

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität
München

Validierung von Actical® Beschleunigungssensoren
zur Dokumentation von Schlaf- und Ruhephasen
beim Hund

von Simone Michaela Straube-Kögler
aus Stuttgart

München 2023

Aus dem Zentrum für Klinische Tiermedizin der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl für Innere Medizin der Kleintiere

Arbeit angefertigt unter der Leitung von: Prof. Dr. Andrea Fischer

**Gedruckt mit Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München**

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Reinhard K. Straubinger, Ph.D.

Berichterstatter: Prof. Dr. Andrea Fischer

Korreferent/en: Univ.-Prof. Dr. Michael H. Erhard

Tag der Promotion: 22. Juli 2023

Für meine Familie und Ralf

INHALTSVERZEICHNIS

I.	EINLEITUNG	1
II.	LITERATURÜBERSICHT	3
1.	Schlaf beim Menschen	3
1.1.	Schlafstadien beim Menschen.....	5
1.2.	Schlaf während des Lebens	8
2.	Schlaf beim Hund	9
2.1.	Schlafstadien beim Hund	9
2.2.	Schlafstörungen beim Hund	14
2.2.1.	Narkolepsie beim Hund.....	14
2.2.2.	REM-Schlaf-Verhaltensstörung beim Hund	16
2.2.3.	Schlafbezogene Atmungsstörungen beim Hund	18
2.2.4.	Störungen des Schlaf-Wach-Zyklus als Komorbidität beim Hund.....	20
3.	Beschleunigungssensoren	24
3.1.	Funktionsprinzip und Aufbau der Beschleunigungssensoren	24
3.2.	Mess-Systeme der Beschleunigungssensoren	24
3.3.	Beschleunigungssensoren in der Medizin	25
3.4.	Beschleunigungssensoren und Schlaf	26
3.5.	Beschleunigungssensoren beim Hund.....	28
3.5.1.	Verwendung zur Erfassung der körperlichen Aktivität.....	29
3.5.2.	Verwendung zur Erfassung der körperlichen Aktivität bei schmerzhaften Erkrankungen des Bewegungsapparats.....	34
3.5.3.	Verwendung zur Erfassung der körperlichen Aktivität bei Adipositas	34
3.5.4.	Verwendung zur Erfassung von Juckreizepisoden.....	35
3.5.5.	Verwendung zur Erfassung von Schlaf- und Ruhephasen	36
III.	MATERIAL UND METHODEN	41
1.	Studienaufbau.....	41
2.	Material	41
2.1.	Hunde	41
2.2.	Beobachter.....	41
2.3.	Beschleunigungssensor (Actical®)	42

3.	Methoden.....	44
3.1.	Durchführung	44
3.2.	Statistik.....	46
IV.	ERGEBNISSE	48
1.	Erkennen von Schlaf- und Ruhephasen ohne Bewegungen	48
2.	Erkennen von verschiedenen Bewegungskategorien	49
3.	Dokumentation der Schlaf- und Ruhephasen.....	52
V.	DISKUSSION	56
VI.	ZUSAMMENFASSUNG	69
VII.	SUMMARY.....	71
VIII.	LITERATURVERZEICHNIS.....	72
IX.	DANKSAGUNGEN	106

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

AASM	American Academy of Sleep Medicine
AUC	Area under the curve
BOAS	Brachyzephales obstruktives Atemwegssyndrom
CCDS	Canine cognitive dysfunction syndrome (kanines kognitives Dysfunktionssyndrom)
CI	Confidence interval (Konfidenzintervall)
Cpm	Counts per minute (Counts pro Minute)
CSA	Central sleep apnoe syndrome (zentrales Schlafapnoesyndrom)
DIRAS1	DIRAS family GTPase 1
EEG	Elektroenzephalographie
EMG	Elektromyographie
EOG	Elektrookulographie
et al.	et alii (lateinisch für „und andere“)
GPS	Global Positioning System (Globales Positionsbestimmungssystem)
ICSD-3	International Classification of Sleep Disorders, 3. Version
IED	Interictal epileptic discharges (interiktale epileptiforme Entladungen)
JME	Juvenile myoklonische Epilepsie
LCD	Liquid Crystal Display
LMR	Low movement recumbency approach
N1	Einschlafstadium
N2	Leichtschlafstadium
N3	Tiefschlafstadium
N4	mittlerweile veraltete Unterteilung des Tiefschlafstadiums
NREM	Non rapid eye movement
OSA	Obstructive sleep apnea (obstruktive Schlafapnoe)
RBD	REM sleep behavior disorder (REM-Schlaf-Verhaltensstörung)
REM	Rapid eye movement
ROC	Receiver operating characteristic
SBAS	Schlafbezogene Atmungsstörungen
UK	United Kingdom (Vereinigtes Königreich)
USA	United States of America (Vereinigte Staaten von Amerika)

I. EINLEITUNG

„Der Schlaf ist für den ganzen Menschen, was das Aufziehen für die Uhr.“

(Arthur Schopenhauer, 1788–1860)

Aus evolutionärer Sicht stellt Schlaf eine ausgeprägte Ruhephase dar, die gleichzeitig mit einer hohen Verwundbarkeit verbunden ist. Anhand von funktionellen Veränderungen von proinflammatorischen Reaktionen, kann Schlafmangel einen negativen Einfluss auf Entzündungsmechanismen ausüben. Chronisch entzündliche Erkrankungen, wie beispielsweise Diabetes mellitus, können dadurch begünstigt werden. Zudem kann Schlafmangel die Lernfähigkeit und kognitive Funktionen verringern. Demgegenüber unterstützt gesunder Schlaf die Immunkontrolle, die Verarbeitung und Regulation von Emotionen, und hilft bei der Festigung von Gedächtnisinhalten (ONG et al., 2016; PAYNE & KENSINGER, 2010). Obwohl sich Schlaf zwischen den verschiedenen Tierarten in Qualität und Intensität unterscheidet, nutzen alle Tiere ihn, um den Energieverbrauch von Körper und Gehirn zu reduzieren, Hormone freizusetzen und Erholungsprozesse durchzuführen (SIEGEL, 2018; ZEPELIN et al., 2005). Bereits 1989 zeigte die Arbeitsgruppe um Rechtschaffen et al., dass radikaler Schlafentzug bei Ratten zu drastischen Symptomen wie übermäßigem Körpergewichtsverlust und schweren Hautläsionen führte. Die Ratten starben ausnahmslos innerhalb weniger Wochen (RECHTSCHAFFEN et al., 1989). Schlaf ist daher ein essentieller Faktor für die Gesundheit vieler Säugetierarten, einschließlich des Menschen (MIYAZAKI et al., 2017; RÉMI, 2019).

Der Goldstandard der Schlafmedizin ist die Polysomnographie, die Schlafstadien charakterisiert und eine Reihe von objektiven Schlafparametern liefert. Schlafparameter können als Maßangaben für die Schlafqualität angesehen werden. Zur Beurteilung der Schlafqualität können beispielsweise die Zeit im Bett, die Gesamtschlafzeit, die Schlaflatenz, und die Dauer der Schlafperioden erfasst und als Schlafparameter bewertet werden (EDER, 2017). Die Durchführung der Polysomnographie ist jedoch sehr aufwendig und nur in speziellen Schlaflaboren möglich. Daher ist die Schlafforschung seit jeher daran interessiert alternative und objektive Parameter zu erfassen, die einen Rückschluss auf den Schlaf zulassen, aber weniger aufwendig in ihrer Erfassung sind. Einen dieser Parameter stellt die Körperbewegung dar. Im Schlafzustand treten keine oder nur wenige Bewegungen

auf, wohingegen der Wachzustand durch eine hohe körperliche Aktivität gekennzeichnet ist. Diese Körperbewegungen können dabei durch Beschleunigungssensoren erfasst werden. Ähnlich zur Humanmedizin hat sich auch in der Veterinärmedizin der Nutzen von Beschleunigungssensoren zur Erfassung von körperlicher Aktivität bereits bewährt. Neben der Erfassung von verschiedenen Verhaltensweisen bei Hunden, wurde auch untersucht, inwieweit Beschleunigungssensoren zur Erfassung von unterschiedlichen Aktivitätsniveaus, inklusive dem Ruheverhalten, geeignet sind (MICHEL & BROWN, 2011; MORRISON et al., 2013, 2014a; YAM et al., 2011). Bei diesen Studien wurde der Fokus hauptsächlich auf Unterschiede in der Intensität der verschiedenen Aktivitäten gelegt. Nur wenige Arbeitsgruppen haben sich tatsächlich mit dem korrekten Erfassen und Definieren von Ruhephasen beim Hund befasst. In der vorliegenden Studie wurde der Fokus daher gezielt auf die exakte Erfassung der Schlaf- und Ruhephasen von Hunden gelegt. Die Schlaf- und Ruhephasen selbst, sowie jegliche Bewegung während der Schlaf- und Ruhephasen wurden detailliert schriftlich von einem Untersucher dokumentiert. Die Bewegungen des Hundes wurden gleichzeitig mit einem Beschleunigungssensor erfasst. Als Beschleunigungssensor wurde der Actical[®] (Philips Respironics Inc., Pennsylvania, USA) ausgewählt, da dieser Sensor bereits zur Erfassung von körperlicher Aktivität beim Hund validiert worden ist (BROWN et al., 2010b; DOW & MICHEL, 2009; HANSEN et al., 2007). Zahlreiche später entwickelte Messgeräte wurden in der Folge mit dem Actical[®] verglichen, sodass dieser als „Benchmark“ angesehen werden kann (BELDA et al., 2018; YASHARI et al., 2015). Unbeabsichtigte Unterbrechungen von Schlaf- und Ruhephasen können sowohl für den Besitzer, als auch den Hund selbst, störend sein. Schlafstörungen können zudem ein frühes Symptom verschiedener chronischer Erkrankungen bei Hunden darstellen, wie beispielsweise bei dem kaninen kognitiven Dysfunktionssyndrom (DEWEY et al., 2019; MONDINO et al., 2021). Ziel dieser Studie war es daher, die Eignung des Actical[®] für die korrekte Erfassung von Schlaf- und Ruhephasen beim Hund zu untersuchen, ohne einen gerätespezifischen Algorithmus anzuwenden und mit diesen Ergebnissen eine Grundlage für die Untersuchungen von Abweichungen im Schlaf- und Ruheverhalten beim Hund zu liefern. Insbesondere sollte das Schlaf- und Ruheverhalten bei neurologischen erkrankten Hunden untersucht werden.

II. LITERATURÜBERSICHT

1. Schlaf beim Menschen

Bereits in der griechischen Mythologie finden sich Geschichten über Götter, die Einfluss auf Schlafen und Wachen haben sollen. Schlaf wurde als passiver und inaktiver Zustand angesehen und Hypnos, Gott des Schlafes und Bruder von Thanatos, Gott des Todes, personifizierte diese Vorstellung. Das altgermanische Wort „schlafen“ entstand aus der ursprünglichen Bezeichnung „schlapp werden“ und unterstreicht ebenfalls die Annahme eines passiven und inaktiven Zustandes (KIRSCH, 2011; STUCK et al., 2017).

Die Medizin begann erst im 19. Jahrhundert sich mit dem Schlaf auf wissenschaftlicher und experimenteller Ebene auseinanderzusetzen. Der Psychiater Hans Berger veröffentlichte 1929 seine Methode der Elektroenzephalographie (EEG), mit der es erstmals möglich war, die elektrische Hirnaktivität an der unversehrten Kopfhaut, sowohl im Wachzustand als auch während des Schlafes, zu messen (BERGER, 1933). Eine erste Einteilung des Schlafes in verschiedene Stadien wurde danach 1937 von Loomis und Mitarbeiter vorgenommen (LOOMIS et al., 1937). Die Entdeckung des REM-Schlafes durch Nathaniel Kleitman und seinen Schüler Eugene Aserinsky im Jahr 1953 basierte auf der Beobachtung episodischer Augenbewegungen während des Schlafes bei Säuglingen und führte zu einer weiteren Fortentwicklung der Einteilung der Schlafstadien. Kleitman und Aserinsky entwickelten die Elektrookulographie (EOG), um eine bessere Charakterisierung der Augenbewegungen zu erreichen, wobei sie sowohl schnelle als auch langsame Augenbewegungen aufzeichneten (ASERINSKY & KLEITMAN, 1953).

In den 1960er Jahren traf sich erstmals die Association for the Psychophysiological Study of Sleep, um Forschungsergebnisse zu diskutieren und ein einheitliches System für die Einteilung der Schlafstadien zu erstellen (STUCK et al., 2017). Die Mitglieder des Expertenkomitees, Allan Rechtschaffen und Anthony Kales, wurden 1967 beauftragt, ein Handbuch zur Beurteilung und Einteilung des menschlichen Schlafes basierend auf der Elektroenzephalographie, der Elektrookulographie und der Elektromyographie (EMG) zu erstellen. Es folgte schließlich 1968 die Veröffentlichung des ersten offiziellen Handbuchs mit dem Titel A Manual of Standardized Terminology, Techniques, and Scoring System for Sleep Stages of

Human Subjects (RECHTSCHAFFEN & KALES, 1968). Mit dieser Publikation wurden nun formale Leitlinien für die Durchführung der Polysomnographie eingeführt und Kriterien für die Auswertung der Schlafstadien festgelegt. Die Dauer einer Schlafepoche wurde auf 30 Sekunden festgelegt und die einzelnen Schlafstadien wurden als Bewegungszeit, Non-REM-Schlaf und REM-Schlaf, klassifiziert. Wobei ursprünglich der Non-REM-Schlaf noch in vier Untergruppen (N1–N4) unterteilt wurde. Der Wachzustand wurde ebenfalls berücksichtigt (RECHTSCHAFFEN & KALES, 1968). Anhand der Polysomnographie war es nun möglich, nicht nur den nächtlichen Schlaf zu untersuchen, sondern auch den Schlaf bei Tag zu bewerten.

Die damals festgelegten Kriterien zur Beurteilung des Schlafes basierten auf der Untersuchung von gesunden Probanden und konnte bei den in den Folgejahren neu erkannten Schlafstörungen nicht angewandt werden. Neue Standards waren nötig. Im Jahre 1975 wurde die American Association of Sleep Disorders, heute American Academy of Sleep Medicine (AASM), gegründet. Als führende Stimme im Schlafbereich setzt die Arbeitsgruppe der AASM Standards und fördert Spitzenleistungen in der schlafmedizinischen Gesundheitsversorgung, Ausbildung und Forschung (RODENBECK, 2013). Die Deutsche Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin stellt die deutschsprachige wissenschaftliche Gesellschaft dar. Sie untersucht und befasst sich nicht nur mit der Erforschung des Schlafes, sondern auch mit der Erkennung von Schlafstörungen und deren Behandlungsmöglichkeiten. Das Handbuch der AASM stellt das Nachschlagewerk für die Beurteilung und Auswertung von Polysomnographien dar. Die Grundlagen beschreibt nach wie vor das klassische Handbuch von Rechtschaffen und Kales von 1968 (RECHTSCHAFFEN & KALES, 1968). Führende Schlafforscher arbeiten zusammen, um stets den aktuellsten Forschungsstand zu vermitteln. Neben der standardisierten Messanordnung, Elektrodenplatzierung und Einteilung der Schlafstadien werden auch Richtlinien zur Interpretation von Wachphasen, Atmung, Bewegungen und Herzfunktion während des Schlafes dargestellt. Zuletzt wurde das Handbuch im Januar 2020 aktualisiert (BERRY et al., 2020). Die Grundzüge dieser Entwicklung können auch bei Rodenbeck (2013) nachgelesen werden (RODENBECK, 2013).

1.1. Schlafstadien beim Menschen

Die Polysomnographie gilt als Goldstandard zur Erfassung und Beurteilung des Schlafes, der einzelnen Schlafstadien und pathologischen Abweichungen, sprich Schlafstörungen. Zur korrekten Bestimmung der Schlafstadien müssen die Gehirnaktivität mittels Elektroenzephalographie (EEG), die Augenbewegungen mittels Elektrookulographie (EOG) und der Muskeltonus anhand der Elektromyographie (EMG) parallel erfasst werden (ERLACHER, 2019).

Nach den aktuellen AASM Kriterien werden beim Menschen ab einem Alter von 2–6 Monaten vier verschiedene Schlafstadien und der Wachzustand, definiert, die mittels der Polysomnographie erfasst werden können (BERRY et al., 2020).

Das Stadium W bezeichnet den Wachzustand des Patienten, beispielsweise im lesenden Zustand. Das EEG einer wachen Person zeigt hauptsächlich alpha- und beta-Aktivitäten (7,5–12,5 Hz und 12,5–30 Hz). Wenn sich die Person in einem ruhigen und entspannten Zustand befindet, dann herrscht alpha-Aktivität vor, wohingegen beta-Aktivität überwiegt, sobald Aufmerksamkeit erfordert wird (CRÖNLEIN et al., 2017; RODENBECK, 2011; STUCK et al., 2017).

Das Stadium N1, auch Einschlafstadium genannt, kennzeichnet den Übergang zwischen Wachen und Schlafen. Dieser Schlaf ist noch recht oberflächlich, man ist weder richtig wach noch richtig schlafend. Daher erlebt man diesen Zustand häufig als Dösen. Dieses Stadium stellt ungefähr 5 % des Gesamtschlafes dar (STUCK et al., 2017). Bevor die endgültige Entspannung einsetzt, kann es manchmal zu heftigen Körperzuckungen kommen. Diese stellen einen physiologischen Myoklonus dar und werden auch als hypnischer Myoklonus bezeichnet. Sind unter den geschlossenen Augenlidern rollende Augenbewegungen zu erkennen, dann ist dies ein Zeichen für das Einschlafen. Eine Unterbrechung des Schlafes in diesem Stadium ist bereits durch sehr leichte Reize möglich, wie beispielsweise das Ansprechen mit dem Namen. Das Einschlafstadium dauert nur wenige Minuten und im EEG lassen sich theta-Wellen von 4–7 Hz mit einer niedrigen Amplitude erkennen. Vertex-Wellen sind charakteristisch für das Stadium N2. Langsame Augenbewegungen sind typisch, aber nicht obligat (CRÖNLEIN et al., 2017; STUCK et al., 2017).

Auf das Einschlafstadium N1 folgt das Leichtschlafstadium N2, welches mit circa 50 % den größten Anteil eines achtstündigen Nachtschlafes eines Erwachsenen darstellt. Hier beginnt der eigentliche Schlaf und der Schläfer ist noch leicht erweckbar. Allerdings ist ein stärkerer Stimulus, wie beispielsweise lauterer

Ansprechen, als in Stadium N1, nötig. Schlafspindeln sind kurze Episoden sinusoidaler Wellen, die mit einer Frequenz zwischen 7–14 Hz beschrieben sind, aber meistens 12–14 Hz betragen (SCHÄUBLE et al., 2005). Der K-Komplex hat eine initiale steile, positive Komponente gefolgt von einer langsamen, negativen Komponente. Beide Potentialformen sind typisch für dieses Stadium. Das Ende von N2 wird oft durch eine größere Körperbewegung gekennzeichnet und von langsamen Augenbewegungen begleitet (CRÖNLEIN et al., 2017; RODENBECK et al., 2015; STUCK et al., 2017).

Das Tiefschlafstadium N3 umfasst ungefähr 20 % des Nachtschlafes beim Erwachsenen. Es wird auch als Tiefschlaf-Phase bezeichnet. Mit zunehmender Schlaftiefe erhöht sich die Weckschwelle des Schläfers. Der Schläfer zeigt einen reduzierten Muskeltonus der axialen Muskulatur, sowie eine regelmäßige Atem- und Herzfrequenz. Träume sind eher rational und kurz, den normalen Gedanken ähnlich. Langsame und hohe delta-Wellen zwischen 1 und 4 Hz dominieren zunehmend das EEG. Früher wurde das Stadium N3 in Abhängigkeit von der Intensität und den langsamen Wellen in das Stadium N3 und N4 unterteilt, wobei diese Unterteilung aktuell nicht mehr durchgeführt wird. Der meiste Tiefschlaf wird zu Beginn der Schlafperiode erreicht (RODENBECK, 2013; SCHÄUBLE et al., 2005; STUCK et al., 2017).

Die Schlafstadien N1, N2 und N3 werden zusammen auch als Non-REM- oder NREM-Schlaf bezeichnet (CRÖNLEIN et al., 2017).

Im Anschluss an den NREM-Schlaf folgt der REM-Schlaf. Der REM-Schlaf wird oft auch als paradoxer Schlaf bezeichnet. Der Anteil des REM-Schlafes am Nachtschlaf beträgt beim Menschen ungefähr 20 %. Dieses Schlafstadium ist gekennzeichnet durch einen fehlenden Muskeltonus mit kortikaler Aktivierung ähnlich dem Wachzustand und schnellen, konjugierten Augenbewegungen, die im Elektrookulogramm aufgezeichnet werden können. Wenn Schlafende aus diesem Stadium geweckt werden, erinnern diese sich meist noch an lebhaftes, teils abstruse und bizarre Traumfragmente, weshalb dieses Schlafstadium oft auch als Traumschlaf bezeichnet wird. Allerdings können Träume in jedem Schlafstadium auftreten. Albträume werden jedoch mehrheitlich mit der REM-Schlaf-Phase assoziiert (SCHÄUBLE et al., 2005; STUCK et al., 2017). Neben dem niedrigen Muskeltonus und den schnellen Augenbewegungen sind ein gemischtfrequentes EEG mit niedriger Amplitude typisch für dieses Stadium. Meist ist die Frequenz der alpha-Aktivität 1–2 Hz niedriger als im Wachzustand und es treten

charakteristische Sägezahnwellen auf. Dies sind in Serien auftretende negative Wellen (SCHÄUBLE et al., 2005). Der REM-Schlaf hat ähnliche EEG-Merkmale wie der Wachzustand, unterscheidet sich aber durch die Atonie des EMG-Signals und die schnellen konjugierten Augenbewegungen vom Wachzustand. Der Schlafende kann in diesem Stadium am leichtesten durch eine kleine Störung geweckt werden. Der REM-Schlaf endet, wenn ein Übergang in Stadium N3 oder W erfolgt, oder der Muskeltonus ansteigt (CRÖNLEIN et al., 2017; MIYAZAKI et al., 2017; STUCK et al., 2017).

Ein Schlafzyklus besteht aus NREM-Schlaf mit anschließendem REM-Schlaf und dauert zwischen 90 und 120 Minuten. Der Nachtschlaf eines Erwachsenen, der acht Stunden schläft, setzt sich folglich aus drei bis fünf Schlafzyklen zusammen (MIYAZAKI et al., 2017; RODENBECK, 2011). Der Schlafbedarf nimmt mit dem Alter ab und ist gekennzeichnet durch vermehrte Schlafunterbrechungen, entweder durch bewusst oder unbewusst wahrgenommene Arousals. Der Begriff Arousal kann mit Erregung oder Erweckung übersetzt werden. Die AASM hat Arousals als Einstreuung von alpha-Aktivität im Schlaf-EEG definiert, wobei die Dauer mindestens drei und höchstens 15 Sekunden beträgt (BERRY et al., 2020). Die Arousals können im Rahmen des physiologischen Schlafes auftreten und führen kurzzeitig zu einer Aktivierung des autonomen Nervensystems, der Motorik und der Wahrnehmung, ohne dass eine Störung des Schlafes einhergeht. Dies wird als transientes Arousal bezeichnet. Beim gesunden Schlafenden erfolgt meist aus dem REM-Schlaf mithilfe eines Arousals der Übergang in ein leichteres Schlafstadium oder in den Wachzustand. Arousals können auch durch externe Reize wie Licht und Lärm, sowie durch intrinsische pathologische Stimuli respiratorischer oder motorischer Art, ausgelöst werden. Die Folge ist eine Unterbrechung des Schlafes, welche mit dem Verlust oder der Reduktion von Tiefschlaf, REM-Schlaf, sowie N2 einhergeht. Dadurch fehlt die Erholungsfunktion des Schlafes und die Betroffenen empfinden eine vermehrte Tagesschläfrigkeit (CARSKADON, 1990; CRÖNLEIN et al., 2017; STUCK et al., 2017).

Mithilfe der Polysomnographie kann der Verlauf der Schlafstadien als sogenanntes Schlafprofil, auch Hypnogramm genannt, bildlich dargestellt werden (STUCK et al., 2017). Je mehr Schlafzyklen während einer Schlafperiode durchlaufen werden, umso weniger Tiefschlafphasen sind zu erkennen. Zu Beginn der Schlafperiode dominiert der Tiefschlaf und in der zweiten Nachthälfte dominiert der Anteil des

REM-Schlafes. Die Dauer der nächtlichen Schlafperiode ist in der Regel intraindividuell sehr stabil. Junge Erwachsene schlafen in der Regel werktags 7,5 Stunden und am Wochenende 8,5 Stunden. Ein gesunder junger Erwachsener, der gut schläft, hat eine Schlafeffizienz von 95 %. Dies bedeutet, dass er höchstens 5 % der Gesamtschlafzeit wach im Bett verbracht hat (HIRSHKOWITZ, 2004; HIRSHKOWITZ & KEENAN, 2011). Im interindividuellen Vergleich ist die Schlafperiode jedoch sehr variabel und wird durch viele Faktoren beeinflusst, wie beispielsweise Schichtarbeit, Wochenend- und Freizeitgestaltung, sowie der Nutzung von Smartphone und Co kurz vor dem zu Bett gehen (CARSKADON, 1990).

1.2. Schlaf während des Lebens

Der stärkste und beständigste Faktor, der das Muster der Schlafstadien während der Nacht beeinflusst, ist das Alter (CARRIER et al., 2001; FEINBERG, 1974).

Während Neugeborene auf vier bis fünf Schlafphasen verteilt circa 16 Stunden schlafen und die Hälfte davon im REM-Schlaf verbringen (polyphasisches Schlafmuster), zeigen präpubertäre Schulkinder keine Tagschlafphasen mehr. Deren Nachtschlafphase beträgt nur noch circa elf Stunden (monophasisches Schlafmuster). Auch die Dauer des REM-Schlafes reduziert sich (STUCK et al., 2017). Über die Hälfte der älteren Menschen klagen über ein Erwachen vor fünf Uhr morgens, Ein- und/ oder Durchschlafstörungen (Insomnien) oder generell über einen nicht erholsamen Nachtschlaf und sind daher unzufrieden mit ihrem Schlafvermögen. Neben den verschiedenen Formen der Insomnien stellt die obstruktive Schlafapnoe (Hypersomnie), die Hauptursache für Tagesschläfrigkeit bei älteren Menschen dar (FROHNHOFEN & POPP, 2022). Betroffene nicken tagsüber öfter ein und liegen dafür nachts wach. Das Schlafmuster ändert sich stetig im Laufe des Lebens und ähnelt im Alter wieder dem polyphasischen Schlafmuster eines Babys (STUCK et al., 2017). Ältere Menschen weisen zudem meist diverse Komorbiditäten auf, die wiederum den Nachtschlaf beeinflussen können. Der Verlust der sozialen Zeitgeber, wie beispielsweise Arbeit und Kinder, und die Abnahme der endogenen Rhythmik, mögen hierbei eine Rolle spielen (PETER et al., 2007; STUCK et al., 2017).

2. Schlaf beim Hund

Die Spezies Hund (*Canis familiaris*) hat sich evolutionär soweit an das soziale Umfeld des Menschen angepasst, sodass sie mittlerweile ebenfalls über analoge soziale und kognitive Fähigkeiten verfügt (BUNFORD et al., 2017; KIS et al., 2014; MIKLÓSI & TOPÁL, 2013). Hunde gehören weltweit zu den am häufigsten gehaltenen Haustieren und sind zudem einer Vielzahl von Stressoren wie Zwingerhaltung, Umweltveränderungen und sportlichen Wettkämpfen, wie beispielsweise Agility, ausgesetzt (HAVERBEKE et al., 2008; PASTORE et al., 2011; SMITH, 2019). Die Frage nach dem emotionalen Erleben und nach gesundem Schlaf bei unseren Hunden, ist daher auch von immer größer werdendem Interesse, sowohl für den Tierschutz als auch für die Veterinärwissenschaft.

Seit Jahrzehnten gibt es zahlreiche Studien zur Schlafforschung bei Hunden, wobei diese sich hauptsächlich auf neurologischen Erkrankungen wie Epilepsie und Narkolepsie konzentrierten (FOX & STONE, 1967; MITLER & DEMENT, 1977). In der Regel wurden hierfür die Laborhunde narkotisiert und die benötigten Elektroden chirurgisch implantiert (DAVIS et al., 2011; FOX, 1967; LUCAS et al., 1977; MITLER & DEMENT, 1977; PARMENTIER et al., 2006). Neben diesen invasiven Techniken, stellen Besitzertagebücher und Verhaltensbeobachtungen zur Erfassung vom Schlafverhalten von Hunden eine Ergänzung dar. Natürlich unterscheiden sich die oben erwähnten Methoden gravierend hinsichtlich Invasivität, ökologischer Validität und Spezifität (KINSMAN et al., 2020).

2.1. Schlafstadien beim Hund

Hunde weisen im Vergleich zum Menschen eine ähnliche Schlafarchitektur und EEG-Muster auf und eignen sich daher sehr gut als translationales Modell zur Erforschung verschiedener Krankheiten, inklusive diverser Schlafstörungen (LUCAS et al., 1979; MITLER & DEMENT, 1977; NISHINO & MIGNOT, 1997). Sie zeigen ebenfalls einen Tag-Nacht-Rhythmus und ihr zirkadianer Rhythmus ähnelt dem des Menschen (TAKEUCHI & HARADA, 2002; ZANGHI et al., 2016). Hunde zeigen ein polyphasisches Schlafmuster. Das bedeutet, aktives Verhalten und Schlaf wechseln sich tagsüber ab. Dennoch hat sich gezeigt, dass Hunde, ähnlich wie der Mensch, die größte Schlafneigung nachts aufweisen. Sie verbringen ebenfalls nachts mehr Zeit im NREM- und REM-Schlaf und sie neigen dazu, am Nachmittag zu ruhen (ADAMS & JOHNSON, 1993; LUCAS et al., 1977; TAKEUCHI & HARADA, 2002; TOBLER & SIGG, 1986; WAUQUIER et al.,

1979).

Die Makrostruktur des Schlafs von Hunden setzt sich aus dem Stadium Wach, dem Stadium der Schläfrigkeit und dem NREM- und REM-Schlaf-Stadium zusammen (KIS et al., 2014; WAUQUIER et al., 1979). Die beta-Aktivität (16–30 Hz) ist das vorherrschende charakteristische EEG-Muster für den Wachzustand von Hunden. Das Schläfrigkeitsstadium stellt den Übergang zwischen Wach und Schlaf dar und weist vor allem alpha-Aktivität auf. Dieses Stadium ist charakteristisch für Fleischfresser oder insektenfressenden Arten, da die Unterscheidung zwischen Wach- und Schlafzustand bei diesen Spezies nicht eindeutig ist (CAMPBELL & TOBLER, 1984; KIS et al., 2017a; ZEPÉLIN et al., 2005). Die Unterteilung von NREM-Schlaf in verschiedene Untergruppen wird nur bei einigen Primaten verwendet (TOBLER, 1995). Bei Hunden ist eine derartige Einteilung jedoch nicht weit verbreitet, obwohl einige Studien zwischen leichtem und tiefem NREM-Schlaf bei Fleischfressern wie Hunden und Katzen unterschieden haben (URSIN, 1968; WAUQUIER et al., 1979). Während des REM-Schlafes dominieren im EEG beta- und theta-Aktivitäten beim Hund und ein unregelmäßiges Muster an schnellen Augenbewegungen kann vorherrschen (KIS et al., 2017a).

