



DOI 10.2376/0032-681X-2323

Tierklinik Schönbühl, Urtenen-Schönbühl, Schweiz

Peer-reviewed | Eingegangen: 28.02.2023 | Angenommen: 22.05.2023

Objektive Messungen bei Lahmheitsuntersuchungen in der Pferdepraxis: Anwendung und Interpretation

Stefan Witte

Korrespondenzadresse: stefan.witte@tierklinik-schoenbuehl.ch

Zusammenfassung Lahmheit ist der häufigste Grund, warum Pferde einem Tierarzt vorgestellt werden. Über Jahrhunderte hinweg entschied das geschulte Auge eines Hufschmieds oder Tierarztes anhand von subjektiven Kriterien, ob ein Pferd eine Lahmheit zeigt oder nicht. Eine Objektivierung von Lahmheitsuntersuchungen blieb über Jahrzehnte dem praktischen Tierarzt aufgrund der Praktikabilität und des finanziellen Aufwandes vorenthalten. Eine in der Anwendung einfache Methode, objektive kinematische Daten zu erfassen, stellt der Einsatz von am Körper angebrachten Inertial Measurement Units (IMUs) dar. Zwei kommerziell erhältliche und validierte Systeme platzieren IMUs im Genickbereich und Becken (Tuber sacrale, aber auch Tuber coxae), um die Bewegungssymmetrie der Vorder- und Hinterhand zu erfassen. Für die Interpretation von Symmetrie auf einer geraden Strecke haben sich bei den kommerziell erhältlichen Systemen die einfachen Parameter „Min diff“ und „Max diff“ durchgesetzt. Symmetriemessungen am Tuber coxae könnten präziser als solche am Tuber sacrale sein. Für die Interpretation gilt hier ein direkter Vergleich der Bewegung der zwei Tuber coxae (im Englischen als „Hip Hike Difference“ bezeichnet). Bei der kinematischen Erfassung der Bewegungssymmetrie auf der geraden Strecke kann eine beidseitige Lahmheit übersehen werden. Unter Berücksichtigung von verschiedenen „Störfaktoren“ können Messungen auf der Volte helfen. Ein Widerristsensor hilft, Interaktionen zwischen Vorder- und Hinterhand zu erkennen. Kinematische Messungen unterstützen den Tierarzt bei seiner Interpretation nach Beugeproben und vor allem nach diagnostischen Anästhesien. Im Weiteren finden IMUs Einsatz bei Ankaufsuntersuchungen und Verlaufskontrollen. Die Verteilung von Sensoren über den Rücken ermöglicht eine Messung der Beweglichkeit der Wirbelsäule und das Erfassen von Pferd-Reiter-Interaktionen. Gewisse technische Aspekte müssen bei der praktischen Ausführung und der Interpretation einer objektiven Messung berücksichtigt werden. Zudem stellt die Objektivierung einer Lahmheit keinen Ersatz für eine vollständige orthopädische Untersuchung dar. Sie ist aber mittlerweile eine wichtige Ergänzung.

Schlüsselwörter Lahmheit, Asymmetrie, objektiv, kinematisch, Inertial-Sensor, Gangbildanalyse

Objective lameness evaluation in equine practice: use and interpretation

Summary Lameness is the most common reason for a horse to be presented to an equine practitioner. For many centuries recognizing a lameness relied on the schooled eye of the veterinarian and his subjective focus on particular aspects of the equine gait. Over the previous decades objectifying lameness was not available to the general practitioner based on the impractical nature of data acquisition and the cost of the equipment. A user-friendly and simple way of recording objective kinematic data is through the use of body-mounted inertial measurement units (IMUs). Two commercially available units that have been repeatedly validated experimentally place sensors on the head and on the pelvis (tuber sacrale, but also tuber coxae) in order to record the symmetry of both fore and the hindlimbs. In the simplest form both systems can be used to assess symmetry on the straight line in terms of the values for ‘min diff’ and ‘max diff’. Symmetry measurements established from data recorded from the tuber coxae are more precise than those obtained from a sensor over the tuber sacrale. In the former interpretation is through a direct comparison of the movement of the two tuber coxae (‘hip-hike difference’). Symmetry measurements on the straight line have the potential to overlook the presence of a bilateral lameness. To a degree symmetry measurements on the circle can help interpretation. An additional sensor on the withers aids in appreciation of interactions of the front and the hind end. Kinematic evaluation can help the practitioner in the interpretation of flexion tests, but more importantly in the interpretation of response to diagnostic anaesthesia. In addition IMUs can be used to provide additional information during prepurchase evaluation or at re-check examinations. Distributing sensors over the horses back enables measurement of the movement of the horses back, as well as providing information on horse-rider interactions. Several technical aspects need to be incorporated when using and interpreting objective measurements. Performing an objective evaluation will never negate the need for a thorough orthopaedic evaluation. It is however a very valuable adjunct.

Keywords lameness, asymmetry, objective, kinematics, inertial measurement unit, gait analysis



Einleitung

Lahmheit ist der häufigste Grund, warum Pferde einem Tierarzt vorgestellt werden (Keegan 2007, Dyson et al. 2008, Egenvall et al. 2009). Sie ist auch der häufigste Grund dafür, dass ein Pferd die von ihm verlangte Leistung nicht erfüllen kann. Es betrifft Pferde jeder Rasse und Nutzungsrichtung.

Über Jahrhunderte hinweg entschied das geschulte Auge eines Hufschmieds oder Tierarztes anhand von subjektiven Kriterien, ob ein Pferd eine Lahmheit zeigt oder nicht. Es wird behauptet, dass Erfahrung eine bessere subjektive Einschätzung des Gangbildes ermöglicht (Dyson 2014). Studien, die objektive Daten analysierten, konnten diesen Vorteil allerdings nicht belegen (Keegan et al. 1998, 2010, McCracken et al. 2012, Keegan et al. 2013). Sowohl die zeitliche wie auch die räumliche Wahrnehmung des menschlichen Auges und somit seine Fähigkeit, eine Asymmetrie zu erkennen, scheinen beschränkt zu sein (Parkes et al. 2009). Zudem lässt sie sich in ihrem Empfinden beeinflussen (Arkell et al. 2006).

Die Übereinstimmung zwischen Beobachtern von Lahmheiten ist schlecht (Keegan et al. 2010, McCracken et al. 2012, Hammarberg et al. 2016). Sie wird erschwert durch eine weltweit verbreitete, unterschiedliche und inkonstante Dokumentation eines Gangbildes. Letzteres beruht unter anderem auf dem Versuch der Objektivierung einer Lahmheit durch verschiedene Skalen, die unterschiedliche Schwerpunkte setzen und international unterschiedlich angewendet werden (May und Wyn-Jones 1987, Anon 1999, Dyson 2010, Ross und Dyson 2010). Ein wichtiges Hilfsmittel bei der Lahmheitsuntersuchung ist die Interpretation nach Anästhesien. Auch hier ist der Beobachter nicht objektiv (Arkell et al. 2006). Somit bleibt die subjektive Beurteilung einer Lahmheit ein kompliziertes und ungenaues Unterfangen.

Eine Objektivierung von Lahmheitsuntersuchungen blieb dem praktischen Tierarzt aufgrund der Praktikabilität und des finanziellen Aufwandes über Jahrzehnte vorenthalten. Um auf die heutigen praktischen Möglichkeiten, Lahmheiten objektiv zu erfassen, zurückzukommen, werden zunächst die biomechanischen Prinzipien einer objektiven Bewegungsanalyse zusammengefasst, welche entweder kinetisch oder kinematisch erfasst werden.

Kinetische Erfassung von Bewegungsungleichheiten oder Asymmetrie

In der Kinetik wird der Einfluss der aus dem Bewegungsapparat entstandenen internen und externen Kräfte (Druckverhältnisse) auf ihre Umgebung erfasst. Auf Lahmheiten bezogen können stationäre Druckmesseinrichtungen, speziell angefertigte Hufschuhe oder ein speziell angefertigtes Laufband durch einen Seitenvergleich der Druckverhältnisse Lahmheiten objektivieren (Pratt und O'Connor 1976, Morris und Seeherman 1987, Aviad 1988, Merkens und Schamhardt 1988, Kai et al. 2000, Weishaupt et al. 2002, Hagen et al. 2018, Al Naem et al. 2020, 2021, Hagen et al. 2021a, b, Hoffmann et al. 2022). Im experimentellen Setting dienen sie immer noch als Goldstandard, allerdings bleibt diese Methode aufgrund der Praktikabilität (aufwendiges Equipment, Datenerfassung und Analyse) auf die Forschungsebene beschränkt.

Kinematische Erfassung von Bewegungsungleichheiten oder Asymmetrien

Mit Kameras

Das Prinzip der Kinematik besteht darin, dass zeitliche, lineare oder anguläre Veränderungen am Bewegungsapparat erfasst werden. Ursprünglich wurden diese Parameter durch „optical motion capture“ (OMC) aufgenommen. Im modernen Setting wird durch eine Anreihung von Infrarotkameras die Position von reflektierenden Markern aufgenommen. Fehlerquellen durch Perspektive und Verwinkelung werden automatisch korrigiert. Diese 3D-Systeme weisen eine starke Genauigkeit und Präzision auf und werden aus dem Grund immer noch als Goldstandard in der Kinematik gesehen.

Mit Inertial Measurement Units (IMUs)

Eine in der Anwendung einfachere Methode, kinematisch Daten zu erfassen, stellt der Einsatz von am Körper angebrachten Inertial Measurement Units (IMUs) dar, bei denen die darin enthaltenen Akzelerometer im Vordergrund stehen (Kastner 1989). Auf Lahmheiten bezogen werden die erfassten Daten zur Beschleunigung ▶



a



b

Abb. 1: (a) Kevin Keegan platziert den Kopfsensor beim Lameness Locator® (Equinosis®, Columbia, USA). (b) Thilo Pfau platziert eine von der Firma XSens® (Enschede, NL) produzierte Inertial Measurement Unit über dem Tuber sacrale.

