

Aus dem Department für bildgebende Diagnostik
der Veterinärmedizinischen Universität Wien

Klinische Abteilung für bildgebende Diagnostik
(Leiter: Univ.Prof. Dr.med.vet. Eberhard Ludewig)

**Sind Fläche und Signalintensität von thorakolumbalen
paravertebralen Muskeln mit kompressiven Bandscheibenvorfällen
bei Hunden assoziiert? ***

Diplomarbeit

Veterinärmedizinische Universität Wien

vorgelegt von

Laura Freymüller

Wien, im September 2023

* Freymüller, L; Lorinson, K; Kau, S; Dolezal, D; Kneissl, S (2022): Transferability of a proposed method for manually defining area and signal of canine thoracolumbar paravertebral muscles on MR images WSAVA 2022; OCT 29-31; Lima, Peru. 2022

Betreuerin: Ao. Univ.Prof. Dr.med.vet. Sibylle Kneissl
Klinische Abteilung für bildgebende Diagnostik
Department für Kleintiere und Pferde
Veterinärmedizinische Universität Wien

Begutachter: Mag. Dr.med.vet. Silvio Kau, MSc., EVD SVA
Department für Biomedizinische Wissenschaften
Veterinärmedizinische Universität Wien

Eigenständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorgelegte Arbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Alle übernommenen Textstellen aus fremden Quellen wurden kenntlich gemacht.

Ich habe die entscheidenden Arbeiten selbst durchgeführt und alle zuarbeitend Tätigen mit ihrem Beitrag zur Arbeit angeführt.

Die vorliegende Arbeit wurde nicht an anderer Stelle eingereicht oder veröffentlicht.

Wien, den 12.09.2023

Laura Freymüller

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei meinen Eltern für ihre ständige Unterstützung bedanken, die es mir ermöglicht, dieses Studium zu absolvieren und meinen Wunsch zu verwirklichen.

Ebenso möchte ich meiner gesamten Familie und Freunde danken, die mir immer Rückhalt gegeben hat.

Ein besonderer Dank gilt meinem Grisu, der mich während meines Studiums und meiner gesamten Diplomarbeit mit seiner Anwesenheit begleitet hat.

Ich möchte mich auch bei meiner Betreuerin Ao. Univ.Prof. Dr.med.vet. Sibylle Kneissl bedanken, die mir immer mit Rat und Tat zur Seite gestanden hat und auf die ich mich immer verlassen konnte.

Bei Dr.nat.techn. Marlies Dolezal von der Plattform für Bioinformatik und Biostatistik möchte ich mich für die Hilfestellung bei statistischen Fragen bedanken.

Abkürzungsverzeichnis

BS.....	Bandscheibe
BSV	Bandscheibenvorfall/-vorfälle
CSA.....	cross section area
CT.....	Computertomographie
EM.....	epaxiale Muskulatur
FI.....	Fettinfiltration
KM.....	kompressive Myelopathie
M.....	Musculus
MA.....	Muskelquerschnittsfläche
Mm.....	Musculi
MQF	Muskelquerschnittsfläche
MR.....	Magnetresonanz
MRT.....	Magnetresonanztomographie

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
1.1.	Fragestellung und Hypothesen	2
2.	Literaturübersicht	4
2.1.	Anatomie der Rückenmuskulatur	4
2.1.1.	Gliederung in Schichten	4
2.1.2.	Epaxiale und hypaxiale Einteilung.....	6
2.1.3.	Autochthone Rückenmuskulatur	6
2.2.	Bandscheibenvorfall.....	7
2.2.1.	Anatomischer Aufbau der Bandscheiben	7
2.2.2.	Funktionen der Bandscheiben.....	7
2.2.3.	Bandscheibenvorfälle bei Hunden.....	8
2.2.4.	Rumpf- bzw. Bauchhautmuskel als Marker für Rückenmarksläsionen	9
2.2.5.	Fibrokartilaginöse Myelopathie.....	10
2.2.6.	Veränderungen der Muskulatur nach einem Bandscheibenvorfall	11
2.2.7.	Magnetresonanztomographie.....	11
2.2.7.1.	Grundlagen	11
2.2.7.2.	Einsatzgebiete	12
3.	Material und Methodik.....	13
3.1.	Patienten und Kriterien.....	13
3.2.	Einteilung der Gruppen	13
3.3.	Messmethoden für die Struktur der Muskeln und Bandscheiben	14
3.4.	Statistische Methoden.....	14
4.	Ergebnisse	16
5.	Diskussion.....	17
5.1.	Quantitativ hochwertige Forschung	17

5.2.	Validierung für die Evaluation von Messmethoden der Muskelstruktur	18
5.3.	Einschränkungen	19
5.3.1.	Einschränkungen durch Messverfahren	20
5.3.2.	Technische Einschränkungen	20
5.3.3.	Patientenbezogene Limitationen	20
6.	Zusammenfassung	22
6.1.	Einleitung	22
6.2.	Material und Methode	22
6.3.	Ergebnisse	22
7.	Extended summary	24
7.1.	Introduction	24
7.2.	Objectives	24
7.3.	Methods	24
7.4.	Results	24
7.5.	Conclusion	25
8.	Literaturverzeichnis	26
9.	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	29
10.	Anhang	44

1. Einleitung

Bandscheibenvorfälle zählen zu häufig auftretenden Erkrankungen des Rückens und stellen oft die Ursache für Paresen und Paralysen bei Hunden dar. Moderne Verfahren wie die MRT oder CT ermöglichen eine gute und zuverlässige Diagnosestellung, jedoch gibt es in der Tiermedizin noch wenige validierte Messmethoden, die auf eine Veränderung der Muskelstruktur Hinweise geben. Solche Methoden werden in der Humanmedizin schon regelmäßig eingesetzt und sind Fokus zahlreicher Studien. [1] [2] [3] [4] Dabei wird vor allem die Rückenmuskulatur anhand von MR-Bilder vermessen und ausgewertet.

Dadurch, dass die epaxiale Muskulatur (EM) eine wichtige Grundlage für die Koordination und Bewegung des Rückens bildet, ist es wichtig die pathologisch ablaufenden Prozesse nach einem Bandscheibenvorfall (BSV) zu ermitteln und zu verstehen. Sie spielt nicht nur eine wichtige Rolle bei der Bewegung des Rumpfes, sondern stabilisiert diesen auch bei willkürlichen sowie unwillkürlichen Bewegungsprozessen. [5]

Diverse Studien [2] [6] [7] zu strukturellen Veränderungen nach BSV zeigen, dass diese Erkrankung morphologische Veränderungen der paraspinalen Muskulatur mit sich zieht. Hierbei wurden eine erhöhte Fettinfiltration (FI) in betroffenen Muskeln sowie eine verminderte Querschnittsfläche im Vergleich zu den gesunden Kontrollgruppen dokumentiert. [6]

Weitere Berichte und Untersuchungen [1] [4] deuten auf eine Atrophie der EM, genauer gesagt der *Musculi multifidii*, im Seitenvergleich desselben Segments, und einer erhöhten Signalintensität durch vermehrte FI in diese Gebiete hin. In einer weiteren Studie, welche vergleichend Schweine als Vermessungsgrundlage herangezogen hat, stellte sich eine deutliche Atrophie im Vergleich zur kontralateralen Seite inklusive einer Vergrößerung der Fettzellen aufgrund einer vorangegangenen Bandscheiben- bzw. Nervenwurzelläsion heraus. [1]

Durch eine Änderung im Gehalt der Fettzellen des Muskels können Unterschiede mithilfe der MRT erfasst werden. Fettgewebe stellt sich bei MR-Bildern als hyperintens dar und lässt Muskeln mit einem erhöhten Fettgehalt heller erscheinen als jene mit geringerem Fettanteil. Eine Erhöhung des Fettanteils eines Muskels nach einem BSV könnte demzufolge einer verminderten Funktion bzw. mit einer Leistungsminderung einhergehen. [7]

Sollte sich diese Asymmetrie bzw. Verringerung der Muskelquerschnittsfläche (MQF) sowie deren FI als zusammenhängend mit der Lokalisation der Pathologie herausstellen, könnte dies zukünftig als verlässlicher Marker dienen, um die exakte Stelle zur Diagnosestellung zu finden, zu vereinfachen und Probleme im Bereich der Rückenmobilität zu erklären. Ähnlich wie in der Humanmedizin könnten validierte Methoden die Diagnostik in Zukunft in der Tiermedizin unterstützen und beschleunigen.

1.1. Fragestellung und Hypothesen

Welche Unterschiede, in Form von anatomischer und struktureller Veränderungen der thorakolumbalen-paraspinalen Muskulatur, lassen sich bei Hunden mit Bandscheibenvorfällen, mit und ohne kompressiver Myelopathie (KM), feststellen?

In einer Studie von Anna Boström aus dem Jahr 2018 wird ein Zusammenhang mit Veränderungen der Muskulatur und einer KM beschrieben. Bei dieser wurden Dackel und Border Terrier als Vermessungsgrundlage verwendet und Unterschiede der Querschnittsfläche sowie Signalintensität zwischen Hunden mit KM und ohne KM festgestellt.

[7]

Die Auswertung in dieser Arbeit soll anhand von MR-Bildern einer Gruppe an Hunden mit thorakolumbal lokalisierten BSV mit KM und ohne KM erfolgen. Bei dieser soll die EM anhand ihrer Querschnittsfläche sowie Signalintensität miteinander verglichen werden. Weiter wird die Signalintensität mit Messungen des umliegenden Fettgewebes und der paraspinalen Muskelgruppen vergleichend betrachtet und in Relation zueinander gesetzt.

Ziel dieser retrospektiven Arbeit war es, Unterschiede der Rückenmuskulatur zwischen Patienten mit BSV inklusive Rückenmarkskompression und BSV ohne Kompression aufzuzeigen. Anhand anatomischer und struktureller Änderungen im Gewebe, sollen sich die Veränderungen mithilfe bildgebender Verfahren, in diesem Fall der MRT, nachweislich darstellen lassen. Diese sollen anhand der MQF der paraspinalen Muskulatur sowie einer Änderung der Signalintensität durch eine Erhöhung des Fettanteils dargestellt werden. Durch eine Anzahl an Studien, welche eine Asymmetrie der Rückenmuskulatur und somit eine Atrophie aufgrund von BSV bestätigen konnte, soll in dieser Arbeit gezeigt werden, ob dies auch auf Hunde mit KM zutrifft oder nicht. [1, 4, 6–8]

Bezogen auf eine Veränderung der Signalintensität, soll ermittelt werden, ob sich strukturelle Veränderungen der untersuchten paraspinalen Muskulatur anhand der beiden Gruppen aufweisen lassen.

Hypothese 1: Hunde mit kompressiver Myelopathie zeigen eine reduzierte Querschnittsfläche der paravertebralen thorakolumbalen Muskulatur.

Hypothese 2: Hunde mit kompressiver Myelopathie zeigen eine erhöhte Signalintensität der paravertebralen thorakolumbalen Muskulatur.

2. Literaturübersicht

2.1. Anatomie der Rückenmuskulatur

Die Rückenmuskulatur wird in drei Kategorien eingeteilt: Aufrichter, Seitwärtsbieger und Dreher, die jeweils in Hals-, Brust- sowie der Lendenwirbelsäule zu finden sind. Unterteilt werden sie folgend auch in lange sowie kurze Muskeln des Rückens. Die langen Muskeln charakterisieren sich durch die großen Bereiche, welche sie abdecken. Zu den langen Hals- und Rückenmuskeln gehören: der *M. splenius*, *M. iliocostalis* und *M. longissimus*, *M. spinalis et semispinalis* und die *Mm. multifidi*. Ihre Hauptfunktion besteht darin, die Wirbelsäule aufzurichten, zu strecken und zu stabilisieren.

Zu den kurzen Hals- und Rückenmuskeln gehören die *Mm. intertransversarii*, *Mm. interspinales* und die *Mm. rotatores*. Bei diesen Muskelgruppen handelt es sich vorrangig um jene, die eine Seitwärtsbiegung, ein Aufrichten sowie ein Drehen der gesamten Wirbelsäule erlauben. [9] Eine weitere wichtige Funktion der kurzen Rückenmuskeln besteht darin, gemeinsam mit der Gelenkkapsel die Belastung aufzunehmen, um das jeweilige Gelenk zu entlasten und kraftübertragend zu wirken. Sie ermöglichen feinere Bewegungen und schränken unerwünschte Bewegungen ein. [10]

2.1.1. Gliederung in Schichten

Durch ihre topographische Lage lassen sich die genannten Muskeln in insgesamt drei Schichten einteilen: eine oberflächliche, eine mittlere und eine tiefe Schicht. Die oberflächliche Schicht, die am lateralsten in Bezug auf die Wirbelsäule liegt, beinhaltet den *M. splenius*.