Anhand charakteristischer EEG-, EOG- und EMG-Merkmale sind beim Hund ultradiane Schlafzyklen von circa 20 Minuten Länge beschrieben, die sich in circa zwölf Minuten NREM-Schlaf und circa sechs Minuten REM-Schlaf aufteilen. Im Vergleich sind die Schlafmuster von Ratten und Menschen durch 11- und 90-minütige Zyklen gekennzeichnet sind (BÁLINT et al., 2019; KIS et al., 2014; LUCAS et al., 1977; WAUQUIER et al., 1979). Hunde zeigen eine geschätzte tägliche REM-Schlafdauer von 2,9 Stunden, während sie beim Menschen 1,9 und bei Ratten 2,4 Stunden beträgt (SAVAGE & WEST, 2007). Ähnlich wie bei einigen anderen Spezies, wie beispielsweise Ratten, Igel und Kaninchen, wurde festgestellt, dass Hunde häufiger als Menschen nach aktiven Schlafphasen erwachen. Nach einer Schlafphase mit verminderter Reaktionsfähigkeit, soll das plötzliche Erwachen möglicherweise eine schnellere Reaktion auf die Umgebung ermöglichen (ADAMS & JOHNSON, 1993).

Hunde, die im Haus gehalten werden und dort schlafen dürfen, verbringen in der Regel bis zu 80 % der Nacht schlafend, während reine Hofhunde nur circa 70 % schlafen und Hunde, die in einem nicht eingezäunten Bereich gehalten werden, sogar nur zu 60 % in der Nacht schlafen (ADAMS & JOHNSON, 1993). Studien belegen ebenfalls, dass Hunde die unter Laborbedingungen untersucht wurden, eine

später einsetzende REM-Schlaf-Phase aufwiesen, als Hunde, bei denen die Schlafuntersuchungen in der häuslichen und vertrauten Umgebung durchgeführt wurden. Dies zeigt, dass Hunde für guten Schlaf ein sicheres Umfeld benötigen (ADAMS & JOHNSON, 1993; BUNFORD et al., 2018). Wie der Mensch auch, zeigen Hunde, die einen sehr aktiven Tag erlebt haben einen deutlich schnelleren Schlafbeginn und weisen mehr NREM- und REM-Schlaf auf (BUNFORD et al., 2018; KIS et al., 2014). Nicht nur beim Menschen können soziale und emotionale Erlebnisse während des Tages die Schlafqualität und die Makrostruktur in vielerlei Hinsicht verändern (EDÉLL-GUSTAFFSON, 2002; VANDEKERCKHOVE et al., 2011). Studien belegen, dass auch Hunde unter psychologischem und sozialem Stress leiden können und sogar Phobien, wie beispielsweise Angst vor Gewitter, entwickeln können (CHMELÍKOVÁ et al., 2020; DRESCHER & GRANGER, 2005). Daher ist es nicht verwunderlich, dass Hunde die mit einem negativen Erlebnis vor dem Schlafengehen konfrontiert werden, wie beispielsweise der Trennung vom Besitzer, oder eine Annäherung von Fremden, ebenfalls eine signifikante Änderung in der Makrostruktur des Schlafes aufweisen. Dahingegen zeigen Hunde die ein positives Ereignis, wie Ball spielen, oder gestreichelt werden, erleben, keine Veränderungen (KIS et al., 2017b; VARGA et al., 2018).

Invasive Untersuchungsmethoden zur Beurteilung der Schlafstadien bei Hunden werfen große Bedenken im Hinblick auf den Tierschutz und die ethische Rechtfertigung solcher Versuche auf (COMMITTEE OF THE NATIONAL RESEARCH COUNCIL, 2011). Daher stellt die Entwicklung einer nicht-invasiven polysomnographischen Untersuchungsmethode zur Beurteilung der Schlafstadien und zur Erkennung möglicher Schlafstörungen einen großen Fortschritt dar. Die Aufzeichnungen sind allerdings oft nur von kurzer Dauer, da längere Aufzeichnungszeiten besondere Anforderungen an die Elektroden und die Technologie verlangen (IOTCHEV et al., 2017; KIS et al., 2014, 2017a, 2017b). Aufgrund der rasanten technologischen Fortschritte sollen zukünftig kontinuierliche Ableitungen über längere Zeiträume möglich sein (LÖSCHER & WORREL, 2022). Einige Arbeitsgruppen haben die Polysomnographie in Anlehnung an die standardisierte Aufzeichnungstechnik in der Humanmedizin speziell für den Hund adaptiert und die Ergebnisse mit denen aus der Humanmedizin verglichen. Diese Ergebnisse belegen, dass die adaptierte Untersuchungsmethode eine praktikable und nicht-invasive Methode zur Erfassung

von Schlafparametern beim Hund darstellt (BUSH et al., 2004; HOWELL et al., 2011; KIS et al., 2014; PELLEGRINO, 2004). Neben der Verwendung von sehr dünnen subdermalen EEG-Nadelelektroden, ist auch eine Verwendung von Oberflächenelektroden beschrieben. Bei beiden Varianten ist das Einstechen und Befestigen mit keinen großen Schmerzen verbunden, sodass die Platzierung der Elektroden auch für nicht sedierte Hunde geeignet ist (BUSH et al., 2004; GERGELY et al., 2020; HOWELL et al., 2011; IOTCHEV et al., 2017; KIS et al., 2014; PELLEGRINO, 2004). Mit dieser adaptierten Methode können nun Besitzerhunde ohne lange Eingewöhnungszeit, oder ein voriges Training, relativ schnell und einfach polysomnographisch untersucht und potentielle pathologische Veränderungen bei beispielsweise älteren Hunden frühzeitig erkannt werden (GERGELY et al., 2020; IOTCHEV et al., 2017; KIS et al., 2014; TAKEUCHI & HARADA, 2002). Anhand des validierten Protokolls sind Elektrodenplatzierung und Datenerhebung zudem leicht zu erlernen (GERGELY et al., 2020). Für die Durchführung der Polysomnographie sind wesentlich weniger Elektroden erforderlich, als für die Durchführung eines diagnostischen EEGs, da in der Regel nur eine oder wenige Ableitungen zur Charakterisierung der Gehirnaktivität verwendet werden, während für ein diagnostisches EEG große Montagen mit bis zu zwölf Elektroden eingesetzt werden (KIS et al., 2014). Generell stellt die manuelle und visuelle Auswertung der erfassten Daten in humanmedizinischen Schlafstudien den Goldstandard dar (WINTERHOLLER, 2016). Obwohl mittlerweile polysomnographische Untersuchungen beim Hund relativ einfach durchzuführen sind, sind die veterinärmedizinischen Schlafforscher mit ähnlichen Herausforderungen hinsichtlich einer möglichst schnellen und einheitlichen Auswertung der Daten konfrontiert. Für die Auswertung müssen die aufgezeichneten Daten in 30 Sekunden Intervalle kodiert werden und anschließend erfolgt dann die Identifizierung der Schlafstadien anhand der festgelegten Standardkriterien (BERRY et al., 2020; WINTERHOLLER, 2016). Natürlich ist diese Art der Auswertung äußerst zeitintensiv und auch von der Erfahrung des Untersuchers abhängig (GERGELY et al., 2020). Daher stellt eine standardisierte und vom Untersucher unabhängige Auswertung eine deutliche Vereinfachung dar. Es gibt bereits computergestützte und automatisierte Staging-Programme, bei denen verschiedene Signalverarbeitungsmethoden aber auch Algorithmen zum Einsatz kommen, die auf den Menschen adaptiert wurden (FAUST et al., 2019). Dennoch müssen die Rohdatensätze immer zuerst bereinigt werden und für die

Wiedererkennung gleicher Datensequenzen bestimmte Merkmale generiert werden. Leider gibt es in der humanmedizinischen Literatur keinen Konsens über den benötigten Trainingsprozess für den Untersucher, oder zur Bestimmung relevanter Merkmale. Die meisten Studien stützen sich auf Vorwissen, um repräsentative Merkmale zur effektiven Charakterisierung von EEG-Daten zu berechnen (BAJAJ & PACHORI, 2013; CHRISKOS et al., 2018). Verschiedene technische und patientenbezogene Artefakte, also Potentialschwankungen, die nicht vom Gehirn ausgehen, können einen Einfluss auf EEG-Signale haben. Darunter fallen beispielsweise aktive Stromleitungen, Störungen zwischen Elektroden- und Kopfhautkontakt, also sogenannte Impedanz-Schwankungen, Augenblinzeln oder andere Muskelaktivitäten (ISLAM et al., 2016; TEPLAN, 2002; WARD et al., 2016). Ähnlich wie bei der Bestimmung der Schlafstadien kann die Unterdrückung der Artefakte, in der Regel durch unabhängige Hauptkomponentenanalysen, manuell oder automatisch, erfolgen (KIS et al., 2014). Leider ist dies nicht immer für alle Arten von Artefakten möglich, sodass ein einheitlicher Konsens über die tatsächliche Effizienz der vollautomatischen Artefakt-Unterdrückung fehlt. Dies minimiert die Anwendungsmöglichkeiten bei größeren Datensätzen von verschiedenen Patienten mit unterschiedlichen Schlafmustern und behindert eine mögliche Anwendung bei nicht humanmedizinischen Forschungsprojekten (DELORME et al., 2001). Den ersten Schritt zu einer automatisierten Erfassung und Auswertung der Schlafstadien beim Hund stellt die Arbeitsgruppe von Gergely et al. (2020) vor (GERGELY et al., 2020). Mit dem neu entwickelten Algorithmus kann bereits eine automatisierte Differenzierung zwischen dem Stadium Schlaf und Wach erfolgen. Eine genauere Einteilung in die einzelnen Schlafstadien ist allerdings noch nicht möglich und muss zunächst weiterhin manuell erfolgen (GERGELY et al., 2020). Angesichts der enormen physiologischen individuellen Variabilität bei Hunden, scheinen derartige halbautomatische Verfahren bisher die beste Lösung für eine schnelle und effiziente Datenauswertung darzustellen. Dies belegt die Implementierung von vergleichbaren Algorithmen, wie beispielsweise für die Analyse der Herzfrequenz (BÁLINT et al., 2019; MAROS et al., 2008; SCHÖBERL et al., 2014). Mit der Weiterentwicklung derartiger Untersuchungsmethoden kann nun die Makrostruktur des Schlafes von Hunden und mögliche Einflussfaktoren, wie beispielsweise das Alter, oder die Tagesaktivität, unter verschiedenen Bedingungen einfacher analysiert werden. Dadurch erweitern sich auch die Möglichkeiten zur näheren

Erforschung der kognitiven Fähigkeiten und deren Beeinträchtigungen von Hunden (BÓDIZS et al., 2020; IOTCHEV et al., 2017; TAKEUCHI & HARADA, 2002).

2.2. Schlafstörungen beim Hund

2.2.1. Narkolepsie beim Hund

Narkolepsie ist eine Schlafstörung, die zu den Hypersomnien gezählt wird (STUCK et al., 2017). Diese Form kommt nicht nur beim Menschen vor, sondern wurde auch bei Pferden, beim Bullen und vor allem bei Hunden beschrieben (BOEHMER et al., 2004; JOHN et al., 2000; LUDVIKOVA et al., 2012; MITLER & DEMENT, 1977; MONDINO et al., 2021; NISHINO et al., 2000; STRAIN et al., 1984; WU et al., 2015). Tatsächlich werden Hunde seit Jahrzehnten für die Schlafforschung als translationale Modelle zur Erforschung dieser Erkrankung diskutiert. Diese Untersuchungen haben zum besseren Verständnis der zugrunde liegenden Pathophysiologie und zur Bewertung der Wirksamkeit potenzieller Behandlungen beigetragen (TISDALE et al., 2021). Charakteristische klinische Symptome, sowohl für Mensch und Hund, sind vermehrte Müdigkeit, Schlafstörungen während der aktiven Phase des Tages, sowie plötzliche Schlafattacken (MONDINO et al., 2021; TONOKURA et al., 2007). Zudem treten in der Regel plötzliche Kataplexie-Episoden auf, welche mit dem Verlust des Skelettmuskeltonus und einem Zusammenbrechen einhergehen. Diese Kataplexie-Episoden werden hauptsächlich durch positive Reize, wie zum Beispiel Essen oder Lachen, ausgelöst (DAUVILLIERS et al., 2014; KORNUM et al., 2017; MONDINO et al., 2021). Polysomnographische Aufzeichnungen weisen typischerweise eine kurze Schlaflatenz und schlafähnliche REM-Schlaf-Phasen auf (RIPLEY et al., 2001). Narkolepsie wird durch eine Beeinträchtigung des hypocretinergen Systems verursacht. Hypocretinerge Neurone projizieren in verschiedene wachheitsfördernde Bereiche des Gehirns, allen voran der Region des Hypothalamus, und stimulieren diese mit Hilfe des Neuropeptids Hypocretin, auch Orexin A genannt. Dadurch soll der Wachzustand stabilisiert und aufrechterhalten werden. Eine Störung dieses Systems führt daher zu einem gestörten oder verminderten Wachzustand und folglich zu einer erhöhten Schläfrigkeit (BURGESS & SCAMMELL, 2012).

Früher wurde die Narkolepsie anhand des Vorhandenseins oder Nichtvorhandenseins von Kataplexie-Episoden in zwei Untertypen eingeteilt. In

der aktuellen Version von der AASM erstellten Ausgabe der International Classification of Sleep Disorders (3. Version, ICSD-3) wurde diese Einteilung jedoch geändert. Es erfolgte eine neue Klassifizierung in Narkolepsie Typ 1 und Narkolepsie Typ 2 (AMERICAN ACADEMY OF SLEEP MEDICINE, 2014; SATEIA, 2014; THORPY, 2017). Diese neue Klassifizierung beruht auf der Erkenntnis, dass das Fehlen des Neuropeptids Hypocretin bei den meisten Patienten mit Narkolepsie und Kataplexie-Episoden einen wesentlichen Marker darstellt. Patienten mit Narkolepsie Typ 1 leiden an Kataplexie-Episoden und/ oder weisen im Liquor einen niedrigen Hypocretin-1-Spiegel auf (SATEIA, 2014). Wohingegen bei Patienten vom Typ 2 ohne Kataplexie-Episoden, ein normaler Hypocretin-1-Spiegel im Liquor nachgewiesen werden kann. Die meisten Patienten mit einem niedrigen Hypocretin-1-Spiegel entwickeln irgendwann Kataplexie-Episoden (THORPY, 2017). Diese Änderung der Klassifizierung spiegelt einen allgemeinen Trend bei den Diagnosekriterien wider, der weg vom klinischen Phänotyp und hin zu molekularen Biomarkern geht (AMERICAN ACADEMY OF SLEEP MEDICINE, 2014).

Familiäre und sporadisch auftretende Formen von Narkolepsie mit fehlender familiärer Vorgeschichte, wurden sowohl bei Hunden als auch beim Menschen beschrieben (MIYAGAWA & TOKUNAGA, 2019).

Die familiäre Form bei Hunden wird durch eine Mutation im Hypocretin-Rezeptor-Typ-2 verursacht und die betroffenen Tiere haben unveränderte Konzentrationen von Hypocretin-1 im Liquor (HENDRICKS et al., 1989; RIPLEY et al., 2001). Diese familiäre Form der Narkolepsie wurde bereits beim Dobermannpinscher, Labrador Retriever und Dackel beschrieben und die ersten Symptome treten bereits im Alter von vier Wochen bis sechs Monaten auf (TONOKURA et al., 2007). Es liegt ein autosomal rezessives Vererbungsmuster mit voller Penetranz vor. Allerdings ist die Mutation des Hypocretin-2-Rezeptors bei jeder Rasse unterschiedlich (LIN et al., 1999). Auch bei Pudeln wurde eine familiäre Form beschrieben, bei der die genaue Mutation noch nicht ermittelt werden konnte (RIPLEY et al., 2001). Die sporadische Form der Narkolepsie bei Hunden wurde für viele verschiedene Rassen beschrieben und die betroffenen Hunde weisen einen niedrigen Hypocretin-Spiegel im Liquor auf und zeigen keine Veränderungen in den Hypocretin-Rezeptor-Typ-2 Rezeptoren (MONDINO et al., 2021; RIPLEY et al., 2001). Erste Symptome treten durchschnittlich im Alter von 2,4 Jahren auf (TONOKURA et al., 2007).

Zusätzlich zu diesen beiden Formen gibt es einige Fallberichte, über eine Art sekundäre oder symptomatische Narkolepsie, die aufgrund einer entzündlichen intrakraniellen Erkrankung, wie beispielsweise einer Staupeenzephalitis, oder einer Meningoenzephalitis unbekannter Ursache, entstanden ist (CANTILE et al., 1999; MARI & SHEA, 2020).

Die Narkolepsie beim Hund ist nicht heilbar und die betroffenen Hunde müssen lebenslang behandelt werden. Glücklicherweise verlaufen weder die familiäre noch die sporadische Form progredient oder tödlich, sodass die Hunde bei entsprechender Behandlung eine gute Lebensqualität haben können (MONDINO et al., 2021). Während beim Menschen die vermehrte Müdigkeit die größte Behinderung für den normalen Alltag zu sein scheint, stellen die Kataplexie-Episoden der Hunde für den Besitzer das größte Problem dar. Die medikamentöse Therapie konzentriert sich daher auf die symptomatische Behandlung beider Symptome. Mehrere Studien an betroffenen Hunden haben gezeigt, dass eine Aktivierung des adrenergen Systems Kataplexien verhindern kann. Verschiedene Noradrenalin-Wiederaufnahme-Inhibitoren wurden bereits zur Therapie von Hunden eingesetzt. Darunter zählen trizyklische Antidepressiva, wie beispielsweise Clomipramin oder Venlafaxin. Darüber hinaus ist beschrieben, dass Yohimbin, ein Alpha-2-Agonist, Kataplexie-Episoden bei Hunden durch präsynaptische Aktivierung der adrenergen Übertragung deutlich verringern kann. Trotz dieser Medikamente können die Kataplexie-Episoden jedoch oft nur unvollständig kontrolliert werden (MONDINO et al., 2021; TONOKURA et al., 2007).

2.2.2. REM-Schlaf-Verhaltensstörung beim Hund

Die REM-Schlaf-Verhaltensstörung (RBD) wird zu den Parasomnien gezählt und ist durch den Verlust der normalen REM-Schlaf-Paralyse und somit durch ein abnormales Schlafverhalten definiert (LIN & CHEN, 2018). Die RBD wurde bisher bei Menschen, Hunden und Katzen beschrieben (BERRY et al., 2020; HENDRICKS et al., 1989). Der REM-Schlaf ist charakteristischerweise durch die Muskelatonie gekennzeichnet ist (STUCK et al., 2017). Durch leistungsstarke Neurone in der *Pons* und *Medulla oblongata* kommt es zur Hemmung der unteren Motorneurone im Hirnstamm und Rückenmark und folglich zu einer Hemmung der Gliedmaßenbewegungen (HELLER et al., 2017; HENDRICKS, 2000; MONDINO et al., 2021). Jegliche Störung oder Unterbrechung dieser Hemmung hat wiederum eine verstärkte Aktivierung, vor allem durch die Großhirnrinde, zur Folge. Dies

führt zu heftigen Gliedmaßenbewegungen, bis hin zu Aggressionen und anderen Verhaltensänderungen, wie beispielsweise „in der Luft kauen“, oder Vokalisieren im Schlaf (BOEVE et al., 2007; HELLER et al., 2017; MONDINO et al., 2021; SCHUBERT et al., 2011).

Für die Entstehung der RBD beim Menschen wurden bisher zahlreiche Ursachen identifiziert, dazu zählen beispielsweise vaskuläre, infektiöse, idiopathische, oder neoplastische Ursachen. Beim Menschen tritt RBD in der Regel erst im höheren Alter auf und ist meist mit neurodegenerativen Erkrankungen, wie zum Beispiel der Parkinson-Krankheit oder der Lewy-Körperchen-Krankheit, assoziiert (BOEVE et al., 2007; LIN & CHEN, 2018). Es wird angenommen, dass die RBD ein erstes Symptom von fortschreitenden neurodegenerativen Erkrankungen darstellt und der klinischen Manifestation dieser Erkrankungen viele Jahre vorausgehen kann (HELLER et al., 2017; LIN & CHEN, 2018). Patienten mit RBD entwickeln nach circa 10–15 Jahren mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit eine derartige neurodegenerative Erkrankung (LIN & CHEN, 2018; STUCK et al., 2017).

Obwohl es bisher nur wenige Fallberichte und Untersuchungen zur RBD bei Hunden gibt, ist bei ihnen auch eine idiopathische Form der Erkrankung beschrieben. Im Vergleich zum Menschen treten die ersten Symptome bereits in jüngeren Jahren auf (BUSH et al., 2004; SCHUBERT et al., 2011). Eine sekundäre oder symptomatische Form der RBD beim Hund wurde mit zugrundeliegenden Erkrankungen des zentralen Nervensystems in Verbindung gebracht, wobei diese Hunde meist erst in einem höheren Alter Symptome der RBD zeigten. Zudem zeigten einige der betroffenen Hunde zusätzliche neurologische Symptome, wie epileptische Anfälle, oder Ataxie. Bislang gibt es keinen bestätigten Zusammenhang zwischen RBD bei Hunden und degenerativen Erkrankungen, obwohl in einem der beschriebenen Fälle eine begleitende degenerative Myelopathie vermutet wurde (SCHUBERT et al., 2011). Das Auftreten von RBD wurde bei Hunden als Spätfolge einer Tetanuserkrankung beschrieben (SHEA et al., 2018).

Abhängig von deren Intensität und Ausprägung können RBD-Episoden potentiell mit epileptischen Anfällen verwechselt werden, auch wenn sie typischerweise mit dem REM-Schlaf assoziiert sind (BUSH et al., 2004; SCHUBERT et al., 2011; SHEA et al., 2018). Clonazepam und Melatonin wurden bei Hunden mit RBD eingesetzt, wobei der Effekt als schlecht bewertet wurde. Kaliumbromid wurde in

einigen Fällen versucht, hatte aber ebenfalls nur teilweise einen positiven Effekt (HENDRICKS et al., 1989; SCHUBERT et al., 2011).

2.2.3. Schlafbezogene Atmungsstörungen beim Hund

Anhand des aktuellen Klassifikationssystems ICSD-3 lassen sich die schlafbezogenen Atmungsstörungen (SBAS) beim Menschen in Atmungsstörungen mit und Obstruktion der oberen Atemwege unterteilen (AMERICAN ACADEMY OF SLEEP MEDICINE, 2014; SATEIA, 2014; THORPY, 2017).

Zu den schlafbezogenen Atmungsstörungen ohne Obstruktion der oberen Atemwege gehören Erkrankungen, die Einfluss auf die Regulation der Atmung und die Mechanik der Atmung ausüben. Trotz offener oberer Atemwege, kommt es bei diesen Erkrankungen typischerweise zu einer intermittierenden Abschwächung der Atemanstrengungen, wobei diese von unterschiedlicher Dauer sein kein (STUCK et al., 2017). Die schlafbezogenen Atmungsstörungen ohne Obstruktion werden in drei Untergruppen unterteilt. Dazu zählen das zentrale Schlafapnoesyndrom (CSA), das schlafbezogene Hypoventilationssyndrom und die schlafbezogene Hypoxämie (AMERICAN ACADEMY OF SLEEP MEDICINE, 2014; SATEIA, 2014; THORPY, 2017). Die schlafbezogene Atmungsstörung mit Obstruktion der oberen Atemwege ist nach der neuesten Klassifikation gleichbedeutend mit der obstruktiven Schlafapnoe (OSA), und ist bedingt durch eine Instabilität des oberen Atemweges (AMERICAN ACADEMY OF SLEEP MEDICINE, 2014). Aufgrund der speziellen Anatomie der oberen Atemwege ist der pharyngeale Abschnitt besonders instabil. Bei Inspiration wird dieser lediglich durch die Aktivität der Pharynx-Muskulatur offen gehalten und neigt durch den reduzierten Muskeltonus im Schlaf leicht dazu, zu kollabieren (STUCK et al., 2017).

Schlafbezogene Atmungsstörungen, im Speziellen die OSA und CSA, wurden erstmals bei Englischen Bulldoggen dokumentiert, die seitdem als Spontanmodell für die Krankheit dienen (HENDRICKS, 1987). Nicht nur Englische Bulldoggen, sondern auch Französische Bulldoggen, Möpse, Cavalier King Charles Spaniels und Chihuahuas können von schlafbezogenem Atmungsstörungen betroffen sein, wobei der Schweregrad von teilweise obstruktivem Schnarchen bis hin zur Apnoe reichen kann (HINCHLIFFE et al., 2019; KOPKE et al., 2019; ROEDLER et al., 2013). Wie beim Menschen, scheinen die Symptome während des REM-Schlafes gehäuft und schwerer aufzutreten, was wiederum durch den reduzierten Muskeltonus der pharyngealen Muskulatur in dieser Schlafphase bedingt ist

(HINCHLIFFE et al., 2019; STUCK et al., 2017; WHITE, 2005).

Brachyzephe Rassen werden mit verschiedenen anatomischen Anomalien geboren. Neben diversen Malformationen der Wirbelsäule, sind vor allem Anomalien des Atmungstrakts von großer klinischer Bedeutung (MAYOUSSE et al., 2017; WACHOWIAK et al., 2023). Diese werden unter dem Begriff brachyzephe obstruktives Atemwegssyndrom (BOAS) zusammengefasst (KRAINER & DUPRÉ, 2022; PACKER et al., 2015; ZONG et al., 2023). Die häufigsten Anomalien sind stenotische Nasenlöcher, ein verlängerter weicher Gaumen, überflüssige Rachenfalten und Trachealhypoplasie (LIU et al., 2017). Aufgrund dieser anatomischen Veränderungen weisen Hunde dieser Rassen ein erhöhtes Risiko auf, schlafbezogene Atmungsstörungen zu entwickeln. Zudem neigen Hunde mit chronischen Atemwegserkrankungen dazu, sekundär zur Obstruktion der Atemwege einen erhöhten Vagotonus zu entwickeln, der wiederum Bradyarrhythmien, wie eine Sinusbradykardie, begünstigen kann (SANTOS FILHO et al., 2020). Die Diagnose SBAS basiert beim Menschen oft auf der Kombination von klinischen Symptomen und der Polysomnographie. Eine vollständige Polysomnographie einschließlich der Aufzeichnung des Atemmusters kann die Diagnose bestätigen und ermöglicht, zwischen OSA und CSA zu unterscheiden. Die Polysomnographie ist in der Veterinärmedizin nicht etabliert. Die Arbeitsgruppe von Hinchliffe et al. (2019) hat die humanmedizinischen SBAS-Kriterien für die Anwendung bei Hunden angepasst (HINCHLIFFE et al., 2019). Eine SBAS liegt dann vor, wenn fünf oder mehr Ereignisse von wahrgenommener Apnoe oder Hypopnoe während des Schlafs auftreten und wenn die Verdachtsdiagnose nicht durch andere medizinische Bedingungen oder medikamentöse Behandlungen erklärt werden kann (HINCHLIFFE et al., 2019). Bei Hunden mit OSA sollten die für die Erkrankung verantwortlichen anatomischen Anomalien durch eine vollständige oropharyngeale Untersuchung, Endoskopie und Computertomographie identifiziert werden und im besten Fall chirurgisch korrigiert werden (HINCHLIFFE et al., 2019; LIU et al., 2017). Sind chirurgische Maßnahmen nicht gewollt oder nicht ausreichend, hat sich Ondansetron, ein Serotoninantagonist, als geeignet erwiesen die Häufigkeit und die Intensität von SBAS-Episoden bei Hunden zu verringern (KOPKE et al., 2019; KRAINER & DUPRÉ, 2022; VEASEY et al., 2001; ZONG et al., 2023).

2.2.4. Störungen des Schlaf-Wach-Zyklus als Komorbidität beim Hund

Obwohl eine reine Form der Schlaflosigkeit in der Veterinärmedizin bisher noch nicht beschrieben wurde, gibt es jedoch einige Erkrankungen beim Hund, bei denen Veränderungen des Schlaf-Wach-Zyklus, und somit Schlafstörungen, beschrieben wurden. Das kanine kognitive Dysfunktionssyndrom (CCDS) des Hundes ist durch eine langsam fortschreitende kognitive Beeinträchtigung gekennzeichnet, bei der die erkrankten Hunde unter anderem nächtliche Verwirrung, vermehrte Ängstlichkeit und verminderte soziale Interaktion aufweisen können. Die Prävalenz dieser Erkrankung liegt bei Hunden ab acht Jahren zwischen 14 und 35 % und nimmt mit dem Alter der Hunde zu (DEWEY et al., 2019; SCHÜTT et al., 2015). Zwischen 42 und 57 % der erkrankten Hunde haben einen veränderten Schlaf-Wach-Rhythmus (MONDINO et al., 2021). Dieser zeigt sich mit vermehrten Schlafepisoden am Tag und durch einen verminderten Schlaf in der Nacht. Vor allem diese Veränderungen des Schlaf-Wach-Rhythmus der Hunde werden von den Besitzern als eine der Hauptbeschwerden angegeben (SCHÜTT et al., 2015; ZANGHI et al., 2016).

Hunde im Alter von acht Jahren oder älter können von dem CCDS betroffen sein (SCHMIDT et al., 2015). Aufgrund der ähnlichen klinischen Symptome und Parallelen in den histopathologischen Veränderungen zwischen Alzheimer-Patienten und Hunden mit CCDS, wird der Hund als ein Tiermodell zur Erforschung der Alzheimer Erkrankung beim Menschen diskutiert (BENZAL & RODRÍGUEZ, 2016). Bei beiden Spezies kommt es zu einer vermehrten Ablagerung von beta-Amyloid im Gehirnparenchym, sowie zum neuronalen Verlust und Hirnatrophie (DEWEY et al., 2019; SCHMIDT et al., 2015). Das beta-Amyloid entsteht durch den Abbau des Amyloid-Vorläuferproteins (VITE & HEAD, 2014). Diese Ablagerungen bilden in der Regel senile Plaques in der kortikalen grauen Substanz, wobei dies bei Hunden verschiedener Rassen und unterschiedlichen Alters variieren kann (BENZAL & RODRÍGUEZ, 2016; DEWEY et al., 2019; MESQUITA et al., 2021; SCHMIDT et al., 2015). Zusätzlich kann es auch zu Plaque-Ablagerungen in den Gefäßwänden zerebraler und leptomeningealer Blutgefäße kommen. Dies beschreibt die zerebrale Amyloidangiopathie. Hierbei handelt es sich um eine degenerative Gefäßerkrankung, welche sowohl beim Menschen, als auch bei Hunden, beschrieben wurde. Aufgrund der erhöhten vaskulären Vulnerabilität kann es zu multiplen intrazerebralen Blutungen kommen (MESQUITA et al., 2021).