Foto a: Kevin Keegan, Equinosis®, USA
Foto b: Thilo Pfau, University of Calgary, Canada



„doppelintegriert“, sodass ein linearer Vergleich der Bewegung links gegenüber rechts möglich wird (Barrey et al. 1994, Pfau et al. 2005). Dieser Vergleich kann für einzelne Körpersegmente (Vorderhand, Hinterhand, aber auch Rücken) bestimmt werden und liefert somit eine Ganganalyse durch günstigere Infrastruktur (Pfau et al. 2005, Keegan et al. 2011). Obwohl IMUs sehr zuverlässige Daten zur Beschleunigung aufnehmen, haben sie den Nachteil einer zunehmenden Ungenauigkeit (gegenüber OMC) bei längeren Messungen (Clayton und Schamhardt 2013, Peham 2013). IMUs sind eine praktische, günstige, mobile und anwenderfreundliche Ergänzung für die Lahmheitsuntersuchung. Ziel dieser Publikation ist es, eine Einführung in den Umgang und die Interpretation von Daten dieser Sensoren zu bieten.

Entwicklung der IMUs für den Einsatz bei Lahmheitsuntersuchungen

Zwei kommerziell erhältliche Systeme platzieren IMUs auf Kopf und Becken (Tuber sacrale und Tuber coxae), um die Bewegungssymmetrie der Vorder- und Hinterhand zu erfassen. Ein Widerstands-sensor oder über den Rücken verteilte Sensoren liefern zusätzliche Informationen.

Aus dem nordamerikanischen Raum stammt der kommerziell erhältliche Lameness Locator® (Equinosis®, Columbia, USA) (Keegan et al. 2011). Bei diesem System wird zu den IMUs am Kopf und Becken ein weiterer Sensor (ein Gyroskop) an einer Vordergliedmaße angebracht. Letzterer misst (am Pferd selbst) vertikale Bewegungen und den zeitlichen Verlauf, um eine seitengerechte Zuteilung der einzelnen Tritte zu ermöglichen. Zeitgleich wurde in Europa für industriell hergestellte IMUs (XSens®, Enschede, NL) eine Software geschrieben (Equigait®, London, GB), die die Messeinheiten für die Pferdepraxis tauglich machen. In dem Fall wird die Schrittfolgeerfassung von der vertikalen Geschwindigkeit und der axialen Rotation des Beckensensors hergeleitet (Pfau et al. 2005, 2007, 2008, Starke et al. 2012b) (► Abb. 1).

Beide Systeme wurden wiederholt gegenüber der subjektiven Bewertung von Lahmheiten und dem Goldstandard kinetischer und kinematischer Messsysteme validiert (Pfau et al. 2005, Keegan 2007, Warner et al. 2010, Keegan et al. 2012, McCracken et al. 2012, Keegan et al. 2013). Das Equigait-System zeigte gegenüber OMC eine minimale Tendenz zu einer Überschätzung einer Asymmetrie (von 0,7 bis 2%). Eine ähnliche Tendenz konnte auch bei einem direkten Vergleich der zwei oben genannten Systeme festgestellt werden (Pfau et al. 2016b). Dies hat einen kleinen, aber wichtigen Einfluss auf die Interpretation der erhobenen Daten.

Messungen im Trab auf der geraden Linie

Bislang eignet sich für die objektive Erfassung einer Lahmheit am besten der Zweitakt im Trab. Versuche, IMUs zur Beurteilung von Lahmheiten bei galoppierenden Pferden einzusetzen, konnten bis jetzt keine zuverlässigen Parameter generieren (Lopes et al. 2016).

Im Trab besteht ein ganzer Tritt aus dem Zyklus vom Abfüßen einer Gliedmaße bis zu dem Zeitpunkt, an dem die gleiche Gliedmaße erneut abfüßt. Im Trab bewegen sich während eines Trittes Kopf und Becken zweimal nach oben und nach unten (einmal links und einmal rechts). Das ergibt eine sinusoidale Kurve, die im Falle eines symmetrischen Gangbildes für die linke und die rechte Seite gleich ausfällt. Bei Lahmheit wird das gleichmäßige Muster unterschiedlich stark asymmetrisch (► Abb. 2a und b). Um das Ausmaß der Asymmetrie objektiv zu erfassen und die Schwellenwerte zu bestimmen, sind verschiedene Parameter beschrieben.

Experimentell wurden viele Parameter auf deren Genauigkeit und Wiederholbarkeit, Symmetrie von Asymmetrie zu unterscheiden, geprüft und beschrieben. Die Fähigkeit dieser Parameter, dies zu vermitteln, ist von Fragestellung, Methodik, Sensorenlokalisierung und Kondition abhängig, sodass sie nur bedingt universal einsetzbar sind (Walker et al 2010). Als Symmetrieparameter wurden unter ►

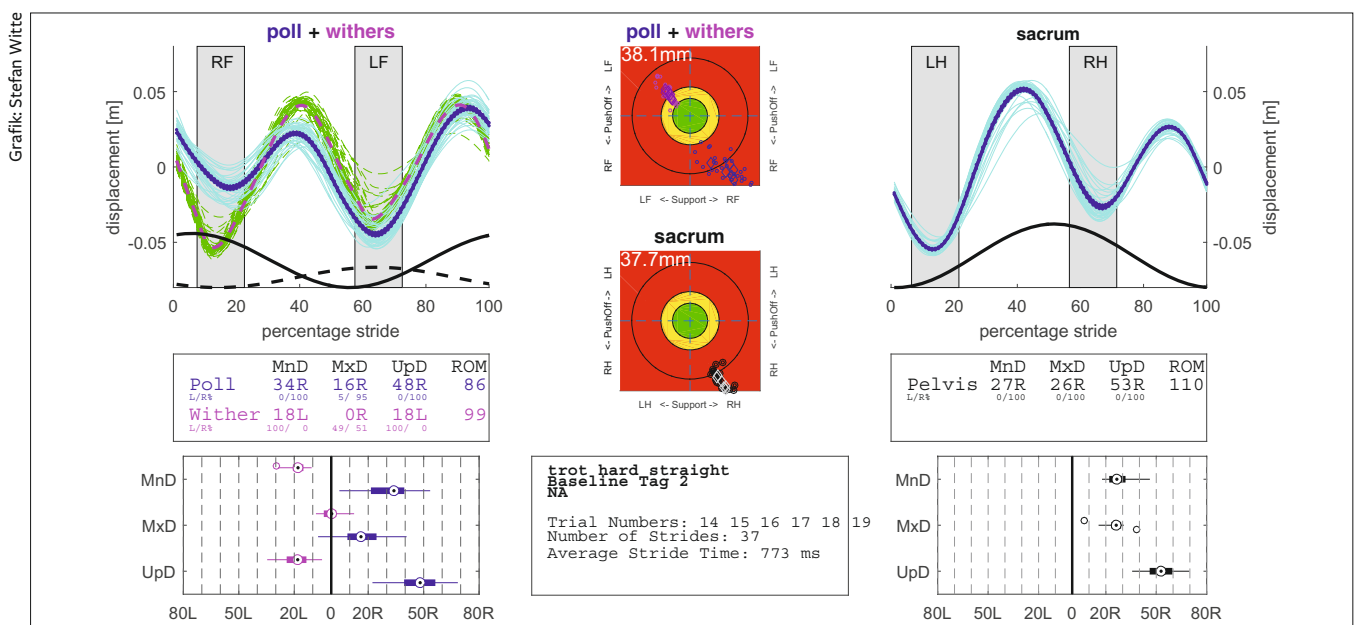
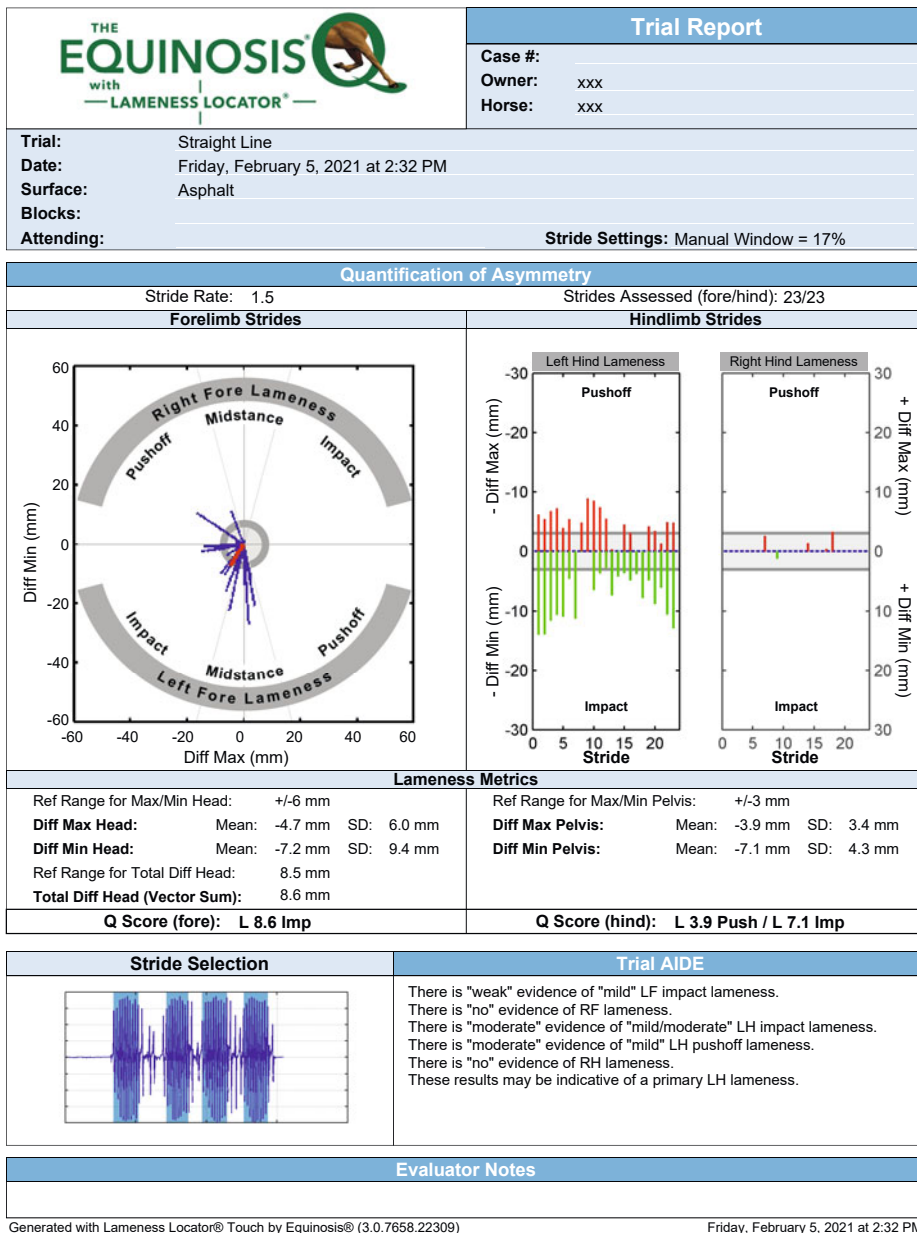


