

**Morphologie der Arterien
caniner Schultergliedmaßen in der
computertomographischen Angiographie**

von Helena Katharina Deroo, geb. Münch

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

**Morphologie der Arterien caniner Schultergliedmaßen in
der computertomographischen Angiographie**

von Helena Katharina Deroo, geb. Münch
aus Karlsruhe

München 2020

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

Lehrstuhl für Chirurgie der Kleintiere

Arbeit angefertigt unter der Leitung von:

Univ.-Prof. Dr. Andrea Meyer-Lindenberg

Mitbetreuung durch:

Dr. Andreas Brüschwein

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

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

Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Andrea Meyer-Lindenberg

Korreferent: Priv.-Doz. Dr. Rebecca Kenngott

Tag der Promotion: 08. Februar 2020

Meiner Familie

INHALTSVERZEICHNIS

I.	EINLEITUNG	1
II.	LITERATURÜBERSICHT	3
1.	Grundlagenanatomie der Arterien	3
1.1.	Arterienaufbau	3
1.2.	Arterien der Vordergliedmaßen	4
1.2.1.	Arteria cervicalis superficialis	4
1.2.2.	Ramus deltoideus	5
1.2.3.	Ramus ascendens	5
1.2.4.	Arteria suprascapularis	5
1.2.5.	Ramus praescapularis	5
1.2.6.	Arteria axillaris	6
1.2.7.	Arteria thoracica externa	6
1.2.8.	Arteria thoracica lateralis	6
1.2.9.	Arteria subscapularis	7
1.2.10.	Arteria thoracodorsalis	8
1.2.11.	Arteria circumflexa humeri caudalis	8
1.2.12.	Arteria collateralis radialis	8
1.2.13.	Arteria circumflexa scapulae	9
1.2.14.	Arteria circumflexa humeri cranialis	9
1.2.15.	Arteria brachialis	9
1.2.16.	Arteria profunda brachii	10
1.2.17.	Arteria bicipitalis	11
1.2.18.	Arteria collateralis ulnaris	11
1.2.19.	Arteria brachialis superficialis	11
1.2.20.	Arteria antebrachialis superficialis cranialis	12
1.2.21.	Arteria transversa cubiti	12
1.2.22.	Arteria recurrens ulnaris	12
1.2.23.	Arteria interossea communis	12
1.2.24.	Arteria ulnaris	13
1.2.25.	Arteria interossea cranialis	13
1.2.26.	Arteria interossea caudalis	13
1.2.27.	Arteria mediana	14

1.2.28.	Arteria profunda antebrachii	14
1.2.29.	Ramus palmaris.....	14
1.2.30.	Arteria radialis	15
1.2.31.	Arterien der Vorderpfote	15
2.	Computertomographie	19
2.1.	Aufbau und Funktionsweise eines Computertomographen	19
2.1.1.	Röntgenstrahler und Generator	20
2.1.2.	Detektor	20
2.1.3.	Kollimatoren	22
2.1.4.	Patiententisch	22
2.1.5.	Rechnersystem	23
2.1.6.	Bediensystem	23
2.2.	Bildentstehung	23
2.3.	Akquisitionsparameter	24
2.3.1.	Schichtkollimation	24
2.3.2.	Pitch	24
2.3.3.	Volumenpitch.....	25
2.3.4.	Rotationszeit	25
2.3.5.	Röhrenstrom.....	25
2.3.6.	Röhrenspannung	25
2.4.	Bildrekonstruktion	25
2.4.1.	Wahl des Faltungskerns	25
2.4.2.	Rekonstruktionsinkrement	26
2.4.3.	Schichtdicke.....	26
2.5.	Nachbearbeitung und Betrachtung der Schnittbilder.....	27
2.5.1.	Fenstereinstellung	27
2.5.2.	2D-Betrachtung.....	27
2.5.3.	3D-Verfahren	28
2.6.	Verwaltung und Archivierung der Bilddaten.....	30
3.	Computertomographische Angiographie	31
3.1.	Grundlagen.....	31
3.1.1.	Eigenschaften der intravenösen Kontrastmittel	32
3.1.2.	Applikationstechniken des Kontrastmittels	35
3.1.3.	Einflussfaktoren der arteriellen Kontrastmittelanreicherung.....	37

3.2.	Klinische Anwendung in der Humanmedizin	47
3.3.	Klinische Anwendung in der Veterinärmedizin	48
III.	MATERIAL UND METHODEN	51
1.	Untersuchungsgut	51
2.	Verwendete Geräte.....	52
2.1.	CT-Gerät.....	52
2.2.	Kontrastmittelpumpe	52
3.	Spezieller klinischer Ablauf bei einer CT-Untersuchung.....	53
3.1.	Präanästhetisches Vorgehen	53
3.2.	Anästhesie	53
3.3.	Lagerung der Patienten.....	54
3.4.	Computertomographische Angiographie	55
3.4.1.	Topogramm (Übersichtsaufnahme).....	56
3.4.2.	CT-Scan.....	56
3.4.3.	Rekonstruktion	58
4.	Retrospektive Untersuchung und Auswertung der Tomogramme	59
4.1.	Auswahlverfahren des Fensterbereichs zur Schnittbildauswertung	59
4.2.	Untersuchungen zur CT-angiographischen Morphologie der Arterien.....	61
4.2.1.	Identifizierung, Darstellung und Beschreibung der Arterien	61
4.2.2.	Normvarianten.....	62
4.2.3.	Bewertung der Arterien nach Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit .	62
4.2.4.	Gruppeneinteilung der Arterien	64
4.2.5.	Gefäßmessungen: Dichte, Durchmesser und Flächeninhalt.....	66
4.3.	Messung des Flächeninhalts von Humerus und Radius	68
5.	Anwendung statistischer Testverfahren und Auswertung der Ergebnisse	70
5.1.	Patientendaten	70
5.2.	Normvarianten.....	70
5.3.	Bewertungsdaten der Arterien.....	70
5.4.	Genereller Sichtbarkeits-Score.....	71
5.5.	Knochenflächen und Körpergewicht.....	71
5.6.	Erstellen von Summenscores der Gefäßgruppen	71
5.7.	Messdaten der Stammgefäße.....	72

IV.	ERGEBNISSE.....	75
1.	Patienten	75
2.	Auswahl der Fensterung	76
3.	Beschreibung der arteriellen Gefäßverläufe und die Häufigkeitsverteilung ihrer Normvarianten	77
3.1.	Arteria subclavia.....	81
3.2.	Arteria cervicalis superficialis	83
3.3.	Ramus deltoideus.....	83
3.4.	Ramus ascendens	87
3.5.	Arteria suprascapularis	88
3.6.	Ramus praescapularis	90
3.7.	Arteria axillaris	90
3.8.	Arteria thoracica externa.....	92
3.9.	Arteria thoracica lateralis.....	93
3.10.	Arteria subscapularis.....	95
3.11.	Arteria thoracodorsalis.....	97
3.12.	Arteria circumflexa humeri caudalis.....	100
3.13.	Arteria collateralis radialis.....	101
3.14.	Arteria circumflexa scapulae	103
3.15.	Arteria circumflexa humeri cranialis	103
3.16.	Arteria brachialis.....	106
3.17.	Arteria profunda brachii.....	107
3.18.	Arteria bicipitalis	110
3.19.	Arteria brachialis superficialis	113
3.20.	Arteria collateralis ulnaris.....	113
3.21.	Arteria transversa cubiti.....	116
3.22.	Arteria recurrens ulnaris	117
3.23.	Arteria interossea communis	118
3.24.	Arteria ulnaris	119
3.25.	Arteria interossea cranialis.....	119
3.26.	Arteria interossea caudalis	120
3.27.	Arteria mediana.....	121
3.28.	Arteria profunda antebrachii	121
3.29.	Ramus palmaris.....	122

3.30.	Arteria radialis.....	124
3.31.	Arteria digitalis palmaris communis I.....	125
3.32.	Arcus palmaris superficialis	125
3.33.	Aa. digitales palmares communes II–IV	126
3.34.	Arcus palmaris profundus	126
3.35.	Aa. metacarpeae palmares I–IV	127
3.36.	Aa. digitales palmares propriae I–V (axiales et abaxiales).....	127
4.	Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit der Arterien.....	128
4.1.	Kontrasterkennbarkeit der Stammgefäße	128
4.2.	Verfolgbarkeit der Stammgefäße	128
4.3.	Kontrasterkennbarkeit der peripheren Gefäße	129
4.4.	Verfolgbarkeit der peripheren Gefäße.....	129
4.5.	Kontrasterkennbarkeit der Pfortengefäße.....	133
4.6.	Verfolgbarkeit der Pfortengefäße	134
4.7.	Genereller Sichtbarkeitsscore für periphere Arterien und Pfortenarterien	135
5.	Flächenmessung von Humerus und Radius.....	136
6.	Durchmesser-, Flächen- und Dichtemessung der Stammgefäße	137
6.1.	A. subclavia.....	138
6.2.	A. cervicalis superficialis	139
6.3.	A. axillaris	141
6.4.	A. subscapularis	142
6.5.	A. brachialis	144
6.6.	A. mediana	145
7.	Dichtemessung der A. digitalis palmaris communis III	147
8.	Verlaufskurven der gemessenen HE-Werte bei jedem Patienten vom proximalsten bis distalsten Gliedmaßenbereich.....	147
9.	Einflussfaktoren der Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit der Arteriengruppen.....	149
9.1.	Demographische Patientendaten	149
9.2.	Körpergewicht und Knochenmessungen.....	150
9.3.	Flächeninhalt und Durchmesser der Stammarterien	150
9.4.	Anästhesie	150
9.5.	Intravenöse Injektion von Kochsalzlösung und Kontrastmittel	151

9.5.1.	Stammarterien.....	151
9.5.2.	Periphere Arterien.....	151
9.5.3.	Pfotenarterien.....	153
V.	DISKUSSION.....	155
VI.	ZUSAMMENFASSUNG	175
VII.	SUMMARY	177
VIII.	LITERATURVERZEICHNIS.....	179
IX.	ANHANG.....	193
1.	Abbildungsverzeichnis.....	193
2.	Tabellenverzeichnis	207
3.	Tabellen.....	215
X.	DANKSAGUNG.....	283

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

2D, 3D	zweidimensional, dreidimensional
A., Aa.	Arteria, Arteriae
BCS	Body Condition Score
CPR	Curved Planar Reformation
CT	Computertomographie
CTA	Computertomographische Angiographie
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
ECVDI	European College of Veterinary Diagnostic Imaging
et al.	Et alii/et aliae, und andere
For.	Foramen
FPC	Fragmentierter Processus coronoideus
HE	Houndsfield-Einheiten
HU	Houndsfield Units
i.v.	intravenös
KE	Kontrasterkennbarkeit
KGW	Körpergewicht
KM	Kontrastmittel
kV	Kilovolt
kVp	Kilovoltage Peak
li	links
M., Mm.	Musculus, Musculi
m, mk	männlich, männlich kastriert
MDCT	Multidetektor-Computertomographie
MIP	Maximum Intensity Projection, Maximum Intensitäts Projektion
MPR	Multiplanare Reformation
N.	Nervus
NaCl	Natriumchlorid, Kochsalz
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
p, P _{vol}	Pitch, Volumenpitch
PACS	Picture Archiving and Communication System
pETA	Peak Enhancement Time Aorta, Zeitpunkt des aortalen Peaks
R., Rr.	Ramus, Rami
re	rechts
ROI	Region of Interest
SC	Schichtkollimation
SSD	Shaded Surface Display
Std.	Standard
TF	Tischvorschub
V.	Vena
V. a.	Verdacht auf
VB	Verfolgbarkeit
VRT	Volume Rendering Technique
w, wk	weiblich, weiblich kastriert

I. EINLEITUNG

Die computertomographische Angiographie (CTA) ist eine minimalinvasive Bildgebungstechnik für Blutgefäße in verschiedenen Körperbereichen und Organen, die die Gefäßanatomie und mögliche pathologische Veränderungen in einer zwei- und dreidimensionalen räumlichen Bildauflösung ohne Überlagerungsartefakte darstellt. Aufgrund ihrer mittlerweile großflächigen Verfügbarkeit und schnellen, kostengünstigen Durchführbarkeit zählt die CTA inzwischen zu den Routineuntersuchungen für viele klinische Indikationen und hat in einigen Bereichen alternative bildgebende Verfahren verdrängt (Prokop 2000). In der Humanmedizin kommt die CT-Angiographie nicht mehr ausschließlich zur Evaluierung des zentralen Gefäßsystems, wie bei Aortendissektion, Aortenaneurysma oder Lungenembolie zum Einsatz. Vielmehr hat die CTA aufgrund ihrer Möglichkeit großflächige Körperbereiche abzudecken, auch im peripheren Gefäßsystem der Extremitäten im letzten Jahrzehnt an Beliebtheit gewonnen. Bei den Schultergliedmaßen wird sie für die Diagnostik von Gefäßtraumata, Vaskulitiden, Überlastungssyndromen, arteriovenösen Fisteln, Kompressionssyndromen, Abszessen und Neoplasien genutzt. Gleichzeitig dient sie der anatomischen Gefäßdarstellung für die präoperative Orientierung und Planung (Bozlar et al. 2013b, Dave und Fleischmann 2016). Die Abbildung der individuellen Gefäßanatomie durch die computertomographische Angiographie spielt dabei eine wichtige Rolle, da verschiedene Verzweigungsmuster und normalanatomische Gefäßvariationen auftreten können, welche einen erheblichen Einfluss auf die korrekte Diagnostik und Therapie haben. Die Relevanz dieser anatomischen Varianten und deren mögliche Auswirkungen und Folgen im klinischen Alltag wurden in der Humanmedizin schon früh erkannt und daher von verschiedenen Forschungsgruppen ausführlich beschrieben (Hazlett 1949, McCormack 1953, Jurjus et al. 1986, Tountas und Bergman 1993, Rodríguez-Niedenführ et al. 2001, Natsis et al. 2006, Bozlar et al. 2013b, Dave und Fleischmann 2016). In der Veterinärmedizin wurden in Kadaverstudien von Hunden zwar ebenfalls normalanatomische Gefäßvariationen der Schultergliedmaße beschrieben (Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013), ob diese eine klinische Bedeutung haben, ist jedoch nicht bekannt. Die veterinärmedizinische Gefäßdiagnostik der CT-Angiographie konzentriert sich hauptsächlich auf den zentralen Blutkreislauf in Thorax und Abdomen (Ohlerth und Scharf 2007).

Obwohl es auch im Gefäßbereich der caninen Schulterextremitäten zu Thromben oder anderen Gefäßerkrankungen kommen kann (de Paula et al. 2013, Beal et al. 2014), gibt es bisher keine CT-angiographischen Untersuchungen zur Gefäßanatomie oder zu vaskulären Pathologien in der Veterinärmedizin.

Die Zielsetzung dieser retrospektiven Doktorarbeit ist die umfassende normalanatomische Darstellung und Beschreibung der Arterien der caninen Vordergliedmaßen und deren möglichen Gefäßvariationen in CT-angiographischen Schnittbilderebenen und dreidimensionalen (3D) Rekonstruktionen. Zusätzlich soll beurteilt werden, in welcher Kontrastqualität sich die einzelnen Gefäße mit der CTA-Technik darstellen lassen. Dies soll die Evaluierung einer normalanatomischen Arteriendarstellung im Vergleich zu pathologischen Gefäßveränderungen in der veterinärmedizinischen Diagnostik ermöglichen und so den Grundstein für zukünftige Untersuchungen von bislang vielleicht unentdeckten Gefäßerkrankungen der Schulterextremitäten bilden.

II. LITERATURÜBERSICHT

1. Grundlagenanatomie der Arterien

Um anatomische Gegebenheiten und arterielle Krankheitsbilder besser verstehen zu können, bedarf es gewisser Grundkenntnisse über die Entwicklung und den Aufbau von Arterien. Neben dem bisherigen Wissen über den Arterienverlauf caniner Schultergliedmaßen soll daher auch über den grundlegenden Aufbau der Arterien gesprochen werden.

1.1. Arterienaufbau

Die Arterien entstehen ursprünglich aus mesenchymalen Blutinseln. Des Weiteren differenzieren sich die Mesenchymzellen zu Hämozytoblasten und zu Angioblasten. Es entwickelt sich nach und nach ein Hohlraum zwischen den beiden Zellarten, der das spätere Gefäßlumen darstellt. Aus den Angioblasten werden dann die späteren Endothelzellen, die die innere Gefäßwand auskleiden (Kressin et al. 2011).

Zur Beschreibung des anatomischen Wandaufbaus der Arterien dienen im Folgenden verschiedene Lehrbücher als Literaturquelle (Budras 1987, Schummer und Habermehl 2005, Gille 2015). Die folgende Beschreibung soll eine grobe Übersicht darstellen. Für genauere Informationen kann dies in den genannten Lehrbüchern nachgelesen werden.

Die Arterien sind die vom Herz kommenden, sauerstoffreichen Gefäße, die sich von den großen herznahen Arterien über die Arteriolen bis hin zu den Kapillaren im Endversorgungsgebiet immer weiter verzweigen. Generell baut sich die Arterienwand, abgesehen von den kleinen terminalen Arterien, aus drei verschiedenen Schichten auf. Diese sind von innen nach außen die Tunica interna (Intima), media (Media) und externa (Adventitia). Die Intima besteht aus einem einschichtigen Epithelverband, dem sogenannten Endothel, aus einer subendothelialen Bindegewebsschicht und aus der Membrana elastica interna. Das Endothel dient als Barriere zwischen intra- und extravasalem Raum und reguliert u. a. die Koagulation und Fibrinolyse. Die Zusammensetzung der Media hängt von der Funktion ab, die die jeweilige Arterie in bestimmten Gefäßarealen innehat. Herznahe Arterien, z. B. die Aorta, zählen zu den Arterien vom elastischen Typ (Arteria elastotypica) und haben eine Tunica media, die sich vorwiegend aus einem elastischen, gefenserten Fasersystem mit wenigen glatten Muskelzellen aufbaut. Die elastische Eigenschaft hat den Vorteil, dass sich die Arterien bei jedem Blutausschuss des Herzens weiten und anschließend wieder zusammenziehen, wodurch ein kontinuierlicher, pulsierender

Blutfluss entsteht. Um den Blutfluss auch in der Peripherie regulieren zu können, besteht die Media der Arteriolen vorwiegend aus glatten, spiralg angeordneten Muskelzellen und wenigen elastischen Fasern. Dies sind die Arterien vom muskulösen Typ (*Arteria myotypica*), die den Gefäßwiderstand und das Blutvolumen durch aktives Zusammenziehen und Weiten der Gefäßwand regulieren können. Die Adventitia sorgt mit ihrem lockeren Bindegewebe für eine Einbettung im umliegenden Gewebe.

Die Kapillaren haben einen vereinfachten Wandaufbau, der lediglich aus dem Endothel, einer Basalmembran und diskontinuierlich auftretenden Perizyten besteht. In den meisten Organen und Geweben bilden sie ein Kapillarnetz (*Rete capillare*) aus, welches das Gewebe mit Sauerstoff und Nährstoffen versorgt. Sie sind außerdem das Zwischenschaltgebiet zwischen den sauerstoffreichen Arterien und den sauerstoffarmen Venen.

1.2. Arterien der Vordergliedmaßen

Die Schultergliedmaße wird von Arterien versorgt, die hauptsächlich medial und kranial entlang von Schulter, Ober- und Unterarm verlaufen (Budras 1987). Die Blutversorgung erfolgt über die *Arteria (A.) subclavia* (Bezuidenhout 2013) und wird durch die *A. axillaris* fortgesetzt (Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005). Die *A. subclavia* entspringt auf der rechten Seite aus dem *Truncus brachiocephalicus* und auf der linken Seite aus der Aorta. Während ihres Verlaufes entlässt sie zunächst die *A. vertebralis* und den *Truncus costocervicalis*. Im Bereich des Brusteingangs auf Höhe der ersten Rippe entspringen die *A. thoracica interna* und die *A. cervicalis superficialis*. Diese vier Gefäßabzweigungen der *A. subclavia* können in unterschiedlicher Reihenfolge und Zusammensetzung entspringen, wie schon in Kadaverstudien an Deutschen Schäferhunden und Greyhounds gezeigt wurde (Kim et al. 2010, Pols et al. 2016). Am Ende wendet sich die *A. subclavia* bogenförmig um den kranialen Rand der ersten Rippe und geht in die *A. axillaris* über (Waihl et al. 2005).

1.2.1. Arteria cervicalis superficialis

Die *A. cervicalis superficialis* läuft von ihrem Ursprung, medial der ersten Rippe, in kranioventraler Richtung weiter. Auf ihrem Weg kreuzt sie lateral die *Vena (V.) jugularis externa* und erreicht dann die Medialfläche des *Musculus (M.) brachiocephalicus*. Nach Abgabe der Gefäßäste *Ramus (R.) deltoideus*, *R. ascendens* und *A. suprascapularis* setzt sie sich als *R. praescapularis* fort und läuft parallel des *M. supraspinatus* bzw. des *M. subclavius* nach dorsal (Waihl et al. 2005).

1.2.2. **Ramus deltoideus**

Die Angaben zum Ursprung des R. deltoideus sind in der Literatur sehr unterschiedlich. Der Gefäßast kann neben der A. cervicalis superficialis auch aus der A. axillaris (Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005), der A. thoracica externa (Ghoshal 1975, Tipirdamaz et al. 2001) oder aus der A. thoracica interna (Bezuidenhout 2013) entspringen. Als Muskelast verläuft er distolateral zum Oberarm, wo er zwischen die Pektoral Muskeln und den M. brachiocephalicus zieht. Er endet in der Muskulatur des distalen Oberarmdrittels (Bezuidenhout 2013).

1.2.3. **Ramus ascendens**

Kurz nach dem Ursprung des R. deltoideus entspringt der R. ascendens aus der A. cervicalis superficialis, der gelegentlich doppelt vorkommen kann. Er zieht kranial entlang der medialen Seite des M. cleidocephalicus und der lateralen Seite des M. scalenus und verzweigt sich in der kranialen Halshälfte im M. omotraversarius und M. cleidocephalicus (Bezuidenhout 2013).

1.2.4. **Arteria suprascapularis**

Die A. suprascapularis zieht, begleitet vom gleichnamigen Nerven, nach kaudal zwischen den M. subscapularis und M. supraspinatus in die Incisura scapulae (Waihl et al. 2005). Im Bereich des Collum scapulae teilt sich die Arterie in einen großen lateralen und einen kleinen medialen Ast auf, die auf der medialen und lateralen Seite der Scapula zum Margo dorsalis scapulae ziehen und sich in den genannten Muskeln aufzweigen. Beide Äste anastomosieren mit der A. circumflexa scapulae (Waihl et al. 2005, Bezuidenhout 2013). Laut Waihl et al. (2005) entspringt aus der A. suprascapularis außerdem ein distal gerichteter Ast, der zwischen M. supraspinatus und M. coracobrachialis zieht und mit den beiden Arteriae (Aa.) circumflexae humeri anastomosiert. Der R. acromialis ist ein Gefäßast, der sowohl aus der A. suprascapularis (Waihl et al. 2005, Bezuidenhout 2013) als auch aus der A. cervicalis superficialis (Bezuidenhout 2013) entspringen kann. Er schlängelt sich um den Kranialrand des M. supraspinatus und zieht in die Lateralseite des Muskels, wo er sich mehrfach aufzweigt.

1.2.5. **Ramus praescapularis**

Nach Abgang der A. suprascapularis setzt sich die A. cervicalis superficialis als R. praescapularis fort. Der Gefäßast zieht zwischen Schulter- und Halsbereich zum zervikalen Teil des M. trapezius und teilt sich in einen aufsteigenden und einen absteigenden Ast auf. Der aufsteigende Ast verläuft meist oberflächlich und gibt mehrere dorsokranial

ziehende Äste zur oberflächlichen Faszie und den kutanen Muskeln ab. Der absteigende Ast versorgt mit mehreren Ästen den zervikalen Teil des M. trapezius und endet am kranialen Skapulawinkel (Bezuidenhout 2013).

