgelegt von

Monika Isabel Hoppe

Wien, im Februar 2020

**1. Begutachter und Betreuer:**

Ao. Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. tech. Christian Peham  
Leitung der Arbeitsgruppe Movement Science Group Vienna  
Department für Pferde und Kleintiermedizin  
Veterinärmedizinische Universität Wien

**2. Gutachter:**

Priv.-Doz. Dr. med. vet. Dipl. ACVSMR Barbara Bockstahler  
Physikalische Medizin und Rehabilitationsmedizin  
Department für Pferde und Kleintiermedizin  
Veterinärmedizinische Universität Wien

## **Danksagung**

Nachfolgend möchte ich mich ganz herzlich bei den Menschen bedanken, die mich bei der Entstehung dieser Diplomarbeit unterstützt haben.

Allen voran Ao. Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. tech. Christian Peham, mein Betreuer, der mir immer mit fachlichem Rat zur Seite stand. Außerdem bei Priv.-Doz. Dr. med. vet. Dipl. ACVSMR Barbara Bockstahler, die ihre Zeit der Korrektur meiner Arbeit gewidmet hat. Bei Frau Dr. Zellner und der Movement Science Group möchte ich mich ebenfalls für die Bereitstellung der Videos bedanken.

Letztlich möchte ich mich auch bei meinen Eltern, besonders bei meinem Vater, von ganzem Herzen bedanken. Sie haben mir das Studium ermöglicht und mich immer unterstützt.

## **Inhaltsverzeichnis:**

	Seite
1 Einleitung	1
2 Hypothesen	2
3 Literaturübersicht	3
3.1 Physiologische Lokomotion des Pferdes	3
3.2 Lahmheitsrisiken in verschiedenen Reitsportdisziplinen	5
3.3 Arten von Lahmheit	7
3.3.1 Veränderung der Bewegung bei klinischer Lahmheit	8
3.4 Lahmheitsdiagnostik	11
3.4.1 Kinematische Systeme: Optical Motion Capture	11
3.4.2 Kinetische Systeme	13
3.4.2.1 Lameness Locator ®	13
3.4.2.2 Druck- und Kraftsensoren: Force-Plates und Pressure-Mats	16
3.4.2.3 Inertial Measurement Units	18
3.4.3 Subjektive Lahmheitsevaluierung	19
3.4.3.1 Tierarzt	19
3.4.3.2 Kinovea	20
4 Material und Methode	22
4.1 Die Tiere	22
4.2 Das Laufband	23
4.3 Das Kinematische Messsystem	23
4.3.1 Die Kinematischen Marker	24
4.4 Analysesoftware und Datenauswertung	25
4.4.1 Datenauswertung Kinematisches Messsystem und Kinovea	25
5 Ergebnisse	31
5.1 Kopf	33
5.2 Widerrist	35
5.3 Sacrum	36

6 Diskussion	38
7 Zusammenfassung	41
8 Summary	42
9 Literaturverzeichnis	43
10 Abkürzungsverzeichnis	51
11 Abbildungsverzeichnis	52
12 Tabellenverzeichnis	53

## 1 Einleitung

Lahmheit ist definiert als Abweichungen vom normalen Gangbild durch funktionelle oder strukturelle Erkrankungen des Lokomotionsystems. Meist sind diese Störungen mit dem Bewegungsapparat verknüpft (van Weeren et al. 2017).

In der Pferdemedizin spielt Lahmheit nicht nur im Bereich der Sport- und Turnierpferde eine wichtige Rolle, auch im Bereich der Freizeitpferde ist die Lahmheitsuntersuchung für den Pferdemediziner eine der wichtigsten Standarduntersuchungen. 40% seiner Zeit verbringt ein Pferdeterarzt mit Lahmheitsdiagnostik (Loomans et al. 2007). Im Jahr 1998 lagen die durch Lahmheit verursachten Kosten in den USA bei etwa 678 Millionen US Dollar. (United States und National Animal Health Monitoring System 2001).

In dieser Arbeit werden Möglichkeiten zur objektiven Lahmheitsdiagnostik verglichen. Neben der klassischen subjektiven Analyse des Gangbildes durch den Tierarzt spielen seit den letzten Jahrzehnten objektive Lahmheitsanalysesysteme eine immer wichtigere Rolle. Zwei solche objektive Analysesysteme werden in dieser Arbeit gegenübergestellt. Zum einen, als Referenz, das kinematische System der Veterinärmedizinischen Universität Wien (Eagle Digital Real Time System, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, Kalifornien, USA), welches die Bewegungsasymmetrie der Pferde auf dem Laufband festhält und zum anderen die videogestützte Analyse mit dem Videoverarbeitungstool *Kinovea*, einer frei verfügbaren Software.

Mit *Kinovea* können aufgezeichnete Bewegungszyklen analysiert werden. Da Lahmheit eine Abweichung von typischen, physiologischen Bewegungsmustern darstellt, könnte Lahmheit so sogar von Laien festgestellt werden. Ziel der Arbeit ist es daher zu zeigen, dass durch Videoaufzeichnung und Analyse der Bewegungszyklen mit Hilfe von *Kinovea* Lahmheit, als charakteristische Abweichungen vom normalen Bewegungszyklus, auch objektiv nachgewiesen werden kann, um so eine subjektive Lahmheitsdiagnose durch einen Tierarzt zu bestätigen. Als Weiterentwicklung wäre eine automatische Ganganalyse mit einem Tool vorstellbar, das Videos der Bewegungsabläufe von Pferden selbstständig analysiert und bewertet.

## 2 Hypothesen

1. Die vom kinematischen System (Referenzmethode) detektierte und die mit Hilfe von *Kinovea* bestimmte Lahmheit, stimmen mit einer ausreichenden Genauigkeit überein.
2. Mit *Kinovea* ist Lahmheit der Vorderextremitäten leichter zu detektieren als Lahmheit der Hinterhand.

### **3 Literaturübersicht**

#### **3.1 Physiologische Lokomotion des Pferdes**

Aufgrund der weitreichenden Züchtung von Pferderassen weisen Pferde heutzutage verschiedenste Merkmale auf. Nicht alleine der Unterschied von Größe, Gewicht und Verwendungsart unterscheidet sie, auch die Gänge sind bei verschiedenen Rassen unterschiedlich ausgeprägt. Der Gang kann als ein komplexer, strikt koordinierter, rhythmisch automatischer Ablauf von Bewegungen der Gliedmaßen gesehen werden, welche zur Vorwärtsbewegung führen. Gänge können in symmetrisch und asymmetrisch unterteilt werden. Dabei werden die rechte und die linke Seite des Pferdes vergleichend betrachtet. Bei symmetrischen Gängen wie Schritt, Trab oder Pass geschieht die Fußung der Vorder- und Hintergliedmaße in gleichmäßigen Abständen, während bei asymmetrischen Gängen wie dem Galopp die Fußung paarweise ist. Dabei ist das zuerst aufkommende Bein das erfolgende, während das als zweites fußende Bein das führende ist. Zusätzlich werden Gänge in gehende und rennende Gangarten eingeteilt. Bei langsamen, gehenden Gängen berührt immer ein Huf die Erde und es gibt keine Schwebephase, während bei schnelleren, rennenden Gängen es zu Schwebephasen kommt. In einer Schwebephase gibt es keinen Hufkontakt mit dem Boden. Natürlich können in den Gängen selbst unterschiedliche Tempi vorkommen, auch variieren sie in der Schrittlänge (Back und Clayton 2013a).

Jeder Gang weißt jedoch, so unterschiedlich er auch sein mag, die gleichen Anteile auf. Zunächst kann der Gang in Zyklen unterteilt werden. Ein Zyklus beginnt immer mit dem Bodenkontakt eines Hufes und endet, wenn dieser Huf nach Verlassen des Bodens diesen erneut berührt. Dieser Zyklus ist in Stand- und Hangbeinphase aufgeteilt. In der Standbeinphase berührt der Huf den Boden und sorgt durch das Abdrücken für die Vorwärtsbewegung (Barrey 1999). Dabei kann zwischen Landung, Gewichtsaufnahme, Standphase und Abrollen unterschieden werden (Baxter 2011). In der Hangbeinphase wird das Bein von Muskeln der Schulter oder des Oberschenkels aktiv nach vorne gezogen, ohne dabei den Boden zu berühren (Barrey 1999).

Außerdem unterscheidet man im Gang die Schrittfrequenz und -länge. Die Schrittfrequenz ist die Anzahl der Schritte innerhalb eines bestimmten Zeitabschnitts, während die Schrittlänge der Abstand zwischen zwei aufgesetzten Hufen derselben Körperseite ist. Beides kann vom Pferd variiert werden, um sich schneller oder langsamer fortzubewegen (Murphy et al. 2009). Bei der gängigen Lahmheitsevaluation werden insbesondere zwei der drei Grundgangarten des Pferdes beurteilt: Schritt und Trab, die im Folgenden genauer beschrieben werden. Der Schritt ist die langsamste Gangart der Pferde und ein Viertakt ohne Schwebephase. Die Fußung erfolgt hinten links, vorne links, hinten rechts und abschließend vorne rechts. Durch das leichte Überlappen der Bewegung der einzelnen Gliedmaßen kommt es so zu einer Abwechslung von Zwei- und Dreibeinstützen. Pferde können die Schnelligkeit des Schrittes durch zwei Mechanismen regulieren: entweder sie verändern die Frequenz der Schritte oder aber die Länge. Der Schritt weist gegenüber dem Trab größere Unregelmäßigkeiten bei der Fußung und der Symmetrie auf (Barrey und Desbrosse 1996). Zum Vergleich: Nur eins von sechs hochausgebildeten Dressurpferden hat einen exakt regelmäßig fußenden Gang (Clayton 1995). Diese natürlichen Unterschiede im Gang jedes Pferdes müssen natürlich bei der Lahmheitsevaluation genau berücksichtigt werden, um zwischen individuellen Abweichungen und Lahmheit zu unterscheiden.

Der Trab, die zweitschnellste Gangart der Pferde, ist ein symmetrischer Zweitakt, welcher eine hohe Tempovarianz zeigt. Diese reicht vom langsamen, versammelten Trab bis hin zum Renntrab. Die Fußung des Pferdes im Trab erfolgt diagonal, linkes Hinterbein und rechtes Vorderbein berühren den Boden fast gleichzeitig und vice versa. Der nächste Schritt erfolgt dann mit dem rechten Hinterbein und dem linken Vorderbein. Dabei kann bei gut ausgebildeten Dressurpferden das Hinterbein den Boden nur etwa 20-30ms vor dem Vorderbein berühren (Holmström et al. 1994).

Schritt und Trab werden zur Diagnose von Lahmheit besonders herangezogen, weil sie wie bereits oben erläutert, symmetrische Gangarten sind. Da die Bewegung auf beiden Seiten der Körperhälfte gleich aussehen sollte, fallen so Asymmetrien und Abweichungen besonders deutlich auf. Auf diese wird im späteren Textverlauf noch eingegangen.

### **3.2 Lahmheitsrisiken in den verschiedenen Reitsportdisziplinen**

Jede der verschiedenen Arten des Pferdesportes, ob Galopp- oder Trabrennen, Dressur oder Springen, birgt unterschiedliche Verletzungsgefahren und daraus resultierende Lahmheit. Für eine Übersicht wird hier nun auf die größten Gefahren der Pferdesportarten eingegangen.

Der Rennpferdesport spielt im internationalen Vergleich eine große Rolle. Hauptsächlich werden für die Rennen amerikanische und europäische Vollblüter eingesetzt. Ein ökonomisch wichtiger Bestandteil des Rennsports ist der Handel mit geeigneten, gut trainierten und jungen Pferden. Trainingsausfall auf Grund von temporärer Lahmheit kann schnell den Wert eines Pferdes deutlich mindern (Hernandez und Hawkins 2001). Lahmheit ist der wichtigste Grund für Trainingsausfälle und oft durch Stressfrakturen wegen Überbelastung bedingt (Dyson et al. 2008). Meist sind diese Stressfrakturen an *Pelvis* und *Tibia* zu finden. Besonders das Training der Vollblüter ist risikobelastet. 78% der gefundenen Frakturen ereignen sich im Training (Verheyen und Wood 2003). Deshalb ist der Untergrund der Renn- und Trainingsbahnen für die Gesundheit der Pferde von entscheidender Bedeutung, denn weichere Böden verursachen weniger Verletzungen. Wenn es zu Verletzungen kommt, sind diese meist an der Vorderhand zu finden (81%). Neben den Stressfrakturen treten oft Verletzungen des Fesseltrageapparates und der Bänder auf (Williams et al. 2001).

Verletzungen des Fesseltrageapparates gehen meist nicht auf Unfälle zurück, sondern treten vor allem bei älteren, männlichen Tieren auf. Dies deutet auf eine altersbedingte Degeneration des Fesselträgers hin (Kasashima et al. 2004).

Amerikanische Traber leiden ebenso an Verletzungen des Fesseltrageapparates und der distalen Bänder (Bertuglia et al. 2014). Zusätzlich haben sie oft vermehrt Probleme mit Karpalgelenkserkrankungen. 56% der Vorderhandlahmheit geht auf eine Beteiligung des Karpalgelenkes zurück. Neben schlechter anatomischer Konformation der Vorderbeine ist auch zu viel Training in hohen Geschwindigkeiten ein prädisponierender Faktor (Steel et al. 2006). Besonders wichtig für das Vorbeugen von Verletzungen ist das Aufwärmen. Aufgewärmte Pferde verletzen sich signifikant weniger (Hamlin und Hopkins 2003). Auch die Erfahrung der Fahrer der Sulkys geht in das Verletzungsrisiko ein. Manche Fahrer haben

mehr verletzte Pferde als andere (Bertuglia et al. 2014). Jedoch sind Verletzungen nicht nur von der Aufwärmphase oder den Fahrern abhängig, sondern auch vom jeweiligen Fitnesslevel der Tiere. Pferde, mit denen viel und korrekt gearbeitet wurde, haben ein geringeres Verletzungsrisiko. Besonders bei jungen Trabern, die am Anfang des Trainings stehen, ist das Risiko einer Lahmheit erhöht (Vigre et al. 2002).

Bei Springpferden kommt es durch die starke Belastung in Sprung und Landungsphasen oft zu Verletzungen der Sehnen der distalen Gliedmaßenabschnitte. Die Kräfte, welche hierbei wirken, sind dabei am geringsten an den tiefen Beugesehnen, dann stärker am Fesselträger, dem *M. interosseus medius*, und am stärksten an der oberflächlichen Beugesehne (Meershoek et al. 2001a). Mit der Höhe des Sprungs variieren auch die Kräfte, welche an den Sehnen wirken. So kann durch eine geringere Höhe zwar die Belastung der oberflächlichen Beugesehne reduziert werden, die Kräfte welche auf den Fesselträger wirken bleiben jedoch ähnlich hoch (Meershoek et al. 2001a). Verletzung an der oberflächlichen und tiefen Beugesehne der Vorderextremität treten bei Springpferden signifikant öfters auf (Murray et al. 2006).

Zusätzlich ist für die Belastung der Gliedmaßen auch entscheidend, ob die Gliedmaße als führende Gliedmaße oder als folgende Gliedmaße im Galopp geführt werden. In der folgenden Gliedmaße sind die Bewegungen der Gelenke stärker und damit die Belastung der Beugesehne größer. Wenn das Pferd nun stets im gleichen Bewegungsrhythmus läuft, kann so ein Bein dauerhaft stärker beansprucht werden (Meershoek et al. 2001b).

Die Lahmheitsursachen bei Dressurpferden unterscheiden sich stark von denen der obengenannten Sportpferde. Bei Dressurpferden werden vor allem Fesselträgerursprungsentzündungen beobachtet. Zusätzlich kommt es oft am Tarsus, meist in den distalen Intertarsalgelenken, zu Verletzungen (Murray et al. 2006).