Abb. 2a: Die ungleichmäßige sinusoidale Kurve eines Pferdes mit einer Asymmetrie der rechten Hinterhand (Messung mit Equigait®, London, GB)



Grafik: Stefan Witte



Generated with Lameness Locator[®] Touch by Equinosis[®] (3.0.7658.22309)

Friday, February 5, 2021 at 2:32 PM

Abb. 2b: Eine Auswertung durch den Lameness Locator[®] (Equinosis[®], Columbia, USA). Hier wird jeder Schritt als ein „Strahl“ vom Mittelpunkt dargestellt. Die Richtung des Strahls gibt sowohl die Seite wie auch die Art (Stützbein oder Hangbein) der Asymmetrie an. Die Länge des Strahls zeigt das Ausmaß der Asymmetrie.

anderem das Verhältnis in der linearen Bewegung (z. B. Höhen und Tiefen), der Geschwindigkeit und der Beschleunigung zwischen der ersten und zweiten Hälfte des Trittes untersucht (Buchner et al. 1996, Uhlir et al. 1997, Kramer et al. 2004). Eine Reihe von Tritten kann automatisch durch Signalzerlegung (oder Fourier-Analyse) analysiert werden (Peham et al. 1996, Audigié et al. 2002, Thomsen et al. 2010). Symmetrieparameter sind als gerichtet zu bezeichnen, wenn deren Zeichen sich je nach Beteiligung der linken oder der rechten Gliedmaße ändern, und nicht gerichtet, wenn die Seite nicht berücksichtigt wird (► Tab. 1). Für den praktischen Einsatz suchte man nach Schwellenwerten, mit denen eine gemessene Asymmetrie mit Lahmheit gleichzusetzen wäre. Hier besteht immer noch die grundlegende Frage nach der Definition eines normalen Gangbildes.

Durchgesetzt hat sich bei den kommerziell erhältlichen Systemen die Interpretation von Symmetrie anhand der einfachen Parameter „Min diff“ und „Max diff“. Sie sind von System zu System übertragbar. In der Stützbeinphase des Trittes einer lahmen Gliedmaße entsteht ein Unterschied in der tiefsten Position der zwei gegenüberliegenden Gliedmaßen (Min diff). In vielen Fällen sinkt die betroffene (lahme) Seite weniger tief. Während der Hangbeinphase des gleichen Trittes besteht hingegen häufiger ein Unterschied in der maximalen (höchsten) Position der Gliedmaßen (Max diff). Die betroffene Seite kann weniger weit nach oben steigen. Diese Unterschiede werden für die Vorderhand durch Kopfbewegungen und für die Hinterhand durch Bewegungen im Becken (Tuber sacrale) erfasst. Im Jahr 2012 erfasste die Arbeitsgruppe ►



Tab. 1: Einige beschriebene Symmetrieparameter

Symmetry Index	Nicht dimensionales Verhältnis der Bewegungsamplituden (nach unten oder nach oben) der zwei Seiten innerhalb von einem Trabschritt zueinander. Ein Wert von 1 bedeutet maximale Asymmetrie (ob + oder - wird von der Seite bestimmt), einer von 0 perfekte Symmetrie, Directional
Energy ratio (ER)	Eine weder direktionale noch dimensionale Einschätzung der vorliegenden Asymmetrie (durch Signalzerlegung). Eine „erste harmonische Analyse (A1)“ beschreibt den Grad der Asymmetrie des Signals, die der zweiten (A2) die Symmetrie. Ein Wert von 1 deutet auf perfekte Symmetrie hin. Das Verhältnis zwischen stärker werdender Asymmetrie und ER ist nicht linear.
Motion Symmetrie	Ähnlich wie ER (ein Wert von 1 deutet auf perfekte Symmetrie hin), nur dass ein lineares Verhältnis zwischen Asymmetrie und ER besteht.
Max diff	Vergleich der „Maxima“, Bestimmung der linearen Unterschiede in den zwei Spitzen eines Signals (0mm = perfekte Symmetrie), Directional, siehe Text für Schwellenwerte
Min diff	Vergleich der „Minima“, Bestimmung der linearen Unterschiede in den zwei Tiefpunkten eines Signals (0mm = perfekte Symmetrie), Directional, siehe Text für Schwellenwerte
Up diff	Bestimmung der linearen Unterschiede in der Gesamtbewegung der zwei Seiten, Directional
Hip Hike diff	Vergleich der Bewegungsamplituden der beiden Tubera coxae, Directional 0 = perfekte Symmetrie, positive Werte deuten auf eine Lahmheit der linken Hinterhand, negative auf eine der rechten Hinterhand

von Kevin Keegan bei Versuchspferden Symmetriemessungen und verglich die Ergebnisse mit einer subjektiven Bewertung (Keegan et al. 2012). Mit einem Konfidenzintervall von 95 % konnte festgestellt werden, dass bei einer Asymmetrie (Min diff oder Max diff) von mehr als 6 mm eine Vorderhandlahmheit vorlag, in der Hinterhand lag der Schwellenwert bei 3 mm (McCracken et al. 2012). Für das Equigait-System wurden diese Werte nachträglich auf 8 bzw. 5 mm „korrigiert“ (Pfau et al. 2016a) (► Abb. 3).

Theoretisch wäre bei einer klassischen Stützbeinlahmheit ein Unterschied in Min diff zu erwarten, das Gegenteil (Unterschied in Max diff) bei einer Hangbeinlahmheit. Praktisch ist diese Differenzierung bis jetzt nur beschränkt anwendbar. Experimentell konnte zum Beispiel bei Hufgelenks- (eher Stützbein) und Schulterschmerz (eher Hangbein) kein zuverlässiger Einfluss auf diese Parameter bestimmt werden (Al Abidi 2012).

Zusätzliche Information aus der Hinterhand durch einen Bewegungsvergleich der Tubera coxae

Bei einer Hinterhandlahmheit ist während der Stützbeinphase die vertikale Bewegung des Tuber sacrale der betroffenen Seite reduziert (Peham et al. 2001). Die vertikalen Bewegungen, die sich an den Tubera coxae abspielen, ergeben sich aus einer Kombination der gesamten Rumpfbewegung und einer Rotation des Beckens um die „Längsachse“ (Kramer et al. 2000, 2004). Stellt man sich beide Tubera coxae als die zwei Enden einer Wippe vor, so verursacht die verminderte Bewegung der lahmen Gliedmaße eine zeitgleich reduzierte vertikale Bewegung des gesunden gegenüberliegenden Tuber coxae. Die gesunde Seite hingegen vollzieht einen norma-

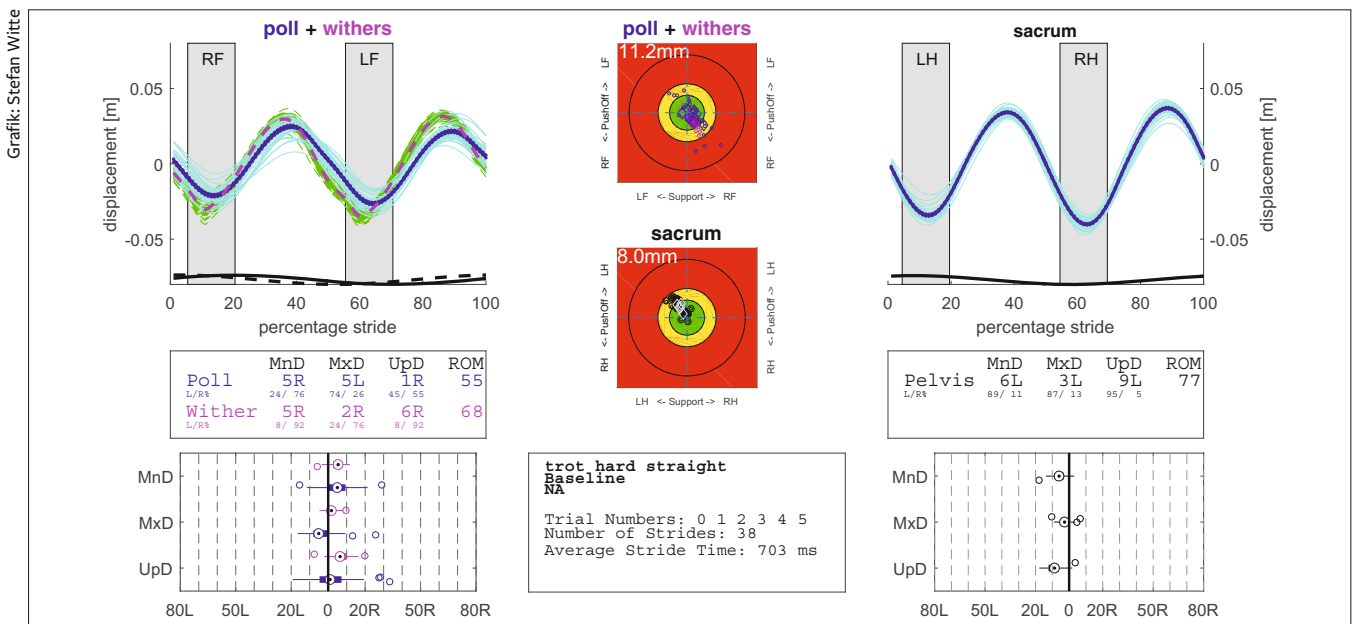


Abb. 3: Eine typische Auswertung einer mit dem Equigait® erfassten Ganganalyse eines Pferdes mit guter Symmetrie. Die sinusoidalen Kurven der Vorderhand, des Widerrists (aufeinander überlagert) und des Sakrums sind für die linke und rechte Hälfte der einzelnen Tritte (hellblaue Linien, dunkelblau = Durchschnitt) gleichmäßig. Die auf den Zielscheiben erfassten Tritte der Vorder- und Hinterhand liegen zentral und die gemessenen Parameter (Min diff, Max diff und Up diff) liegen fast ausschließlich in der Norm. Poll = Hinterhaupt, Withers = Widerrist, Sacrum = Sakrum.



len Tritt, der eine relativ gesehen größere vertikale Bewegung der lahmen Seite verursacht. Die Auswertung einer mit auf den Tuber coxae platzierten Sensoren durchgeführten Studie ist in ► Abbildung 4 zu sehen.