Unabhängig vom Ablageort korrelieren Menge und Ausmaß der Ablagerungen mit dem Grad der kognitiven Beeinträchtigungen und sie können zu oxidativen Schäden, lokalen Entzündungsreaktionen und Mikroblutungen führen (SCHMIDT et al., 2015; VITE & HEAD, 2014). Weitere pathologische Veränderungen können entstehen, wie beispielsweise eine Ausdünnung der Großhirnrinde und der subkortikalen weißen Substanz, verbreiterte *Sulci*, ausgeprägte Ventrikulomegalie, Verkalkung der Hirnhaut, Demyelinisierung, vermehrtes Lipofuszin, neuroaxonale Degeneration und Bildung von apoptotischen Körperchen (LANDSBERG et al., 2011; VITE & HEAD, 2014). All diese pathologischen Hirnveränderungen werden mit den klinischen Symptomen des CCDS assoziiert. Darunter fallen Gedächtnisverlust, Veränderung der räumlichen Orientierung und Veränderung des REM-Schlafes (LANDSBERG et al., 2012). Verhaltensänderungen können die ersten Anzeichen für eine Verschlechterung des allgemeinen Gesundheitszustands und des Wohlbefindens alter Hunde sein. Zudem können Verhaltensveränderungen aber auch ein frühzeitiger Indikator für einen pathologischen Alterungsprozess des Gehirns sein (CHAPAGAIN et al., 2018; LANDSBERG et al., 2012). Das englische Akronym DISHA dient der Zusammenfassung der klinischen Symptome: Desorientierung (disorientation), eine Abnahme sozialer Interaktionen (decrease in social interactions), Veränderungen im Schlaf-Wach-Rhythmus (changes in sleep-wake cycles), den Verlust früherer Stubenreinheit (loss of prior housetraining), erhöhte Ängstlichkeit (increased anxiety) und Veränderungen im Aktivitätsniveau (changes in the level of activity) (CHAPAGAIN et al., 2018; LANDSBERG et al., 2012). Obwohl die Erkrankung charakteristische klinische Symptome aufweist, ist das CCDS eine Ausschlussdiagnose und kann erst nach Ausschluss anderer neurologischer und Allgemeinerkrankungen gestellt werden (DEWEY et al., 2019). Besitzer-Fragebögen stellen eine Möglichkeit zur Evaluierung der kognitiven Fähigkeiten des Hundes dar und können mit zur Beurteilung des Schweregrades der kognitiven Einschränkungen beitragen. Die Canine Cognitive Dysfunction Rating Scale kann unterstützend herangezogen werden, um Verhaltensänderungen zu objektivieren und bei Vorliegen von CCDS vom normalen Alterungsprozess des Gehirns, oder anderen systemischen Erkrankungen, abzugrenzen. Im Rahmen der Bewertungsskala werden verschiedene kognitive Funktionen, wie das Wiedererkennen des Besitzers, die Fähigkeit zur Aufmerksamkeit oder zum Auffinden von Futter und zur Fortbewegung, erfasst und bewertet (SALVIN et al., 2011). Aufgrund des erhöhten Narkoserisikos bei geriatrischen Patienten, hoher

Kosten und der geringen Wahrscheinlichkeit, dass sich aus den Untersuchungsergebnissen Änderungen der potentiellen Therapieoptionen ergeben, entscheiden sich nur wenige Besitzer zur Durchführung einer Kernspintomographie (DEWEY et al., 2019). Obwohl das CCDS eine unheilbare neurodegenerative Erkrankung darstellt, gibt es verschiedene Therapieoptionen um das Fortschreiten der Erkrankung zu verzögern (BENZAL & RODRÍGUEZ, 2016). Die derzeitigen Behandlungen kombinieren in der Regel spezielle Diäten, Nahrungsergänzungsmittel mit zellulären Antioxidantien wie Vitamin C und E, sowie Omega-3-Fettsäuren und mittelkettige Fettsäuren, regelmäßige kognitive Bereicherungen und Medikamente, um die Lebensqualität der betroffenen Hunde zu verbessern, wobei die Evidenzlage für die einzelnen Therapieoptionen stark variiert (DEWEY et al., 2019). Die Verbesserung der kognitiven Funktionen des Hundes durch mittelkettige Fettsäuren wurde in prospektiven placebo-kontrollierten Studien beim Hund nachgewiesen (PAN et al., 2010). Grundsätzlich sollte so früh als möglich mit einer Therapie begonnen werden, desto besser sind die Chancen ein zu schnelles Voranschreiten der Erkrankung zu verlangsamen (LANDSBERG et al., 2011, 2012).

Unabhängig von kognitiven Beeinträchtigungen können auch andere Erkrankungen einen potentiellen Einfluss auf den Schlaf-Wach-Zyklus von Menschen und Hunden aufweisen. So beeinträchtigen auch chronische Schmerzen den normalen Schlaf (MATHIAS et al., 2018). Tatsächlich haben Schlaf und Schmerz eine wechselseitige Beziehung. Schmerzen beeinträchtigen den Schlaf, während Schlafentzug Schmerzen verstärken (FINAN et al., 2013; VANINI, 2016). Hunde, die unter Arthrose bedingten Schmerzen leiden, zeigen häufig nächtliche Unruhe (KNAZOVICKY et al., 2015). Betroffene Hunde, die mit Meloxicam behandelt wurden, wiesen einen verbesserten Nachtschlaf auf und somit auch eine geringere Schläfrigkeit am Folgetag (GRUEN et al., 2019).

Beim Menschen können bestimmte Epilepsiesyndrome und das Auftreten von epileptischen Anfällen mit dem Schlaf-Wach-Rhythmus assoziiert sein und folglich zu Schlafstörungen bei erkrankten Patienten führen (BAZIL, 2017). Betroffene Patienten weisen eine schlechtere Schlafqualität und eine gestörte Mikro- und Makrostruktur des Schlafes auf (KATARIA & VAUGHN, 2016). Schlafstörungen können Tagesmüdigkeit und Gedächtnisstörungen verstärken, die aufgrund der Pathologie der Erkrankung oder durch die Einnahme von Antiepileptika bereits

vorhanden sind. Schlafentzug und unzureichender Schlaf können Trigger für epileptische Anfälle darstellen (SAMSONSEN et al., 2016). Zudem kann ein vermehrtes Anfallsgeschehen wiederum zu stärkeren Schlafstörungen führen (JAIN & KOTHARE, 2015). Schlaf und Epilepsie stehen somit in einer bidirektionalen Beziehung zueinander, wobei während des Schlafes interiktale epileptiforme Entladungen (IED) im EEG und bestimmte Anfallstypen aktiviert werden können (DIEGO et al., 2021; SMITH et al., 2022a). Die IED treten dabei am häufigsten während des NREM-Schlafes auf. Zudem weisen sie eine nächtliche Dominanz auf (NAYAK et al., 2018). Die juvenile myoklonische Epilepsie (JME) ist eines der häufigsten idiopathischen generalisierten Epilepsiesyndrome beim Menschen (XU et al., 2018). Diese Form der Epilepsie ist gekennzeichnet durch charakteristische Anfälle mit bilateralen, einmaligen oder repetitiven unregelmäßigen Myoklonien, die vorwiegend die Arme betreffen. Anhand des charakteristischen Anfallsmusters kann die Diagnose JME auch ohne EEG in Betracht gezogen werden (GIULIANO et al., 2021). Betroffene Patienten leiden häufig an exzessiver Tagesschläfrigkeit und einer veränderten Makrostruktur des Schlafes, wie beispielsweise einer verminderten Schlafeffizienz und einer veränderten REM-Schlaf-Latenz (MEKKY et al., 2017).

Von Wieländer et al. (2017) wurden bei jungen Hunden der Rasse Rhodesian Ridgeback das häufige Vorkommen einer genetischen generalisierten Epilepsie beschrieben, welche Parallelen zur JME des Menschen aufweist (WIELAENDER et al., 2017). Für die JME beim Rhodesian Ridgeback wurde dabei eine Mutation im Gen DIRAS family GTPase 1 nachgewiesen (WIELAENDER et al., 2017). Betroffene Hunde zeigen bereits im Alter von 3,5 Monaten (sechs Wochen bis achtzehn Monate), die ersten Myoklonien. Später im Verlauf traten auch generalisierte tonisch-klonische Krampfanfälle, sowie generalisierte nicht-motorische Absence-Anfälle auf (WIELAENDER et al., 2018, 2017). Ähnlich zur JME beim Menschen, wurde bei einigen erkrankten Hunden ebenfalls eine Photosensitivität beschrieben (WIELAENDER et al., 2017).

3. Beschleunigungssensoren

Bei einem Beschleunigungssensor oder auch Akzelerometer, handelt es sich um einen Sensor zur Messung von Beschleunigungen. Dies erfolgt in den meisten Fällen durch die Messung der auf Testmassen wirkenden Trägheitskraft.

3.1. Funktionsprinzip und Aufbau der Beschleunigungssensoren

Beschleunigungen können grundsätzlich über die Trägheit von Testmassen registriert werden. Bereits Isaak Newton hatte dies mit dem zweiten Newtonschen Gesetz beschrieben. Erfolgt auf einen Körper oder eine Masse eine Beschleunigung, dann ist diese proportional zu der einwirkenden Kraft (POURCIAU & SMITH, 2006).

In einem Gehäuse oder auch Sensor, befindet sich die sogenannte seismische Masse die unter anderem über eine ideale Feder am Gehäuse befestigt ist. Wird der Sensor nun durch eine Kraft beschleunigt, dann wird die seismische Masse aus ihrer ursprünglichen Position verschoben und die angebrachte Feder dehnt sich aus. Diese Ausdehnung kann durch unterschiedliche physikalische Prinzipien, wie beispielsweise durch Abtastsysteme oder piezoelektrisch, gemessen werden. Bei den Beschleunigungssensoren, die zur Erfassung von Bewegungen und körperlicher Aktivität genutzt werden, wird meist der piezoelektrische Effekt eingesetzt (GEVATTER & GRÜNHAUPT, 2006). Wird die Testmasse mechanisch belastet, dann kommt es zu einer Verschiebung der äußeren Ladungen und zu einer unterschiedlichen Aufladung. Mittels angebrachter Elektroden kann dann wiederum die elektrische Spannung gemessen werden (GEVATTER & GRÜNHAUPT, 2006). Beschleunigungssensoren können Beschleunigungen in einer Bewegungsebene (uniaxial), in drei Bewegungsebenen (triaxial) und omnidirektional erfassen. Dies bedeutet, dass derartige Messgeräte die Beschleunigung in jeder Ebene, außer der senkrecht zum Bezugspunkt verlaufenden Ebene, messen können (CHEN & BASSETT, 2005; LEE et al., 2010). Genauere physikalischen Details sind bei Gevatter und Grünhaupt (2006), sowie Lee et al. (2010) beschrieben (GEVATTER & GRÜNHAUPT, 2006; LEE et al., 2010).

3.2. Mess-Systeme der Beschleunigungssensoren

Die Aktivität und Bewegungen werden als Beschleunigungsimpulse vom Akzelerometer erfasst. Zur Erfassung der Beschleunigung (Aktivität), gibt es zwei

verschiedene Mess-Systeme. Beim homogenen Einpunkt-System, wird die Messeinheit nur an einer Stelle am Körper des Probanden befestigt. Bei heterogenen Mehrpunkt-Systemen dagegen, werden mehrere Messeinheiten, wie beispielsweise Lichtsensoren, oder Winkeländerungssensoren am Körper angebracht. Vorteil eines Einpunkt-Systems ist der Tragekomfort für den Nutzer, da nur eine Messeinheit getragen werden muss, wie beispielsweise an der Hüfte oder am Handgelenk (BIEBER, 2014).

Über die Jahre wurden die Messgeräte immer kleiner und kompakter und somit immer benutzerfreundlicher. Zu finden ist diese Technik auch bei Fitness-Trackern, bei denen die Messeinheit in Armbändern oder Uhren verbaut ist. Diese sind zusätzlich in der Lage weitere Messparameter, wie beispielsweise die zurückgelegte Strecke, oder den Puls, zu erfassen. Durch die Kommunikation des Geräts mit dem Smartphone können die Daten in passenden Apps abgerufen werden (VON HAAREN-MACK, 2018).

3.3. Beschleunigungssensoren in der Medizin

In vielen Untersuchungen hat sich der positive Effekt von Fitness und regelmäßiger körperlicher Aktivitäten gezeigt (ESTABROOKS et al., 2014; LAMONTE & AINSWORTH, 2001; PATEL et al., 1995). Dies gilt nicht nur für gesunde Menschen, sondern auch für Menschen die an chronischen Erkrankungen leiden (PEDERSEN & SALTIN, 2006). Die körperliche Aktivität ist fester Bestandteil verschiedener Präventions-, Therapie- und Rehabilitationsprogramme (GABRYS et al., 2015). Körperliche Aktivität ist nicht mit Sport gleichzusetzen, sondern sie kann beispielsweise auch im Rahmen von Haus- und Gartenarbeit, dem täglichen Beruf, oder der Freizeit, erfolgen (GABRYS et al., 2015). Um die körperliche Aktivität quantifizieren zu können, können unterschiedliche Parameter wie beispielsweise der Energieumsatz, die Zeitdauer, getätigte Schrittzahlen oder Aktivitätskategorien herangezogen werden (LAMONTE & AINSWORTH, 2001). Dabei stellen Beschleunigungssensoren eine international anerkannte und objektive Methode zur objektiven Erfassung der körperlichen Aktivität beim Menschen dar (CHEN & BASSETT, 2005; GABRYS et al., 2015; THIEL et al., 2016).

Beschleunigungssensoren registrieren Intensität und Dauer ein- oder mehraxialer Beschleunigungen mit Hilfe des piezoelektrischen Effekts. Die gemessenen Rohdaten werden in der Regel direkt lokal auf dem Messgerät abgespeichert und können dann mit der entsprechenden Software ausgelesen werden. Je nach Modell

und Einstellung können beispielsweise eine leichte, moderate, oder intensive körperliche Aktivität, sowie Inaktivität beim Probanden abgegrenzt werden (LYNCH et al., 2019; MONTOYE & PFEIFFER, 2014; THIEL et al., 2016). Ebenso kann der Energieumsatz auf Basis von Regressionsmodellen geschätzt werden (GABRYS et al., 2015). Aufgrund der zahlreichen Modelle auf dem Markt sollte bedacht werden, dass unterschiedliche Modelle, Kalibrierungsverfahren, Trageprotokolle, Auswertungsroutinen und Ergebnisdarstellungen die Aussagekraft und Vergleichbarkeit beeinflussen können (GUINHOYA et al., 2013; PAUL et al., 2007).

Wegen ihrer einfachen Anwendung ist die Akzelerometrie zu einer wichtigen Größe in der Medizin geworden. Es gibt zahlreiche Studien, die sich mit der Erfassung der körperlichen Aktivität von gesunden und kranken Kindern, Jugendlichen, Adulten und Senioren, sowie der optimalen Positionierung der Messgeräte am Patienten, in der Regel an der Hüfte, beschäftigt haben (FURTUNE et al., 2014a, 2014b; TROIANO et al., 2008; VON HAAREN-MACK, 2018). Mehrere Beschleunigungssensoren wurden untersucht und als valide Messgeräte zur Erfassung der körperlichen Aktivität beim Menschen eingestuft (ESLIGER & TREMBLAY, 2006; MONTOYE & PFEIFFER, 2014; PAUL et al., 2007; THIEL et al., 2016; TROIANO et al., 2008). Ein sehr häufig verwendetes Modell in der Humanmedizin stellt der omnidirektionale Beschleunigungssensor vom Typ Actical[®] (Philips Respironics Inc., Pennsylvania, USA) dar, der für die Platzierung am Rumpf konzipiert und vermarktet wurde (BORGHESE et al., 2018; ESLIGER & TREMBLAY, 2006; JULIAN et al., 2022; LYDEN et al., 2011; PEBLEY et al., 2022; RESPIRONICS INC., 2012; SPARTANO et al., 2019; STRAKER & CAMPBELL, 2012; WONG et al., 2011).

3.4. Beschleunigungssensoren und Schlaf

Seit den 1980er Jahren wird der Einsatz von Beschleunigungssensoren zur Erfassung des Schlaf-Wach-Rhythmus des Menschen beschrieben (KRIPKE et al., 1978; MULLANEY et al., 1980). Die Amerikanische Vereinigung für Schlafstörungen, heute American Academy of Sleep Medicine (AASM), evaluierte 1995 die Rolle von Beschleunigungssensoren in der Schlafmedizin und erstellte spezielle Praxisparameter und Empfehlungen für die klinische Anwendung (AMERICAN SLEEP DISORDER ASSOCIATION., 1995). Die von der AASM erstellten Richtlinien wurden seither regelmäßig, zuletzt 2018, aktualisiert (SMITH

et al., 2018b). Im Bereich der Schlafmedizin wird die Erfassung des Schlaf-Wach-Rhythmus mit Beschleunigungssensoren in der Regel als Aktigraphie bezeichnet. Die reine Erfassung der körperlichen Aktivität hingegen als Akzelerometrie. Nach der Anerkennung durch die AASM stieg die Zahl der Publikationen zur Aktigraphie rasant an (HJORTH et al., 2012; SADEH, 2011; SADEH & ACEBO, 2002; SAZONOV et al., 2004; TYRON, 2004).

Beschleunigungssensoren zur Messung der körperlichen Aktivität sollen beim Menschen an der Hüfte angebracht, und Messgeräte zur Messung des Schlafs am Handgelenk angebracht werden (HJORTH et al., 2012; THIEL et al., 2016). Dies geht auf frühere Validierungsstudien zurück, bei denen die Beschleunigungssensoren nur Bewegungen in eine Richtung (uniaxial) erfassen konnten. Mit der Platzierung an der Hüfte ist eine bessere Reaktion auf die mit dem Gehen und Laufen verbundene vertikale Beschleunigung gegeben (CHEN & BASSETT, 2005). Neuere Messgeräte sind mittlerweile häufig triaxial oder sogar omnidirektional, dadurch können Körperbewegungen noch genauer erfasst werden und es kann eine umfassendere Bewertung der Körperbewegungen erfolgen (DEN UIJL et al., 2017; LYNCH et al., 2019; PUYAU et al., 2004; REILLY et al., 2008).

Es wurde mehrfach untersucht, inwieweit sich ein Beschleunigungssensor zur Erfassung der körperlichen Aktivität, wie beispielsweise der Actical[®], auch zur Untersuchung von Schlaf eignet. Die Ergebnisse zeigen, dass der Actical[®] zur Messung der Schlafdauer ebenso zuverlässig eingesetzt werden kann wie andere Beschleunigungssensoren, die für die Platzierung am Handgelenk und zur Erfassung von Schlafunterbrechungen entwickelt wurden (GALLAND et al., 2012; KOSMADOPOULOS et al., 2014; WEISS et al., 2010). Zur Bewertung von Schlafparametern, wie beispielsweise der Gesamtschlafdauer, mit Beschleunigungssensoren sind Computeralgorithmen zur Unterscheidung zwischen Schlaf- und Wachphasen erforderlich (SADEH et al., 1991, 1994). Die meisten Algorithmen arbeiten unter der Prämisse, dass das Vorhandensein von Aktivität den Wachzustand, und das Fehlen von Bewegung Schlaf bedeutet. Auf der Basis der aufgezeichneten Aktivitätswerte (Counts) werden die gemessenen Zeitintervalle (Epochen) entweder als Schlaf- oder als Wach-Epoche klassifiziert. Es gibt verschiedene kommerziell erhältliche Algorithmen für die Aktigraphie (MELTZER et al., 2012). Der Sade-Algorithmus wurde bei Kindern und Jugendlichen anhand der Polysomnographie validiert und ist der am häufigsten

verwendete Algorithmus. Es können damit Rückschlüsse auf die Gesamtschlafdauer und die Schlafeffizienz gezogen werden (SADEH et al., 1991, 1994).

Eine der größten Einschränkungen dieser Algorithmen ist die geringe Genauigkeit bei der Erkennung des Aufwachens nach dem Einsetzen des Schlafs, wenn die Probanden zwar wach sind, sich aber nicht bewegen. Dies führt zu einer Fehleinschätzung von der Gesamtschlafdauer und der Schlafeffizienz im Vergleich zu Ergebnissen der Polysomnographie (DOMINGUES et al., 2014; HJORTH et al., 2012). Es gilt zu betonen, dass die Aktigraphie keine Details des Schlafes, wie beispielsweise die einzelnen Schlafstadien und Arousals, oder die unterschiedlichen schlafstörenden Faktoren, wie beispielsweise Störungen der Atmung oder übermäßige Gliedmaßenbewegungen, wiedergeben kann (GALLAND et al., 2014; PAQUET et al., 2007).

Der Goldstandard zur Erfassung der einzelnen Schlafstadien ist und bleibt die Polysomnographie. Dennoch ist die Langzeitüberwachung mit dieser Methode nicht für jede Patientengruppe, wie beispielsweise ältere und schwer kranke Patienten, oder Kleinkinder, geeignet und in der Regel mit einem Aufenthalt in einem Schlaflabor verbunden (DE WEERD, 2014; VAN DE WATER et al., 2011; WEISS et al., 2010). Die Aktigraphie bietet eine alternative und ergänzende Untersuchungsmethode zur Erfassung des Schlaf-Wach-Rhythmus, aber auch zur Untersuchung von Schlafstörungen und zur Kontrolle des Therapieerfolges (GALLAND et al., 2012; KARLIK et al., 2017; KUSHIDA CA et al., 2001; MORGENTHALER et al., 2007). Als objektive Methode ist sie eine objektive Ergänzung zu den von den Patienten erstellten Schlaftagebüchern, welche die Schlafquantität und Schlafqualität aus Sicht des Patienten beschreiben (HOLLEY et al., 2010; OWENS et al., 2009). Die Aktigraphie kann daher auch zur Bewertung und Therapie von Patienten mit einer Störung des Schlaf-Wach-Rhythmus unterstützend herangezogen werden (AURORA et al., 2017).

3.5. Beschleunigungssensoren beim Hund

Die Entwicklung von Beschleunigungssensoren hat neue Möglichkeiten eröffnet, das Verhalten und die Aktivität der Tiere nicht nur durch direkte Beobachtung, sondern auch unter ungestörten Bedingungen, zu untersuchen (GERENCSÉR et al., 2013; LADHA et al., 2013). Die Nutzung von Beschleunigungssensoren in der Veterinärmedizin stellt eine objektive und einfache Methode zur Erfassung und

Quantifizierung der körperlichen Aktivität von Haus- und Nutztieren in ihrer natürlichen Umgebung dar (ANDREWS et al., 2015; CLARK et al., 2014; COLPOYS & DECOCK, 2021; GERTH & DOBENECKER, 2016; MICHEL & BROWN, 2011; PRESTON et al., 2012; WEBER et al., 2020). Es können zudem unterschiedliche Aktivitätsniveaus und Verhaltensmuster, wie beispielsweise Liegen, Rennen oder Spielen, aufgezeichnet werden. Auch in Abwesenheit des Besitzers oder während der Nacht kann die Aktivität des Tieres problemlos erfasst und nachträglich ausgewertet werden (BROWN et al., 2010a; LADHA et al., 2013; MORRISON et al., 2013; YAM et al., 2011).

3.5.1. Verwendung zur Erfassung der körperlichen Aktivität

Die Aktivität eines Haustiers, vor allem die Aktivität des Familienhundes, hängt hauptsächlich von der Aktivität seines Besitzers und der Interaktion mit dem Hund ab. Bei berufstätigen Besitzern ist mit einer erhöhten Aktivität außerhalb der Arbeitszeiten zu rechnen. Je nach Arbeitsmodell sind somit unterschiedliche Aktivitätsverteilungen zu erwarten (DOW & MICHEL, 2009). Eine kontinuierliche Messung und Beurteilung der Aktivität über mindestens sieben Tage ist daher empfehlenswert. So können auch Tage mit höchster und variabelster Aktivität miteinbezogen werden. Längere Messperioden bis zu 14 Tagen liefern in der Regel geringere Abweichungen in der Schätzung der Routineaktivität des Hundes (DOW & MICHEL, 2009; LEY & BENNETT, 2007; YAM et al., 2011). Da die verschiedenen Messgeräte mit unterschiedlichen Algorithmen arbeiten, kann es zur Variabilität bei der Datenerfassung und Darstellung kommen. Der Datenvergleich kann dadurch erschwert werden (GUINHOYA et al., 2013; LADHA et al., 2018; OLSEN et al., 2016; PAUL et al., 2007). Zudem kann die Datenerfassung durch die Platzierung der Messgeräte beeinflusst werden (OLSEN et al., 2016).

Der Actical[®] wurde bereits im Hinblick auf seine Eignung zur Erfassung von körperlicher Aktivität bei Hunden und Katzen untersucht und validiert (BROWN et al., 2010b; DOW & MICHEL, 2009; HANSEN et al., 2007; LASCELLES et al., 2008). Zudem wurde von einigen Arbeitsgruppen untersucht, inwieweit Beschleunigungssensoren, darunter auch der Actical[®], verwendet werden können, um zwischen verschiedenen Aktivitätsniveaus von Hunden mit der Höhe der gemessenen Counts in einer Epoche zu differenzieren (LADHA & HOFFMAN, 2018; LADHA et al., 2013; MICHEL & BROWN, 2011; MORRISON et al., 2013; YAM et al., 2011).

Von Michel et al. (2011) wurden mit einem ventral am Halsband angebrachten Actical[®] verschiedene Aktivitätsniveaus bei 104 Hunden untersucht (MICHEL & BROWN, 2011). Es wurden zunächst drei verschiedene Aktivitätsniveaus definiert. Das erste Aktivitätsniveau entspricht dem Ruheverhalten, während dem der Hund bei fehlender Rumpftätigkeit in Brust-Bauch- oder Seitenlage lag. Beim zweiten Aktivitätsniveau, der mittleren Aktivität, wurden die Hunde an der Leine auf einem ebenen, glatten Weg geführt. Für das dritte Aktivitätsniveau, die schwere Aktivität, wurden die Hunde an der Leine auf einem zuvor festgelegten ebenen Weg getraht. Pro Aktivitätsniveau wurde eine Untersuchungsdauer von drei Minuten angesetzt und die Epochenlänge der Messgeräte wurde zunächst auf 15 Sekunden eingestellt. Die erfassten Aktivitätswerte (Counts) wurden dann aber für jede Minute aufaddiert, sodass Counts pro Minute (cpm) vorlagen. Folgende Counts konnten für die Aktivitätsniveaus erhoben werden: der Medianwert während des Ruheverhaltens betrug 20 cpm (0 bis 221 cpm), der Medianwert der mittleren Aktivität 1196 cpm (414 bis 2475 cpm), und der Medianwert der schweren Aktivität 3027 cpm (1340 bis 6067 cpm). Die Analyse der ROC-Kurve zeigte, dass die Counts eine hohe Genauigkeit bei der Unterscheidung zwischen dem ersten und zweiten Aktivitätsniveau aufwiesen. Für die dazugehörige Auswertung der AUC ergab sich ein Wert von 1,00. Zudem konnte mit einer AUC von 0,9813 ebenfalls eine hohe Genauigkeit für die Unterscheidung zwischen dem zweiten und dritten Aktivitätsniveau nachgewiesen werden. Im zweiten Schritt wurden die verschiedenen Aktivitätsniveaus von 99 Hunden über einen Zeitraum von 14 Tagen mit Hilfe des Actical[®] anhand der obigen zuvor ermittelten Grenzwerte eingeteilt. Für jeden Tag wurden prozentuale Anteile der einzelnen Aktivitätsniveaus bestimmt. Im Schnitt verbrachten die Hunde 87 % der untersuchten Zeit im ersten Aktivitätsniveau, 11 % im zweiten und 2 % im dritten Aktivitätsniveau. Mit Hilfe einer linearen Regressionsanalyse wurde der Zusammenhang zwischen dem Signalelement der untersuchten Hunde und der Zeit, die die Hunde mit Aktivitäten unterschiedlicher Intensität verbrachten, ermittelt. Die einzige Variable, die in signifikantem Zusammenhang mit dem Zeitaufwand für Aktivitäten unterschiedlicher Intensität stand, war das Alter der Hunde. Für jede Zunahme des Alters um ein Jahr nahm die Zeit, die die Hunde im ersten Aktivitätsniveau verbrachten um 0,9 % zu, während die Zeit, die sie im zweiten und dritten Aktivitätsniveau verbrachten um 0,7 % bzw. 0,2 % abnahm (MICHEL & BROWN, 2011).

Yam et al. (2011) untersuchten die Einteilung verschiedener Aktivitätsniveaus anhand ermittelter Aktivitätswerte durch den ActiGraph GT3X[®] (ActiGraph LLC, Pensacola, USA) Beschleunigungssensor (YAM et al., 2011). Hierbei handelt es sich um einen triaxialen Beschleunigungssensor, welcher zur Erfassung der körperlichen Aktivität beim Menschen entwickelt wurde (ACTIGRAPH LLC, 2013; KERR et al., 2018; STRAKER & CAMPBELL, 2012). Das Messgerät wurde bei 30 Hunden für einen Tag dorsal am Halsband befestigt und die Tiere wurden per Video überwacht. Es wurden vier verschiedene Aktivitätsniveaus definiert: Ruheverhalten mit keiner Rumpfbewegung, leichte Aktivität mit langsamen Rumpfbewegungen in geschlossenen Räumen oder in einem Zwinger, leichte bis mittelschwere Aktivität mit einer langsamen bis mäßigen Rumpfbewegung, wobei der Hund angeleint war, und zuletzt starke Aktivität. Die Aufzeichnungen der Hunde wurde fortgesetzt, bis jeder Hund zehn Minuten am Stück ein bestimmtes Aktivitätsniveau zeigte. Die Epochenlänge betrug 15 Sekunden und zur Auswertung wurden die Counts pro Minute aufsummiert. Es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Aktivitätsniveaus, jedoch nicht zwischen dem zweiten und dritten Aktivitätsniveau. Da sich die teilnehmenden Hunde an der Leine im Freien eher langsam bewegten, ergaben sich kaum Unterschiede in der Intensität der Aktivität zwischen leichter Aktivität in geschlossenen Räumen oder Zwinger und Leinenspaziergängen. Die Ergebnisse lassen darauf schließen, dass eine Einteilung in drei Aktivitätsniveaus zur Erfassung verschiedener Aktivitäten beim Hund geeignet ist (YAM et al., 2011).

In einer Folgestudie wurde untersucht, inwieweit der ActiGraph GT3X[®] zur Erfassung von Aktivitätsunterschieden bei gesunden und adipösen Hunden geeignet ist (MORRISON et al., 2013). Die Beschleunigungssensoren wurden dorsal am Halsband jedes Hundes angebracht und die Messperiode betrug für jeden Hund sieben Tage. Obwohl der oben genannte Beschleunigungssensor in der Regel 24 Stunden täglich getragen wurde, wurden nur die Messdaten für die Tageszeit zwischen 6 Uhr und 23 Uhr analysiert. Es wurde eine Epochenlänge von 15 Sekunden eingestellt und die erfassten Counts wurden zur späteren Auswertung ebenfalls pro Minute zusammengefasst. In allen Aktivitätswerten wurden Minuten mit null Counts aufgezeichnet, in denen die Hunde schliefen oder bewegungslos verharrten. Alle Minuten mit null Counts wurden mit Aktivitätstagebüchern der Besitzer abgeglichen, um festzustellen, ob das Messgerät auch getragen wurde. In

Anlehnung an die von Yam et al. (2011) ermittelten Counts pro Aktivitätsniveau (YAM et al., 2011), wurden vier Parameter mit den aufgezeichneten Messdaten berechnet: die Anzahl der Gesamt-Counts, ausgedrückt als durchschnittliche Zählungen pro Minute (cpm); verbrachte Zeit mit Ruheverhalten (< 1351 cpm); verbrachte Zeit in leichter bis mäßiger Aktivität (1352–5695 cpm) und verbrachte Zeit in starker Aktivität, also beispielsweise beim Laufen im Freien ohne Leine und mit schneller Rumpftätigkeit (> 5696 cpm). Die durchschnittliche Höhe der Counts pro Minute betrug $662 (\pm 230)$ und die Hunde verbrachten einen großen Teil der erfassten Zeit mit Ruheverhalten (858 ± 62 Minuten). Übergewichtige Hunde verbrachten deutlich weniger Zeit (6 ± 3 Minuten/Tag) in höheren Aktivitätsniveaus, im Vergleich zu normal gewichtigen Hunden (20 ± 14 Minuten/Tag) (MORRISON et al., 2013; YAM et al., 2011). Diese Ergebnisse entsprechen bereits bekannten Erkenntnissen aus der Humanmedizin, die zeigen, dass Adipositas die körperliche Aktivität reduzieren kann (DAVIS et al., 2006).