Vermutlich kommt dies durch die verlängerte Gewichtsaufnahme der Hinterbeine zustande, da beispielsweise in der Pirouette die Belastung der Hinterhand länger andauert als im versammelten Galopp (Burns und Clayton 1997). Je länger das Pferd sein Gewicht auf den Hinterbeinen trägt, desto stärker wirkt die Kompression auf die Sehnen und Bänder, jedoch

kommt es durch die stärkere Beugung der Gelenke und die vermehrte Lastaufnahme auch zu den gewünschten federnden Bewegungen der Dressurpferde (Holmström und Drevemo 1997). Da bei der Dressur angestrebt wird, den Schwerpunkt des Pferdes in Richtung der Hinterbeine zu verschieben, kommt zu der verlängerten Verweildauer auf den Hinterbeinen auch eine verstärkte Belastung hinzu. Dies äußert sich zusätzlich zu den Problemen des Fesselträgers und des *Tarsalgelenks* auch in den *Femorotibial-* und *Femoropatellargelenken* (Sousa et al. 2017). Zusätzlich muss verstärkt auf den Untergrund der Hallen und Reitplätze im Training geachtet werden, da die Tiere fast täglich auf demselben, künstlichen Boden gearbeitet werden. Sollte dieser nicht ideal sein, kann es leichter zu Lahmheit und Verletzungen kommen. Sandige Böden führen öfter zu Lahmheit als Gummi/Sand Mischungen (Murray et al. 2010).

### **3.3 Arten von Lahmheit**

In der Tiermedizin gibt es beim Pferd verschiedene Lahmheitsarten: Die häufigste Form ist die Stützbeinlahmheit, welche deutlich wird, sobald der Huf den Boden berührt und Gewicht aufnehmen muss. Ursache sind Probleme mit Knochen, Gelenken oder Sehnen und Bändern. Eine weitere Form ist die Hangbeinlahmheit, welche sich in der Vorführphase des Beines zeigt. Hier liegen die Ursachen meist im oberen Gliedmaßen- oder Stammbereich. Reine Hangbeinlahmheit ist beim Pferd äußerst selten. Oft tritt Lahmheit in einer kombinierten Form auf, bei der sowohl die Stützbeinphase als auch die Vorführphase schmerzhaft ist. Neben der Einteilung in Stütz- oder Hangbein- oder gemischte Lahmheit, muss auch noch das kranke Bein links- oder rechtsseitig identifiziert werden. Zusätzlich muss auch zwischen Vorder- oder Hinterextremität unterschieden werden. Es gibt auch bilaterale Lahmheit, die ein Beinpaar betrifft (Back und Clayton 2013b).

Weiterhin wird zwischen primärer und sekundärer Lahmheit unterschieden. Die primäre Lahmheit kann schon beispielsweise vor den Provokationsproben gesehen werden. Das genaue Diagnostizieren der primären Lahmheit kann jedoch schwierig werden, wenn zusätzlich noch eine weitere sekundäre Lahmheit vorliegt. Diese ist oft eine begleitende

Lahmheit, die von dem veränderten Bewegungsablauf durch die primäre Lahmheit hervorgerufen werden. Die Ursachen für Lahmheit können in drei Hauptkategorien unterteilt werden. Zum einen können diese durch Schmerz entstehen, zum anderen durch mechanische Gründe ausgelöst werden. Als Drittes sind auch neurologische oder muskuläre Ursachen sowie Durchblutungsstörungen als Auslöser möglich (Back und Clayton 2013b). Um die Schwere der Lahmheit zu klassifizieren, wird meist eine Skala verwendet, die von der American Association of Equine Practitioners (American Association of Equine Practitioneres: <https://aaep.org/horsehealth/lameness-exams-evaluating-lame-horse> Zugriff: 25.12.19) vorgegeben ist:

Grad 0: Lahmheit unter keinen Umständen sichtbar

Grad 1: geringgradige (ggr.) Lahmheit, inkonsistent sichtbar unter allen Umständen (unter dem Sattel, Longe, harter Boden etc.)

Grad 2: ggr. Lahmheit, konsistent sichtbar im Schritt oder Trab unter einem bestimmten Umstand (unter dem Sattel, an der Longe, harter Boden etc.)

Grad 3: mittelgradige (mgr.) Lahmheit, unter allen Umständen im Trab sichtbar

Grad 4: hochgradige (hgr.) Lahmheit, offensichtlich im Schritt

Grad 5: hgr. Lahmheit, minimale oder keine Gewichtsaufnahme der betroffenen Extremität oder Festliegen

### **3.3.1 Veränderung der Bewegung bei klinischer Lahmheit**

Die Lahmheit des Pferdes verändert nicht nur die Belastung der anderen Gliedmaßen, sie kann sogar, je nach Stärke der Lahmheit, die gesamte Lokomotion des Pferdes beeinflussen. Pferde zeigen beim Auftreten auf eine schmerzhafte Extremität oft Entlastungsbewegungen. Ist die Vorderhand betroffen, wird der Kopf beim Fußen auf die schmerzhafte Extremität hochgerissen, beim Auftreten mit der nicht schmerzenden Vorderextremität kommt es hingegen zu einem Nicken („Das Pferd sagt Ja zum guten Fuß“). Beim Fußen der

schmerzhaften Hinterextremität wird die Kruppe nicht so stark abgesenkt, sondern bleibt erhöht, „Hip Hike“ (Buchner et al. 1996a, Pfau et al. 2016b).

Jedoch kann nicht nur die Bewegung der Kruppe, des Widerristes sowie des Kopfes bei einer Lahmheit verändert sein, auch die Abläufe der Bewegung selbst sind betroffen. Bei gesunden Pferden mit induzierter Lahmheit verkürzt sich die Schrittlänge. Im Gegensatz dazu war die diagonale Standphase im Trab verlängert, die Schwungphase jedoch verkürzt (Galisteo et al. 1997).

Pferde mit einer moderaten Lahmheit (Head Motion Asymetry > 40%, Lahmheit Grad 2-4) zeigen stärkere Abweichungen, wenn die Geschwindigkeit, beispielsweise auf einem Laufband, erhöht wird (Peham et al. 2000).

Auch die Winkelung der Gliedmaße verändert sich bei Lahmheit. Bei lahmen Pferden nimmt Hyperextension des Fesselgelenkes mit jedem Lahmheitsgrad weiter ab, während die Hyperextension der gesunden kontralateralen Gliedmaße weiter zunimmt (Buchner et al. 1996b). Diese Asymmetrie legt die Vermutung nahe, dass die gesunde Gliedmaße vermehrt das Gewicht aufnimmt, um welches die kranke Gliedmaße entlastet wird. Jedoch hat sich auch gezeigt, dass die Veränderung der Winkelung im Fesselgelenk bei geringgradiger Lahmheit nicht ausschlaggebend für eine sichere Diagnose ist, da sie nicht deutlich genug ausfällt (Peloso et al. 1993).

Wie oben bereits erwähnt, kann auch die Kopfbewegung bei Pferden variieren. Bei gesunden Pferden gleicht die Bewegung des Kopfes einer sinusförmigen Kurve während der gesamten Länge eines Schrittes – also einer Stand- und einer Vorführphase. Der Verlauf der Kurve fällt zu Beginn ab und erreicht den tiefsten Punkt in der Mitte der Standphase. Der höchste Punkt des Verlaufes ist kurz nach dem Ende der Standphase. Während der Vorführphase fällt der Kopf nun wieder ab. Zeigt ein Pferd nun eine Vorderhand-Lahmheit, äußert sich diese durch das Hochhalten des Kopfes, um so die auftretende Gliedmaße zu entlasten (s.o.). Dann verschwindet der gleichmäßig sinusoidale Verlauf und es werden deutliche Abweichungen sichtbar. Abb. 1 zeigt mit der durchgezogenen Linie ein lahmfreies Pferd, während die kurz gestrichelte Linie ein stark lahmes Pferd darstellt. Die lang gestrichelte Linie ist der Verlauf bei einem leicht lahmen Pferd (Buchner et al. 1996a).

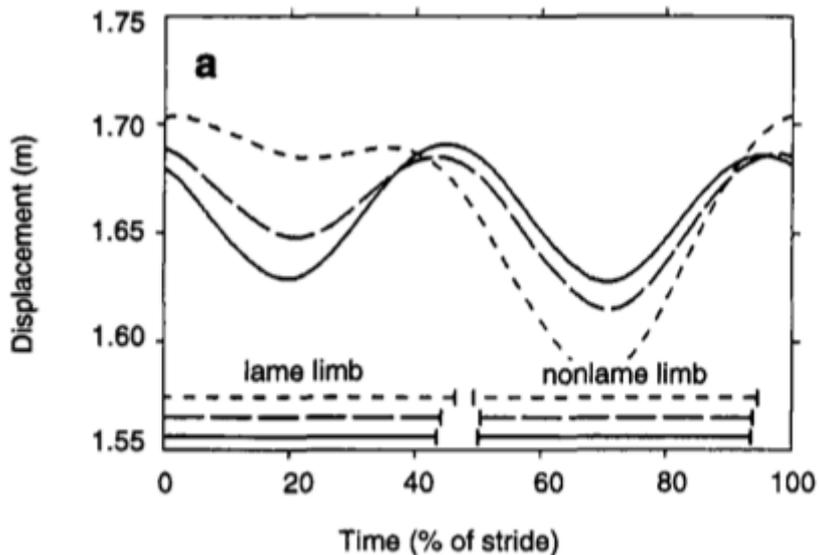


Abb. 1: Verlauf der Kopfbewegung (Displacement (m)) während eines Schrittzklus (Time (% of stride)) mit lahmen (lame limb) und gesundem Bein (nonlame limb) (Buchner et al. 1996a)

Auch der Widerrist und die Kruppe zeigen gleichzeitig, genau wie der Kopf, eine Ausgleichsbewegung bei einer Lahmheit. Diese ist aber im Vergleich zur Bewegung des Kopfes weniger stark ausgeprägt (Buchner et al. 1996a).

Im Falle einer Hinterhandlahmheit zeigt das *Os Sacrum* ebenfalls im Bewegungszyklus beider Hintergliedmaßen einen sinusoidalen Verlauf, jedoch nimmt die vertikale Höhe und das Abfallen an der Kruppe ab (Buchner et al. 1996a). Die Bewegung des Tuber Coxae an der Seite des Beckens ist auch bei gesunden Pferden asymmetrisch. Diese Asymmetrie kommt durch die vertikale Bewegung des Stammes und die Rotationsbewegung im Hüftgelenk zustande (Buchner et al. 1993).

### **3.4 Lahmheitsdiagnostik**

Die Lahmheitsdiagnostik bei Pferden kann in objektive und subjektive Verfahren eingeteilt werden. Bei der objektiven Methode wird eine kinetische oder eine kinematische Analyse der Bewegung durchgeführt.

Kinetische Methoden benutzen für die Evaluierungen der Bewegungsabweichung von Pferden physikalische Kraft-, Druck- oder Beschleunigungsmessungen. Beispielsweise arbeitet der kommerziell erhältliche Lameness Locator® (Equinosis), LLC®, Columbia, Missouri US 2007) mit am Pferd angebrachten Beschleunigungssensoren. Außerdem werden auch flächige Kraft- oder Druck-Sensoren (Force Plates und Pressure Mats) zur Aufnahme der Belastung beim Fuß eingesetzt.

Die kinematische Analyse hingegen ist die Untersuchung einer Bewegung im Raum ohne auf Faktoren wie Kräfte oder Momente einzugehen (Mahnken 2012). Bei diesem Ansatz werden Bewegungsabweichungen durch die Analyse von Bilddaten untersucht, welche durch ein optisches Bewegungsaufzeichnungssystem (Optical Motion Capture System) erfasst wurden. Als subjektives Verfahren wird die klassische Lahmheitsevaluierung durch den Tierarzt bezeichnet.

Die hier untersuchte *Kinovea* Methode verbindet die objektive und subjektive Lahmheitsanalyse. Der Tierarzt bekommt so die Möglichkeit, nach einer subjektiven Lahmheitsuntersuchung seine Ergebnisse objektiv zu überprüfen. Im Folgenden werden die oben erwähnten kinematischen und kinetischen Methoden genauer beschrieben.

#### **3.4.1 Kinematische Systeme: Optical motion capture (OMC)**

Die videobasierte Analyse von Bewegung wird seit einigen Jahrzehnten in der Veterinärmedizin eingesetzt. Zunächst waren dies 2-D-Videos, die zum Analysieren herangezogen wurden. (Fredricson und Drevemo 1971). Später standen 3-D-Video-Analyse und High-Speed-Kamerasysteme zur Verfügung (Kastner et al. 1990; van Weeren et al. 1990a). Heutzutage ist die Entwicklung soweit vorangeschritten, dass diese Optical Motion

Capture Systeme um ein Laufband aufgebaut werden können, wie beispielsweise beim Referenzsystem dieser Arbeit (Eagle Digital Real Time System, (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, Kalifornien, USA). Es können auch ganze Reithallen erfasst werden, in denen sich das Pferd frei bewegen kann. (Qhorse-System (Qualisys AB, Göteborg, Schweden). Beim Qhorse-System werden mehrere Kameras montiert, bspw. 12 Stück auf der Geraden oder 8 Stück auf der Volte. Reflektierende Marker an Kopf, Widerrist und Kruppe werden im Videomaterial zeitaufgelöst verfolgt und so kann die komplette Bewegung des Tieres charakterisiert werden. Es können nicht nur lineare oder kreisende Bewegungen verfolgt werden, auch eine Bewegungsanalyse beispielsweise nach Beugeproben oder auch diagnostischen Anästhesien ist möglich ([https://cdn-content.qualisys.com/2017/08/QHorse - Booklet.pdf](https://cdn-content.qualisys.com/2017/08/QHorse_-_Booklet.pdf) Zugriff:15.01.2020).

Da diese OMC Systeme sehr akkurat sind, gelten sie Goldstandard der kinematischen Lahmheitsdiagnostik. Natürlich kann es jedoch durch die Verschiebungen der Haut unter den Markerpunkten zu Artefakten oder sogar falschen Messungen kommen. Solche Artefakte sind meist von der Position des Körpers abhängig. An der distalen Gliedmaße sind sie nur sehr gering, können jedoch an höheren Positionen, wie dem Trochanter, sehr groß sein, da sich der Femur bis zu 15 cm unter der Haut bewegen kann (van Weeren et al. 1990b, van Weeren et al. 1988). Jedoch können solche Artefakte algorithmisch korrigiert werden (van den Bogert et al. 1990).

Es muss natürlich beachtet werden, dass die Bewegungsabläufe sich zeitlich verändern können. Beim Qualisys Motion Capture Systems zeigte sich bspw., dass mit der Anzahl der Wiederholungen der Videoaufnahmen die Abweichungen der Ergebnisse immer geringer wurden. Dies deutet darauf hin, dass der Zeitraum, den das Pferd zur Gewöhnung an das Messsystem benötigt wichtig ist, um die Variabilität der Ergebnisse möglichst klein zu halten. Auch der Untergrund spielt eine Rolle. Bei harten Böden gibt es auf gerader Linie weniger Abweichungen bei wiederholten Messungen als auf weichem Boden (Hardemann et al. 2019). Ein großer Vorteil der 3D-Analyse Systeme ist die Erfassung der Widerristbewegung, welche beispielsweise bei dem kinetisch arbeitenden Lameness Locator® nicht möglich ist. Diese Bewegung ist jedoch extrem wichtig für die Bewertung von Vorderhandlahmheit, vor allem

bei der Analyse von übertragener Hinterhandlahmheit auf die Vorderhand (Rhodin et al. 2018).

### **3.4.2 Kinetische Systeme**

#### **3.4.2.1 Lameness Locator ®**

Der Lameness Locator® (Equinosis ® LLC, Columbia, Missouri, USA) ist ein kabelloses System, welches mit Beschleunigungssensoren die Bewegung des Pferdes nachverfolgt und Lahmheit feststellen kann. Das System besteht aus zwei vertikalen Beschleunigungssensoren (Inertialsensoren), die am Kopf und mittig auf dem *Os Sacrum* angebracht werden. Am rechten Vorderbein wird ungefähr auf Höhe des Fesselbeins ein Gyroskop als dritte Messeinheit befestigt. An einem mobilen Computer oder Tablet- PC werden die Daten analysiert und durch spezielle Algorithmen ausgewertet. Diese Algorithmen sind speziell für die Lahmheitserkennung bei Pferden entwickelt und können so nicht nur den Grad der Lahmheit erkennen, sondern auch spezielle Untersuchungsverfahren wie bspw. diagnostische Anästhesien oder Provokationsproben berücksichtigen. Der Lameness Locator® ist in der Lage, 200mal pro Sekunde Daten aufzunehmen, während das menschliche Auge dies nur 20-25mal pro Sekunde kann. So können auch kurzzeitige Kompensationsbewegungen bei primärer Lahmheit wahrgenommen und als solche erkannt werden. Verschiedene Untergründe und Arten der Bewegung (Longe, an der Hand) können ebenfalls ausgewählt werden. Dadurch ist der Lameness Locator® vielseitig einsetzbar (Keegan et al. 2013a).