1.2.6. Arteria axillaris

Von ihrem Ursprung auf Höhe der ersten Rippe verlässt die A. axillaris die Apertura thoracis cranialis und setzt sich ventral des M. scalenus medius nach kaudal fort. Nachdem sie zwischen die seitliche Brustwand und die Schultergliedmaße gezogen ist, erreicht sie die mediale Seite der Schultergelenksbeuge. Meist entspringt als erster Gefäßast die A. thoracica externa. Gelegentlich entspringt der R. deltoideus noch vor der A. thoracica externa, dessen variablen Gefäßursprünge bereits beschrieben wurden (siehe Abschnitt 1.2.2). Als nächstes zweigt die A. thoracica lateralis an die seitliche Brustwand ab. Die A. subscapularis verlässt die A. axillaris, indem sie nach kaudodorsal zum Kaudalrand der Scapula zieht. Die A. axillaris selbst zieht von der Schultergelenksbeuge aus nach distal und gibt auf Höhe des Collum humeri die A. circumflexa humeri cranialis ab. Nach dieser Abzweigung geht die A. axillaris in die A. brachialis über (Waibl et al. 2005). In Abbildung 1 sind die A. axillaris und ihre Gefäßabzweigungen dargestellt.

1.2.7. Arteria thoracica externa

Die A. thoracica externa entspringt lateral der ersten Rippe aus der A. axillaris und zieht nach kaudal zur Brustmuskulatur. Hier teilt sich die Arterie in einen oberflächlichen und tiefen Ast. Beide Äste verzweigen sich im M. pectoralis profundus, der oberflächliche Ast zusätzlich in den Musculi (Mm.) pectorales superficiales (Waibl et al. 2005).

1.2.8. Arteria thoracica lateralis

Die A. thoracica lateralis verläuft kaudal und erreicht zwischen M. pectoralis profundus und M. latissimus dorsi eine oberflächliche Lage (Waibl et al. 2005). Laut Bezuidenhout (2013) kann sie auch distal des Ursprungs der A. subscapularis entspringen. Bei Hündinnen gibt die A. thoracica lateralis versorgende Gefäßäste (Rami mammarii laterales) an die thorakale Gesäugeleiste ab (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013).

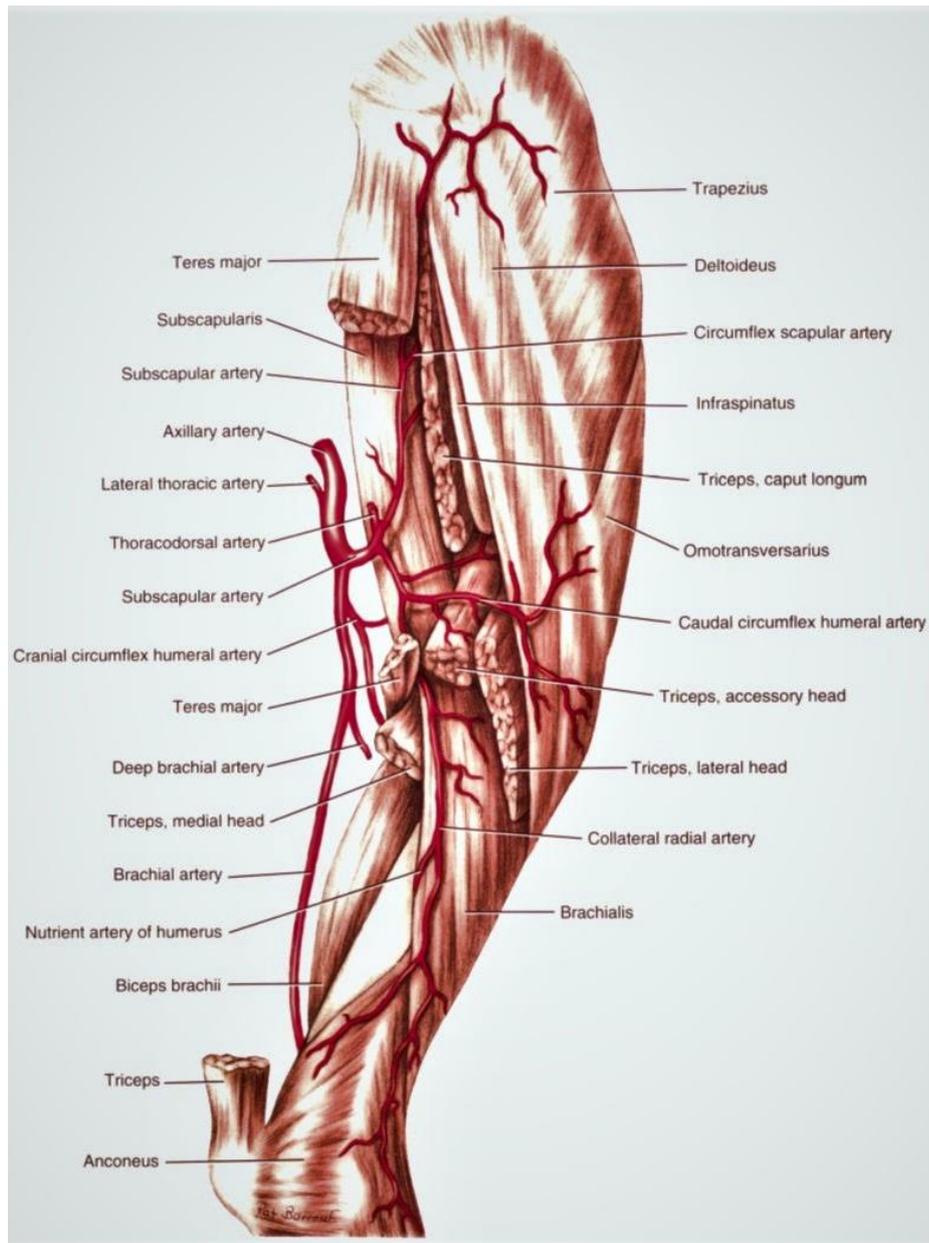


Abbildung 1: Darstellung der Arterienverläufe von der A. axillaris ausgehend (aus Bezuidenhout 2013).

1.2.9. Arteria subscapularis

Im Bereich der Schultergelenksbeuge entlässt die A. axillaris ihren nächsten Gefäßast, die A. subscapularis. Diese zieht in kaudodorsaler Richtung zwischen den M. subscapularis und M. teres major entlang des Kaudalrandes der Skapula. Auf Höhe des Foramen (For.) nutriciums gibt sie die A. circumflexa scapulae ab und gelangt zum Angulus caudalis scapulae. Weitere Gefäßabzweigungen der A. subscapularis sind die A. thoracodorsalis und die A. circumflexa humeri caudalis, die beide noch in der Schultergelenksbeuge abgehen. Manchmal gibt die A. subscapularis zuvor die A. circumflexa humeri

cranialis ab. Entlang des Margo caudalis scapulae werden außerdem teilweise starke Muskeläste abgegeben, die die lateralen und medialen Muskeln des Schulterblatts versorgen (Waibl et al. 2005).

1.2.10. Arteria thoracodorsalis

Meist als erstes Gefäß entspringt die A. thoracodorsalis kaudodorsal gerichtet aus der A. subscapularis. Sie überquert den M. teres major und läuft an der medialen Seite des M. latissimus dorsi entlang. Dabei wird sie vom Nervus (N.) thoracodorsalis begleitet und teilt sich selbst am Ende in divergierende Äste auf (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013). Gelegentlich entspringt sie auf selber Höhe (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013) oder kurz nach der A. circumflexa humeri caudalis (Waibl et al. 2005).

1.2.11. Arteria circumflexa humeri caudalis

Die A. circumflexa humeri caudalis entspringt aus der lateralen Gefäßoberfläche der A. subscapularis und entlässt sogleich die A. collateralis radialis. Sie zieht zwischen dem Caput longum des M. triceps brachii und den M. brachialis auf die laterale Seite des Schultergelenks und wird von der entsprechenden Vene sowie dem N. axillaris begleitet. Auf Höhe des Collum humeri anastomosiert sie lateral mit der A. circumflexa humeri cranialis und einem distalen Ast der A. suprascapularis (Waibl et al. 2005). Die A. circumflexa humeri caudalis ist die wichtigste Versorgungsquelle für alle vier Köpfe des M. triceps brachii (Bezuidenhout 2013).

1.2.12. Arteria collateralis radialis

Kurz nach dem Ursprung der A. circumflexa humeri caudalis entspringt aus ihr die A. collateralis radialis an der kaudalen Seite des M. brachialis. Sie verläuft distal entlang der kaudalen Humerusseite und entlässt hier die A. nutricia humeri, die durch das For. nutricium zieht (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013). Außerdem geht die A. collateralis media ab, die zur Fossa olecrani zieht und sich am Rete articulare cubiti beteiligt (Waibl et al. 2005). Die A. collateralis radialis selbst läuft weiter schräg distokranial am M. brachialis entlang und anastomosiert mit der A. brachialis superficialis proximal der Ellbogengelenksbeuge. Während ihres Verlaufs gibt sie versorgende Äste an den M. brachialis und die Köpfe des Trizepsmuskels ab. Sie wird von ihrer Vene und dem N. radialis begleitet (Bezuidenhout 2013).

1.2.13. Arteria circumflexa scapulae

Als letzter Gefäßast der A. subscapularis entspringt die A. circumflexa scapulae etwa auf Höhe des For. nutricium scapulae, gibt die A. nutricia scapulae ab und teilt sich beim Erreichen des Margo caudalis scapulae in einen medialen und lateralen Ast auf (Waibl et al. 2005). Diese versorgen medial den M. subscapularis und lateral den M. infraspinatus (Bezuidenhout 2013). Der mediale und laterale Ast sowie der Gefäßast A. nutricia scapulae können laut Waibl et al. (2005) auch selbstständig aus der A. subscapularis entspringen.

1.2.14. Arteria circumflexa humeri cranialis

Die A. circumflexa humeri cranialis kann als letztes Gefäß aus der A. axillaris (Giese 1995, Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013), aus der A. subscapularis (Ghoshal 1975, Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013) oder der A. brachialis (Giese 1995, Tipirdamaz et al. 2001) entspringen. Sie ist ein kleines Gefäß, das sich kranial um den medialen Aspekt des Collum humeri schlängelt, den Ansatz des M. coracobrachialis kreuzt und bis zur Ursprungssehne des M. biceps brachii zieht. Ein großer Ast versorgt den proximalen Bereich des M. biceps brachii und kleinere Äste ziehen zum M. coracobrachialis und zu den vereinten Muskelbäuchen des M. teres major und M. latissimus dorsi. Ein Ast zieht nach proximal, um die kraniale Fläche der Schultergelenkscapsel zu versorgen. Im Bereich des Tuberculum majus humeri vereinigen sich die beiden Aa. circumflexae humeri miteinander sowie mit der A. suprascapularis von proximal und dem R. deltoideus von distal (Bezuidenhout 2013).

1.2.15. Arteria brachialis

Als Fortsetzung der A. axillaris verläuft die A. brachialis ab der Schultergelenksbeuge nach distal zum Ellbogengelenk. Dabei kreuzt sie die distale Humerushälfte und zieht auf die kraniale Seite des M. pronator teres. Hier entlässt sie ihren letzten Gefäßast, die A. interossea communis, in Richtung Spatium interosseum antebrachii und setzt sich als A. mediana fort. Während ihres Verlaufs entlässt sie außerdem die A. profunda brachii, die A. collateralis ulnaris, die A. bicipitalis, die A. brachialis superficialis und die A. transversa cubiti (Waibl et al. 2005). In Abbildung 2 ist die A. brachialis mit ihren Gefäßabzweigungen dargestellt.

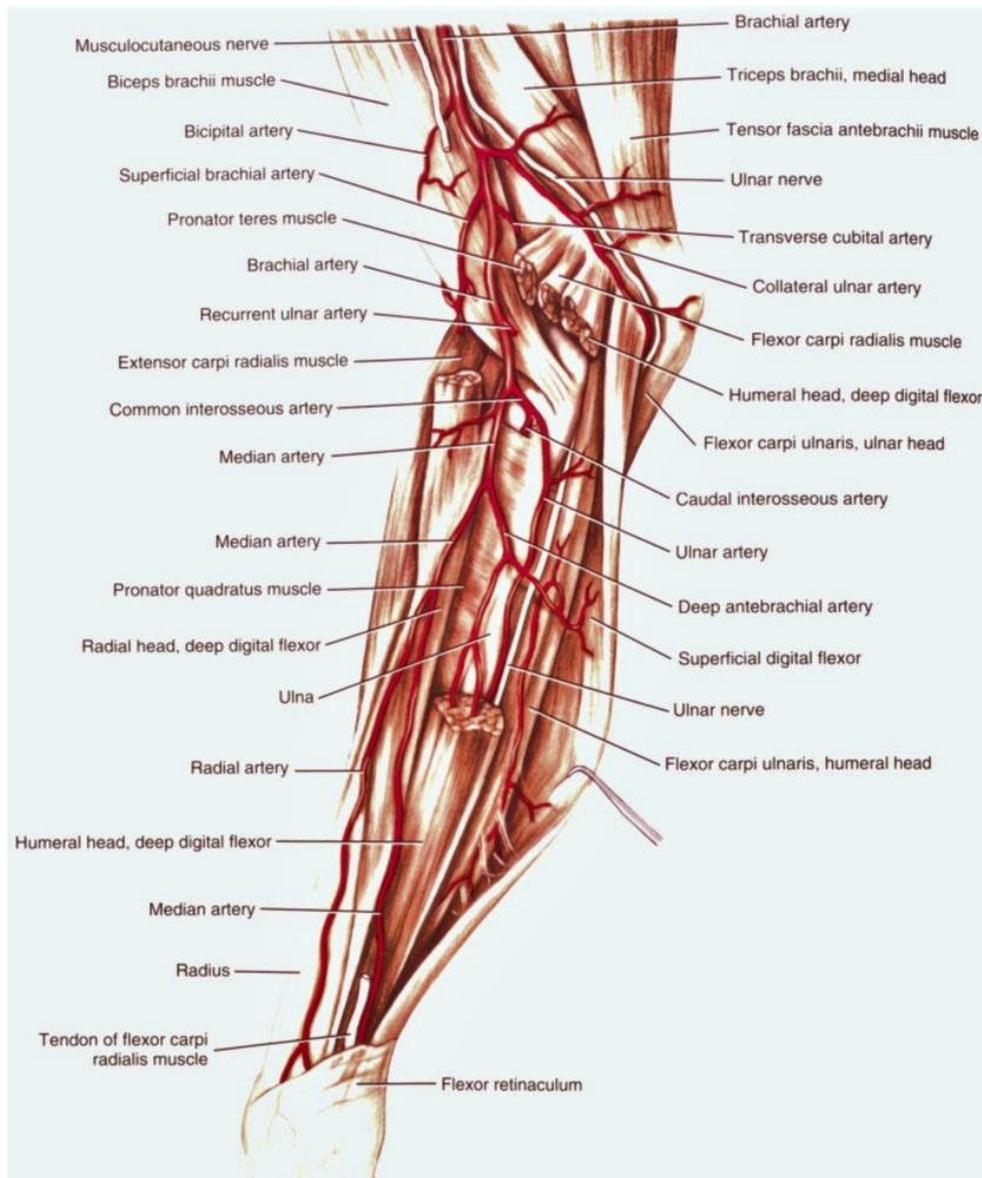


Abbildung 2: Arterien des Unterarms ab der A. brachialis (aus Bezuidenhout 2013).

1.2.16. Arteria profunda brachii

Die A. profunda brachii verlässt die A. brachialis an ihrer kaudalen Seite im proximalen Oberarmdrittel und kann gelegentlich doppelt vorkommen (Bezuidenhout 2013). Sie zieht ins Caput medialis (kleinerer Ast) und Caput longus (stärkerer Ast) des M. triceps brachii. Innerhalb des Muskels anastomosiert die A. profunda brachii mit der A. circumflexa humeri caudalis und mit der A. collateralis ulnaris. Sie wird von der entsprechenden Vene begleitet (Bezuidenhout 2013).

1.2.17. Arteria bicipitalis

Dieses starke Muskelgefäß entspringt etwa an der Grenze vom mittleren zum distalen Armdrittel aus der A. brachialis. Gelegentlich entspringt sie aus der A. brachialis superficialis (Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013) und kann hin und wieder doppelt vorkommen (Bezuidenhout 2013). Sie zieht nach proximal gerichtet in die distale Hälfte des M. biceps brachii und entlässt Gefäßäste zum M. coracobrachialis und an das Ellbogengelenk. Anastomosen kann die A. bicipitalis mit der A. recurrens ulnaris (Waibl et al. 2005) oder der A. circumflexa humeri cranialis (Bezuidenhout 2013) eingehen.

1.2.18. Arteria collateralis ulnaris

Die A. collateralis ulnaris entspringt von der kaudalen Oberfläche der A. brachialis im distalen Armdrittel und zweigt sich auf. Der erste Ast zieht proximokaudal zur medialen Oberfläche des M. triceps brachii. Ein weiterer Ast zieht begleitet vom N. ulnaris distal in Richtung kaudalen Unterarm in die Ulnarisrinne. Proximal des Ellbogengelenks zweigt von diesem Ast in der Regel ein weiterer Gefäßzweig nach proximal und zieht in der Tiefe des Caput medialis des Trizepsmuskels und des M. anconeus entlang zur Fossa olecrani. Er versorgt primär das Fett und ist am Rete articulare cubiti beteiligt. Der weiter distal ziehende Ast verzweigt sich in den proximalen Bereichen der Beugemuskeln des Unterarms. Es besteht eine Anastomose zu aufsteigenden Ästen der A. interossea communis. Ein oberflächlicher Ast verläuft distal über die mediale Oberfläche des Ellbogengelenks und setzt sich im Unterhautgewebe der proximalen Hälfte der kaudalen Unterarmfläche fort. Hier versorgt er die Haut und anastomosiert mit einem aufsteigenden subkutan verlaufenden Ast der A. interossea caudalis (Bezuidenhout 2013). Außerdem anastomosiert die A. collateralis ulnaris mit der A. ulnaris über die A. recurrens ulnaris (Budras 1987).

1.2.19. Arteria brachialis superficialis

Die A. brachialis superficialis entspringt an der kranialen Oberfläche der A. brachialis proximal des Ellbogengelenks und verläuft schräg distokranial zu dessen Beugefläche. Nachdem sie die Ansatzsehne des M. biceps brachii überquert hat, gibt sie die Aa. radiales superficiales ab, die mit dem N. cutaneus antebrachii medialis zur medialen Oberfläche des Unterarms ziehen. Die A. brachialis superficialis kreuzt die V. cephalica und geht im kranialen Ellbogengelenksbereich in die A. antebrachialis superficialis cranialis über (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013).

1.2.20. Arteria antebrachialis superficialis cranialis

Als kurzer Gefäßstamm teilt sich die A. antebrachialis superficialis cranialis proximal am M. extensor carpi radialis sogleich in einen medialen und lateralen Ast. Diese werden jeweils vom lateralen und medialen Ast des R. superficialis des N. radialis im Unterarm zur Pfote begleitet. Am Metakarpus geht der mediale Ast in die A. digitalis dorsalis communis I über. Vom lateralen Ast gehen die Aa. digitales dorsales communes II–IV ab (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013).

1.2.21. Arteria transversa cubiti

Proximal der Trochlea humeri entspringt die A. transversa cubiti von der lateralen Oberfläche der A. brachialis, bevor jene in der Tiefe des M. pronator teres verschwindet. Die Arterie verläuft lateral zu den distalen Enden der Mm. biceps brachii und brachialis. Beim Erreichen des M. extensor carpi radialis entlässt sie mehrere Zweige, die diesen Muskel versorgen. Gelegentlich verläuft ein Ast nach proximal in Begleitung des N. radialis und anastomosiert mit den versorgenden Gefäßen des Humerus. Außerdem ziehen einige Zweige der A. transversa cubiti zu den Mm. supinator, extensor digitorum communis und brachialis. Anastomosen mit A. interossea cranialis und A. brachialis superficialis können vorkommen (Bezuidenhout 2013).

1.2.22. Arteria recurrens ulnaris

Die A. recurrens ulnaris ist ein kleines Gefäß, das an der kaudalen Oberfläche der A. brachialis distal des Ellbogengelenks entspringt (Dallman und McClure 1970, Bezuidenhout 2013). Gelegentlich entspringt sie aus der A. interossea communis (Bezuidenhout 2013) oder aus der A. ulnaris, die sich über die A. recurrens ulnaris mit der A. collateralis ulnaris verbindet (Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005). Sie zieht vom Kaudalrand des M. pronator teres in die Beugemuskelgruppe. Zunächst verläuft sie zum Ursprung des M. flexor carpi radialis und trägt zu dessen Versorgung bei. Dann setzt sie sich nach kaudal durch den M. flexor digitorum profundus ziehend fort, den sie versorgt, und endet hauptsächlich im M. flexor digitorum superficialis. Sie anastomosiert mit der A. collateralis ulnaris am medialen Epicondylus des Humerus. Außerdem verbindet sie sich mit der A. profunda antebrachii an der tiefen Oberfläche des M. flexor digitorum superficialis.

1.2.23. Arteria interossea communis

Die A. interossea communis ist der letzte und größte Gefäßast der A. brachialis, bevor sich diese als A. mediana fortsetzt. Sie verläuft von der lateralen Oberfläche der

A. brachialis zum Spatium interosseum antebrachii am proximalen Ende des M. pronator quadratus. Dabei gibt sie die nach kaudal ziehende A. ulnaris und kleinere Muskeläste ab, die kranial zum M. pronator teres und proximal zum Ellbogengelenk laufen. Im Spatium interosseum antebrachii endet die A. interossea communis, indem sie sich in die A. interossea cranialis und caudalis aufteilt (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013).

1.2.24. Arteria ulnaris

Nachdem die A. ulnaris von der A. interossea communis entspringt, verläuft sie schräg distokaudal über die mediale Oberfläche der Ulna und zieht in den tiefen Zehenbeuger. Die A. ulnaris setzt sich, begleitet vom N. ulnaris, in der Ulnarisrinne nach distal fort und verbindet sich am distalen Drittel des Unterarms mit der A. profunda antebrachii. Das kleine Gefäß, das sich daraus ergibt, zieht distal in den Karpaltunnel, wo es für gewöhnlich mit dem R. palmaris der A. interossea caudalis anastomosiert. Am Karpus zweigt der R. dorsalis von der A. ulnaris ab und zieht distal zur lateralen Seite des Karpus, wo er den R. carpeus dorsalis an das Rete carpi dorsale abgibt und weiter distal in die A. digitalis dorsalis V abaxialis übergeht (Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013). Gelegentlich gibt die A. ulnaris auch den R. carpeus palmaris zum palmaren Gefäßgeflecht des Karpus ab (Waibl et al. 2005).

1.2.25. Arteria interossea cranialis

Nachdem die A. interossea caudalis aus der A. interossea communis entsprungen ist, setzt sich die A. interossea cranialis in derselben Richtung ihres Ursprungsgefäßes fort. Sie zieht durch das Spatium interosseum antebrachii und entlässt die A. recurrens interossea, die sich proximal am Rete articulare cubiti beteiligt. Weitere Muskeläste werden an die Zehenstrecker, den M. extensor carpi ulnaris und weiter distal an den M. abductor pollicis longus abgegeben. Die A. interossea cranialis anastomosiert über einen Ast mit der A. transversa cubiti und zieht karpalwärts. Über den R. interosseus verbindet sie sich durch das Spatium interosseum antebrachii mit der A. interossea caudalis und beteiligt sich als R. carpeus dorsalis am Rete carpi dorsale. Da die A. interossea cranialis im distalen Bereich sehr schwach oder gar nicht ausgebildet sein kann, wird der R. interosseus durch den R. carpeus dorsalis fortgesetzt (Waibl et al. 2005).

1.2.26. Arteria interossea caudalis

Nach Abgang aus der A. interossea communis setzt sich die A. interossea caudalis entlang der kaudalen Seite der Membrana interossea antebrachii nach distal fort. Sie ist ein starkes Gefäß, das zwischen Radius und Ulna liegt und vom M. pronator quadratus kaudal

begrenzt wird. Sie versorgt die beiden Unterarmknochen und benachbarten Muskeln. In der proximalen Unterarmhälfte verbindet sich die A. interossea caudalis über den R. interosseus mit der A. interossea cranialis durch das Spatium interosseum antebrachii hinweg (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013). Die drei Gefäßäste der A. interossea caudalis sind der R. interosseus, R. carpeus palmaris sowie der R. palmaris als distale Fortsetzung (Bezuidenhout 2013). Der R. carpeus dorsalis kann ein Gefäßast der A. interossea cranialis sein oder eine Fortsetzung des R. interosseus darstellen (Waibl et al. 2005).