Die mittlere Schicht umfasst den *M. iliocostalis* sowie den *M. longissimus*, welche im Bereich des Kopfes sehr gut differenziert sind und so zur größeren Kopfbeweglichkeit beitragen. Als kräftiger Muskelstrang erstreckt sich die mittlere Schicht vom Hinterhaupt bis zum Becken und Kreuzbein. [9]

Den *M. iliocostalis* kann man aufgrund seiner topografischen Lage in einen lumbalen und einen thorakalen Teil einteilen. Der Ursprung des lumbalen Anteils befindet sich an der *Crista iliaca* sowie den Querfortsätzen des jeweils 1. bis 7. Lendenwirbels. Der Ansatz liegt an den caudalen Rändern der 11. bis 13. Rippe. [10] Genauer betrachtet hat der thorakale Anteil seinen Ursprung an den kaudalen Rändern des wirbelnahen Endes der einzelnen Rippen und

die Ansätze der Muskelbäuche befinden sich an den kaudalen Rippenrändern, den *Tuberositates musculi iliocostalis*. [9]

Der längste Muskel im Körper wird durch den *M. longissimus* verkörpert. Seinen Ursprung findet er am Kreuz- und Darmbein und er verläuft über den gesamten Rücken und Nacken zum Hinterhauptsbein. Seine kräftigste Ausbildung, bezogen auf das Volumen, findet sich im Lendenbereich und verjüngt sich in kraniale Richtung zunehmend. Aufgrund seiner langen Ausprägung lässt er sich in insgesamt fünf Portionen unterteilen, die sich hintereinander, wie Kulissen anordnen.

Diese fünf Portionen sind der *M. longissimus lumborum*, - *thoracis*, - *cervicis*, - *capitis* und - *atlantis*. Wobei die lumbale als auch thorakale Portion in direktem Kontakt medial des *M. iliocostalis* zu liegen kommen.

Funktionell dient dieser lange Rückenmuskel der Stabilisierung der Wirbelsäule, der Streckung, der seitlichen Biegung und als solide Basis für die Gliedmaßen während der Schwingphase bei der Fortbewegung. [9]

Die tiefe Schicht der Rückenmuskulatur besteht aus drei parallel verlaufenden Muskelsträngen: dem *M. spinalis*, *M. semispinalis* und den *Mm. multifidii*. Bei Fleischfressern verschmelzen der *M. spinalis* und - *semispinalis* zu einem Muskelstrang, der anatomisch als *M. spinalis et semispinalis* bezeichnet wird. Diese verkehren zwischen den Dornfortsätzen selbst, ziehen jedoch auch von den Quer- und Zitzenfortsätzen zu den Dornfortsätzen, wobei sie meist mehrere Segmente überspringen.

Dem Wirbelkörper am nächsten befinden sind die *Mm. multifidii*, und bilden somit die tiefste Schicht. Ihr Faserverlauf richtet sich von kaudal-ventral-lateral nach kranial-dorsal-medial. Ihren Ursprung finden sie an Gelenk-, Zitzen- und Querfortsätzen der Wirbelkörper und setzen jeweils am vorangegangenen Wirbelkörper an den Dornfortsätzen und Dorsalbögen an.

Ihre Funktion umfasst das Feststellen der Wirbelsäule sowie das Drehen und Biegen dieser. [9]

2.1.2. Epaxiale und hypaxiale Einteilung

Die Stammmuskulatur lässt sich weiters in eine epaxiale sowie eine hypaxiale Kategorie einteilen. Unter die epaxiale Muskulatur (EM) fallen der *M. iliocostalis*, *M. longissimus*, *M. spinalis*, *M. semispinalis*, die *Mm. multifidi*, *Mm. rotatores*, *M. interspinale*, *Mm. intertransversarii* und der *M. splenius*. Diese Muskeln sind Gegenstand dieser Arbeit und werden genauer betrachtet.

Die hypaxiale Muskulatur umfasst den *M. longus colli*, *M. rectus capitis ventralis*, *M. longus capitis*, *M. psoas major*, *Mm. scaleni*, *M. iliacus*, *M. psoas minor* und *M. quadratus lumborum*.

Die EM weist einen komplexeren Aufbau und größere tierartliche Unterschiede auf als die hypaxiale Muskulatur. Die grundlegende Funktion dieser Muskeln besteht darin, die Wirbelsäule bei beidseitiger Kontraktion zu Strecken und bei einseitiger Kontraktion seitlich zu beugen.

Weiter lässt sich die EM in ein iliokostales-, ein longissimus- und ein transversospinales System unterteilen. [11]

2.1.3. Autochthone Rückenmuskulatur

Eine weitere Beschreibungsmöglichkeit der Rückenmuskulatur ist der Begriff der autochthonen Muskeln. Dieser Begriff steht für die langen Rückenmuskeln und beschreibt jene, die ortsständig liegen. Der Begriff „ortsständig“ bedeutet, dass sich die autochthone Muskulatur während ihrer gesamten embryonalen Entwicklung an dem Ort ausbildet, an dem sie sich auch beim adulten Tier befindet. Zusammengefasst bleiben die Muskeln während des Wachstums und der Entwicklung des Tieres an ihrem ursprünglichen Ort und nehmen ihre endgültige Position ein. Dies unterscheidet sie von der allochthonen Muskulatur, die während ihrer embryonalen Entwicklung in ihre vorgesehenen Segmente einwandern muss.

Die autochthone Muskulatur umfasst folgende Muskeln: *M. iliocostalis*, *M. longissimus* und der *M. spinalis*.

Beide Gruppen zählen zu essenziellen Bestandteilen des aktiven Bewegungsapparats. [10]

2.2. Bandscheibenvorfall

2.2.1. Anatomischer Aufbau der Bandscheiben

Alle Wirbelkörper sind durch Zwischenwirbelscheiben, auch *Disci intervertebrales* oder Bandscheiben (BS) genannt, lückenlos zu dem benachbarten Wirbel miteinander verbunden. Ausnahmen bilden der *Atlas* und *Axis*, die ersten beiden Halswirbel, welche durch gelenkige Verbindungen in Kontakt stehen, sowie die Kreuzwirbel, die durch Verknöcherung der Zwischenwirbelscheiben und Verschmelzung der Wirbelbögen und Dornfortsatzwurzeln starr miteinander verbunden sind. [9]

Die Verbindung zwischen zwei Wirbelkörpern wird als Zwischenwirbelfuge, auch *Symphysis intervertebralis*, bezeichnet. Von kranial nach kaudal nehmen die BS in Richtung Lendenwirbelsäule an Dicke zu.

Die Zwischenwirbelscheibe besteht aus einem faserknorpeligen Ring, dem *Anulus fibrosus* und einem zentral gelegenen Kern, dem *Nucleus pulposus*. Der Faserring ist durch konzentrisch angeordnete Schichten gekennzeichnet und bildet mit einer äußersten Schicht eine kräftige bindegewebsartige Hülle. [11]

2.2.2. Funktionen der Bandscheiben

Zur Hauptfunktion der *Disci intervertebrales* gehört es mechanische Belastung aufzunehmen, zu verteilen und die Wirbel zu entlasten, wobei eine stoßdämpfende Funktion erfolgt. [11] Eine gute Stoßdämpfung ist wichtig, da diese das Nervensystem, im Falle der Wirbelsäule das Rückenmark, schützen soll. [12] Dabei nimmt der Gallertkern die durch Bewegungen entstehende Druckbelastung auf und verteilt diese zirkulär auf die Fasern des *Anulus fibrosus*. [13]

Durch diese Belastungsaufnahme wird für eine gleichmäßige Verteilung des Druckes in alle Richtungen gesorgt.

Aufgrund der großen Bewegungsmöglichkeit der Wirbelsäule treten unterschiedliche Zug- und Druckkräfte auf, die sich in einer dynamischen Verformung des Gallertkerns äußern. Dadurch wird die auftretende Krafteinwirkung auf die umliegenden Wirbel, Muskeln und den Faserring aufgeteilt. [10]

Grundsätzlich nimmt die Bewegungsmöglichkeit in Bereichen zu, in denen die Bandscheibe an Dicke gewinnt. Dies ist beim Hund vor allem vom vierten Lendenwirbel bis zum iliosakralen Übergang der Fall. [14]

2.2.3. Bandscheibenvorfälle bei Hunden

Bei einem Bandscheibenvorfall handelt es sich um eine häufig auftretende Pathologie, die im Bereich der gesamten Wirbelsäule lokalisiert sein kann. Der thorakolumbale Übergang wird als Prädilektionsstelle für diese Erkrankung angesehen. Mit einem geschätzten Auftreten von rund 15% aller BSV gilt die zervikale Halswirbelsäule als weitere Prädilektionsstelle. Die Besonderheit in der zervikalen Region ergibt sich durch eine größere Raumgestaltung um das Rückenmark, wobei es hier erst bei einem Austritt größerer Mengen der BS zu klinischen Symptomen kommt. [15]

Grundsätzlich besteht eine Bandscheibe, wie schon in den vorherigen Kapiteln beschrieben, histologisch aus einem Ring, der aus Faserknorpel, aufgebaut ist, sowie einem Gallertkern, dem *Nucleus pulposus*. Der Kern besteht aus zellarmem Gewebe, das vorwiegend Wasser und Glykosaminoglykane enthält. [16]

Bei einer Diskushernie erfolgt das Eindringen bzw. Hervortreten von Bestandteilen der Bandscheibe in den Rückenmarkskanal. Bei einer Protrusion wird der Faserring durch den Gallertkern so komprimiert, dass Teile des Ringes in den Rückenmarkskanal gelangen.

Bei der Extrusion hingegen treten degenerierte Bestandteile des Gallertkerns durch den Faserring hindurch und gelangen so in den Kanal. Abhängig davon, ob der *Anulus fibrosus* noch intakt ist oder durch den *Nucleus* getrennt wurde, lassen sich BSV in zwei Typen einteilen. Von einem Prolaps oder auch Hansen Typ 1 spricht man, wenn Teile des Kerns den Faserring durchbrechen und in den *Canalis vertebralis* eintreten. [17] Konkret bedeutet dies ein chondroid degenerativer Prozess des *Nucleus pulposus*. Durch diesen degenerativen Prozess verliert der Kern seine stoßdämpfende Funktion. Infolge eines chronischen Verlaufs kommt es zu einer Protrusion im Gegensatz zu akuten Verläufen, welche zu einer Extrusion führen. [17]

Die Protrusion, oder auch der Hansen Typ 2, ist durch ein Hervorwölben des *Anulus* ohne dessen Durchbruch in den Rückenmarkskanal gekennzeichnet. Genauer gesagt drückt der *Nucleus pulposus* den *Anulus* nach außen in den Kanal und es kommt zu einer Vorwölbung

des Faserrings. Hierbei kommt es zu einer fibrinoiden Degeneration. [18] Die folgenden Auswirkungen sind bei einer Protrusion meist deutlich geringer als bei einem Prolaps. [17]

Einen wichtigen Teil der Diagnosestellung von BSV beinhaltet die Bildgebung. Als Goldstandard zur Diagnostizierung von dieser Erkrankung wird im humanen als auch tiermedizinischem Feld mit der MRT gearbeitet. Mit dieser lassen sich Kontrast und Detail des Weichteilgewebes gut ohne Kontrastmittel darstellen. [19] Durch verschiedene zur Verfügung stehende Sequenzen werden vaskuläre, degenerative, entzündliche sowie neoplastische Prozesse abgebildet und anatomisch zuordenbar. Auch durch die Entstehung vieler aufeinanderfolgender Schnittbilder ohne den Patienten zu Repositionieren, lässt sich die Lokalisation einer pathologischen Veränderung leichter herausfinden als beispielsweise mit einer Röntgenaufnahme. [20] Die verschiedenen Sequenzen führen zu einem Hervorheben der Gewebe wie Bänder, epiduralem Fettgewebe, Liquor und Nerven, welche zur besseren Beurteilung beitragen. [8] Weniger gut lässt sich mit der MRT der Wirbel selbst beurteilen, durch das Fehlen der Wasserstoffionen in Knochen, was wiederum in einer geringeren Signalintensität im Gegensatz zum Weichteilgewebe resultiert. [18] Als ideales Hilfsmittel zur Diagnosestellung von Veränderungen im zentralen sowie peripheren Nervensystem, lassen sich somit Veränderungen im Rückenmark besonders gut darstellen. [18]

Andere bildgebende Verfahren wie Röntgen haben sich aufgrund einer geringeren Sensitivität, anhand der Auswertung von Nativröntgen, als weniger gut geeignet zur Diagnosestellung von BSV herausgestellt. [21] Röntgenbilder können jedoch auch nützliche Informationen bieten, um andere mögliche Ursachen für Rückenschmerzen auszuschließen, wie zum Beispiel Frakturen oder Tumore. Grundsätzlich hängt die Wahl des bildgebenden Verfahrens von dem klinischen Bild, der Fragestellung und der Vorgeschichte des Patienten ab.

2.2.4. Rumpf- bzw. Bauchhautmuskel als Marker für Rückenmarksläsionen

Der *M. cutaneus trunci* ist ein oberflächlich gelegener Hautmuskeln, der bei Fleischfressern von der Kruppen- und seitlichen Oberschenkelgegend bis nach kranial zum Widerrist reicht. Er gilt als größter Hautmuskel und beinhaltet Funktionen wie dem Spannen, Bewegen und Straffen der Haut im Bereich des Rumpfes. Seine Innervation durch den *Nervus thoracicus lateralis* entspringt aus dem *Plexus brachialis* und sorgt für eine motorische Funktion. [9]

In einer Studie aus dem Jahr 2012 von Gutierrez-Quintana wurde der *M. trunci* - Reflex als Marker für die Lokalisation von Rückenmarksläsionen bei Hunden getestet. Die Studie

untersuchte die Genauigkeit des Reflexes in Bezug auf die Lokalisation der Läsion und die Korrelation zwischen dem Verlust des Reflexes und dem Schweregrad der Verletzung.