Abb. 2: Auf dem *Os Sacrum* montierter Sensor (Keegan et al. 2013a)



Abb. 3: Sensor am rechten Vorderbein auf Höhe des Phalanx proximalis (Keegan et al. 2013a)



Abb. 4: Sensor zwischen den Ohren am höchsten Punkt des Schädels (Keegan et al. 2013a)

Da Inertial Sensor Systems (ISS) wie der Lameness Locator® verlässlich Lahmheit detektieren (Keegan et al. 2004), wurden die Diagnosen eines ISS mit den Diagnosen von Kraftsensorplatten (Force Plates) und mit Einschätzungen von Tierärzten verglichen. Dabei wurde eine gute Korrelation zwischen Befunden von Tierärzten und dem ISS festgestellt. Hier deutet sich bereits an, dass zur verlässlichen Lahmheitsabklärung objektive und subjektive Methoden zur Absicherung kombiniert werden sollten (Donnell et al. 2015a).

Auch bei der Reproduzierbarkeit von Lahmheitsdiagnosen zeigen ISS-Systeme gute Ergebnisse. Besonders Hinterhandlahmheit kann auch bei geringeren Lahmheitsgraden (< Grad 3) verlässlich bei Wiederholungen diagnostiziert werden (Keegan et al. 2011).

Der Lameness Locator® ist hierbei nicht das einzige ISS-System. Das MTx-Xbus System (Xsens Technologies B.V., Enschede, Netherlands) eignet sich genauso gut. Bei einem Vergleich mit dem Lameness Locator® kamen beide Systeme zu denselben Ergebnissen (Hammarberg et al. 2016, Pfau et al. 2016a).

Wird nur ein Beschleunigungssensor am Pferd appliziert, können mit inertialen Sensorsystemen eine starke Lahmheit zwar erkannt werden, geringgradige Lahmheit benötigt aber mehrere Sensoren, die zusammen ausgewertet werden müssen. So ist beispielsweise bei milder Lahmheit der Hinterhand das Positionieren von zwei Messeinheiten auf beiden Tubera coxae einer einzigen Einheit auf dem *Os Sacrum* vorzuziehen (Pfau et al. 2013).

Obwohl inertielle Sensorsysteme Lahmheit schneller diagnostizieren können als Tierärzte, sollte dennoch zur Beurteilung der Lahmheit der Befund abgesichert werden. Abweichende Bewegungen wie Kopfschlagen liefern irrelevante Beschleunigungsdaten und können ISS-Resultate verfälschen. Um die Fehleranfälligkeit zu minimieren, müssen die Ergebnisse der algorithmischen Analyse immer von einem erfahrenen Betrachter bestätigt werden (McCracken et al. 2012a).

Besonders bei übertragener Lahmheit sind inertielle Sensorsysteme unter Umständen ungenau. Eine Abweichung der Kopfbewegung bei einer Hinterhandlahmheit fällt stärker auf, als die Ausgleichbewegung des Beckens bei einer Vorderhandlahmheit (Rhodin et al. 2013). Außerdem entfällt bei Systemen wie dem Lameness Locator® auch die Beurteilung der

Widerristbewegung und somit steht auch das Kriterium zur Unterscheidung zwischen primärer und übertragener Vorderhandlahmheit nicht zur Verfügung (Rhodin et al. 2018).

Die Fehleranfälligkeit der Sensoren ist auch von der Position am Pferd abhängig. Wenn die Lage der Sensoren des Vorderbeins variiert wurde, verändert dies die Lahmheitserkennung zwar nicht. Wurden aber die Sensoren auf der Hüfte von der Mitte verschoben, so konnte zwar die Vorderhandlahmheit richtig, die Hinterhandlahmheit aber nicht mehr richtig erkannt werden (Moorman et al. 2017).

Außerdem muss auch darauf geachtet werden, dass Lahmheit zwar Asymmetrien verursacht, jedoch bis heute nicht bewiesen ist, ob eine Lahmheit für eine asymmetrische Bewegung vorliegen muss (Peham et al. 1996).

So zeigen zum Beispiel 72,5% der Pferde auch ohne Lahmheit signifikante Asymmetrien in der Bewegung (Rhodin et al. 2017). Diese lagen sogar oft über den festgelegten Lahmheitsschwellwerten (Rhodin et al. 2016). Aus diesem Grund sollten objektive Lahmheitsmesssysteme immer mit einer tierärztlichen Einschätzung abgesichert werden, da Inertiale Sensorsysteme nicht verlässlich zwischen schmerzbedingter Lahmheit oder natürlichen Gangabweichungen unterscheiden können.

#### **3.4.2.2 Druck- und Kraftsensoren: Pressure Mats / Force plates**

Bei der kinetischen Lahmheitsbeurteilung werden die Kräfte erfasst und ausgewertet, die bei der Bewegung entstehen. Das kann nicht nur über Beschleunigungsmessungen, wie beim Lameness Locator®, sondern auch direkt durch Kraftmessungen geschehen.

Da Lahmheit häufig mit einer Reduktion der Gewichtsaufnahme der betroffenen Gliedmaße einhergeht, kann diese sehr gut in den reduzierten vertikalen Kraftaufzeichnungen von Kraftaufnehmern (Force Plates) erkannt werden (Khumsap et al. 2003; Weishaupt et al. 2006). Diese Aufzeichnungen waren lange Zeit das Standardverfahren der kinetischen Ganganalyse zur Erkennung von Standbeinlahmheit.

Bei Vorderhandlahmheit zeigte sich, dass die Höhe der vertikalen Kraftspitzen (Force Peaks) der betroffenen Extremitäten deutlich zurückgeht und diese Veränderung sehr gut mit dem subjektiv ärztlich bestimmten Lahmheitsgrad korrelierte (Ishihara et al. 2005).

Jedoch gibt es auch Studien, die die Diagnostik mit Kraftsensoren als nicht sehr zuverlässig einstufen. Bei Vergleich der Diagnosen von IMUs (siehe nächster Abschnitt), erfahrenen Tierärzten und Force Plates zeigte sich, dass nach dem Herbeiführen einer Stützbeinlahmheit die Force Plate nur 40 % der Tiere als lahm erkennen konnte. Eine gemeinsame Diagnosestellung von einem ISS-System und einem Tierarzt konnte die Lahmheit mit 50%iger Übereinstimmung entdecken, Tierärzte und Force Plates waren sich nur in 38% der Fälle einig (Donnell et al. 2015a). Mit Force Plates kann aber zwischen Lahmheit und Ataxie der Hinterhand unterschieden werden. Lahme Pferde zeigen eine verkleinerte vertikale Kraftspitze in ihrem lahmen Bein, während ataktische Pferde starke laterale Kraftspitzen (Force Peaks) und unterschiedlich starke vertikale Force Peaks zeigen (Ishihara et al. 2009).

Force Plates können nicht nur auf dem Boden liegen, sondern lassen sich auch in Schuhe integrieren, welche dem Pferd angezogen werden. Damit können die Kräfte beim Auftreten und Abstoßen genauer gemessen werden. Die Lahmheitsbeurteilung mit Force Plates in Schuhen und von Tierärzten stimmte überein. Jedoch ist das hohe Eigengewicht der Schuhe zu berücksichtigen, weil sich dadurch der Bewegungsablauf verändern kann (Carter et al. 2001). Ein leichter Schuh wurde vorgestellt, ist aber noch nicht überall erhältlich (Munoz-Nates et al. 2015).

Neben Force Plates bieten auch Druckmatten (Pressure Plates oder Mats), die die Verteilung des Druckes des Hufes auf eine Unterlage erfassen, einen weiteren Ansatz zur objektiven Ganganalyse (van Heel et al. 2004). Die Ergebnisse bei der Lahmheitseinschätzung von Pressure Plates und Force Plates weisen nur geringgradige Unterschiede von 2-7 Prozent auf und können somit durchaus als Ergänzung bei der Lahmheitsdiagnostik verwendet werden. Die Genauigkeit der Druckmesssysteme ist allerdings geringer als die der Force Plates (Oosterlinck et al. 2010, Oosterlinck et al. 2012). Um besonders die vertikalen Kräfte, die für die Lahmheitsdiagnostik am aussagekräftigsten sind zu bestimmen, sind Force Plates besser geeignet als andere Methoden (Ishihara et al. 2005).

Als weitere Einflussgröße bei der objektiven Lahmheitsanalyse spielt die Rasse des untersuchten Pferdes eine Rolle (Back et al. 2007). Warmblüter zeigten, auch wenn sie eine Vorderhandlahmheit aufwiesen, größere vertikale Kräfte als beispielsweise lahme Quarterhorses. Jedoch ist die Übereinstimmung zwischen Pressure Plates und anderen Methoden besonders bei dem Vergleich zwischen kontralateralen Gliedmaßen und deren Gewichtsaufnahme bei beiden Rassen gut möglich (Oosterlinck et al. 2011).

Neben der Rasse spielt auch die Hufpflege der Pferde eine Rolle, da diese bei der Evaluierung mit Force Plates die Kräfteverteilung verändern kann (Faramarzi et al. 2018).

### **3.4.2.3 Inertial Measurement Units**

Beschleunigungssensoren (Inertial Measurement Units, IMUs) können, wie beim Lameness Locator® bereits diskutiert, ebenfalls zur kinetischen Ganganalyse herangezogen werden. Diese werden am Rumpf und an den Gliedmaßen des Pferdes befestigt. Dann kann die Bewegung des Hufes sowie die Standphasen korrekt erkannt werden. Dazu werden die Beschleunigungsdaten der Sensoren zeitlich aufintegriert, um Bewegungsverläufe zu gewinnen. Zusätzlich zu Gangabweichungen können so auch Ataxien detektiert werden (Olsen et al. 2012).

Um Gangabläufe verlässlich zu analysieren, müssen mit den IMUs mindestens 3-5 hintereinander folgende, ungestörte Gangabläufe erfasst werden (Drevemo et al. 1980). Ein einzelner Sensor reicht nicht immer aus. Wenn die Lahmheit nur geringgradig vorliegt, werden mehrere IMUs benötigt (Pfau et al. 2013). IMUs können zwar kinematische Schrittvariablen erkennen, wie beispielsweise die Zeit, die der Huf auf der Erde verbringt, jedoch ist das indirekte Errechnen der Standphase nicht so genau, wie die Analyse mit einem Motion Capture System (Bragança et al. 2017). Mit IMUs können dennoch deutliche Unterschiede gesehen werden, sobald eine Lahmheit auftritt. Standbeinlahmheit kann verlässlich detektiert werden und auch eine Verbesserung nach diagnostischen Anästhesien wird mit IMUs sichtbar (Moorman et al. 2014).

Nicht nur Veränderungen in der Bewegung der Gliedmaßen können mit IMUs detektiert werden, auch Änderungen in der Beschleunigung der Hufe von lahmen Tieren kann so nachgewiesen werden. Mit diesen von IMUs aufgezeichneten Unterschieden kann so unilaterale Standbeinlahmheit festgestellt werden. (Moorman et al. 2013). Ein beispielhaftes System, welches IMUs nutzt, wäre das Equi Moves System (Equimoves, Utrecht University, Inertia Technology and Rosmark Consultancy, Netherlands).

Dieses System liefert vergleichbare Ergebnisse wie ein Optical Motion Capture System (OMC). Bei der Ab- und Adduktion der Gliedmaßen, war es sogar genauer, als das zum Vergleich herangezogene OMC. Somit können IMU-basierte Systeme bei der Detektion schwer diagnostizierbarer Lahmheit gute Dienste leisten. Auch die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse mit diesem System ist belegt (Bosch et al. 2018).

### **3.4.3 Subjektive Lahmheitsevaluierung**

#### **3.4.3.1 Tierarzt**

Anders als die rein objektive Lahmheitsevaluierung mithilfe von Software und Videoanalyse oder Sensordaten ist bei der Diagnostik immer eine genaue Untersuchung des Bewegungsapparates im Vorfeld wichtig. Diese besteht aus einer gründlichen Anamnese, Betrachtung in Ruhe, Adspektion und Palpation der Gliedmaßen, sowie auch die Hufzangenprobe. Erst dann erfolgt die Untersuchung des Pferdes in Bewegung (Baumgartner 2014).

Diese umfangreiche Untersuchung macht die Lahmheitsdiagnostik durch den Tierarzt unersetzlich. Zwar sind, wie oben dargestellt, (Donnell et al. 2015b; Keegan et al. 2004) die objektiven Lahmheitsdiagnostikmethoden effizienter als die tierärztliche Beurteilung. Diese Methoden sind allerdings nicht in der Lage, den vollständigen Zustand des Patienten zu erfassen. Somit können sie auch keine Behandlungsrückschlüsse ermöglichen und die Klinik mit den Befunden verbinden. Jedoch sind die objektiven Methoden besonders bei geringgradiger Lahmheit eine wichtige Unterstützung (Weishaupt et al. 2001). Besonders auf Laufbändern und bei milder Lahmheit ist die Beurteilung mit objektiven Methoden

aussagekräftiger als die Untersuchung durch Ärzte (Keegan et al. 1998). Auch bei Pferden, welche auf der Geraden vortrabten und nur geringgradig lahm sind, ist die Diagnose für Ärzte schwierig und die Unterschiede in der Beurteilung erfahrener Ärzte können beträchtlich sein (Keegan et al. 2010).

Technische Lösungen, wie bspw. IMUs, sichern also Lahmheitsdiagnostiken objektiv ab. Bei geringer Lahmheit kann nach Behandlungen auch deren Wirksamkeit beurteilt werden, (Keegan et al. 2013b) da durch IMUs auch eine leichte Rest-Lahmheit schneller und besser erkannt werden kann, als durch Ärzte (McCracken et al. 2012b).

Oft wird bei der tierärztlichen Untersuchung die Lahmheit auch an der Longe evaluiert, da so stärkere Symptome hervorgerufen werden können. Jedoch ist auch bei der Evaluation an der Longe das Meinungsbild der Tierärzte oft sehr unterschiedlich. Das gilt besonders für Hinterhandlahmheit (Hammarberg et al. 2016). Systeme, welche z.B. an der Longe gut eingesetzt werden können, wie der Lameness Locator®, sind in diesen Fällen als nützliche Ergänzung zu sehen (Keegan et al. 2011).

Auch das Alter des Pferdes kann eine veränderte Bewegung verursachen und dies tritt besonders bei jungen Pferden auf. Auf Volten zeigen junge Tiere asymmetrische Bewegungen, da sie auf Volten noch nicht so gut die Balance halten können. Somit muss bei Abweichungen der Bewegung immer geprüft werden, ob diese wirklich von einer Lahmheit verursacht werden. In solchen Situationen ist die Einschätzung eines Tierarztes zuverlässiger als die eines automatisierten Systems (Dyson 2014).

#### **3.4.3.2 Kinovea**

*Kinovea* (Kinovea.org, Frankreich) ist eine kostenlose Software, welche von Joan Charmant zum Analysieren menschlicher Bewegungen in Videos entwickelt wurde. Nach dem Herunterladen der Software können beliebige Videosequenzen eingespielt werden. In diesen Sequenzen können bestimmte Trajektorien markiert und über die gesamte Videosequenz verfolgt werden. Die Verlässlichkeit und Wiederholbarkeit von Analysen mit *Kinovea* wurde belegt (Puig-Divi et al. 2019). *Kinovea* eröffnet eine neue Möglichkeit zur Verbindung der

objektiven und subjektiven Lahmheitsdiagnostik. Das Verfolgen von Trajektorien in eingespielten Videosequenzen ist objektiv und die Zeitverläufe können automatisiert ausgewertet werden, jedoch lassen sich die entstehenden Graphen auch subjektiv von Tierärzten interpretieren.