1.2.27. Arteria mediana

Die A. mediana ist die größte Arterie des Unterarms und beginnt nach Abgang der A. interossea communis aus der A. brachialis. Sie zieht nach distal an der kaudomedialen Seite des Radius entlang, wird vom N. medianus begleitet und vom M. flexor carpi radialis bedeckt. Der erste Ast der A. mediana ist die A. profunda antebrachii, die im mittleren Unterarm entspringt. Ein weiterer Ast ist die A. radialis, die distal des M. pronator teres abgeht. Die A. mediana zieht durch den Karpaltunnel und über die palmare Seite des Karpalgelenks bis zum Metakarpus. In diesem Bereich beteiligt sie sich an der Versorgung des Arcus palmaris superficialis. Die A. mediana dominiert sowohl die Bogenformation als auch die Blutversorgung der Vorderpfote. Im Wesentlichen endet die A. mediana in den Aa. digitales palmares communes II–IV (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013).

1.2.28. Arteria profunda antebrachii

Die A. profunda antebrachii entspringt aus der palmaren Oberfläche der A. mediana und läuft distokaudal in der Tiefe des M. flexor carpi radialis in den M. flexor digitorum profundus. Sie anastomosiert mit der A. recurrens ulnaris und der A. ulnaris im distalen Viertel des Unterarms. Oft schließt sich der kleine Stamm, der durch diese Anastomose entsteht, der A. interossea caudalis an und zieht mit dieser durch den Karpaltunnel. Die A. profunda antebrachii durchzieht den Unterarm, indem sie eine Reihe von Ästen abgibt, während sie den M. flexor digitorum profundus durchzieht und im M. flexor digitorum superficialis endet (Bezuidenhout 2013).

1.2.29. Ramus palmaris

Der abschließende Ast der A. interossea caudalis ist der R. palmaris, der die A. ulnaris aufnimmt. Distal des Karpalgelenks entlässt er den kleinen R. superficialis, der sich der A. mediana anschließt und sich am Arcus palmaris superficialis beteiligt. Der größere

R. profundus schließt sich dem R. palmaris der A. radialis an, um den Arcus palmaris profundus zu bilden (Waibl et al. 2005).

1.2.30. Arteria radialis

Die A. radialis ist ein kranialer Ast der A. mediana und entspringt knapp proximal der Unterarmmitte. Sie läuft, am kaudomedialen Rand des Radius dicht anliegend, den Unterarm karpalwärts entlang. Am Karpus entspringen aus der A. radialis der R. carpeus dorsalis und der R. carpeus palmaris (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013). Der R. carpeus dorsalis wirkt beim Rete carpi dorsale mit und setzt sich laut Bezuidenhout (2013) in der Vorderpfote als A. digitalis dorsalis I abaxialis fort. Der R. carpeus palmaris schließt sich den terminalen Ästen der A. interossea caudalis an, um den Arcus palmaris profundus zu bilden, womit der Verlauf der A. radialis endet (Bezuidenhout 2013). Waibl et al. (2005) beschreiben dagegen, dass der R. carpeus palmaris entsprechend zum palmarischen Gelenkgeflecht zieht und die A. radialis sich am Metakarpus in den R. palmaris profundus und R. palmaris superficialis aufteilt. Diese beiden Endäste beteiligen sich entsprechend am oberflächlichen und tiefen Gefäßbogen.

1.2.31. Arterien der Vorderpfote

Die Arterien der Vorderpfote sind in eine dorsale und eine palmare Gruppe aufgeteilt, welche wiederum jeweils in eine tiefe und eine oberflächliche Gruppe klassifiziert sind. So werden die oberflächlichen Arterien des Metapodiums Aa. digitales palmares/dorsales communes und die tiefen Arterien Aa. metacarpeae palmares bzw. dorsales genannt. Die Aa. metacarpeae palmares/dorsales schließen sich den Aa. digitales communes palmares/dorsales im distalen Metakarpalbereich an. Die fortsetzenden Zehenarterien werden Aa. digitales propriae genannt. Diese Endgefäße sind alle sehr klein und von wenig Bedeutung, außer den oberflächlichen Gefäßen der palmaren Gruppe, die die Hauptversorgungsquelle der Zehen und Ballen darstellen (Bezuidenhout 2013). In Abbildung 3 ist der dorsale und palmare Gefäßverlauf in den Pfoten schematisch nach Waibl et al. (2005) dargestellt.

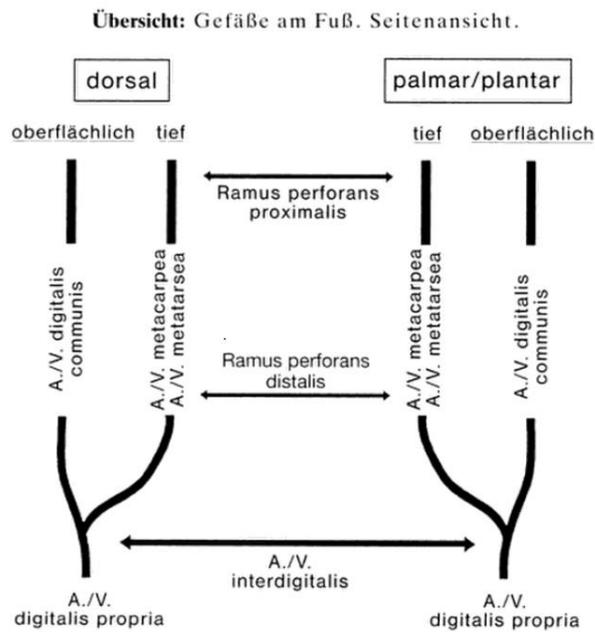


Abbildung 3: Gefäßaufteilung der Arterien in den Pfoten (aus Waibl et al. 2005).

1.2.31.1. Arteriae metacarpeae palmares I–IV

Die Aa. metacarpeae palmares I–IV entspringen aus dem Arcus palmaris profundus, welcher durch die Anastomose des R. palmaris profundus der A. radialis und des R. profundus des R. palmaris der A. interossea caudalis gebildet wird. Sie ziehen distal zwischen die Interosseus-Muskeln und enden mit der Anastomose zu den jeweiligen Aa. digitales palmares communes. Diese Gefäßvereinigungen befinden sich proximal der metakarpophalangealen Gelenke (Bezuidenhout 2013). Außerdem besteht zu den dorsalen Metakarpalarterien Kontakt über die Rami (Rr.) perforantes proximales und distales (Wai-bl et al. 2005).

1.2.31.2. Arteriae digitales palmares communes I–IV

Die Aa. digitales palmares communes I–IV entspringen aus dem Arcus palmaris superficialis, der wiederum vom R. palmaris superficialis der A. radialis, vom R. superficialis des R. palmaris der A. interossea caudalis und der A. mediana gebildet wird (Wai-bl et al. 2005). Die A. digitalis palmaris communis I kann auch aus der A. mediana entspringen. Nachdem die gemeinsamen palmaren Zehenarterien die Aa. metacarpeae palmares erhalten, setzen sie sich als oberflächliche GefäÙe fort. Nach einem kurzen Wegabschnitt teilen sie sich in die Aa. digitales palmares propriae axiales et abaxiales auf (Bezuidenhout 2013).

1.2.31.3. Arteriae digitales palmares propriae axiales/abaxiales

Als Fortsetzung der gemeinsamen palmaren Zehenarterien versorgen sie die angrenzenden palmaren Seiten von benachbarten Zehen. Die Aa. digitales palmares propriae axiales sind die hauptversorgenden Gefäße der Zehen, während die abaxialen Gefäße kleiner sind. Im dritten Zehenglied anastomosieren die axialen und abaxialen Gefäße. Die A. digitalis palmaris V abaxialis ist ein lateraler Ast des Arcus palmaris profundus oder eine direkte Fortsetzung der A. interossea caudalis distal des Gefäßbogens (Bezuidenhout 2013). Die Arterien der palmaren Gefäßgruppe sind in Abbildung 4 abgebildet.

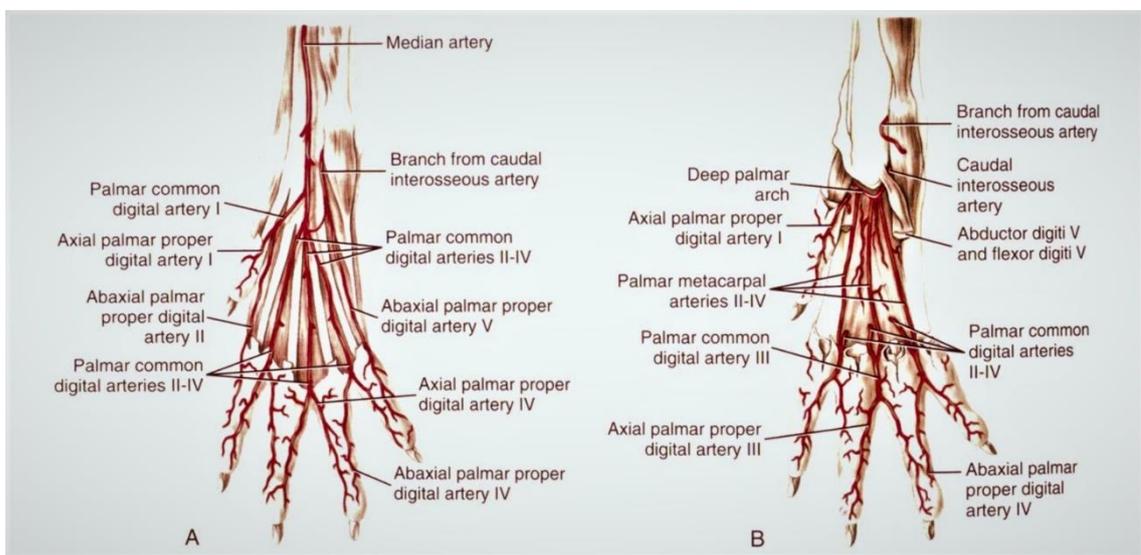


Abbildung 4: Oberflächliche (A) und tiefe (B) Arterien der Vorderpfote in palmarer Ansicht (aus Bezuidenhout 2013).

1.2.31.4. Arteriae metacarpeae dorsales II–IV

Die Aa. metacarpeae dorsales II–IV entspringen aus dem Rete carpi dorsale, das sich aus dem R. carpeus dorsalis der A. radialis, dem R. interosseus der A. interossea caudalis und der A. ulnaris zusammensetzt. Sie sind die kleinsten metakarpalen Arterien. Nach proximal entsenden sie Äste zum Arcus palmaris profundus und anastomosieren über perforierende Äste proximal und distal mit den Aa. metacarpeae palmares. Sie enden am distalen Metakarpus, indem sie mit den korrespondierenden Aa. digitales dorsales communes anastomosieren (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013).

1.2.31.5. Arteriae digitales dorsales communes I–IV

Die A. antebrachialis superficialis cranialis ist das Ursprungsgefäß der dorsalen gemeinsamen Zehenarterien. Die A. digitalis dorsalis communis I entspringt aus dem medialen Ast und die Aa. digitales dorsales communes II–IV entstammen aus dem lateralen Ast des Ursprungsgefäßes. Nach Ergänzung der dorsalen Metakarpalarterien teilen sie sich in die Aa. digitales dorsales propriae auf (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013).

1.2.31.6. Arteriae digitales dorsales propriae axiales/abaxiales

Diese kleinen Arterien laufen nach dorsal auf die angrenzenden Seiten benachbarter Zehen und ziehen bis zu den Krallen. Die A. digitalis dorsalis V abaxialis ist die distale Fortsetzung des dorsalen Astes der A. ulnaris auf der lateralen Karpusseite (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013). Die Arterien der dorsalen Gefäßgruppe sind in Abbildung 5 abgebildet.

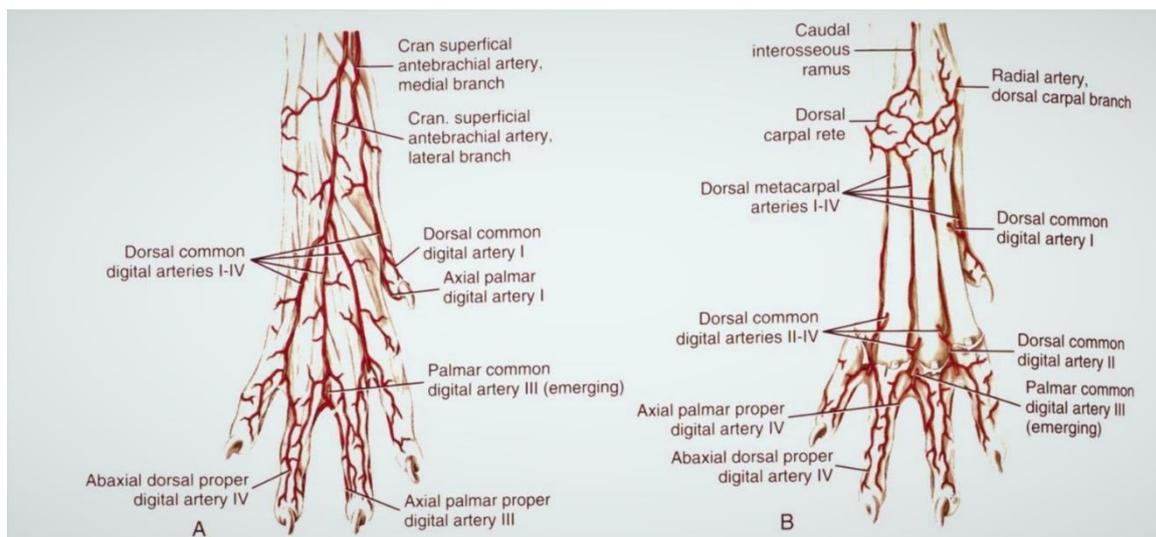


Abbildung 5: Oberflächliche (A) und tiefe (B) Arterien der Vorderpfote in dorsaler Ansicht (aus Bezuidenhout 2013).

2. Computertomographie

Seit der Entwicklung des ersten Computertomographen 1972 durch Sir Godfrey Hounsfield hat sich die Computertomographie (CT) immer mehr als wesentlicher Bestandteil der bildgebenden Diagnostik in der Medizin entwickelt (Jackson und Thomas 2009). Die Computertomographie war die erste tomographische Technik, die die Rechenleistung eines Computers und die medizinische Bildgebung kombinierte und somit die Ära der digitalen Bildgebung ins Rollen brachte (Ohlerth und Scharf 2007). Mit der CT entstehen überlagerungsfreie Schichtbilder des Patientenkörpers, die Einblicke in die Anatomie ermöglichen, die die konventionelle Röntgendiagnostik nicht liefern kann (Flohr 2011b).

2.1. Aufbau und Funktionsweise eines Computertomographen

Die modernen CT-Geräte bestehen im Wesentlichen aus der rotierenden Gantry, auf der Röntgenstrahler, Generator, Detektor und Kollimator untergebracht sind. Ein weiterer Bestandteil ist der Patiententisch, der für eine genaue Positionierung des Patienten und einen kontinuierlichen Vorschub des zu untersuchenden Körperbereichs sorgt (Abbildung 6). Hinzu kommen Übertragungssysteme von Steuerungs- und Messsignalen zwischen dem stationären und dem rotierenden Element der Gantry. Wichtig für die Steuerung des CT-Geräts und die Bildrekonstruktion sind spezielle Computersysteme. Zur Vermeidung der Geräteüberhitzung sind zusätzlich Kühleinheiten erforderlich (Flohr 2011a). In den folgenden Unterabschnitten werden nun wichtige Komponenten in ihrem Aufbau und ihrer Funktion genauer beschrieben.

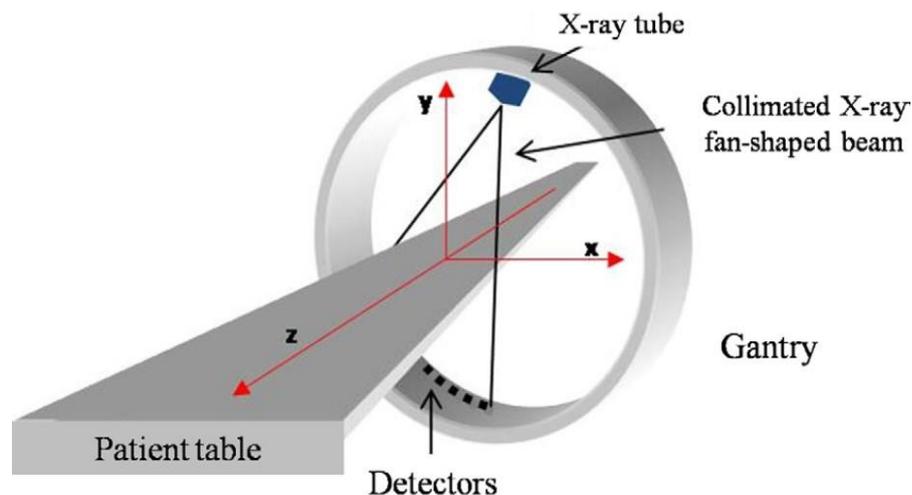


Abbildung 6: Einfache Darstellung eines CT-Geräts (aus Bertolini und Prokop 2011).

2.1.1. Röntgenstrahler und Generator

Bei einem Röntgenstrahler stehen sich in einem Vakuumgefäß eine Kathode und eine Anode gegenüber, wobei entweder die Anode rotiert (Drehanodenstrahler) oder die Kathode mit dem gesamten Röhrengehäuse (Drehgehäusestrahler). Durch die elektrische Erwärmung der Kathode werden Elektronen Richtung Anode emittiert und durch eine hohe Spannung von 80 bis 140 Kilovolt (kV) beschleunigt. Sobald die Elektronen auf einem Brennfleck der Anode auftreffen, wird Bewegungsenergie frei, die wiederum in Röntgenstrahlung umgewandelt wird. Bei diesem Vorgang entsteht in der Anode sehr viel Wärme, weshalb ein schnelles Herunterkühlen wichtig ist, um die Leistung und die Wiederholungsraten des Computertomographen hochzuhalten. Dies wird vor allem im Modell des Drehgehäusestrahlers ermöglicht, wo die Anode in der Außenwand inkludiert ist und so eine große Kontaktfläche mit der Kühlflüssigkeit hat. Der in der Gantry an den Röntgenstrahler angeschlossene Generator sorgt für die notwendige elektrische Leistung des Röntgenstrahlers. Die benötigte Röhrenspannung ist dabei vom Benutzer wählbar. Wählt man eine niedrige Röhrenspannung, erhöhen sich die Kontraste im Bild und die Strahlendosis wird reduziert. Bei höheren Spannungen reduzieren sich die Aufhärtungsartefakte und größere Leistungsreserven sind verfügbar, was beispielsweise bei adipösen Patienten von Vorteil ist (Flohr 2011a).

2.1.2. Detektor

In den modernen CT-Scannern befinden sich die Detektorelemente auf der gegenüberliegenden Gantryseite des Röntgenstrahlers und rotieren mit diesem um die Längsachse des Patienten. Die Detektorelemente, die entweder mit Xenon-Gas gefüllte Kammern sind oder Szintillationsdetektoren aus Keramik oder Kristall darstellen, können die auftreffende Röntgenstrahlung absorbieren und in sichtbares Licht umwandeln. Das Licht wird durch eine Silizium-Photodiode in Strom umgewandelt, der wiederum in ein digitales Signal umgesetzt wird (Ohlerth und Scharf 2007, Flohr 2011b).

In den 1970er Jahren wurden vier verschiedene Generationen von CT-Scannern entwickelt, von welchen heutzutage die dritte und vierte Generation in der tierärztlichen Praxis vertreten sind (Ohlerth und Scharf 2007). Bei den heutigen Mehrzeilen- oder Multidetektorgeräten (MDCT = Multidetektor-CT) der dritten Generation liegen die Detektorelemente nicht nur in einer Reihe nebeneinander, sondern werden durch weitere Detektorreihen in Patientenlängsrichtung (z-Richtung) ergänzt. Das 1998 entwickelte vierreihige CT-System wurde über die Jahre auf u. a. 16-, 32-, 64- bis zu 320-Detektorreihen

erweitert, womit sich die Rotationszeit auf weniger als 0,27 s verkürzte (Bertolini und Prokop 2011). Die multiplen Detektorreihen können mehrere Schichten pro Röhrendrehung erfassen, wodurch mehr Bildmaterial in kurzer Zeit entstehen kann. Bei einem heutigen Spiral-CT nimmt der Röntgenstrahlfächer durch einen kontinuierlichen Tischvorschub während der Röntgenbestrahlung die Form einer Helix oder Spirale an, was in Abbildung 7 bildlich dargestellt ist. Sowohl die kontinuierliche Aufnahme als auch die mehrzeiligen Detektoren machen die heutigen CT-Geräte schneller und effizienter (Ohlerth und Scharf 2007, Jackson und Thomas 2009). Vor allem in der praktischen CT-Anwendung in der tiermedizinischen Klinik ist dies von großem Vorteil, da hier die meisten Patienten anästhesiert werden müssen, um das Tier optimal auf dem Patiententisch zu positionieren und Bewegungsartefakte zu verhindern (Bertolini und Prokop 2011). Eine kürzere Untersuchungszeit reduziert demnach die gesamte Narkosezeit des Patienten und ist somit schonender für den Organismus.

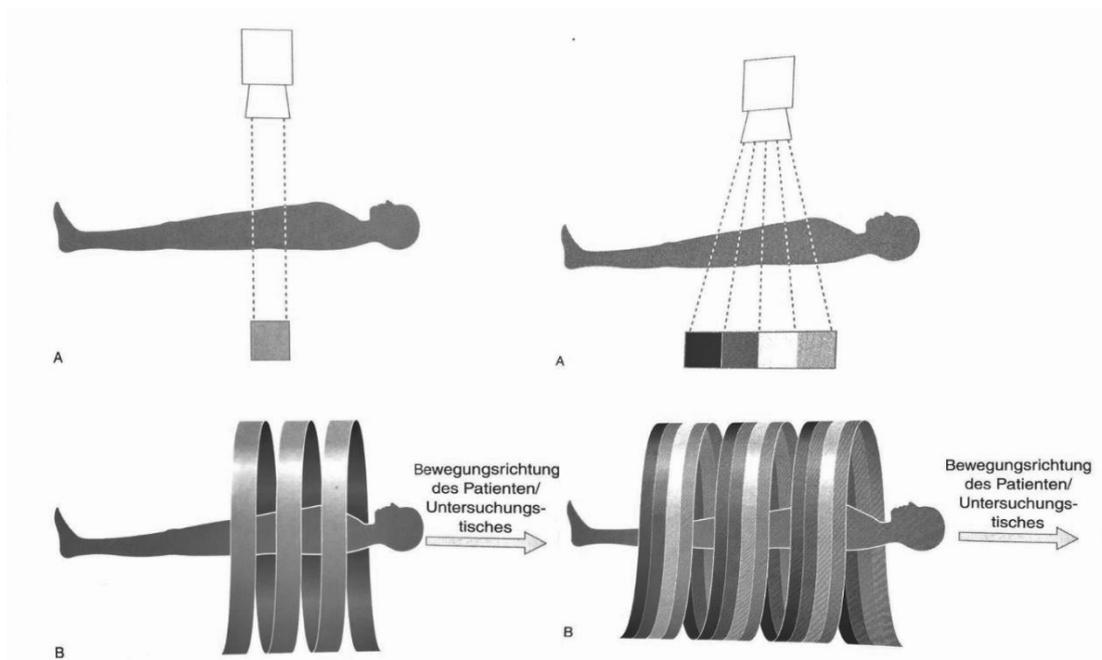


Abbildung 7: Links: Einzelzeilen-Spiral-CT; rechts: Mehrzeilen-Spiral-CT. Die A-Bilder zeigen jeweils den Strahlengang durch den Patienten und bis zu den Detektoren an, rechts fächerförmig auf einen vierzeiligen Detektor. Die B-Bilder zeigen eine helixförmige Röntgenstrahlbewegung bei kontinuierlich drehender Röntgenröhre und gleichzeitigem Tischvorschub (aus Jackson und Thomas 2009).

2.1.3. Kollimatoren

Unter Kollimatoren versteht man Blenden, die sich zum einen am Röntgenstrahler befinden und zum anderen an den Detektorelementen. Am Röntgenstrahler sorgen die Kollimatoren für einen fokussierten und räumlich begrenzten Strahlenfächer und an den Detektoren schirmen die Blenden vor störenden Streustrahlen ab (Stolzmann und Götti 2011).

2.1.4. Patiententisch

Auf dem Untersuchungstisch wird der Patient, je nach klinischer Fragestellung, in gewünschter Position gelagert. Dabei dient ein lineares Lichtvisier als Orientierungshilfe, um die Medianebene des Körpers mittig auf dem Untersuchungstisch zu positionieren und die Schichtposition einzustellen. Beim CT-Scan mit der Spiral-CT-Technologie erfolgt ein automatischer, kontinuierlicher Tischvorschub (Laubenberger und Laubenberger 1999).