Somppi et al. (2022) untersuchten, inwieweit die Beziehung zwischen Hund und Halter, sowie verschiedene emotionale Situationen einen Einfluss auf physiologische Parameter beim Hund, wie beispielsweise die Herzfrequenzvariabilität, darstellen können (SOMPPI et al., 2022). Die Emotionen von Hunden wurden bisher meist anhand von Verhaltensbeobachtungen beurteilt. Affektive Zustände können sich in der Mimik, den Lautäußerungen, der Körperhaltung und den Bewegungen des gesamten Körpers und insbesondere der Ohren, Augen, des Mauls und der Rute widerspiegeln (CAEIRO et al., 2017; CSOLTOVA & MEHINAGIC, 2020; SINISCALCHI et al., 2018). In jüngster Zeit wurde die emotionsbezogene Reaktion von Hunden auch mit physiologischen Messungen des autonomen Nervensystems untersucht (LABORDE et al., 2017; VARGA et al., 2018). Das autonome Nervensystem hat zwei Zweige: den Sympathikus und den Parasympathikus. Die Aktivität des Sympathikus erhöht die physiologische und affektive Bereitschaft und ermöglicht eine schnelle Reaktion, während die Aktivität des Parasympathikus die Erregung verringert. Die Veränderungen zwischen diesen beiden Systemen führen zu Schwankungen der Herzfrequenz von Schlag zu Schlag, die als Herzfrequenzvariabilität gemessen werden können (CSOLTOVA & MEHINAGIC, 2020; LABORDE et al., 2017). Emotionale Erregungen können sowohl durch positive, als auch durch negative Erlebnisse verstärkt werden und beispielweise zu einer stressbedingten erhöhten körperlichen Aktivität beim Hund

führen (JONES et al., 2014). Das Verhalten der Hunde wurde anhand von Videoaufzeichnungen erfasst, die Herzfrequenzvariabilität wurde mit einem tragbaren und am Brustgeschirr befestigten Elektrokardiographie-Gerät gemessen und die körperliche Aktivität mit dem triaxialen ActiGraph GT9X[®] (ActiGraph LLC, Pensacola, USA) aufgezeichnet. Dies ist ein Nachfolgemodell des ActiGraph GT3X[®] und verfügt zusätzlich über ein LCD-Display, ein Gyroskop, ein Magnetometer und einen sekundären Beschleunigungssensor, zur genaueren Erfassung von Bewegungen, Drehungen und der Körperposition (ACTIGRAPH LLC, 2023). Zusätzlich mussten die Halter deren Beziehung zu ihren Hunden beschreiben, sowie den Erregungszustand und die Persönlichkeitsmerkmale ihrer Hunde anhand von Fragebögen bewerten. Die Ergebnisse zeigten, dass emotionale Reaktionen von Hunden durch die Beziehung zwischen Hund und Halter beeinflusst werden können. Unabhängig von der Qualität zwischen der Beziehung von Hund und Halter, stimmte die subjektive Interpretation der emotionalen Erregung des Hundes durch den Besitzer mit der gemessenen Herzfrequenzvariabilität und der Verhaltensbewertung überein (SOMPPI et al., 2022).

Die Arbeitsgruppe von Engelsman et al. (2022) hat untersucht, ob Beschleunigungssensoren zur Erkennung von Ataxie bei Hunden geeignet ist (ENGELSMAN et al., 2022). Bei einer Ataxie handelt es sich um eine gestörte Bewegungskoordination oder um eine Beeinträchtigung des Zusammenspiels assoziierter Muskeln und geht mit einer Störung des Gangbildes einher. Die Ataxie kann als sensorische (propriozeptive), zerebelläre oder vestibuläre Form auftreten. Auch eine Kombination der drei Formen ist möglich (PLATT & OLBY, 2014). Die Form der Ataxie und die damit weiteren verbundenen klinischen Symptome können normalerweise durch die neurologische Untersuchung erkannt werden. Orthopädisch bedingte Lahmheiten beim Hund können die subjektive Beurteilung des Gangbildes zusätzlich erschweren (QUINN et al., 2007). Zur objektiven Erfassung des Gangbildes wird in der Regel eine Ganganalyse auf einem Laufband durchgeführt. Dies erfordert teure Geräte und ist sehr zeitintensiv (BROWN et al., 2013). Moderne Smartphones enthalten eine inertielle Messeinheit, welche aus einem triaxialen Beschleunigungssensor und einem Gyroskop besteht. In der Studie von Engelsman et al. (2022) wurde das iPhone SE (Apple Inc.) verwendet und eine angepasste Version der EncephalogClinic[®] App zur Erfassung der Bewegungsdaten

installiert. Das iPhone SE wurde dorsal am Brustgeschirrs befestigt. Das Gangbild von 55 gesunden und 23 Hunden mit unterschiedlichen Ataxie-Formen wurde untersucht. Hierzu wurden die Hunde an einer lockeren Leine auf einer rutschfesten Matte in einem langsamen Tempo und in einer geraden Linie geführt. Dieses Protokoll basiert auf Erfahrungswerten vorangegangener Studien zur Bewertung der Ataxie von Hunden und wurde sooft wiederholt, bis ein Minimum von 50 Schritten erreicht wurde (OLSEN et al., 2017). Zusätzlich wurden Videoaufzeichnungen angefertigt und die erfassten Daten wurden mit Hilfe individueller Algorithmen ausgewertet. Die inertielle Messeinheit konnte eine Ataxie mit einer Genauigkeit von 95 % erkennen (ENGELSMAN et al., 2022).

3.5.2. Verwendung zur Erfassung der körperlichen Aktivität bei schmerzhaften Erkrankungen des Bewegungsapparats

Chronische Schmerzen und Entzündungen, wie sie bei der Osteoarthritis vorkommen, sind auch bei Hunden und Katzen beschrieben und deren Auswirkungen auf die Aktivität der betroffenen Tiere ist ebenfalls gut dokumentiert (LASCELLES et al., 2007; RIALLAND et al., 2012; SMITH et al., 2022b; WERNHAM et al., 2011). Bei der Behandlung dieser Patienten müssen sich die Veterinärmediziner häufig auf die subjektive Einschätzung der Aktivität des Tieres durch den Besitzer verlassen, um den bisherigen Behandlungserfolg bewerten zu können. Eine objektive und zuverlässige Methode zur Erfassung des Aktivitätsniveaus betroffener Tiere ist daher essentiell zur Beurteilung der Effektivität der erfolgten Therapie und einer damit verbundenen Schmerzreduktion (RIALLAND et al., 2012). Studien belegen, dass bei derartigen Fällen der Einsatz von Beschleunigungssensoren von großem Nutzen ist (BROWN et al., 2010b; ESKANDER et al., 2020; KNAZOVICKY et al., 2015; LASCELLES et al., 2015, 2022; LITTLE et al., 2016; MEJIA et al., 2019, 2021; WERNHAM et al., 2011).

3.5.3. Verwendung zur Erfassung der körperlichen Aktivität bei Adipositas

Die Anzahl der übergewichtigen Hunde hat in den letzten Jahren stark zugenommen. Je nach Land liegen die Zahlen der betroffenen Hunde zwischen 20 und 50 % (COURCIER et al., 2010; MONTOYA-ALONSO et al., 2017; PORSANI et al., 2019). Wie in der Humanmedizin schon lange bekannt ist, hat massives Übergewicht auch bei Hunden deutliche negative Auswirkungen auf die

Gesundheit (DAVIS et al., 2006). Herz- und Lungenerkrankungen, aber auch Erkrankungen des endokrinen Systems wie beispielsweise Diabetes mellitus sind auch bei übergewichtigen Hunden keine Seltenheit (CHANDLER, 2016; CLARK & HOENIG, 2016; ZORAN, 2010). Zudem stellt Übergewicht eine Belastung für den Bewegungsapparat dar, und spielt, speziell bei der Entwicklung der Osteoarthritis, eine große Rolle (HUCK et al., 2009; MARSHALL et al., 2009). Neben einem speziellen Diätprogramm zur Gewichtsreduktion ist Bewegung ein wichtiger Bestandteil bei dem Management der Adipositas und hier kann die Akzelerometrie zur Erfassung der Aktivität von großem Nutzen sein (MORRISON et al., 2014a). Der Actical® wird erfolgreich als Beschleunigungssensor zur Erfassung der Aktivität und des Energiestoffwechsels von Hunden eingesetzt (BARALE et al., 2022; GERTH & DOBENECKER, 2016; MCKNIGHT et al., 2015; MEJIA et al., 2019; OLSEN et al., 2016; RUOSS, 2011; YAM et al., 2011; ZOLLNER, 2012).

3.5.4. Verwendung zur Erfassung von Juckreizepisoden

Juckreiz beim Hund ist ein häufiger Grund zur Vorstellung in der Tierarztpraxis. Er kann sich in verschiedenen Ausprägungen darstellen, wie beispielsweise Kratzen an bestimmten Körperregionen, Pfoten lecken, oder Kopf schütteln. Dabei variieren Intensität und Häufigkeit des Kratzverhaltens von Hund zu Hund, je nach Ursache und individueller Ausprägung des Juckreizes (GRIFFIES et al., 2018). Juckreiz kann die Lebensqualität deutlich einschränken und vor allem nächtlicher Juckreiz kann sehr belastend sein (BENDER et al., 2003, 2008). Der Therapieerfolg lässt sich anhand einer Veränderung des Kratzverhaltens beurteilen. Hierfür ist die gute Beobachtung durch den Besitzer nötig. Zudem kann das Hautbild regelmäßig durch den Tierarzt kontrolliert werden. Beide Ansätze sind jedoch zeitaufwändig und subjektiv (GRIFFIES et al., 2018; WERNIMONT et al., 2018). Studien zeigen, dass sich der Actical® als objektive Methode zur Erfassung des Kratzverhaltens von Hunden eignet und zur Kontrolle des Therapieerfolges eingesetzt werden kann (PLANT, 2008; SCHWAB-RICHARDS et al., 2014). Neben der Bewertung des Juckreizes anhand vermehrter Gesamtaktivität beispielsweise in der Nacht, können mittels verschiedener Algorithmen auch spezifische pruritische Verhaltensweisen erkannt werden (GRIFFIES et al., 2018; NUTTALL & MCEWAN, 2006; WERNIMONT et al., 2018).

3.5.5. Verwendung zur Erfassung von Schlaf- und Ruhephasen

Beschleunigungssensoren, darunter auch der Actical[®], werden zunehmend als praktische und nicht-invasive Methode zur Bewertung der körperlichen Aktivität von Haustieren, vor allem Hunden, angewendet. Der Actical[®] war einer der ersten Beschleunigungssensoren, welcher für die Anwendung an Hunden und Katzen validiert wurde (ANDREWS et al., 2015; BROWN et al., 2010b; DOW & MICHEL, 2009; LASCELLES et al., 2008; MICHEL & BROWN, 2011). Mehrere später entwickelte Beschleunigungssensoren wurden hinsichtlich ihrer Validität zur Erfassung der körperlichen Aktivität beim Tier mit dem Actical[®] verglichen (BELDA et al., 2018; MEJIA et al., 2019; STRAKER & CAMPBELL, 2012; YASHARI et al., 2015).

Hunde leiden wie der Mensch an Erkrankungen, die einen Einfluss auf das Schlaf- und Ruheverhalten haben können. Dazu zählen chronische Erkrankungen, die unter anderem mit chronischen Schmerzen einhergehen, wie zum Beispiel Osteoarthritis, oder Erkrankungen die mit starkem Pruritus einhergehen, wie beispielsweise die atopische Dermatitis (BROWN et al., 2010b; KNAZOVICKY et al., 2015; NUTTALL & MCEWAN, 2006; WERNHAM et al., 2011). Aber auch Atemwegserkrankungen, wie das brachycephale obstruktive Atemwegssyndrom bei kurznasigen Hunderassen, können außer der täglichen Aktivität auch die Schlaf- und Ruhephasen der Tiere beeinträchtigen (BARKER et al., 2021). Daher besteht sowohl auf Seiten der Tierärzte, als auch auf Seite der Tierbesitzer, zunehmend Interesse an der Überwachung von Schlaf- und Ruhephasen bei Hunden als ein Indikator für Wohlbefinden, Gesundheit oder Krankheit. Obwohl bereits Studien zur Erfassung von verschiedenen Aktivitätsniveaus und Ruhephasen beim Hund mit Hilfe von Beschleunigungssensoren durchgeführt wurden, bleibt die Dokumentation von Schlafphasen mit Beschleunigungssensoren in der Praxis nach wie vor eine Herausforderung, da es keinen einheitlichen Konsensus oder Richtlinien zur Nutzung von Beschleunigungssensoren und entsprechender Algorithmen gibt (CLARKE & FRASER, 2016; LADHA & HOFFMAN, 2018; MICHEL & BROWN, 2011; MORRISON et al., 2013; YAM et al., 2011).

In einer Studie wurden Bewegungsdaten von sechs genetisch narkoleptischen Dobermannpinschern (Laborhunde) mit dem Actiwatch[®] (Mini Mitter Inc., Oregon, USA) erfasst und ausgewertet (JOHN et al., 2000). Dieser Beschleunigungssensor wurde ausschließlich für den menschlichen Gebrauch

hergestellt und validiert, und seine Schlafalgorithmen basieren auf menschlichen Schlafstudien und Aktivitätsniveaus (MARINO et al., 2013; SPRUYT et al., 2012; WEISS et al., 2010). Es erfolgte der Vergleich zwischen den vom Beschleunigungssensor erfassten Messdaten mit Ergebnissen aus einer zusätzlich durchgeführten polysomnographischen Untersuchung von zwei Hunden. Aufgrund der übereinstimmenden Ergebnisse wurde der Actiwatch® in zwei weiteren Studien eingesetzt. Diese Arbeitsgruppen untersuchten die Wechselwirkungen zwischen Alter und kognitiven Funktionen, wie beispielsweise Gedächtnis und Lernen, sowie die Wechselwirkungen zwischen Aktivitäts- und Ruhephasen (JOHN et al., 2000; ZANGHI et al., 2013, 2016).

Eine andere Arbeitsgruppe untersuchte die Ruhephasen bei Tierheimhunden und bei Begleithunden (CLARKE & FRASER, 2016). Die Hunde wurden mit dem HOBOPendant G Datenlogger® (Onset Computer Corporation, Massachusetts, USA) ausgestattet. Im Folgenden kurz HOBOPendant® genannt. Neben der Aufzeichnung von Aktivität ist der HOBOPendant® in der Lage, die Kopf-Hals-Haltung aufzuzeichnen. Da Hunde typischerweise mit abgelegtem Kopf schlafen, ändert sich der Winkel zwischen Kopf und Hals während einer Schlaf- oder Ruhephase in der Regel nicht. Jede Änderung des Winkels ist daher als Hinweis auf eine Unterbrechung der Schlaf- oder Ruhephase anzusehen. Für den gewählten Untersuchungszeitraum wurden beide Patientengruppen in einen ihnen bekannten Raum gebracht und zur besseren Überwachung jeweils in einen mobilen Auslauf gesperrt. Die Daten wurden in zehn Sekunden Epochen erfasst und das Verhalten der Hunde wurde zusätzlich mit einer Videokamera aufgezeichnet. Im Anschluss erfolgte ein Vergleich zwischen den Messdaten und den Videoaufzeichnungen, wobei in Bezug auf die Dokumentation von Schlaf und Ruhe eine Übereinstimmung von über 90 % vorlag. Die Übereinstimmung verringerte sich bei ungewöhnlich ruhig liegenden Hunden und war stark von der Bewegung des Messgerätes am Halsband und einer Änderung der Ruheposition des Kopfes, beispielsweise auf einem Kissen, abhängig. (CLARKE & FRASER, 2016).

In einer Folgestudie wurde der HOBOPendant® mit einem weiteren Algorithmus kombiniert, welcher für die Erfassung von Schlaf beim Menschen erstellt wurde (BORAZIO et al., 2014; CLARKE & FRASER, 2016). Mit Hilfe dieser zwei Ansätze wurde wiederum ein spezieller Algorithmus, der sogenannte Low Movement Recumbency Approach (LMR) für den Hund erstellt, um Ruhephasen

anhand der Kopf-Hals-Position besser differenzieren zu können (LADHA & HOFFMAN, 2018). Die Hunde wurden mit dem Beschleunigungssensor VetSens® (VetSens, Newcastle, UK) ventral am Halsband ausgestattet und während der gewählten Messperiode in ihrem gewohnten Umfeld mittels Videoaufzeichnungen überwacht. Die Dauer der Aufzeichnungen variierte und betrug zwischen 99 und 205 Minuten. Die erfassten Messdaten jedes Hundes wurden zunächst mit einem Algorithmus zur sogenannten Rotationskorrektur bearbeitet. Mit dieser Rotationskorrektur sollen mögliche Fehlmessungen durch eine ungenaue Positionierung des Messgerätes am Halsband durch Verrutschen korrigiert werden. Anschließend wurden die Messdaten mit dem Ansatz von Borazio et al. (2014) und mit dem von Clarke und Fraser (2016) beschriebenen Head-Down-Algorithmus verarbeitet und mit den Videoaufnahmen verglichen (BORAZIO et al., 2014; CLARKE & FRASER, 2016). Zur Erstellung des neuen Algorithmus wurde ein bestimmter Neigungswinkel für die Kopf-Hals-Position festgelegt, bei dem sich die Hunde am wahrscheinlichsten in einer Ruhephase befanden. Die Ergebnisse des neu entwickelten LMR bestätigen, dass diese Methode geeignet ist, Ruhe- und Aktivitätsphasen unter Berücksichtigung der Kopf-Hals-Position voneinander zu unterscheiden. Es bleibt allerdings unklar, ob eine abgesenkte Kopfposition für alle Hunde als physiologische Ruheposition angesehen werden kann, da es auch Hunde gibt, die mit ihrem Kopf beispielsweise auf einem Kissen, oder der Sofalehne schlafen oder ruhen (LADHA & HOFFMAN, 2018).

Die Arbeitsgruppe von Barker et al. (2021) untersuchte die körperliche Aktivität und die Schlafqualität von brachyzephalen Hunden (BARKER et al., 2021). Brachyzephalen Hunde wurden mit dem PitPat® Beschleunigungssensor (PitPat Ltd, Cambridge, UK) am Halsband ausgestattet. Zusätzlich mussten die Besitzer Fragen zur Ausprägung von Atemgeräuschen und über das Schlafverhalten ihrer Hunde beantworten. Außerdem wurde von jedem Hund eine Stunde Schlaf auf Video aufgezeichnet. Die Videoaufnahmen wurden anschließend auf Schlafstörungen überprüft und ausgewertet. Es zeigte sich, dass über 80 % der brachyzephalen Hunde erhebliche Schlafunterbrechungen aufgrund von Atemproblemen aufwiesen. Im Gegensatz dazu zeigten die Daten des Beschleunigungsmessers keinen Unterschied in der täglichen Aktivität zwischen brachyzephalen und gesunden Hunden (BARKER et al., 2021).

Mit Hilfe von Beschleunigungssensoren wurde auch die Tages- und Nachtaktivität von Hunden mit idiopathischer Epilepsie, die mit verschiedenen Antikonvulsiva, wie beispielsweise Phenobarbital und Kaliumbromid behandelt wurden, untersucht (BARRY et al., 2021). Die Hunde wurden mit einem FitBark® Beschleunigungssensor (FitBark Inc., Missouri, USA) am Halsband ausgestattet. Der Messzeitraum erstreckte sich über einen Zeitraum von zwölf Wochen. Die Aktivitätswerte wurden mit einem proprietären Algorithmus ermittelt und pro Minute, als sogenannte BarkPoints, angegeben. Die erfassten Messdaten können mit Hilfe von Bluetooth-Technologie auf ein Smartphone übertragen werden. Anhand des regulären Schlafrhythmus des Besitzers wurde ein Zeitfenster von vier Stunden ausgewählt, für das die Schlafqualität des Hundes berechnet wurde. Dabei wurde nächtliche Unruhe, also vermehrte Aktivität, zur Berechnung des Schlafscore herangezogen. Der Schlafscore wurde als prozentualer Anteil der mit vermehrter Aktivität verbrachten Minuten angegeben. Die Ergebnisse zeigten, dass die Hunde mit idiopathischer Epilepsie unter Therapie sich tagsüber als weniger aktiv erwiesen, als die Hunde der Kontrollgruppe. Dies deckt sich mit Erkenntnissen aus der Humanmedizin (JAIN & GLAUSER, 2014). Auffällig war, dass Hunde, die eine Kombination aus Phenobarbital und Kaliumbromid erhielten, ein deutlich geringeres Tagesaktivitätsniveau aufwiesen als die Hunde in der Kontrollgruppe. Beim Schlafscore wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den erkrankten und gesunden Hunden festgestellt. Allerdings zeichnete sich bei Hunden unter Kaliumbromid mit höherer Dosierung ein niedrigerer Schlafscore ab, was wiederum auf mehr nächtliche Unruhe mit dieser Medikation schließen lässt (BARRY et al., 2021). Vermehrte Müdigkeit und Lethargie sind zwei der häufigsten unerwünschten Wirkungen einer antiepileptischen Therapie bei Hunden (CHARALAMBOUS et al., 2016).

Auch mögliche Auswirkungen von Hunden, die im gleichen Raum wie ihre Besitzer schliefen, auf den Schlaf ihrer Besitzer wurde mithilfe von Beschleunigungssensoren evaluiert. Sowohl die menschlichen als auch die tierischen Probanden wurden mit Beschleunigungssensoren ausgestattet (KRAHN et al., 2016; PATEL et al., 2017; SMITH et al., 2018a). Es zeigte sich eine Diskrepanz zwischen den objektiven Messdaten und den subjektiven Einschätzungen der Besitzer. Die Probanden schienen nicht wahrzunehmen, dass sich das gemeinsame Schlafen negativ auf ihren eigenen Schlaf auswirkte. Über die

Hälfte der Probanden berichtete von mehreren Störungen in der Nacht, bedingt durch nächtliche Spaziergänge. Gleichzeitig bewerteten sie anhand von subjektiven Schlafskalen, wie beispielsweise dem Pittsburgh Sleep Quality Index, ihre Schlafqualität als gut oder sehr gut – unabhängig davon, ob der Hund mit im Bett lag, oder nicht (SMITH et al., 2018a). Neben dem Einfluss des Hundes auf die Schlafqualität des Besitzers untersuchte die Studie von Krahn et al. (2016) auch die Schlafqualität der Hunde (KRAHN et al., 2016). Dabei wurde untersucht, inwieweit die Rasse des Hundes Einfluss auf das Schlafverhalten des Hundes selbst, oder auch auf den Schlaf des Besitzers hatte. Um die Schlafqualität der Hunde zu beurteilen, wurde die Schlafeffizienz der Hunde ermittelt. Ein Ergebnis von über 85 % wurde als gut angesehen. Mit Ausnahme von Hunden kleiner Rassen wie Yorkshire Terrier, Shi Tzu und Mops, lag die Schlafeffizienz bei Hunden mittlerer und großer Rassen bei über 85 %. Die Studie ergab auch, dass erwachsene Hunde und Hunde mit höherem Gewicht besser schliefen, als Senioren. Eine höhere Schlafeffizienz wurde hierbei als besserer Schlaf gewertet (KRAHN et al., 2016).

III. MATERIAL UND METHODEN

1. Studienaufbau

Die vorliegende Studie ist eine prospektive Beobachtungsstudie und wurde von der Ethikkommission des Zentrums für klinische Tiermedizin München genehmigt (Protokoll-Nummer 133-13-07-2018). Es wurden zehn Privathunde jeweils mit einem Actical[®] ausgestattet. Die Epoche wurde auf eine Minute eingestellt. Jeder Hund wurde von einem einzigen Beobachter während seiner üblichen Schlaf- und Ruhezeiten überwacht und jeder Beobachter wurde angewiesen, den Hund vom Beginn bis zum Ende seiner Schlaf- und Ruhephase kontinuierlich zu beobachten und für jede Minute die genaue Verhaltensweise, wie Schlafen, Ruhen, oder den Wachzustand, sowie alle Bewegungen im Detail schriftlich zu dokumentieren. Für die Datenanalyse wurden die schriftlichen Dokumentationen und die erfassten Counts pro Minute des Akzelerometers miteinander verglichen.

2. Material

2.1. Hunde

Es wurden insgesamt zehn Hunde von acht verschiedenen Hunderassen eingeschlossen. Zu den Rassen zählten drei Labrador Retrievers, ein Weimaraner, ein Rhodesian Ridgeback, ein Deutscher Schäferhund, ein Irish Setter, ein Berner Sennenhund, ein Dalmatiner und ein Mischlingshund. Davon waren neun Hunde weiblichen Geschlechts und ein Hund männlichen Geschlechts. Das Durchschnittsalter der Hunde lag bei 5,4 Jahren (Median 3,3 Jahre). Alle Hunde wurden einer allgemeinen klinischen Untersuchung durch die Studienleiterin unterzogen und wiesen nach Besitzerangaben keine Vorerkrankungen auf. Vier Besitzer berichteten zudem, dass ihr Hund während des Schlafs häufig Traumschlafbewegungen, wie beispielsweise ein Zucken von Nasen, Lippen oder Pfoten, zeigt (Tabelle 1).

2.2. Beobachter

Bei den Beobachtern handelte es sich um vier Tierärzte, einschließlich der Studienleiterin, und zwei tiermedizinische Fachangestellte.

Tabelle 1: Signalement der ausgewählten Hunde (n = 10).

Hund Nummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Rasse	W	LR	RR	DSH	LR	MS	IS	BS	D	LR
Alter in Monaten	70	28	34	79	26	206	119	46	17	32
Geschlecht	wk	w	mk	wk	wk	wk	wk	wk	w	w
Hunde mit Tendenz zu REM-Schlaf- Bewegungen	nein	ja	nein	nein	nein	nein	ja	ja	nein	ja

W = Weimaraner, LR = Labrador Retriever, RR = Rhodesian Ridgeback, DSH = Deutscher Schäferhund, MS = Mischling, IS = Irish Setter, BS = Berner Sennenhund, D = Dalmatiner; w = weiblich, m = männlich, wk = weiblich kastriert, m = männlich kastriert, SL = Studienleiter, B = Besitzer.

2.3. Beschleunigungssensor (Actical®)

Der Actical® (Philips Respironics Inc., Pennsylvania, USA) ist ein omnidirektionaler Beschleunigungssensor, der in alle Richtungen aufzeichnen kann und mit einem piezoelektrischen Sensor Beschleunigungen im Bereich zwischen 0,02 bis 2,0 G misst. Zudem hat das Messgerät eine bandbegrenzte Frequenz von 0,5–3,0 Hz (Abbildung 1). Das Messgerät tastet Daten mit einer Rate von 32 Hz pro Sekunde ab. Der integrierte Sensor erzeugt eine Spannung, wenn das Gerät eine Beschleunigung erfährt. Diese Spannung wird dann in einen digitalen Aktivitätsrohwert umgewandelt. Mit Hilfe der zugehörigen Computersoftware wird der Aktivitätsrohwert umgewandelt und als Aktivitätswert (Count) angegeben. Je höher diese Counts ausfallen, desto stärker ist die Beschleunigung, also das heißt desto stärker ist die Aktivität.

Das Messgerät muss zur Aufzeichnung in Epochen programmiert werden. Dies stellt die Zeitspanne dar, in der das Messgerät die erfassten Daten akkumuliert, bevor diese lokal gespeichert werden und der Zähler wieder auf null zurückgesetzt wird. Diese Epochen können unterschiedliche lang sein und dauern von Sekunden (1, 2, 5, 15, 30 Sekunden) bis zu einer, zwei oder fünf Minuten. Die erfassten Counts werden dann pro Epoche angegeben, zum Beispiel als x Counts pro Minute (cpm). Die Länge der möglichen Aufzeichnungszeit ist abhängig von der erfassten Datenmenge und Epochen-Auswahl, sowie von dem vorhandenen lokalen Speicherplatz und der Lebensdauer der Batterie. Bei einer Epochenlänge von einer

Minute kann der Actical[®] Messdaten von bis zu 200 Tagen aufzeichnen. Die erfassten Messdaten können dann mit der entsprechenden Software (Philips Respironics Inc., Pennsylvania, USA) ausgewertet und/ oder zur weiteren Analyse in Microsoft Excel[®] exportiert werden. Um den Actical[®] zu programmieren und auf die Messdaten zugreifen zu können, muss das Messgerät über das mitgelieferte Auslesegerät an einen Computer angeschlossen werden. (RESPIRONICS INC., 2012).

Jedes Messgerät wurde für den angedachten Messzeitraum mit einer neuen Batterie ausgestattet, mit den für das jeweilige Tier relevanten Daten vorprogrammiert und aktiviert. In Anlehnung an die Validierungsstudie wurde die Epochenlänge auf eine Minute eingestellt (HANSEN et al., 2007). Ein Abgleich der Uhr zwischen Studienleiterin und Computer und zwischen Studienleiterin und Hundehalter wurde direkt während der Programmierung durchgeführt, damit die minutengenauen Beobachtungen später auch mit den erfassten Counts des Messgeräts übereinstimmten. Uhrzeit und Datum des Actical[®] hängen von der Uhrzeit und dem Datum ab, die auf dem zur Initialisierung verwendeten Computer eingestellt sind (hier: mitteleuropäische Zeit).

Um den Actical[®] vor Umwelteinflüssen wie Nässe und zufälligen Beschädigungen wie Stößen, Bissen oder ähnliches zu schützen, wurde jedes Messgerät in eine von der Firma Starr Life Science (Pennsylvania, USA) hergestellte Metallschutzhülle gesteckt und dann auf das passende Halsband aufgefädelt (Abbildung 1). Es wurde darauf geachtet, dass bei jedem Hund immer ein zwei Finger breiter Abstand zwischen dem Messgerät und dem Hals des Hundes bestand und das Messgerät wurde ventral am Hundehals positioniert (OLSEN et al., 2016). Vor und nach jeder Anwendung wurde die Metallschutzhülle samt Halsband mit einem handelsüblichen Desinfektionsmittel für Medizinprodukte (Meliseptol[®] Foam pure, Braun, Deutschland) gereinigt und desinfiziert, um Rückstände wie Fell und Schmutz zu entfernen.

Abbildung 1: Exemplarische Darstellung des verwendeten Beschleunigungssensors.



Links im Bild der Actical®. Rechts im Bild die passende aufgeschraubte Metallschutzhülle. Darunter ein handelsüblicher Kugelschreiber zum Größenvergleich.

3. Methoden

3.1. Durchführung

Der Beobachtungs- und Messzeitraum wurde an den Tagesablauf des jeweiligen Hundes angepasst, welcher zuvor mit dem Besitzer besprochen wurde. Nach dem Anlegen des Halsbandes samt Messgerät wurden entweder Hund und Besitzer nach Hause entlassen, oder der zu untersuchende Hund in einen ihm vertrauten Raum gebracht, wo er seine üblichen Ruhezeiten, nachmittags oder abends, verbrachte.