*Kinovea* wird in dieser Studie erstmalig bei Pferden eingesetzt, jedoch sind im Bereich der Labortierhaltung und Human- und Sportmedizin bereits einige Studien zu finden. Bei der Analyse von Schrittlänge und Schrittgeschwindigkeit bei Ratten wurden z.B. mit *Kinovea* verlässliche Ergebnisse erzielt (Matias et al. 2019).

Auch bei der Krankheitsüberwachung bei bewegungseingeschränkten Parkinson-Patienten, hat sich die Bewegungsanalyse mit *Kinovea* bewährt (Cabrera-Martos et al. 2019). Nicht nur die Bewegungsanalyse ist mit *Kinovea* möglich, auch die Beweglichkeit von Gelenken kann mit *Kinovea* gemessen werden (Abd El-Raheem et al. 2015).

In dieser Arbeit wird untersucht, ob sich die Videoanalysen mit *Kinovea* auch in der Lahmheitsdiagnostik beim Pferd anwenden lassen.

## 4 Material und Methode

In der Studie wurden die Videos von 10 Pferden mit *Kinovea* analysiert und mit den Ergebnissen des Kinematischen Messsystems (KMS) der Veterinärmedizinischen Universität Wien (Eagle Digital Real Time System, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, Kalifornien, USA) verglichen. Die Videos, welche für die Auswertung mit *Kinovea* und dem Kinematischen Messsystem genutzt wurden, wurden von der Studie (Zellner et al. 2017) zur Verfügung gestellt. Im Folgenden sind die Versuchsbedingungen dargestellt.

### 4.1 Die Tiere:

10 Videos von Pferden auf dem Laufband wurden analysiert. Die Aufnahme dieser Videos war ein Tierversuch und wurde somit bei der Ethikkommission der Veterinärmedizinischen Universität in Wien beantragt. Der Antrag wurde bewilligt (Referenznummer: 68.2505/0160-II/36/2012; Zellner et al. 2017).

Die Pferde waren von unterschiedlicher Rasse (5 Wallache und 5 Stuten). Das Alter der Tiere betrug im Mittelwert (MW) auf 14,9 Jahre  $\pm$  6,9 Jahre Standardabweichung (SD). Das Gewicht lag bei 496  $\pm$  117,0 kg. Die Pferde waren teilweise in Privatbesitz oder Übungspferde der Veterinärmedizinischen Universität Wien. Die Übungspferde der Universität Wien leben ganzjährig in Offenstallhaltung und werden nicht mehr geritten. Die Pferde der Privatpferdehalter waren Turnierpferde. Zum Zeitpunkt der Messungen zeigten die Pferde auf Grund ihres fortgeschrittenen Alters Lahmheit.

Jedoch wurde im Vorfeld keine genaue Lahmheitsuntersuchung durchgeführt, da diese später mithilfe des Kinematischen Messsystems auf dem Laufband durch die beiden Marker am *Os Sacrum* (24) und am Widerrist (23) durchgeführt wurde. Dieses Verfahren wurde bereits beschrieben (Peham et al. 2001a).

Die Pferde wurden vor dem Versuch auf dem Laufband an das Laufband gewöhnt (Buchner et al. 1994, Fredricson et al. 1983) und die Pferde der Privatpersonen durften sich in den Boxen an die neue Umgebung gewöhnen. Alle Messungen wurden an einem Tag durchgeführt.

Dabei trugen alle Pferde eine Englische Trense mit Wassergebiss, welche jeweils an die Größe des Pferdes angepasst wurde. Über dem Zaumzeug wurde noch ein Halfter angezogen, an diesem wurden die Pferde vom Pferdeführer möglichst frei auf dem Laufband geführt. Die Messungen fanden in der Bewegungsanalysehalle der Veterinärmedizinischen Universität in Wien statt. Die Einzelheiten zu den Probanden sind Tab. 1. im Anhang zu entnehmen.

#### **4.2 Das Laufband:**

Die Messungen wurden auf einem Laufband des Modells Mustang 2200 der Firma Kagra AG aus Fahrwangen in der Schweiz durchgeführt. Auf diesem Hochgeschwindigkeitslaufband zeigten die Pferde in den ausgewerteten Trabmessungen eine Geschwindigkeit von  $11 \pm 1,1$  km/h im Trab ( $3,1 \pm 0,3$  m/s)

Es konnte keine Standardgeschwindigkeit eingestellt werden, da alle Tiere verschiedene Größen sowie Trainingszustände hatten. Somit hatte jedes Pferd eine individuelle Geschwindigkeit, welche so gewählt wurde, dass das Pferd einen schönen Arbeitstrab zeigte (Peham et al. 1996, 1999, 2001b).

Das Laufband hat den Vorteil, dass ein immer gleichbleibendes Tempo gewährleistet ist. Außerdem gehen die Pferde eine gerade Linie und so konnten die Messungen leichter durchgeführt werden. Es wurden für die Studie (Zellner et al. 2017) jeweils eine Standmessung und drei Trab- und drei Schrittmessungen à zehn Sekunden durchgeführt. In dieser hier vorliegenden Studie wurde allerdings nur eine Trabmessung ausgewertet. In dem für diesen Versuch ausgewählten Video trugen die Pferde nur die Wassertrensen und waren nicht getaped.

#### **4.3 Das Kinematische Messsystem:**

Es kam ein Hochgeschwindigkeitsvideomesssystem (Eagle Digital Real Time System, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, Kalifornien, USA) bei der kinematischen Untersuchung zum Einsatz. Das System besteht aus 10 Highspeed Infrarotkameras mit jeweils

1,3 Megapixel Auflösung (1024 x 1026 Pixel) und 120 Bildern pro Sekunde (120 Hz entsprechend). Die 10 Kameras wurden im Kreis um das Laufband aufgestellt und jede sendete mit rund um die Kameralinse angebrachten 237 LEDs Lichtblitze aus, die von Markern auf den Pferden reflektiert wurden. Die Kameras registrierten diese Reflektionen.

#### 4.3.1 Die Kinematischen Marker:

Reflektierende Leuchtmarker wurden auf den Pferden befestigt, sodass die Reflektion der Lichtblitze von dem Kamerasystem erfasst werden konnten. Es wurden dafür kleine Holzkugeln mit einem Durchmesser von 1,5 cm verwendet. Diese Kugeln wurden mit reflektierender Alufolie umhüllt (Scotchlite 7210 Silver, 3 M Corporation, St Paul, MN) (Zellner et al. 2017).

Die Marker wurden an tastbaren Knochenpunkten angebracht, sodass die Ergebnisse reproduzierbar waren. Der genaue Sitz der Marker ist in Tab. 2 im Anhang aufgeführt.



Abb. 5: Markerset (grüne Punkte) am Probanden (Zellner et al. 2017)

#### 4.4 Analysesoftware und Datenauswertung

##### 4.4.1 Datenauswertung Kinematisches Messsystem und Kinovea

In der Studie von Zellner et al. 2017 wurden die Pferde jeweils dreimal für je 10 Sekunden im Schritt und im Trab aufgenommen. Das verwendete System „Cortex“ erfasst die Position  $x$ ,  $y$  und  $z$  jedes Markers im Raum und im zeitlichen Verlauf. Vor der Messung erfolgt eine Kalibration durch einen Kalibrationswinkel und einen Kalibrationsstab mit vorher bekannten Maßen.  $x$ ,  $y$  und  $z$  sind Koordinaten in einem orthogonalen kartesischen Koordinatensystem. Die  $X$ - und die  $Y$ -Achse bilden die horizontale Ebene und aus dem Verlauf der  $x$ - und  $y$ -Koordinaten lassen sich entlang der  $X$ -Achse Bewegungen in Vorwärts- und Rückwärts-Richtung ablesen und entlang der  $Y$ -Achse Bewegungen nach links und rechts. Werte auf der  $Z$ -Achse geben die Höhe über der horizontalen Ebene an und Veränderungen dieser Koordinate entstehen bei Auf- und Ab-Bewegungen. Mithilfe eines Butterworth-Tiefpassfilters wurden die Daten mit einer Grenzfrequenz von 10 Hz geglättet (Zellner et al. 2017).

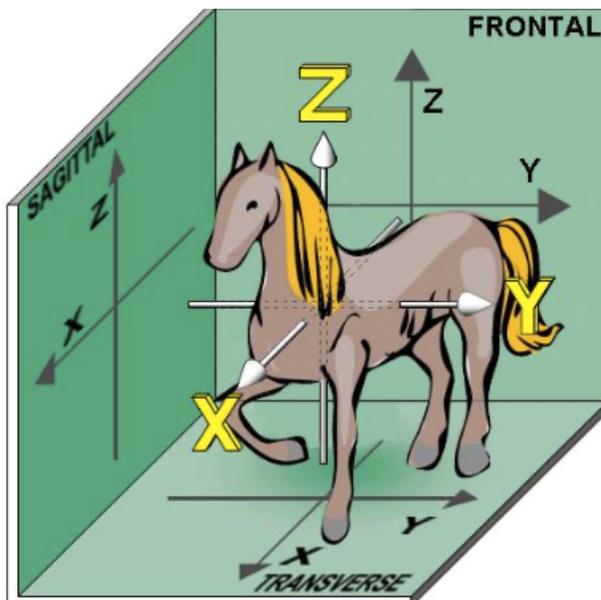


Abb. 6: Das Kartesische Koordinatensystem (Zellner et al. 2017)

Mit MATLAB R2010a (The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA) wurden die aufgezeichneten Bewegungen in einzelne Bewegungszyklen unterteilt. Marker Nr. 9 am linken Vorderhuf wurde dabei zur Einteilung herangezogen, genauso wie die Horizontalgeschwindigkeit (X-Achse).

Wenn der jeweilige Huf des Pferdes den Boden in der Standbeinphase berührt, ist die Horizontalgeschwindigkeit gleich der Laufbandgeschwindigkeit. Ist die Horizontalgeschwindigkeit größer, befindet sich der Huf gerade in der Hangbeinphase (Peham et al. 2001a; Peham et al. 2001c).

In Matlab R2010a wurde die Dauer jedes Bewegungszyklus auf 100% normiert. Durch diese Normalisierung der Daten konnte ein standardisierter Rahmen zum Vergleich geschaffen werden. Die Normierung der Zeitskala auf die Bewegungszyklusdauer ermöglicht es, die Dauer von Bewegungsabschnitten in Prozenten der Bewegungszyklusdauer auszudrücken. Somit können Bewegungen in unterschiedlich lange dauernden Bewegungszyklen verglichen werden. Die Weiterverarbeitung der Daten erfolgte mithilfe von Excel (Microsoft Office 2010, Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA).

Für die Auswertung mit *Kinovea* wurden die 10 Videos in die Software eingespielt. Die Videos zeigten die Pferde trabend auf dem Laufband. Sie waren neutral von der Seite aufgenommen und zeigten jedes Pferd 10 Sekunden in einem guten Arbeitstrab. Anschließend wurde je ein Software-Marker am Kopf, am Widerrist, am höchsten Punkt der Kruppe und an der rechten Fessel gesetzt. Diese Stellen wurden über den gesamten Bewegungszyklus von 10 Sekunden verfolgt. Am Kopf wurde der Marker an eine Stelle gesetzt, die möglichst großen Kontrast zwischen dem Fell des Probanden und der Trense ergab, um die automatische Verfolgung der Trajektorie zu erleichtern. Weiterhin wurden die Abstände der Pfosten am Beginn und am Ende des Laufbandes gemessen und diese Distanz in *Kinovea* übertragen. Somit konnten die Bewegungen des Pferdes in Zentimetern nachverfolgt werden, da der Abstand der Pfosten als Referenz diente. Die Marker gaben hierbei von Kopf, Widerrist und Kruppe eine vertikale Bewegung und von der vorderen rechten Fessel eine horizontale Bewegung wieder.

Am Abschluss der Messungen erstellte die *Kinovea*-Software von jedem Marker eine Kurve für die Bewegungen des Pferdes, sowie eine Tabelle mit den genauen Lokalisationen der Marker zu jeder Zeit des Videos. Diese Daten wurden in Excel übertragen und von dort für die weitere statistische Auswertung genutzt. Die Rohdaten wurden mit Hilfe der Fourier-Analyse in einzelne Bewegungszyklen unterteilt (Peham et al. 1999). Von den einzelnen Zyklen wurden dann mit Excel die Mittelwerte und Standardabweichungen der Asymmetrie der Bewegungen des Kopfes, des Widerrists und der Kruppe bestimmt. Dann erfolgten die oben beschriebenen statistischen Tests.

Anschließend wurden zusätzlich Graphen der unterteilten Bewegungszyklen des KMS und von *Kinovea* erstellt. Beim Kinematischen Messsystem wurden die Marker Stirn, Widerrist und Kruppe, sowie der rechte Vorderhuf ausgewertet. Die *Kinovea* Marker waren an denselben Stellen zu finden.

Bei war der Graph der X-Achsen-Bewegung des rechten Vorderhufes besonders wichtig, da dieser fest legt, wann der rechte Vorderhuf den Boden berührt. Geht der Graph nach unten, ist der rechte Vorderhuf gerade in der Standbeinphase. Daraus ergibt sich durch die Natur der diagonalen Gangart, wie die anderen Füße positioniert sind. Nun wurden die erstellten Graphen analysiert. Im Folgenden wird dies an einem Beispiel erklärt.

In Abb. 8, 9 und 10 sind Verläufe aus den Bewegungszyklen des Kinematischen Messsystems und von *Kinovea* dargestellt. Die einzelnen Linien stellen hierbei in allen Graphiken die einzelnen Bewegungszyklen (BWZ) dar. Man sieht in Abb. 8, dass der rechte Huf zuerst in der Standbeinphase ist, dann ab der Hälfte aktiv nach vorne geführt wird. Abb. 9 zeigt die Bewegungen des Kopfes, welche mit *Kinovea* aufgezeichnet wurden. Wenn der rechte Vorderhuf in der Standbeinphase ist, kommt der Kopf nicht schön gleichmäßig herunter, denn das Pferd lahmt auf der rechten Vorderextremität. Abb. 10 zeigt die Bewegung des Kopfes gemessen mit dem KMS, auch hier sieht man deutlich, dass während der Fußungsphase des rechten Vorderhufes der Kopf weiter oben bleibt und somit das Pferd 1 auf dem rechten Fuß lahm geht.