Die jeweilige Patientenposition auf dem Untersuchungstisch wird mit Abkürzungen von englischen Lagebezeichnungen nach DICOM-Standard (Digital Imaging and Communications in Medicine) angegeben. Dabei bezieht sich die Lageangabe des Patienten auf die Ausrichtung zur Gantry. Das bedeutet, wenn der Patient beispielsweise in Rückenlage mit dem Kopf voran zur Gantry positioniert wird, benutzt man die Abkürzung HFS (Head First-Supine). In Tabelle 1 sind weitere Patientenpositionen und deren Abkürzungen nach DICOM-Standard angegeben (National Electrical Manufacturers Association 2019).

Tabelle 1: Lagebezeichnungen und deren jeweilige Abkürzung der Patientenposition auf dem Untersuchungstisch nach DICOM Standard.

Lagebezeichnung	Abkürzung	Deutsche Bezeichnung
Head First Prone	HPR	Bauchlage, Kopf voran
Head First Supine	HSP	Rückenlage, Kopf voran
Feet First Prone	FPR	Bauchlage, Füße voran
Feet First Supine	FSP	Rückenlage, Füße voran

2.1.5. Rechnersystem

Das Computersystem des CT-Geräts steuert zentral die Röntgenröhre, die Detektoren und den Lagerungstisch. Die erfassten Messdaten werden verarbeitet und gespeichert und die errechneten Rohbilder werden auf einem Monitor dargestellt und an ein digitales Bildarchiv übertragen (Laubenberger und Laubenberger 1999).

2.1.6. Bediensystem

In einem strahlengeschützten Raum (Kontrollraum) befindet sich ein Bedienpult, das aus Tastatur und Funktionstasten besteht und dem Benutzer die Steuerung des Computertomographen ermöglicht. Die CT-Bilder werden auf einem Monitor bereitgestellt, wo die weitere Bearbeitung und Auswertung erfolgt (Laubenberger und Laubenberger 1999).

2.2. Bildentstehung

Jede CT-Schicht wird in 512 x 512 Volumenelementen (Voxel) unterteilt. Während des CT-Scans wird dabei jedes Voxel vielfach von Röntgenphotonen durchstrahlt, wobei die Intensität jedes Röntgenstrahls durch die verschiedenen Gewebedichten unterschiedlich stark reduziert wird. Der Detektor, der die Röntgenstrahlen empfängt, zeichnet dabei die geschwächte Intensität jedes Nadelstrahls auf. So entsteht für jedes Voxel ein individueller Schwächungswert bzw. Dichtewert, der in einen Grauwert übersetzt wird und im entsprechenden Pixel des zweidimensionalen (2D) CT-Bilds dargestellt wird.

Jeder Grauwert eines Pixels in einem CT-Bild wird einem bestimmten Zahlenwert (CT-Wert) zugeordnet, der den Durchschnittswert aller Schwächungswerte innerhalb des zugehörigen Voxels darstellt. Dieser Wert wird auf einer Skala mit Hounsfield-Einheiten (HE) nach Sir Godfrey Hounsfield angegeben und mit dem Schwächungswert von Wasser verglichen, der immer 0 HE ist. Die CT-Werte der verschiedenen Organe und Gewebe können sehr unterschiedlich sein, sind jedoch auch abhängig von der eingestellten Spannung der Röntgenröhre (Jackson und Thomas 2009, Flohr 2011b). In Abbildung 8 sind einige Organe und ihre CT-Werte auf einer HE-Skala angegeben.

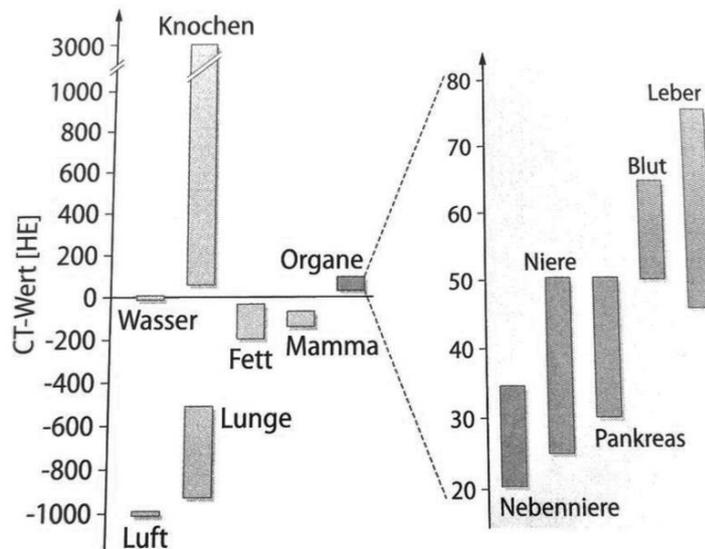


Abbildung 8: HE-Skala mit den verschiedenen Dichtebereichen der Organe. Als Nullpunkt dient die Dichte des Wassers. Luft hat immer einen HE-Wert von -1000 (aus Flohr 2011).

2.3. Akquisitionsparameter

Die Bild-Rohdaten, die bei einem CT-Scan entstehen, werden bereits vor der CT-Untersuchung durch verschiedene Parameter angepasst, um für eine bestimmte klinische Fragestellung das optimale Untersuchungsprotokoll zu erbringen. Die verschiedenen Akquisitionsparameter sollen hier kurz beschrieben werden.

2.3.1. Schichtkollimation

Mit der Schichtkollimation (SC) lässt sich die Schichtdicke für die Aufnahme des CT-Datensatzes einstellen. Die Schichtdickenangaben beziehen sich stets auf das Drehzentrum des CT-Geräts. Bei den Mehrschichtdetektoren erhält man verschieden dicke kollimierte Schichten durch das Einstellen der Gesamtbreite des Strahlenprofils mit der röhrenseitigen Blende und durch die elektrische Kombination von den Signalen mehrerer Detektoren in Patientenlängsrichtung. Die kollimierte Schichtdicke gibt außerdem das Minimum der späteren Rekonstruktionsschichtdicke an (Dalrymple et al. 2005).

2.3.2. Pitch

Unter dem Pitch (p) wird der Tischvorschub pro Gantry-Rotation (TF) im Verhältnis zur Breite des Strahlenfächers in Patientenlängsrichtung verstanden. Er ist definiert als:

$$p = \text{TF} / \text{Strahlenfächerbreite in Patientenlängsrichtung}$$

Bei der Einzelschicht-CT entspricht die Breite des Strahlenfächers in Patientenlängsrichtung der kollimierten Schichtdicke (SC). In der Mehrschicht-CT wird hingegen die Gesamtbreite aller kollimierten Detektorzeilen eingesetzt ($n \times SC$). Der resultierende p-Wert gibt an, ob die Datenaufnahme überlappend ($p < 1$) oder lückenhaft ($p > 1$) stattfindet. Ein höher gewählter Pitch bewirkt zwar eine reduzierte Untersuchungszeit und Strahlendosis, führt jedoch zu einer geringeren Bildauflösung.

2.3.3. Volumenpitch

Im Gegensatz zum Pitch wird beim Volumenpitch (p_{vol}) nicht die Anzahl der Detektorzeilen miteinbezogen. So ergibt sich folgende Formel: $p_{vol} = TF / SC$

2.3.4. Rotationszeit

Als Rotationszeit wird die Zeit T (ms) verstanden, die für eine vollständige Rotation der Gantry benötigt wird. Sie beeinflusst die Dauer des CT-Scans und die zeitliche Bildauflösung.

2.3.5. Röhrenstrom

Der Röhrenstrom (mA) dient dem Erwärmen der Kathode des Röntgenstrahlers. Das Röhrenstrom-Zeit-Produkt (mAs) ist das Produkt aus Röhrenstrom und Rotationszeit und wird oft als Belichtung bezeichnet.

2.3.6. Röhrenspannung

Für die Elektronenbeschleunigung innerhalb des Röntgenstrahlers zwischen Kathode und Anode wird eine gewisse Röhrenspannung (kVp) benötigt. Damit werden die Photonenenergie und das Spektrum der Röntgenstrahlung festgelegt. (Stolzmann und Götti 2011)

2.4. Bildrekonstruktion

Die generierten transversalen Bilddaten des CT-Scans können durch spezielle Parameter rekonstruiert werden. Die möglichen Bearbeitungsschritte sollen im Folgenden beschrieben werden.

2.4.1. Wahl des Faltungskerns

Um aus dem Schwächungsprofil, das bei einer Röntgenbestrahlung der Voxel aus verschiedenen Winkelrichtungen entsteht, ein Bild zu erzeugen, findet eine Rückprojektion dieses Schwächungsprofils statt. Dabei entsteht ein unscharfes und verwaschenes Abbild

des bestrahlten Objekts. Daher müssen die Schwächungsprofile vor der Rückprojektion komplexen rechnerischen Rekonstruktionsalgorithmen (sog. Faltungskerne) unterzogen werden, um scharfe und überlagerungsfreie Bilder herzustellen.

Die Wahl eines geeigneten Faltungskerns ist eine wichtige Stellgröße, mit der man die Darstellungsweise der rekonstruierten Schnittbilder beeinflussen kann. Dabei kommt es darauf an, auf welche Gewebestrukturen man in der Untersuchung den Fokus legen möchte. Zur optimalen Darstellung von Geweben mit hohem Kontrast, wie Knochen- oder Lungengewebe, eignen sich hochfrequente Faltungskerne, die ein scharfes Bild errechnen. Bei Siemens-Geräten wäre das beispielsweise ein B60 oder ein B70 Kern. Hierbei entsteht eine hohe Bildschärfe mit trennscharf abgebildeten Kanten, jedoch auch ein hohes Bildrauschen. Weiche Faltungskerne, z. B. B30, eignen sich dagegen für Weichteilorgane wie die Leber. Man erhält hier eine geringere Bildschärfe und eine reduzierte Trennschärfe bei homogener Darstellung der Strukturen, was einen besseren Weichteilkontrast liefert und somit feine Dichteunterschiede in großflächigen Strukturen (z. B. Leberläsionen) besser darstellt (Flohr 2011b).

2.4.2. Rekonstruktionsinkrement

Unter Rekonstruktionsinkrement (RI) versteht man die wählbaren Schichtabstände der Einzelbilder aus einem akquirierten Datensatz. Wählt man retrospektiv ein kleineres Inkrement als die Schichtdicke, überlappen sich die Schnittbilder, was die Diagnosestellung wesentlich erleichtert. Die Schichtabstände werden standardmäßig in Millimeter angegeben (Stolzmann und Götti 2011).

2.4.3. Schichtdicke

Die rekonstruierte Schichtdicke legt die einzelne Schnittbilddicke für die Bildauswertung fest. Die kleinstmögliche Schichtdicke wird dabei schon zuvor durch die verwendete Detektorkollimation bestimmt. Somit können nur Schnittbilder mit gleicher oder größerer Schichtdicke rekonstruiert werden (Stolzmann und Götti 2011).

2.5. Nachbearbeitung und Betrachtung der Schnittbilder

Die Nachbearbeitung ermöglicht dem Kliniker die CT-Bilder nach seinem diagnostischen Interesse individuell einzustellen. Diese Nachbearbeitungen und Betrachtungsweisen können während der Untersuchung einer Schnittbild-Studie immer wieder verändert und angepasst werden. Nachstehend wird beschrieben, wie die CT-Werte und die Betrachtungsweise von CT-Bildern eingestellt werden können.

2.5.1. Fenstereinstellung

Die CT-Werteskala eines CT-Bilds beinhaltet über 4000 Grauwerte, die durch das menschliche Auge bei zeitgleicher Abbildung visuell nicht unterschieden werden können. Für die Bildbetrachtung und -interpretation wird nur eine begrenzte Anzahl an Hounsfield-Einheiten für eine bestimmte Gewebeart angezeigt, worunter man die Fenstereinstellung versteht. Dabei stellt man die Fensterbreite und die Fensterlage ein. Die Fensterlage (center) ist die zentrale Hounsfield-Einheit von allen Grauwerten der gesamten Fensterbreite und sollte im HE-Bereich des betreffenden Gewebes liegen. Die Fensterbreite (width) grenzt das HE-Spektrum der Grauwerte ein und stellt relevantes Gewebe in unterschiedlichen Grauwerten dar. Falls im Schnittbild Organe erscheinen, deren CT-Wert unterhalb der Fensterbreite liegen, erscheinen sie schwarz und bei CT-Werten oberhalb der Fensterbreite werden sie weiß dargestellt. Bei manchen Körperregionen ist es notwendig, sie in verschiedenen Fenstereinstellungen zu betrachten, da sie durch ihre unterschiedlichen Gewebedichten einen sehr weiten Bereich von CT-Werten haben. Beispielsweise werden beim Thorax sehr hohe Fensterwerte für das Lungenfenster gewählt und niedrige Werte für das Weichteilgewebe des Mediastinums (Jackson und Thomas 2009, Flohr 2011b).

2.5.2. 2D-Betrachtung

Um möglichst viel Information aus den gewonnenen Schnittbildern zu ziehen, sollte nicht nur die transversale Standardebene betrachtet werden. Bei der Ansicht im interaktiven Querschnitt (Abbildung 9) kann der Nutzer die Schnittebene individuell in Echtzeit einstellen, was ein ähnliches Prinzip wie bei der Sonographie darstellt (Bertolini und Prokop 2011). Die Multiplanare Reformation (MPR) ist die einfachste Darstellung der generierten CT-Bilder, die mit einem Voxel Schichtdicke erstellt wird. Idealerweise sind die Voxel in jeder Ebene isotrop, demzufolge von gleicher Größenordnung ($x = y = z$), dass das rekonstruierte Schnittbild in jeder Ebene praktisch identisch zum transversalen Originalbild ist und die räumliche Auflösung gleich bleibt (Lipson 2006, Bertolini und Prokop

2011). Neben den transversalen Primärbildern kann man dabei die Bilder in dorsaler, sagittaler und beliebig gewählter (oblique) Schnittebene betrachten, welche in Abbildung 9 wiedergegeben werden. Die Betrachtung von dreidimensional verlaufenden Organen, wie beispielsweise Darm oder Blutgefäßen, die nicht in einer einzigen Schnittbildene liegen, gestaltet sich schwierig durch ungünstig angeschnittene Winkel. In solchen Fällen eignet sich z. B. die gekrümmte MPR (englisch: CPR, Curved Planar Reformation), bei der man eine beliebige Rekonstruktionsfläche an die zu untersuchende Zielstruktur manuell definieren kann (Rubin 2003, Fornaro 2011). Die Nachteile sind hierbei der Zeitaufwand für die Definition der Rekonstruktionsfläche und die Anfälligkeit für Fehlpositionierung der Zielkurve. Wird die Zielstruktur durch die eingezeichnete Kurve verfehlt, können sogenannte Pseudostenosen entstehen und zu falschen Diagnosen führen (Rubin 2000). Um Strukturen, wie z. B. den Gefäßbaum, umfassender und ohne Überlagerungen durch andere Strukturen darzustellen, eignet sich die Dickschicht-MPR (Thick-Slab-MPR), bei der die Schichtbreite aus mehr als einem Voxel besteht (Lipson 2006, Fornaro 2011).

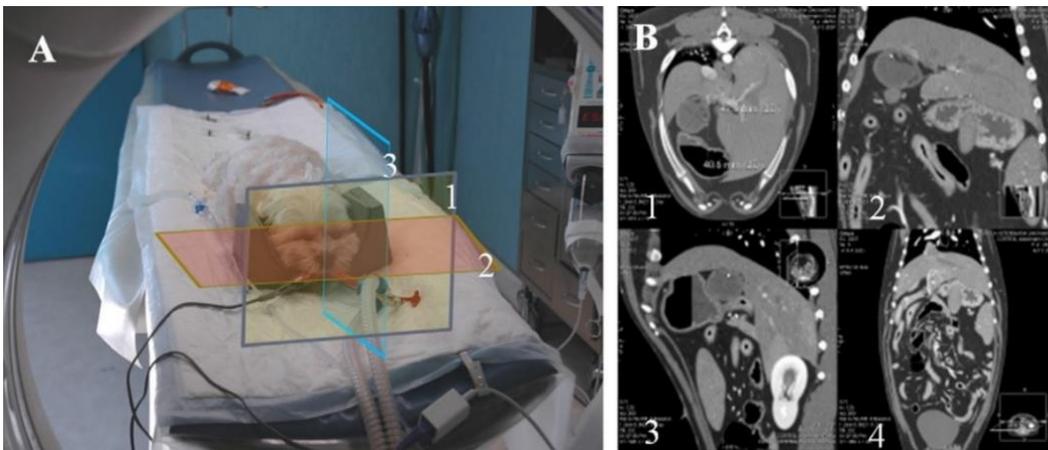


Abbildung 9: Bild A: transversale (1), dorsale (2) und sagittale (3) Schnittebene schematisch am Patienten dargestellt. Bild B zeigt ein transversales (1), obliques (2), sagittales (3) und dorsales (4) CT-Schnittbild in der MPR-Darstellung (aus Bertolini und Prokop 2011).

2.5.3. 3D-Verfahren

Neben der 2D-Querschnittbetrachtung ist die 3D-Technik das meist genutzte Verfahren im klinischen Alltag (Bertolini und Prokop 2011). Die Wahl der 3D-Darstellung ist abhängig von der klinischen Information, die der Radiologe auswerten möchte und der

persönlichen Präferenz, die sich mit der Erfahrung immer wieder ändern und entwickeln kann (Lipson 2006).

2.5.3.1. Projektion der maximalen Intensität (Maximum Intensity Projection, MIP)

Das MIP-Projektionsverfahren ist die am weitesten verbreitete Technik, um Strukturen mit hohen Dichtewerten, wie z. B. kontrastmittelangereicherte Blutgefäße, bei der CT-Angiographie zu visualisieren. Dabei wird ein Computeralgorithmus angewendet, bei dem jedes Voxel entlang von Parallellinien durch das Bildvolumen bewertet wird und die Voxel mit den höchsten CT-Werten im resultierenden Bild dargestellt werden (Heath et al. 1995, Calhoun et al. 1999, Lipson 2006). So konzentriert sich die entstandene Bildprojektion auf die hellsten sichtbaren Strukturen, die in ihrer Gesamtheit erkennbar gemacht werden und enthält nur höchstens 10 % der ursprünglichen Daten (Heath et al. 1995, Rubin 2000). Schwierigkeiten bei der Auswertung können durch die Überlagerung von anderen dichten Strukturen wie Knochen oder durch den Verlust der räumlichen Orientierung entstehen (Rubin 2000, Fornaro 2011).

2.5.3.2. Oberflächendarstellung (Shaded Surface Display, SSD)

Bei der Oberflächendarstellung werden die Strukturen, die von Interesse sind, fragmentiert und ein 3D-Oberflächenmodell erstellt (Fornaro 2011). Bei der Segmentierung wird ein Schwellenwert festgesetzt, der Objekte außerhalb dieses Bereichs ausgrenzt. Die unterschiedlichen Dichtewerte werden in verschiedenen Grautönen dargestellt, um Oberflächenreflexionen und Schatten durch eine imaginäre Lichtquelle zu imitieren. So ergibt sich eine dreidimensionale Darstellung von einzelnen Organoberflächen mit multiplen Blickwinkeln (Magnusson et al. 1991, Rubin et al. 1994, Laubenberger und Laubenberger 1999). Ein Nachteil der SSD-Projektion ist eine limitierte Dateninterpretation, die durch den willkürlich gewählten Schwellenwert resultiert. Gefäßablagerungen können so beispielsweise in denselben Schwellenbereich fallen wie das Gefäß selbst und als eine lokale Gefäß Erweiterung statt als Stenose erkannt werden (Drebin et al. 1988, Rubin et al. 1994).

2.5.3.3. Volumengraphik (Volume Rendering Technique, VRT)

In den letzten Jahren hat sich die VR-Technik als nützlichste und vielseitigste 3D-Technik herauskristallisiert, die in allen Arten von CT-Untersuchungen ihre Verwendung findet. Ein großer Vorteil dieser Bildtechnik ist, dass sie verschiedene Gewebearten nebeneinander darstellen kann, ohne Bildinformation auszuschließen. Dies bietet dem Untersucher mehr Information und somit potenziell mehr Nutzen für den klinischen Einsatz (Lipson

2006). Ähnlich wie bei der MIP erfolgt die Abbildung des CT-Datensatzes durch ein Projektionsverfahren. Im Gegensatz zur MIP trägt hier jedoch jedes einzelne Voxel, das von einem virtuellen Strahl geschnitten wird, zur Abbildung bei und nicht nur die Voxel mit den hohen CT-Werten, wodurch die räumliche Beziehung erhalten bleibt. Das rekonstruierte 3D-Bild weist jedem Voxel einen Dichtewert zu, der auf der jeweiligen Hounsfield-Einheit basiert. Die Dichtewerte können dann als spezifisches Gewebe klassifiziert und dargestellt werden (Drebin et al. 1988, Calhoun et al. 1999, Lipson 2006, Fornaro 2011).

2.6. Verwaltung und Archivierung der Bilddaten

Für die heutige digitale Bilderzeugung in der Radiologie benötigt es auch ein digitales Speichersystem, in dem das hohe Datenvolumen sicher verwaltet und schnell zugriffsbereit für sämtliche klinische Abteilungen zur Verfügung steht. Speicherfilme sind in diesen Zeiten schon längst keine Option mehr (Rubin 2000). Diverse Hersteller medizintechnischer Bildgebungsprodukte entwickelten daher ein digitales, meist serverbasiertes Archivsystem, das sog. PACS (Picture Communication and Archiving System), um die CT-Bilder im Patientenkontext speichern zu können. Jedes Bild, welches das PACS von einer Modalität wie z. B. dem CT-Gerät erhält, wird als Bilddatei im DICOM-Format strukturiert nach Studie gespeichert (Asendorf und Wildermuth 2011).

DICOM ist der allgemein übliche Bildformatstandard zum Austausch und zur Speicherung von Bilddaten in der Medizin. Es wird sowohl innerhalb einer Einrichtung zwischen den Geräten verwendet, z. B. zwischen Röntgen und PACS oder zwischen CT und PACS, als auch zwischen verschiedenen medizinischen Institutionen. Dieser Standard wurde in seiner ersten Version 1985 vom American College of Radiology (ACR) in Zusammenarbeit mit der National Electrical Manufacturers Association (NEMA) veröffentlicht, mit dem Zweck, Bilddaten zwischen verschiedenen Herstellersystemen speichern und austauschen zu können (Bidgood Jr und Horii 1992, Mustra et al. 2008).

3. Computertomographische Angiographie

Seit der ersten klinischen Anwendung in den frühen 1990er Jahren hat die Computertomographische Angiographie (CTA) einen erheblichen Einfluss auf die diagnostische Gefäßbildgebung. Spätestens seit der Einführung des MDCT und dessen stetige technische Weiterentwicklung ist die CTA als zügige, minimalinvasive und qualitativ hochwertige Bildgebung unentbehrlich (Fleischmann et al. 2005, Schindera und Szücs-Farkas 2011).

3.1. Grundlagen

Das Prinzip der CT-Angiographie beruht auf einer hohen vaskulären Kontrastierung durch einen in der Regel venös verabreichten Kontrastmittelbolus. Der Begriff Bolus beschreibt die Gabe des Kontrastmittels innerhalb eines kurzen Zeitintervalls, um eine schnelle Anflutung zu erreichen. Dabei soll eine venöse Überlappung möglichst vermieden werden, um die Arterien in ihrem Verlauf optimal darzustellen (Schindera und Szücs-Farkas 2011). Speziell bei der CTA ist es das Ziel, dass eine angemessene Kontrastmitteleanreicherung im gewünschten Gefäßareal zeitlich mit dem CT-Scan zusammentrifft (Cademartiri et al. 2002, Fleischmann 2005). Das intravenös verabreichte Kontrastmittel (KM) gelangt über die venöse Blutbahn in das rechte Herz, in den Lungenkreislauf, in das linke Herz, bis es dann den zentralen arteriellen Körperkreislauf erreicht. Um den richtigen Zeitpunkt des CT-Scans zu erwischen, ist es wichtig die Bolusgeometrie des injizierten Kontrastmittels zu kennen. Diese beschreibt das Anreicherungsverhalten des Kontrastmittels in einem zuvor gewählten Untersuchungsbereich, was sich graphisch in einer Zeit-Dichte-Kurve darstellen lässt. Eine optimale Zeit-Dichte-Kurve ist ein rascher arterieller Dichteanstieg, gefolgt von einer möglichst langen Plateauphase für die CT-Untersuchung und einem raschen Dichteabfall nach erfolgtem Scan. Die tatsächliche Bolusgeometrie sieht in der Praxis jedoch anders aus: Nach der KM-Injektion erfolgt ein kontinuierlicher Anstieg der arteriellen Dichte bis zum Maximalwert und ein nachfolgender stetiger Dichteabfall. Der CT-Scan sollte hier kurz vor und kurz nach dem Erreichen des Maximalwerts stattfinden (Cademartiri et al. 2002). Die optimale und die tatsächliche Kurve sind in Abbildung 10 nebeneinander dargestellt. Es gibt verschiedene Faktoren, die die Bolusgeometrie beeinflussen können und sich somit auch auf den Verlauf der Zeit-Dichte-Kurve auswirken. Diese Einflussfaktoren werden im Abschnitt 3.1.3 beschrieben.