Gewisse Studien zeigten eine höhere Präzision mit Symmetriemessungen am Tuber coxae gegenüber dem Tuber sacrale (Church et al. 2009, Starke et al. 2012a). Eine Extrapolation vom Tuber sacrale auf die Tubera coxae bei schwach lahmen Pferden ergab sich als zu wenig präzise, sodass eine zuverlässige Information nur durch eigenständige Tuber coxae IMUs erhoben werden kann (Church et al. 2009, Pfau et al. 2013). Für die Interpretation gilt ein direkter Vergleich der Bewegung der zwei Tuber coxae (im englischen als Hip Hike Difference bezeichnet, ► Tab. 1).

Messungen auf der Volte

Bei der kinematischen Erfassung der Bewegungssymmetrie auf gerader Strecke kann eine beidseitige Lahmheit übersehen werden. Die Bewegung auf der Volte soll hier helfen.

Grundsätzlich sind Pferde, die auf der geraden Strecke keine Asymmetrie zeigen (= lahmheitsfreie Pferde), in der Regel auch auf der Volte sehr vergleichbar in ihrer Symmetrie zwischen linker und rechter Hand, egal ob auf festem oder auf hartem Boden (Pfau et al. 2016b). Erschwerend ist aber die Tatsache, dass sich einige unerwartete Asymmetrien bemerkbar machen können. Diese Abweichungen werden begründet durch die Orientierung des Rumpfes (Clayton und Sha 2006, Hobbs et al. 2011), eine grundlegende Seitenpräferenz des Pferdes (Starke et al. 2012b), den Zirkeldurchmesser und die Geschwindigkeit (Pfau et al. 2012) sowie unterschwelliges Schmerzempfinden auf der Volte (Starke et al. 2012b). Bevor eine

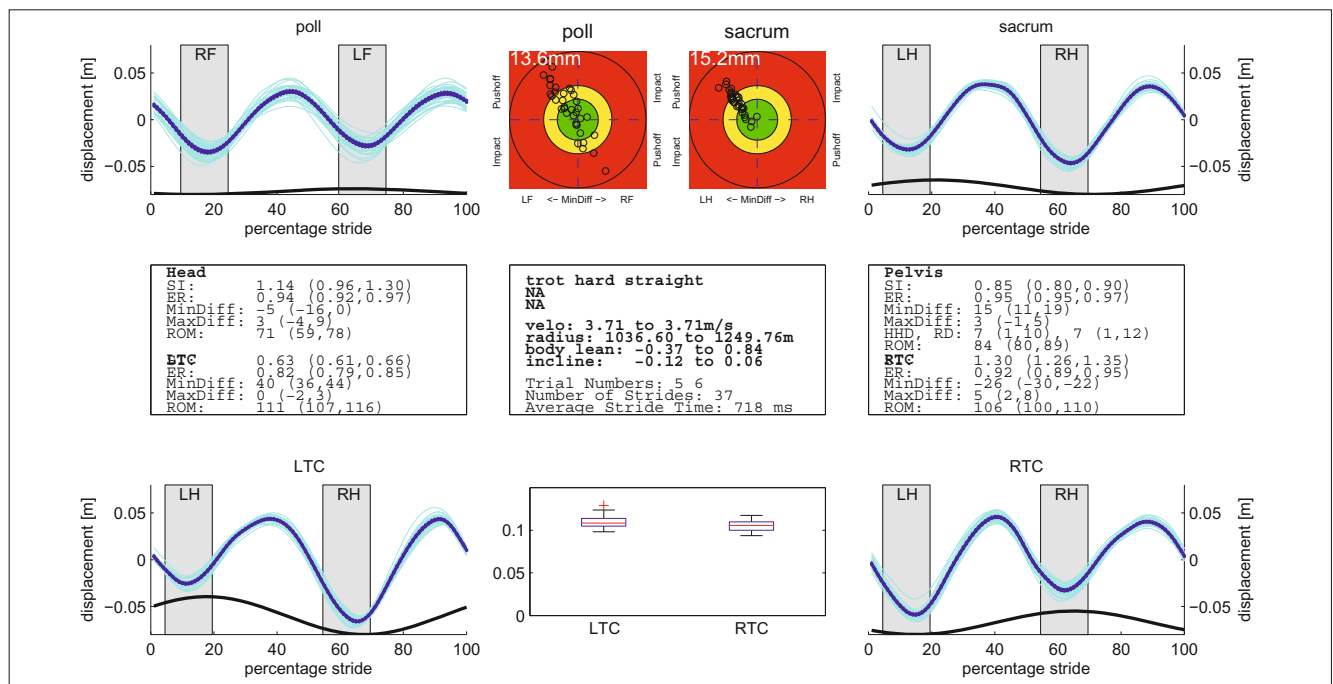
schmerzbedingte Lahmheit objektiv korrekt interpretiert wird, müssen zudem noch kompensatorische Lahmheiten (Einfluss von hinten nach vorne und umgekehrt) mitberücksichtigt werden.

Diese „Störfaktoren“ führen dazu, dass sogar die Messungen bei lahmheitsfreien Pferden (insbesondere am Kopf) an der Longe komplexer in der Interpretation sind als diejenigen, die auf der geraden Strecke erhoben werden (Pfau et al. 2012, Starke et al. 2012b, Dyson 2014).

In der Hinterhand ist eine leichte Asymmetrie der inneren gegenüber der äußeren Gliedmaße regelmäßig zu erwarten. Somit ist jede Asymmetrie zur äußeren Hintergliedmaße, im Vergleich zur inneren, definitiv als eine Problematik der äußeren Gliedmaße zu deuten (Rhodin et al. 2013).

Bei einer induzierten Vorderhandlahmheit kann ein Pferd am ehesten dann als lahm bezeichnet werden, wenn die vorliegende Asymmetrie die äußere Gliedmaße betrifft (Rhodin et al. 2013). Bei der induzierten Hinterhandlahmheit kann sich eine Lahmheit sowohl durch eine verstärkte Asymmetrie der inneren Gliedmaße (Summation von induzierter Lahmheit und Asymmetrie durch Bewegung auf der Volte) als auch durch die oben beschriebene Asymmetrie der äußeren Gliedmaße darstellen.

Im klinischen Setting wurde gezeigt, dass bei einem Pferd mit unterschwelliger Vorderhandlahmheit in der Regel auf der Volte eine eindeutig verstärkte Asymmetrie gemessen wird, mehr auf festem als auf weichem Boden und vor allem dann, wenn die betroffene Gliedmaße innen ist. Bei einer unterschweligen Lahmheit der Hinterhand konnte kein eindeutiger Unterschied in den Symmetriewerten bestimmt werden zwischen Messungen auf gerader Strecke und solchen auf dem Zirkel (Pfau et al. 2014). ►



Grafik: Stefan Witte

Abb. 4: Eine Auswertung von Sensoren auf den Tubera coxae. Die leicht vermehrte Bewegung der linken Seite weist auf eine Asymmetrie der linken Hinterhand hin und wird objektiv als „Hip Hike Difference“ (HHD) festgehalten (Messung mit Equigait®, London, GB).



Bei Messungen auf dem Zirkel und deren Evaluation ist der Einfluss sowohl des Zirkelradius (weniger groß) und der Geschwindigkeit zu berücksichtigen (Pfau et al. 2012). Auf der geraden Strecke werden Pferde bei höherer Geschwindigkeit subjektiv als weniger stark lahm empfunden, obwohl deren gemessene Symmetrie sich nicht verändert. Im Gegensatz dazu werden lahme Pferde mit unterschiedlicher Geschwindigkeit auf der Volte subjektiv gleich stark lahm gesehen, obwohl eine verstärkte Asymmetrie mit erhöhter Geschwindigkeit gemessen wird (Starke et al. 2013).

Interaktionen Vorhand und Hinterhand

Eine primäre Hinterhandlahmheit äußert sich mit hoher Zuverlässigkeit in Form einer Kompensation oder Scheinlahmheit (im vergleichbaren Ausmaß) der ipsilateralen Vordergliedmaße (Rhodin et al. 2013, Maliye und Marshall 2016). Der Einfluss einer primären Vorderhandlahmheit auf die Hinterhand ist hingegen weniger zuverlässig. Diese kann sowohl eine ipsilaterale wie auch eine überwiegend kontralaterale kompensatorische Hinterhandlahmheit verursachen. Beide sind allerdings niemals so stark wie die primäre Vorhandlahmheit