Die Ergebnisse zeigten den Verlust bzw. eine Verminderung des Reflexes innerhalb von maximal vier Wirbelkörper nach der Läsion. Weiter wurde auch ein Zusammenhang zwischen Schweregrad der Verletzung und dem Ausmaß des Reflexes festgestellt. Je höher und gravierender die Ausfälle, desto schwerer die Läsion. Dieser Zusammenhang wurde unter Hilfenahme des Sharp and Wheeler Systems ermittelt. [22]

Es gilt jedoch zu beachten, dass verschiedene Faktoren Einfluss auf die Ausprägung des Reflexes nehmen können. Als Beispiel kann eine Dehydratation die Reaktionsfähigkeit auf einen Reiz verringern. Trotzdem kann der *M. trunci* - Reflex die Diagnosestellung bei Verdacht auf Rückenmarksläsionen erleichtern und wird als Zusatz im Rahmen einer klinischen Untersuchung eingesetzt.

2.2.5. Fibrocartilaginöse Myelopathie

Unter dem Begriff Myelopathie versteht man einen allgemeinen Ausdruck für eine funktionelle Beschädigung mit oder ohne Einhergehen pathologischer Veränderungen des Rückenmarks. [18]

Unter einer fibrocartilaginösen Embolie (FCE) wird eine akute ischämische Infarzierung verstanden, die mit dem Verschluss von Gefäßen innerhalb des Rückenmarkparenchyms oder der anliegenden Leptomeninge durch fibrocartilaginöses Material der BS hervorgerufen wird. Dieses Material gelangt aufgrund einer vorangegangenen Degeneration der BS und der anschließenden Dislokation von Faserknorpelanteilen in die Blutgefäße des Rückenmarks. [23]

Die klinischen Anzeichen einer FCE sind oft unilaterale neurologische Ausfälle, die sowohl Einschränkungen der Sensorik als auch der Motorik beinhalten können. Ätiologisch werden diese Myelopathien mit Traumata sowie übermäßiger körperlicher Belastung in Verbindung gebracht. [24] In den meisten Fällen treten die Symptome perakut auf und stellen sich ohne feststellbaren Schmerz dar.

Rassen wie der Deutsche Schäferhund sind prädisponiert für diese Erkrankung, die vor allem junge bis adulte Hunde großer Rassen betrifft.

Bei der Diagnosestellung lassen sich anhand bildgebender Verfahren wie der MRT, von Infarkten betroffene Areale in der T2-Wichtung als intramedulläre hyperintense Stellen darstellen. Signalerhöhungen in diesen Bereichen weisen auf eine Schädigung des Gewebes hin. [19]

Ebenso können, anhand transversal geschnittener MR-Bilder, dreieckige hyperintense, demarkierte Signalveränderung in den flüssigkeitssensitiven Sequenzen des Rückenmarks Hinweise auf pathologische Veränderungen liefern. Oft sind Rückenmarksinfarkte lateralisiert und somit zu einer Seite von der Mittellinie ausgehend lokalisiert. Bei dieser Infarzierung ist im Wesentlichen die graue Substanz betroffen. [20]

2.2.6. Veränderungen der Muskulatur nach einem Bandscheibenvorfall

Degenerative Veränderungen werden in der Humanmedizin vorrangig bei chronischen Rückenschmerzen im unteren Bereich festgestellt. Anhand von MR - Messungen der lumbalen Muskulatur, bei Patienten mit BSV im thorakolumbalen Bereich, konnte eine verringerte Querschnittsfläche, auch cross-section-area (CSA), der *Mm. multifidi* im Vergleich zur Kontrollgruppe an Patienten ohne Pathologie im lumbalen Bereich verzeichnet werden. [2]

Bei Messungen in einem Zeitraum innerhalb von sechs Wochen nach dem Auftreten des BSV ließen sich in einer anderen Studie vor allem Veränderungen in der Signalintensität bezogen auf die erhöhte FI in die Muskulatur der *Mm. multifidi* nachweisen. [1]

Allgemein wird eine Veränderung der paraspinalen Muskelgruppen nach einem BSV beschrieben, welche sich vor allem anhand erhöhter Fibrosierung sowie FI darstellen lassen.

2.2.7. Magnetresonanztomographie

2.2.7.1. Grundlagen

Ein großer Bestandteil eines tierischen Körpers besteht aus Wasser. Mit zirka 60 % macht es den größten Teil des Organismus aus. Ein Teil des Wassermoleküls ist Wasserstoff, welches sich durch seine hohe Empfindlichkeit gegenüber kernmagnetischer Resonanz ideal zur Darstellung mittels MRT macht. Das Proton, welches sich im Atomkern des Wasserstoffmoleküls befindet, dreht sich mithilfe seiner positiven Ladung um die eigene Achse, auch als Kernspin bezeichnet. Dieser erzeugt mit seinem Drehvorgang ein magnetisches Feld um das Proton herum und kann durch ein anderes außenstehendes

Magnetfeld, wie das eines Tomografen verändert werden. Durch diesen werden die meisten Protonen, die sich innerhalb des Tomografen befinden, parallel zur Richtung des Magnetfeldes ausgerichtet. Um ein Signal mittels Tomografen messen zu können, müssen die Protonen aus ihrem Grundzustand angeregt und in einen Anregungszustand übergeführt werden. Die Protonen erreichen hierdurch ein höheres Energieniveau und dadurch einen im Vergleich zum Grundzustand instabileren Zustand. Um nun ein Bild zu erzielen, müssen die Protonen diesen Erregungszustand wieder verlassen. Dieser Vorgang wird auch als Relaxation bezeichnet. Hier kehren die Protonen wieder in ihren Grundzustand zurück und geben bei diesem Vorgang Energie ab, welche als detektierbares Signal, dem MR-Signal, freigesetzt wird. Die unterschiedlichen Kontraste der Bilder ergeben sich schlussendlich aus der Zeit, die das jeweilige Gewebe benötigt, um ihren Ausgangszustand zurückzuerlangen. Für jedes Gewebe gibt es Referenzwerte anhand derer man diese zuordnen kann. Das Gewebe wird also in verschiedenen Helligkeitsstufen dargestellt. [20]

2.2.7.2. Einsatzgebiete

Die MRT weist einen sehr guten Weichteilkontrast im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren auf, womit sie sich insbesondere zur Darstellung von Nervengewebe, Muskel-Skelett-System und Organen der Bauchhöhle eignet. So bietet sie zum Beispiel gute Möglichkeiten zur Diagnostik im Bereich des Kopfes, bei dem die Abklärung von Traumata, Neoplasien, intrakraniellen Blutungen, Infarkten und weiteren Pathologien erfolgen kann.

Im Bereich der Wirbelsäule bietet sie die Möglichkeit die Anatomie des Rückenmarks sowie der umliegenden Strukturen zu beurteilen. Hier sind Abklärungen von entzündlichen und neoplastischen Veränderungen sowie Diskopathien möglich. Durch sie ist eine detaillierte Abgrenzung von Differentialdiagnosen sowie eine bessere Einschätzung der Prognose möglich. [20]

3. Material und Methodik

3.1. Patienten und Kriterien

In dieser Arbeit wurden MR-Bilder von Hunden mit einem Bandscheibenvorfall, aus dem Bildarchiv der veterinärmedizinischen Universität Wien, in einem Zeitraum von 01.05.2011 bis 2022 ausgewählt, die sämtliche im Vorhinein bestimmte Kriterien erfüllt haben. Diese beinhalteten ein Körpergewicht von über 5 kg, die Lokalisation des BSV im thorakolumbalen Bereich sowie das Vorhandensein der in diesen Arealen lokalisierten Muskeln auf den Schnittbildern zu Zwecken der Beurteilung. Der 01.05.2011 ergab sich durch Umstellung der Universität auf ein neues MR-Gerät, weshalb diese Studien im Sinne der Ergebnisse ausgeschlossen worden sind. Der thorakolumbale Übergang wurde aufgrund seiner hohen Inzidenz an BSV festgelegt und für alle Patienten bestimmt, um die Vergleichbarkeit der in diesen Arealen gelegenen Muskeln, für die Messergebnisse gewährleisten zu können.

Insgesamt wies das Bildmaterial von 41 Hunden die zuvor gestellten Kriterien auf und konnte somit in die Arbeit einbezogen werden. (Tab. 1) Eine transversale Schnittrichtung der Bilder sowie die Vollständigkeit der benötigten anatomischen Strukturen mussten ebenso für die Auswahl in den jeweiligen MR-Studien gegeben sein.

Die Gewichtsgrenze von über 5 Kilogramm wurde für die spätere Statistik festgelegt. Ein Hund wurde aufgrund einer unklaren KM aus den späteren statistischen Auswertungen ausgeschlossen.

3.2. Einteilung der Gruppen

Durch eine Einteilung der Patienten in zwei Gruppen, konnten sich für die Gruppe an Hunden die zusätzlich zum BSV an einer kompressiven Myelopathie litten, insgesamt 18 geeignete Patienten finden. (Tab. 3) Für die Vergleichsgruppe ohne Myelopathien waren es dementsprechend 22 Hunde mit einem BSV, welcher sich klinisch nur durch Schmerz äußerte und das Rückenmark nicht komprimierte. (Tab. 2) Die Gruppeneinteilung wurde anhand von Geschlecht, Körpergewicht sowie Region des BSV in der Wirbelsäule tabellarisch dokumentiert. (Tab. 1) Jedem Hund wurde für die Anonymisierung der Daten eine fortlaufende Nummer zugeteilt, welche unter dem Begriff „ID“ steht. Die Tabellen mit der Einteilung der Gruppen sowie der ID finden sich im Anhang mit den Abbildungen und Tabellen.

3.3. Messmethoden für die Struktur der Muskeln und Bandscheiben

Für die Durchführung der Messungen wurde die Version „JiveX“ des Programmes „DICOM Viewer“ der Firma Visus herangezogen. Hierbei wurde bei jedem Hund die T2-Gewichtung der entsprechenden MRT-Studie ausgewählt und die Messungen anhand einer Sequenz an der richtigen Lokalisation vorgenommen. Zur Lokalisation und Auswahl der Sequenz wurde jeweils eine geeignete Stelle in etwa auf Höhe der Mitte des Wirbelkörpers nach dem BSV selektiert.

Unter Benutzung des „Snipping tools“ des Programms „DICOM Viewer“ mit der Version „JiveX“ der Firma Vision, wurden die zu messenden anatomischen Strukturen erfasst. Die Messpunkte wurden manuell in kleinen Abständen gesetzt und es wurde versucht, die muskulären Grenzen so exakt wie möglich abzugrenzen. (Abb. 2 und 4)

Die dokumentierten Strukturen setzten sich aus der Fläche der BS, der Fläche der EM, exklusive jener der *Mm. multifidii*, welche als eigenständiges Paket erfasst wurden, zusammen. Unter Verwendung des Begriffs „EM“ wurden der *M. longissimus lumborum* und der *M. iliocostalis* vermessen. Ebenso wurde für jedes Muskelpaket sowie das umliegende Fettgewebe, dem *Panniculus adiposus*, die Signalintensität auf der jeweiligen ausgewählten Sequenz gemessen. Diese wurde anhand des Fettgewebes mit jedem auf dem Schnittbild befindlichem Muskel verglichen und dokumentiert. (Tab. 6) Daraus ergab sich pro Körperhälfte jeweils ein Vergleich mit den *Mm. multifidii* sowie der EM. Die Signalintensität wurde mit dem Durchschnittswert einer davor definierten Fläche, welche in den jeweiligen Muskeln als auch im Fettgewebe dieselbe Größe betrug, durch „Jive X“ gemessen. Die Signalintensität wird anhand der Pixel, die sich innerhalb der vorher eingegrenzten Fläche befinden, erhoben und der Durchschnittswert angegeben. (Tab. 6)

Die Fläche wurde in mm² angegeben und tabellarisch aufgezeichnet. (Tab. 5)

3.4. Statistische Methoden

Statistische Analysen wurden mit Unterstützung der Plattform für Bioinformatik und Biostatistik von Dr.nat.techn. Marlies Dolezal, MSc. mittels R Version 4.0.2 durchgeführt. Die entsprechenden Plots wurden mithilfe der Zusatzpakete ggplot2 sowie emmeans der Firma R-project.

Die Daten wurden mittels gemischter linearer Modelle dargestellt. (Abb. 6 - 8)

Um die Daten für die Annahme der linearen Modelle anzupassen, wurden die Zielmerkmale mittels log₁₀-Transformation transformiert. Im weiteren Schritt wurden diese Modelle zur einfacheren biologischen Interpretation rücktransformiert. Durch die log₁₀-Transformation erfüllten die Daten die Kriterien für das gemischte lineare Modell, indem sie nun normalverteilt waren und eine Varianzhomogenität aufwiesen.