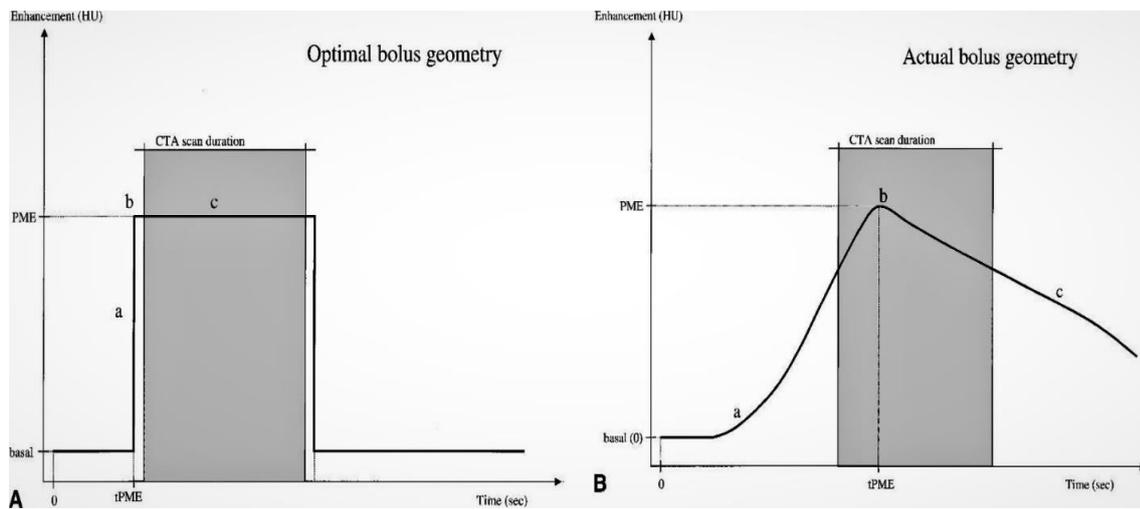


Abbildung 10: **A)** Optimale Bolusgeometrie: Nach Injektion steigt die arterielle KM-Anreicherung direkt an (a), bis der HE-Maximalwert kurz vor Scanstart erreicht ist (b) und wird während der Scanphase im stabilen Dichteplateau gehalten (c). Danach sinkt die HE-Dichte schnell wieder ab. **B)** Tatsächliche Bolusgeometrie: Nach Injektion steigt die arterielle KM-Dichte kontinuierlich an (a), bis sie ihren Maximalwert erreicht hat (b) und sie langsam, aber stetig wieder abnimmt (c). Der optimale Scanzeitpunkt ist hier kurz vor und kurz nach Erreichen des HE-Maximalwertes. PME = peak of maximum enhancement (maximaler Dichtewert), tPME = time to PME (Dauer bis zum Erreichen des Maximalwertes) (aus Cademartiri et al. 2002).

3.1.1. Eigenschaften der intravenösen Kontrastmittel

Kontrastmittel, die intravenös injiziert werden, dienen zur Dichteanhebung (Enhancement) von Gefäßen und Organen. Neben einer bestmöglichen Kontrastierung der Gefäße müssen diese Kontrastmittel noch andere Eigenschaften haben, welche die physiologische Verträglichkeit beim Patienten gewährleisten. Die wichtigsten physikochemischen Eigenschaften dieser Wirkstoffe sind die Osmolarität, die Viskosität, die Löslichkeit, die Hydrophilie und die elektrische Ladung (Stacul 2001). Vor allem das Risiko für eine kontrastmittelinduzierte Nephropathie kann durch die verschiedenen Eigenschaften beeinflusst werden (Davidson et al. 2006). Heutzutage werden bei der CTA hauptsächlich nichtionische, niederosmolare oder isoosmolare intravenöse Kontrastmittel verwendet, die eine Jodkonzentration von 270 bis 400 mg J/ml aufweisen (Wisner 2011). Jod hat als chemisches Element eine hohe Kernladungszahl und dadurch eine erhöhte Fähigkeit Röntgenstrahlen zu absorbieren (positives KM), wodurch die Gefäße im Gegensatz zum umliegenden Gewebe besonders hell erscheinen (Fleischmann 2005). In der Veterinärmedizin wird üblicherweise das jodhaltige, nichtionische, niederosmolare, monomere Iohexol als intravenöses (i.v.) Kontrastmittel in der CTA verwendet (Scarabelli et al.

2016). Bei der retrospektiven Studie von Scarabelli et al. (2016) wurden die physiologischen Reaktionen wie Herzfrequenz, Blutdruck und Atemfrequenz von 356 Hunden kurz nach der i.v.-Injektion von 2 ml/kg Iohexol vor einer CT-Untersuchung getestet. Dabei wurde eine geringgradige Bradykardie als häufigste Reaktion bei 33 Hunden beobachtet. Nur drei Hunde zeigten schwerwiegendere Reaktionen im Sinne von Exzitationen und Tachykardie, die aber entweder spontan oder mit entsprechender Medikation zurückgingen. Neben den Eigenschaften des Kontrastmittels sollte auch das Injektionsvolumen an die Nierenfunktion des Patienten angepasst werden. In der Humanmedizin fand man heraus, dass Volumina über 100 ml eines jodhaltigen Kontrastmittels das Risiko einer kontrastmittelinduzierten Nephropathie erhöhen (Davidson et al. 2006).

3.1.1.1. Elektrische Ladung

Bei der elektrischen Ladung von Kontrastmitteln unterscheidet man zwischen ionisch und nichtionisch. Der Vorteil von nichtionischen Kontrastmitteln ist, dass sie im Körper nicht dissoziieren und somit eine geringere Proteinbindung und Enzymhemmung aufweisen als die ionischen KM. Außerdem haben sie eine niedrige Osmolarität, näher dem physiologischen Bereich des Blutes. Dies erklärt die bessere Verträglichkeit und geringere Toxizität auf das Gefäßendothel (Herrmann et al. 1998). Im Jahre 1990 wurde eine der größten Studien zu den Nebenwirkungen von ionischen und nichtionischen KM beim Menschen vom Japanischen Komitee für Sicherheit von Kontrastmitteln veröffentlicht (Katayama et al. 1990). Hierbei wurden die zwei KM-Gruppen an 337.647 Personen getestet und auf Nebenwirkungen untersucht. Mögliche leichte Reaktionen waren Übelkeit, Vomitus, Pruritus, Hitzegefühl und Urtikaria. Zu den stärkeren Reaktionen zählten Hypotonie, Dyspnoe, Gesichtsoedem sowie Bewusstlosigkeit bis hin zum Herzstillstand. Die Schlussfolgerung der Autoren war, dass die i.v.-Applikation der nichtionischen KM sicherer ist. Auch eine versehentlich paravenöse Applikation von Kontrastmitteln führt beim Menschen bei nichtionischen KM zu keinen symptomatischen Gewebsreaktionen (Hopper 1996). In der Veterinärmedizin haben zwei Studien von Pollard et al. im Jahr 2008 ebenfalls gezeigt, dass das Auftreten von milden, moderaten und schwerwiegenden Reaktionen durch die Anwendung von nichtionischen KM gesenkt wird (Pollard und Pascoe 2008, Pollard et al. 2008).

3.1.1.2. Osmolarität und Viskosität

Die Osmolarität (mosmol/l) beschreibt wie viele osmotisch wirksame Teilchen in einer Volumeneinheit (Liter) Lösungsmittel gelöst sind (Dörner 2006). Mit den Begriffen

hochosmolar, niederosmolar und isoosmolar wird ausgedrückt, wie osmolar eine Lösung in Bezug auf die Osmolarität des Blutes ist. Die hochosmolaren Kontrastmittel sind ionische Monomere, die in der heutigen Medizin aufgrund ihrer Nebenwirkungen kaum noch Verwendung finden. Sie können zu Injektionsschmerzen, zu Hypotension, zur Steigerung kardialer Füllungsdrücke, zu Nierenfunktionsstörungen und zu Endothelschäden führen. All diese Effekte werden direkt durch die Osmolarität eines Kontrastmittels beeinflusst und sind bei nieder- und isoosmolaren KM deutlich weniger ausgeprägt, weshalb die Vertreter dieser KM-Gruppen wesentlich verträglicher für die Patienten sind (Stacul 2001). Zu den niederosmolaren Kontrastmitteln zählen nichtionische Monomere und ionische Dimere. Die Osmolarität dieser Kontrastmittel ist zwar im Vergleich zu ionischen Monomeren wesentlich niedriger, aber immer noch etwa doppelt so hoch wie die des Plasmas. Isoosmolare KM sind nichtionische Dimere, welche die gleiche Osmolarität wie Plasma haben (Stacul 2001). Der einzige Vertreter der nichtionischen Dimere, der für die klinische intravaskuläre Anwendung zugelassen ist, ist das Iodixanol, das in allen Jodkonzentrationen isoosmolar zu Blut ist (Davidson et al. 2006). In Abbildung 11 wird die Osmolarität, die in mosmol/kg H₂O (englisch: mOsm/kg H₂O) angegeben wird, von Iodixanol und anderen jodhaltigen Kontrastmitteln im Vergleich zu Blut graphisch nebeneinander gestellt.

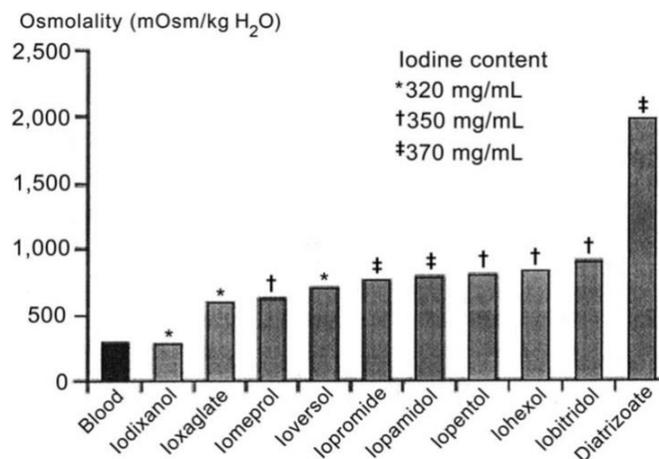


Abbildung 11: Osmolalität (mosmol/kg H₂O) der einzelnen jodhaltigen Kontrastmittel im Vergleich zu der Osmolalität des Blutes (aus Davidson et al. 2006).

Die Viskosität eines Kontrastmittels ist temperaturabhängig und im Allgemeinen niedriger bei höheren Temperaturen (Davidson et al. 2006), was u. a. der Grund ist, weshalb

die Kontrastmittel in der klinischen Anwendung vor der Injektion körperwarm temperiert werden.

3.1.2. Applikationstechniken des Kontrastmittels

Auch wenn durch die schnelleren Untersuchungszeiten mit den heutigen MD-Computertomographen viele Vorteile entstanden sind, wird der Untersucher vor neue Herausforderungen gestellt. Vor allem in der CT-Angiographie ist die zeitliche Abstimmung der Scanaufnahme und der Kontrastmittelinjektion von entscheidender Bedeutung. Der injizierte KM-Bolus kann komplett verpasst werden, wenn diese beiden Faktoren nicht zusammenspielen (Fleischmann 2005, Bertolini and Prokop 2011). Daher ist die Voraussetzung für eine erfolgreiche CT-Aufnahme eine optimale Synchronisation von der arteriellen KM-Passage und der CT-Datenerfassung (Cademartiri et al. 2002). Um den KM-Bolus zeitlich mit dem Scan abzustimmen, werden folgende drei Verfahren am häufigsten genutzt: Standardbolusverfahren, Testbolus-Verfahren und Bolus-Tracking (Cademartiri et al. 2004).

3.1.2.1. Standardbolusverfahren

Das Standardbolusverfahren ist die älteste und simpelste Methode der Kontrastmittelapplikation. Hierbei wird ein festgesetztes KM-Bolusvolumen in einer bestimmten Injektionsrate appliziert und nach einer festgelegten Zeitverzögerung (Delay) die CT-Untersuchung gestartet. Diese Methode erfordert einen hohen Erfahrungswert des Untersuchers und eine möglichst einheitliche, vorselektierte Patientengruppe, die keine pathologischen Herzkreislaufsituationen aufzeigt, um eine optimale Datenerfassung zu erreichen. Bei unterschiedlichen Patientengruppen mit ungewisser Herzkreislaufsituation sind individuellere Applikationstechniken besser geeignet (Hittmair et al. 1999). In der Veterinärmedizin findet dieses Verfahren für den klinischen Gebrauch wenig Verwendung, da die Anreicherungszeiten aufgrund der unterschiedlichen Körpermassen bei Hunden sehr variabel sind (Bosch et al. 2013). In der Humanmedizin empfehlen manche Autoren eine Injektionsrate von 3–5 ml/s und ein KM-Volumen von 90–150 ml, je nach Körperregion (Rubin et al. 1995, Prokop 2000).

3.1.2.2. Testbolus-Verfahren

Bei der Anwendung eines Testbolus wird eine kleine Menge von Kontrastmittel (normalerweise 15–20 % der KM-Gesamtdosis) mit derselben Flussrate wie der spätere Hauptbolus intravenös vorinjiziert. In einem ausgewählten Schnittbild, in dem sich das Gefäß aus dem Interessensgebiet befindet, wird mit Hilfe einer zuvor gesetzten Region of

Interest (ROI) die Ankunft des Testbolus im Gefäß mit niedrig dosierten Monitorscans beobachtet. Dabei wird die KM-Anreicherungskurve aufgezeichnet und die Zeit von der Testbolus-Injektion bis zum Erreichen des Höchstwertes der arteriellen KM-Anreicherung in der ROI festgehalten. Diese Zeitangabe wird genutzt, um die Zeitverzögerung zwischen Hauptbolus-Injektion und Beginn des CT-Scans im vaskulären Interessensgebiet festzusetzen (Cademartiri et al. 2002, Cademartiri et al. 2004). Der Vorteil dieses Verfahrens gegenüber eines festgelegten Scandelays ist, dass die Zeitverzögerung individuell auf den Patienten und seine aktuelle Kreislaufsituation angepasst wird (van Hoe et al. 1995). Ein Nachteil ist jedoch ein deutlicher Mehrverbrauch an Kontrastmittel (Cademartiri et al. 2004, Cassel et al. 2013). Außerdem ist umstritten, ob das Anflutungsverhalten des Testbolus und dessen Anreicherungszeit uneingeschränkt auf den wesentlich großvolumigeren Hauptbolus übertragen werden kann (Cademartiri et al. 2002).

3.1.2.3. Bolus-Tracking

Bei der Bolusverfolgung (Bolus-Tracking) wird die ROI in das Gefäßlumen einer Arterie gesetzt, die sich in der Nähe des zu untersuchenden Körperbereichs befindet. Der Kontrastmittelbolus wird direkt injiziert und das Erreichen in der ROI mittels niedrigdosierter Monitorscans beobachtet. Sobald ein zuvor festgelegter HE-Schwellenwert (meist 100–150 HE) erreicht ist, kann der CT-Scan automatisch beginnen. Es können zwei verschiedene Verzögerungszeiten eingestellt werden: die Verzögerungszeit zwischen Erreichen des Schwellenwerts und CT-Scan und die Verzögerungszeit zwischen einzelnen Scanphasen (Cademartiri et al. 2002). Die Verzögerungszeit zwischen arterieller und venöser Scanphase muss geschätzt werden, da nur die zeitliche Erfassung einer Perfusionsphase technisch möglich ist. Angesichts der Tatsache, dass die venöse Phase länger anhält als die arterielle, ist die Datenerfassung jedoch meist unkompliziert (Bosch et al. 2013). Eine humanmedizinische und eine tiermedizinische Studie verglichen beide das Testbolus-Verfahren mit dem Bolus-Tracking und kamen zu ähnlichen Ergebnissen. Beide empfanden das Bolus-Tracking als die geeignetere Methode, da diese eine homogenere Kontrastmittelanreicherung zeigte, 20 % weniger KM benötigte und eine bessere Synchronisation zwischen KM-Injektion und CT-Scan zeigte (Cademartiri et al. 2004, Cassel et al. 2013). Laut Fleischmann et al. (2005) ist, speziell für die CTA-Untersuchung der Gliedmaßen, die Bolus-Tracking-Methode aufgrund ihrer Effizienz und Praktikabilität besser geeignet als das Testbolus-Verfahren.

3.1.3. Einflussfaktoren der arteriellen Kontrastmittelanreicherung

Ob eine CT-Angiographie zu einem gelungenen Ergebnis in der human- und veterinärmedizinischen Klinik führt, hängt von verschiedenen Faktoren ab. Dazu zählen Kontrastmittelkonzentration, -dosierung und -volumen, die zeitlich korrekte Abstimmung und die Auswahl eines geeigneten Untersuchungsprotokolls. Auch patientenbezogene Faktoren, wie Körpergröße und Herzzeitvolumen, können bei der Kontrastmittelanreicherung eine Rolle spielen (Bae et al. 2008, Bertolini und Prokop 2011). Auf diese verschiedenen Faktoren, die sowohl beim Menschen als auch beim Tier eine Rolle spielen, soll in den folgenden Abschnitten eingegangen werden.

3.1.3.1. Physiologische Faktoren

Die physiologischen Gegebenheiten eines Patienten, der einer CT-Angiographie unterzogen werden soll, können in der Humanmedizin stark variierende Faktoren sein, die der Kliniker nicht beeinflussen kann. Die wichtigsten Faktoren, die Einfluss auf die Kontrastanreicherung nehmen, sind das Körpergewicht, die Herzkreislaufsituation und das Alter eines Patienten (Cademartiri et al. 2002, Fleischmann und Kamaya 2009). Auch wenn das Blutvolumen von Frauen um ca. 5–10 % niedriger ist als bei Männern (Bae 2010), spielt das Geschlecht der Patienten für die maximale KM-Anreicherung der Arterien und für die Zeit bis zum Erreichen des Maximums kaum eine Rolle (Puskas und Schuierer 1996, Platt et al. 1999).

Körpergewicht

Sowohl Platt et al. (1999) als auch Bae et al. (2008) stellten fest, dass das Körpergewicht der Patienten negativ mit der Kontrastierung der Aorta korreliert. Dies bedeutet also, dass bei gleichbleibendem KM-Volumen und gleichbleibender Injektionsrate der HE-Maximalwert mit zunehmendem Körpergewicht sinkt. Bei Platt et al. (1999), die ihren Patienten 150 ml eines nichtionischen Kontrastmittels mit 300 mg J/ml bei Injektionsraten von 3 ml/s und 4 ml/s verabreichten, waren die meisten Patienten, die eine maximale Anreicherung von höchstens 150 HE hatten, mindestens 90 kg schwer. Die benötigte Zeit bis zum Erreichen des HE-Maximums wurde dabei nicht beeinflusst. Sie empfehlen, dass man bei schwereren Patienten höhere KM-Volumina oder höhere Injektionsraten verwendet. Die schwächere Kontrastierung bei schwereren Patienten lässt sich damit begründen, dass größere Patienten auch ein größeres Blutvolumen besitzen und das injizierte Kontrastmittel dadurch mehr verdünnt wird als bei kleineren Patienten. Dies führt zu einer verminderten KM-Konzentration und demzufolge zu einem geringeren Dichtewert im entsprechenden Gefäßareal (Bae 2010). Bae et al. (2008) untersuchten die

Zusammenhänge von Körpergewicht, Körpergröße, Body Mass Index (BMI) und Body Surface Area (BSA) mit der Kontrastanreicherung in der Aorta. 73 Patienten, die in eine Niedrig-BMI-Gruppe (BMI < 30) und eine Hohe-BMI-Gruppe (BMI > 30) eingeteilt wurden, wurden 75 ml KM (350 mg J/ml) und 40 ml Natriumchloridlösung (NaCl) mit einer Injektionsrate von 4,5 ml/s über die Bolus-Tracking-Methode verabreicht. Alle oben genannten Patientenparameter korrelierten signifikant negativ mit der Gefäßanreicherung, wobei die inverse Korrelation am stärksten beim Körpergewicht und BSA anzutreffen war ($r = -0,73$ und $r = -0,74$). Des Weiteren fand man in der Niedrig-BMI-Gruppe einen signifikant höheren HE-Mittelwert als in der Hohe-BMI-Gruppe, bei der jedoch ein insgesamt langsamerer HE-Abstieg mit steigendem Körpergewicht stattfand als in der Niedrig-BMI-Gruppe. Bae et al. (2008) schlussfolgerten, dass man ab einer gewissen Körpermasse weniger Kontrastmittel pro kg Körpergewicht benötigt, um dieselbe arterielle KM-Anreicherung zu erreichen. Adipöse Patienten haben nämlich sehr viel Körperfett, das weniger durchblutet wird als Organe oder Muskeln und dadurch kein vermehrtes Blutvolumen vorhanden ist, das das KM weiter verdünnen kann. Daher lässt sich bei diesen Patientengruppen die gängige 1:1-Methode (1 ml/kg) nicht anwenden, weshalb die Autoren für die KM-Dosierung bei Patientengruppen mit einer großen Körpermassenvielfalt empfehlen, sich am BSA zu orientieren. Ein weiterer Parameter für die Körpergröße ist die Lean Body Mass (fettfreie Körpermasse), die man erhält, wenn man die Masse des Körperfetts z. B. mit Hilfe einer hydrostatischen Waage bestimmt und vom gesamten Körpergewicht abzieht. Drei Studien stellten fest, dass man eine einheitlichere Kontrastmittelanreicherung erhält, wenn man die KM-Dosierung an der Lean Body Mass anpasst statt am Gesamtkörpergewicht (Ho et al. 2007, Kondo et al. 2008, Yanaga et al. 2009).

Herzkreislaufsystem

Die Auswirkung einer verminderten Herzleistung auf die Bolusgeometrie zeigte eine bekannte Studie am Schweinemodell von Bae et al. (1998). Ein progressives Absinken des Herzzeitvolumens führte hier zu einem proportional höheren HE-Maximum und zu einer verlängerten Zeit bis zum Erreichen des Höchstwerts. Diese Ergebnisse wurden mit einer verlängerten Kreislaufzeit und einer verminderten KM-Verdünnung im Blut erklärt (Bae et al. 1998a). Zu ähnlichen Ergebnissen kam die klinische Studie von Nakajima et al. (1998), die bei älteren Patienten über 70 Jahre mit verminderter Herzfunktion eine verlängerte Anreicherungszeit im Gehirn feststellten. Daher wurde für die zerebralen Gefäße eine Verlängerung der Verzögerungszeit von 8–12 s auf etwa 20 s empfohlen (Nakajima et al. 1998). Andere Autoren entwickelten mathematische Formeln, um die genaue

Bolusankunftszeit anhand der Kreislaufparameter zu errechnen (Schad et al. 1981, Fleischmann und Hittmair 1999), was im Praxisalltag jedoch als wenig praktikabel erscheint und eine mögliche Fehlerquelle darstellt. Daher werden von einigen Autoren die besser anwendbaren Testbolus-Verfahren (Platt et al. 1999) und Bolus-Tracking (Puskas und Schuierer 1996, Sadick et al. 1997) empfohlen, um die individuelle Bolusankunftszeit im gewünschten Gefäßabschnitt zu erreichen.