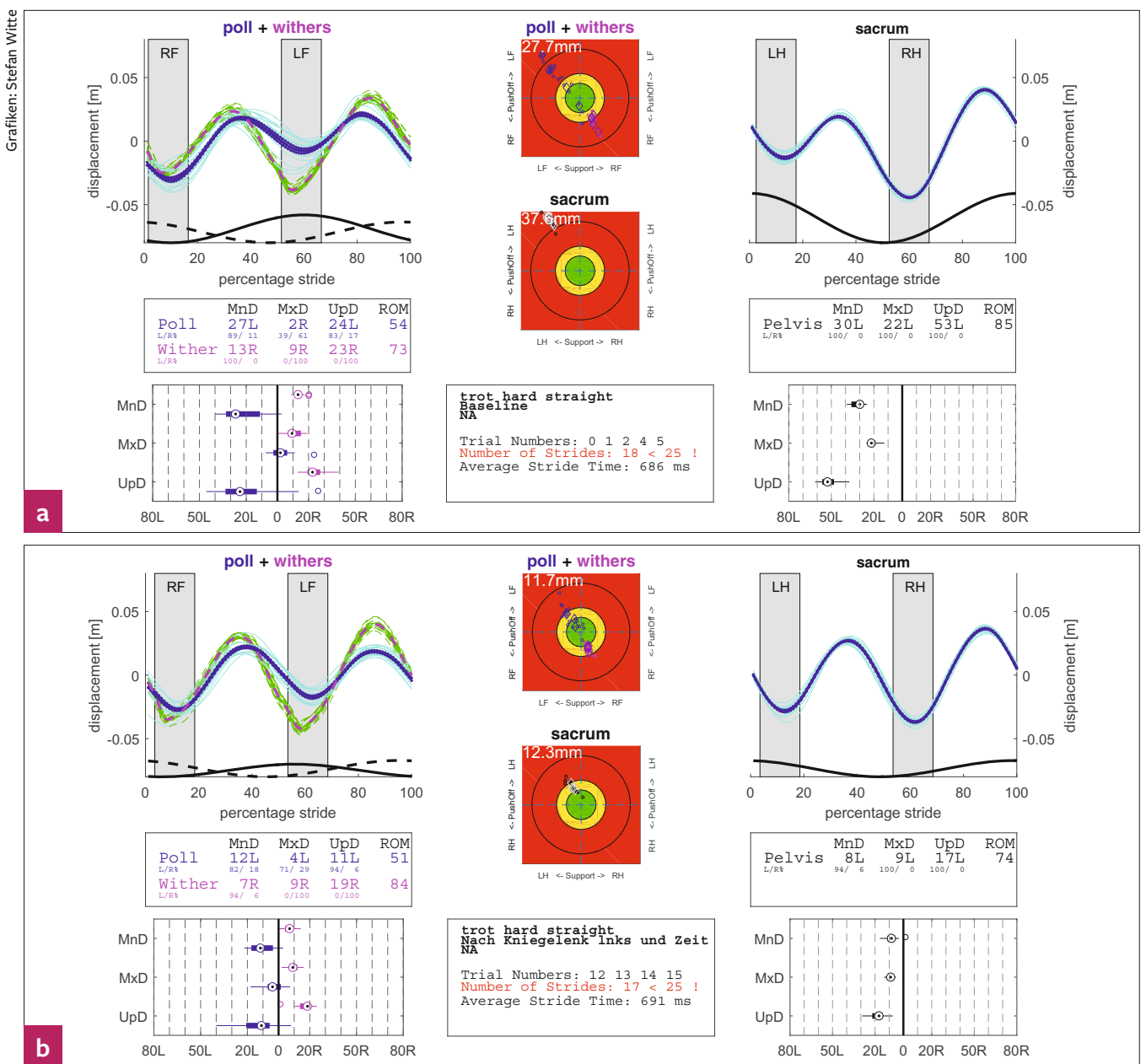


Abb. 5: (a) Kompensatorische, ipsilaterale linke Vorderhandlahmheit bei primärer Lahmheit der linken Hinterhand. Wichtig zu erkennen ist die Verteilung der Tritte im Bereich des Widerrists nach rechts (objektive Bestätigung, dass es sich um eine kompensatorische Vorderhandlahmheit handelt). (b) Nach alleiniger Anästhesie des linken Kniegelenks verschwindet zeitgleich die Lahmheit der linken Vorderhand (Messung mit Equigait®, London, GB).



(Rhodin et al. 2013). Diese Muster wurden objektiv bestätigt und erschweren die subjektive Interpretation einer Lahmheit. Die Bewegung am Widerrist hilft vor allem dabei, den Einfluss einer primären Hinterhandlahmheit auf die Vorhand zu erkennen und sie von einer weiteren Problematik der Vorderhand zu unterscheiden. Im Falle einer gleichzeitigen Lahmheit sowohl der Vorder- und Hinterhand geben Kopf- und Widerristsensoren die gleiche Seite an. Bei einer übertragenen Lahmheit aus der Hinterhand hingegen deuten Kopf- und Widerristsensoren die entgegengesetzten Gliedmaßen an (Persson-Sjodin et al. 2018, Rhodin et al. 2018) (► Abb. 5). In letztem Fall sollte die Lahmheitsabklärung an der Hinterhand beginnen. Die oben genannten Regeln passen auch bei Bewegung auf der Volte.

Messungen nach Beugeproben

IMUs können die entstandenen oder verstärkten Asymmetrien nach einer Beugeprobe (sowohl der unteren als auch der oberen Gliedmaße) messen (Marshall et al. 2012, Starke et al. 2012a). In der Studie von Marshall et al. (2012) wurde eine positive Beugeprobe mit einem Anstieg des Max diff von durchschnittlich 4,47 mm registriert. Der gemessene Min-diff-Wert zeigte dagegen keine zuverlässige Veränderung mit dem Beugen. Die entstandene Asymmetrie lässt wie erwartet von Schritt zu Schritt nach. Die in der Praxis bekannte hohe Variabilität der Reaktion auf Beugeproben konnte bei einer auf der geraden Strecke als lahmheitsfrei gemessenen Pferdepopulation durch objektive Messungen bestätigt werden (Starke et al. 2012a).

Messungen nach Anästhesien

Durch gewisse Erwartungen ist der Untersucher bei Anästhesien meist voreingenommen und somit in seiner Beurteilung nicht objektiv (Arkell et al. 2006). Zwischen verschiedenen Untersuchern besteht zudem nur eine schlechte Übereinstimmung in der Beurteilung von Anästhesien (Keegan et al. 1998).

Die Studie von Pfau et al. (2013) prüfte Symmetrieparameter auf deren Fähigkeit, subjektiv als positiv bezeichnete Anästhesien der Hinterhand zu erkennen. Min-diff-Werte, gemessen am Tuber sacrale, ergaben zuverlässige Ergebnisse. Noch präziser waren allerdings Aufnahmen im Bereich der Tubera coxae (Hip Hike diff).

In einer Studie wurde untersucht, ob der Grad der Besserung im Gangbild nach einer Anästhesie kategorisiert werden konnte. Die beste Übereinstimmung zwischen subjektiver Einschätzung und gemessenen Symmetriewerten konnte durch folgende Einteilung erreicht werden: keine bis 30 % Besserung, 30–70 % Besserung und deutliche Besserung (mehr als 70%, bis hin zum Umspringen auf die andere Seite). Wie aufgrund empirischer Beobachtungen zu erwarten war, konnte eine Arbeitsgruppe feststellen, dass für eine Vorderhandproblematik ein fester Boden und für die Hinterhand ein weicher Boden am besten geeignet sind (Pfau et al. 2022).

Wenn ein Pferd vor und nach einer Anästhesie auf der Volte untersucht wird, ist es wertvoll, dass der Beobachter den Einfluss von Geschwindigkeit und Zirkelradius kennt. Letzteres scheint eine weniger entscheidende Rolle zu spielen (Pfau et al. 2012). Bei Pferden ohne Lahmheit, die bei unterschiedlicher Geschwindigkeit auf einem Zirkel subjektiv beurteilt und objektiv gemessen wurden, hatte die Geschwindigkeit keinen signifikanten Einfluss auf die subjektive Beurteilung. Die objektiv gemessene Asym- ►



metrie hingegen stieg mit steigender Geschwindigkeit (Starke et al. 2013). Bei wiederholter Untersuchung auf der Volte (vor und nach einer Anästhesie) sollte somit auf eine gleiche Geschwindigkeit geachtet werden.

Weitere Einsätze für IMUs

Im klinischen Alltag können IMUs den Tierarzt in seinem subjektiven Empfinden, dass ein Pferd keine Lahmheit zeigt, bestätigen (z. B. bei einer Ankaufsuntersuchung). Bei regelmäßigen Kontrollen wird in der Rehabilitation der Verlauf dokumentiert (► Abb. 6).

Auf dem Rücken verteilte IMUs können Rückenbeweglichkeit und Symmetrie (mit und ohne Reiter) festhalten (Heim et al. 2016, MacKechnie-Guire und Pfau 2021). Probleme der Gliedmaßen wirken sich auf den Rücken aus: Eine Vorderhandlahmheit kann eine Steigerung in Flexion und Extension und eine fehlende laterale Beweglichkeit verursachen. Bei einer Hinterhandlahmheit sind alleine eine Abnahme in Flexion und Extension zu erwarten (Gómez Alvarez et al. 2007). Auch diese können objektiv bestimmt werden (Greve und Dyson 2013). Weitere Studien konnten bestätigen, dass der Reiter einen großen Einfluss auf die Rückensymmetrie und das