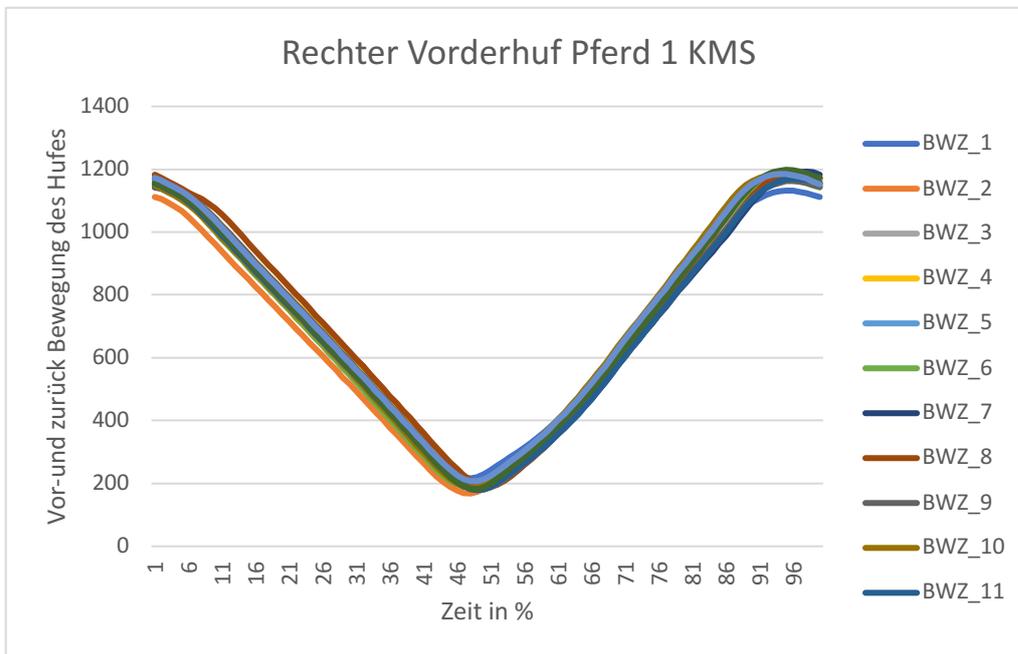


Abb. 8: Vor- und zurück Bewegung rechter Vorderhuf (Pferd 1), gemessen mit Kinematischen Messsystem (KMS)

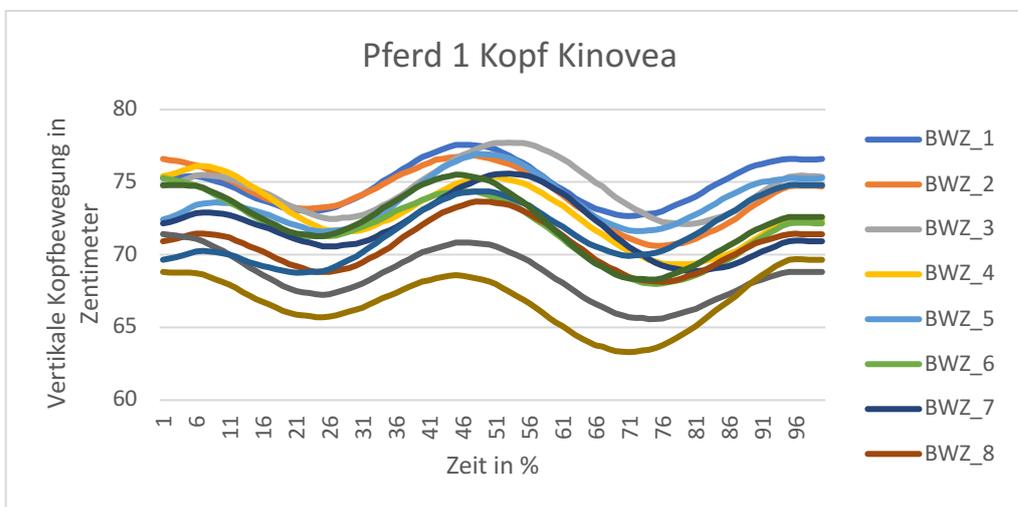


Abb.9: Vertikale Bewegung des Kopfes (Pferd 1), gemessen mit *Kinovea*

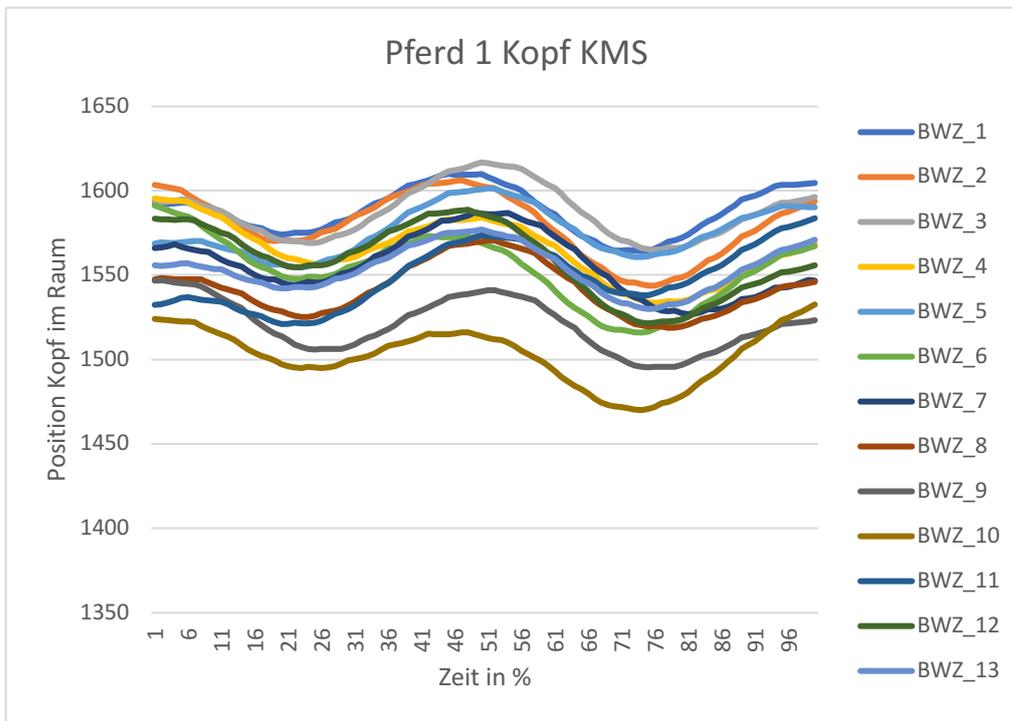


Abb. 10 Vertikale Bewegung des Kopfes (Pferd 1), gemessen mit dem Kinematischen Messsystemen (KMS)

Die erhobenen Daten wurden statistisch mit SPSS (SPSS 20.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) ausgewertet. Bei den in Bewegungszyklen unterteilten Rohdaten vom KMS und von *Kinovea* wurden die Mittelwerte und die Standardabweichung der Asymmetrien bestimmt. Da es beim Kinematischen Messsystem viele Marker gibt, wurden zum Vergleich mit *Kinovea* nur die Bewegung der Marker von Stirn, Widerrist und *Sacrum* auf der Z-Achse sowie die X-Achsen-Bewegung des rechten Vorderhufs berücksichtigt.

Als nächstes wurden die Daten mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Testes auf Normalverteilung überprüft (Tabellen: 6, 11, 16, Tabellenverzeichnis). So können die mit *Kinovea* ermittelten Asymmetrien mit denen des KMS-Systems statistisch auf systematische Abweichungen verglichen werden, indem Korrelationskoeffizienten bestimmt und die

Mittelwerte einem t-Test für gepaarte Stichproben unterzogen werden. Das zweiseitige Signifikanzniveau wurde bei allen statistischen Tests auf  $p = 0,05$  gelegt.

## 5 Ergebnisse

Die ausgewerteten Daten von *Kinovea* und vom Kinematischen Messsystem sind in der Tab. 3 als Übersicht zusammengestellt. Diese Daten sind der Mittelwert der Asymmetrien der Bewegungen des Kopfes, des Widerrists und des *Sacrums*. Die Daten des Kinematischen Messsystems stammen aus Zellner et al. 2017. Die Einzelheiten der statistischen Auswertung mit SPSS (SPSS 20.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) sind in Tabellen im Anhang zu finden.

Tab. 3. Mittelwerte der Asymmetrien (in %) an den verschiedenen Markerpunkten, gemessen mit *Kinovea* und dem Kinematischen Messsystem (KMS). Rote Werte kennzeichnen statistisch nicht zu berücksichtigten Fälle, bei denen die beiden Messverfahren die Lahmheit einer unterschiedlichen Extremität zuordnen (vgl. Tab. 4).

Probanden	Asymmetrien in %					
	Kopf Kinovea	Kopf KMS	Widerrist Kinovea	Widerrist KMS	Sacrum Kinovea	Sacrum KMS
Pferd 1	38	39	19	18	24	12
Pferd 2	39	52	20	32	68	58
Pferd 3	30	40	13	14	25	13
Pferd 4	51	55	38	27	42	36
Pferd 5	45	48	23	13	23	15
Pferd 6	47	64	62	51	46	50
Pferd 7	67	79	38	22	30	26
Pferd 8	50	32	41	20	31	20
Pferd 9	36	58	17	10	28	13
Pferd 10	54	46	43	222	28	34

Bei den roten Werten wurde die Lahmheit von jedem Verfahren einer unterschiedlichen Extremität zugeordnet. Beispielsweise ermittelte Kinovea eine Lahmheit vorne links, das KMS vorne rechts. Die ermittelten Asymmetrien der Bewegungen wurden nur dann statisch verglichen, wenn die Lahmheit von Kinovea und dem KMS an derselben Gliedmaße detektiert wurde (z.B.: Kinovea vorne links, KMS vorne links).

In der folgenden Tab. 4 sind die Ergebnisse der Lahmheitsbestimmung mit *Kinovea* und dem KMS gezeigt, welche wie oben erklärt, bestimmt wurden. Pferd 2 lief im Pass. Aus diesem Grund war die Bestimmung der Hinterhandlahmheit nicht möglich.

Tab. 4: Bestimmte Lahmheit mittels *Kinovea* und Kinematischen Messsystems (KMS), VL: Vorne Links, VR: Vorne Rechts, HL: Hinten links, HR: Hinten rechts. Rot sind wieder die Fälle, bei denen die beiden Messverfahren die Lahmheit einer unterschiedlichen Extremität zuordnen.

Probanden	Kopf Kinovea	Kopf KMS	Widerrist Kinovea	Widerrist KMS	Sacrum Kinovea	Sacrum KMS
Pferd 1	VR	VR	VR	VR	HR	HL
Pferd 2	VR	VR	VR	VR	Zuordnung unmöglich	Zuordnung unmöglich
Pferd 3	VL	VL	VR	VL	HL	HL
Pferd 4	VL	VL	VL	VR	HL	HL
Pferd 5	VR	VR	VR	VL	HL	HL
Pferd 6	VR	VR	VR	VR	HR	HL
Pferd 7	VR	VR	VR	VR	HR	HR
Pferd 8	VL	VL	VL	VL	HR	HR
Pferd 9	VL	VL	VR	VR	HR	HR
Pferd 10	VR	VR	VR	VR	HL	HL

In den folgenden Abschnitten werden die statistischen Ergebnisse des Vergleichs von *Kinovea* mit KMS im Einzelnen beschrieben.

### **5.1 Kopf:**

Bei der Analyse der Kopfbewegung wurden alle 10 Probanden berücksichtigt (N = 10, Tabelle 5, Tabellenverzeichnis). Der Kolmogorov-Smirnov-Test ergab eine Asymptotische Signifikanz (2-seitig) sowohl bei den *Kinovea* als bei KMS von 0,200. Das bedeutet, dass es keine signifikanten Abweichungen von der Normalverteilung in den Daten gibt (Tabelle 6, Tabellenverzeichnis). Damit können die folgenden sogenannten parametrischen Tests auf Übereinstimmung der Mittelwerte durchgeführt und die Korrelationskoeffizienten berechnet werden.

Zum übersichtlichen Vergleich der Werte wurden Boxplots erstellt (Abb. 11). Die Höhe der Box ist der sog. Quartilsabstand (=50% aller Werte liegen innerhalb der Box). Die Linien mit vertikal gezeichneten Enden zeigen die weiteren Quartile an. Der Medianwert kennzeichnet die Mitte der Verteilung (gleich viele Werte liegen über sowie unter dem Medianwert)

Wie in der Abbildung 11 zu erkennen ist, streuen die Daten des KMS-Systems stärker als die von *Kinovea* und die Maximalwerte sind höher. Die Mediane beider Stichprobenwerte sind aber nahezu gleich: Die Medianwerte der *Kinovea* Daten des Kopfes liegen bei 46,20 und beim Kinematischen Messsystem bei 50,02.

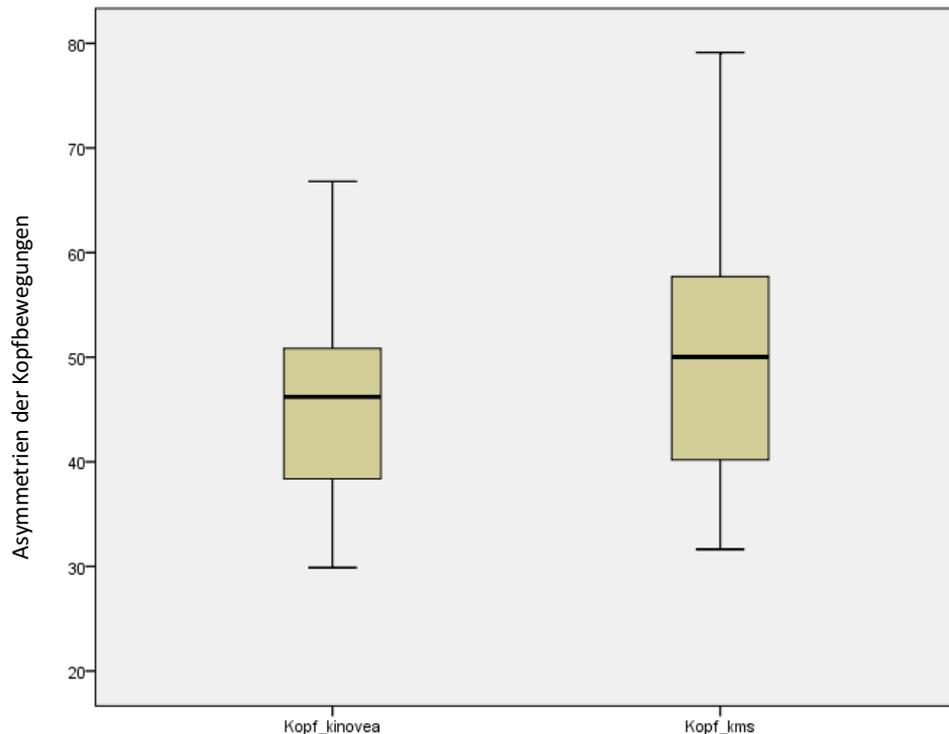


Abb. 11: Graphische Darstellung der Werte des Kopfes im Boxplot

Um den Zusammenhang zwischen den *Kinovea*- und KMS-Daten zu quantifizieren, wurde die Korrelation der gepaarten Stichproben erhoben und somit die Korrelationswerte und die Signifikanz bestimmt. Der Korrelationskoeffizient ist  $r = 0,538$  und die Signifikanz =  $0,108$  (Tabelle 7, Tabellenverzeichnis). Die beiden Datensätzen verhalten sich also ähnlich und sind positiv korreliert. Das Ergebnis ist nicht signifikant, aber auffällig ( $p < 0,2$ ).

Weiterhin wurden bei den beiden Stichproben die Standardabweichung und der Standardfehler des Mittelwerts ermittelt. Die Mittelwerte und Standardabweichungen bei den Messungen mit *Kinovea* betrug dabei  $45,78 \pm 10,57$  beim KMS  $51,29 \pm 13,70$  (Tabelle 8, Tabellenverzeichnis). Aus dem anschließend durchgeführten Mittelwert t-Test der gepaarten Stichproben lässt sich eine zweiseitige asymptotische Signifikanz von  $p = 0,180$  oder 18% bestimmen. Da diese größer als 0,05 oder 5% ist kann in diesem Fall davon ausgegangen werden, dass die Mittelwerte und damit die Ergebnisse beider Messsysteme nicht signifikant

voneinander abweichen und damit kann von Übereinstimmung ausgegangen werden (Tabelle 9, Tabellenverzeichnis).

## 5.2 Widerrist:

Für den Widerrist wurden 8 Fälle analysiert (N=8), da zwei Pferde, Pferd 3 und Pferd 4, sich *Kinovea* und KMS in der Lahmheitsbeurteilung widersprachen (Tab. 4) und aus diesem Grund entfernt wurden (Tabelle 10, Tabellenverzeichnis). Der Test auf Normalverteilung ergab als asymptotische Signifikanz (2-seitig) bei *Kinovea*  $p = 0,200$  und bei der Messung mit dem Kinematischen Messsystem  $p = 0,058$ , somit sind die Werte wieder normalverteilt (Tabelle 11, Tabellenverzeichnis). Zur besseren Übersicht der Daten wurde ein Boxplotdiagramm erstellt (Abb. 12). Hier zeigt sich, dass die *Kinovea*-Daten stärker streuen als die des KMS. Die Mediane weichen ebenfalls voneinander ab.