Jeder Hund wurde während der angedachten Schlaf- und Ruhezeiten kontinuierlich, entweder vom Besitzer oder der Studienleiterin, überwacht und beobachtet. Passend zu den eingestellten Epochen wurde für jede beobachtete Minute eine schriftliche Dokumentation angefertigt. Es wurde genauestens notiert, ob der Hund zu schlafen schien, also regungslos mit geschlossenen Augen da lag und ein regelmäßiges Atemmuster zeigte, oder ob der Hund wach und regungslos mit geöffneten Augen da lag, oder ob er sich in einem wachen und aktiven Verhaltenszustand befand.

Außerdem wurden alle sichtbaren Bewegungen, beispielsweise ein Anheben des Kopfes, ein Strecken der Pfoten, oder ein Aufstehen, sowie Veränderungen der Körperposition während des Schlafs oder der Ruhe, dokumentiert. Der Beobachtungs- und Messzeitraum wurde beendet, sobald der Hund aufwachte und offensichtlich nicht mehr ruhen wollte und beispielsweise zu spielen begann.

Nach Beendigung aller Beobachtungs- und Messperioden wurden die schriftlich dokumentierten Beobachtungen, wie die Schlaf- und Ruheminuten, sichtbare Bewegungen, sowie die Minuten des wachen und aktiven Verhaltenszustandes, durchgesehen. Basierend auf der Intensität der beobachteten Bewegungen wurden verschiedene Bewegungskategorien (M0–M4; Tabelle 2) erstellt.

Die erfassten Messdaten wurden mit der entsprechenden Software ausgelesen, gespeichert und in Microsoft Excel[®] exportiert. Anschließend wurden die Counts pro Minute überprüft und Actical[®] Cut-Off-Werte (0 cpm; ≥ 1 cpm) festgelegt. Es wurde angenommen, dass 0 cpm für Schlaf und Ruhe stehen und ≥ 1 cpm für einen wachen und aktiven Verhaltenszustand stehen. Daher wurde in einem nächsten Schritt geprüft, ob die schriftlich dokumentierten Beobachtungen von Schlaf- und Ruhephasen und die Actical[®] Cut-Off-Werte für jede Minute übereinstimmen. Zusätzlich wurde die Übereinstimmung zwischen den Counts und den beobachteten und dokumentierten Bewegungen für jede Bewegungskategorie bewertet.

Tabelle 2: Bewegungskategorien M0–M4 basierend auf der Intensität der vom Hund gezeigten Bewegungen während der Beobachtungsphase.

M0	keine Bewegung	Hund liegt bewegungslos in Brust-Bauch- oder Seitenlage mit dem Kopf auf dem Boden, ohne sichtbare Bewegung des Kopfes, des Rumpfes oder der Gliedmaßen und scheint zu schlafen mit geschlossenen Augen (M0S), zu ruhen mit offenen Augen (M0R), oder während eines wachen und aktiven Verhaltenszustandes regungslos in einer beliebigen Position zu verharren (M0WA), um beispielsweise auf ein Kommando zu warten. Bewegungen der Augenlider wurden nicht als Bewegung interpretiert
M1	minimale Bewegung ohne Veränderung der Körperposition	Hund liegt in Brust-Bauch- oder Seitenlage mit dem Kopf auf dem Boden und scheint zu schlafen mit geschlossenen Augen (M1S) oder zu ruhen mit offenen Augen (M1R). Bewegungen, die in dieser Position auftreten: Zucken der Nase, der Pfoten oder der Lefzen, Nicken des Kopfes
M2	moderate Bewegung mit Änderung der Körperposition, aber ohne Aufstehen	Hund liegt in Brust-Bauch- oder Seitenlage mit dem Kopf auf dem Boden und scheint zu schlafen mit geschlossenen Augen (M2S) oder zu ruhen mit offenen Augen (M2R). Bewegungen, die in dieser Position auftreten: Änderung der Kopfposition, Strecken der Gliedmaßen, wenige (< 5) Kratzbewegungen ohne Änderung der Körperposition
M3	starke Bewegung mit Änderung der Körperposition	Hund legt sich hin oder steht auf
M4	wacher und aktiver Verhaltenszustand mit zielgerichteten Bewegungen	Hund läuft umher trinkt Wasser, spielt

3.2. Statistik

Für die statistische Analyse wurde eine deskriptive Datenanalyse durchgeführt. Mit besonderem Augenmerk auf die dokumentierten Schlaf- und Ruheminuten wurden die Sensitivität und Spezifität, sowie der positive und negative prädiktive Wert und das jeweilige 95 % Konfidenzintervall berechnet. Diese Berechnungen wurden für die Erfassung von Schlaf- und Ruheminuten durch den Actical® und einmal für die

Differenzierung zwischen Schlaf- und Ruheminuten durch den Actical[®] durchgeführt. Hierfür wurden einmal die Cut-Off-Werte von 0 cpm für Schlafminuten und ≥ 1 cpm für Minuten, die die Hunde in einem wachen und aktiven Verhaltenszustand verbracht haben, ausgewählt, sowie einmal 0 cpm für Schlafminuten und ≥ 1 cpm für Minuten, die die Hunde in einem Ruhezustand verbracht haben. Alle Berechnungen und statistischen Analysen der vorliegenden Studie wurden mit Microsoft Excel[®] (Microsoft Office 2016) und der Statistiksoftware R (Version 4.2.1, 2022-06-23) durchgeführt.

IV. ERGEBNISSE

Die gesamte Beobachtungszeit betrug 2633 Minuten. Für 16 Minuten fehlte eine schriftliche Dokumentation, sodass insgesamt 2617 Minuten (43,6 Stunden) ausgewertet und analysiert wurden. Durchschnittlich wurde jeder Hund für 261,5 Minuten lang beobachtet (Mittelwert, 173–468 Minuten) und es wurde bei jedem Hund ein Mittelwert von drei Schlaf- und Ruhephasen (Median, 1–9) beobachtet. Bei sechs von den zehn Hunden konnten REM-Schlaf-Bewegungen beobachtet werden (Tabelle 3). Es wurden 2363 Minuten als Schlaf- und Ruheminuten dokumentiert, wobei sich 1978 Minuten für Schlaf und 385 Minuten für Ruhe ergaben. Darüber hinaus wurden 254 Minuten eines aktiven und wachen Verhaltenszustandes beobachtet und dokumentiert (Tabelle 4).

Tabelle 3: Basisdaten der Beobachtungs- und Messperioden.

Hund Nummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Beobachtungsdauer in Minuten	305	479	202	406	173	192	255	241	182	196
Tatsächlich analysierte Minuten	301	468	202	405	173	192	255	241	182	196
Anzahl der Schlaf- und Ruhephasen	3	9	5	2	3	1	3	4	1	1
Beobachter	B	B	SL	B	SL	B	SL	SL	SL	SL
REM-Schlaf-Bewegungen beobachtet	nein	ja	nein	nein	ja	nein	ja	ja	ja	ja

B = Besitzer; SL = Studienleiterin

1. Erkennen von Schlaf- und Ruhephasen ohne Bewegungen

Zunächst wurde die Fähigkeit des Actical[®] bewertet, Schlaf- und Ruhephasen ohne Bewegungen zu erkennen. Die Beobachter dokumentierten, dass die Hunde für 1752 Minuten entweder mit geschlossenen Augen schliefen oder mit geöffneten Augen ruhten, ohne dass eine sichtbare Bewegung stattfand (M0). Der Actical[®] klassifizierte 99,4 % dieser Minuten korrekt (1742/1752; 0 cpm).

Die schriftlichen Dokumentationen zeigten, dass die Hunde für 1628 Minuten ohne jegliche Bewegungen schliefen (M0S). Dies wurde vom Actical[®] in 99,4 % korrekt erkannt (1618/1628 Minuten, 0 cpm). Für zehn Minuten (10/1628 Minuten, 0,6 %)

während der beobachteten Schlafphasen wurde laut den schriftlichen Dokumentationen keine Bewegungen beobachtet, allerdings wurden vom Actical[®] Counts (≥ 1 cpm) gemessen und somit wurden diese Minuten als nicht korrekt vom Actical[®] erkannt eingestuft. Für die verbleibenden 124 Minuten gaben die Beobachter an, dass die Hunde ruhig und bewegungslos mit geöffneten Augen lagen und sich offensichtlich in einem wachen Verhaltenszustand befanden. Diese Minuten wurden vom Actical[®] zu 100 % korrekt als fehlende Bewegung (0 cpm) interpretiert.

Zusätzlich wurden weitere zehn Minuten beobachtet und dokumentiert (M0WA), in denen die Hunde regungslos saßen oder lagen, aber sich in einem wachen, aufmerksamen und aktiven Verhaltenszustand befanden und mit der Umgebung interagierten, und zum Beispiel auf ein Kommando gewartet haben. Diese Minuten wurden vom Messgerät zu 100 % mit null Counts erfasst (Tabelle 4).

2. Erkennen von verschiedenen Bewegungskategorien

Im nächsten Schritt wurde die Fähigkeit des Actical[®] bewertet, verschiedene Bewegungskategorien zu erkennen (Tabelle 4). Bewegungen unterschiedlicher Intensitäten (M1–M4) wurden in 855 Minuten dokumentiert. Minimale und moderate Bewegungen traten auf, während der Hund schlief oder sich ausruhte. Der Actical[®] erkannte 2,9 % der minimalen Bewegungen (M1) und 50,8 % der mittleren Bewegungen (M2; ≥ 1 cpm). Zudem detektierte das Messgerät 100 % der starken Bewegungen (M3) und 100 % der aktiven und wachen Phase (M4) als Bewegung (≥ 1 cpm).

Minimale Bewegungen (M1) wurden während insgesamt 375 Minuten beobachtet. Die Überprüfung der Beobachtungen und Aufzeichnungen ergab, dass die minimalen Bewegungen häufig aus einem Zucken der Pfoten und der Nase bestanden. Der Actical[®] hat diese Bewegungen in 97,1 % der ausgewerteten Zeit (364/375 Minuten; 0 cpm) nicht erkannt. Bewegungen, die das Messgerät nicht erkannte, traten meist auf, wenn die Hunde scheinbar schliefen (M1S, 285/364 Minuten), und seltener, wenn die Hunde wach zu sein schienen und ruhig ruhten (M1R, 79/364 Minuten). Der Actical[®] hat also minimale Bewegungen während des Schlafs, die an REM-Schlaf-Bewegungen erinnern, nicht erkannt und diese Bewegungen nicht als Unterbrechung der Schlaf- oder Ruhephase aufgezeichnet.

Moderate Bewegungen (M2) wurden für 236 Minuten beobachtet. Der Actical[®] erkannte diese Art von Bewegung in 50,8 % (120/236 Minuten, $\geq 1\text{cpm}$) korrekt. Vom Messgerät erkannte moderate Bewegungen traten nur selten während des Schlafs (M2S, 19/120 Minuten) auf und häufig, wenn der Hund ruhig ruhte (M2R, 101/120 Minuten). In 49,2 % (116/236 Minuten; 0 cpm) erfasste der Actical[®] die Minuten mit beobachteten moderaten Bewegungen nicht. Anhand der schriftlichen Dokumentationen zeigte sich, dass die nicht erfassten moderaten Bewegungen seltener auftraten, wenn die Hunde zu schlafen schienen (M2S, 39/116 Minuten) und häufiger auftraten, wenn die Hunde ruhten (M2R, 77/116 Minuten). Es zeigte sich, dass eine Erfassung von Counts davon abzuhängen schien, ob sich der Kopf und Hals der Hunde bewegte, oder ob Kopf und Hals in einer ruhigen, liegenden Position verblieben, während sich beispielsweise nur die Gliedmaßen bewegten, wie dies beim Strecken der Gliedmaßen der Fall ist. Folglich stellen vom Actical[®] erfasste Counts eine deutlich stärkere Bewegungsaktivität dar, was wiederum für eine wahrscheinlichere Unterbrechung der Schlaf- und Ruhephasen spricht, wohingegen keine erfassten Counts am ehesten für keine Unterbrechung der Schlaf- und Ruhephasen sprechen.

Starke Bewegungen (M3) wurden für 49 Minuten dokumentiert und immer vom Actical[®] erkannt (100 %).

Die Bewegungskategorie M4 entspricht den ausgeprägten Bewegungen während eines wachen und aktiven Zustandes (M4, 195 Minuten). Diese Phasen wurden kurz vor Beginn der Schlaf- und Ruhephasen oder nach dem Aufwachen der Hunde dokumentiert. Sie wurden vom Actical[®] in 100 % (195/195 Minuten; $\geq 1\text{cpm}$) als Bewegung erkannt.

Die Höhe der unterschiedlichen Counts pro Minute, die vom Actical[®] für jede Bewegungskategorie (M0–M4) gemessen wurden, sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

Tabelle 4: Fähigkeit des Actical® zur Erfassung verschiedener Aktivitätsniveaus während der Schlaf- und Ruhephasen, sowie während eines wachen und aktiven Verhaltenszustandes.

	Beobachtungen (Min)	Actical® ≥ 1 cpm (Min)	Actical® 0 cpm (Min)	Bewegung aufgezeichnet vom Actical®	Bewegung nicht aufgezeichnet vom Actical®
Schlaf	1978	36	1942	1,8 %	98,2 %
M0S	1628	10	1618	99,4 %	0,6 %
M1S	292	7	285	2,4 %	97,6 %
M2S	58	19	39	32,8 %	67,2 %
Ruhe	385	105	280	27,3 %	72,7%
M0R	124	0	124	100 %	0%
M1R	83	4	79	95,2 %	4,8 %
M2R	178	101	77	56,7 %	43,3 %
Gesamt	2363	141	2222	6,0 %	94,0 %
Wach/aktiv	254	244	10	96,1 %	3,9 %
M0WA	10	0	10	0 %	100 %
M3	49	49	0	100 %	0 %
M4	195	195	10	100 %	0 %

Min = Minuten; Cpm = vom Actical® gemessene Counts pro Minute; M0 = Schlaf (M0S) und Ruhe (M0R) ohne Bewegung; M0S = Schlaf (geschlossene Augen, keine Bewegung); M0R = Ruhe (offene Augen, keine Bewegung); M0WA = keine Bewegung während eines wachen und aktiven Verhaltenszustandes; M1 = minimale Bewegung ohne Änderung der Körperposition, M2 = moderate Bewegung mit Änderung der Körperposition, aber ohne Aufstehen; M3 = starke Bewegung mit Änderung der Körperposition; M4 = wacher und aktiver Verhaltenszustand mit zielgerichteten Bewegungen.

Tabelle 5: Höhe der gemessenen Actical® Counts pro Minute für die einzelnen Bewegungskategorien (M0–M4).

	M0S	M0R	M1S	M1R	M2S	M2R	M0WA	M3	M4
Cpm	0–47	0	0–81	0–35	0–59	0–354	0	12–710	0–7140

Cpm = vom Actical® gemessene Counts pro Minute; M0 = Schlaf (M0S) und Ruhe (M0R) ohne Bewegung; M0S = Schlaf (geschlossene Augen, keine Bewegung); M0R = Ruhe (offene Augen, keine Bewegung); M0WA = keine Bewegung während eines wachen und aktiven Verhaltenszustandes; M1 = minimale Bewegung ohne Änderung der Körperposition, M2 = moderate Bewegung mit Änderung der Körperposition, aber ohne Aufstehen; M3 = starke Bewegung mit Änderung der Körperposition; M4 = wacher und aktiver Verhaltenszustand mit zielgerichteten Bewegungen.

3. Dokumentation der Schlaf- und Ruhephasen

Der am Halsband angebrachte Actical® klassifizierte mit den Cut-off-Werten (0 cpm; ≥ 1 cpm) 94,0 % der beobachteten Schlaf- und Ruheminuten korrekt als Schlaf und Ruhe (0 cpm, Tabelle 4). Die Berechnungen zeigten, dass der Actical® bei der Erkennung von Schlaf- und Ruheminuten mit einer Sensitivität von 94,0 %, einer Spezifität von 96,1 %, sowie einem positiven prädiktiven Wert von 99,6 % eine hohe Genauigkeit aufwies (Tabelle 6). Die AUC der zugehörigen ROC-Kurve betrug 0,950 (Abbildung 2). Die Ergebnisse weisen also darauf hin, dass der Actical® für die kombinierte Dokumentation von Schlaf- und Ruhezeiten geeignet ist.

Für die Fähigkeit des Actical® zur Differenzierung zwischen den dokumentierten Schlaf- und Ruheminuten miteinander, wurde eine Sensitivität von 98,2 %, eine Spezifität von 27,3 % und ein positiver prädiktiver Wert von 87,4 % berechnet (Tabelle 7). Die AUC für diese ROC-Kurve betrug 0,627 (Abbildung 3). Diese Ergebnisse zeigen, dass der gewählte Cut-Off (0 cpm; ≥ 1 cpm) nicht gut zwischen Schlaf und Ruhe differenzieren konnte.

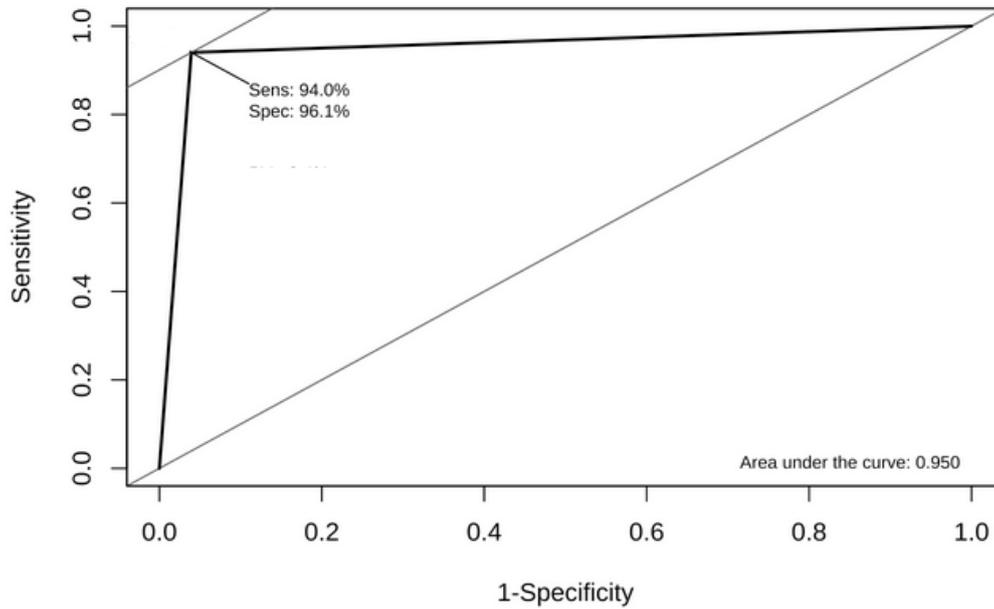
Tabelle 6: Statistische Parameter. Fähigkeit des Actical® zur Erfassung von Schlaf- und Ruhephasen mit den Actical® Cut-Off-Werten von 0 cpm und ≥ 1 cpm.

Verhalten	Ergebnisse	Konfidenzintervall 95%
Dokumentation von Schlaf- und Ruhephasen		
Sensitivität	94,0 %	93,0-95,0 %
Spezifität	96,1 %	92,9-98,1 %
Positiver prädiktiver Wert	99,6 %	99,2-99,8 %
Negativer prädiktiver Wert	63,4 %	58,3-68,2 %

Tabelle 7: Statistische Parameter. Fähigkeit des Actical® zur Differenzierung zwischen Schlaf- und Ruhephasen mit den Actical® Cut-Off-Werten von 0 cpm und ≥ 1 cpm.

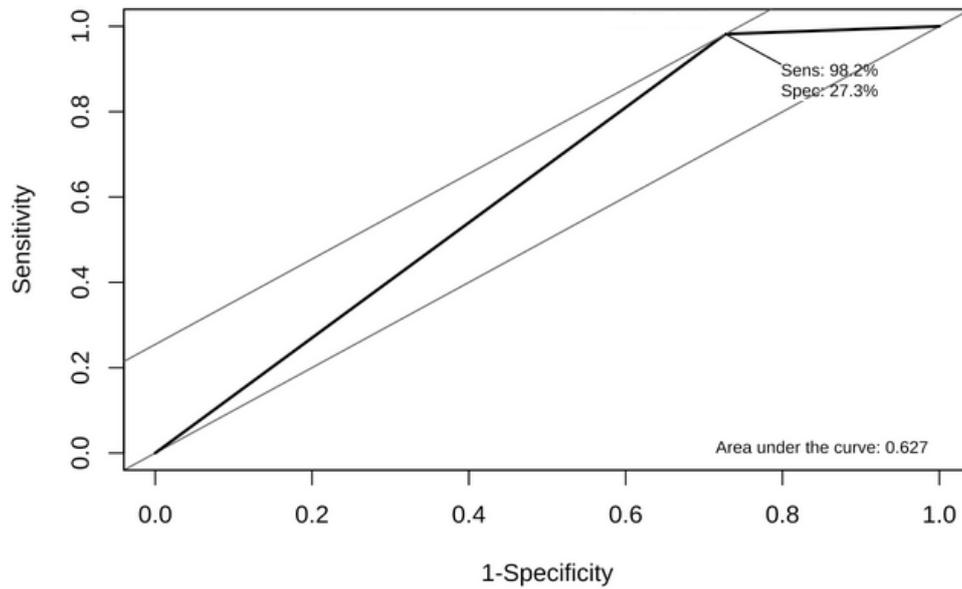
Verhalten	Ergebnisse	Konfidenzintervall 95 %
Differenzierung von Schlaf- und Ruheminuten		
Sensitivität	98,2 %	97,5-98,7 %
Spezifität	27,3 %	22,9-32,0 %
Positiver prädiktiver Wert	87,4 %	85,9-88,8 %
Negativer prädiktiver Wert	74,5 %	66,4-81,4 %

Abbildung 2: ROC-Kurve zur Erfassung der Schlaf- und Ruhephasen mit dem Actical®.



ROC-Kurve zur Beschreibung der Sensitivität und Spezifität für die Fähigkeit des Actical® zur Erkennung von Schlaf- und Ruhephasen bei zehn Hunden. Bei einem Cut-Off-Wert von 0 und ≥ 1 Counts pro Minute ergeben sich hierfür eine Sensitivität von 94,0 % und eine Spezifität von 96,1 %. Die AUC für die ROC- Kurve beträgt 0,950.

Abbildung 3: ROC-Kurve zur Differenzierung von Schlaf- und Ruhephasen mit dem Actical®.



ROC-Kurve zur Beschreibung der Sensitivität und Spezifität für die Fähigkeit des Actical® zur Differenzierung von Schlaf- und Ruhephasen bei zehn Hunden. Bei einem Cut-Off-Wert von 0 und ≥ 1 Counts pro Minute ergeben sich hierfür eine Sensitivität von 98,2 % und eine Spezifität von 27,3 %. Die AUC für die ROC- Kurve beträgt 0,627.

V. DISKUSSION

Ausreichender und gesunder Schlaf ist nicht nur für den Menschen, sondern auch für Hunde, essentiell für deren Gesundheit und Wohlbefinden (FOSTER, 2020; LADHA et al., 2013; MIYAZAKI et al., 2017; RÉMI, 2019). Die Polysomnographie ist der Goldstandard zur Erfassung der verschiedenen Schlafstadien und zur Beurteilung von Schlafparametern (STUCK et al., 2017). In der Schlafforschung werden jedoch zusätzlich zur Polysomnographie auch Beschleunigungssensoren genutzt, um Zeiträume mit fehlender Bewegung objektiv zu dokumentieren und Schlaftagebücher zu ergänzen. Die Akzelerometrie wurde auch in der Veterinärmedizin in den letzten Jahren zunehmend häufiger eingesetzt (BARKER et al., 2021; BARRY et al., 2021; CLARKE & FRASER, 2016; LADHA et al., 2018). Bei Hunden wurde der Akzelerometer des Typ Actical[®] zur Dokumentation von Fitness und körperlicher Aktivität validiert und zahlreiche Folgemodelle wurden mit dem Actical[®] hinsichtlich Funktion und Genauigkeit verglichen (BELDA et al., 2018; M. WEBER, F. PÉRON, S. HERBST; MICHEL & BROWN, 2011; YASHARI et al., 2015). Der Actical[®] kann also als „Benchmark“ zur Messung von körperlicher Aktivität beim Hund bezeichnet werden, wurde zur Erfassung von Schlaf- und Ruhephasen jedoch noch nicht ausreichend validiert (DOW & MICHEL, 2009; HANSEN et al., 2007).

In der vorliegenden Studie wurde eine prospektive Beobachtungsstudie durchgeführt, in der Schlaf- und Ruhephasen von zehn Hunden im Detail dokumentiert wurden. Für jede Minute wurde anhand von dokumentierten Beobachtungen verglichen, inwieweit sich der Actical[®] zur Erfassung von Schlaf- und Ruhephasen von Hunden eignet, und inwieweit Bewegungen die während des Schlafes auftreten, mit den Messungen interferieren. Der Actical[®] konnte die dokumentierten Schlaf- und Ruhephasen mit einer Sensitivität von 94,0 % und einer Spezifität von 96,1 % erkennen. Dies zeigt, dass dieser Beschleunigungssensor sehr gut zur Dokumentation von Schlaf- und Ruhephasen eingesetzt werden kann, und dass kleinere Bewegungen während der Schlaf- und Ruhephasen die Aufzeichnungen nicht negativ beeinflussen.

Einige Arbeitsgruppen haben bereits untersucht, inwieweit verschiedene Verhaltensweisen und Aktivitätsniveaus von Hunden, wie beispielsweise Rennen, Springen und Ruhen, mit Hilfe von Beschleunigungssensoren erfasst und unterschieden werden können (BASSETT et al., 2000; LADHA et al., 2018;

MICHEL & BROWN, 2011; MORRISON et al., 2013). Anhand von Videoaufzeichnungen wurden bestimmte Zeitabschnitte ausgewertet, in denen die Hunde zuvor festgelegte Verhaltensweisen und Aktivitätsniveaus zeigten. Anders als in der vorliegenden Studie betragen die ausgewerteten Phasen teilweise nur wenige Minuten und die Beobachtungszeiträume waren ausschließlich auf die Tagesaktivität beschränkt. Anders als in der vorliegenden Studie wurde nicht minütlich gemessen, sondern die gesammelten Messdaten wurden in zuvor ausgewählte Epochen zusammengefasst und die erfassten Counts mit bereits ermittelten Grenzwerten für ein bestimmtes Verhalten verglichen (BASSETT et al., 2000; LADHA & HOFFMAN, 2018; MICHEL & BROWN, 2011; MORRISON et al., 2013). Nur wenige Arbeitsgruppen haben sich bisher speziell mit der Erfassung von Ruhephasen befasst und haben hierzu die Kopf-Hals-Position des Hundes herangezogen (CLARKE & FRASER, 2016; LADHA & HOFFMAN, 2018). Ein häufiges Merkmal für anhaltende Ruhephasen bei Hunden ist das Ruhen und Schlafen mit abgesenktem und nach kaudolateral eingedrehtem Kopf (HOUP, 2018). Die oben erwähnten Arbeitsgruppen konnten mit einer durchschnittlichen Genauigkeit von 90 % Ruhephasen anhand der Kopf-Hals-Position korrekt erkennen, wobei eine Spezifität von 81 % (CLARKE & FRASER, 2016) und 84 % (LADHA & HOFFMAN, 2018) beschrieben wurde. In der vorliegenden Studie sind die Ergebnisse zur Erfassung von Schlaf- und Ruhephasen mit einer Sensitivität von 94,0 % und Spezifität von 96,1 % und höher ausgefallen. Sowohl die Positionierung des Kopfes auf einem erhöhten Untergrund, wie beispielsweise einer Sofalehne, als auch bestimmte Körperbewegungen trotz abgelegter Kopfposition, wurden von den verwendeten Messgeräten der zwei Arbeitsgruppen fälschlicherweise als aktiv bewertet und somit nicht als Ruhephase erkannt (CLARKE & FRASER, 2016; LADHA & HOFFMAN, 2018). Grundsätzlich belegen die Ergebnisse der oben genannten Studien, dass die untersuchten Messgeräte für die Erfassung von verschiedenen Aktivitätsniveaus, inklusive Schlaf- und Ruhephasen, bei Hunden geeignet sind, wobei allerdings individuelle Patientenunterschiede nicht von festgelegten Grenzwerten oder Algorithmen erfasst werden können. Dies führt wiederum zu einer geringeren Genauigkeit im Hinblick auf die Erfassung von Schlaf- und Ruhephasen. Es gibt keine allgemeingültigen Standards für die korrekte Erfassung von Schlaf- oder Ruhephasen von Hunden durch Beschleunigungssensoren, weder für Untersuchungen unter klinischen Bedingungen noch für Untersuchungen im privaten Umfeld der Hunde. In den genannten Studien wurden

Beschleunigungssensoren von verschiedenen Herstellern untersucht und anhand eigener Validierungsstudien individuelle Algorithmen zur Erfassung der verschiedenen Verhaltensweisen und Aktivitätsniveaus erstellt. Dies wiederum macht einen Vergleich von gewonnenen Messdaten zwischen verschiedenen Herstellern schwierig und es bleibt unklar, inwieweit die verschiedenen Algorithmen herstellerübergreifend genutzt werden können. Dies erschwert es, Grenzwerte zu validieren, die dann für alle Gerätehersteller verwendet werden können. Daher wurde in der vorliegenden Studie mit dem Actical® bewusst ein bereits etablierter und validierter Beschleunigungssensor gewählt. Somit war keine Erstellung neuer Algorithmen von Nöten, bei denen eine herstellerübergreifende Anwendung zu nicht validierten und somit zu nicht vergleichbaren Ergebnissen führt.