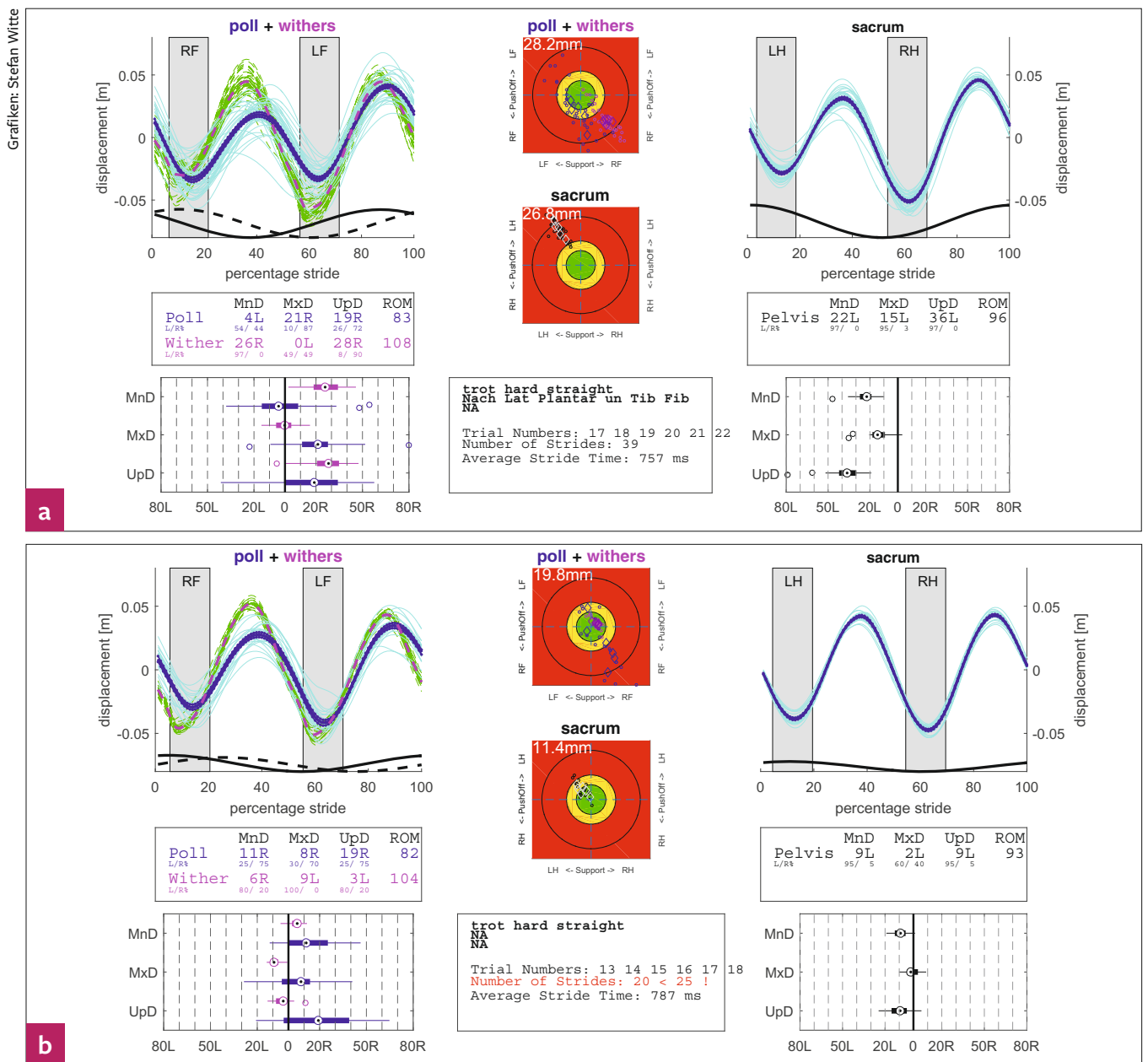


Abb. 6: (a) Initiale Messung bei einem Pferd mit einer linken Hinterhandlahmheit. (b) Verlaufskontrolle drei Monate später. Das Ausmaß der Besserung wäre subjektiv nur schwer zu erfassen (Messung mit Equigait®, London, GB).



Gangbild hat (Persson-Sjodin et al. 2018, MacKechnie-Guire und Pfau 2021). Sie bestärken somit die Ansicht, dass eine Evaluation unter dem Reiter Teil einer vollständigen Lahmheitsuntersuchung sein sollte (Licka et al. 2004, Dyson 2014). Es konnte zum Beispiel objektiv festgehalten werden, dass ein korrekt ausgesessener Trab auf dem Zirkel eine Steigerung in der Symmetrie bewirken kann (Persson-Sjodin et al. 2018).

Ein normaler Informationsfluss durch das Rückenmark ist für ein koordiniertes und rhythmisches Gangbild essenziell. Eine Stenose des Wirbelkanals kann zu Veränderungen sowohl im sensorischen als auch im propriozeptiven Feedback führen. Daraus resultieren Änderungen in zeitlichen und räumlichen Abläufen, die sich als Ataxie äußern. Ein objektives Erfassen von Abweichungen der Norm wäre hilfreich, um auch leichte Ataxien zu erkennen. Erste Untersuchungen zeigten, dass IMUs diese Information liefern könnten (Olsen et al. 2012).

Das leichte Sedieren von unkooperativen Pferden scheint keinen bedeutenden Einfluss auf objektiv erhobene Daten zu haben. Untersuchungen wurden mit Azepromazin und Xylazin durchgeführt (da Silva Azevedo et al. 2015).

Einsatz eines Smartphones für die Erfassung von Lahmheiten der Hinterhand

Fast jeder Tierarzt wird in seinem Alltag mit der passenden Technik begleitet, um im Minimum eine Symmetriemessung der Hinterhand zu bestimmen. Die technische Ausstattung (Akzelerometer und GPS) eines Smartphones in Kombination mit der passenden Software liefert Symmetriedaten der Hinterhand. Die durch ein Smartphone vom Tuber sacrale erfassten Symmetriedaten korrelieren gut mit jenen, die gleichzeitig durch ein kommerziell erhältliches System aufgenommen wurden (Pfau und Weller 2017).

Der klinische Einsatz eines Smartphones zu diesem Zweck wurde geprüft (Marunova et al. 2021). Bei 301 Pferden wurde die Symmetrie der Hinterhand durch drei Parameter erfasst (Min diff, Max diff, und Up diff; Letzteres ist der Vergleich in der gesamten Beckenbewegung pro einzeltem Tritt). Die Pferde wurden anhand der englischen Skala für Lahmheiten subjektiv kategorisiert (UK Skala: 0–10). In vielen Fällen konnten zu den subjektiv bestimmten Lahmheitsgradierungen Schwellenwerte für eine Asymmetrie bestimmt werden. In dieser Studie erwies sich Up diff als der Parameter, der am zuverlässigsten und am regelmäßigsten mit der subjektiven Meinung übereinstimmte. Für diese Methode musste auch hier der Schwellenwert für eine Lahmheit von den beschriebenen 3 mm (McCracken et al. 2012) für Min diff und Max diff auf 5 mm erhöht werden.

Nachteile einer Messung dieser Art sind sowohl die fehlende Berücksichtigung der Vorderhand wie auch die Interaktionen zwischen Vorder- und Hinterhand. Praktisch gesehen lässt sich allerdings eine schwache Lahmheit der Hinterhand häufig schwieriger erfassen als eine der Vorderhand: Die Übereinstimmung von 86 Tierärzten in der Beurteilung von Hinterhandlahmheiten lag deutlich niedriger (37 % richtig eingestuft) im Vergleich zur Vorderhand (74 % richtig eingestuft) (Hammarberg et al. 2016). Zudem wurden experimentell erzeugte, stärker werdende Lahmheiten der Vorderhand in nur 50 % der Fälle durch IMUs früher erkannt als von drei erfahrenen Tierärzten. Bei Hinterhandlahmheiten waren es schon

67 % (McCracken et al. 2012). Mit Vorbehalt der beschriebenen Nachteile kann somit ein Smartphone als rudimentäres Hilfsmittel dienen und zumindest einen Teil der Lahmheitsuntersuchung objektivieren (► Abb. 7).

Technische Fehler beim Platzieren von Sensoren und Limitationen der objektiven Messungen

Verschiedene Studien prüften den Einfluss der Sensor(Fehl)position auf dem Pferd auf die Symmetriedaten (Moorman et al. 2017). Auch wenn grundsätzlich die vorgegebene anatomische Lokalisation so genau wie möglich genutzt werden sollte, bleiben vor allem in der axialen Ebene die erhobenen Daten „symmetriegerecht“. Je nach Studie und Gerät sind laterale Abweichungen von 3–7 cm eher störend (Serra Braganca et al. 2018). ►

Fazit für die Praxis

Die Objektivierung einer Lahmheit ist kein Ersatz für eine vollständige orthopädische Untersuchung, aber mittlerweile eine wichtige Ergänzung. Sie lässt sich mit der beschriebenen Technik durch günstigere Infrastruktur und mit wenig Aufwand im klinischen Alltag durchführen und liefert zuverlässige Informationen. Vor allem bei schwachen Lahmheiten unterstützt eine Objektivierung den Tierarzt in seiner Beurteilung und seinem Vorgehen. Zudem dient das System als wichtiges Lehrmittel. Wie oben beschrieben sind die Ansätze vielfältig.

Durch künstliche Intelligenz besteht neuerdings die Möglichkeit, markerlos (und ohne IMUs) die Kinematik der oben beschriebenen anatomischen Lokalisationen zu erfassen. Anhand von Videoaufnahmen alleine kann somit eine Bestimmung der Symmetrie erfolgen und eine objektive Messung weiter vereinfachen. Die Akzeptanz und der Einsatz dieser Technologie in der Pferdepraxis sind bis jetzt sehr zögerlich. Eine Situation, in der der Pferdebesitzer den Tierarzt mit objektiven Daten zu Interpretationen zwingt, sollte vermieden werden.



Der Einsatz von sensorgestützter Ganganalyse mit IMUs bei Lahmheitsuntersuchungen wird weiterhin kontrovers diskutiert. Das Vorhandensein einer beidseitigen Lahmheit bleibt bei einer Untersuchung auf der geraden Strecke möglicherweise unerkannt. Gewisse Lahmheiten machen sich nur unter speziellen Bedingungen bemerkbar (im Schritt, im Galopp oder unter dem Reiter). Der akustische Aspekt einer Untersuchung, die gesamte Körperhaltung und das Verhalten gewisser Körperteile des Pferdes (z. B. Durchtrittigkeit in der Fesselregion) werden durch diese Methodik nicht berücksichtigt (Dyson 2014). Eine gemessene Asymmetrie

(außerhalb der etablierten Schwellenwerte) muss nicht gleich eine Lahmheit mit negativen gesundheitlichen Folgen bedeuten (van Weeren et al. 2017). In einer Studie wären zwischen 47 und 72,5 % als lahmheitsfrei vorgestellte Pferde anhand objektiver Parameter als lahm bezeichnet worden (Rhodin et al. 2016, 2017). Aus diesen Studien geht hervor, dass Asymmetrie und Lahmheit nicht zwingend gleichzusetzen sind. Beschriebene Schwellenwerte dienen allein als Richtwerte, basierend auf einer Referenzpopulation. Es liegt somit weiterhin im Ermessen des Untersuchers, die klinische Bedeutung der einzelnen Bestandteile einer gründlichen Lahmheitsuntersuchung (subjektive und objektive Anteile) gesamthaft zu interpretieren, um sein weiteres Vorgehen zu bestimmen (van Weeren et al. 2017). Der objektiv erfasste Vergleich zwischen Messungen vor und nach einer Anästhesie sollte einen hohen Stellenwert haben. ■

Foto: Stefan Witte



a

Ethische Anerkennung

Der Autor versichert, während des Entstehens der vorliegenden Arbeit die allgemeingültigen Regeln guter wissenschaftlicher Praxis befolgt zu haben.

Interessenkonflikt

Der Autor versichert, dass keine geschützten, beruflichen oder anderweitigen persönlichen Interessen an einem Produkt oder einer Firma bestehen, welche die in dieser Veröffentlichung genannten Inhalte oder Meinungen beeinflussen können.