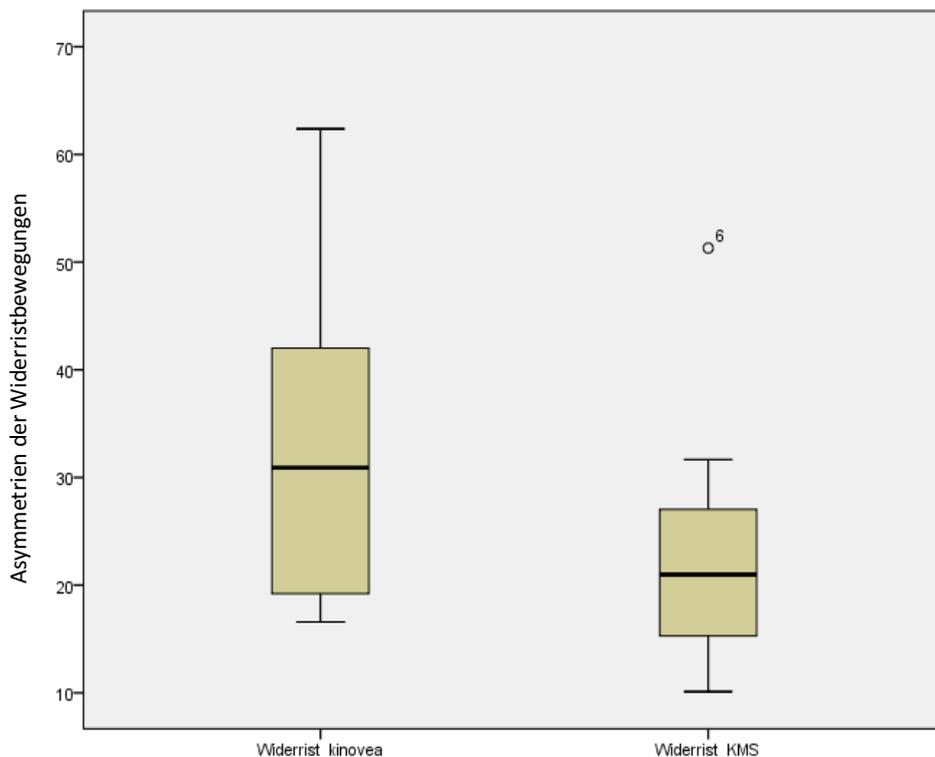


Abb. 12: Graphische Darstellung der Werte des Widerrists im Boxplot

Im nächsten Schritt wurden die Mittelwerte mit Standardabweichung bestimmt. Diese lag bei *Kinovea* bei  $32,90 \pm 16,02$  und beim KMS bei  $23,50 \pm 13,00$ . Der Standardfehler des Mittelwertes lag bei *Kinovea* bei 5,66 und beim KMS bei 4,59 (Tabelle 12, Tabellenverzeichnis).

Danach wurde die Korrelation der gepaarten Stichproben (0,729) ermittelt und so die Signifikanz der Korrelation (0,04) festgestellt (Tabelle 13, Tabellenverzeichnis). Schlussendlich wurden dann die Mittelwerte der gepaarten Stichproben getestet. Die asymptotische zweiseitige Signifikanz beträgt 0,047 oder 4,7%. Dies bedeutet, da sie kleiner als 0,05 oder 5% ist, dass die Mittelwerte der *Kinovea*- und KMS-Ergebnisse sich signifikant unterscheiden. Somit stimmt die Lahmheitsbestimmung mittels *Kinovea* nicht mit der Lahmheitsbestimmung des Kinematischen Messsystems überein (Tabelle 14, Tabellenverzeichnis).

### **5.3 Sacrum:**

Zu Beginn wurden wieder die verarbeiteten Fälle evaluiert. Es wurden 3 Fälle entfernt, bei denen die Übereinstimmung der Lahmheit zwischen *Kinovea* und dem Kinematischen Messsystem nicht gegeben war. Somit war  $N=7$  (Tabelle 15, Tabellenverzeichnis).

Die Asymptotische Signifikanz (2-seitig) beim Kolmogorov Smirnov Test lag bei der Messung mit *Kinovea* bei 0,148 und bei der Messung mit dem Kinematischen Messsystem bei 0,200. Somit sind die Werte normalverteilt (Tabelle 16, Tabellenverzeichnis). Danach wurde zur übersichtlichen grafischen Darstellung noch ein Boxplotdiagramm erstellt (Abb. 13).

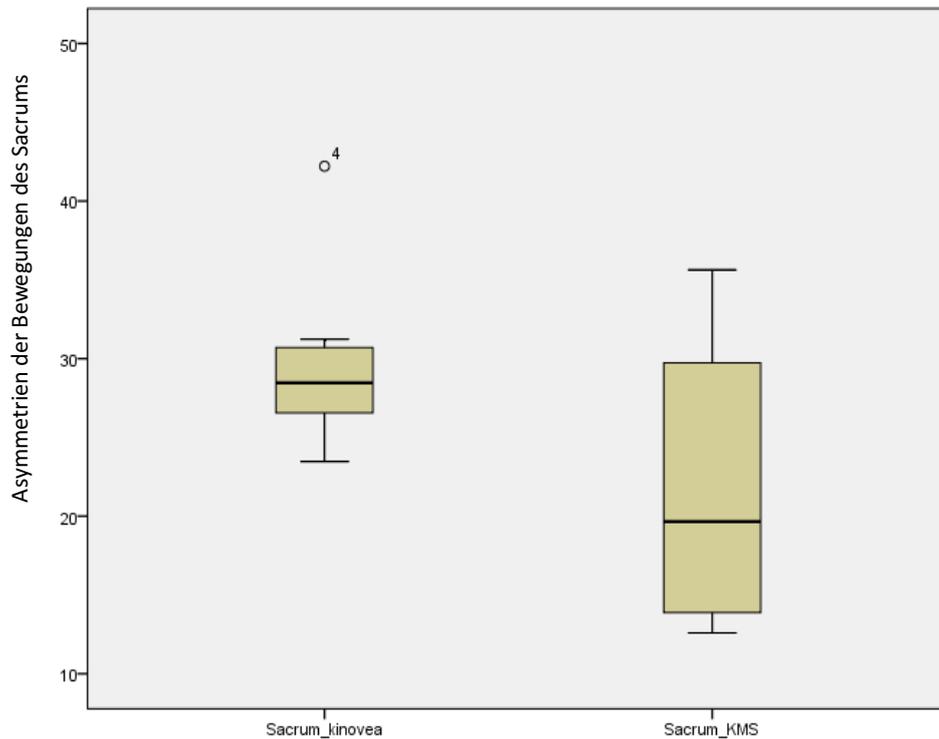


Abb. 13: Graphische Darstellung der Werte des *Sacrums* im Boxplot

Dann wurde eine Statistische Auswertung mit den gepaarten Stichproben durchgeführt. Die Mittelwerte und die Standardabweichungen lagen bei *Kinovea* bei  $29,80 \pm 6,08$  und beim KMS bei  $22,15 \pm 9,68$ . Der Standardfehler des Mittelwertes lag bei *Kinovea* bei 2,29 und beim KMS bei 3,66 (Tabelle 17, Tabellenverzeichnis).

Anschließend wurde die Korrelation (0,683) und die Signifikanz (0,09) bestimmt (Tabelle 18, Tabellenverzeichnis). Zuletzt wurde die zweiseitige asymptotische Signifikanz des Mittelwertvergleichs gepaarter Stichproben errechnet. Diese lag bei 0,029 oder 2,9%. Somit, da das Ergebnis kleiner 0,05 ist, bedeutet dies, dass die Ergebnisse sich signifikant unterscheiden. Die Lahmheitsbeurteilung durch *Kinovea* und das Kinematische Messsystem stimmen damit nicht überein (Tabelle 19, Tabellenverzeichnis).

## 6 Diskussion

Diese Studie verwendete erstmalig *Kinovea* zur objektiven Lahmheitsdiagnostik. Die erste Hypothese, nach der *Kinovea* bei der Diagnose von Lahmheit mit den Befunden des kinematischen Messsystems vollständig übereinstimmt, konnte in dieser Studie statistisch nicht belegt werden. Bei der Beurteilung der Lahmheit über die Bewegungsmuster des *Sacrum* bzw. des *Widerrists* gibt es statistisch signifikante Abweichungen in der festgestellten Bewegungssymmetrie. Jedoch bestätigt sich die zweite Hypothese in statistisch signifikanter Weise: Vorderhandlahmheit konnte mit *Kinovea* verlässlich bestimmt werden.

Bei Vorderhandlahmheit kommt es durch die stärkere Bewegung des Kopfes zu stärkeren Abweichungen von der Bewegungssymmetrie (Peham et al. 2000), die mit *Kinovea* gut erfasst werden können. Dass *Kinovea* die Hinterhandlahmheit nicht erkennt, deutet im Vergleich zum Referenzsystem auf eine geringere Sensitivität der Kinoveaanalyse hin. Dennoch könnte *Kinovea* für die objektive Abklärung von Vorderhandlahmheit eingesetzt werden.

Die *Kinovea* Methode hat den Vorteil, dass auch der *Widerrist* zur Analyse verwendet wird, was nicht bei allen kinetischen Methoden zur Lahmheitsanalyse der Fall ist. Besonders bei der Evaluation von übertragener Lahmheit und primären Lahmheit der Vorderhand spielt der *Widerrist* eine wichtige Rolle (Rhodin et al. 2018). Zwar ist die Bewegung des *Widerrists* geringer als die des Kopfes (Buchner et al. 1996a, Buchner et al. 1996b), was die Interpretation für *Kinovea* erschwert. Jedoch könnten spezielle Marker, zusätzlich zu den Softwaremarkern die Verfolgbarkeit der *Widerrist*bewegung verbessern und somit bei *Kinovea* die Sensitivität erhöhen. Dies gilt auch für das *Os Sacrum*, das der wichtigste Marker für Hinterhandlahmheit ist. Es sollte auf eine genaue Platzierung der Marker für *Kinovea* geachtet werden, da das prominente *Tuber Coxae* von Natur aus in der Bewegung einen asymmetrischen Verlauf zeigt (Buchner et al. 1993). Diese Genauigkeit bei der Positionierung kann mit den Softwaremarkern nicht erreicht werden. Es ist deshalb von großer Wichtigkeit, dass unter manueller Kontrolle, gut sichtbare Markerpunkte auf das Pferd geklebt werden, da

es anhand der aufgenommenen Videos aus der seitlichen Perspektive schwierig ist das *Os Sacrum* mit *Kinovea* genau zu lokalisieren.

Außerdem ist nicht geklärt, inwieweit Asymmetrie bei einer Lahmheit vorliegen muss (Peham et al. 1996). Asymmetrien können auch bei Tieren ohne Lahmheit vorkommen und sogar über den festgelegten Lahmheitsschwellenwerten liegen (Rhodin et al. 2013, Rhodin et al. 2016, Rhodin et al. 2017).

*Kinovea* könnte helfen, schnell und einfach eine genaue Darstellung der Bewegungszyklen zu erhalten und so Asymmetrien als regelmäßig und unregelmäßig zu erkennen. Dies ist wichtig um zwischen regelmäßig auftretender Lahmheitsasymmetrie und unregelmäßigen Abweichungen zu unterscheiden. So kann der Tierarzt objektiv bei der Lahmheitsabklärung unterstützt werden. Dies gilt besonders auch für festgestellte geringgradige Lahmheit. Eine solche Lahmheit sollte immer mit objektiven Systemen abgeklärt werden, da diese aussagekräftiger sind als eine alleinige Beurteilung durch Tierärzte (Keegan et al. 1998, Keegan et al. 2010). *Kinovea* ist dabei eine günstige Alternative zu bekannten Systemen, um eine subjektiv erhobene Lahmheitsdiagnose objektiv zu bestätigen. Die Software ist frei verfügbar und es ist leicht möglich ein Video eines kranken Pferdes aufzunehmen und zu analysieren. Für die praktische Anwendung ist es von Interesse eine Studie mit *Kinovea* an der Longe durchzuführen und so zu evaluieren, ob auf das Laufband verzichtet werden kann, da dieses in der Fahrpraxis selten verfügbar ist. Generell ist zu beachten, dass Aussagekraft und Reproduzierbarkeit der objektiven Lahmheitsdiagnostik in der Literatur bestätigt wurde (Keegan et al. 2011), dennoch sind die Einschätzungen von Tierärzten in der Lahmheitsdiagnostik unverzichtbar, weil kinematischen Messsysteme wie *Kinovea* oder das KMS Fehlerquellen haben können. Marker könnten beispielsweise durch Hautbewegungen oder Sicherheitsgurte verschoben werden (van Weeren et al. 1988, 1990b). Aus diesem Grund sollten objektive Lahmheitssysteme immer von erfahrenen Betrachtern kontrolliert werden.

*Kinovea* kann deshalb als wichtige und einfach zu handhabende Ergänzung in der tierärztlichen Arbeit gesehen werden, weil so objektive und subjektive Lahmheitsanalyse fast zeitgleich durchgeführt werden und geringgradige Lahmheit vor Ort objektiv abgesichert werden kann (Weishaupt et al. 2001).

In der Zukunft wäre es durchaus denkbar, die Auswertung von objektiv erhobenen Daten (KMS, *Kinovea*) mit künstlichen neuronalen Netzwerken oder Algorithmen zum Maschinernen vornehmen zu lassen. Diese Systeme werden anhand von vielen Eingabemustern, hier pathologischen und physiologischen Bewegungsabläufen, trainiert und können dann zukünftige Abläufe selbstständig beurteilen und eine Vorabdiagnose stellen. Selbstlernende Systeme übernehmen also die Rolle des geschulten Beobachters. Studien mit maschinellem Lernen in der Lahmheitsdiagnostik zeigten bereits, dass bis 78,6% der Lahmheitsfälle durch diese Methode richtig erkannt werden konnten (Schobesberger und Peham 2002). Ob diese Verfahren auch bei mit *Kinovea* bestimmten Bewegungsabläufen übertragbar sind, wäre interessant zu untersuchen.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass nach dieser ersten Untersuchung *Kinovea* ein großes Potential für die Analyse der Bewegungsabläufe von Pferden hat. Weitere Arbeiten mit mehr Pferden und speziellen *Kinovea*-Markern könnten die Aussagekraft der Lahmheitsdiagnostik mit *Kinovea* auf breitere Basis stellen. Eine größere Stichprobe könnte den Ergebnissen mehr Gewicht verleihen.

## 7 Zusammenfassung

Lahmheit bei Pferden ist eines der größten und teuersten Probleme in der Pferdemedizin. Die Diagnostik von Lahmheit ist jedoch seit Jahren in der Entwicklung und objektive Lahmheitsbestimmungen werden immer wichtiger.

Die Hypothese dieser Arbeit war, dass mithilfe der frei verfügbaren Software *Kinovea* (Kinovea.org, Frankreich) Videos von lahmen Pferden auf dem Laufband analysiert werden können und die Befunde mit denen des Kinematischen Messsystems (KMS, Eagle Digital Real Time System, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, Kalifornien, USA) übereinstimmen. Es wurde vermutet, dass Vorderhandlahmheit leichter nachzuweisen ist als Hinterhandlahmheit.

Insgesamt wurden Videos von 10 Pferden in *Kinovea* eingespielt und analysiert. Die Bewegungsasymmetrien als Folge der Lahmheit wurden mit *Kinovea* und dem Kinematischen Messsystem erfasst und verglichen.

Der Mittelwert und die Standardabweichung der Kopfbewegungsasymmetrie bei den Messungen mit *Kinovea* betragen dabei  $45,78 \pm 10,57$  und beim KMS  $51,29 \pm 13,70$ . Die zweiseitige asymptotische Signifikanz beim Mittelwertvergleich der gepaarten Stichproben lag bei 0,180 oder 18%. Somit weichen die Ergebnisse der Messsysteme nicht signifikant voneinander ab und Lahmheit der Vorderextremität kann verlässlich auch mit *Kinovea* detektiert werden. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Widerristasymmetrie lagen bei  $32,90 \pm 5,66$  (*Kinovea*) und  $23,50 \pm 4,59$  (KMS). Für das *Sacrum* lagen die Mittelwerte und Standardabweichungen der Bewegungsasymmetrien bei  $29,80 \pm 6,08$  (*Kinovea*) und bei  $22,15 \pm 9,68$  (KMS). Im Falle des Widerrists betrug die asymptotische zweiseitige Signifikanz des Mittelwerttests 4,7% und im Falle des *Sacrums* 2,9%. Somit ist sie für beide Marker kleiner als 5%, was belegte, dass die Lahmheitsbestimmung mit *Kinovea* und dem Kinematischen Messsystem für Widerrist und *Sacrum* nicht übereinstimmten.

Der Kopf bietet, durch seine starken Bewegungen sehr gute Voraussetzungen für die Kinoveaanalyse. Lahmheit der Hinterhand ist schwieriger zu erkennen, da die Bewegungen der Kruppe auch bei Lahmheit oft nur gering abweichen.