Während der individuellen Beobachtungs- und Messperioden wurden die Hunde durchgehend beobachtet und alle gezeigten Verhaltensweisen, wie Schlafphasen, Ruhephasen, wacher und aktiver Verhaltenszustand, sowie sichtbare Bewegungen wurden für jede Minute schriftlich dokumentiert. In vorangegangenen Studien wurde neben verschiedenen Aktivitätsniveaus auch das Ruheverhalten von Hunden beschrieben, welches in diesen Studien als Zustand ohne erkennbare Rumpfbewegung definiert wurde (MICHEL & BROWN, 2011; MORRISON et al., 2014a, 2013, 2014b; YAM et al., 2011). Die Einteilung in Schlaf- und Ruhephasen erfolgte außerdem in der vorliegenden Studie anhand der dokumentierten Beobachtungen und nicht anhand von festgelegten Grenzwerten für die erfassten Counts pro Minute, wie es bei den Arbeitsgruppen von Yam et al. (2011) und Morrison et al. (2013, 2014 a und b) beschrieben wurde (MORRISON et al., 2013, 2014a, 2014b; YAM et al., 2011). Zudem erschien eine reine Dokumentation von Rumpfbewegungen nicht ausreichend, um Schlaf- und Ruhephasen genau beschreiben zu können. Daher wurden in der vorliegenden Studie zur exakten Beschreibung der Schlaf- und Ruhephasen alle sichtbaren Bewegungen des Hundes und Unterbrechungen notiert. Dies schloss neben Bewegungen des Rumpfes auch Gliedmaßen- und Kopfbewegungen mit ein. Anhand dieser Dokumentationen war es möglich, Schlaf mit Bewegungen und Schlaf ohne Bewegungen genauer zu beschreiben. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass Schlaf- und Ruhephasen ohne sichtbare Bewegungen (M0) in 99,4 % mit null aufgezeichneten Counts pro Minute einhergehen. Bei minimalen (M1) und moderaten (M2)

Bewegungen betragen die vom Actical[®] gemessenen Counts maximal 81 cpm für M1 und maximal 354 cpm für M2, wobei für M1 in 97,1 % der dokumentierten Beobachtungen ausschließlich null Counts durch den Actical[®] aufgezeichnet wurden und für M2 in 49,2 % der Beobachtungen ebenfalls nur null Counts aufgezeichnet wurden. Die Arbeitsgruppe von Michel und Brown (2011) hat ebenfalls den Actical[®] als Beschleunigungssensor verwendet, um Ruhezeiten zu dokumentieren (MICHEL & BROWN, 2011). Deren gemessene Counts für Ruheverhalten lagen zwischen 0 und 221 pro Minute und wiesen einen Medianwert von 20 Counts pro Minute auf. In der vorliegenden Studie und in der Arbeit von Michel und Brown (2011) wurde der gleiche Beschleunigungssensor verwendet, daher sind die Ergebnisse sehr gut miteinander vergleichbar (MICHEL & BROWN, 2011). Die Dokumentationen beider Arbeiten verdeutlichen, dass minimale und moderate Bewegungen während der Schlaf- und Ruhephasen auftreten können. Höhere Actical[®] Counts weisen jedoch auf eine deutliche Unterbrechung von Schlaf- und Ruhephasen hin und sind vielmehr mit einem wachen und aktiven Verhaltenszustand und mit starker Aktivität vereinbar (MICHEL & BROWN, 2011). Eine deutliche Diskrepanz zu der vorliegenden Studie und der Arbeit von Michel und Brown (2011) zeigt sich bei den ermittelten Counts für das Ruheverhalten bei der Arbeitsgruppe von Yam et al. (MICHEL & BROWN, 2011; YAM et al., 2011). Yam et al. (2011) verwendeten den Beschleunigungssensor ActiGraph GT3X[®] (YAM et al., 2011). Sie dokumentierten mit dem ActiGraph GT3X[®] Counts zwischen 0 und 1351 pro Minute für das Ruheverhalten. Es bleibt unklar, ob diese Diskrepanz aufgrund verschiedener Beschleunigungssensoren zustande gekommen ist, oder ob eine unterschiedliche Definition des Ruheverhaltens und der dazugehörigen Bewegungen zu höheren Counts geführt hat.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass der Actical[®] nicht gut zwischen reinen Schlafphasen und Ruhephasen, in denen der Hund wach und mit geöffneten Augen liegt, differenzieren kann. Hierfür beträgt die berechnete Sensitivität 98,2 % und die Spezifität 27,3 %. Dies deckt sich mit Ergebnissen vorangegangener Studien zur Nutzung von Beschleunigungssensoren zur Erfassung von Schlafphasen beim Menschen. Trotz verschiedener Algorithmen zur Erfassung von Schlafmustern, stellt die geringe Genauigkeit zur Erkennung von Zuständen, in denen die Patienten wach, aber regungslos liegen, eine große

Einschränkung dar. Aufgrund der fehlenden Bewegungen werden derartige Phasen vom Messgerät als Schlaf bewertet, was wiederum zu einer Fehleinschätzung der Gesamtschlafdauer, oder der Schlaffeffizienz führen kann (DOMINGUES et al., 2014; GALLAND et al., 2014; HJORTH et al., 2012; PAQUET et al., 2007).

Bei fast allen Aktivitäten des Hundes spielt der Kopf eine wichtige Rolle, entweder für die direkte Ausführung der jeweiligen Aktivitäten, wie beispielsweise Bellen oder Kauen, oder zum Aufrechterhalten des Gleichgewichtes bei Bewegungen des ganzen Körpers, wie beim Gehen oder Laufen. Dies spiegelt sich auch beim Einschlafen und Aufwachen wider, da der Kopf zur Ruhe kommen muss, wenn ein Hund schlafen möchte, und der Kopf sich erneut bewegt, sobald der Hund aufwacht. Aus diesem Grund und in Anlehnung an vorangegangene Untersuchungen zur optimalen Platzierung von Beschleunigungssensoren, wurde die Platzierung des Messgeräts ventral am Hundehalsband gewählt (BROWN et al., 2010b, 2010a; LADHA & HOFFMAN, 2018; LADHA et al., 2013; MICHEL & BROWN, 2011; MOREAU et al., 2009; YASHARI et al., 2015). Das Halsband wurde wie ein normales Hundehalsband angelegt und es wurde darauf geachtet, dass immer der gleiche Abstand zwischen Hals und Halsband eingehalten wurde. Dies sollte natürlich zum einen dem Tragekomfort dienen, aber zum anderen sollten auch mögliche Fehlmessungen durch Rotationsbewegungen des Messgeräts um den Hals durch zu lockeres Anbringen, oder durch Kratzbewegungen, vermieden werden (DOW & MICHEL, 2009; LADHA et al., 2013). In einigen Studien wurde in 15 Sekunden Epochen gemessen und anschließend die Counts von vier Epochen auf eine Minute aufaddiert, sodass ein Vergleich der Counts pro Minute für jedes Aktivitätsniveau möglich war (BROWN et al., 2010a; MORRISON et al., 2013, 2014a; YAM et al., 2011). Um diesen zweiten Arbeitsschritt zu umgehen und in Anlehnung an die ersten Validierungsstudien zum Actical[®] wurde für die vorliegende Studie die Epochenlänge auf eine Minute festgesetzt (DOW & MICHEL, 2009; HANSEN et al., 2007). Zudem stellt eine einminütige Epochenlänge ein subjektives Zeitfenster dar, in dem der Beobachter die vom Hund gezeigten Verhaltensweisen und Bewegungen möglichst exakt schriftlich festhalten kann.

Die Auswahl des Untersuchungszeitraumes erfolgte anhand der individuellen Schlaf- und Ruhezeiten der Hunde. Es sollte die gewohnte Routine eingehalten werden und die Schlaf- und Ruhephasen sollten nicht außer der Reihe erzwungen

werden. Das heißt, es wurden sowohl Schlaf- und Ruhephasen am Nachmittag als auch am Abend bewertet, sodass das polyphasische Schlafmuster von Hunden in der vorliegenden Studie berücksichtigt wurde (ADAMS & JOHNSON, 1993; LUCAS et al., 1977; TAKAHASHI, 1978; TOBLER & SIGG, 1986). In einem Besitzergespräch wurden die üblichen Schlaf- und Ruhezeiten der Hunde erfragt. Die Hunde befanden sich während des Untersuchungszeitraumes nicht immer in ihrem eigentlichen Zuhause, aber sie befanden sich stets in einer ihnen bereits bekannten und vertrauten Umgebung. Dies vermeidet einen „first night effect“. In der Humanmedizin wird als „first night effect“ beschrieben, dass der Schlaf von Patienten in der ersten Nacht in einem Schlaflabor meist schlechter wird, als jener in der zweiten Nacht. Daher wird die erste Nacht häufig zur Eingewöhnung genutzt (CRÖNLEIN et al., 2017; STUCK et al., 2017). Verschiedene Studien beim Hund beschreiben ebenfalls einen negativen Einfluss von fremden und ungewohnten Räumlichkeiten auf den Schlaf von Hunden, daher wurde in der vorliegenden Studie durch die Auswahl von bereits vertrauten Räumlichkeiten ein sicheres und gewohntes Umfeld geschaffen (ADAMS & JOHNSON, 1993; BUNFORD et al., 2018; KIS et al., 2017b).

In der Studie von Clarke und Fraser (2016) zum Ruheverhalten von Hunden, wurde den Hunden jeweils ein bestimmter Ruheplatz vorgegeben, der wiederum mit einer Videokamera ausgestattet war. Dieser Ruheplatz befand sich in einer vertrauten Umgebung und wurde dort platziert, wo sich nach Ansicht des Besitzers der Hund am wohlsten fühlte (CLARKE & FRASER, 2016). Aufgrund der vorbestimmten Schlafplatzauswahl konnte ein negativer Einfluss auf das Schlafmuster der Hunde jedoch nicht völlig ausgeschlossen werden. Um diese potentielle Beeinträchtigung zu umgehen, wurde in der vorliegenden Studie die Schlafplatzwahl stets den Hunden selber überlassen. Die Dauer der einzelnen Beobachtungs- und Messperioden variierte von Hund zu Hund und die Beobachtung und Messung wurde beendet, sobald der zu untersuchende Hund offensichtlich nicht mehr schlafen oder ruhen wollte. Daher ergab sich keine einheitliche Untersuchungsdauer für jeden Hund. Auch in anderen Studien waren die Messperioden nicht standardisiert. In der oben genannten Studie war die tatsächliche Untersuchungsdauer davon abhängig, ob sich der Hund während der Schlaf- und Ruhephase im Fokus der Kamera befand, oder nicht (CLARKE & FRASER, 2016). Auch bei festgelegten Ruheplätzen und kontinuierlichen Videoaufnahmen von teilweise bis zu 24 Stunden, wurden nachträglich in anderen

Studien nur wenige Minuten analysiert, in denen die Hunde eine bestimmte Verhaltensweise oder ein bestimmtes Aktivitätsniveau zeigten (BROWN et al., 2010a; MICHEL & BROWN, 2011; YAM et al., 2011). In der vorliegenden Studie ergab sich eine mediane Untersuchungsdauer von 261,5 Minuten, was im Vergleich zu den zuvor erwähnten Studien ausreichend erschien.

In der Regel werden die Messdaten bei neueren Beschleunigungssensoren mit Hilfe der entsprechenden App durch den Besitzer via Bluetooth oder Wi-Fi direkt auf einen herstellerspezifischen Speicherplatz hochgeladen und gespeichert. Dies setzt in der Regel einen entsprechenden aufgeladenen Akku des Mobiltelefons voraus. Bei fehlender Internetverbindung oder bei einem technischen Verbindungsproblem kann es zu einem Datenverlust kommen. Die Speicherung der Actical® Messdaten erfolgt direkt lokal auf dem Messgerät und ist somit unabhängig von der Internetverbindung. Eine unsachgemäße Handhabung bezüglich der Datenspeicherung ist beim Actical® nicht gegeben, da die Messdaten nach Ende der Messperiode durch den Studienleiter vom Messgerät ausgelesen werden und extern auf einem Computer abgespeichert werden können. Die im Actical® enthaltene Batterie hat im Vergleich zu anderen Messgeräten eine sehr lange Lebensdauer, sodass in Abhängigkeit von der Epochenlänge und der erfassten Counts, über mehrere Monate ununterbrochen Aktivitätsdaten aufgezeichnet werden können (ACTIGRAPH LLC, 2013; RESPIRONICS INC., 2012).

In der vorliegenden Studie bestand die Gruppe der ausgewählten Hunde aus Hunden verschiedener Rassen und unterschiedlichen Alters. Dadurch konnten unterschiedliche Altersgruppen mit verschiedenen Aktivitätsniveaus und unterschiedlichen Schlafrhythmen berücksichtigt werden. Studien belegen, dass nicht nur das Alter einen Einfluss auf die Aktivität von Hunden hat, sondern auch der Schlafrhythmus dadurch beeinträchtigt werden kann (GERTH & DOBENECKER, 2014; LANDSBERG et al., 2011; WEBER et al., 2020). Hunde können im Einzelfall schon ab einem Alter von acht Jahren die ersten Symptome des kaninen kognitiven Dysfunktionssyndroms aufweisen (DEWEY et al., 2019). Ablagerungen von beta-Amyloid im Gehirn und den Blutgefäßen können bei diesen Patienten zu oxidativen Schäden, lokalen Entzündungsreaktionen und sogar zu Mikroblutungen führen (SCHMIDT et al., 2015; VITE & HEAD, 2014). Ähnlich zu an Alzheimer erkrankten Patienten können betroffene Hunde altersbedingte Verhaltensänderungen, wie beispielsweise Angstzustände, oder eine erhöhte

Vergesslichkeit aufweisen. Zudem haben zwischen 42 und 57 % der erkrankten Hunde einen veränderten Schlaf-Wach-Rhythmus (MONDINO et al., 2021). Dies spiegelt sich hauptsächlich als häufige kurze Schlafepisoden während dem Tag, und einer verminderten Schlafphase in der Nacht, wider. Dabei kommen manche der betroffenen Hunde nur langsam zur Ruhe und schlafen ein, während andere zwar zur regulären Schlafenszeit einschlafen, allerdings dann mehrmals pro Nacht aufwachen. Vor allem diese Veränderungen des Schlaf-Wach-Rhythmus der Hunde werden von den Besitzern als eine der Hauptbeschwerden angegeben (LANDSBERG et al., 2011; SCHÜTT et al., 2015; ZANGHI et al., 2016). Grundsätzlich ist das kanine kognitive Dysfunktionssyndrom eine fortschreitende neurodegenerative Erkrankung und nicht heilbar. Zur Verbesserung der Lebensqualität von betroffenen Hunden und um ein Fortschreiten der Erkrankung zu verlangsamen, können spezielle Diäten, medikamentöse Therapien und kognitive Bereicherungen kombiniert werden (DEWEY et al., 2019; LANDSBERG et al., 2011, 2012).

Vier der zehn untersuchten Hunde neigten laut Besitzer dazu, während des Schlafes Bewegungen zu zeigen, welche typisch für den REM-Schlaf sind. Diese Hunde wurden als besonders geeignet erachtet, um zu untersuchen, wie gut Schlafphasen ohne Bewegungen von Schlafphasen mit kleineren Bewegungen, sowie mögliche Schlafunterbrechungen, mit dem Actical[®] unterschieden werden können. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass minimale Bewegungen (M1), die an REM-Schlaf-Bewegungen erinnern, vom Actical[®] nicht als Bewegungen registriert wurden und somit nicht als Unterbrechung der Schlaf- und Ruhephase gewertet wurde. Wohingegen moderate Bewegungen (M2), wie beispielsweise das Anheben des Kopfes, in circa der Hälfte der Fälle vom Actical[®] als Bewegung detektiert wurden und somit am wahrscheinlichsten mit einer Unterbrechung der Schlaf- und Ruhephasen einher gehen.

Grundsätzlich müssen derartige physiologische Schlafbewegungen von pathologischen Bewegungen abgegrenzt werden. Bei den REM-Schlaf-Verhaltensstörungen (RBD) kommt es aufgrund einer fehlenden Inhibition der unteren Motoneurone im Hirnstamm und Rückenmark zu einer überschießenden Aktivierung. Die Folgen sind heftige und komplexe Bewegungen der Gliedmaßen, oder lautes Vokalisieren im Schlaf (BOEVE et al., 2007; HELLER et al., 2017; MONDINO et al., 2021; SCHUBERT et al., 2011). Im Vergleich zum Menschen

sind beim Hund bisher nur wenige Fallberichte beschrieben. Neben einer idiopathischen Form wurde auch eine sekundäre oder symptomatische Form der REM-Schlaf-Verhaltensstörung beim Hund beschrieben (BUSH et al., 2004; SCHUBERT et al., 2011). Eine retrospektive Studie hatte zudem ein abnormales Schlafverhalten bei Hunden nach einer überstandenen Tetanusinfektion beschrieben. Das beobachtete Schlafverhalten ähnelte dem klinischen Bild einer REM-Schlaf-Verhaltensstörung (SHEA et al., 2018). Die Autoren weisen darauf hin, dass derartige abnorme Schlafbewegungen aufgrund ihrer Ausprägung nicht mit epileptischen Anfällen verwechselt werden sollten (BUSH et al., 2004; SCHUBERT et al., 2011). Die Diagnosestellung einer RBD kann mit Hilfe der Polysomnographie erfolgen. Dadurch können epilepsietypische Potentiale erkannt oder ausgeschlossen werden und die unwillkürlichen Bewegungen der REM-Schlaf-Phase zugeordnet werden. Obwohl einige medikamentöse Therapien versucht wurden, ist deren Effekt eher als gering anzusehen (MONDINO et al., 2021; SCHUBERT et al., 2011).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass moderate Bewegungen (M2), wie beispielsweise das Anheben des Kopfes, in circa 50 % der Fälle vom Actical[®] als Bewegung erkannt werden. Fallen derartige Bewegungen stärker aus (M3), dann werden sie zu 100 % vom Actical[®] detektiert, wenn ein einfacher Cut-Off-Wert von 0 vs. ≥ 1 cpm verwendet wird.

Bei der juvenilen myoklonischen Epilepsie beim Rhodesian Ridgeback handelt es sich um eine autosomal-rezessiv vererbte Erkrankung. Betroffene Hunde zeigen bereits im Alter von 3,5 Monaten unwillkürliche, ruckartige und plötzlich auftretende Myoklonien, die insbesondere zu Beginn der Ruhe- und Einschlafphasen auftreten. Obwohl die Myoklonien nur von sehr kurzer Dauer sind, treten sie meist in Serie auf und können sehr stark in ihrer Intensität variieren. Manche Hunde sind so stark von den Myoklonien betroffen, dass sie regelrecht aus der Ruhe- und Einschlafphase hochschrecken und sogar auch gegen umliegende Möbelstücke stoßen. Oft sind die Hunde nach derart stark ausgeprägten Myoklonien verwirrt und ängstlich. Im weiteren Verlauf können die erkrankten Hunde zusätzlich generalisierte tonisch-klonische Krampfanfälle entwickeln, sowie nicht-motorische Absence-Anfälle zeigen (WIELAENDER et al., 2018, 2017).

Aufgrund der einfachen Handhabung von Beschleunigungssensoren, stellt im Speziellen der Actical[®] eine einfache Methode dar, um Störungen im Schlaf-Wach-

Rhythmus zu detektieren und beispielsweise somit frühzeitig die ersten Anzeichen des kaninen kognitiven Dysfunktionssyndroms zu erkennen. Bei REM-Schlaf-Verhaltensstörungen gehen die Symptome häufig mit sehr starken und heftigen Bewegungen des ganzen Körpers, einschließlich des Kopfes, einher. Daher könnte der Actical[®] dazu eingesetzt werden, derartige pathologische Schlafbewegungen zu erfassen und den vorliegenden Verdacht einer REM-Schlaf-Verhaltensstörung untermauern. Auch zur Erfassung des Schlafmusters von Hunden mit Epilepsie könnte der Actical[®] eingesetzt werden. Beim Menschen mit JME wurden verschiedene Schlafstörungen beschrieben (MEKKY et al., 2017). Aktuell ist unklar, inwieweit die Myoklonien bei Rhodesian Ridgebacks mit juveniler myoklonischer Epilepsie tatsächlich die Ruhe- und Schlafphasen beeinträchtigen, und ob die Hunde aufgrund der Erkrankung ein gestörtes Schlafmuster aufweisen. Daher wurde der Actical[®] bereits für eine Folgestudie verwendet, um das Schlaf- und Ruheverhalten von an der JME erkrankten und gesunden Rhodesian Ridgebacks zu erfassen. Zum Abgabezeitpunkt der vorliegenden Studie lagen noch keine endgültigen Auswertungen der Folgestudie vor.

Grundsätzlich sind Beobachtungen und schriftliche Dokumentationen stark von der ausführenden Person abhängig, sodass bei den beobachteten und schriftlich dokumentierten Ergebnissen eine gewisse Abweichung zu den tatsächlichen Ereignissen möglich ist. Zudem ist eine Diskrepanz hinsichtlich der Genauigkeit zwischen den verschiedenen Personen, wie in diesem Fall Besitzer und Studienleiterin, möglich. Sowohl die Ungenauigkeit der Beobachtung, als auch die Diskrepanz zwischen verschiedenen Beobachtern stellen Limitationen der vorliegenden Studie dar. Dieses Problem spiegelt sich insbesondere in den 16 Minuten wider, die aufgrund von einer fehlenden schriftlichen Dokumentation nicht in die Auswertungen miteinbezogen werden konnten. Hierbei handelte es sich ausschließlich um fehlende Besitzerdokumentationen.

Neben einer erhöhten Aufmerksamkeit ist auch ein gewisses Maß an Konzentrationsfähigkeit seitens der durchführenden Person notwendig. Sowohl die Fähigkeit zur Aufmerksamkeit, als auch zur Konzentration, kann von mehreren Variablen abhängig sein (HEUBOCK & PETERMANN, 2001). Darunter zählen unter anderem die eigene Stimmungslage, die Motivation und das Interesse zur vorliegenden Aufgabe, sowie Ablenkungen aus dem umgebenden Umfeld, wie beispielsweise Geräusche vor der Tür, oder das Smartphone. Vor allem während

der Abend- und Nachtstunden erschweren diese Variablen die korrekte Durchführung derartiger Beobachtungsstudien, wie sie in der vorliegenden Studie gehandhabt wurde (HEUBOCK & PETERMANN, 2001; KREUTZER, 2020). Das Anfertigen von parallel aufgezeichneten Videoaufnahmen hätte dieses Problem umgehen können, und eine nachträgliche Überprüfung der dokumentierten Beobachtungen wäre möglich gewesen. Zudem hätte mit Hilfe von Videoaufnahmen die Interrater-Reliabilität berechnet und mögliche fehlerhafte Dokumentationen berichtigt werden können. Aufgrund der unterschiedlichen Räumlichkeiten und Lokalitäten, der unterschiedlichen Ruhezeiten und der freien Platzwahl der Hunde, sowie aus Gründen des Datenschutzes und zur Wahrung der Privatsphäre aller Besitzer, wurde auf eine Videoüberwachung und die Anfertigung von Videoaufzeichnungen verzichtet.

Ein potentieller negativer Einfluss einer Schutzhülle auf die erfassten Messdaten wurde von Martin et al. (2017) beschrieben (MARTIN et al., 2017). Aufgrund des zusätzlichen Gewichtes, welches dem Beschleunigungssensor durch die Schutzhülle zugefügt wird, könnte sich die Messeinheit mit mehr Schwung um den Hundehals drehen und somit zu mehr gemessener Aktivität führen. Außerdem könnte sich das Messgerät bei der Wahl einer zu großen Schutzhülle innerhalb der Schutzhülle verschieben und bewegen. In beiden Fällen könnten so Bewegungsartefakte entstehen und wiederum fälschlicherweise als Aktivität des Hundes interpretiert werden (MARTIN et al., 2017). Die in der vorliegenden Studie verwendeten Metallschutzhüllen sind passend für den Actical[®] ausgewählt und ermöglichen keinen Spielraum für Bewegungsartefakte innerhalb der Schutzhülle (YASHARI et al., 2015). Die Platzierung des geschützten Messgeräts ventral am Halsband mit dem bereits beschriebenen Abstand zum Hundehals schien ebenfalls eng genug zu sein, um mögliche falsch detektierte Bewegungen durch eine Eigenrotation zu vermeiden (OLSEN et al., 2016). Dennoch konnten derartige Eigenrotationsbewegungen nicht völlig ausgeschlossen werden. Aufgrund der relativ hohen Kosten der Beschleunigungssensoren und zum Schutz vor Beschädigungen wurden in der vorliegenden Studie dennoch Metallschutzhüllen verwendet (YASHARI et al., 2015).

In der vorliegenden Studie wurden insgesamt zehn Hunde verschiedener Rasse und verschiedenen Alters untersucht. Die Anzahl der untersuchten Hunde mag eine mögliche Limitation darstellen, da in anderen Studien in der Regel eine deutlich

höhere Anzahl an Hunden aus dem Patientenpool diverser Kliniken rekrutiert und untersucht wurde (DOW & MICHEL, 2009; MICHEL & BROWN, 2011). Betrachtet man sich die Anzahl der untersuchten Hunde in einigen Validierungsstudien für den Actical[®], dann zeigt sich allerdings, dass teilweise sogar eine noch geringere Anzahl an Hunden ausgewählt wurde. Beispielsweise wurden bei Hansen et al. (2007) vier Hunde und bei Olsen et al. (2016) sechs Hunde für deren Validierungsstudien verwendet (HANSEN et al., 2007; OLSEN et al., 2016). Daher wurde eine Anzahl von zehn Hunden für die vorliegende Studie als ausreichend beurteilt.

Aufgrund von Bluetooth und Wi-Fi Technologie kann bei neueren Beschleunigungssensoren durch herstellerspezifische Apps direkt auf die ermittelten Messdaten zugegriffen werden. Zudem verfügen einige Messgeräte über integrierte GPS-Einheiten. Anhand dieser Funktionen kann neben der Bestimmung der täglichen Aktivität auch der aktuelle Standort der Tieres, oder die zurück gelegte Strecke, erfasst werden (VAN DER LINDEN et al., 2019). Der in der vorliegenden Studie verwendete Actical[®] liefert keine Echtzeitdaten, da er über keine derartigen Technologien verfügt (RESPIRONICS INC., 2012). Eine Auswertung der Daten kann also immer erst nachträglich und im Anschluss an einen bestimmten Untersuchungszeitraum erfolgen. Die nicht vorhandene Möglichkeit Echtzeitdaten liefern zu können, stellt auf der einen Seite eine Einschränkung des verwendeten Beschleunigungssensors dar. Auf der anderen Seite gilt es zu bedenken, dass mit Hilfe der moderneren Messgeräte nicht nur Daten vom Tier erfasst werden, sondern auch automatisch bestimmte personenbezogene Besitzerinformationen erfasst und gespeichert werden können. Um die gewünschten Daten des Tieres erfassen und abrufen zu können, müssen sich die Besitzer in der Regel über die zugehörige Software mit der herstellerspezifischen App verbinden. Bei vielen Herstellern ist auf den ersten Blick nicht offensichtlich, in welchem Umfang die Besitzer ihre persönlichen Daten für die Nutzung des Messgeräts preisgeben müssen. Einige Hersteller werben mit einer reinen Aktivitätstracker-Funktion, dennoch erfasst deren Software den Besitzerstandort. Daher steht die eigentliche Vermarktung der Messgeräte und die Datensammlung häufig in Widerspruch, da die meisten Hersteller diesbezüglich für den Kunden keine klaren und verständlichen Angaben machen. Damit wird die Ortung des Tieres genauso datenschutzrechtlich bedenklich, wie die Ortung eines

Mobiltelefons (VAN DER LINDEN et al., 2019). Nicht nur, dass die erfassten Daten einen Eingriff in die Privatsphäre der Besitzer darstellen, speziell die live Standortverfolgung ist als kritisch zu betrachten, da diese Informationen für kriminelle Machenschaften genutzt werden kann (DAS et al., 2016; MOTTI & CAINE, 2015). Im Hinblick auf dieses Sicherheitsdefizit stellt der Actical® im Gegenzug eine sichere Alternative dar.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Die Akzelerometrie beziehungsweise Aktigraphie ist eine objektive Untersuchungsmethode zur Dokumentation von körperlicher Aktivität, verschiedener Aktivitätsniveaus, sowie Schlaf- und Ruhephasen beim Hund. Akzelerometer, die für den Hund angeboten werden, unterscheiden sich in den zugrundeliegenden Algorithmen. Der Actical[®] (Philips Respironics Inc., Pennsylvania, USA) bietet den Vorteil, dass lange Aufzeichnungsperioden möglich sind und die Rohdaten für die Auswertung zur Verfügung stehen.

Ziel der Studie war die Validierung von Actical[®] Beschleunigungssensoren für die Dokumentation von Schlaf- und Ruhephasen des Hundes im häuslichen Umfeld. Hierfür wurde das Schlaf- und Ruheverhalten von zehn Hunden während deren individuellen Ruhezeiten im gewohnten Umfeld beobachtet, für jede Minute dokumentiert und die Dokumentation mit den Aktivitätswerten (Counts) von Actical[®] Beschleunigungssensoren, verglichen. Die Akzelerometer waren ventral am Halsband der Hunde angebracht. Neben dem Schlaf- und Ruheverhalten wurden alle Bewegungen der Hunde für jede Minute dokumentiert. Die Bewertung der Actical[®] Aktivitätswerte erfolgte mit einem einfachen Cut-Off, wobei 0 Counts pro Minute als Indikator für Schlaf- oder Ruhe interpretiert wurden und Aktivitätswerte ≥ 1 Counts pro Minute als Indikator für einen aktiven, wachen und aufmerksamen Verhaltenszustand. Die Ergebnisse zeigten, dass der Actical[®] die Schlaf- und Ruhephasen von Hunden im häuslichen Umfeld mit einer Sensitivität von 94,0 % (95 %; CI 93,0–95,0 %), sowie einer Spezifität von 96,1 % (95 %; CI 92,9–98,1 %) erkennen kann. Des Weiteren zeigten die Ergebnisse, dass sich der Actical[®] zur Differenzierung von Schlaf und Ruhe aufgrund der geringen Spezifität von 27,3 % (95 %; CI 22,9–32,0 %) nicht eignet. Zusätzlich wurden alle beobachteten Bewegungen, einschließlich der Bewegungen, die während des Schlafens und Ruhens beobachtet wurden, nach ihrer Intensität kategorisiert und mit den gemessenen Actical[®] Counts verglichen. Es zeigte sich, dass minimale Bewegungen, wie ein Zucken der Pfoten oder Lefzen, die den Bewegungen ähneln, die während der REM-Schlaf-Phase beim Hund auftreten, sowie moderate Bewegungen der Gliedmaßen und des Rumpfes, wie ein Strecken der Gliedmaßen, vom Actical[®] nicht aufgezeichnet wurden. Diese wurden somit vom Actical[®] als Schlaf oder Ruhe klassifiziert. Starke Bewegungen des Kopfes und Halses, wie ein Anheben des Kopfes und Umschauen, sowie eindeutige Unterbrechungen des

Schlafes und der Ruhe mit Aufstehen und einem Liegeplatzwechsel, wurden vom Actical® immer dokumentiert und somit vom Actical® als Unterbrechung der Schlaf- und Ruhephasen erkannt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie belegen, dass sich der Actical® hervorragend zur Dokumentation von Schlaf- und Ruhephasen beim Hund eignet und somit zum Langzeitmonitoring verwendet werden kann. Somit können zukünftig mit Hilfe von Beschleunigungssensoren vom Typ Actical® Schlafstörungen als Komorbidität von Erkrankungen erfasst und dokumentiert werden.

VII. SUMMARY

Accelerometry, respectively Actigraphy, is an objective method used in dogs to document physical activity, different activity levels, and behavioral states, such as sleep and rest periods. Accelerometers that are in use for dogs differ in their algorithms. The advantages of the Actical[®] device (Philips Respironics Inc., Pennsylvania, USA) are its long battery life and the device's access to raw data.

The present study explicitly aimed to validate Actical[®] accelerometers for the detailed documentation of sleep and rest periods of dogs in their home environment. Therefore, we monitored the behavior of ten dogs during their afternoon or evening naps in their usual environment, documented each minute, and compared written documentation with the corresponding Actical[®] counts. The devices were placed ventrally on the neck collar. The observers documented all visible movements of the dogs for each minute besides sleep and rest. The written observations were compared to the recorded Actical[®] counts. For the validation, we applied a simple cut-off, whereby 0 counts per minute indicated sleep or rest, and ≥ 1 counts per minute indicated an active, awake, and alert behavioral state. The results showed that the Actical[®] documented sleep and rest periods with a sensitivity of 94.0% (95%; CI 93.0–95.0%) and a specificity of 96.1% (95%; CI 92.9–98.1%). Furthermore, results showed that Actical[®] should not be used to differentiate between sleep and rest due to its low specificity of 27.3% (95%; CI 22.9–32.0%). Visible movements were placed in categories according to their intensity and compared with the counts of the Actical[®]. Results showed that the Actical[®] failed to detect minimal signs, such as a twitching of the paws resembling those occurring during REM sleep, and moderate movements limited to the limbs or trunk, such as stretching of the limbs, and classified those as sleep or rest. On the other hand, strong movements of the head and neck, such as lifting the head and looking around, and noticeable interruptions of sleep and rest, such that the dog got up and changed places, were always detected by the Actical[®] and thus recognized as interruptions of the sleep and rest periods.