3.1.3.2. Spezielle Physiologie des Hundes

In der Tiermedizin kann man zwar für Hunde einige Ergebnisse aus der Humanmedizin übertragen, sollte jedoch die stark variierenden Körpermassen und rassebedingten Unterschiede im Herzkreislaufsystem, wie z. B. die Herzfrequenz, beachten. In der Studie von Gardeur et al. (1980) wurde die Pharmakokinetik verschiedener Kontrastmittel beim Menschen und beim Hund verglichen. Dabei stellte sich heraus, dass die Gewebsdifusion und die renale Exkretion der getesteten Kontrastmittel bei Hunden allgemein zwei- bis dreifach schneller als beim Menschen waren. Ein möglicher Grund könnten die höheren Herzfrequenzen der Hunde sein (Gardeur et al. 1980). Um trotzdem eine möglichst genaue CT-Scanplanung beim Hund zu bewerkstelligen, entwickelten Bosch et al. (2013) eine Regressionsgleichung anhand der Herzfrequenz (HF) und des Körpergewichts (KGW), um den Zeitpunkt des Kontrastmittelpeaks in der Aorta abdominalis (pETA) zu bestimmen:

$$pETA = 12,23 + 0,61 \text{ KGW} - 0,07 \text{ HF}$$

Auch in dieser Studie konnte wie in der Humanmedizin festgestellt werden, dass mit zunehmender Körpermasse das HE-Maximum sinkt und die Zeit bis zum Erreichen des Maximums gleichzeitig steigt, was sich durch ein erhöhtes Blutvolumen erklären lässt. Wie schon im Schweinmodell von Bae et al. (1998) zeigte sich auch hier eine starke inverse Korrelation zwischen Herzfrequenz und Anreicherungszeit (Bosch et al. 2013).

3.1.3.3. Anästhesie

In der Veterinärmedizin müssen die Patienten für die Durchführung einer Computertomographie meist anästhesiert werden, um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Die üblichen Sedativa und Hypnotika, die in der tiermedizinischen Praxis verwendet werden, können dabei Einfluss auf die Hämodynamik des Patienten haben. Die Sedativa-Gruppe der Alpha-2-Agonisten führt beispielsweise zu einer initialen signifikanten Bradykardie, Vasokonstriktion und einem Abfall des Herzminutenvolumens. Im weiteren Verlauf kommt es meist zu einer Vasodilatation und einer daraus resultierenden Hypotension

(Pypendop und Verstegen 1998). Auch bei dem oft genutzten Hypnotikum Propofol kann es durch Vasodilatation und einer reduzierten Herzschlagkraft zu einem kurzzeitigen Blutdruckabfall kommen (Ilkiw et al. 1992). Bei den Opioiden, die sowohl eine analgetische, als auch eine leicht sedierende Wirkung haben, fand man eine Senkung der Herzfrequenz, induziert über den Vagotonus (KuKanich und Wiese 2015). Eine veterinärmedizinische Studie wollte sich diese Bradykardie-Wirkung von bestimmten Anästhetika für eine Koronarangiographie zu Nutze machen und verglich dabei zwei verschiedene Narkoseprotokolle hinsichtlich ihrer Auswirkung auf die Herzfrequenz und die koronare KM-Anreicherung bei zehn Beagles (Drees et al. 2015). Es wurden Protokoll A mit Midazolam und Fentanyl und Protokoll B mit Dexmedetomidin angewendet, die Entwicklung der Herzfrequenz jedes Patienten festgehalten und die koronare KM-Anreicherung gemessen und mit schwach bis exzellent (0–3) bewertet. Die Ergebnisse zeigten, dass sich die beiden Anästhesieprotokolle weder in der resultierenden Herzfrequenz, die durchschnittlich bei 80 Schlägen/min lag, noch in der Gefäßdicke wesentlich unterschieden. Bei einer anderen tiermedizinischen Studie an 39 Hunden unterschiedlicher Rasse wurden vier verschiedene Narkoseregime auf ihre zeitliche Anreicherung in der Aorta abdominalis und der Vena portae untersucht (Bosch et al. 2013). Hier wurden Diazepam, Ketamin, Alpha-2-Agonisten, Levomethadon und Atropin in verschiedenen kombinierten Protokollen verwendet. Auch hier ergab sich kein signifikanter Unterschied bei der gemessenen Anreicherungszeit in Aorta und Portalvene.

3.1.3.4. Technische Faktoren

Die Bildqualität eines CT-Scans hängt von den technischen Einstellungen ab. Ziel ist vor allem, ein mögliches Bildrauschen zu verhindern, was man über ein höheres Röhrenstrom-Zeitprodukt, eine höhere Röhrenspannung oder eine breitere Detektorkollimation erreicht (Stolzmann und Götti 2011). Nachteil der breiteren Detektorkollimation ist eine verringerte Ortsauflösung, die bei der Untersuchung von kleineren Gefäßen, wie im Gehirn oder in den Nieren, zu einer unvollständigen Darstellung führt. Hier empfiehlt Cademartiri et al. (2002) eine Kollimation von 0,5–1 mm einzustellen. Diese Einstellung zählt zu den Hochauflösungsprotokollen und wird oft mit einem Tischvorschub von 6–8 mm/Rotation kombiniert. Wählt man ein CT-Protokoll, das ein großes Scanvolumen abdecken soll, wie beispielsweise die abdominale Aorta, ist die Kollimationsbreite von 2–2,5 mm und ein Tischvorschub von 12–16 mm/Rotation geeignet (Prokop 2000). Um die Strahlenbelastung für den Patienten zu reduzieren, sollte die Röhrenspannung nicht zu hoch gewählt werden. Auch wenn die Standardeinstellung oft bei 120 kVp liegt, wird

empfohlen eine Spannung von 100 kVp zu wählen, da keine Bildqualitätsunterschiede zwischen diesen beiden Einstellungen auffielen (Flohr et al. 2005, Masuda et al. 2019). Auch das Röhrenstromzeitprodukt sollte aufgrund der Röntgenstrahlung so klein wie möglich gehalten werden. Moderne MDCT-Geräte besitzen automatische Kontrollbelichtungssysteme, die das mAs-Produkt während des CT-Scans in longitudinale Richtung an der Patientengeometrie von Körperbereich zu Körperbereich anpassen. Dies verhindert sowohl die Unter- als auch die Überstrahlung des Patienten und vereinfacht dem Radiologen die CT-Untersuchung (Flohr et al. 2005).

3.1.3.5. Kontrastmittelbedingte Faktoren

Injektionsvolumen

In verschiedenen Studien, die sich mit dem Einfluss des KM-Volumens auf das Anreicherungsverhalten in Gefäßen und Organen beschäftigten, konnten deutliche Korrelationen gefunden werden (Garcia et al. 1999, Han et al. 2000, Yamashita et al. 2000, de Monyé et al. 2005). Mit Hilfe von Tierexperimenten bei Minischweinen und Hunden, konnten Garcia et al. (1999) und Han et al. (2000) ein einheitliches Studienmodell mit mehreren Versuchsdurchführungen an einem Individuum gewährleisten. Beide Studien untersuchten das Verhalten der Dichteanreicherung bei Aorta, Leber und Portalvene bei unterschiedlichen KM-Volumina und -Injektionsraten und die jeweilige Veränderung der Zeit-Dichte-Kurve. Es zeigte sich bei beiden Experimenten, dass ein größeres Injektionsvolumen des Kontrastmittels zu einer Erhöhung des Dichtehöchstwertes und der Zeit bis zum Erreichen des Höchstwertes führt. Somit verschob sich die Zeit-Dichte-Kurve nach oben und nach rechts, was in Abbildung 12 zu sehen ist. Die Volumen-Dichte-Beziehung war dabei unabhängig von der Injektionsrate und der Jodkonzentration. Auch in klinischen Untersuchungen am Menschen, wie bei Yamashita et al. (2000), konnte ein Anstieg des HE-Maximums durch ein erhöhtes KM-Injektionsvolumen beobachtet werden. Die Zeit bis zum Erreichen des Dichtemaximums wurde in dieser Studie nicht untersucht.

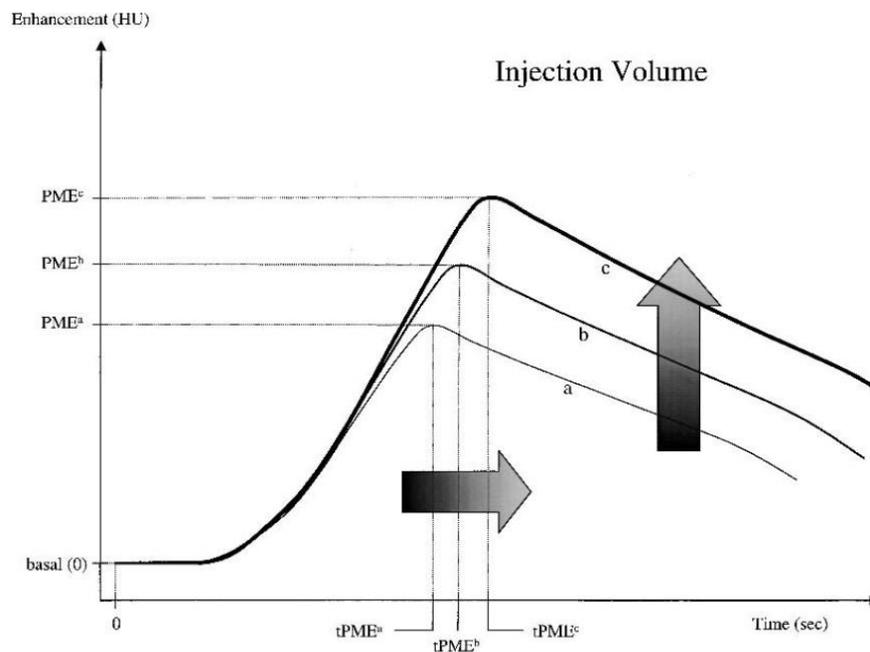


Abbildung 12: Graphische Darstellung der Beziehung von Volumenanstieg und Bolusgeometrie anhand der Zeit-Dichte-Kurve. Mit zunehmendem KM-Volumen ($a < b < c$), bewegt sich die Kurve nach oben und rechts. Es nimmt also der Dichtehöchstwert und die Zeit, bis zum Erreichen des Höchstwerts, zu. PME = peak of maximum enhancement (maximaler Dichtewert), tPME = time to PME (Dauer bis zum Erreichen des Maximalwerts) (aus Cademartiri et al. 2002).

Injektionsrate

Sowohl in Tiermodellstudien, als auch in klinischen Studien am menschlichen Patienten fand man heraus, dass durch eine erhöhte Injektionsrate der arterielle Dichtewert steigt und die Zeit bis zum Erreichen des höchsten Dichtewerts verkürzt wird (Rubin et al. 1993a, Bae et al. 1998b, Kim et al. 1998, Garcia et al. 1999, Platt et al. 1999, Han et al. 2000). Kim et al. (1998) untersuchten beim Menschen die Auswirkungen von vier verschiedenen Injektionsraten bei konstantem KM-Volumen von 90 ml auf das Verhalten der Dichteanreicherung in der Aorta und im arteriellen Gefäßsystem der Leber bei 100 Patienten. Die Autoren konnten zwar feststellen, dass die Zeit bis zum Erreichen des maximalen Dichtewerts mit steigender Injektionsrate kürzer wird, jedoch war die gesamte arterielle Phase bei jeder Injektionsrate annähernd gleich lang. Da sie die arterielle Phase zwischen einer erreichten Aortendichte von 100 HE und einem Absinken von 20 HE der Leberparenchymdichte definierten, war also die Zeit vom höchsten Dichtewert bis zu einer Leberdichte von 20 HE bei größeren Injektionsraten länger als bei kleineren. Die Auswahl der Verzögerungszeit zwischen KM-Applikation und Start der arteriellen Phase sollte man laut Kim et al. (1998) daher von der verwendeten Injektionsrate abhängig

machen. Garcia et al. (1999) zeigten in ihrer Studie am Tiermodell, dass erhöhte Injektionsraten zwar zu einem signifikanten Dichteanstieg in der Aorta führen, jedoch der Dichtewert des Leberparenchyms und der Portalvene nicht beeinflusst wird. Die Anreicherung der Leber wurde sogar schlechter, wenn man die Injektionsrate erhöhte, jedoch das Gesamtvolumen des injizierten Kontrastmittels gleichzeitig reduzierte. Garcia et al. (1999) beschrieben, dass der KM-Bolus sich bis zum Erreichen des Leberparenchyms verdünnt und eine erhöhte Injektionsrate ein zu kleines KM-Volumen nicht kompensieren kann. Das Verhalten der Zeit-Dichte-Kurve bei Erhöhung der Injektionsrate wird in Abbildung 13 graphisch dargestellt.

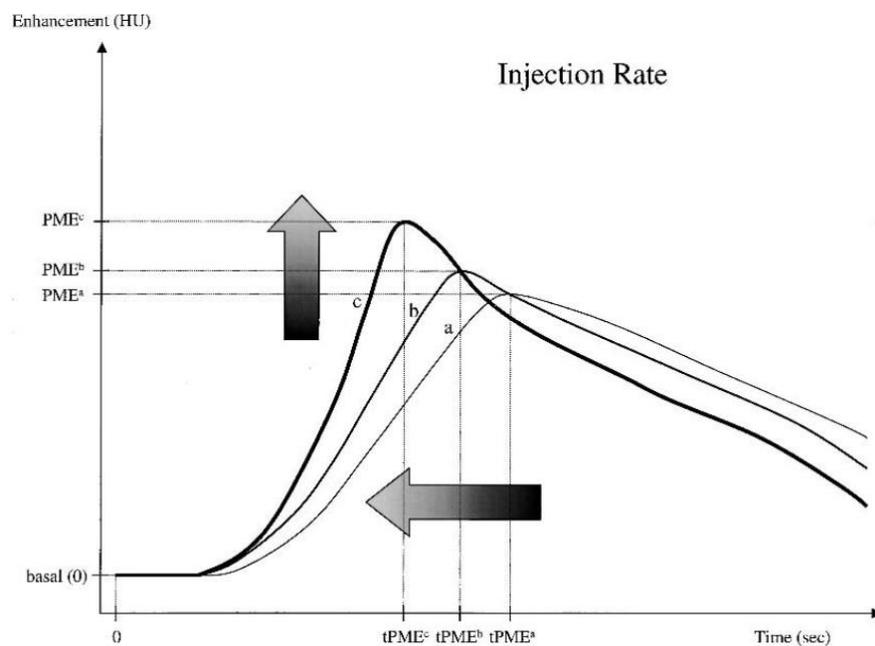


Abbildung 13: Graphische Darstellung der Beziehung von Injektionsratenanstieg und Bolusgeometrie anhand der Zeit-Dichte-Kurve. Mit zunehmender Injektionsrate ($a < b < c$) bewegt sich die Kurve nach oben und links. Es nimmt also der Dichtehöchstwert zu und die Zeit bis zum Erreichen des Höchstwerts verkürzt sich. PME = peak of maximum enhancement (maximaler Dichtewert), tPME = time to PME (Dauer bis zum Erreichen des Maximalwerts) (aus Cademartiri et al. 2002).

Kontrastmittelwahl

Die Wahl eines geeigneten Kontrastmittelmediums ist essenziell für die ideale Gefäßdarstellung und somit für eine gelungene CT-Angiographie. Die in der Medizin gebräuchlichen Kontrastmittel unterscheiden sich nicht nur in der enthaltenen Jodkonzentration, sondern auch in den physikochemischen Eigenschaften, die sich auf die Anreicherung im

Gefäß auswirken. Dazu zählen hauptsächlich die Viskosität, Osmolarität und die Diffusionsfähigkeit (Gardeur et al. 1980, Pannu et al. 2005, Tsai et al. 2008, Behrendt et al. 2011).

Generell lässt sich sagen, dass sich die vaskuläre Anreicherung proportional zu der Anzahl der Jodmoleküle verhält, die pro Zeiteinheit verabreicht werden. Diese Rate an verabreichten Jodmolekülen lässt sich entweder durch die Erhöhung der Injektionsrate oder durch die Erhöhung der Jodkonzentration des Kontrastmittels steigern (Fleischmann 2005). Demnach könnte man theoretisch davon ausgehen, dass der Kontrasteffekt in den Gefäßen auch bei unterschiedlich konzentrierten Kontrastmitteln durch die jeweils angepasste Injektionsrate identisch sein sollte. Praktisch gesehen unterscheidet sich jedoch das Ergebnis, was auf die unterschiedlichen Eigenschaften der KM zurückzuführen ist (Mahnken et al. 2012).

In den letzten Jahren kamen daher einige Studien auf, die verschiedene KM mit unterschiedlichem Jodgehalt verglichen, unter Berücksichtigung einer identischen Jodzufuhr pro Zeiteinheit (Behrendt et al. 2010, Kishimoto et al. 2010, Behrendt et al. 2011, Mahnken et al. 2012). Sowohl Behrendt et al. (2010) als auch Mahnken et al. (2012) verglichen im Tiermodell (Schweine und Beagles) dieselben drei nichtionischen, niederosmolaren, monomeren Kontrastmittel mit unterschiedlicher Jodkonzentration. Bei beiden Studien zeigte das KM mit der niedrigsten Jodkonzentration die beste Kontrastierung der Gefäße. Das Ergebnis wurde von den Autoren dadurch begründet, dass die niedrige Jodkonzentration zu einer erniedrigten Viskosität und dies wiederum zu einer besseren und gleichmäßigeren Verteilung in den Blutgefäßen führt. Außerdem wurde auch der sogenannte Volumeneffekt, der von Han et al. (2000) beschrieben wurde, als weitere mögliche Ursache erwähnt. Dabei heißt es, dass die maximale Kontrastierung der Gefäße vom injizierten Volumen und der Injektionsrate abhängt, die bei den zwei oben genannten Studien am höchsten bei dem niedrig konzentrierten KM waren.

Ein weiterer Faktor, der das Anreicherungsverhalten der verschiedenen Kontrastmittel beeinflussen kann, ist die Osmolarität. Allgemein entsteht eine osmotische Verdünnung, wenn ein hypertonisches Agens in das Blutsystem injiziert wird und sich aufgrund des Konzentrationsgefälles vermehrt extravaskuläre Flüssigkeit in den Gefäßen ansammelt (Gould et al. 1992, Pannu et al. 2005). Wie stark die Auswirkung bezogen auf die KM-Anreicherung ist, ist jedoch unbekannt und noch nicht sicher geklärt. Während manche Studien davon ausgehen, dass die Osmolarität eine mögliche Rolle in der vaskulären KM-

Anreicherung spielt (Pannu et al. 2005, Tsai et al. 2008), stellten andere Studien keinen signifikanten Unterschied zwischen nieder- und isoosmolaren Mitteln fest und sehen eher die Viskosität als beeinflussende Eigenschaft (Kishimoto et al. 2010, Behrendt et al. 2011).

Laut Gardeur et al. (1980) gilt: Je weniger diffusionsfähig ein Produkt ist, desto höher und länger ist die vaskuläre Anreicherung. In dieser Studie wurde die Pharmakokinetik verschiedener Kontrastmittel beim Hund und beim Menschen getestet. Dabei kam u. a. heraus, dass Iocarmate und Ioxaglate eine wesentlich höhere und längere Gefäßanreicherung zeigten als Ioxithalamate. Letzteres hat die höchste Osmolarität, was die Diffusion ins Interstitium beschleunigt. Tsai et al. (2008) erwähnen außerdem, dass auch die Molekülgröße die Diffusionsfähigkeit beeinflussen kann. Dimer-Moleküle würden länger im extravasalen Gewebe verbleiben als Monomer-Moleküle, die sich leichter auswaschen lassen.

Kochsalzbolus

Ein Kochsalzbolus (NaCl-Bolus) ist eine Injektionslösung, die bei der CT-Angiographie auch Bolus Chaser genannt wird, weil sie direkt nach dem KM-Bolus in die venöse Strombahn appliziert wird (Cademartiri et al. 2002). Für die Durchführung ist ein parallel geschalteter, automatischer Power-Injektor von Vorteil, der einen KM- und einen NaCl-Kolben über einen Y-Adapterschlauch mit dem Venenkatheter des Patienten verbindet. So können die beiden Komponenten nicht vermischt werden und die Injektionsparameter können individuell für die jeweiligen Injektionslösungen eingestellt werden (Haage et al. 2000). Der nachinjizierte NaCl-Bolus beeinflusst die Bolusgeometrie des Kontrastmittels in dem Sinne, dass bei einem annähernd gleichen HE-Maximalwert sich dessen Plateauzeit verlängert, im Vergleich zu einer KM-Injektion ohne Bolus Chaser (Sadick et al. 1997, Lee et al. 2007). Diese Veränderung in der Zeit-Dichte-Kurve ist in Abbildung 14 zu sehen. Bei der klinischen Studie von Sadick et al. (1997) wurden u. a. drei verschiedene Patientengruppen (n = 20) verglichen, die alle 100 ml Kontrastmittel und unterschiedliche Volumina an NaCl-Boli (0 ml, 20 ml, 40 ml) mit derselben Injektionsgeschwindigkeit von 2,5 ml/s appliziert bekamen. Dabei stellte sich heraus, dass bereits ab einem NaCl-Bolus von 20 ml die Dauer des Aortenplateaus um 4 s verlängert wird, was statistisch signifikant war. Diese Auswirkung des NaCl-Bolus erklärten Sadick et al. (1997) so, dass das verbliebene Kontrastmittel in den Armvenen durch die Kochsalzlösung mobilisiert wird und somit mehr KM dem arteriellen Gefäßsystem schneller zur Verfügung gestellt wird. Ähnliche Beobachtungen machte eine Studie, die bei Hunden

drei verschiedene NaCl-Injektionsraten (0 ml/s, 0,4 ml/s, 0,8 ml/s) miteinander verglich (Lee et al. 2007). Auch hier konnte mit einem Bolus Chaser eine gleichmäßigere KM-Anreicherung mit verlängerter Plateauzeit als ohne NaCl-Bolus beobachtet werden, die bei 0,4 ml/s am längsten war. Außerdem wurde mit dem Bolus Chaser die Zeit bis zum Erreichen des Plateaus verlängert, was durch den Nachspüleffekt des verbliebenen Kontrastmittels im venösen Gefäßsystem erklärt wurde. Weitere Vorteile des NaCl-Bolus wurden durch die Studie von Haage et al. (2000) deutlich, bei der den Patienten einmal 75 ml KM ohne NaCl-Nachinjektion und einmal 60 ml KM mit einem 30 ml NaCl-Bolus injiziert wurde. Bei einer annähernd gleichen Gefäßkontrastierung konnte damit 20 % Kontrastmittel eingespart und perivenöse Artefakte reduziert werden.

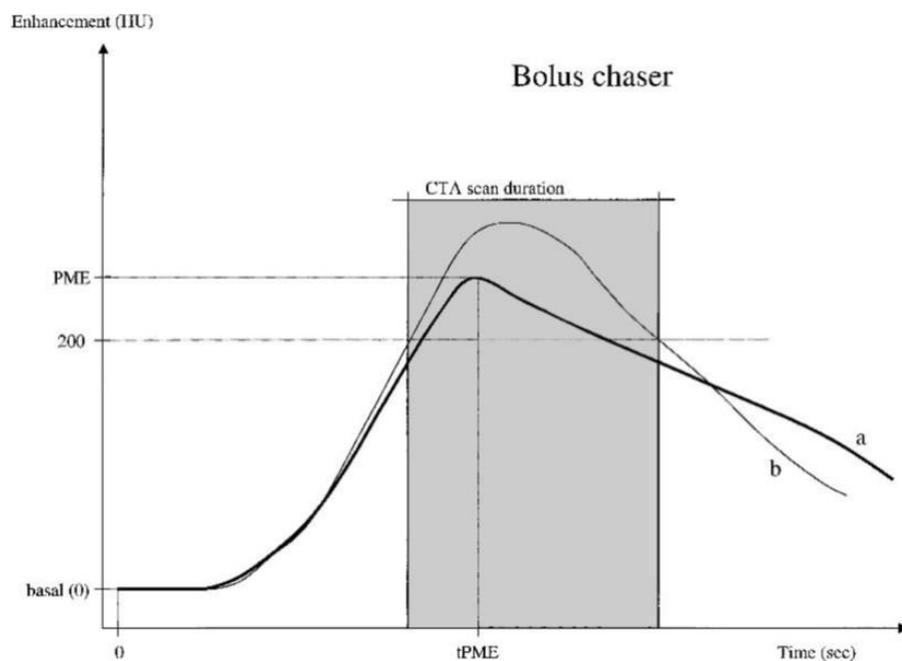


Abbildung 14: Graphische Darstellung des Einflusses eines NaCl-Bolus auf die KM-Bolusgeometrie anhand der Zeit-Dichte-Kurve. Die Zeit-Dichte-Kurve mit NaCl-Bolus (b) hat einen gleichen bis leicht höheren HE-Maximalwert, der sich im Plateau auch länger hält als bei der Kurve ohne NaCl-Bolus (a). PME = peak of maximum enhancement (maximaler Dichtewert), tPME = time to PME (Dauer bis zum Erreichen des Maximalwerts) (aus Cademartiri et al. 2002).