Der Signifikanzschwellwert der Statistiken wurde auf $P < 0.05$ festgelegt.

4. Ergebnisse

An allen 41 in die Studie eingeschlossenen Patienten wurden Messungen durchgeführt, wobei 37 dieser Messungen für die spätere Statistik verwendet werden konnten. Ausgeschlossen wurden Hunde, bei denen sich der BSV nicht im thorakolumbalen Bereich befand, sowie jene bei denen die Schnittbilder eine unzureichende Darstellung der Rückenmuskulatur aufwiesen. Ein Hund musste durch eine unzureichende Beurteilbarkeit im Hinblick auf die Fragestellung, ob dieser unter einer KM leidet oder nicht, aus den statistischen Auswertungen ausgeschlossen werden. (Tab. 1)

Das Gewicht der ausgewählten Patienten reichte von 6,2 - 48 kg und betrug im Mittel 12,3 kg.

Drei Tiere wurden aufgrund eines zu geringen Gewichts (<5 kg) von der statistischen Auswertung ausgeschlossen, um die Ergebnisse nicht zu beeinflussen. Durch die geringe Anzahl an Hunden mit einem Gewicht unter 5 kg wurde aus Sicht der Statistik die untere Gewichtsgrenze hier angesetzt. Dies war notwendig, um die Genauigkeit der statistischen Vorhersage nicht zu beeinträchtigen, da die Datenmenge dieser Hunde im Vergleich zu den restlichen vermessenen Hunden sehr gering ist.

Sieben der Hunde waren weiblich, vierzehn weiblich-kastriert, sieben männlich und dreizehn männlich kastriert. Alle Hunde waren schon ausgewachsen und somit adult.

In der Gruppe der Hunde ohne Rückenmarkskompression wurde kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die Querschnittsfläche der EM und deren Signalintensität im Vergleich zur Gruppe mit KM festgestellt. Bei jenen Hunden ohne KM wurde eine durchschnittliche Fläche, des Verhältnisses zwischen Muskel zu Bandscheibe, von 570 mm² und bei der Gruppe mit KM eine mittlere Fläche von 691 mm² dokumentiert. (Tab. 5 und 6)

Ebenso wurde bei der Beurteilung des Verhältnisses von Muskel zu Fett Signalintensität ein Ergebnis von 45,4 bei Hunden ohne KM und 66,7 in der Gruppe der Hunde mit KM erhoben.

Im Gegensatz zu den anderen Messungen stellte sich bei dem Verhältnis zwischen Bandscheibe und Muskulatur ein signifikanter Anstieg der BS-Fläche von 0,019 mm² mit jedem Kilogramm Körpergewicht dar. (Abb. 6)

Anhand der erhobenen Daten lässt sich kein signifikanter Unterschied beider Gruppen, weder hinsichtlich der beiden Seiten jeden Hundes als auch der Gruppen an sich, feststellen. Die gestellten Hypothesen wurden somit abgelehnt.

5. Diskussion

In dieser Studie konnten sich keine Hinweise auf Unterschiede im strukturellen Aufbau der EM sowie der Querschnittsfläche dieser bei Hunden mit BSV unter KM leidend, und bei welchen ohne KM feststellen lassen. Weder hinsichtlich einer Asymmetrie der EM auf der kontralateralen Seite der Schnittbilder noch der Signalintensität im Vergleich zueinander konnte sich ein signifikanter Unterschied erkennen lassen. (Abb. 6 und 7) Als signifikante Änderung wurde ein Anstieg der BS-Fläche mit jedem Kilogramm Zunahme an Körpergewicht verzeichnet. (Abb. 8)

Für die erste Annahme, dass Hunde mit KM eine reduzierte Fläche der paravertebralen thorakolumbalen Muskulatur aufweisen, konnte in dieser Studie kein übereinstimmendes Ergebnis vermessen werden.

Die zweite Annahme, welche eine erhöhte Signalintensität der paravertebralen thorakolumbalen Muskulatur bei Hunden mit KM beschreibt, wurde anhand dieser Arbeit ebenso nicht widerlegt.

Somit konnte keiner der beiden gestellten Hypothesen anhand der in dieser Arbeit erfolgten Messungen angenommen werden.

5.1. Quantitativ hochwertige Forschung

Grundsätzlich gilt für die Sicherstellung einer quantitativen Forschung die Erfüllung dreier Kriterien auch als Gütekriterien bezeichnet. Dazu zählen: Validität, Reliabilität und Objektivität. [25]

Die Reliabilität oder Reproduzierbarkeit stellt die Wiederholbarkeit bei erneuten Durchführungen dar. Sollen Methoden wie in dieser Arbeit beschrieben künftig als standardisiertes Mittel der Wahl zur Diagnostik eingesetzt werden, müssen diese eine Reliabilität gewährleisten können. Ziel der Reliabilität sind konsistente Ergebnisse. Dies bezieht die Messung unter den gleichen Rahmenbedingungen sowie Messungen durch andere Forscher mit denselben Methoden ein und muss hierbei zu einheitlichen Ergebnissen führen. [25]

Zusätzlich zur Reliabilität müssen die Ergebnisse Valide sein. Die Validität kann durch den Vergleich mit anderen etablierten Methoden oder durch Überprüfung der Messung anhand von bekannten Zusammenhängen überprüft werden.

Das dritte Kriterium einer qualitativ hochwertigen Forschung ist die Objektivität. Hier soll der Forschende selbst keinen Einfluss auf den Prozess sowie die Ergebnisse ausüben. Durchführung, Auswertung und Interpretation der Studie müssen objektiv sein. Individuelle Meinungen können bei Studien zum Beispiel durch das Messen unabhängiger Personen eliminiert werden. Durch Verwendung standardisierter Protokolle und Schulungen der involvierten Personen kann sie gewährleistet werden. [25]

5.2. Validierung für die Evaluation von Messmethoden der Muskelstruktur

Ähnliche Arbeiten wie diese, jedoch aus dem Bereich der Humanmedizin, konzentrieren sich auf die Aussagekraft einer Messung im Gegensatz zu mehreren Messungen. Auswertungen der CSA und FI in die Lumbalmuskulatur zeigen, dass eine einzige Messung als nicht repräsentativ für die Lendenmuskulatur angesehen werden kann. Eine klare Empfehlung für Messungen auf mehreren Ebenen wird besprochen, um eine bessere Einschätzung der Veränderungen zu erhalten. [6]

Anna Boström beschreibt in ihrer Arbeit einen eindeutigen Zusammenhang zwischen der Querschnittsfläche der thorakolumbalen EM, der Struktur dieser sowie die FI in dieses Gewebe, anhand von Hunden mit Rückenmarksläsionen. Hier erklärt sie die genutzte Messmethode als valide zur Erhebung von pathologischen Änderungen. Sie beschreibt hier eine gute bis sehr gute Interrater-Reliabilität der Messergebnisse. [7] Diese Interrater-Reliabilität drückt die Beobachtungsübereinstimmung zweier unterschiedlicher Beobachter aus. Genauer wird darunter das Ausmaß einer Übereinstimmung der Ergebnisse bei unterschiedlichen Beobachtern verstanden. Auch im humanmedizinischen Feld werden bei Patienten, welche an einer Pathologie im Bereich des unteren Rückens leiden, ähnlich akkurate Ergebnisse beschrieben. Hier vor allem durch schon erfahrenere Beobachter, bei denen eine höhere Urteilsübereinstimmung bei den Auswertungen erzielt wurde als bei unerfahreneren. [4]

Bezogen auf die involvierten Beobachter sollte für ein konsistentes Ergebnis und eine geringere Variation im Konfidenzintervall eine ausreichende Einschulung in die Verfahren erfolgen. Gerade in der Tiermedizin gibt es im Gegensatz zur Humanmedizin kaum bzw. nicht validierte Scoring-Systeme zur Klassifizierung von Rückenmarksläsionen, welche sich in der bildgebenden Diagnostik einsetzen lassen können. Bei einer retrospektiven Studie über die Übereinstimmung zweier Scores bei Hunden mit BSV zum Zeitpunkt der Diagnosestellung und

retrospektiv angewendet, ließ sich anhand der Resultate keine signifikante Deckungsgleichheit der Ergebnisse ermitteln. [26]

Gründe warum in dieser Untersuchung keine signifikanten Werte bezogen auf MQF und FI könnte an der geringen Erfahrung der messenden Person liegen. Resultierend in einer ungenauen Abgrenzung der Muskelränder und somit veränderten Werten. Eine ungenaue Abgrenzung der Muskelränder kann zu einer größeren Variabilität der Messungen führen und die Ergebnisse weniger zuverlässig machen. Dies könnte eine Erklärung dafür sein, warum in dieser Arbeit keine deutlichen Unterschiede bezüglich MQF und FI festgestellt wurden.

Ein weiterer Faktor könnte die Lokalisation der Messung sein. Individuelle morphologische Veränderungen in der Anatomie, sowohl auf Rassen- als auch individueller Ebene, können zu Unterschieden in den gemessenen Werten führen. Eine Studie aus dem Jahr 2016, die über morphologische Abweichungen in diesen Bereichen diskutiert, unterstützt diese Annahme. [27] Ein wichtiger Punkt ist die Beachtung solcher individuellen Unterschiede bei der Interpretation der Ergebnisse und mögliche Entwicklung standardisierter Messverfahren, die diese Variationen berücksichtigen.

5.3. Einschränkungen

Viele Faktoren wie Alter, Dauer der Erkrankung, Vorerkrankungen sowie Rasse und viele weitere können eine wichtige Rolle in der Beurteilbarkeit der Ergebnisse spielen. Die Einteilung der Patienten in zwei Gruppen ergab sich in dieser Arbeit ausschließlich aus dem Vorhandensein einer KM ohne Rücksicht auf Rasse, Alter, Geschlecht und Größe der Hunde, abgesehen von einem Mindestgewicht von 5 kg. Das einzige Kriterium bezogen auf das Alter der Hunde war ein abgeschlossenes Wachstum.

Um möglichst genaue und aussagekräftige Ergebnisse zu erzielen, wäre es sinnvoll weitere umfassendere Studien zu veranlassen, die folgend die Krankengeschichte der Patienten weiter einbezieht. Das könnten zum Beispiel Punkte wie die Größe und Schnelligkeit des BSV, die Medikation und Vorbehandlungen der Hunde miteinbeziehen.

5.3.1. Einschränkungen durch Messverfahren

In einer Studie von Julio Urrutia et. al wird diskutiert, ob sich anhand einer Messung an einem einzigen MRT-Schnittbild ein repräsentatives Bild der gesamten lumbalen Muskulatur erschließen lässt. Dies wurde dann mit Messungen aus mehreren Schnittbildern verglichen. Anhand der Resultate konnte der Schluss gezogen werden, dass eine einzige Schnittbildmessung nicht als repräsentative für die gesamte lumbale Wirbelregion angesehen werden kann. Eine standardisierte, auf mehrere Sequenzen ausgedehnte Messung der paraspinalen Muskulatur, ist wesentlich aussagekräftiger und soll in Zukunft weiter erforscht werden. [6]

5.3.2. Technische Einschränkungen

Probleme bei der Übertragbarkeit können oft auf die verschiedenen Messmethoden hinweisen. Einige Studien machen bei den Messungen Gebrauch von CT-Bildern, andere von MR-Bilder. Ein weiteres Problem stellen die unterschiedlichen Programme sowie das Personal dar, das zur Messung herangezogen wird. Durch eben diese hohe Varianz an Methoden zur Quantifizierung resultiert eine Schwankung im Bereich der Ergebnisse, welche es schwierig macht, die Ergebnisse einheitlich zu interpretieren sowie Aussagen darüber zu treffen.

5.3.3. Patientenbezogene Limitationen

In einer Studie von Anna Boström aus dem Jahr 2018 zeigte sich ein signifikanter Unterschied in der physiologischen MQF zwischen Dackel und Border Terriern. Hier wiesen Dackel eine größere MQF auf. Im Gegenzug dazu hatten die Border Terrier einen längeren Muskelfaszikel beim *M. semispinalis* und *M. iliocostalis lumborum*. Je nach anatomischem Aufbau der verschiedenen Hunderassen ergibt sich somit eine Schwankungsbreite innerhalb der unterschiedlichen Muskelgruppen. [7]

Vergleiche zwischen Hunderassen, die für das Laufen und welche die für den Kampf gezüchtet wurden, zeigen erhebliche Unterschiede im Aufbau der funktionalen EM. Bei diesem Vergleich wurde der Staffordshire Bullterrier und der Greyhound herangezogen, zwei vom Gebäude her sehr stark voneinander abweichende Rassen. Anhand von Messungen des *M. longissimus* konnte ein erheblicher Größenunterschied unter Berücksichtigung der Körpermasse und Größe festgestellt werden. Bei den Greyhounds wurde ein signifikant schwererer *M.*

longissimus im Vergleich zu den Bullterriern aufgezeichnet. Es wurden auch beträchtliche Unterschiede in anderen Muskelgruppen zwischen den Rassen beobachtet. [28]

Um eine genauere Diskrepanz zwischen den Rassen zu ermitteln, sollten weitere Studien durchgeführt werden, die mehrere Vertreter verschiedener Hunderassen einbeziehen. In der Arbeit von Anna Boström, die sich ebenfalls auf Veränderungen der Rückenmuskulatur bezieht, wurden beispielsweise nur zwei Hunderassen berücksichtigt. [7]

In dieser Arbeit wurde kein standardisiertes Verhältnis zwischen Muskel und BS festgelegt, um mögliche rassebedingte Abweichungen auszuschließen. In vergleichbaren Studien wurde dies im Voraus definiert, um genauere Ergebnisse zu erzielen. [7]

Eine wichtige Anmerkung, sind Veränderungen im Aufbau des Muskelbaus die altersbedingt oder durch Vorerkrankungen auftreten können.