## 8 Extended summary – Lameness evaluation based on video analysis with Kinovea

Lameness is one of the most frequent illnesses in horses, costing the professional horse riding industry millions a year. Lately, the examination with objective lameness evaluation tools like IMUs, Lameness Locator® and Kinematic Measurement Systems (KMS) has become increasingly important. As an alternative *Kinovea* (Kinovea.org, France), a free Software that analysis the motion of objects in videos, is used for the first time for lameness detection in this study.

The hypothesis was that lameness can be detected by *Kinovea* and that the results correspond significantly with the results of the reference measuring-system (Eagle Digital Real Time System, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, California, USA). Furthermore, it was assumed that forelimb lameness is easier to detect than hindlimb lameness.

10 videos of horses were analyzed with the KMS and *Kinovea*. The asymmetries of the motion were statistically analyzed and compared.

The mean and standard deviation of the head movement was  $45,78 \pm 10,57$  (*Kinovea*) and  $51,29 \pm 13,70$  (KMS). The two-sided asymptotic significance of the paired samples mean value test was 0,180 or 18%. Hence the two measurement systems yield the same results with random differences. On the contrary, the mean and standard deviation of the withers movement was  $32,90 \pm 5,66$  (*Kinovea*) and  $23,50 \pm 4,59$  (KMS). For the *sacrum* the mean and standard deviation was  $29,80 \pm 6,08$  (*Kinovea*) and  $22,15 \pm 9,68$  (KMS). The two-sided asymptotic significance of the mean value test was 4,7% for the withers and 2,9% for the *sacrum*. Both values were smaller than 5%, meaning the lameness detection of *Kinovea* and the KMS did not correlate in the same quality as for the head movement.

Hence, we conclude that the head is a good marker for *Kinovea* because it has a great range of motion and therefore lameness is easier to detect. The withers and sacrum are steadier. Thus, the lameness is harder to see.

Further studies are needed, favorably with extra skin markers for *Kinovea* on the horse and the use of a bigger reference group.

## 9 Literaturverzeichnis

### Literaturverzeichnis

- Abd El-Raheem RM, Kamel RM, Ali MF. 2015. Reliability of Using Kinovea Program in Measuring Dominant Wrist Joint Range of Motion. *Trends in Applied Sciences Research*, (10): 224–230.
- American Association of Equine Practitioners: <https://aaep.org/horsehealth/lameness-exams-evaluating-lame-horse> Zugriff: 25.12.19
- Back W, Clayton H, Hrsg. 2013a. *Equine Locomotion*. Chapter 5: Gaits and interlimb coordination. Zweite Aufl. Saunders Elsevier.
- Back W, Clayton H, Hrsg. 2013b. *Equine Locomotion*. Chapter 9: Gait adaptation in lameness. Zweite Aufl. Saunders Elsevier.
- Back W, MacAllister CG, van Heel MCV, Pollmeier M, Hanson PD. 2007. Vertical Frontlimb Ground Reaction Forces of Sound and Lamé Warmbloods Differ From Those in Quarter Horses. *Journal of Equine Veterinary Science*, 27 (3): 123–129. DOI 10.1016/j.jevs.2007.01.007.
- Barrey E. 1999. Methods, applications and limitations of gait analysis in horses. *Veterinary journal*, (157): 7–22. DOI 10.1053/tvjl.1998.0297.
- Barrey E, Desbrosse F. 1996. Lameness detection using a accelerometric device. *Pferdeheilkunde*, (12): 617–622.
- Baumgartner W, Hrsg. 2014. *Klinische Propädeutik der Haus- und Heimtiere*. Kapitel 6: Orthopädischer Untersuchungsgang. Achte Aufl. Stuttgart: Enke.
- Bertuglia A, Bullone M, Rossotto F, Gasparini M. 2014. Epidemiology of musculoskeletal injuries in a population of harness Standardbred racehorses in training. *BMC veterinary research*, 10: 11. DOI 10.1186/1746-6148-10-11.
- Bosch S, Serra Bragança F.M., Marin-Perianu M, Marin-Perianu R, van der Zwaag BJ, Voskamp JP, Back W, Havinga P. 2018. EquiMoves: A Wireless Networked Inertial Measurement System for Objective Examination of Horse Gait. *Sensors (Basel, Switzerland)*, (18): 850.
- 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.
- Buchner HHF, Kastner J., Girtler D., Knezevic P.F. 1993. Quantification of Hind Limb Lameness in the Horse. *Acta Anatomica*, (146): 196–199.
- Buchner HHF, Savelberg HHCM, Schamhardt HC, Barneveld A. 1996a. Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal*, 28 (1): 71–76. DOI 10.1111/j.2042-3306.1996.tb01592.x.

- Buchner HHF, Savelberg HHCM, Schamhardt HC, Barneveld A. 1996b. Limb movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Veterinary Journal*, 28 (1): 63–70. DOI 10.1111/j.2042-3306.1996.tb01591.x.
- Buchner HHF, Savelberg HHCM, Schamhardt HC, Merckens H.W., Barneveld A. 1994. Habituation of horses to treadmill locomotion. *Equine Veterinary Journal*, (17): 13–15.
- Burns ET, Clayton HM. 1997. Comparison of the temporal kinematics of the canter pirouette and collected canter. *Equine Veterinary Journal*, (23): 51–61.
- Cabrera-Martos I, Ortiz-Rubio A, Torres-Sánchez I, López-López L, Rodríguez-Torres J, Carmen Valenza M. 2019. Agreement Between Face-to-Face and Tele-assessment of Upper Limb Functioning in Patients with Parkinson Disease. *PM&R*, (11): 590–596.
- Carter EJ, Galuppo LD, Snyder JR, Willits NH. 2001. Evaluation of an in-shoe pressure measurement system in horses. *American Journal of Veterinary Research*, (62): 23–28.
- Clayton H. 1995. Comparison of the stride kinematics of the collected, medium and extended walk in horses. *American Journal of Veterinary Research*, (56): 849–852.
- Donnell JR, Frisbie DD, King MR, Goodrich LR, Haussler KK. 2015a. Comparison of subjective lameness evaluation, force platforms and an inertial-sensor system to identify mild lameness in an equine osteoarthritis model. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 206 (2): 136–142. DOI 10.1016/j.tvjl.2015.08.004.
- Donnell JR, Frisbie DD, King MR, Goodrich LR, Haussler KK. 2015b. Comparison of subjective lameness evaluation, force platforms and an inertial-sensor system to identify mild lameness in an equine osteoarthritis model. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 206 (2): 136–142. DOI 10.1016/j.tvjl.2015.08.004.
- Drevemo S, Dalin G, Fredricson I, Hjierten G. 1980. The analysis of linear and temporal stride characteristics of trotting standardbreds. *Equine Veterinary Journal*, (12): 60–65.
- Dyson PK, Jackson BF, Pfeiffer DU, Price JS. 2008. Days lost from training by two- and three-year-old Thoroughbred horses: A survey of seven UK training yards. *Equine Veterinary Journal*, (40): 650–657.
- Dyson SJ. 2014. Recognition of lameness: Man versus machine. *Veterinary journal*, (201): 245–248.
- Faramarzi B, Nguyen A, Dong F. 2018. Changes in hoof kinetics and kinematics at walk in response to hoof trimming: pressure plate assessment. *Journal of veterinary science*, (19): 557–562.
- Fredricson I, Drevemo S. 1971. A new method of investigating equine locomotion. *Equine Veterinary Journal*, (3): 137–140.
- Fredricson I, Drevemo S, Dalin G, Hjierten G, Bjorne K., Rynde R., Franzen G. 1983. Treadmill for equine locomotion analysis. *Equine Veterinary Journal*, (15): 111–115.
- 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.

- Gary M. Baxter, Hrsg. 2011. Adams & Stashak's Lameness in Horses. Conformation and Movement. Sechste Aufl. Wiley-Blackwell.
- Hamlin MJ, Hopkins WG. 2003. Retrospective trainer-reported incidence and predictors of health and training-related problems in standardbred racehorses. *Journal of Equine Veterinary Science*, 23 (10): 443–452. DOI 10.1053/j.evs.2003.133.
- Hammarberg M, Egenvall A, Pfau T, Rhodin M. 2016. Rater agreement of visual lameness assessment in horses during lungeing. *Equine Veterinary Journal*, (48): 78–82.
- Hardemann A. M., Serra Bragança F.M., van Weeren P. R., Roepstorff L. 2019. Variation in gait parameters used for objective lameness assessment in sound horses at the trot on the straight line and the lunge. *Equine Veterinary Journal*, (0): 1–9.
- Hernandez J, Hawkins L. 2001. Training failure among yearling horses. *American Journal of Veterinary Research*, (9): 1418–1422.
- Holmström M, Drevemo S. 1997. Effects of trot quality and collection on the angular velocity in the hindlimbs of riding horses. *Equine Veterinary Journal*, 29 (S23): 62–65. DOI 10.1111/j.2042-3306.1997.tb05056.x.
- Holmström M, Fredricson I, Drevemo S. 1994. Biokinematic differences between riding horses judged as good and poor at the trot. *Equine veterinary journal. Supplement*, (17): 51–56.
- [https://cdn-content.qualisys.com/2017/08/QHorse\\_Booklet.pdf](https://cdn-content.qualisys.com/2017/08/QHorse_Booklet.pdf) Zugriff:15.01.2020
- 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): 1805–1815.
- Ishihara A, Reed SM, Rajala-Schultz PJ, Robertson JT, Bertone AL. 2009. Use of kinetic gait analysis for detection, quantification, and differentiation of hind limb lameness and spinal ataxia in horses. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, (234): 644–651.
- Kasashima Y, Takahashi T, Smith RKW, Goodship AE, Kuwano A, Ueno T, Hirano S. 2004. Prevalence of superficial digital flexor tendonitis and suspensory desmitis in Japanese Thoroughbred flat racehorses in 1999. *Equine Veterinary Journal*, (36): 346–350.
- Kastner J., Knezevic P.F., Girtler D., Toeltsch M. 1990. Die 3-dimensionale Bewegungsanalyse als klinische Methode zur Objektivierung von Lahmheiten beim Pferd. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, (35): 171–172.
- Keegan KG, Dent EV, Wilson DA, Janicek J, Kramer J, LaCarrubba A, Walsh DM, Cassells MW, Esther TM, Schiltz P, Frees KE, Wilhite CL, Clark JM, Pollitt CC, Shaw R, Norris T. 2010. Repeatability of subjective evaluation of lameness in horses. *Equine Veterinary Journal*, 42 (2): 92–97. DOI 10.2746/042516409X479568.
- Keegan KG, Kramer J, Yonezawa Y, Maki H, Pai FP, Dent EV, Kellerman TE, Wilson DA, Reed SK. 2011. Assessment of repeatability of a wireless inertial sensor-based lameness evaluation system for horses. *American Journal of Veterinary Research*, (9): 1156–1163.
- Keegan KG, Sifuentes X, Halliday J, Messbarger Q. 2013a. Lameness Locator™ TRAINING MANUAL: 4–5.

- Keegan KG, Wilson DA, Kramer J, Reed SK, Yonezawa Y, Maki H, Pai FP, Lopes M. 2013b. Comparison of a body-mounted inertial-sensors system-based method with subjective evaluation for detection of lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research*, (74): 17–24.
- Keegan KG, Wilson DA, Wilson DJ, Smith B, Gaughan EM, Pleasant RS, Lillich JD, Kramer J, Howard RD, Bacon-Miller C, Davis EG, May KA, Cheramie HS, Valentino WL, van Harreveld PD. 1998. Evaluation of mild lameness in horses trotting on a treadmill by clinicians and interns or residents and correlation of their assessments with kinematic gait analysis. *American Journal of Veterinary Research*, (59): 1370–1377.
- Keegan KG, Yonezawa Y, Pai FP, Wilson DA, Kramer J. 2004. Evaluation of a sensor-based system of motion analysis for detection and quantification of forelimb and hind limb lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research*, (5): 665–670.
- Khumsap S, Lanovaz JL, Rosenstein DS, Byron C, Clayton HM. 2003. Effect of induced unilateral synovitis of distal intertarsal and tarsometatarsal joints on sagittal plane kinematics and kinetics of trotting horses. *American Journal of Veterinary Research*, (64): 1491–1495.
- Loomans JBA, Stolk PWT, van Weeren PR, Vaarkamp H, Barneveld A. 2007. A survey of the workload and clinical skills in current equine practices in The Netherlands. *Equine Veterinary Education*, (19): 162–168.
- Mahnken R. 2012. *Lehrbuch der Technischen Mechanik - Dynamik. Eine anschauliche Einführung. Zweite Aufl.* Springer Berlin Heidelberg.
- Matias J, Medeiros P, Freitas RL de, Vicente-César H, Ferreira Junior JR, Machado HR, Menezes-Reis R. 2019.
- McCracken MJ, Kramer J, Keegan KG, Lopes M, Wilson DA, Reed SK, LaCarrubba A, Rasch M. 2012a. 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.
- McCracken MJ, Kramer J, Keegan KG, Lopes M, Wilson DA, Reed SK, LaCarrubba A, Rasch M. 2012b. 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.
- Meershoek LS, Schamhardt HC, Roepstorff L, Johnston C. 2001a. Forelimb tendon loading during jump landings and the influence of fence height. *Equine Veterinary Journal*, 33 (S33): 6–10. DOI 10.1111/j.2042-3306.2001.tb05349.x.
- Meershoek, L.S., Roepstorff L, Schamhardt HC, Johnston C, Bobbert, M.F. 2001b. Joint moments in the distal forelimbs of jumping horses during landing. *Equine Veterinary Journal*, (33): 410–415.
- Moorman VJ, Frisbie DD, Kawcak C.E., McIlwraith C.W. 2017. Effects of sensor position on kinematic data obtained with an inertial sensor system during gait analysis of trotting horses. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, (5): 548–553.

- Moorman VJ, Reiser RF, Mahaffey CA, Peterson ML, McIlwraith C.W., Kawcak C.E. 2014. Use of an inertial measurement unit to assess the effect of forelimb lameness on three dimensional hoof orientation in horses at walk and trot. *American Journal of Veterinary Research*, (75): 800–808.
- Moorman VJ, Reiser RF, Peterson ML, McIlwraith C.W., Kawcak C.E. 2013. Effect of forelimb lameness on hoof kinematics of horses at a trot. *American Journal of Veterinary Research*, (74): 1183–1191.
- Munoz-Nates F, Chateau H, van Hamme A, Camus M, Pauchard M, Ravary-Plumioen B, Denoix JM, Pourcelot P, Crevier-Denoix N. 2015. Accelerometric and dynamometric measurements of the impact shock of the equine forelimb and hindlimb at high speed trot on six different tracks - preliminary study in one horse. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, (18): 2012–2013.
- Murphy JE, O'Neill M, Carr H. 2009. Exploring Grammatical Evolution for Horse Gait Optimisation. In: Vanneschi L, Gustafson S, Moraglio A, Falco I, Ebner M, Hrsg. *Genetic Programming*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 183–194.
- Murray RC, Dyson SJ, Tranquille C, Adams V. 2006. Association of type of sport and performance level with anatomical site of orthopaedic injury diagnosis. *Equine veterinary journal. Supplement*, (36): 411–416. DOI 10.1111/j.2042-3306.2006.tb05578.x.
- Murray RC, Walters J, Snart H, Dyson S, Parkin T. 2010. How do features of dressage arenas influence training surface properties which are potentially associated with lameness? *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 186 (2): 172–179. DOI 10.1016/j.tvjl.2010.04.026.
- 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.
- Oosterlinck M, Pille F, Back W, Dewulf J, Gasthuys F. 2011. A pressure plate study on fore and hindlimb loading and the association with hoof contact area in sound ponies at the walk and trot. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 190 (1): 71–76. DOI 10.1016/j.tvjl.2010.08.016.
- Oosterlinck M, Pille F, Huppes T, Gasthuys F, Back W. 2010. Comparison of pressure plate and force plate gait kinetics in sound Warmbloods at walk and trot. *Veterinary journal (London, England : 1997)*, 186 (3): 347–351. DOI 10.1016/j.tvjl.2009.08.024.
- Oosterlinck M, Pille F, Huppes T, Gasthuys F, Back W. 2012. Contribution of dynamic calibration to the measurement accuracy of a pressure plate system throughout the stance phase in sound horses. *Veterinary journal*, (193): 471–474.
- Peham C, Frey A., Licka T, Scheidl M. 2001c. Evaluation of the EMG activity of the long back muscle during induced back movements at stance. *Equine veterinary journal. Supplement*, (33): 165–168.
- Peham C, Licka T, Girtler D., Scheidl M. 1999. Supporting forelimb lameness: clinical judgement vs. computerised symmetry measurement. *Equine Veterinary Journal*, (31): 417–421.