Injektionsmuster

Es gibt nicht nur die Möglichkeit, den KM-Bolus in einer konstanten Injektionsrate zu applizieren (monophasische Injektion), sondern auch in zwei oder mehreren Injektionsphasen aufzuteilen, was man als bi- bzw. multiphasische Injektion versteht. Das Prinzip

beruht dabei auf einem initialen KM-Bolus mit einer höheren Injektionsrate, gefolgt von einer oder mehreren KM-Injektionsphasen mit niedrigeren Injektionsraten (Bae et al. 2000, Fleischmann et al. 2000). Einige Studien konnten zeigen, dass multiphasische Injektionsmuster, je nach Untersuchungsgebiet, zu einer Gefäßanreicherung führt, die weit- aus einheitlicher ist als bei einer monophasischen Injektion (Bae et al. 2000, Fleischmann et al. 2000, Baxa et al. 2014). Aufgrund der komplexen Vorgehensweise ist diese Methodik jedoch weniger praktikabel im täglichen Klinikalltag (Cademartiri et al. 2002).

3.2. Klinische Anwendung in der Humanmedizin

Spätestens seit der Einführung der MDCT-Geräte findet die CTA aufgrund ihrer minimalinvasiven, effizienten und zeitsparenden Methode immer mehr Anwendung in der angiographischen Bilddiagnostik und verdrängt immer mehr alternative Verfahren wie die Sonographie, Digitale Subtraktionsangiographie und Magnetresonanztomographie in der Humanmedizin (Fleischmann et al. 2005). Erste grundlegende Untersuchungen beschäftigten sich mit der physiologischen Gefäßmorphologie verschiedener Körperregionen und Organe, wie beispielsweise der abdominalen Aorta und deren abgehenden Gefäßästen (Rubin et al. 1993a, Rubin et al. 1993b). Es wurden Patienten untersucht, die unter verschiedenen abdominalen Gefäßerkrankungen litten. Die Untersucher konnten die abdominalen Arterien bis zu den Gefäßästen in dritter Rangfolge zur Aorta identifizieren und konnten auch die pathologischen Gefäßerkrankungen der Patienten diagnostizieren. Dazu zählten die Aortendissektion, Aortenaneurysma und Nierenarterienstenose, welche mittels 3D-Rekonstruktionen dargestellt werden konnten. Während die CTA zunächst vor allem bei Aortenpathologien und pulmonalen Gefäßerkrankungen Anwendung fand (Dave und Fleischmann 2016), findet sie heute in sehr unterschiedlichen und breit gefächerten Bereichen ihren Einsatz. Bei CT-angiographischen Untersuchungen des Schädels können subarachnoidale Blutungen und Aneurysmen detektiert werden. Mit Hilfe von ultrahochauflösenden CT-Protokollen können Aneurysmen bereits ab einer Größe von 2 mm oder auch kleiner sicher diagnostiziert werden (Prokop 2000). Stenosen der Karotisarterien, die bisher hauptsächlich mittels Sonographie diagnostiziert wurden, können nun auch in der MDCT-Angiographie mit einer hohen Raumauflösung dargestellt und differenziert werden. Weitere diagnostische Vorteile bietet die CTA u. a. bei der Auffindung von Nierenarterienstenosen, Leberläsionen, Tumorinvasionen, Ischämien und peripheren Gefäßpathologien der Extremitäten (Prokop 2000, Katz und Hon 2005).

Im letzten Jahrzehnt gewann vor allem die CTA der oberen Extremitäten an Beliebtheit und verdrängte zuletzt auch in diesem Bereich die konventionelle Angiographie. Vor allem bei einem akuten Trauma sind die umfassende Verfügbarkeit und schnelle Untersuchungszeit der CTA von großem Vorteil gegenüber anderen bildgebenden Verfahren (Dave und Fleischmann 2016). Dabei betonen Dave und Fleischmann (2016), dass es wichtig ist die normale Gefäßanatomie und mögliche anatomischen Variationen zu kennen, nicht nur bei akutem Trauma, sondern auch für die präoperative Planung von Hautlappenplastiken, Muskeltransfers oder Karpaltunnelfreilegungen. Die häufigste arterielle Normvariante beim menschlichen Arm ist der höhere Ursprung der A. radialis aus der A. brachialis bzw. A. axillaris (Rodríguez-Niedenführ et al. 2001). Dass diese vaskuläre Variante auch eine klinische Bedeutung haben kann, zeigt der Fallbericht von Dave und Fleischmann (2016), bei dem ein Mann mit einer Stichwunde im Oberarm vorstellig wurde. Aufgrund eines noch vorhandenen Pulses der A. radialis am Handgelenk ging man zunächst davon aus, dass die A. brachialis bei dem Messerstich nicht verletzt wurde. Da die A. radialis in diesem Fall aber einen erhöhten Ursprung aus der A. brachialis hatte und die A. brachialis distal davon verletzt wurde, verlor der Patient zunächst unbemerkt viel Blut, bis man bei einer darauffolgenden CTA-Untersuchung die Verletzung der A. brachialis und die spezielle Gefäßvariante feststellte. Neben der Detektion von anatomischen Variationen und traumatischen Verletzungen gibt es noch andere Indikationen für den CTA-Einsatz an der oberen Extremität. Dazu gehören Vaskulitis, Neoplasie, vaskuläre Malformation oder Kompressionssyndrom (Fleischmann et al. 2005).

3.3. Klinische Anwendung in der Veterinärmedizin

Die heutigen Hauptindikationen für eine Durchführung einer Computertomographie in der Veterinärmedizin ist die Aufarbeitung von neurologischen, orthopädischen und onkologischen Erkrankungen (Ohlerth und Scharf 2007). Speziell die Darstellung von Gefäßen und die Diagnostik von Gefäßerkrankungen mit Hilfe von i.v.-injiziertem Kontrastmittel konzentrierten sich bisher hauptsächlich auf den thorakalen und abdominalen Körperbereich. Einige Studien führten CTA-Untersuchungen an gesunden Hunden durch, um den normalanatomischen Gefäßverlauf im Thorax, Abdomen und in deren Organen als CT-angiographische, anatomische Grundlage darzustellen (Zwingenberger und Schwarz 2004, Cáceres et al. 2006, Bertolini 2009, Drees et al. 2011, de Rycke et al. 2014, Avedillo et al. 2015). Bertolini (2009) untersuchte 1437 Hunde, die in der San Marco Veterinary Clinic in Padua aufgrund verschiedener klinischer Fragestellungen eine kontrastmittelanereicherte CT-Untersuchung des Abdomens erhielten. Für die Beschreibung der

normalen Gefäßanatomie und die bildliche Darstellung in vorwiegend MIP- und VRT-Einstellung wurden zwanzig Hunde unterschiedlicher Rasse und ohne vaskuläre Anomalien ausgewählt. Dabei wurde der anatomische Verlauf der A. abdominalis und ihrer abgehenden Äste, der V. cava caudalis und ihrer Zuflüsse und des portalen Venensystems beschrieben. Im zweiten Studienteil wurden aus dem Patientengut Hunde herausgesucht, die Anomalien dieser drei Gefäßsysteme aufzeigten und ebenfalls entsprechend bildlich dargestellt. Durch die umfangreiche Präsentation von zwei- und dreidimensionalen CTA-Bildern zeigte Bertolini, wie detailliert die MD-Computertomographie abdominale Gefäße in vivo wiedergeben kann. Außerdem betonte sie, wie wichtig es ist, die individuelle abdominale Gefäßanatomie und deren Variationen für die präoperative Planung zu kennen.

Diese Aussage wird u. a. durch CTA-Untersuchungen der caninen und felines Nierengefäße bestätigt. Hier kann es ebenfalls vorkommen, dass Variationen in der arteriellen Versorgung und im venösen Abfluss des Nierenkreislaufs auftreten (Bouma et al. 2003, de Palma et al. 2018). Bouma et al. (2003) untersuchten mittels CTA die renale Gefäßversorgung von zehn gesunden Katzen, die potenzielle Spenderkandidaten für chronisch nierenkranke Katzen im Endstadium waren. Eine genaue Vorauswahl der Spenderkatze ist dabei essenziell, da es bestimmte vaskuläre Voraussetzungen der Spendernieren gibt, die für eine erfolgreiche Transplantation gegeben sein müssen. Dabei berichteten sie von der früher angewandten bildgebenden Diagnostik mittels Ausscheidungsurographie, die nur mäßig die Gefäße im Röntgenbild darstellte und eine Fehlerquote von zwei von 23 Untersuchungen hatte. Das bedeutet, dass erst intraoperativ festgestellt wurde, dass die gesunde Katze aufgrund ihrer renalen Gefäßanatomie nicht als Spender in Frage kam und somit ein großer personeller und zeitlicher Aufwand vergebens und ergebnislos war. Bei den CTA-Untersuchungen fanden sie dagegen eine genaue Gefäßdarstellung, die sich später im OP bei allen zehn Katzen widerspiegelte. Somit wurde die CT-Angiographie für die renale Gefäßdarstellung der präoperativen Planung empfohlen. Weitere Beispiele der CTA-Nutzung hinsichtlich pathologischer Gefäßveränderungen können Portosystemische Shunts (Zwingenberger et al. 2005, Bertolini et al. 2006), vaskuläre Ringanomalien (Powder und Scrivani 2008), Anomalien der Koronararterien (Gunther-Harrington et al. 2019) und pulmonale Thrombembolien (Marschner et al. 2017) sein. Untersuchungen zur computertomographisch angiographischen Arterien- und Beckengliedmaßen wurden von Eckartsberg (2018) durchgeführt. Dabei konnten bei zwei Arterien zwei bis drei normalanatomische Ursprungsvarianten aufgezeigt werden

und die Arterien in ihrer Erkennbarkeit und Durchgängigkeit qualitativ bewertet werden. Außerdem zeigte die Studie, dass kleinere Gefäße in der Peripherie und den Pfoten aufgrund der limitierten Kontrastierung sich teilweise mittels CTA nicht darstellen ließen. Spezielle CTA-Untersuchungen der caninen Schultergliedmaße zu Gefäßanatomie und -pathologie sind bisher in der zugänglichen Literatur nicht beschrieben. Zwei Fallbeispiele zeigen jedoch auf, dass Gefäßkrankungen in den Vordergliedmaßen vorliegen können (de Paula et al. 2013, Beal et al. 2014).

III. MATERIAL UND METHODEN

1. Untersuchungsgut

Aus einem digitalen Langzeit-Bildarchiv (dicom-PACS®, Oehm & Rehbein GmbH, 18057 Rostock) wurden kontrastmittelgestützte computertomographische Untersuchungen von Hunden herausgesucht, die eine vollständige arterielle Scanphase der Vorderextremitäten beinhalteten. Die CT-Aufnahmen stammen von insgesamt 34 Patienten mit einem Körpergewichtsspektrum von 1,9 kg bis 61 kg und wurden in einem Zeitraum von Juli 2013 bis Mai 2017 angefertigt. Die Hunde wurden aufgrund unterschiedlicher klinischer Symptomatiken und Fragestellungen einer CT-Untersuchung mit Kontrastmittelinjektion unterzogen. Die meisten litten an einem oder mehreren orthopädischen Problemen der Vordergliedmaßen, wie beispielsweise Ellbogengelenksdysplasie, Cubarthrose, Omarthrose oder Arthrose des Karpalgelenks. Manche Patienten hatten neoplastische Erkrankungen oder orthopädische bzw. neurologische Verdachtsdiagnosen, die einen umfangreicheren Scanbereich erforderten und die Vordergliedmaßen miteinbezogen (siehe Tabelle 25, Anhang). Einschlusskriterium für die Studienauswahl war die Patientenposition. Hierbei sollten die Hunde in Brustbauchlage mit symmetrisch nach vorne gestreckten Gliedmaßen gelagert und der Kopf gerade nach vorne positioniert sein. Ein weiteres Kriterium war die Kontrastmittelanreicherung der CT-Studien, die eine gute Darstellung und Verfolgung der Arterien in den Vordergliedmaßen zuließ. Ein Ausschlusskriterium waren Erkrankungen der Patienten, die Einfluss auf die arterielle Gefäßanatomie der Vordergliedmaßen erwarten ließen. Ausgeschlossen wurden außerdem CT-Studien, in denen der Patient in Rückenlage mit abgebeugten Gliedmaßen oder seitlich gedrehtem Kopf gelagert wurde. Das Geschlecht, die Rasse, das Körpergewicht, das Alter und die Narkosemedikation der Patienten wurden aus dem Klinikverwaltungsprogramm Vetera® (GP Software GmbH, Eltville, Deutschland) entnommen und mittels Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, WA 98052-6399, USA) tabellarisch erfasst.

2. Verwendete Geräte

2.1. CT-Gerät

Alle computertomographischen Untersuchungen wurden mit einem 64-Schicht-Computertomograph mit einer adaptiven 4D-Spirale der Firma Siemens AG vom Typ SOMATOM DEFINITION AS®, CT070/13/S, Seriennummer 66198 (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Die CT-Röhre arbeitete mit einer Spannung von 120 kV und einer elektrischen Ladungsmenge von 120 mAs. Der Schichtneigungswinkel betrug 0°. In Tabelle 2 sind weitere Gerätedaten aufgelistet.

Tabelle 2: Ausgewählte Gerätedaten des SOMATOM DEFINITION AS®

Röhrenspannung	120 kV
Rotationszeit	0,5 s
Schichtdicke	0,6 mm
Schichtneigungswinkel	0°
Faltungskern	B26f mittel weich ASA
Gantryöffnung	78cm

2.2. Kontrastmittelpumpe

Die intravenöse Kontrastmittelinjektion geschah vollautomatisch über den Kontrastmittelapplikator MEDRAD® Stellant® (Bayer Vital GmbH, Bayer Healthcare Radiology, Leverkusen, Deutschland). Das Applikationssystem besteht aus einem Doppelkopfkolben, der Kontrastmittel und isotone Kochsalzlösung enthält. Über einen 250 cm langen Injektionsschlauch konnten die beiden Kolben am peripheren Venenkatheter des Patienten angeschlossen werden. An den Kolben befanden sich außerdem zwei Wärmemanschetten, die die Injektionslösungen auf etwa 37 °C temperierten. Gesteuert wurde das ganze System über einen Touchscreen Monitor, der sich im Kontrollraum befand (siehe Abschnitt 3.4.2.2).

3. Spezieller klinischer Ablauf bei einer CT-Untersuchung

Im Folgenden wird das routinemäßige klinische Vorgehen in der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der LMU München für eine CT-Untersuchung inklusive KM-Injektion erläutert. Informationen zu Patienten, angewandeter Anästhesie und Diagnostik konnten aus dem Klinikverwaltungsprogramm Vetera® (GP Software GmbH, Eltville, Deutschland) entnommen werden.

3.1. Präanästhetisches Vorgehen

Da die Computertomographie unter Allgemeinanästhesie stattfand, musste die Narkosefähigkeit jedes Patienten sichergestellt werden. Hierfür wurden eine ausführliche Anamnese und eine klinische Untersuchung bei jedem Hund durchgeführt. Des Weiteren wurde mittels Blutuntersuchung die Funktion von Nieren und Leber überprüft und bei über acht Jahre alten Hunden mittels Thoraxröntgen das Herz und die Lunge auf pathologische Veränderungen untersucht.

3.2. Anästhesie

Die Narkosemedikation wurde allen Hunden über einen peripheren Katheter (VasoVet, B. Braun Vet Care GmbH, Tuttlingen, Deutschland) injiziert, der entweder in die V. cephalica antibrachii oder in die V. saphena medialis oder lateralis (rechte oder linke Gliedmaße) gesetzt wurde. Der Braunülendurchmesser variierte je nach Patientengröße zwischen 22 und 18 Gauge. Welche Prämedikation verwendet wurde, hing von der ASA-Klasse des Patienten und dem weiteren klinischen Vorgehen nach der CT-Untersuchung ab. Verwendete Sedativa waren Diazepam (Ziapam®, Ecuphar GmbH, Greifswald, Deutschland), Midazolam (Domitor®, Vetoquinol GmbH, Berlin, Deutschland), Medetomidin (Dorbene®, Zoetis Deutschland GmbH, Berlin), Dexmedetomidin (Dexdomitor®, Vetoquinol GmbH, Ravensburg, Deutschland) und Acepromazin (Vetranquil®, Fa. Ceva Tiergesundheit GmbH, Düsseldorf, Deutschland). Die verwendeten Dosierungen der einzelnen Sedativa sind in Tabelle 24 im Anhang aufgeführt. Zur Narkoseeinleitung wurde Propofol (Narcofol®, CP-Pharma Handelsgesellschaft GmbH, Burgdorf, Deutschland) verwendet, dessen Standarddosierung 2–3 mg/kg beträgt. Nach korrekter Lagerung des Patienten auf dem CT-Untersuchungstisch (siehe Abschnitt 3.3) wurden die intubierten Hunde mit dem Narkosegerät Julian® (Firma Dräger, Lübeck, Deutschland) verbunden. Die Allgemeinanästhesie wurde mit 2 % Isofluran (Isoflo® 100 %, Fa. Ecuphar GmbH, Greifswald, Deutschland) im Sauerstoff-Gasgemisch aufrechterhalten.

3.3. Lagerung der Patienten

Die Hunde wurden in Brustbauchlage, mit dem Kopf in Richtung Gantry ausgerichtet und mit ausgestreckten, parallel liegenden Vordergliedmaßen auf dem Patiententisch gelagert. Mittels Haltegurten, Schaumstoffkissen und Liegeschalen wurden die Patienten in einer stabilen Position gehalten (Abbildung 15). Mit Hilfe des Lichtvisiers konnte die Medianebene des Hundes gerade auf der z-Achse des Tisches ausgerichtet werden (Abbildung 16). Danach wurden die Patienten über den peripheren Venenkatheter an die Leitung der Kontrastmittelinjektionspumpe angeschlossen und über den Tubus und einen flexiblen Verlängerungsschlauch mit dem Narkosegerät verbunden.



Abbildung 15: Lagerung eines Patienten in Brustbauchlage mit nach vorne gestreckten Vordergliedmaßen. Gestützt durch Liegeschale, Schaumstoffkissen und Haltegurte. Ein peripherer Venenkatheter liegt in der V. saphena lateralis der linken Hintergliedmaße und ist über einen Schlauch mit der Kontrastmittelpumpe verbunden.



Abbildung 16: Positionierung des Patienten auf dem CT-Patiententisch mit Hilfe des Lichtvisiers (rote Linie), das auf der Medianebene des Hundes ausgerichtet wurde.

3.4. Computertomographische Angiographie

Der Ablauf der CT-Untersuchung wurde über den syngo CT Workplace® (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland) und dessen Benutzersoftware im Kontrollraum gesteuert. Hierüber konnte der Patient aufgerufen und seine Position zur Gantry eingestellt werden. Außerdem diente die Konsole als Steuerungseinheit für alle Untersuchungsvorgänge, Bearbeitungsprozesse und Auswertungen.

Abhängig von der Grunderkrankung oder der klinischen Fragestellung konnte das Topogramm und die Scanregion der CT-Untersuchung variieren. Wurde beispielsweise aufgrund einer neoplastischen Erkrankung ein Ganzkörper-Staging durchgeführt, erstreckte sich die CT-Untersuchung über den ganzen Hundekörper. Nachfolgend soll, am Beispiel einer Lahmheit der Schulterextremität unbekannter Ursache, das allgemeine Vorgehen bei einer CTA erläutert werden

3.4.1. Topogramm (Übersichtsaufnahme)

Mit dem Topogramm ließ sich der Untersuchungsbereich und somit auch die Bestrahlungsdosis auf einen bestimmten Bereich eingrenzen. Für die Vordergliedmaßen wurden hierfür die Krallenspitzen als distale Grenze und das Zwerchfell als kaudale Grenze gewählt. In Abbildung 17 ist eine seitliche Ansicht eines Topogramms für die Aufnahme der Schulterextremitäten eines Patienten zu sehen.



Abbildung 17: Beispiel eines Topogramms in Seitenansicht für eine CT-Untersuchung der Vordergliedmaßen. Die gelben Linien zeigen die kraniale und kaudale Begrenzung des Scanbereichs auf.

3.4.2. CT-Scan

Zur Durchführung eines Scans bot das CT-Gerät dem Untersucher bereits vorprogrammierte Untersuchungs-Protokolle an, die bestimmte Grundeinstellungen wie Schichtdicke, Bestrahlungsstärke, Kollimation, Scanpausen und Scanrichtung für die jeweilige klinische Fragestellungen schon vorgaben. Diese Parameter konnten manuell durch den Untersucher für den zu untersuchenden Körperbereich angepasst bzw. optimiert werden.

3.4.2.1. Nativ-Scan

Zunächst wurde der vorgegebene Untersuchungsbereich nativ, also ohne Verabreichung von Kontrastmittel, abgefahren und die ersten 0,6 mm dicken Schnittbilder erstellt. Bei den Vordergliedmaßen erstreckte sich der Untersuchungsbereich vom Kaudalrand der Skapula bis zu den Krallenspitzen (Abbildung 17).

3.4.2.2. Bolus-Monitoring

Mit den Programmphasen Premonitoring und Monitoring wurde anhand eines Schnittbilds aus dem Nativscan eine Referenzschicht bestimmt, in der die

Kontrastmittelanreicherung im Gefäßsystem der Patienten detektiert werden konnte und als Ausgangspunkt des Bolus-Trackings diente. Für die Untersuchung der Vorderextremitäten wurde bei den Patienten die ROI in die Aorta descendens auf Höhe der Bifurcatio tracheae in das Schichtbild platziert. In der Monitor-Phase wurden dann während der vollautomatischen KM-Applikation in kurzen Zeitabständen mehrere dynamische Sequenzbilder an derselben Position angefertigt, bis der zuvor festgesetzte Schwellenwert von 100 HE in der ROI erreicht wurde und die Datenakquisition automatisch startete. Den Patienten wurde dabei 2 ml/kg KGW des nichtionischen Kontrastmittels Iohexol (Accupaque™300, Firma GE Healthcare Buchler GmbH & Co. KG, Braunschweig, Deutschland) intravenös injiziert. Das Kontrastmittel hatte eine Jodkonzentration von 300 mg J/ml und wurde je nach Größe des Venenverweilkatheters mit einer Flussrate von 0,9 bis 2,9 ml/s verabreicht. Vor und nach der KM-Applikation wurde den Patienten je nach Körpergewicht ein NaCl-Bolus von 5–20 ml appliziert (NaCl 0,9 % Kochsalzlösung, Firma B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland). Hunde mit einem Körpergewicht von unter 10 kg erhielten einen Bolus Chaser von 5–10 ml NaCl, bei einem Körpergewicht zwischen 10 und 20 kg waren es 10 ml und Hunde über 20 kg bekamen 10–20 ml NaCl. Die Mengen des zu applizierenden Kontrastmittels und Kochsalzlösung wurden über den Touchscreen-Monitor im Kontrollraum eingestellt (Abbildung 18).



Abbildung 18: Der Touchscreen-Monitor, worüber die KM-Pumpe vom Kontrollraum aus programmiert und gesteuert werden konnte. Die blauen Kästchen mit der Kennzeichnung B gaben dabei die Injektionsrate (ml/s) und die Menge (ml) von NaCl vor und nach der Injektion von Kontrastmittel (in den grünen Kästchen, A) an.

3.4.2.3. Arterieller Scan

Wenn in der Aorta descendens auf Höhe der ROI eine Kontrastmittelanreicherung von 100 HE gemessen wurde, begann der Computertomograph automatisch den Scan in kaudokranieler Richtung bis zu den Zehenspitzen. Ziel war es, die Arterien mit einer guten Kontrastmittelanreicherung zu scannen, während die Venen noch kein oder wenig Kontrastmittel angereichert hatten.

Je nach klinischer Fragestellung wurden noch weitere Scanphasen wie eine venöse oder späte (parenchymatöse) Phase gefahren. Bei einer Lahmheit der Schultergliedmaße konnte man hiermit die Kontrastmittelanreicherung im Muskelgewebe und den Gelenken in den verschiedenen Scanphasen beurteilen. Außerdem ließen sich Arterien, Venen und Nerven leichter voneinander abgrenzen, was z. B. im Falle eines Plexustumors von Vorteil ist. Wie nach der CT-Untersuchung mit dem Patienten verfahren wurde, war von Fall zu Fall unterschiedlich. Entweder kamen die Patienten anschließend in den OP, wurden weiterer Diagnostik unterzogen oder die Narkose wurde beendet.