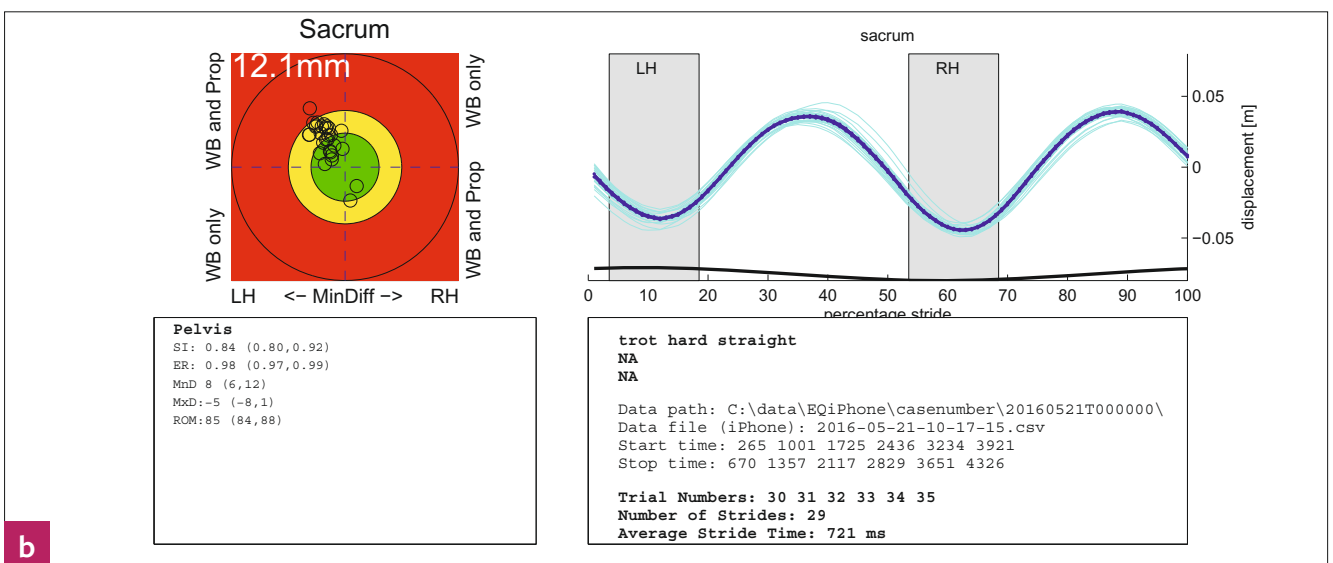
Finanzierung

Nicht zutreffend.

Danksagung

Ein besonderer Dank geht an Dr. Ulrich Freihofer für die Durchsicht des Manuskriptes.

Grafik: Stefan Witte



b

Abb. 7: (a) Positionierung des Smartphones über dem Becken. (b) Bei dem Pferd konnte eine Asymmetrie der linken Hinterhand objektiv erfasst werden (Auswertung durch EquiGait®).



Literatur

- Al Abidi A (2012): Analysis of coffin and shoulder joint lameness with an inertial sensor-based system: impact versus pushoff. University of Missouri-Columbia, thesis.
- Al Naem M, Litzke L-F, Geburek F, Failing K, Hoffmann J, Röcken M (2020): Effect of heel elevation on breakover phase in horses with laminitis. *BMC Vet Res* 16(1): 370.
- Al Naem M, Litzke LF, Failing K, Burk J, Röcken M (2021): Hoof kinetic patterns differ between sound and laminitic horses. *Equine Vet J* 53(3): 503–509.
- Anon (1999): Guide to veterinary services for horse shows. 7th ed. American Association of Equine Practitioners, Lexington.
- Arkell M, Archer RM, Guitian FJ, May SA (2006): Evidence of bias affecting the interpretation of the results of local anaesthetic nerve blocks when assessing lameness in horses. *Vet Rec* 159(11): 346–349.
- Audigié F, Pourcelot P, Degueurce C, Geiger D, Denoix JM (2002): Fourier analysis of trunk displacements: a method to identify the lame limb in trotting horses. *J Biomech* 35(9): 1173–1182.
- Aviad AD (1988): The use of the standing force plate as a quantitative measure of equine lameness. *J Equine Vet Sci* 8(6): 460–462.
- Barrey E, Hermelin M, Vaudelin JL, Poirel D, Valette JP (1994): Utilisation of an accelerometric device in equine gait analysis. *Equine Vet J* 26: 7–12.
- Buchner HH, Savelberg HH, Schamhardt HC, Barneveld A (1996): Head and trunk movement adaptations in horses with experimentally induced fore- or hindlimb lameness. *Equine Vet J* 28(1): 71–76.
- Church EE, Walker AM, Wilson AM, Pfau T (2009): Evaluation of discriminant analysis based on dorsoventral symmetry indices to quantify hindlimb lameness during over ground locomotion in the horse. *Equine Vet J* 41(3): 304–308.
- Clayton HM, Schamhardt HC (2013): Measurement techniques for gait analysis. In: Back W, Clayton H (eds.), *Equine Locomotion*. 2nd ed. Saunders Elsevier, St. Louis, MO, USA.
- Clayton HM, Sha DH (2006): Head and body centre of mass movement in horses trotting on a circular path. *Equine Vet J Suppl* 36: 462–467.
- Da Silva Azevedo M, De La Côte FD, Brass KE, Gallio M, Pozzobon R, Lopes MAF, Lopes LFD (2015): The Use of Xylazine or Acepromazine Does Not Interfere in the Lameness Evaluation by Inertial Sensors. *J Equine Vet Sci* 35(1): 27–10.
- 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 Vet J* 40(7): 650–657.
- Dyson S (2010): Can lameness be graded reliably? *Equine Vet J* 43(4): 379–382.
- Dyson S (2014): Recognition of lameness: man versus machine. *Vet J* 201(3): 245–248. ▶



- Egenvall A, Lönnell C, Roepstorff L (2009): Analysis of morbidity and mortality data in riding school horses, with special regard to locomotor problems. *Prev Vet Med* 88(3): 193–204.
- Gómez Alvarez CB, Wennerstrand J, Bobbert MF, Lamers L, Johnston C, Back W, van Weeren PR (2007): The effect of induced forelimb lameness on thoracolumbar kinematics during treadmill locomotion. *Equine Vet J* 39(3): 197–201.
- Greve L, Dyson S (2013): The horse-saddle-rider interaction. *Vet J* 195(3): 275–281.
- Hagen J, Kojah K, Geiger M, Vogel M (2018): Immediate effects of an artificial change in hoof angulation on the dorsal metacarpophalangeal joint angle and cross-sectional areas of both flexor tendons. *Vet Rec* 182(24): 692.
- Hagen J, Bos R, Brouwer J, Lux S, Jung FT (2021a): Influence of trimming, hoof angle and shoeing on breakover duration in sound horses examined with hoof-mounted inertial sensors. *Vet Rec* 189(4): e450.
- Hagen J, Jung FT, Brouwer J, Bos R (2021b): Detection of Equine Hoof Motion by Using a Hoof-Mounted Inertial Measurement Unit Sensor in Comparison to Examinations with an Optoelectronic Technique – A Pilot Study. *J Equine Vet Sci* 101: 103454.
- Hammarberg M, Egenvall A, Pfau T, Rhodin M (2016): Rater agreement of visual lameness assessment in horses during lungeing. *Equine Vet J* 48(1): 78–82.
- Heim C, Pfau T, Gerber V, Schweizer C, Doherr M, Schüpbach-Regula G, Witte S (2016): Determination of vertebral range of motion using inertial measurement units in 27 Franches-Montagnes stallions and comparison between conditions and with a mixed population. *Equine Vet J* 48(4): 509–516.
- Hobbs SJ, Licka T, Polman R (2011): The difference in kinematics of horses walking, trotting and cantering on a flat and banked 10 m circle. *Equine Vet J* 43(6): 686–694.
- Hoffmann JR, Geburek F, Hagen J, Buttner K, Cruz AM, Rocken M (2022): Bilateral Change in Vertical Hoof Force Distribution in Horses with Unilateral Forelimb Lameness before and after Successful Diagnostic Anaesthesia. *Animals (Basel)* 12(18): 2485.
- Kai M, Aoki O, Hiraga A, Oki H, Tokuriki M (2000): Use of an instrument sandwiched between the hoof and shoe to measure vertical ground reaction forces and three-dimensional acceleration at the walk, trot, and canter in horses. *Am J Vet Res* 61(8): 979–985.
- Kastner J (1989): Bewegungsmessung auf dem Weg zur klinischen Methode. *Österreich Hochschulzeitung* 9: 15–16.
- Keegan KG (2007): Evidence-based lameness detection and quantification. *Vet Clin North Am Equine Pract* 23(2): 403–423.
- 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 Harrevel 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. *Am J Vet Res* 59(11): 1370–1377.
- 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 Vet J* 42(2): 92–97.
- Keegan KG, Kramer J, Yonezawa Y, Maki H, Pai PF, Dent EV, Kellerman TE, Wilson DA, Reed SK (2011): Assessment of repeatability of a wireless, inertial sensor-based lameness evaluation system for horses. *Am J Vet Res* 72(9): 1156–1163.
- Keegan KG, MacAllister CG, Wilson DA, Gedon CA, Kramer J, Yonezawa Y, Maki H, Pai PF (2012): Comparison of an inertial sensor system with a stationary force plate for evaluation of horses with bilateral forelimb lameness. *Am J Vet Res* 73(3): 368–374.
- Keegan KG, Wilson DA, Kramer J, Reed SK, Yonezawa Y, Maki H, Pai PF, Lopes MA (2013): Comparison of a body-mounted inertial sensor system-based method with subjective evaluation for detection of lameness in horses. *Am J Vet Res* 74(1): 17–24.
- Kramer J, Keegan KG, Wilson DA, Smith BK, Wilson DJ (2000): Kinematics of the hind limb in trotting horses after induced lameness of the distal intertarsal and tarsometatarsal joints and intra-articular administration of anesthetic. *Am J Vet Res* 61(9): 1031–1036.
- Kramer J, Keegan KG, Kelmer G, Wilson DA (2004): Objective determination of pelvic movement during hind limb lameness by use of a signal decomposition method and pelvic height differences. *Am J Vet Res* 65(6): 741–747.
- Licka T, Kapaun M, Peham C (2004): Influence of rider on lameness in trotting horses. *Equine Vet J* 36(8): 734–736.
- Lopes MA, Dearo AC, Lee A, Reed SK, Kramer J, Pai PF, Yonezawa Y, Maki H, Morgan TL, Wilson DA, Keegan KG (2016): An attempt to detect lameness in galloping horses by use of body-mounted inertial sensors. *Am J Vet Res* 77(10): 1121–1131.
- MacKechnie-Guire R, Pfau T (2021): Differential Rotational Movement of the Thoracolumbosacral Spine in High-Level Dressage Horses Ridden in a Straight Line, in Sitting Trot and Seated Canter Compared to In-Hand Trot. *Animals (Basel)* 11(3): 888.
- Maliye S, Marshall JF (2016): Objective assessment of the compensatory effect of clinical hind limb lameness in horses: 37 cases (2011–2014). *J Am Vet Med Assoc* 249(8): 940–944.
- Marshall JF, Lund DG, Voute LC (2012): Use of a wireless, inertial sensor-based system to objectively evaluate flexion tests in the horse. *Equine Vet J Suppl* (43): 8–11.
- Marunova E, Dod L, Witte S, Pfau T (2021): Smartphone-Based Pelvic Movement Asymmetry Measures for Clinical Decision Making in Equine Lameness Assessment. *Animals (Basel)* 11(6): 1665.
- May SA, Wyn-Jones G (1987): Identification of hindleg lameness. *Equine Vet J* 19(3): 185–188.
- McCracken MJ, Kramer J, Keegan KG, Lopes M, Wilson DA, Reed SK, LaCarubba A, Rasch M (2012): Comparison of an inertial sensor system of lameness quantification with subjective lameness evaluation. *Equine Vet J* 44(6): 652–656.
- Merkens HW, Schamhardt HC (1988): Evaluation of equine locomotion during different degrees of experimentally induced lameness. II: Distribution of ground reaction force patterns of the concurrently loaded limbs. *Equine Vet J Suppl* 6: 107–112.
- Moorman VJ, Frisbie DD, Kawcak CE, McIlwraith CW (2017): Effects of sensor position on kinematic data obtained with an inertial sensor system during gait analysis of trotting horses. *J Am Vet Med Assoc* 250(5): 548–553.
- Morris EA, Seeherman HJ (1987): Redistribution of ground reaction forces in experimentally induced equine carpal lameness. In: Gillespie JR, Robinson NE (eds.), *Equine Exercise Physiology*. CEEP Publications, Davis, CA.
- 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)* 12(6): 8145–8156.
- Parkes RS, Weller R, Groth AM, May S, Pfau T (2009): Evidence of the development of ‘domain-restricted’ expertise in the recognition of asymmetric motion characteristics of hindlimb lameness in the horse. *Equine Vet J* 41(2): 112–117.
- Peham C (2013): Signals from materials. In: Back W, Clayton H (eds.), *Equine Locomotion*. 2nd ed. Saunders Elsevier, St. Louis, MO, USA.
- Peham C, Scheidl M, Licka T (1996): A method of signal processing in motion analysis of the trotting horse. *J Biomech* 29(8): 1111–1114.