The results of the present study prove that the Actical[®] device is ideally suited for the documentation and long-time monitoring of sleep and rest periods in dogs. Furthermore, future studies can use Actical[®] accelerometers to document and monitor disturbed sleep, which can be a relevant comorbidity and sign of disease.

VIII. LITERATURVERZEICHNIS

ActiGraph LLC. ActiGraph GT3X Device Manual, Version 2.0.0. [Stand: 12. März 2023]. Verfügbar unter: <https://actigraphcorp.com/support/manuals/wgt3x-gt3x-manual/>. 2013; 1–15.

ActiGraph LLC. ActiGraph GT9X Link. Activity Monitor [Stand: 21. März 2023]. Verfügbar unter: https://s3.amazonaws.com/actigraphcorp.com/wp-content/uploads/2018/03/06174921/ActiGraph_Link_MarketingSheet_12302016_FINAL_WEB.pdf. 2023; 1.

Adams GJ, Johnson KG. Sleep-wake cycles and other night-time behaviours of the domestic dog *Canis familiaris*. *Appl Anim Behav Sci* 1993; 36: 233–48.

American Academy of Sleep Medicine. International classification of sleep disorders (ICSD-3), 3rd edn: Diagnostic and Coding Manual. Westchester, USA, 2014.

American Sleep Disorder Association. Practice parameters for the use of actigraphy in the clinical assessment of sleep disorders. *Am Sleep Disord Assoc Sleep Res Soc* 1995; 18: 285–87.

Andrews CJ, Potter MA, Thomas DG. Quantification of activity in domestic cats (*Felis catus*) by accelerometry. *Appl Anim Behav Sci* 2015; 173: 17–21.

Aserinsky E, Kleitman N. Regularly occurring periods of eye motility, and concomitant phenomena, during sleep. *Science*. 1953; 118: 273–74.

Aurora RN, Brown T, Friedman L, Morgenthaler TI, Boehlecke B, Chesson AL, Zak R, Owens J, Swick TJ, Pancer J, Maganti R, Alessi C, Lee-Chiong T, Kapur V. Practice Parameters for the Clinical Evaluation and Treatment of Circadian Rhythm Sleep Disorders. *Sleep* 2017; 30: 1445–59.

Bajaj V, Pachori RB. Automatic classification of sleep stages based on the time-frequency image of EEG signals. *Comput Methods Programs Biomed* 2013; 112: 320–28.

Bálint A, Eleőd H, Körmendi J, Bódizs R, Reicher V, Gácsi M. Potential physiological parameters to indicate inner states in dogs: the analysis of ECG, and respiratory signal during different sleep phases. *Front Behav Neurosci* 2019; 13: 1–13.

Barale L, Monticelli P, Adami C. Effects of low-level laser therapy on impaired mobility in dogs with naturally occurring osteoarthritis. *Vet Med Sci* 2022; 1–7.

Barker DA, Tovey E, Jeffery A, Blackwell E, Tivers MS. Owner reported breathing scores, accelerometry and sleep disturbances in brachycephalic and control dogs: A pilot study. *Vet Rec* 2021; 189: 1–7.

Barry M, Cameron S, Kent S, Barnes-Heller H, Grady K. Daytime and nocturnal activity in treated dogs with idiopathic epilepsy compared to matched unaffected controls. *J Vet Intern Med* 2021; 35: 1826–33.

Bassett J, Ainsworth BE, Swartz AM, Strath SJ, O'Brien WL, King GA. Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32: 471–80.

Bazil C. Sleep and epilepsy. *Semin Neurol* 2017; 37: 407–12.

Belda B, Enomoto M, Case BC, Lascelles BDX. Initial evaluation of PetPace activity monitor. *Vet J* 2018; 237: 63–68.

Bender BG, Leung SB, Leung DYM. Actigraphy assessment of sleep disturbance in patients with atopic dermatitis: An objective life quality measure. *J Allergy Clin Immunol* 2003; 111: 598–602.

Bender BG, Ballard R, Canono B, Murphy JR, Leung DYM. Disease severity, scratching, and sleep quality in patients with atopic dermatitis. *J Am Acad Dermatol* 2008; 58: 415–20.

Benzal AS, Rodríguez AG. Recent developments in canine cognitive dysfunction syndrome. *Pet Behav Sci* 2016; 1: 47–59.

Berger H. Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. Fünfte Mitteilung. *Arch Psychiatr Nervenkr* 1933; 98: 231–54.

Berry R, Quan S, Abreu A. The AASM manual for the scoring of sleep and associated events: rules, terminology and technical specifications, version 2.6. Darien, Illinois, American Academy of Sleep Medicine. 2020; 1–7.

Bieber G. Methodik zur mobilen Erfassung körperlicher Aktivität mittels Beschleunigungssensoren [Dissertation]. Rostock: Fakultät für Informatik und Elektrotechnik der Universität Rostock. 2014.

Bódizs R, Kis A, Gácsi M, Topál J. Sleep in the dog: comparative, behavioral and translational relevance. *Curr Opin Behav Sci* 2020; 33: 25–33.

Boehmer LN, Wu MF, John J, Siegel JM. Treatment with immunosuppressive and anti-inflammatory agents delays onset of canine genetic narcolepsy and reduces symptom severity. *Exp Neurol* 2004; 188: 292–99.

Boeve BF, Silber MH, Saper CB, Ferman TJ, Dickson DW, Parisi JE, Benarroch EE, Ahlskog JE, Smith GE, Caselli RC, Tippman-Peikert M, Olson EJ, Lin SC, Young T, Wszolek Z, Schenck CH, Mahowald MW, Castillo PR, Del Tredici K, Braak H. Pathophysiology of REM sleep behaviour disorder and relevance to neurodegenerative disease. *Brain* 2007; 130: 2770–88.

Borazio M, Berlin E, Kucukyildiz N, Scholl P, Van Laerhoven K. Towards benchmarked sleep detection with wrist-worn sensing units. *Proceedings of the*

IEEE International Conference on Healthcare Informatics (ICHI, 2014). Verona, Italy. 2014; 125–34.

Borghese MM, Lin Y, Chaput JP, Janssen I. Estimating sleep efficiency in 10- to 13-year-olds using a waist-worn accelerometer. *J Natl Sleep Found* 2018; 4: 110–15.

Brown DC, Michel KE, Love M, Dow C. Evaluation of the effect of signalment and body conformation on activity monitoring in companion dogs. *Am J Vet Res* 2010a; 71: 322–25.

Brown DC, Boston RC, Farrar JT. Use of an activity monitor to detect response to treatment in dogs with osteoarthritis. *J Am Vet Med Assoc* 2010b; 237: 66–70.

Brown DC, Boston RC, Farrar JT. Comparison of force plate gait analysis and owner assessment of pain using the canine brief pain inventory in dogs with osteoarthritis. *J Vet Intern Med* 2013; 27: 22–30.

Bunford N, Andics A, Kis A, Miklósi Á, Gácsi M. *Canis familiaris* as a model for non-invasive comparative neuroscience. *Trends Neurosci* 2017; 40: 438–52.

Bunford N, Reicher V, Kis A, Pogány Á, Gombos F, Bódizs R, Gácsi M. Differences in pre-sleep activity and sleep location are associated with variability in daytime/nighttime sleep electrophysiology in the domestic dog. *Sci Rep* 2018; 8: 1–10.

Burgess CR, Scammell TE. Narcolepsy: Neural mechanisms of sleepiness and cataplexy. *J Neurosci* 2012; 32: 12305–11.

Bush WW, Barr CS, Stecker MM, Overall KL, Bernier NM, Darrin EW, Morrison AR. Diagnosis of rapid eye movement sleep disorder with electroencephalography and treatment with tricyclic antidepressants in a dog. *J Am Anim Hosp Assoc* 2004; 40: 495–500.

Caeiro C, Guo K, Mills D. Dogs and humans respond to emotionally competent stimuli by producing different facial actions. *Sci Total Environ* 2017; 7: 1–11.

Campbell SS, Tobler I. Animal sleep: A review of sleep duration across phylogeny. *Neurosci Biobehav Rev* 1984; 8: 269–300.

Cantile C, Baroni M, Arispici M. A case of narcolepsy-cataplexy associated with distemper encephalitis. *J Vet Med Ser A Physiol Pathol Clin Med* 1999; 46: 301–8.

Carrier J, Land S, Buysse DJ, Kupfer DJ, Monk TH. The effects of age and gender on sleep EEG power spectral density in the middle years of life (ages 20-60 years old). *Psychophysiology* 2001; 38: 232–42.

Carskadon MA. Patterns of sleep and sleepiness in adolescents. *Pediatrician*. 1990; 17: 5–12.

Chandler ML. Impact of obesity on cardiopulmonary disease. *Vet Clin North Am - Small Anim Pract* 2016; 46: 817–30.

Chapagain D, Range F, Huber L, Virányi Z. Cognitive aging in dogs. *Gerontology* 2018; 64: 165–71.

Charalambous M, Shivapour SK, Brodbelt DC, Volk HA. Antiepileptic drugs' tolerability and safety. A systematic review and meta-analysis of adverse effects in dogs. *BMC Vet Res* 2016; 12:79: 1–44.

Chen KY, Bassett DR. The technology of accelerometry-based activity monitors: Current and future. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37: S490–S500.

Chmelíková E, Bolechová P, Chaloupková H, Svobodová I, Jovičić M, Sedmíková M. Salivary cortisol as a marker of acute stress in dogs: a review. *Domest Anim*

Endocrinol 2020; 72: 106428.

Chriskos P, Frantzidis CA, Gkivogkli PT, Bamidis PD, Kourtidou-Papadeli C. Achieving accurate automatic sleep staging on manually pre-processed EEG data through synchronization feature extraction and graph metrics. *Front Hum Neurosci* 2018; 12: 1–13.

Clark K, Caraguel C, Leahey L, Béraud R. Evaluation of a novel accelerometer for kinetic gait analysis in dogs. *Can J Vet Res* 2014; 78: 226–32.

Clark M, Hoenig M. Metabolic effects of obesity and its interaction with endocrine diseases. *Vet Clin North Am - Small Anim Pract* 2016; 46: 797–815.

Clarke N, Fraser D. Automated monitoring of resting in dogs. *Appl Anim Behav Sci* 2016; 174: 99–102.

Colpoys J, Decock D. Evaluation of the fitbark activity monitor for measuring physical activity in dogs. *Animals* 2021; 11: 1–8.

Committee of the National Research Council. Guide for the care and use of laboratory animals. Washington, DC, USA. 2011 [Stand: 10. März 2023]. Verfügbar unter: <https://grants.nih.gov/grants/olaw/guide-for-the-care-and-use-of-laboratory-animals.pdf>.

Courcier EA, Thomson RM, Mellor DJ, Yam PS. An epidemiological study of environmental factors associated with canine obesity. *J Small Anim Pract* 2010; 51: 362–67.

Crönlein T, Galetke W, Young P, Hrsg. Schlafmedizin 1 x 1. Praxisorientiertes Basiswissen, 1. Auflage. Berlin, Springer-Verlag. 2017.

Csoltova E, Mehinagic E. Where do we stand in the domestic dog (*Canis familiaris*) positive-emotion assessment : a state-of-the-art review and future directions. *Front*

Psychol 2020; 11: 1–25.

Das AK, Pathak PH, Chuah CN, Mohapatra P. Uncovering privacy leakage in BLE network traffic of wearable fitness trackers. Proceedings of the 17th International Workshop on Mobile Computing Systems and Applications (HotMobile '16). Association for Computing Machinery, New York. 2016; 99–104.

Dauvilliers Y, Siegel JM, Lopez R, Torontali ZA, Peever JH. Cataplexy - Clinical aspects, pathophysiology and management strategy. Nat Rev Neurol 2014; 10: 386–95.

Davis JN, Hodges VA, Gillham MB. Physical activity compliance: Differences between overweight/obese and normal-weight adults. Obesity 2006; 14: 2259–65.

Davis KA, Sturges BK, Vite CH, Ruedebusch V, Worrell G, Gardner AB, Leyde K, Sheffield WD, Litt B. A novel implanted device to wirelessly record and analyze continuous intracranial canine EEG. Epilepsy Res 2011; 96: 116–22.

Delorme A, Makeig S, Sejnowski T. Automatic artifact rejection for EEG data using high-order statistics and independent component analysis (2001). Proceedings of the third international ICA conference, San Diego, USA. 2001; 457–62.

Dewey CW, Davies ES, Xie H, Wakshlag JJ. Canine cognitive dysfunction: pathophysiology, diagnosis and treatment. Vet Clin North Am - Small Anim Pract 2019; 49: 477–99.

Diego Z, Moore L, St. Louis E. Sleep, sleep disorders and epilepsy. In: Cascino GD, Sirven JI, Tatum WO, eds. Epilepsy, 2nd edn. Hoboken, NJ. Wiley-Blackwell. 2021. 133-46.

Domingues A, Paiva T, Sanches JM. Sleep and wakefulness state detection in nocturnal actigraphy based on movement information. IEEE Trans Biomed Eng 2014; 61: 426–34.

Dow C, Michel KE. Evaluation of optimal sampling interval for activity monitoring in companion dogs. *Am J Vet Res* 2009; 70(4): 444–48.

Dreschel NA, Granger DA. Physiological and behavioral reactivity to stress in thunderstorm-phobic dogs and their caregivers. *Appl Anim Behav Sci* 2005; 95: 153–68.

Edéll-Gustaffson UM. Insufficient sleep, cognitive anxiety and health transition in men with coronary artery disease: A self-report and polysomnographic study. *J Adv Nurs* 2002; 37: 414–22.

Eder H. Objektive und subjektive Schlafparameter bei ambulanten und stationären Schlafuntersuchungen. Eine retrospektive Observationsstudie [Dissertation]. Wien: Universitätsklinik für Neurologie der Medizinischen Universität Wien. 2017.

Engelsman D, Sherif T, Meller S, Twele F, Klein I. Measurement of canine ataxic gait patterns using body-worn smartphone sensor data. *Front Vet Sci* 2022; 9: 1–7.

Erlacher D, Hrsg. Sport und Schlaf. Angewandte Schlafforschung für die Sportwissenschaft 1. Auflage. Berlin, Springer-Verlag, 2019.

Eskander BS, Barbar M, Evans RB, Enomoto M, Lascelles BDX, Conzemius MG. Correlation of activity data in normal dogs to distance traveled. *Can J Vet Res* 2020; 84(1): 44–51.

Esliger DW, Tremblay MS. Technical reliability assessment of three accelerometer models in a mechanical setup. *Med Sci Sports Exerc* 2006; 38: 2173–81.

Estabrooks PA, Glasgow RE, Dzewaltowski DA. Through primary care. *J Am Med Assoc* 2014; 289: 2913–16.

Faust O, Razaghi H, Barika R, Ciaccio EJ, Acharya UR. A review of automated

sleep stage scoring based on physiological signals for the new millennia. *Comput Methods Programs Biomed* 2019; 176: 81–91.

Feinberg I. Changes in sleep cycle patterns with age. *Psychiatry Res* 1974; 10: 283–306.

Finan PH, Goodin BR, Smith MT. The association of sleep and pain: An update and a path forward. *J Pain* 2013; 14: 1539–52.

Foster RG. Sleep, circadian rhythms and health. *Interface Focus* 2020; 10(3): 1–18.

Fox MW. Postnatal development of the EEG in the dog - II. *J Small Anim Pract* 1967; 8: 77–107.

Fox MW, Stone AB. An electroencephalographic study of epilepsy in the dog. *J Small Anim Pract* 1967; 8: 703–8.

Frohnhofer H, Popp R. Schlaf und Schlafstörungen im hohen Lebensalter. *Geriatr up2date* 2022; 4(04): 261–73.

Furtune E, Lugade V, Mowrrow M, Kaufman K. Validity of using tri-axial accelerometers to measure human Movement - part I: posture and movement detection. *NIH Public Access* 2014a; 169–76.

Furtune E, Lugade V, Mowrrow M, Kaufman K. Validity of using tri-axial accelerometers to measure human movement – part II: step counts at a wide range of gait velocities. *NIH Pubpic Access* 2014b; 659–66.

Gabrys L, Thiel C, Tallner A, Wilms B, Müller C, Kahlert D, Jekauc D, Frick F, Schulz H, Sprengeler O, Hey S, Kobel S, Vogt L. Akzelerometrie zur Erfassung körperlicher Aktivität: Empfehlungen zur Methodik. *Sportwissenschaft* 2015; 45: 1–9.

Galland B, Meredith-Jones K, Terrill P, Taylor R. Challenges and emerging technologies within the field of pediatric actigraphy. *Front Psychiatry* 2014; 5: 1–5.

Galland BC, Kennedy GJ, Mitchell EA, Taylor BJ. Algorithms for using an activity-based accelerometer for identification of infant sleep-wake states during nap studies. *Sleep Med* 2012; 13: 743–51.

Gerencsér L, Vásárhelyi G, Nagy M, Vicsek T, Miklósi A. Identification of behaviour in freely moving dogs (*Canis familiaris*) using inertial sensors. *PLoS One* 2013; 8: 1–14.

Gergely A, Kiss O, Reicher V, Iotchev IB, Kovács E, Gombos F, Benczúr A, Galambos Á, Topál J, Kis A. Reliability of Family Dogs ' Sleep Structure Scoring. *Animals* 2020; 10(6): 1–18.

Gerth N, Dobenecker B. Monitoring free activity in kennel dogs differing in age and breed. Proceedings of the 18th Congress of the European College of Veterinary and Comporative Nutrition (ESVCN, 2014). Utrecht, Netherlands. 2014.

Gerth N, Dobenecker B. Husbandry matters: activity monitoring in dogs kept privately or in trial animal facilities. Proceedings of the 20th Congress of the European College of Veterinary and Comporative Nutrition (ESVCN, 2016). Berlin, Germany. 2016.

Gevatter H, Grünhaupt U, Hrsg. Handbuch der Mess- und Automatisierungstechnik in der Produktion, 2. Auflage. Berlin, Springer-Verlag, 2006.

Giuliano L, Mainieri G, Aguglia U, Bilo L, Durante V, Ermio C, Galimberti CA, La Neve A, Monti G, Ranzato F, Zambrelli E, Mostacci B. Long-term prognosis of juvenile myoclonic epilepsy: A systematic review searching for sex differences. *Seizure* 2021; 86: 41–48.

Griffies JD, Zutty J, Sarzen M, Soorholtz S. Wearable sensor shown to specifically

quantify pruritic behaviors in dogs. *BMC Vet Res* 2018; 14: 1–10.

Gruen ME, Samson DR, Lascelles BDX. Functional linear modeling of activity data shows analgesic-mediated improved sleep in dogs with spontaneous osteoarthritis pain. *Sci Rep* 2019; 9: 1–6.

Guinhouya BC, Samouda H, De Beaufort C. Level of physical activity among children and adolescents in Europe: A review of physical activity assessed objectively by accelerometry. *Public Health* 2013; 127: 301–11.

Von Haaren-Mack, B. Erfassung körperlicher Aktivität. *Bewegungstherapie und Gesundheitssport* 2018; 34: 67–71.

Hansen BD, Lascelles DX, Keene BW, Adams AK, Thomson AE. Evaluation of an accelerometer for at-home monitoring of spontaneous activity in dogs. *Am J Vet Res* 2007; 68: 468–75.

Haverbeke A, Diederich C, Depiereux E, Giffroy JM. Cortisol and behavioral responses of working dogs to environmental challenges. *Physiol Behav* 2008; 93: 59–67.

Heller J, Brcina N, Dogan I, Holtbernd F, Romanzetti S, Schulz JB, Schiefer J, Reetz K. Brain imaging findings in idiopathic REM sleep behavior disorder (RBD) – A systematic review on potential biomarkers for neurodegeneration. *Sleep Med Rev* 2017; 34: 23–33.

Hendricks JC. The English bulldog model of sleep-disordered breathing. *J Appl Physiol* 1987; 63(4): 1344–50.

Hendricks JC. Sleep disorders. In: Ettinger SJ, Feldman EC, Saunders WB, eds. *Textbook of Veterinary Internal Medicine*, 5th edn. Philadelphia, USA, Elsevier. 2000; 152–55.

Hendricks JC, Lager A, O'Brien D, Morrison AR. Movement disorders during sleep in cats and dogs. *J Am Vet Med Assoc* 1989; 194: 686–89.

Heubock D, Petermann F, Hrsg. Aufmerksamkeitsdiagnostik. Kompendien Psychologische Diagnostik. Band 2, 1. Auflage. Göttingen, Deutschland. Hogrefe Verlag. 2001; 11–21.

Hinchliffe TA, Liu NC, Ladlow J. Sleep-disordered breathing in the Cavalier King Charles spaniel: A case series. *Vet Surg* 2019; 48: 497–504.

Hirshkowitz M. Normal human sleep: An overview. *Med Clin North Am* 2004; 88: 551–65.

Hirshkowitz M, Keenan S. Monitoring and staging human sleep. In: Kryger MH, Roth T, Dement WC, eds. *Principles and practice of sleep medicine*, 5th edn. St. Louis, USA, Elsevier Saunders. 2011. 1602-9.

Hjorth MF, Chaput JP, Damsgaard CT, Dalskov SM, Michaelsen KF, Tetens I, Sjödin A. Measure of sleep and physical activity by a single accelerometer: Can a waist-worn Actigraph adequately measure sleep in children? *Sleep Biol Rhythms* 2012; 10: 328–35.

Holley S, Hill CM, Stevenson J. A comparison of actigraphy and parental report of sleep habits in typically developing children aged 6 to 11 years. *Behav Sleep Med* 2010; 8: 16–27.

Houpt K, ed. *Domestic animal behavior for veterinarians and animal scientists*, 6th edn. New Jersey, USA, Wiley-Blackwell. 51–82.

Howell T, Conduit R, Toukhsati S, Bennett P. Development of a minimally-invasive protocol for recording mismatch negativity (MMN) in the dog (*Canis familiaris*) using electroencephalography (EEG). *J Neurosci Methods* 2011; 201: 377–80.

Huck JL, Biery DN, Lawler DF, Gregor TP, Runge JJ, Evans RH, Kealy RD, Smith GK. A longitudinal study of the influence of lifetime food restriction on development of osteoarthritis in the canine elbow. *Vet Surg* 2009; 38: 192–98.

Iotchev IB, Kis A, Bódizs R, van Luijelaar G, Kubinyi E. EEG transients in the sigma range during non-REM sleep predict learning in dogs. *Sci Rep* 2017; 7:12936: 1–11.

Islam MK, Rastegarnia A, Yang Z. Les méthodes de détection et de rejet d'artefact de l'EEG de scalp : revue de littérature. *Neurophysiol Clin* 2016; 46: 287–305.

Jain S, Glauser T. Effects of epilepsy treatments on sleep architecture and daytime sleepiness: An evidence-based review of objective sleep metrics. *Epilepsia* 2014; 55: 26–37.

Jain S, Kothare S. Sleep and Epilepsy. *Semin Pediatr Neurol* 2015; 22: 86–92.

John J, Wu MF, Siegel JM. Systemic administration of hypocretin-1 reduces cataplexy and normalizes sleep and waking durations in narcoleptic dogs. *Sleep Res Online* 2000; 3: 23–8.

Jones S, Dowling-Guyer S, Patronek GJ, Marder AR, Segurson D'Arpino S, McCobb E. Use of accelerometers to measure stress levels in shelter dogs. *J Appl Anim Welf Sci* 2014; 17: 18–28.

Julian V, Ciba I, Olsson R, Dahlbom M, Furthner D, Gomahr J, Maruszczak K, Morwald K, Pixner T, Schneider A, Pereira B, Duclos M, Weghuber D, Thivel D, Bergsten P, Forslund A. Association between metabolic syndrome diagnosis and the physical activity — sedentary profile of adolescents with obesity: a complementary analysis of the beta-JUDO study. *Nutrients* 2022; 14:60: 1–14.

Karlik J, Wilson A, Conrad N, Koh J, Lewandowski Holley A. A narrative review: actigraphy as an objective assessment of perioperative sleep and activity in pediatric

patients. *Children* 2017; 4:26: 1–6.

Kataria L, Vaughn B V. Sleep and epilepsy. *Sleep Med Clin* 2016; 11: 25–38.

Kerr J, Marinac CR, Ellis K, Godbole S, Glanz K, Mitchell J, Laden F, James P. Comparison of accelerometry methods for estimating physical activity. 2018; 49: 617–624.

Kinsman R, Owczarczak-Garstecka S, Casey R, Knowles T, Tasker S, Woodward J, Da Costa R, Murray J. Sleep duration and behaviours: A descriptive analysis of a cohort of dogs up to 12 months of age. *Animals* 2020; 10: 1–14.

Kirsch DB. There and back again: A current history of sleep medicine. *Chest* 2011; 139: 939–46.

Kis A, Szakadát S, Kovács E, Gácsi M, Simor P, Gombos F, Topál J, Miklósi Á, Bódizs R. Development of a non-invasive polysomnography technique for dogs (*Canis familiaris*). *Physiol Behav* 2014; 130: 149–56.

Kis A, Szakadát S, Gácsi M, Kovács E, Simor P, Török C, Gombos F, Bódizs R, Topál J. The interrelated effect of sleep and learning in dogs (*Canis familiaris*); An EEG and behavioural study. *Sci Rep* 2017a; 7: 6–11.

Kis A, Gergely A, Galambos Á, Abdai J, Gombos F, Bódizs R, Topál J. Sleep macrostructure is modulated by positive and negative social experience in adult pet dogs. *Proc R Soc B Biol Sci* 2017b; 284: 1–8.

Knazovicky D, Tomas A, Motsinger-Reif A, Lascelles BDX. Initial evaluation of nighttime restlessness in a naturally occurring canine model of osteoarthritis pain. *PeerJ* 2015; 3:e772: 1–17.

Kopke MA, Wightman P, Ruaux CG. Obstructive sleep apnea in a Chihuahua successfully managed with ondansetron. *Clin Case Reports* 2019; 7: 872–76.

Kornum BR, Knudsen S, Ollila HM, Pizza F, Jennum PJ, Dauvilliers Y, Overeem S. Narcolepsy. *Nat Rev Dis Prim* 2017; 3: 1–19.

Kosmadopoulos A, Sargent C, Darwent D, Zhou X, Roach GD. Alternatives to polysomnography (PSG): A validation of wrist actigraphy and a partial-PSG system. *Behav Res Methods* 2014; 46: 1032–41.

Krahn LE, Rossi D, Filippini F, Patel S. Sleep of common dogs within the United States by breed, age, and weight and its implications on human sleep. *Sleep* 2016; 39: A188.

Krainer D, Dupré G. Brachycephalic obstructive airway syndrome. *Vet Clin Small Anim Pract* 2022; 52:3: 749–80.

Kreutzer RT, Hrsg. Die digitale Verführung. Selbstbestimmt leben trotz Smartphone, Social Media & Co, 1. Auflage. Wiesbaden, Springer-Verlag, 2020.

Kripke DF, Mullaney DJ, Messin S, Wyborney VG. Wrist actigraphic measures of sleep and rhythms. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1978; 44: 674–76.

Kushida CA, Chang A, Gadkary C, Guilleminault C, Carrillo O, Dement W C. Comparison of actigraphic, polysomnographic, and subjective assessment of sleep parameters in sleep-disordered patients. *Sleep Med* 2001; 2: 389–96.

Laborde S, Mosley E, Thayer JF, Quintana DS. Heart rate variability and cardiac vagal tone in psychophysiological research – recommendations for experiment planning , data analysis and data reporting. *Front Psychol* 2017; 8: 1–18.

Ladha C, Belshaw Z, O’Sullivan J, Asher L. A step in the right direction: An open-design pedometer algorithm for dogs. *BMC Vet Res* 2018; 14: 1–10.

Ladha C, Hoffman CL. A combined approach to predicting rest in dogs using

accelerometers. *Sensors* 2018; 18: 1–11.

Ladha C, Hammerla N, Hughs E, Olivier P, Pl T. Dog's life: Wearable activity recognition for dogs. *Proceedings of the 2013 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing (UbiComp'13)*. Zurich, Switzerland. 2013; 415–18.

Lamonte MJ, Ainsworth BE. Quantifying energy expenditure and physical activity in the context of dose response. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: S370–S378.

Landsberg GM, DePorter T, Araujo JA. Clinical signs and management of anxiety, sleeplessness, and cognitive dysfunction in the senior pet. *Vet Clin Small Anim Pract* 2011; 41(3): 565–90.

Landsberg GM, Nichol J, Araujo JA. Cognitive dysfunction syndrome. A disease of canine and feline brain aging. *Vet Clin Small Anim Pract* 2012; 42(4): 749–68.

Lascelles BD, Knazovicky D, Case B, Freire M, Innes JF, Drew AC, Gearing DP. A canine-specific anti-nerve growth factor antibody alleviates pain and improves mobility and function in dogs with degenerative joint disease-associated pain. *BMC Vet Res* 2015; 11: 1–12.

Lascelles BDX, Hansen BD, Roe S, DePuy V, Thomson A, Pierce CC, Smith ES, Rowinski E. Evaluation of client-specific outcome measures and activity monitoring to measure pain relief in cats with osteoarthritis. *J Vet Intern Med* 2007; 21: 410–16.

Lascelles BDX, Brown DC, Conzemius MG, Gill M, Oshinsky ML, Sharkey M. The beneficial role of companion animals in translational pain research. *Front Pain Res* 2022; 3: 1–13.

Lascelles BDX, Hansen BD, Thomson A, Pierce CC, Boland E, Smith ES. Evaluation of a digitally integrated accelerometer-based activity monitor for the measurement of activity in cats. *Vet Anaesth Analg* 2008; 35: 173–83.

Lee M, Kim J, Jee S, Yoo S. Review of daily physical activity monitoring system based on single triaxial accelerometer and portable data measurement Unit, In: Ao, SI, Rieger, B, Amouzegar, M, eds. Machine learning and systems engineering. Lecture notes in electrical engineering. 2010; 569-80.

Ley JM, Bennett PC. Understanding personality by understanding companion dogs. *Anthrozoos* 2007; 20: 113–24.

Lin L, Faraco J, Li R, Kadotani H, Rogers W, Lin X, Qiu X, De Jong PJ, Nishino S, Mignot E. The sleep disorder canine narcolepsy is caused by a mutation in the hypocretin (orexin) receptor 2 gene. *Cell* 1999; 98: 365–76.

Lin Y, Chen S. RBD: a red flag for cognitive impairment in Parkinson's disease? *Sleep Med* 2018; 44: 38–44.

Van der Linden D, Zamansky A, Hadar I, Craggs B, Rashid A. Buddy's wearable is not your buddy: privacy implications of pet wearables. *IEEE Secur Priv* 2019; 17: 28–39.

Little D, Johnson S, Hash J, Olson SA, Estes BT, Moutos FT, Lascelles BDX, Guilak F. Functional outcome measures in a surgical model of hip osteoarthritis in dogs. *J Exp Orthop* 2016; 3:17: 1–16.

Liu NC, Troconis EL, Kalmar L, Price DJ, Wright HE, Adams VJ, Sargan DR, Ladlow JF. Conformational risk factors of brachycephalic obstructive airway syndrome (BOAS) in pugs, French bulldogs, and bulldogs. *PLoS One* 2017; 12: 1–24.

Loomis AL, Harvey EN, Hobart GA. Cerebral states during sleep, as studied by human brain potentials. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 1937; 21:2: 127–44.