- Peham C, Licka T, Girtler D., Scheidl M. 2001b. Hindlimb lameness: clinical judgement versus computerised symmetry measurements. *Veterinary Record*, (148 (24)): 750–752.
- Peham C, Licka T, Mayr A, Scheidl M. 2000. Individual speed dependency of forelimb lameness in trotting horses. *Veterinary journal* (London, England : 1997), 160 (2): 135–138. DOI 10.1053/tvj.2000.0483.
- Peham C, Licka TF, Scheidl M. 2001a. Evaluation of a signal-adapted filter for processing of periodic electromyography signals in horses walking on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research*, (62): 1687–1689.
- Peham C, Scheidl M, Licka T. 1996. A method of signal processing in motion analysis of the trotting horse. *Journal of Biomechanics*, (29): 1111–1114.
- Peloso J.G., Stick J.A., Soutas-Little R.W., Caron J.C., DeCamp C.E., Leach D.H. 1993. Computer-assisted three-dimensional gait analysis of amphotericin-induced carpal lameness in horses. *American Journal of Veterinary Research*, (54(9)): 1535–1543.
- Pfau T, Boultsbee H, Davis H, Walker A, Rhodin M. 2016a. Agreement between two inertial sensor gait analysis systems for lameness examinations in horses. *Equine Veterinary Education*, 28 (4): 203–208. DOI 10.1111/eve.12400.
- Pfau T, Jackson-Fiske A, Rhodin M. 2016b. Quantitative assessment of gait parameters in horses: Useful for aiding clinical decision making. *Equine Veterinary Journal*, (28): 209–215.
- Pfau T, Starke SD, Tröster S, Roepstorff L. 2013. Estimation of vertical tuber coxae movement in the horse from a single inertial measurement unit. *Veterinary journal* (London, England : 1997), 198 (2): 498–503. DOI 10.1016/j.tvj.2013.09.005.
- Puig-Divi A, Escalona-Marfil C, Padullés-Riu JM, Busquets A, Padullés-Chando X, Marcos-Ruiz D. 2019. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *Plos One*, (14): 1–14.
- Rhodin M, Egenvall A, Haubro Andersen P, Pfau T. 2017. Head and pelvic movement asymmetries at trot in riding horses in training and perceived as free from lameness by the owner. *Plos One*, (12): 1–16.
- Rhodin M, Persson Sjödin E, Egenvall A, Serra Bragança F.M., Pfau T, Roepstorff L., Weishaupt MA, Thomsen MH, van Weeren PR, Hernlund E. 2018. Vertical movement symmetry of the withers in horses with induced forelimb and hindlimb lameness at trot. *Equine Veterinary Journal*, (50): 818–824.
- Rhodin M, Pfau T, Roepstorff L, Egenvall A. 2013. Effect of lungeing on head and pelvic movement asymmetry in horses with induced lameness. *Veterinary journal*, (198): 39–45.
- Rhodin M, Roepstorff L, French A, Keegan KG, Pfau T, Egenvall A. 2016. Head and pelvic movement asymmetry during lungeing in horses with symmetrical movement on the straight. *Equine Veterinary Journal*, (48): 315–320.
- Schobesberger H, Peham C. 2002. Computerized Detection of Supporting Forelimb Lameness in the Horse Using an Artificial Neural Network. *Veterinary journal*, (163): 77–84.

- Sousa NR de, Luna SPL, Pizzigatti D, Martins MTA, Possebon FS, Aguiar ACS. 2017. Relation between type and local of orthopedic injuries with physical activity in horses. *Ciência Rural*, (47): 1–7.
- Steel CM, Hopper BJ, Richardson JL, Alexander GR, Robertson ID. 2006. Clinical findings, diagnosis, prevalence and predisposing factors for lameness localised to the middle carpal joint in young Standardbred racehorses. *Equine Veterinary Journal*, (38): 152–157.
- United States, National Animal Health Monitoring System. 2001. National Economic Cost of Equine Lameness, Colic, and Equine Protozoal Myeloencephalitis (EPM) in the United States. APHIS: Fort Collins, CO, USA.
- van den Bogert, A. J., Weeren PR, Schamhardt H.C. 1990. Correction for skin displacement errors in movement analysis of the horse. *Journal of Biomechanics*, (23): 97–101.
- van Heel MCV, Barneveld A, van Weeren PR, Back W. 2004. Dynamic pressure measurements for the detailed study of hoof balance: the effect of trimming. *Equine Veterinary Journal*, (36): 778–782.
- van Weeren PR, van den Bogert, A. J., Barneveld A. 1988. Quantification of skin displacement near the carpal, tarsal and fetlock joints of the walking horse. *Equine Veterinary Journal*, (20): 203–208.
- van Weeren PR, van den Bogert, A. J., Barneveld A. 1990b. Quantification of skin displacement in the proximal parts of the limbs of the walking horse. *Equine Veterinary Journal*, (22): 110–118.
- van Weeren PR, van den Bogert, A. J., Barneveld A, Hartmann W, Kersjes AW. 1990a. The role of the reciprocal apparatus in the hindlimb of the horse investigated by a modified CODA-3-opto-electronic kinematic analysis system. *Equine Veterinary Journal*, (22): 95–100.
- van Weeren P. R., Pfau T, Rhodin M, Roepstorff L., Serra Braganaça F, Weishaupt MA. 2017. Do we have to redefine lameness in the era of quantitative gait analysis? . *Equine Veterinary Journal*, (49): 567–569.
- Verheyen KLP, Wood JLN. 2003. Descriptive epidemiology of fractures occurring in British Thoroughbred racehorses in training. *Clinical Techniques in Equine Practice*, (No 4): 312–322.
- Vigre H, Chriél M, Hesselholt M, Falk-Rønne J, Kjær Ersbøll A. 2002. Risk factors for the hazard of lameness in Danish Standardbred trotters. *Preventive Veterinary Medicine*, (56): 105–117.
- Weishaupt M, 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): 135–140.
- Weishaupt MA, Wiestner T, Hogg HP, Jordan P, Auer JA. 2006. Compensatory load redistribution of horses with induced weight-bearing forelimb lameness trotting on a treadmill. *Veterinary journal*, (171): 135–146.
- Williams RB, Harkins LS, Hammond CJ, Wood JLN. 2001. Racehorse injuries, clinical problems and fatalities recorded on British racecourses from flat racing and National Hunt racing during 1996, 1997 and 1998. *Equine Veterinary Journal*, (33): 478–486.

Zellner A, Bockstahler B, Peham C. 2017. The effects of Kinesio Taping on the trajectory of the forelimb and the muscle activity of the Musculus brachiocephalicus and the Musculus extensor carpi radialis in horses. Plos One, (12): 1–13.

## 10 Abkürzungsverzeichnis

ggr.	geringgradig
mgr.	mittegradig
hgr.	hochgradig
OMC	Optical Motion Capture
IMU	Inertial Measurement Unit
KMS	Kinematisches Messsystem
ISS	Inertial Sensor System
MW	Mittelwert
SD	Standardabweichung
BWZ	Bewegungszyklus

## 11 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Verlauf der Kopfbewegung während eines Schrittzklus mit lahmen und gesundem Bein (Buchner et al. 1996a)	Seite 10
Abb. 2: Auf dem Os Sacrum montierter Sensor (Keegan et al. 2013)	Seite 14
Abb. 3: Sensor am rechten Vorderbein auf Höhe des Phalanx proximalis (Keegan et al. 2013)	Seite 14
Abb. 4: Sensor zwischen den Ohren am höchsten Punkt des Schädels (Keegan et al. 2013)	Seite 14
Abb. 5: Markerset (grüne Punkte) am Probanden (Zellner et al. 2017)	Seite 24
Abb. 6: Das Kartesische Koordinaten System (Zellner et al. 2017)	Seite 25
Abb. 8: Bewegung rechter Vorderhuf Pferd 1, gemessen mit KMS	Seite 28
Abb.9: Bewegung Pferd 1Kopf, gemessen mit Kinovea	Seite 28
Abb. 10 Bewegung Pferd 1 Kopf, gemessen mit KMS	Seite 29
Abb. 11: Graphische Darstellung der Daten des Kopfes im Boxplot	Seite 34
Abb. 12. Graphische Darstellung der Daten des Widerrists im Boxplot	Seite 35
Abb. 13: Graphische Darstellung der Daten des Widerrist im Boxplot	Seite 37

## 12 Tabellenverzeichnis

### Tabellen:

Tab. 1: Die Daten der Pferde

Probanden	Rasse	Geschlecht	Verwendungszweck
Pferd 1	Araber	Stute	Privatpferd
Pferd 2	Traber	Wallach	Übungspferd
Pferd 3	Öst. Warmblut	Wallach	Privatpferd
Pferd 4	Traber	Wallach	Übungspferd
Pferd 5	Warmblut	Wallach	Übungspferd
Pferd 6	Traber	Stute	Übungspferd
Pferd 7	Haflinger	Stute	Übungspferd
Pferd 8	Öst. Warmblut	Wallach	Privatpferd
Pferd 9	Warmblut	Stute	Übungspferd
Pferd 10	Traber	Stute	Übungspferd

Tab. 2: Die Marker des Kinematischen Messsystems

Nummer	Knochenpunkt
1	Nase
2	Stirn
3	C2L (2. Halswirbel, linke Halsseite)
4	C2R (2. Halswirbel, rechte Halsseite)
5	C4L (4. Halswirbel, linke Halsseite)
6	C4R (4. Halswirbel, rechte Halsseite)
7	C6L (6. Halswirbel, linke Halsseite)
8	C6R (6. Halswirbel, rechte Halsseite)
9	HVL (linker Vorderhuf)
10	HVR (rechter Vorderhuf)

11	Linkes Kronbein
12	Rechtes Kronbein
13	Linkes Fesselgelenk
14	Rechtes Fesselgelenk
15	Linkes Rohrbein, distal
16	Rechtes Rohrbein, distal
17	Linkes Rohrbein, proximal
18	Rechts Rohrbein, proximal
19	Linker Radius, distal
20	Rechter Radius, distal
21	Linker Radius, proximal
22	Rechter Radius, proximal
23	Widerrist
24	Os Sacrum (Kreuzbein)
25	HHL (linker Hinterhuf)
26	HHR (rechter Hinterhuf)

Tab. 3: Mittelwerte der Asymmetrien an den verschiedenen Markerpunkten, gemessen mit Kinovea und dem Kinematischen Messsystem (KMS) – Seite 31

Tab. 4: Bestimmte Lahmheit mittels *Kinovea* und Kinematischen Messsystems (KMS), VL: Vorne Links, VR: Vorne Rechts, HL: Hinten links, HR: Hinten rechts – Seite 32

## Statistische Auswertung

Tab.5: Verarbeitete Fälle der Messungen des Kopfes

	Verarbeitete Fälle					
	Gültig		Fälle		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Kopf_kinovea	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%
Kopf_kms	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

Tab.6: Normalverteilungstest der Werte des Kopfes

### Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

		Kopf_kinovea	Kopf_kms
N		10	10
Parameter der Normalverteilung <sup>a,b</sup>	Mittelwert	45,7822	51,2911
	Standardabweichung	10,57003	13,70354
Extremste Differenzen	Absolut	0,140	0,120
	Positiv	0,140	0,120
	Negativ	-0,083	-0,082
Statistik für Test		0,140	0,120
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,200 <sup>c,d</sup>	,200 <sup>c,d</sup>

a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b. Aus den Daten berechnet.

c. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors.

d. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

Tab. 7: Korrelationen bei gepaarten Stichproben des Kopfes

### Korrelationen bei gepaarten Stichproben

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	Kopf_kinovea & Kopf_kms	10	0,538	0,108

Tab.8: Statistik der gepaarten Stichproben des Kopfes

**Statistik bei gepaarten Stichproben**

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	Kopf_kinovea	45,7822	10	10,57003	3,34254
	Kopf_kms	51,2911	10	13,70354	4,33344

Tab. 9: Gepaarte Differenzen der Werte des Kopfes

**Test bei gepaarten Stichproben**

		Gepaarte Differenzen			95% Konfidenzintervall der Differenz		T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	Untere	Obere			
Paaren 1	Kopf_kinovea - Kopf_kms	-5,50890	11,98049	3,78856	-14,07922	3,06142	-1,454	9	0,180

Tab. 10: Verarbeitete Fälle der Ergebnisse des Widerrists

**Verarbeitete Fälle**

	Gültig		Fälle Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
	Widerrist_kinovea	8	80,0%	2	20,0%	10
Widerrist_KMS	8	80,0%	2	20,0%	10	100,0%

Tab.11: Normalverteilungstest der Werte des Widerrists

**Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest**

		Widerrist_kinovea	Widerrist_KMS
N		8	8
Parameter der Normalverteilung <sup>a,b</sup>	Mittelwert	32,9008	23,5044
	Standardabweichung	16,02805	13,00297
Extremste Differenzen	Absolut	0,222	0,283
	Positiv	0,222	0,283
	Negativ	-0,154	-0,151
Statistik für Test		0,222	0,283
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,200 <sup>c,d</sup>	,058 <sup>c</sup>

- a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.
- b. Aus den Daten berechnet.
- c. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors.
- d. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

Tab. 12: Statistik der gepaarten Stichproben des Widerrists

**Statistik bei gepaarten Stichproben**

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	Widerrist_kinovea	32,9008	8	16,02805	5,66677
	Widerrist_KMS	23,5044	8	13,00297	4,59725

Tab.13: Korrelation der gepaarten Stichproben des Widerrists

**Korrelationen bei gepaarten Stichproben**

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	Widerrist_kinovea & Widerrist_KMS	8	0,729	0,040

Tab. 14: Tests bei gepaarten Stichproben der Ergebnisse des Widerrist

**Test bei gepaarten Stichproben**

	Gepaarte Differenzen							Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz		T	df	
				Untere	Obere			
Paaren Widerrist kinovea 1 - Widerrist_KMS	9,39638	11,04607	3,90538	0,16163	18,63112	2,406	7	0,047

Tab. 15: Verarbeitete Fälle Sacrum

**Verarbeitete Fälle**

	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Sacrum_kinovea	7	70,0%	3	30,0%	10	100,0%
Sacrum_KMS	7	70,0%	3	30,0%	10	100,0%

Tab.16: Normalverteilungstest der Werte des Sacrums

**Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest**

		Sacrum_kinovea	Sacrum_KMS
N		7	7
Parameter der Normalverteilung <sup>a,b</sup>	Mittelwert	29,8073	22,1580
	Standardabweichung	6,08158	9,68638
Extremste Differenzen	Absolut	0,265	0,211
	Positiv	0,265	0,211
	Negativ	-0,148	-0,169
Statistik für Test		0,265	0,211
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,148 <sup>c</sup>	,200 <sup>c,d</sup>

a. Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b. Aus den Daten berechnet.

c. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors.

d. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

Tab. 17: Statistik der gepaarten Stichproben des Sacrums

**Statistik bei gepaarten Stichproben**

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paaren 1	Sacrum_kinovea	29,8073	7	6,08158	2,29862
	Sacrum_KMS	22,1580	7	9,68638	3,66111

Tab. 18: Korrelation der gepaarten Stichproben des Sacrums

**Korrelationen bei gepaarten Stichproben**

		N	Korrelation	Signifikanz
Paaren 1	Sacrum_kinovea & Sacrum_KMS	7	0,683	0,091

Tab. 19: Die gepaarten Differenzen der Ergebnisse des Sacrums

**Test bei gepaarten Stichproben**

		Gepaarte Differenzen			95% Konfidenzintervall der Differenz		T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	Untere	Obere			
Paaren 1	Sacrum_kinovea - Sacrum_KMS	7,64929	7,09540	2,68181	1,08713	14,21144	2,852	6	0,029