Altersbedingte Veränderungen, welche sich im Umbau der Muskelstruktur widerspiegeln, wurden beschrieben. Studien haben gezeigt, dass die Muskelkraft mit zunehmendem Alter abnimmt. Diese altersbedingte Veränderung kann sich vermutlich mit der Verringerung der MQF darstellen lassen, da diese proportional mit der Kraft des Muskels zusammenhängt. Histologische Untersuchungen zeigen ebenso einen Ersatz der Muskelfasern mit Fett- und Bindegewebe in Korrelation mit dem Alter. [3]

6. Zusammenfassung

6.1. Einleitung

Um eine vorgeschlagene Methode zur Messung der Fläche und des Signals der thorakolumbalen paravertebralen Muskeln, welche den *M. longissimus* und *iliocostalis* sowie die *Mm. multifidii* beinhalten, auf MR-Querschnitten zu testen, wurden Ergebnisse von Hunden mit und ohne KM verglichen.

6.2. Material und Methode

Die MR-Bilder der Hunde (> 5 kg) wurden hierfür aus dem Archiv, jeweils für Hunde mit und für Hunde ohne KM klassifiziert, gesammelt. (Tab. 1)

Bei jedem Patienten wurden die thorakolumbalen paravertebralen Muskeln zur Bandscheibenfläche und die Signalintensität dieser Muskeln zu jener des Fetts ermittelt. Vermessen wurde jeweils die MQF der EM exklusive der *Mm. multifidii*, die *Mm. multifidii* als eigenständiges Paket, die Signalintensität innerhalb des Muskels, die Signalintensität des umliegenden Unterhautfettgewebes und die Querschnittsfläche der BS. (Tab. 5 und 6) Diese Messungen wurden jeweils im nachfolgenden Segment hinter dem BSV, auf Höhe der Mitte des Wirbelkörpers und kontralateral durchgenommen.

Hypotheseprüfungen wurden mittels univariater linearer gemischter Modelle für log₁₀ transformierte Flächen- und Signalintensitäts-Verhältnisse durchgeführt. Das Modell erfasste KM und Körperseite als feste kategoriale Effekte mit jeweils 2 Ebenen, Körpergewicht als Kovariante und zur Berücksichtigung der Kovarianzstruktur in unseren Daten (zwei Beobachtungen für jeden Hund von beiden Körperseiten) wurde die Tier-ID als zufälliger Intercept einbezogen. Die statistische Analyse wurde mit R Version 4.0.2 unter Verwendung der Pakete lme4, lmer Test und emmeans durchgeführt. Diagramme wurden mit dem Paket ggplot erstellt. Die statistische Signifikanz wurde auf $P < 0,005$ festgelegt. Die Daten erfüllten alle Annahmen für lineare gemischte Modelle.

6.3. Ergebnisse

In der Studie wurden insgesamt 37 Hunde untersucht. (Tab. 1) Fünfzehn haben sich für die Gruppe der KM im Bereich des thorakolumbalen Übergangs klassifiziert. (Tab. 3) Das

Körpergewicht der Hunde lag zwischen 6,2 und 48 kg (Median 12,3 kg). Drei Hunde schieden vor den statistischen Analysen durch ein zu geringes Körpergewicht aus. (Tab. 4) Das geschätzte mittlere Verhältnis von Muskel- zu BS-Fläche betrug 691 mm² in der Gruppe ohne KM und 570 mm² in der Gruppe mit KM. Das geschätzte mittlere Verhältnis von Muskel- zu Fett-Signalintensität betrug 45,4 bei den Tieren ohne KM und 66,7 in der Gruppe mit KM. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den Seiten jedes Hundes oder den beiden KM-Gruppen. Das Verhältnis von Muskel- zu BS-Fläche nahm signifikant um 0,019 mm² mit jedem zusätzlichen Kilogramm Körpergewicht ($P < 0,0001$) zu. (Abb. 8) Die vorgeschlagene Messmethode ist demnach nicht anwendbar.

7. Extended summary

7.1. Introduction

There is a popular trend to measure the area and signal of paravertebral muscles to assess the clinical relevance of muscle changes in both, patients with other neurologic imaging findings and in patients with pain alone.

7.2. Objectives

To test a proposed method for measuring area and signal of the thoracolumbal paravertebral muscles (TLPM), i.e. multifidus, longissimus and iliocostalis muscle, on MR cross sections and comparing results to dogs with and without compressive myelopathy (CM).

7.3. Methods

MR images of dogs (> 5 kg) were retrieved and classified for animals with or without CM. (Tab. 1) In each patient TLPM to intervertebral disc area and TLPM to fat signal intensity (SI) were assessed. Hypothesis testing was performed via univariate linear mixed models for log₁₀ transformed area and SI ratios. The model included CM and side of body as fixed categorical effects with 2 levels each, body weight as covariate and to account for the covariance structure in our data (two observations for each dog from both sides of the body) animal ID was included as random intercept. Statistical analysis was performed using R version 4.0.2 via packages lme4, lmer Test and emmeans. Plots were created with package ggplot2. Statistical significance was set at P<0.05. The collected data met all assumptions for linear mixed models.

7.4. Results

Results Thirty-seven dogs were included. (Tab.1) Fifteen were classified for CM at the thoracolumbar junction. (Tab. 3) Body weight of dogs ranged from 6.2–48 kg (median 12.30 kg). The estimated marginal mean muscle to disc area ratio was 691 mm² in the group without CM and 570 mm² in the group with CM. The estimated marginal mean muscle to fat SI was 45.4 in the animals without CP and 66.7 in the group with CM. There was no significant difference between the sides of each dog, nor the 2 CM groups. Muscle to disc area ratio

increased significantly by 0.019mm^2 with every additional kilogram body weight ($P<0.0001$).
(Fig. 8)

7.5. Conclusion

The proposed method is not transferable.

8. Literaturverzeichnis

- [1] Battié MC, Niemelainen R, Gibbons LE, Dhillon S. Is level- and side-specific multifidus asymmetry a marker for lumbar disc pathology? *Spine J* 2012; 12(10): 932–9
[<https://doi.org/10.1016/j.spinee.2012.08.020>][PMID: 23084154]
- [2] Duman F, Serarslan Y, Ozturk F, Yucekaya B, Atci N. Change in the dimensions of the lumbar area muscles after surgery: MRI analysis. *North Clin Istanb* 2020; 7(5): 478–86
[<https://doi.org/10.14744/nci.2020.45144>][PMID: 33163884]
- [3] Kang CH, Shin MJ, Kim SM, Lee SH, Lee C-S. MRI of paraspinal muscles in lumbar degenerative kyphosis patients and control patients with chronic low back pain. *Clin Radiol* 2007; 62(5): 479–86
[<https://doi.org/10.1016/j.crad.2006.12.002>][PMID: 17398274]
- [4] Niemeläinen R, Briand M-M, Battié MC. Substantial Asymmetry in Paraspinal Muscle Cross-Sectional Area in Healthy Adults Questions Its Value as a Marker of Low Back Pain and Pathology. *Spine* 2011; 36(25): 2152–7
[<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318204b05a>]
- [5] Schilling N, Carrier DR. Function of the epaxial muscles in walking, trotting and galloping dogs: implications for the evolution of epaxial muscle function in tetrapods. *Journal of Experimental Biology* 2010; 213(9): 1490–502
[<https://doi.org/10.1242/jeb.039487>]
- [6] Urrutia J, Besa P, Lobos D, Andia M, Arrieta C, Uribe S. Is a single-level measurement of paraspinal muscle fat infiltration and cross-sectional area representative of the entire lumbar spine? *Skeletal Radiol* 2018; 47(7): 939–45
[<https://doi.org/10.1007/s00256-018-2902-z>][PMID: 29476224]
- [7] Anna Boström. Evaluation of epaxial muscle structure in dogs with spinal disease. Dissertation, Faculty of veterinary medicine; Department of Equine and Small Animal Medicine, University of Helsinki 2018.

- [8] Da Costa RC, Decker S de, Lewis MJ, Volk H. Diagnostic Imaging in Intervertebral Disc Disease. *Front Vet Sci* 2020; 7: 588338
[<https://doi.org/10.3389/fvets.2020.588338>][PMID: 33195623]
- [9] Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. 8., unveränderte Auflage. Berlin, Hamburg: Parey 1992.
- [10] Hohmann M. Bewegungsapparat Hund. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 2018.
- [11] Salomon F-V, editor. Anatomie für die Tiermedizin. 3., aktualisierte und erw. Aufl. Stuttgart: Enke; 2015.
- [12] Zhou Z, Gao M, Wei F, *et al.* Shock absorbing function study on denucleated intervertebral disc with or without hydrogel injection through static and dynamic biomechanical tests in vitro. *Biomed Res Int* 2014; 2014: 461724
[<https://doi.org/10.1155/2014/461724>][PMID: 25045680]
- [13] Sen S, Jacobs NT, Boxberger JI, Elliott DM. Human Annulus Fibrosus Dynamic Tensile Modulus Increases with Degeneration. *Mech Mater* 2012; 44: 93–8
[<https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2011.07.016>][PMID: 22247579]
- [14] Benninger MI, Seiler GS, Robinson LE, *et al.* Effects of anatomic conformation on three-dimensional motion of the caudal lumbar and lumbosacral portions of the vertebral column of dogs. *Am J Vet Res* 2006; 67(1): 43–50
[<https://doi.org/10.2460/ajvr.67.1.43>][PMID: 16426210]
- [15] Koch D, Fischer MS. Lahmheitsuntersuchung beim Hund. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 2019.
- [16] Liebich H-G. Funktionelle Histologie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis ; mit 11 Tabellen. 4., völlig überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Schattauer 2004.
- [17] Baumgärtner P, Gruber PD. Spezielle Pathologie für die Tiermedizin. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 2020.
- [18] Fossum TW, editor. Chirurgie der Kleintiere. 5. Auflage. München: Elsevier; 2020.
- [19] Kohn B, Schwarz G. Praktikum der Hundeklinik. Stuttgart: Enke Verlag 2018.
- [20] Schmidt MJ, Kramer M. MRT-Atlas ZNS-Befunde bei Hund und Katze. Stuttgart: Enke Verlag 2015.

- [21] Lamb CR, Nicholls A, Targett M, Mannion P. Accuracy of survey radiographic diagnosis of intervertebral disc protrusion in dogs. *Vet Radiol Ultrasound* 2002; 43(3): 222–8
[<https://doi.org/10.1111/j.1740-8261.2002.tb00994.x>][PMID: 12088315]
- [22] Gutierrez-Quintana R, Edgar J, Wessmann A, Cherubini GB, Penderis J. The cutaneous trunci reflex for localising and grading thoracolumbar spinal cord injuries in dogs. *J Small Anim Pract* 2012; 53(8): 470–5
[<https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.2012.01244.x>][PMID: 22845846]
- [23] Neer TM. Fibrocartilagenous emboli. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1992; 22(4): 1017–26
[[https://doi.org/10.1016/s0195-5616\(92\)50090-0](https://doi.org/10.1016/s0195-5616(92)50090-0)][PMID: 1641914]
- [24] Cook JR. Fibrocartilagenous embolism. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1988; 18(3): 581–92
[[https://doi.org/10.1016/s0195-5616\(88\)50056-6](https://doi.org/10.1016/s0195-5616(88)50056-6)][PMID: 3289246]
- [25] Himme A. Gütekriterien der Messung: Reliabilität, Validität und Generalisierbarkeit. In: Albers S, Klapper D, Konradt U, Walter A, Wolf J, editors. *Methodik der empirischen Forschung*. Wiesbaden: Gabler 2007; 375–90.
- [26] van Wie EY, Fosgate GT, Mankin JM, *et al.* Prospectively recorded versus medical record-derived spinal cord injury scores in dogs with intervertebral disk herniation. *J Vet Intern Med* 2013; 27(5): 1273–7
[<https://doi.org/10.1111/jvim.12149>][PMID: 23888873]
- [27] Mhuiris ÁN, Volken T, Elliott JM, Hoggarth M, Samartzis D, Crawford RJ. Reliability of quantifying the spatial distribution of fatty infiltration in lumbar paravertebral muscles using a new segmentation method for T1-weighted MRI. *BMC Musculoskelet Disord* 2016; 17: 234
[<https://doi.org/10.1186/s12891-016-1090-z>][PMID: 27230072]
- [28] Webster EL, Hudson PE, Channon SB. Comparative functional anatomy of the epaxial musculature of dogs (*Canis familiaris*) bred for sprinting vs. fighting. *J Anat* 2014; 225(3): 317–27
[<https://doi.org/10.1111/joa.12208>][PMID: 24917310]

9. Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1: Gefrierschnitt im Bereich der LWS eines Hundes; Copyright Ao. Univ. Prof. Dr. Sibylle Kneissl, Klinische Abteilung für Bildgebende Diagnostik, Veterinärmedizinische Universität Wien	30
Abbildung 2: Messungen bei einem Hund (ID 3) mit Myelopathie, Bereich L1/L2.....	31
Abbildung 3: Messungen bei einem Hund (ID 3) mit Myelopathie, Bandscheibenumfang	31
Abbildung 4: Messungen bei einem Hund (ID 34) ohne Myelopathie; Bereich L1/L2	32
Abbildung 5: Messungen bei einem Hund (ID 34) ohne Myelopathie, Bandscheibenumfang.....	32
Abbildung 6: Verhältnis von Muskel zu BS in Relation zum KGW.....	33
Abbildung 7: Prognosemodell, Muskel zu BS im Verhältnis zum KGW.....	34
Abbildung 8: Muskel zu Fett im Verhältnis zum KGW.....	35
Tabelle 1: Vermessene Patienten	36
tabelle 2: Patienten ohne KM	37
tabelle 3: Patienten mit KM	38
tabelle 4: Ausgeschiedene Hunde durch ein KGW < 5kg.....	39
tabelle 5: Messergebnisse der Muskeln und BS	40
tabelle 6: Messergebnisse der Signalintensitäten.....	42

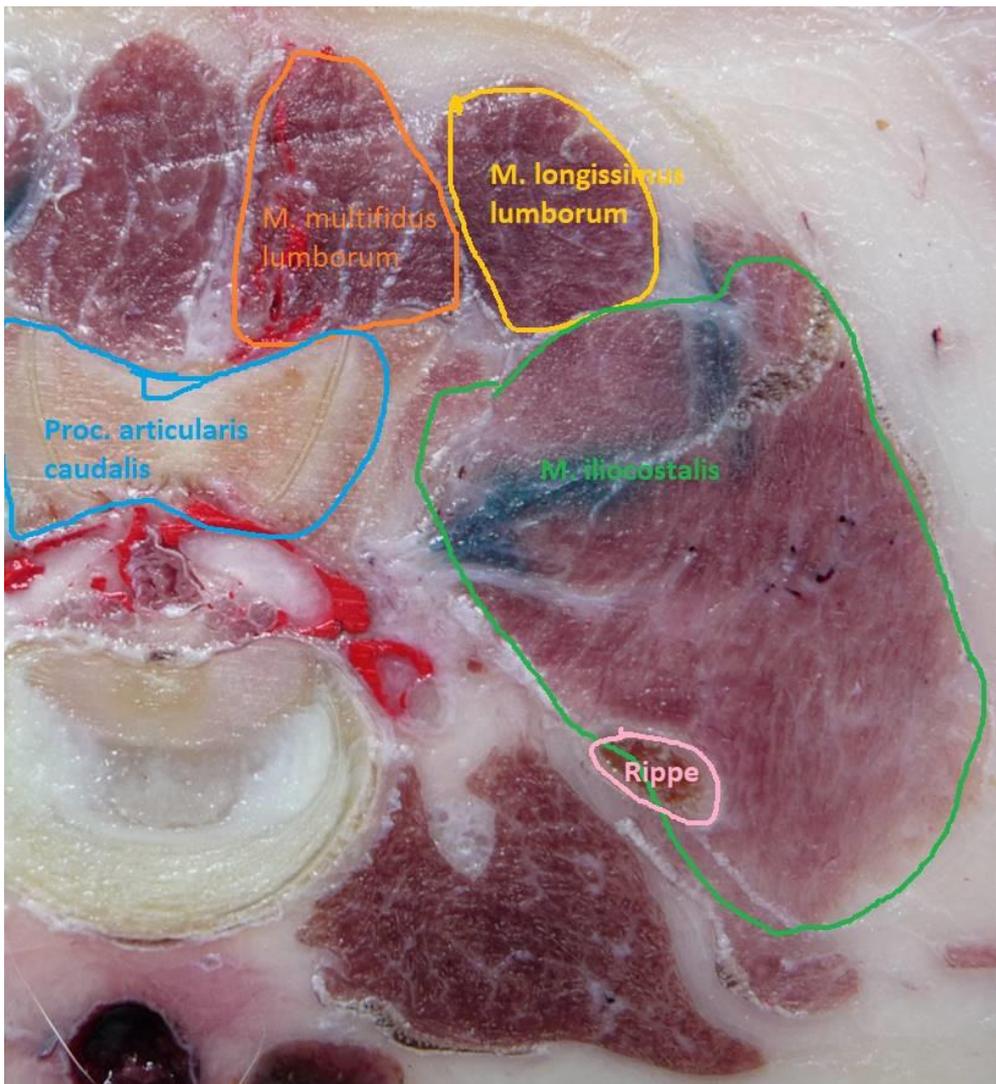


Abbildung 1: Gefrierschnitt im Bereich der LWS eines Hundes; Copyright Ao. Univ. Prof. Dr. Sibylle Kneissl, Klinische Abteilung für Bildgebende Diagnostik, Veterinärmedizinische Universität Wien