- Peham C, Licka T, Girtler D, Scheidl M (2001): Hindlimb lameness: clinical judgement versus computerised symmetry measurement. *Vet Rec* 148(24): 750–752.
- Persson-Sjodin E, Hernlund E, Pfau T, Haubro Andersen P, Rhodin M (2018): Influence of seating styles on head and pelvic vertical movement symmetry in horses ridden at trot. *PLoS One* 13(4): e0195341.
- Pfau T, Weller R (2017): Comparison of a standalone consumer grade smart-phone with a specialist inertial measurement unit for quantification of movement symmetry in the trotting horse. *Equine Vet J* 49(1): 124–129.
- Pfau T, Witte TH, Wilson AM (2005): A method for deriving displacement data during cyclical movement using an inertial sensor. *J Exp Biol* 208(Pt 13): 2503–2514.
- Pfau T, Robilliard JJ, Weller R, Jespers K, Eliashar E, Wilson AM (2007): Assessment of mild hindlimb lameness during over ground locomotion using linear discriminant analysis of inertial sensor data. *Equine Vet J* 39(5): 407–413.
- Pfau T, Ferrari M, Parsons K, Wilson A (2008): A hidden Markov model-based stride segmentation technique applied to equine inertial sensor trunk movement data. *J Biomech* 41(1): 216–220.
- Pfau T, Stubbs NC, Kaiser LJ, Brown LE, Clayton HM (2012): Effect of trotting speed and circle radius on movement symmetry in horses during lunging on a soft surface. *Am J Vet Res* 73(12): 1890–1899.
- Pfau T, Starke SD, Troster S, Roepstorff L (2013): Estimation of vertical tuber coxae movement in the horse from a single inertial measurement unit. *Vet J* 198(2): 498–503.
- Pfau T, Spicer-Jenkins C, Smith RK, Bolt DM, Fiske-Jackson A, Witte TH (2014): Identifying optimal parameters for quantification of changes in pelvic movement symmetry as a response to diagnostic analgesia in the hindlimbs of horses. *Equine Vet J* 46(6): 759–763.
- Pfau T, Boulton H, Davis H, Walker A, Rhodin M (2016a): Agreement between two inertial sensor gait analysis systems for lameness examinations in horses. *Equine Vet Educ* 28(4): 203–208.
- Pfau T, Jennings C, Mitchell H, Olsen E, Walker A, Egenvall A, Tröster S, Weller R, Rhodin M (2016b): Lunging on hard and soft surfaces: Movement symmetry of trotting horses considered sound by their owners. *Equine Vet J* 48(1): 83–89.
- Pfau T, Bolt DM, Fiske-Jackson A, Gerdes C, Hoenecke K, Lynch L, Perrier M, Smith RKW (2022): Linear Discriminant Analysis for Investigating Differences in Upper Body Movement Symmetry in Horses before/after Diagnostic Analgesia in Relation to Expert Judgement. *Animals (Basel)* 12(6).
- Pratt G, O'Connor J (1976): Force plate studies of equine biomechanics. *Am J Vet Res* 37(11): 1251–1255.
- Rhodin M, Pfau T, Roepstorff L, Egenvall A (2013): Effect of lunging on head and pelvic movement asymmetry in horses with induced lameness. *Vet J* 198 Suppl 1: e39–45.
- Rhodin M, Roepstorff L, French A, Keegan KG, Pfau T, Egenvall A (2016): Head and pelvic movement asymmetry during lunging in horses with symmetrical movement on the straight. *Equine Vet J* 48(3): 315–320.
- 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(4): e0176253.
- Rhodin M, Persson-Sjodin E, Egenvall A, Serra Bragança FM, 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 Vet J* 50(6): 818–824.
- Ross MW, Dyson SJ (eds.) (2010): Movement. In: *Diagnosis and management of lameness in the horse*. 3rd ed. Elsevier, St Louis, MO, USA.
- Serra Braganca FM, Rhodin M, Wiestner T, Hernlund E, Pfau T, van Weeren PR, Weishaupt MA (2018): Quantification of the effect of instrumentation error in objective gait assessment in the horse on hindlimb symmetry parameters. *Equine Vet J* 50(3): 370–376.
- Starke SD, Willems E, Head M, May SA, Pfau T (2012a): Proximal hindlimb flexion in the horse: effect on movement symmetry and implications for defining soundness. *Equine Vet J* 44(6): 657–663.
- Starke SD, Willems E, May SA, Pfau T (2012b): Vertical head and trunk movement adaptations of sound horses trotting in a circle on a hard surface. *Vet J* 193(1): 73–80.
- Starke SD, Raistrick KJ, May SA, Pfau T (2013): The effect of trotting speed on the evaluation of subtle lameness in horses. *Vet J* 197(2): 245–252.
- Thomsen MH, Persson AB, Jensen AT, Sørensen H, Andersen PH (2010): Agreement between accelerometric symmetry scores and clinical lameness scores during experimentally induced transient distension of the metacarpophalangeal joint in horses. *Equine Vet J Suppl* 38: 510–515.
- Uhlir C, Licka T, Kübber P, Peham C, Scheidl M, Girtler D (1997): Compensatory movements of horses with a stance phase lameness. *Equine Vet J Suppl* 23: 102–105.
- Van Weeren PR, Pfau T, Rhodin M, Roepstorff L, Serra Bragança F, Weishaupt MA (2017): Do we have to redefine lameness in the era of quantitative gait analysis? *Equine Vet J* 49(5): 567–569.
- Walker AM, Wilson AM, Pfau T (2010): Comparison of kinematic symmetry index calculations and the effects of straight and circular trotting. *Equine Vet J Suppl* 38: 482–487.
- Warner SM, Koch TO, Pfau T (2010): Inertial sensors for assessment of back movement in horses during locomotion over ground. *Equine Vet J Suppl* 38: 417–424.
- Weishaupt MA, Hogg HP, Wiestner T, Denoth J, Stüssi E, Auer JA (2002): Instrumented treadmill for measuring vertical ground reaction forces in horses. *Am J Vet Res* 63(4): 520–527.

Stefan Witte



Studium der Veterinärmedizin an der Tierärztlichen Hochschule Hannover (1995–2001). 2002 Internship „equine intensive medicine“ an der Ohio State University und 2003 „equine surgery“ am Hagyard Equine Medical Institute, Kentucky, USA. 2004–2007 Residency (large animal surgery) an der University of Georgia, USA. Von 2008 bis 2009 chirurgisch tätig am Fethard Equine Hospital in Tipperary, Irland. Notfallchirurg in der Pferdeklunik Bern (2009). Von 2010 bis 2012 leitender Tierarzt der Qatar Equestrian Federation, State of Qatar, und von 2012 bis 2014 Oberarzt an der Pferdeklunik Bern. Dipl. ACVS (equine) (2008) und Dipl. ACVSMR (2012). Seit 2014 in eigener Praxis, der Tierklunik Schönbühl, in Bern tätig.

Korrespondenzadresse:

Dr. Stefan Witte, Tierklunik Schönbühl, Oberdorfstr. 1, 3322 Urtenen-Schönbühl, Schweiz, stefan.witte@tierklunik-schoenbuehl.ch