Löscher W, Worrel GA. Novel subscalp and intracranial devices to wirelessly record and analyze continuous EEG in unsedated, behaving dogs in their natural

environments : A new paradigm in canine epilepsy research. *Front Vet Sci* 2022; 9: 1–17.

Lucas EA, Foutz AS, Dement WC, Mitler MM. Sleep cycle organization in narcoleptic and normal dogs. *Physiol Behav* 1979; 23: 737–743.

Lucas EA, Powell EW, Murphree OD. Baseline sleep-wake patterns in the pointer dog. *Physiol Behav* 1977; 19: 285–91.

Ludvikova E, Nishino S, Sakai N, Jahn P. Familial narcolepsy in the Lipizzaner horse: A report of three fillies born to the same sire. *Vet Q* 2012; 32: 99–102.

Lyden K, Kozey SL, Staudenmeyer JW, Freedson PS. A comprehensive evaluation of commonly used accelerometer energy expenditure and MET prediction equations. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111: 187–201.

Lynch BA, Kaufman TK, Rajjo TI, Mohammed K, Kumar S, Murad MH, Gentile NE, Koepp GA, McCrady-Spitzer SK, Levine JA. Accuracy of accelerometers for measuring physical activity and levels of sedentary behavior in children: a systematic review. *J Prim Care Community Heal* 2019; 10: 1–8.

Mari L, Shea A. Symptomatic Narcolepsy/Cataplexy in a Dog with Brainstem Meningoencephalitis of Unknown Origin. *J Am Anim Hosp Assoc* 2020; 56: 1–5.

Marino M, Li Y, Ellenbogen JM, Dulin H, Winkelman JW, Rueschman MN, Buxton OM, Solet JM, Berkman LF. Measuring sleep: accuracy, sensitivity and specificity of wrist actigraphy compared to polysomnography. *Sleep* 2013; 36: 1747–1755.

Maros K, Dóka A, Miklósi Á. Behavioural correlation of heart rate changes in family dogs. *Appl Anim Behav Sci* 2008; 109: 329–41.

Marshall WG, Bockstahler BA, Hulse DA, Carmichael S. A review of osteoarthritis

and obesity: Current understanding of the relationship and benefit of obesity treatment and prevention in the dog. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2009; 22: 339–45.

Martin KW, Olsen AM, Duncan CG, Duerr FM. The method of attachment influences accelerometer-based activity data in dogs. *BMC Vet Res* 2017; 13: 1–6.

Mathias JL, Cant ML, Burke ALJ. Sleep disturbances and sleep disorders in adults living with chronic pain: a meta-analysis. *Sleep Med* 2018; 52: 198–210.

Mayousse V, Desquilbet L, Jeandel A, Blot S. Prevalence of neurological disorders in French bulldog: A retrospective study of 343 cases (2002-2016). *BMC Vet Res* 2017; 13: 1–10.

McKnight LL, Root-McCaig J, Wright D, Davenport GM, France J, Shoveller AK. Dietary mannoheptulose does not significantly alter daily energy expenditure in adult labrador retrievers. *PLoS One* 2015; 11: 1–14.

Mejia S, Duerr F, Griffenhagen G, McGrath S. Evaluation of the effect of cannabidiol on naturally occurring osteoarthritis-associated pain: a pilot study in dogs. *J Am Anim Hosp Assoc* 2021; 57(2): 81–90.

Mejia S, Duerr FM, Salman M. Comparison of activity levels derived from two accelerometers in dogs with osteoarthritis: Implications for clinical trials. *Vet J* 2019; 252: 1–6.

Mekky JF, Elbhrawy SM, Boraey MF, Omar HM. Sleep architecture in patients with Juvenile Myoclonic Epilepsy. *Sleep Med* 2017; 38: 116–21.

Meltzer LJ, Montgomery-Downs HE, Insana SP, Walsh CM. Use of actigraphy for assessment in pediatric sleep research. *Sleep Med Rev* 2012; 16: 463–75.

Mesquita LLR, Mesquita LP, Wadt D, Bruhn FRP, Maiorka PC. Heterogenous

deposition of β -amyloid in the brain of aged dogs. *Neurobiol Aging* 2021; 99: 44–52.

Michel KE, Brown DC. Determination and application of cut points for accelerometer-based activity counts of activities with differing intensity in pet dogs. *Am J Vet Res* 2011; 72: 866–70.

Miklósi Á, Topál J. What does it take to become “best friends”? Evolutionary changes in canine social competence. *Trends Cogn Sci* 2013; 17: 287–94.

Mitler MM, Dement WC. Sleep studies on canine narcolepsy: Pattern and cycle comparisons between affected and normal dogs. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1977; 43: 691–99.

Miyagawa T, Tokunaga K. Genetics of narcolepsy. *Hum Genome Var* 2019; 6:4: 1–8.

Miyazaki S, Liu CY, Hayashi Y. Sleep in vertebrate and invertebrate animals, and insights into the function and evolution of sleep. *Neurosci Res* 2017; 118: 3–12.

Mondino A, Delucchi L, Moeser A, Cerdá-González S, Vanini G. Sleep disorders in dogs: A Pathophysiological and clinical review. *Top Companion Anim Med* 2021; 43: 1–10.

Montoya-Alonso JA, Bautista-Castaño I, Peña C, Suárez L, Juste MC, Tvarijonaviciute A. Prevalence of canine obesity, obesity-related metabolic dysfunction, and relationship with owner obesity in an obesogenic region of Spain. *Front Vet Sci* 2017; 4: 2–5.

Montoye AH, Pfeiffer KA. Change in physical activity. *Meas Phys Educ Exerc Sci* 2014; 18: 273–85.

Moreau M, Siebert S, Buerkert A, Schlecht E. Use of a tri-axial accelerometer for

automated recording and classification of goats' grazing behaviour. *Appl Anim Behav Sci* 2009; 119: 158–70.

Morgenthaler T, Alessi C, Friedman L, Owens J, Kapur V, Boehlecke B, Brown T, Chesson A, Coleman J, Lee-Chiong T, Pancer J, Swick TJ. Practice parameters for the use of actigraphy in the assessment of sleep and sleep disorders: An update for 2007. *Sleep* 2007; 30: 519–29.

Morrison R, Penpraze V, Beber A, Reilly JJ, Yam PS. Associations between obesity and physical activity in dogs: A preliminary investigation. *J Small Anim Pract* 2013; 54: 570–74.

Morrison R, Reilly JJ, Penpraze V, Pendlebury E, Yam PS. A 6-month observational study of changes in objectively measured physical activity during weight loss in dogs. *J Small Anim Pract* 2014a; 55: 566–70.

Morrison R, Penpraze V, Greening R, Underwood T, Reilly JJ, Yam PS. Correlates of objectively measured physical activity in dogs. *Vet J* 2014b; 199: 263–67.

Motti VG, Caine K. Users' privacy concerns about wearables. Impact of form factor, sensors and type of data collected. In: *Financial Cryptography and Data Security: FC 2015 International Workshops, BITCOIN, WAHC, and Wearable*, San Juan, Puerto Rico, 2015. Springer-Verlag 2015; 231–44.

Mullaney DJ, Kripke DF, Messin S. Wrist-actigraphic estimation of sleep time. *Sleep* 1980; 3: 83–92.

Nayak CS, Mariyappa N, Majumdar KK, Ravi GS, Prasad PD, Nagappa M, Kandavel T, Taly AB, Sinha S. NREM Sleep and Antiepileptic Medications Modulate Epileptiform Activity by Altering Cortical Synchrony. *Clin EEG Neurosci* 2018; 49: 417–24.

Nishino S, Mignot E. Pharmacological aspects of human and canine narcolepsy. *Prog Neurobiol* 1997; 52: 27–78.

Nishino S, Riehl J, Hong J, Kwan M, Reid M, Mignot E. Is narcolepsy a REM sleep disorder? Analysis of sleep abnormalities in narcoleptic Dobermans. *Neurosci Res* 2000; 38: 437–46.

Nuttall T, Mcewan N. Objective measurement of pruritus in dogs: a preliminary study using activity monitors. *Vet Dermatol* 2006; 17:5: 348–51.

Olsen AM, Evans RB, Duerr FM. Evaluation of accelerometer inter-device variability and collar placement in dogs. *Vet Evid* 2016; 1: 1–9.

Olsen E, Suiter EJ, Pfau T, McGonnell IM, Matiasek K, Giejda A, Volk HA. Cavalier King Charles Spaniels with Chiari-like malformation and syringomyelia have increased variability of spatio-temporal gait characteristics. *BMC Vet Res* 2017; 13:159: 1–7.

Ong AD, Kim S, Young S, Steptoe A. Positive affect and asleep: a systematic review. *Sleep Med Rev* 2016; 1–12.

Owens J, Sangal RB, Sutton VK, Bakken R, Allen AJ, Kelsey D. Subjective and objective measures of sleep in children with attention-deficit/hyperactivity disorder. *Sleep Med* 2009; 10: 446–56.

Packer RMA, Hendricks A, Tivers MS, Burn CC. Impact of facial conformation on canine health: Brachycephalic obstructive airway syndrome. *PLoS One* 2015; 10: 1–21.

Pan Y, Larson B, Araujo JA, Lau W, Rivera C De, Santana R, Gore A, Milgram NW. Dietary supplementation with medium-chain TAG has long-lasting cognition-enhancing effects in aged dogs. *Br J Nutr* 2010; 103(12): 1746–54.

Paquet J, Kawinska A, Carrier J. Wake detection capacity of actigraphy during sleep. *Sleep* 2007; 14–17.

Parmentier R, Bricout D, Brousseau E, Giboulot T. Dog EEG for wake-promotion studies. *Curr Protoc Pharmacol* 2006; 34: 5.43.1-5.43.12.

Pastore C, Pirrone F, Balzarotti F, Faustini M, Pierantoni L, Albertini M. Evaluation of physiological and behavioral stress-dependent parameters in agility dogs. *J Vet Behav Clin Appl Res* 2011; 6: 188–94.

Patel RR, Pratt M, Blair SN, Haskell WL, Macera CA, Bouchard C, Buchner D, Ettinger W, Heath GW, King AC, Kriska A, Leon AS, Marcus BH, Morris J, Paffenbarger RS, Patrick K, Pollock ML, Rippe JM, Sallis J, Wilmore JH. Physical activity and public health. *J Am Med Assoc* 1995; 273: 402–7.

Patel SI, Miller BW, Kosiorek HE, Parish JM, Lyng PJ, Krahn LE. The effect of dogs on human sleep in the home sleep environment. *Mayo Clin Proc* 2017; 92: 1368–72.

Paul DR, Kramer M, Moshfegh AJ, Baer DJ, Rumpler W V. Comparison of two different physical activity monitors. *BMC Med Res Methodol* 2007; 7: 1–6.

Payne JD, Kensinger EA. Sleep's role in the consolidation of emotional episodic memories. *Curr Dir Psychol Sci* 2010; 19: 290–95.

Pebley K, Farage G, Hare ME, Bursac Z, Andres A, Mubarika S, Chowdhury R, Talcott GW, Krukowski RA. Changes in self - reported and accelerometer - measured physical activity among pregnant TRICARE Beneficiaries. *BMC Public Health* 2022; 22:2029: 1–8.

Pedersen BK, Saltin B. Evidence for prescribing exercise as therapy in chronic disease. *Scand J Med Sci Sport* 2006; 16: 3–63.

Pellegrino F. Canine electroencephalographic recording technique: findings in normal and epileptic dogs. *Clin Neurophysiol* 2004; 115: 477–87.

Peter H, Penzel T, Peter JH. Enzyklopädie der Schlafmedizin. Peter JH, Hrsg. 1. Auflage, Heidelberg, Springer Medizin Verlag, 2007.

Plant JD. Correlation of observed nocturnal pruritus and actigraphy in dogs. *Vet Rec* 2008; 162: 624–25.

Platt S, Olby N, eds. *BSAVA Manual of Canine and Feline Neurology*, 4 edn. Quedgeley. British Small Animal Veterinary Association. (2014).

Porsani MYH, Teixeira FA, Amaral AR, Pedrinelli V, Vasques V, de Oliveira AG, Vendramini THA, Brunetto MA. Factors associated with failure of dog's weight loss programmes. *Vet Med Sci* 2019; 1–7.

Pourciau B, Smith G. Newton's interpretation of Newton's Second Law. *Arch Hist Exact Sci* 2006; 60: 157–207.

Preston T, Baltzer W, Trost S. Accelerometer validity and placement for detection of changes in physical activity in dogs under controlled conditions on a treadmill. *Res Vet Sci* 2012; 93: 412–16.

Puyau MR, Adolph AL, Vohra FA, Zakeri I, Butte NF. Prediction of activity energy expenditure using accelerometers in children. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 1625–31.

Quinn MM, Keuler NS, Lu YAN, Faria MLE, Muir P, Markel MD. Evaluation of agreement between numerical rating scales, visual analogue scoring scales and force plate gait analysis in dogs. *Vet Surg* 2007; 36: 360–67.

Rechtschaffen A, Bergmann BM, Everson CA, Kushida CA, Gilliland MA. Sleep-deprivation in the rat . X. Integration and discussion of the findings. *Sleep* 1989; 12: 68–87.

Rechtschaffen A, Kales A, eds. A manual of Sstandardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. Los Angeles, USA, Brain Research Institute. University of California. 1968.

Reilly JJ, Penpraze V, Hislop J, Davies G, Grant S, Paton JY. Objective measurement of physical activity and sedentary behaviour: Review with new data. Arch Dis Child 2008; 93: 614–19.

Rémi J. Chronobiologie. Somnologie 2019; 23: 299–312.

Respironics Inc., eds. Physical Activity Monitoring System. Actical Software, Actical Reader. Actical Instruction Manual. Pennsylvania, USA, Philips. 2012; 1–87.

Rialland P, Bichot S, Moreau M, Guillot M, Lussier B, Gauvin D, Martel-Pelletier J, Pelletier JP, Troncy E. Clinical validity of outcome pain measures in naturally occurring canine osteoarthritis. BMC Vet Res 2012; 8:162: 1–12.

Ripley B, Fujiki N, Okura M, Mignot E, Nishino S. Hypocretin levels in sporadic and familial cases of canine narcolepsy. Neurobiol Dis 2001; 8: 525–34.

Rodenbeck A. Biologische Grundlagen des Schlafens und Wachens. Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforsch - Gesundheitsschutz 2011; 54: 1270–75.

Rodenbeck A. Manual der American Academy of Sleep Medicine: Überblick über die Updateversion 2.0. Somnologie 2013; 17: 122–30.

Rodenbeck A, Weeß H-G, Schulz H, Danker-Hopfe H, Geisler P, Binder R, Lund R, Raschke F. Ergänzende Regeln zu Frequenzen und Graphoelementen der SchlafstadienanalyseSupplementary rules on frequencies and graphic elements of sleep stage analysis. Somnologie - Schlafforsch und Schlafmedizin 2015; 19: 51–60.

Roedler FS, Pohl S, Oechtering GU. How does severe brachycephaly affect dog's lives? Results of a structured preoperative owner questionnaire. *Vet J* 2013; 198: 606–10.

Ruoß CJ. Einfluss von Training und Guanidinoacetat-Supplementierung auf den Energiestoffwechsel von FBI-Hunden [Dissertation]. München: Tierärztliche Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München. 2011.

Sadeh A. The role and validity of actigraphy in sleep medicine: An update. *Sleep Med Rev* 2011; 15: 259–67.

Sadeh A, Acebo C. The role of actigraphy in sleep medicine. *Sleep Med Rev* 2002; 6: 113–24.

Sadeh A, Sharkey KM, Carskadon MA. Activity-based sleep-wake identification: An empirical test of methodological issues. *Sleep* 1994; 17: 201–7.

Sadeh A, Lavie P, Scher A, Tirosh E, Epstein R. Actigraphic home-monitoring sleep-disturbed and control infants and young children: A new method for pediatric assessment of sleep-wake patterns. *Pediatrics* 1991; 87: 494–99.

Salvin HE, McGreevy PD, Sachdev PS, Valenzuela MJ. The canine cognitive dysfunction rating scale (CCDR): A data-driven and ecologically relevant assessment tool. *Vet J* 2011; 188: 331–36.

Samsonsen C, Sand T, Bråthen G, Helde G, Brodtkorb E. The impact of sleep loss on the facilitation of seizures: A prospective case-crossover study. *Epilepsy Res* 2016; 127: 260–66.

Santos Filho M, Hainfellner D, Macambira K, Carmo J, Alberigi B, Soares A, Botteon P, Fernandes J, Paiva J. Study of heart rate variability in dogs with brachycephalic syndrome that underwent rhinoplasty. *Brazilian J Vet Med* 2020; 42: 1–16.

Sateia MJ. International classification of sleep disorders - third Edition. Highlights and modifications. *Chest* 2014; 146: 1387–94.

Savage VM, West GB. A quantitative, theoretical framework for understanding mammalian sleep. *Proc Natl Acad Sci* 2007; 104: 1051–56.

Sazonov E, Sazonova N, Schuckers S, Neuman M. Activity-based sleep-wake identification in infants. *Physiol Meas* 2004; 25: 1291–1304.

Schäuble B, Mathis J, Hess CW. Neurobiologie des Schlafes. *Epileptologie* 2005; 22: 135–42.

Schmidt F, Boltze J, Jäger C, Hofmann S, Willems N, Seeger J, Härtig W, Stolzing A. Detection and quantification of β -amyloid, pyroglutamyl A β , and Tau in aged canines. *J Neuropathol Exp Neurol* 2015; 74: 912–23.

Schöberl I, Kortekaas K, Schöberl FF, Kotrschal K. Algorithm-supported visual error correction (AVEC) of heart rate measurements in dogs, *Canis lupus familiaris*. *Behav Res Methods* 2014; 47: 1356–64.

Schubert TA, Chidester RM, Chrisman CL. Clinical characteristics, management and long-term outcome of suspected rapid eye movement sleep behaviour disorder in 14 dogs. *J Small Anim Pract* 2011; 52: 93–100.

Schütt T, Toft N, Berendt M. Cognitive function, progression of age-related behavioral changes, biomarkers and survival in dogs more than 8 years old. *J Vet Intern Med* 2015; 29: 1569–77.

Schwab-Richards R, Prost C, Steffan J, Seewald W, Nenci C, Roosje P. Use of activity monitors for assessment of pruritus in an acute model of canine atopic dermatitis. *Vet Dermatol* 2014; 25: 441-e69.

Shea A, Hatch A, De Risio L, Beltran E. Association between clinically probable REM sleep behavior disorder and tetanus in dogs. *J Vet Intern Med* 2018; 1–8.

Siegel JM. Do all animals sleep? *Trends Neurosci* 2018; 31: 208–13.

Siniscalchi M, Ingeo S, Minunno M, Quaranta A. Communication in dogs. *Animals* 2018; 8:8: 1–20.

Smith BP. The Domestic dog: its evolution, behavior and interactions with people, 2nd edn. *Anthrozoos* 2019; 32:5: 719–22.

Smith BP, Browne M, Mack J, Kontou TG. An exploratory study of human–dog co-sleeping using actigraphy: do dogs disrupt their owner’s sleep? *Anthrozoos* 2018a; 31:6: 727–40.

Smith EH, Liou JY, Merricks EM, Davis TS, Thomson K, Greger B, House PA, Emerson RG, Goodman RR, McKhann GM, Sheth SA, Schevon CA, Rolston JD. Human interictal epileptiform discharges are bidirectional traveling waves echoing ictal discharges. *Elife* 2022a; 11: 1–20.

Smith M, Mendl M, Murrell JC. Associations between osteoarthritis and duration and quality of night-time rest in dogs. *Appl Anim Behav Sci* 2022b; 253: 1–7.

Smith MT, McCrae CS, Cheung J, Martin JL, Harrod CG, Heald JL, Carden KA. Use of actigraphy for the evaluation of sleep disorders and circadian rhythm sleep-wake disorders: An American Academy of Sleep Medicine. *J Clin Sleep Med* 2018b; 14: 1231–37.

Somppi S, Törnqvist H, Koskela A, Vehkaoja A, Tiira K, Väättäjä H. Dog – owner relationship, owner interpretations and dog personality are connected with the emotional reactivity of dogs. *Animals* 2022; 12: 1–21.

Spartano NL, Lyass A, Larson MG, Tran T, Andersson C, Blease SJ, Esliger DW,

Vasan RS, Murabito JM. Objective physical activity and physical performance in middle-aged and older adults. *Exp Gerontol* 2019; 119: 203–11.

Spruyt K, Gozal D, Dayyat E, Roman A, Molfese DL. Sleep assessments in health school-aged children using actigraphy : concordance with polysomnography. 2012; 20: 223–232.

Strain GM, Olcott B, Archer R, B. McClintock. Narcolepsy in a Brahman bull. *J Am Med Vet Assoc* 1984; 538–41.

Straker L, Campbell A. Translation equations to compare ActiGraph GT3X and Actical accelerometers activity counts. *BMC Med Res Methodol* 2012; 12:54: 1–7.

Stuck BA, Maurer JT, Schredl M, Weess H-G, Hrsg. *Praxis der Schlafmedizin - Diagnostik, Differenzialdiagnostik und Therapie bei Erwachsenen und Kindern*, 3. Auflage. Berlin, Springer-Verlag, 2017.

Takahashi Y. Temporal distributions of delta wave sleep and rem sleep during recovery sleep after 12-h forced wakefulness in dogs; similarity to human sleep. *Neurosci Lett* 1978; 10: 329–34.

Takeuchi T, Harada E. Age-related changes in sleep-wake rhythm in dog. *Behav Brain Res* 2002; 136: 193–99.

Teplan M. Fundamentals of EEG measurement. *Meas Sci Rev* 2002; 2: 1–11.

Thiel C, Gabrys L, Vogt L. Registrierung körperlicher Aktivität mit tragbaren Akzelerometern. *Dtsch Z Sportmed* 2016; 67: 44–48.

Thorpy M. International Classification of Sleep Disorders; Chapter 27. In *Sleep disorders medicine: Basic science, technical considerations and clinical aspects*, 4th edn. Chokroverty, S, ed. New York, USA, Springer-Verlag. 2017; 475–84.

Tisdale RK, Yamanaka A, Kilduff TS. Animal models of narcolepsy and the hypocretin/orexin system: Past, present, and future. *Sleep* 2021; 44: 1–15.

Tobler I. Is sleep fundamentally different between mammalian species? *Behav Brain Res* 1995; 69: 35–41.

Tobler I, Sigg H. Long-term motor activity recording of dogs and the effect of sleep deprivation. *Experientia* 1986; 42: 987–91.

Tonokura M, Fujita K, Nishino S. Review of pathophysiology and clinical management of narcolepsy in dogs. *Vet Rec* 2007; 161: 375–80.

Troiano RP, Berrigan D, Dodd KW, Mâsse LC, Tilert T, Mcdowell M. Physical activity in the United States measured by accelerometer. *Med Sci Sports Exerc* 2008; 40: 181–88.

Tyron WW. Issues of validity in actigraphic sleep assessment. *Sleep* 2004; 27: 158–65.

Den Uijl I, Gómez Álvarez CB, Bartram D, Dror Y, Holland R, Cook A. External validation of a collar-mounted triaxial accelerometer for second-by-second monitoring of eight behavioural states in dogs. *PLoS One* 2017; 12: 1–13.

Ursin R. The two stages of slow wave sleep in the cat and their relation to REM sleep. *Brain Res* 1968; 11: 347–56.

Vandekerckhove M, Weiss R, Schotte C, Exadaktylos V, Haex B, Verbraecken J, Cluydts R. The role of presleep negative emotion in sleep physiology. *Psychophysiology* 2011; 48: 1738–44.

Vanini G. Sleep deprivation and recovery sleep prior to a noxious inflammatory insult influence characteristics and duration of pain. *Sleep* 2016; 39: 133–42.

Varga B, Gergely A, Galambos Á, Kis A. Heart rate and heart rate variability during sleep in family dogs (*Canis familiaris*). Moderate effect of pre-sleep emotions. *Animals* 2018; 8: 1–17.

Veasey SC, Chachkes J, Fenik P, Hendricks JC. The effects of ondansetron on sleep-disordered breathing in the English Bulldog. *Sleep* 2001; 24: 155–60.

Vite CH, Head E. Aging in the canine and feline brain. *Vet Clin North Am - Small Anim Pract* 2014; 44: 1113–29.

Wachowiak IJ, Patterson JS, Winger KM, Smiler KL, Cole R, Moon R, Kluz M, Bartner LR. Thoracolumbar myelopathies in pug dogs. *J Vet Intern Med* 2023; 1–8.

Ward J, James F, Monteith G. The effect of topical lidocaine on muscle artefacts in awake canine electroencephalogram recordings. *Vet J* 2016; 213: 6–8.

Van De Water ATM, Holmes A, Hurley DA. Objective measurements of sleep for non-laboratory settings as alternatives to polysomnography - a systematic review. *J Sleep Res* 2011; 20: 183–200.

Wauquier A, Verheyen JL, Van Den Broeck WAE, Janssen PAJ. Visual and computer-based analysis of 24 h sleep-waking patterns in the dog. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1979; 46: 33–48.

Weber M, Péron F, Herbst S, Dobenecker B. Age dependency of free activity in dogs. Proceedings of the 24th Congress of the European College of Veterinary and Comparative Nutrition (ESVCN 2020). Virtual, hosted by Ludwig-Maximilians-University Munich, 2020.

De Weerd AW. Actigraphy, the alternative way? *Front Psychiatry* 2014; 5: 3–6.

Weiss AR, Johnson NL, Berger NA, Redline S. Validity of activity-based devices

to estimate sleep. *J Clin Sleep Med* 2010; 6: 336–42.

Wernham BGJ, Trumpatori B, Hash J, Lipsett J, Davidson G, Wackerow P, Thomson A, Lascelles BD. Dose reduction of Meloxicam in dogs with osteoarthritis-associated pain and impaired mobility. *J Vet Intern Med* 2011; 25: 1298–1305.

Wernimont SM, Thompson RJ, Mickelsen SL, Smith SC, Alvarenga IC, Gross KL. Use of accelerometer activity monitors to detect changes in pruritic behaviors: Interim clinical data on 6 dogs. *Sensors* 2018; 18: 1–15.

White DP. Pathogenesis of obstructive and central sleep apnea. *Am J Respir Crit Care Med* 2005; 172: 1363–70.

Wielaender F, James FMK, Cortez MA, Kluger G, Neßler JN, Tipold A, Lohi H, Fischer A. Absence seizures as a feature of juvenile myoclonic epilepsy in Rhodesian Ridgeback dogs. *J Vet Intern Med* 2018; 32: 428–32.

Wielaender F, Sarviaho R, James F, Hytönen MK, Cortez MA, Kluger G, Koskinen LLE, Arumilli M, Kornberg M, Bathen-Noethen A, Tipold A, Rentmeister K, Bhatti SFM, Hülsmeier V, Boettcher IC, Tästensen C, Flegel T, Dietschi E, Leeb T, Matiasek K, Fischer A, Lohi H. Generalized myoclonic epilepsy with photosensitivity in juvenile dogs caused by a defective DIRAS family GTPase 1. *Proc Natl Acad Sci* 2017; 114: 2669–74.

Winterholler M. Assessment of sleep stages and evaluation of polysomnography according to the criteria of the American Academy of Sleep Medicine. *Neurophysiologie-Labor* 2016; 38: 110–16.

Wong SL, Colley R, Gorber SC, Tremblay M. Actical accelerometer sedentary activity thresholds for adults. *J Phys Act Heal* 2011; 8: 587–91.

Wu M, John J, Maidment N, Lam H, Siegel J. Hypocretin release in normal and narcoleptic dogs after food and sleep deprivation, eating, and movement. *Am J*

Physiol Integr Comp Physiol 2015; 283: R1079–R1086.

Xu L, Guo D, Liu Y yan, Qiao D dan, Ye J yi, Xue R. Juvenile myoclonic epilepsy and sleep. *Epilepsy Behav* 2018; 80: 326–30.

Yam PS, Penpraze V, Young D, Todd MS, Cloney AD, Houston-Callaghan KA, Reilly JJ. Validity, practical utility and reliability of Actigraph accelerometry for the measurement of habitual physical activity in dogs. *J Small Anim Pract* 2011; 52: 86–91.

Yashari JM, Duncan CG, Duerr FM. Evaluation of a novel canine activity monitor for at-home physical activity analysis. *BMC Vet Res* 2015; 11:146: 1–6.

Zanghi BM, Kerr W, Gierer J, de Rivera C, Araujo JA, Milgram NW. Characterizing behavioral sleep using actigraphy in adult dogs of various ages fed once or twice daily. *J Vet Behav Clin Appl Res* 2013; 8: 195–203.

Zanghi BM, Gardner C, Araujo J, Milgram NW. Diurnal changes in core body temperature, day/night locomotor activity patterns, and actigraphy-generated behavioral sleep in aged canines with varying levels of cognitive dysfunction. *Neurobiol Sleep Circadian Rhythm* 2016; 1: 8–18.

Zepelin H, Siegel JM, Tobler I. Mammalian Sleep. *Princ Pract Sleep Med* 2005; 91–100.

Zollner D. Effekte langfristigen Ausdauertrainings auf den Energiestoffwechsel beim Haushund (Beagle) [Dissertation]. München: Tierärztliche Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München. 2012.

Zong S, Du P, Li H, Wang M, Xiao H. Advances in animal models of obstructive sleep apnea. *Front Med Med* 2023; 1–7.

Zoran DL. Obesity in dogs and cats: a metabolic and endocrine disorder. *Vet Clin*

North Am - Small Anim Pract 2010; 40: 221–39.

IX. DANKSAGUNGEN

Ich bedanke mich herzlich bei meiner Doktormutter Frau Prof. Dr. Andrea Fischer, die mein Interesse im Fachbereich Neurologie geweckt hat und die mir eine Chance gegeben hat, mich zu beweisen und mir diese Arbeit ermöglicht hat. Ein großes Danke für die zahlreichen Telefonate, sowie die vielen Denkanstöße und Anmerkungen zu diesem Thema.

Bei Frau Dr. Britta Dobenecker möchte ich mich herzlich für die Einführung in das Thema der Beschleunigungssensoren, die technische Unterstützung, sowie für die Erlaubnis zur Nutzung der entsprechenden Actical[®] Technik in den Räumlichkeiten des Lehrstuhls für Tierernährung und Diätetik, bedanken.

Bei Frau Prof. Dr. Susanne Lauer bedanke ich mich herzlich für die fachlichen Beiträge zu diesem Thema.

Zudem möchte ich mich herzlich bei meiner Kollegin Dr. Gesine Buhmann aus der Neurologie der Medizinischen Kleintierklinik bedanken. Vielen Dank für die Unterstützung und Hilfe bei all den zahlreichen neurologischen Fragen in den letzten Jahren, für die aufgeopferte Zeit und Mühen, sowie die aufbauenden Worte.

Ein besonderes Dankeschön geht auch an meine Kollegin Bettina Holzmann aus der Intensiv- und Notfallmedizin der Medizinischen Kleintierklinik, die mich in der „heißen Phase“ mit hilfreichem Feedback unterstützt hat.

Der größte Dank geht an meine Familie und ganz besonders an meinen Partner! Ihr habt mich in all den Jahren immer bei meinem großen Vorhaben unterstützt, meine Launen ertragen und mir Mut zugesprochen. Mein Partner bewies außerordentliche Geduld in allen Phasen des Studiums und vor allem während der Erstellung dieser Arbeit. Ihr alle habt mir stets den Rücken gestärkt. Ohne euch hätte ich es nicht geschafft und dafür bin ich euch unendlich dankbar!