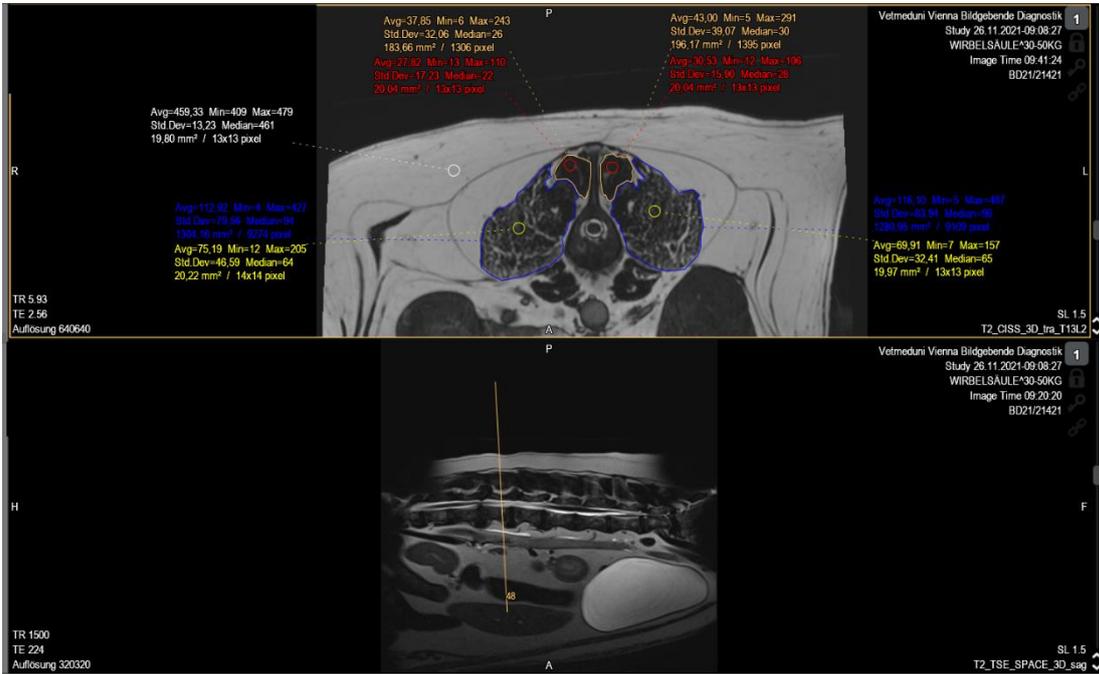


Abbildung 2: Messungen bei einem Hund (ID 3) mit Myelopathie, Bereich L1/L2

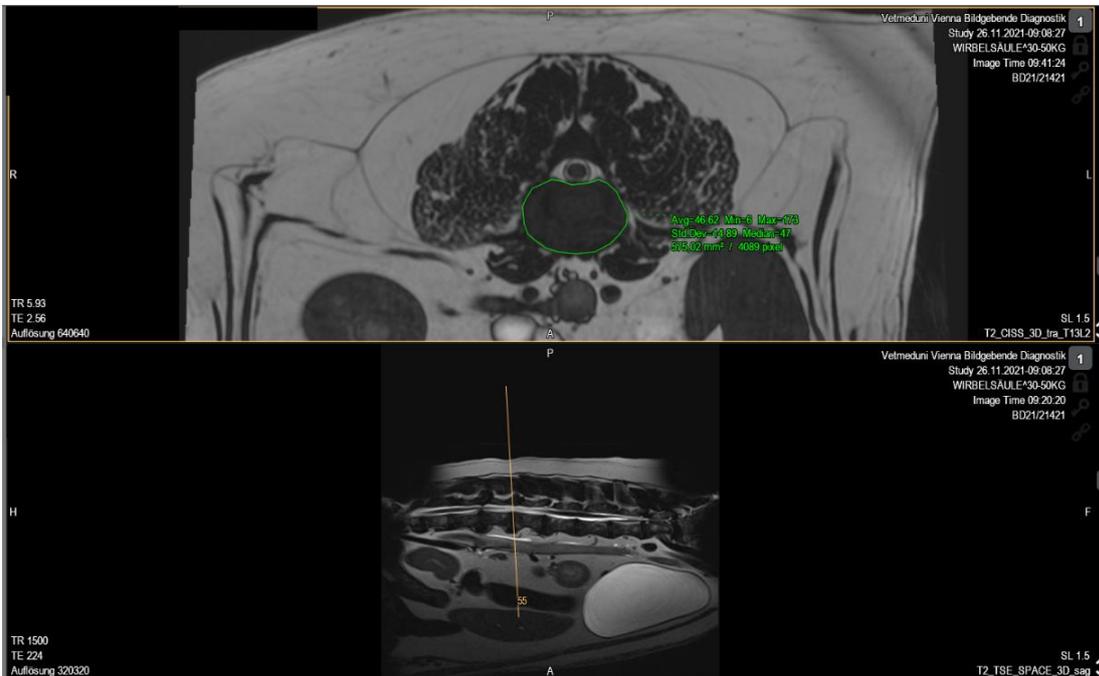


Abbildung 3: Messungen bei einem Hund (ID 3) mit Myelopathie, Bandscheibenumfang

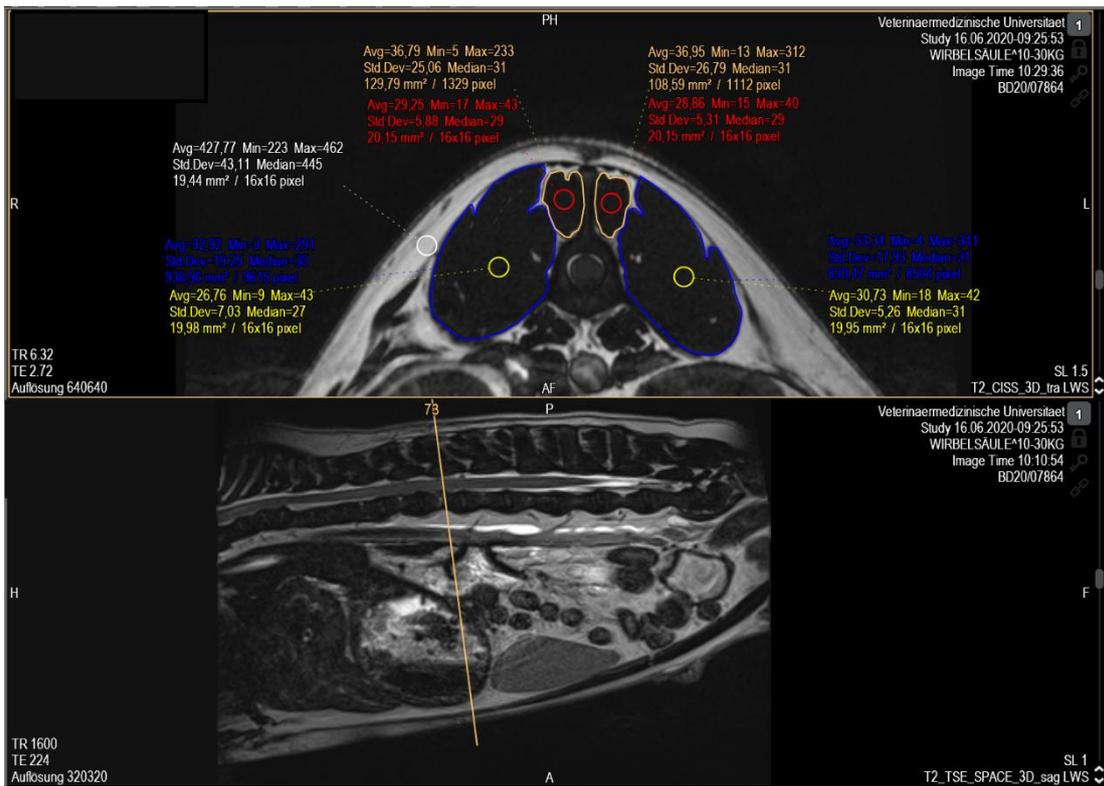


Abbildung 4: Messungen bei einem Hund (ID 34) ohne Myelopathie; Bereich L1/L2

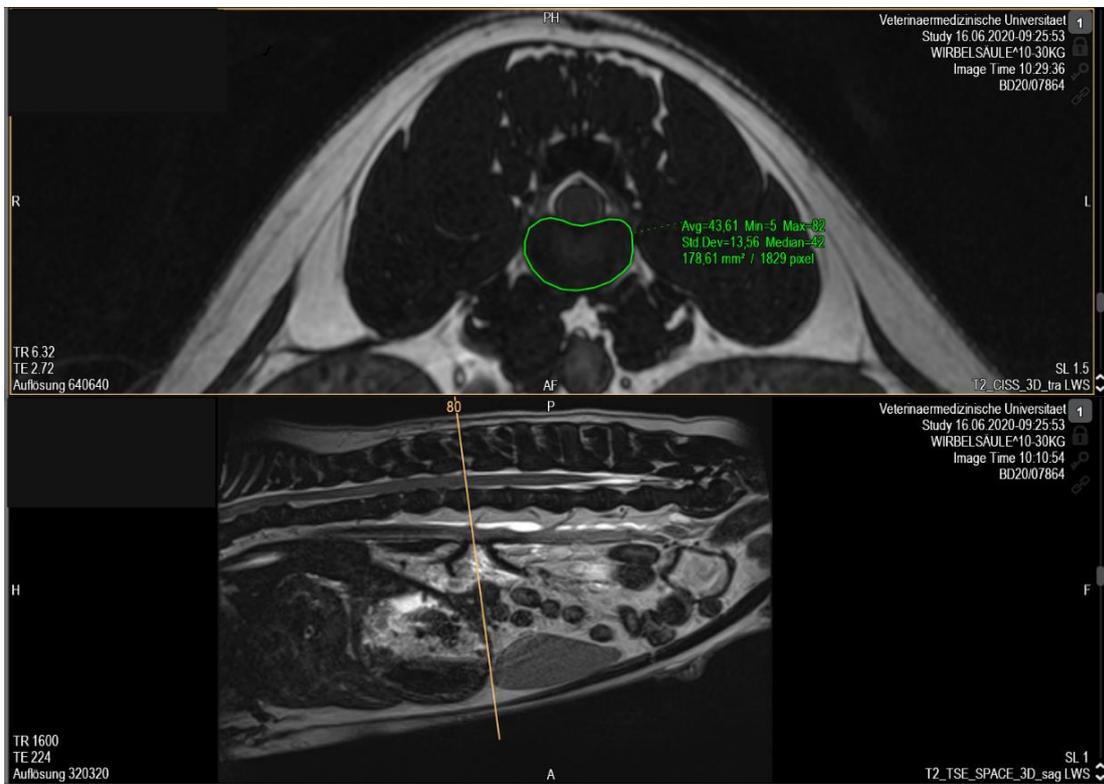


Abbildung 5: Messungen bei einem Hund (ID 34) ohne Myelopathie, Bandscheibenumfang

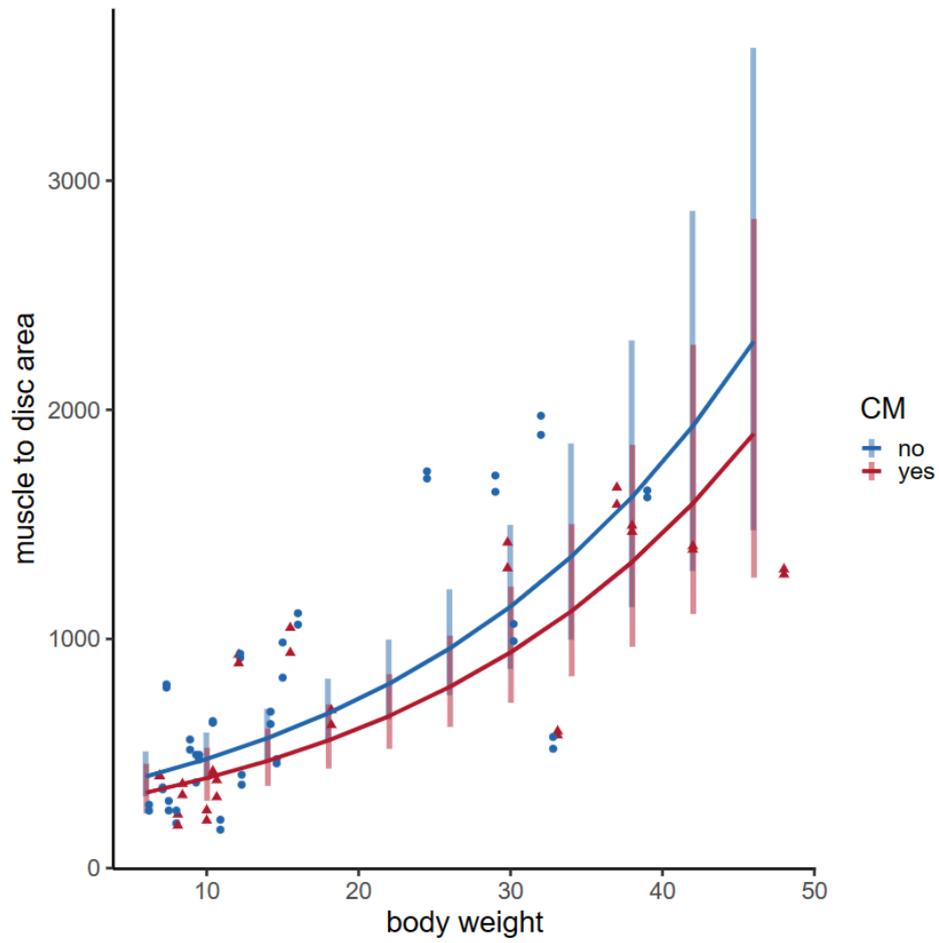


Abbildung 6: Verhältnis von Muskel zu BS in Relation zum KGW

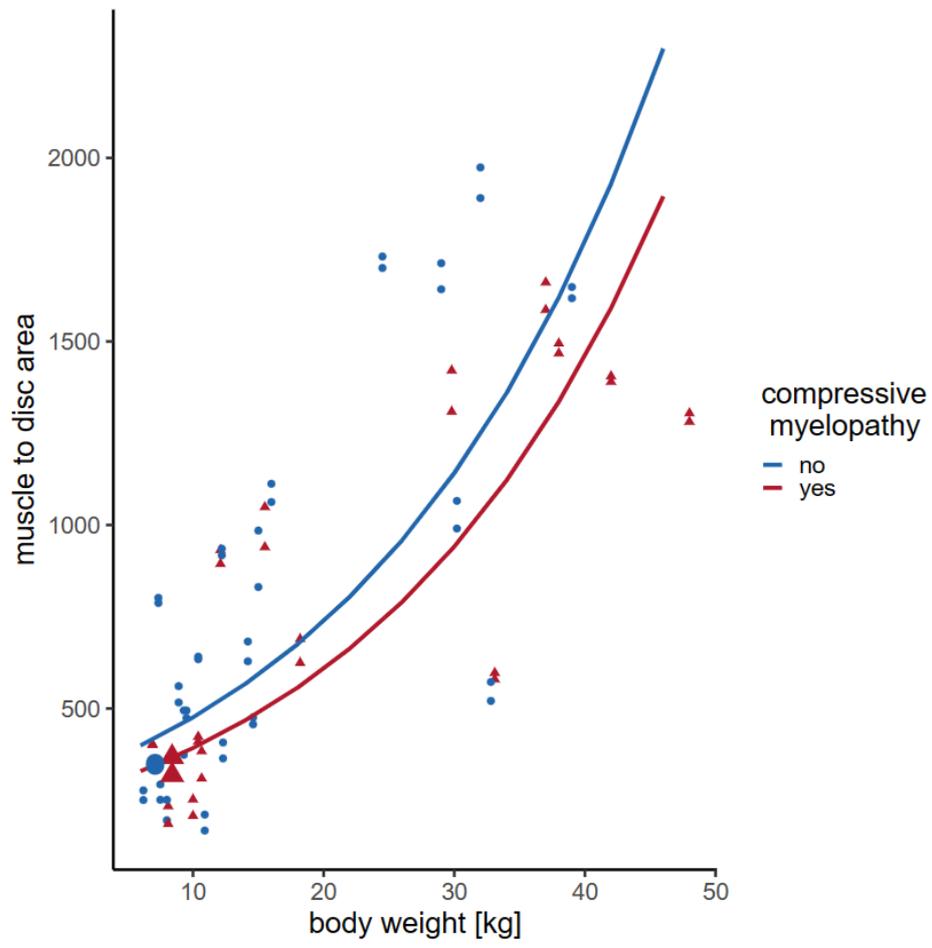


Abbildung 7: Prognosemodell, Muskel zu BS im Verhältnis zum KGW

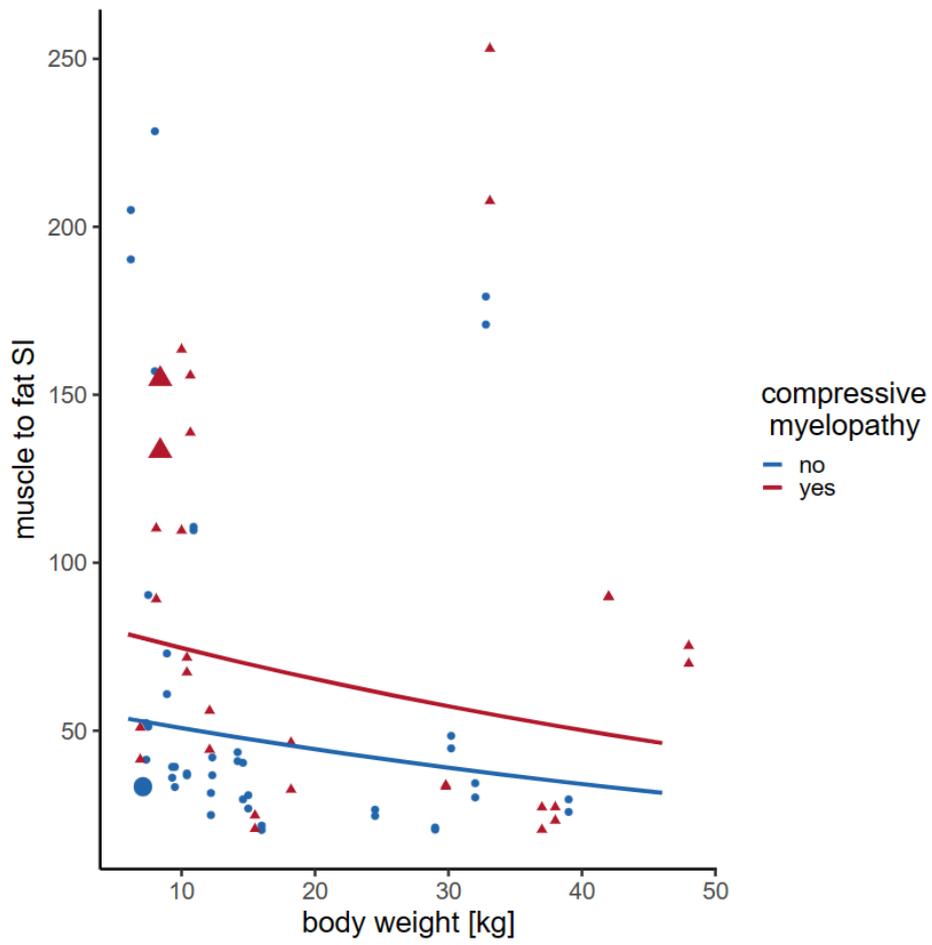


Abbildung 8: Muskel zu Fett im Verhältnis zum KGW

Tabelle 1: Vermessene Patienten

ID	Geschlecht	Gewicht in kg	Region	Myelopathie
1	mk	29	L3/4	Nein
2	wk	6,2	T13/L1	Nein
3	w	48	L1/2	Ja
4	wk	42	L2/3	Ja
5	wk	8,4	L1/2	Ja
6	w	37	T13/L1	Ja
7	mk	24,5	L2/3	Nein
8	wk	8,1	T13/L1	Ja
9	m	10,4	T13/L1	Nein
10	mk	10,9	T12/13	Nein
11	wk	12,1	L3/4	Ja
12	mk	33,1	L1/2	Ja
13	m	8	T13/L1	Nein
14	w	22	T12/13	Nein
15	mk	12,3	T12/13	Nein
16	mk	7,5	T11/12	Nein
17	m	38	L2/3	Ja
18	wk	18,2	T13/L1	Ja
19	mk	16	T12/13	Nein
20	wk	29,8	T12/13	Ja
21	wk	7,35	L5/6	Nein
22	wk	8,9	T13/L1	-
23	wk	12,2	L1/2	Nein
24	wk	10,66	T12/13	Ja
25	m	9,3	T8/9	Nein
26	m	14,6	T12/13	Nein

27	wk	10	T11/12	Ja
28	mk	7,1	T12/13	Nein
29	w	15,5	L4/5	Ja
30	mk	14,2	T12/13	Nein
31	mk	9,5	T12/13	Nein
32	w	30,2	T13/L1	Nein
33	wk	6,9	L1/2	Ja
34	m	15	L1/2	Nein
35	mk	32,8	T13/L1	Nein
36	m	39	L2/3	Nein
37	mk	10,4	T8/9	Ja
38	mk	32	L1/2	Nein

Tabelle 2: Patienten ohne KM

ID	Geschlecht	Gewicht in kg	Region	Myelopathie
1	mk	29	L3/4	Nein
2	wk	6,2	T13/L1	Nein
7	mk	24,5	L2/3	Nein
9	m	10,4	T13/L1	Nein
10	mk	10,9	T12/13	Nein
13	m	8	T13/L1	Nein
14	w	22	T12/13	Nein
15	mk	12,3	T12/13	Nein
16	mk	7,5	T11/12	Nein
19	mk	16	T12/13	Nein
23	wk	12,2	L1/2	Nein
25	m	9,3	T8/9	Nein
26	m	14,6	T12/13	Nein

28	mk	7,1	T12/13	Nein
30	mk	14,2	T12/13	Nein
31	mk	9,5	T12/13	Nein
32	w	30,2	T13/L1	Nein
34	m	15	L1/2	Nein
35	mk	32,8	T13/L1	Nein
36	m	39	L2/3	Nein
38	mk	32	L1/2	Nein

Tabelle 3: Patienten mit KM

ID	Geschlecht	Gewicht in kg	Region	Myelopathie
3	w	48	L1/2	Ja
4	wk	42	L2/3	Ja
5	wk	8,4	L1/2	Ja
6	w	37	T13/L1	Ja
8	wk	8,1	T13/L1	Ja
11	wk	12,1	L3/4	Ja
12	mk	33,1	L1/2	Ja
17	m	38	L2/3	Ja
18	wk	18,2	T13/L1	Ja
20	wk	29,8	T12/13	Ja
24	wk	10,66	T12/13	Ja
27	wk	10	T11/12	Ja
29	w	15,5	L4/5	Ja
33	wk	6,9	L1/2	Ja
37	mk	10,4	T8/9	Ja

Tabelle 4: Ausgeschiedene Hunde durch ein KGW < 5kg

ID	Geschlecht	Gewicht in kg	Region	Myelopathie
39	w	3,88	L1/2	Ja
40	w	4,2	L2/3	Ja
41	wk	4,9	T13/L1	Ja

Legende

w = weiblich
m = männlich
k = kastriert
mk = männlich-kastriert
wk = weiblich-kastriert
L = Lendenwirbel
T = Thorakalwirbel

Tabelle 5: Messergebnisse der Muskeln und BS

ID	a.	b.	c.	d.	e.	f.	g.	h.	i.	j.	k.
1	1712,40	295,12	389,45	4,40	0,76	1713,16	1641,41	275,20	4,21	0,71	1642,12
2	276,30	44,69	94,29	2,93	0,47	276,77	250,12	46,35	2,65	0,49	250,61
3	1280,95	196,17	575,02	2,23	0,34	1281,29	1304,16	183,66	2,27	0,32	1304,48
4	1404,84	275,06	591,89	2,37	0,46	1405,30	1389,80	265,78	2,35	0,45	1390,25
5	367,35	44,38	114,54	3,21	0,39	367,74	318,46	36,39	2,78	0,32	318,78
6	1660,50	160,31	341,30	4,87	0,47	1660,97	1585,69	166,64	4,65	0,49	1586,18
7	1699,41	177,44	277,93	6,11	0,64	1700,05	1730,57	226,66	6,23	0,82	1731,39
8	233,75	22,39	106,71	2,19	0,21	233,96	185,41	22,70	1,74	0,21	185,62
9	640,96	54,98	163,27	3,93	0,34	641,30	633,92	70,00	3,88	0,43	634,35
10	210,55	41,11	117,48	1,79	0,35	210,90	167,09	42,38	1,42	0,36	167,45
11	931,05	134,86	182,23	5,11	0,74	931,79	893,36	135,55	4,90	0,74	894,10
12	596,78	132,62	331,15	1,80	0,40	597,18	579,20	122,46	1,75	0,37	579,57
13	195,31	19,63	110,94	1,76	0,18	195,49	250,59	61,06	2,26	0,55	251,14
14	451,12	93,03	346,64	1,30	0,27	451,39	36,19	34,81	0,10	0,10	36,29
15	407,13	46,68	174,12	2,34	0,27	407,40	363,77	44,63	2,09	0,26	364,03
16	250,90	50,69	134,74	1,86	0,38	251,28	292,86	37,56	2,17	0,28	293,14
17	1467,28	318,80	732,80	2,00	0,44	1467,72	1494,28	318,94	2,04	0,44	1494,72
18	688,77	101,76	213,77	3,22	0,48	689,25	623,93	96,78	2,92	0,45	624,38
19	1061,72	150,10	171,39	6,19	0,88	1062,60	1111,23	177,44	6,48	1,04	1112,27
20	1420,17	213,05	290,95	4,88	0,73	1420,90	1308,09	203,91	4,50	0,70	1308,79
21	786,27	141,35	105,44	7,46	1,34	787,61	800,27	143,57	7,59	1,36	801,63
22	516,14	61,07	159,86	3,23	0,38	516,52	560,51	64,94	3,51	0,41	560,92
23	916,55	132,42	166,51	5,50	0,80	917,35	934,58	150,69	5,61	0,90	935,48
24	383,48	49,71	142,56	2,69	0,35	383,83	309,28	57,19	2,17	0,40	309,68
25	492,72	190,79	98,88	4,98	1,93	494,65	371,86	194,99	3,76	1,97	373,83

26	456,54	49,22	146,19	3,12	0,34	456,88	475,20	54,88	3,25	0,38	475,58
27	252,25	17,09	140,92	1,79	0,12	252,37	207,52	17,19	1,47	0,12	207,64
28	351,45	71,35	122,92	2,86	0,58	352,03	343,38	67,87	2,79	0,55	343,93
29	939,17	141,12	224,17	4,19	0,63	939,80	1048,41	116,83	4,68	0,52	1048,93
30	682,03	72,27	172,85	3,95	0,42	682,45	628,32	51,46	3,64	0,30	628,62
31	473,63	42,19	101,07	4,69	0,42	474,05	493,85	47,07	4,89	0,47	494,32
32	1065,33	127,44	353,71	3,01	0,36	1065,69	990,04	135,06	2,80	0,38	990,42
33	402,85	56,93	123,51	3,26	0,46	403,31	400,22	54,90	3,24	0,44	400,66
34	830,47	108,59	178,61	4,65	0,61	831,08	983,96	129,79	5,51	0,73	984,69
35	520,41	119,53	320,90	1,62	0,37	520,78	572,07	89,06	1,78	0,28	572,35
36	1617,29	206,25	460,45	3,51	0,45	1617,74	1647,85	202,05	3,58	0,44	1648,29
37	410,01	74,13	122,33	3,35	0,61	410,62	422,68	77,61	3,46	0,63	423,31
38	1973,54	243,55	458,98	4,30	0,53	1974,07	1890,04	255,96	4,12	0,56	1890,60

Legende

- a. Querschnittsfläche der EM; links
- b. Querschnittsfläche der Mm. multifidii; links
- c. Querschnittsfläche der BS
- d. Verhältnis der EM zur BS; links
- e. Verhältnis der Mm. multifidii zur BS; links
- f. Verhältnis von Muskel zu BS; links
- g. Querschnittsfläche der EM; rechts
- h. Querschnittsfläche der Mm. multifidii; rechts
- i. Verhältnis der EM zur BS; rechts
- j. Verhältnis der Mm. multifidii zur BS; rechts
- k. Verhältnis von Muskel zu BS; links

Tabelle 6: Messergebnisse der Signalintensitäten

ID	a.	b.	c.	d.	e.	f.	g.	h.	i.	j.	k.
1	19,58	19,86	20,15	0,97	0,99	20,57	20,16	20,72	1,00	1,03	21,19
2	204,92	67,37	754,5	0,27	0,09	205,01	190,21	62,53	0,25	0,08	190,29
3	69,91	30,53	459,33	0,15	0,07	69,98	75,19	27,82	0,16	0,06	75,25
4	89,68	38,37	408,91	0,22	0,09	89,77	89,94	32,60	0,22	0,08	90,02
5	154,43	104,53	391,58	0,39	0,27	154,70	133,02	108,75	0,34	0,28	133,30
6	26,88	30,31	94,44	0,28	0,32	27,20	20,28	24,94	0,21	0,26	20,54
7	24,55	24,56	376,87	0,07	0,07	24,62	26,43	27,64	0,07	0,07	26,50
8	110,07	50,47	303,51	0,36	0,17	110,24	88,98	47,80	0,29	0,16	89,14
9	36,56	37,33	240,76	0,15	0,16	36,72	37,15	36,63	0,15	0,15	37,30
10	109,25	185,41	457,91	0,24	0,40	109,65	110,33	167,25	0,24	0,37	110,70
11	44,28	38,03	577,05	0,08	0,07	44,35	55,89	41,59	0,10	0,07	55,96
12	252,93	47,11	455,18	0,56	0,10	253,03	207,51	81,92	0,46	0,18	207,69
13	156,93	37,17	481,06	0,33	0,08	157,01	228,35	41,00	0,47	0,09	228,44
14	24,12	27,15	423,33	0,06	0,06	24,18	25,86	24,77	0,06	0,06	25,92
15	41,96	51,61	459,39	0,09	0,11	42,07	36,62	60,37	0,08	0,13	36,75
16	90,29	50,7	459,5	0,20	0,11	90,40	51,07	48,91	0,11	0,11	51,18
17	27,18	23,71	413,08	0,07	0,06	27,24	23,19	26,48	0,06	0,06	23,25
18	32,39	28,38	408,3	0,08	0,07	32,46	46,38	38,63	0,11	0,09	46,47
19	20,4	21,74	403,88	0,05	0,05	20,45	21,69	23,70	0,05	0,06	21,75
20	33,68	38,8	353,35	0,10	0,11	33,79	33,22	38,73	0,09	0,11	33,33
21	41,3	45	592,67	0,07	0,08	41,38	52,21	44,27	0,09	0,07	52,28
22	60,78	69,55	612,11	0,10	0,11	60,89	72,86	70,82	0,12	0,12	72,98
23	31,37	27,19	353,01	0,09	0,08	31,45	24,80	32,41	0,07	0,09	24,89
24	138,62	57,7	436,35	0,32	0,13	138,75	155,65	50,21	0,36	0,12	155,77
25	35,88	48,21	373,66	0,10	0,13	36,01	39,09	51,24	0,10	0,14	39,23

26	29,48	38,9	433,12	0,07	0,09	29,57	40,32	45,93	0,09	0,11	40,43
27	109,31	119,11	462,79	0,24	0,26	109,57	162,85	284,08	0,35	0,61	163,46
28	33,45	34,12	461,12	0,07	0,07	33,52	33,06	31,72	0,07	0,07	33,13
29	20,71	23,52	280,04	0,07	0,08	20,79	24,70	24,22	0,09	0,09	24,79
30	40,89	28,35	445,37	0,09	0,06	40,95	43,54	28,44	0,10	0,06	43,60
31	39,17	30,83	465,33	0,08	0,07	39,24	33,15	43,69	0,07	0,09	33,24
32	44,67	47,31	558,55	0,08	0,08	44,75	48,39	46,23	0,09	0,08	48,47
33	41,35	33,18	463,04	0,09	0,07	41,42	50,83	45,34	0,11	0,10	50,93
34	30,73	28,86	427,77	0,07	0,07	30,80	26,76	29,25	0,06	0,07	26,83
35	178,87	170,92	479,71	0,37	0,36	179,23	170,47	204,79	0,36	0,43	170,90
36	25,77	27,17	430,91	0,06	0,06	25,83	29,46	33,15	0,07	0,08	29,54
37	67,12	128,45	508,36	0,13	0,25	67,37	71,50	139,57	0,14	0,27	71,77
38	30,07	31,54	499,18	0,06	0,06	30,13	34,31	31,53	0,07	0,06	34,37

Legende

- a. Signalintensität der EM; links
- b. Signalintensität der Mm. multifidii; links
- c. Fett Signalintensität
- d. Verhältnis der Signalintensität zwischen EM und Fett; links
- e. Verhältnis der Signalintensität zwischen Mm. multifidii und Fett; links
- f. Verhältnis Signalintensität Muskel zu Fett; links
- g. Signalintensität der EM; rechts
- h. Signalintensität der Mm. multifidii; rechts
- i. Verhältnis der Signalintensität zwischen EM und Fett; rechts
- j. Verhältnis der Signalintensität zwischen Mm. multifidii und Fett; rechts
- k. Verhältnis Signalintensität Muskel zu Fett; rechts

10. Anhang

*Frey Müller, L; Lorinson, K; Kau, S; Dolezal, D; Kneissl, S (2022): Transferability of a proposed method for manually defining area and signal of canine thoracolumbar paravertebral muscles on MR images WSAVA 2022; OCT 29-31; Lima, Peru. 2022