3.4.3. Rekonstruktion

Die Rohdatensätze der einzelnen Patienten, die je nach Diagnostik unterschiedliche Scans volumina beinhalteten, wurden am syngo CT Workplace® der Firma Siemens für diese Studie rekonstruiert. Zunächst wurde in der arteriellen Phase der Bildausschnitt (Field Of View) der Scanbilder auf die Vordergliedmaßen so klein wie möglich positioniert, um einen optimalen Untersuchungsbereich zu erreichen. Auf diese Weise konnten auch aus einem Ganzkörperscan die arterielle Phase der Schulterextremitäten heraus gerechnet werden. Es wurden eine Kernel-Einstellung von B26f und eine Schichtdicke von 0,6 mm gewählt. Die Schnittbilder wurden nach der Rekonstruktion im digitalen Bildarchiv Dünnschicht-PACS (dicom-PACS®, Oehm & Rehbein GmbH, 18057 Rostock) abgespeichert.

4. Retrospektive Untersuchung und Auswertung der Tomogramme

Für die vorliegende Untersuchung wurden nur die CTA Scans der bereits beschriebenen CT-Aufnahmen ausgewertet. Die Betrachtung und Auswertung der CT-Schnittbilder erfolgte über den DICOM Viewer des syngo CT Workplace®. Um eine geeignete Fenstereinstellung für die Betrachtung und Auswertung der CT-Schnittbilder auszuwählen, wurde vorweg eine kleine klinikinterne Meinungsfrage durchgeführt, die im Unterabschnitt 4.1 beschrieben wird.

4.1. Auswahlverfahren des Fensterbereichs zur Schnittbildauswertung

Für die Umfrage wurden neun Tierärzte befragt, u. a. ein Fachtierarzt für Radiologie und zwei Diplomates of European College of Veterinary Diagnostic Imaging (ECVDI). Den Personen wurden einzelne Schnittbilder von vier verschiedenen großen Hunden gezeigt, die eine unterschiedliche Kontrastmittelanreicherung der Gefäße aufwiesen. Zu jedem der vier Patienten wurden aus zwei bis vier transversalen Schnittbereichen CT-Bilder mit je fünf unterschiedlichen Fensterwerten vorgelegt (Abbildung 19), ohne die Fenstereinstellung anzugeben. Die Schnittbilder wurden aus dem proximalen, mittleren und distalen Patientenbereich gewählt, um Arterien von möglichst allen Größen und Untersuchungsbereichen repräsentieren zu können. Die Grenzwerte der Fensterlage und Fensterbreite wurden so festgesetzt, dass die Gefäße noch vom umliegenden Weichteilgewebe abgrenzbar waren, der Kontrast jedoch nicht so stark war, dass man das umliegende Gewebe nicht mehr ausmachen konnte und die Gefäße durch die Kontraststärke optisch größer erschienen als sie waren (Blooming-Effekt). Die Tierärzte mussten sich bei jedem einzelnen Schnittbild für jeweils eine Fenstereinstellung blind entscheiden (A bis E), die sie für eine Auswertung der Gefäße am geeignetsten empfanden. In einer vorgelegten Tabelle (Tabelle 3) konnte die befragte Person pro Schnittbild ein Kreuz in das jeweilige Kästchen setzen. Die ausgefüllten Tabellen wurden anschließend ausgewertet und die abgegebenen Stimmen für die Fenstereinstellungen jeweils aufsummiert. Die Fenstereinstellung, die von den Tierärzten insgesamt am häufigsten gewählt wurde, wurde hauptsächlich für die Auswertung der CT-Schnittbilder für diese Studie verwendet.

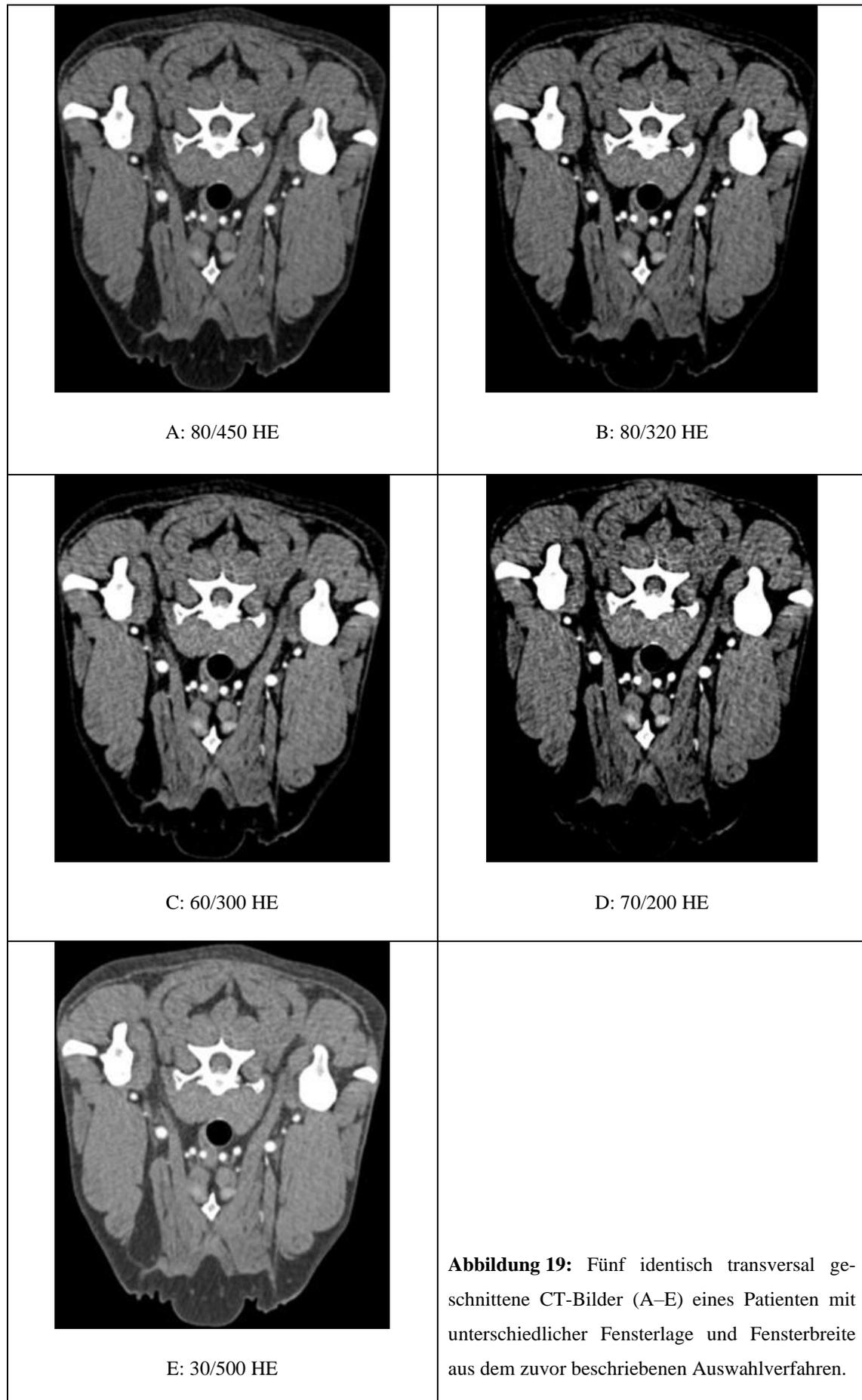


Tabelle 3: Tabelle als Leitfaden für die befragten Tierärzte. Hierbei mussten die befragten Personen pro Spalte ein Kreuz in ein Kästchen setzen, um ihre Auswahl der Fensterung (A bis E) bei dem jeweiligen Schnittbild anzugeben.

Fenstereinstellung	Patient 1			Patient 2			Patient 3		Patient 4			
	Bild I	Bild II	Bild III	Bild I	Bild II	Bild III	Bild I	Bild II	Bild I	Bild II	Bild III	Bild IV
A												
B												
C												
D												
E												

4.2. Untersuchungen zur CT-angiographischen Morphologie der Arterien

Die Tomogramme der arteriellen Scanphase wurden im MPR- und MIP-Modus in der transversalen, sagittalen, dorsalen und beliebig gewählten (obliquen) Ebene von einem einzelnen Untersucher betrachtet. Der Fokus lag dabei auf der Identifizierung der einzelnen Arterien, der bildlichen Darstellung ihrer CTA-Morphologie und der Beschreibung der Arterienverläufe sowie der variierenden Verzweigungsmuster. Der nächste Schritt war die Kategorisierung der Arterien nach ihrer Lokalisation in drei verschiedene Gruppen und die qualitative Kontrastbewertung jeder Arterie in der computertomographischen Angiographie. Zuletzt wurden die Arterien von einer der drei Gefäßgruppen ausgemessen und ihr Dichtewert festgehalten.

4.2.1. Identifizierung, Darstellung und Beschreibung der Arterien

Beginnend am Übergang der A. subclavia in die A. axillaris und dem Abgang der A. cervicalis superficialis, wurden die einzelnen Arterien in proximodistaler Richtung in ihrem Verlauf betrachtet. Anhand ihres Ursprungs, der Verlaufsrichtung und ihrer Gefäßabzweigungen wurden die Gefäße mit Hilfe von anatomischer Literatur (Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005, Popesko 2011, Bezuidenhout 2013) identifiziert. Die Arterien wurden sowohl in der rechten als auch in der linken Gliedmaße untersucht und miteinander verglichen. Der Gefäßverlauf wurde schriftlich festgehalten und mögliche anatomische Unterschiede zwischen den Patienten oder zwischen den Extremitäten eines einzelnen Patienten dokumentiert. Arterien, die zwar in der anatomischen Literatur beschrieben

sind, aber in den CT-angiographischen Schnittbildern nicht zu erkennen waren, wurden extra aufgelistet (Tabelle 7). Für die repräsentative Darstellung der Arterienmorphologie und der Gefäßvariationen wurden Schnittbilder in verschiedenen Ebenen und 3D-Rekonstruktionen aus den CTA-Studien einiger Patienten verwendet.

4.2.2. Normvarianten

Wenn einzelne Arterien bei verschiedenen Patienten oder Gliedmaßen unterschiedliche Verzweigungsmuster aufwiesen, wurden diese normalanatomischen Variationen als Normvarianten kategorisiert. Abhängig davon, wie viele Normvarianten bei einer Arterie aufgefunden wurden, wurden diese von 1 bis x nummeriert aufgelistet. Die Nummerierung wurde dabei unabhängig von der Häufigkeit oder der Wertigkeit der Normvarianten gewählt. Für jede Extremität wurde die jeweils aufgefundene Normvariante einer Arterie tabellarisch festgehalten und im Nachhinein die Häufigkeit der einzelnen Gefäßvariation aufsummiert. Außerdem wurde untersucht, ob die jeweilige Normvariante symmetrisch in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam.

4.2.3. Bewertung der Arterien nach Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit

Um eine qualitative Aussage über die CTA-Darstellung der einzelnen Arterien machen zu können, wurde ein spezielles Bewertungssystem angewendet. Die Bewertung erfolgte nach Kontrasterkennbarkeit (KE) und Verfolgbarkeit (VB), wobei die Arterien der rechten und linken Gliedmaße eines Hundes unabhängig voneinander beurteilt wurden. Bei der Beurteilung der Kontrasterkennbarkeit einer Arterie ging es um die Stärke der optischen Abhebung des Gefäßes vom umliegenden Gewebe und somit um die subjektiv wahrgenommene Kontrastmittel-Anreicherung im Gefäß. Dabei wurde mit einer Benotung bzw. einem Score von 0 für „nicht erkennbar“ bis 3 für „sehr gut erkennbar“ bewertet. „Sehr gut erkennbar“ wurde ein Gefäß betitelt, wenn es sehr hell war und sich vom umliegenden Weichteilgewebe deutlich abhob. Mit „gut erkennbar“ (Score: 2) wurde ein Gefäß bewertet, wenn es gut vom Weichteilgewebe hervortrat und leicht zu erkennen war. Die „schwach erkennbaren“ (Score: 1) Arterien hoben sich nur leicht vom umliegenden Weichteilgewebe ab und waren somit nur bei genauerem Hinsehen zu erkennen. In Abbildung 20 wird am Beispiel der A. thoracica externa die Bewertung einer Arterie anhand ihrer Kontrasterkennbarkeit bildlich veranschaulicht.

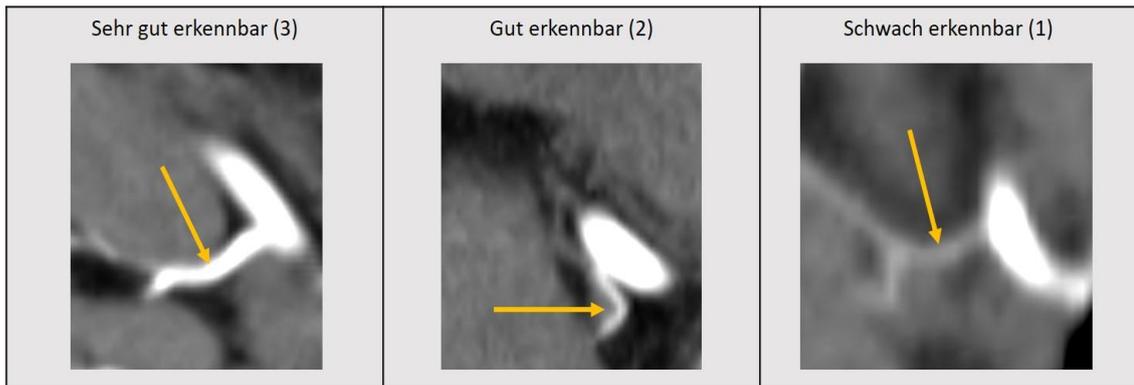


Abbildung 20: Bildliche Veranschaulichung des Scoring-Systems nach Kontrasterkennbarkeit einer Arterie anhand der A. thoracica externa (markiert mit gelbem Pfeil). Die A. axillaris, aus der dieses Gefäß entspringt, ist bei diesen Beispielen immer sehr gut erkennbar.

Die Verfolgbarkeit einer Arterie beschrieb wiederum, wie durchgängig ein Gefäß in seinem Verlauf verfolgt werden konnte. Die Fragestellung war, ob es vollständig bis zu seiner Endaufzweigung zu sehen war oder sich schon zuvor ab einer bestimmten Stelle nicht mehr darstellen ließ. Hier wurde mit 0 für „nicht verfolgbar“, 1 für „partiell verfolgbar“ und 2 für „vollständig verfolgbar“ bewertet. Mit „vollständig verfolgbar“ wurde ein Gefäß nur dann beschrieben, wenn es sich bis zu dem in der Literatur beschriebenen Endversorgungsgebiet verfolgen ließ. In Abbildung 21 wird am Beispiel der A. profunda brachii die Bewertung einer Arterie anhand ihrer Verfolgbarkeit bildlich veranschaulicht.

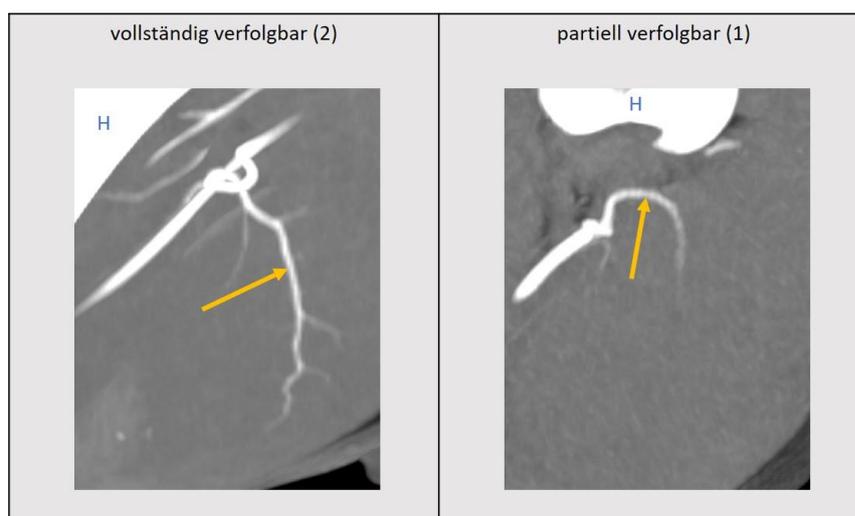


Abbildung 21, MIP sagittal: Bildliche Veranschaulichung des Scoring-Systems nach Verfolgbarkeit einer Arterie anhand der A. profunda brachii (gelber Pfeil). Bei beiden Bildern entspringt sie aus der kranialen Oberfläche der A. brachialis. Links ist die Arterie bis in die Trizepsmuskulatur zu verfolgen, rechts wird sie immer schmäler, bis sie nicht mehr weiter verfolgbar ist. H = Humerus.

4.2.4. Gruppeneinteilung der Arterien

Die Arterien der Vordergliedmaßen wurden in drei Hauptgruppen eingeteilt: Stammarterien, periphere Arterien und Pfotenarterien. Die Stammgefäße waren die Hauptgefäße, die vom Thorax in die Gliedmaßen zogen und die Hauptversorgung der proximalen (inklusive Scapula) und distalen Extremität darstellen. Die peripheren Arterien waren alle Arterien, die von den Stammarterien abzweigten und nicht zu den Pfotenarterien zählten. Als Pfotenarterien wurden die Aa. digitales palmares/dorsales communes, Aa. metacarpeae palmares/dorsales und die Aa. digitales dorsales/palmares propriae axiales et abaxiales definiert. In Tabelle 4 sind die einzelnen Arterien sortiert nach Gruppen aufgelistet.

Tabelle 4: Einteilung der Arterien nach Gefäßgruppen.

Stammarterien	A. subclavia A. cervicalis superficialis A. axillaris A. subscapularis A. brachialis A. mediana
Periphere Arterien	R. deltoideus R. ascendens A. suprascapularis R. praescapularis A. thoracica externa A. thoracica lateralis A. thoracodorsalis A. circumflexa humeri caudalis A. collateralis radialis A. collateralis media A. nutricia humeri A. circumflexa scapulae

Fortsetzung der Tabelle 4: Einteilung der Arterien nach Gefäßgruppen.

Periphere Arterien	<p>A. nutricia scapulae</p> <p>A. circumflexa humeri cranialis</p> <p>A. profunda brachii</p> <p>A. bicipitalis</p> <p>A. brachialis superficialis</p> <p>A. antebrachialis superficialis cranialis</p> <p>Aa. radiales superficiales</p> <p>A. collateralis ulnaris</p> <p>A. transversa cubiti</p> <p>A. recurrens ulnaris</p> <p>A. interossea communis</p> <p>A. ulnaris</p> <p>A. interossea cranialis</p> <p>A. interossea caudalis</p> <p>R. interosseus</p> <p>A. profunda antebrachii</p> <p>A. radialis</p>
Pfortenarterien	<p>Aa. digitales palmares communes</p> <p>Aa. metacarpeae palmares</p> <p>Aa. digitales palmares propriae axiales/abaxiales</p> <p>Aa. digitales dorsales communes</p> <p>Aa. metacarpeae dorsales</p> <p>Aa. digitales dorsales propriae axiales/abaxiales</p>

4.2.5. Gefäßmessungen: Dichte, Durchmesser und Flächeninhalt

Die Messparameter Dichte (HE), Gefäßdurchmesser (cm) und Flächeninhalt (cm²) wurden bei den Stammarterien an zuvor definierten Gefäßstellen bei beiden Vordergliedmaßen bestimmt. Die Lokalisationen der Arterienmesspunkte sind in Tabelle 5 aufgelistet. Zusätzlich wurde die Dichte der A. digitalis palmaris communis III im Pfotenbereich gemessen. Die Messparameter wurden in der transversalen Schnittebene bestimmt. Hierfür wurde im MPR-Modus im dorsalen und sagittalen Schnittbild die transversale Achsenlinie senkrecht auf die Längsachse des betreffenden Gefäßes eingestellt (Abbildung 22), um dann in der transversalen Schnittbildebene manuell den Durchmesser und Flächeninhalt messen zu können (Abbildung 23).

Tabelle 5: Auflistung der gemessenen Arterien und deren topographischen Referenzpunkte. Gemessen wurden Dichte, Durchmesser und Flächeninhalt.

Arterien	Lokalisation der Messstellen
A. subclavia	Ursprung der A. subclavia dextra aus dem Truncus brachiocephalicus (selbe Höhe auf der linken Seite)
A. axillaris	Nach Ursprung aus der A. subclavia
A. cervicalis superficialis	Nach Ursprung aus der A. subclavia
A. subscapularis	Nach dem Abgang der A. circumflexa humeri caudalis
A. brachialis	Nach Abzweigung der A. profunda brachii
A. mediana	Direkt am Ursprung, nach Abgang der A. interossea communis
A. digitalis palmaris communis III	Nach Ursprung aus dem Arcus palmaris superficialis

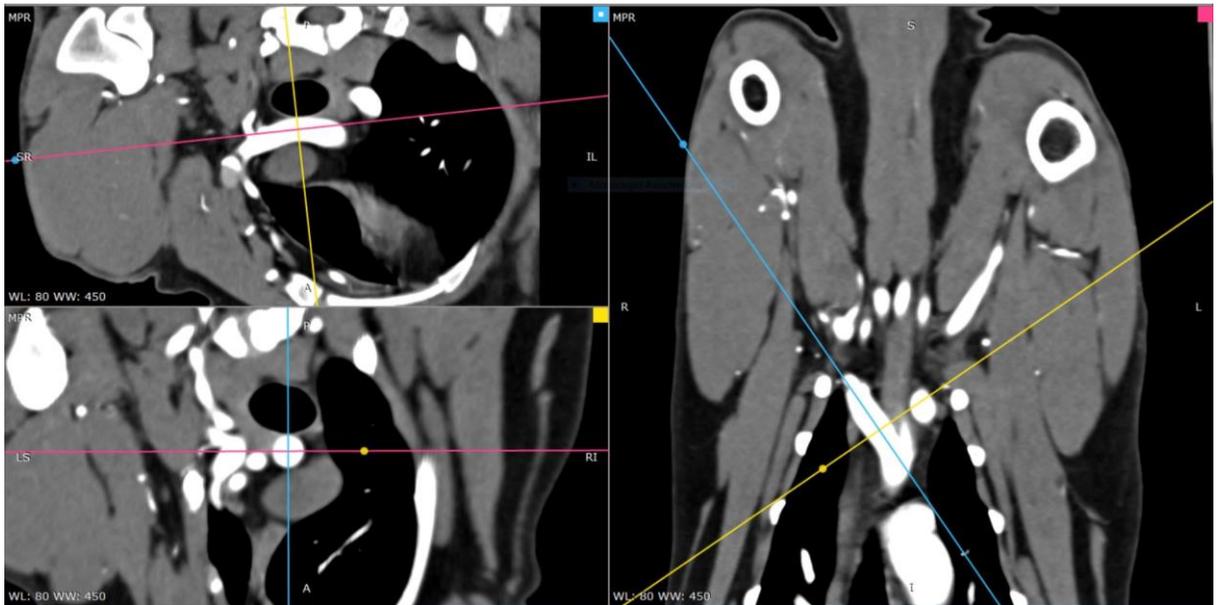


Abbildung 22: Senkrechte Achseneinstellung der transversalen Achsenlinie (gelb) auf die Längsachse der A. subclavia dextra im sagittalen (links, oben) und dorsalen (rechts) Schnittbild. Im transversalen Schnittbild (links, unten) erkennt man die kreisrunde, senkrecht geschnittene A. subclavia mit der sagittalen und dorsalen Achsenlinie.

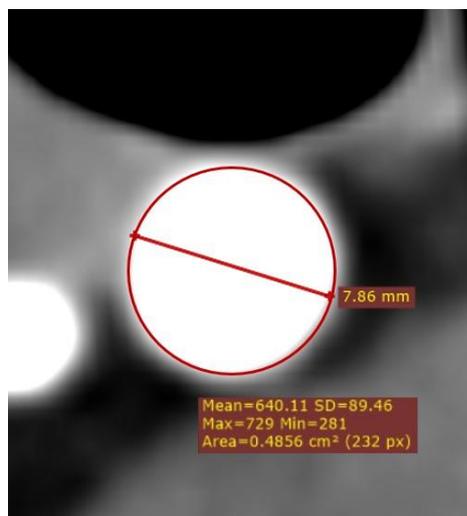


Abbildung 23: Manuelle Ausrichtung von Längenmessung und Ellipse und automatische Durchmesser- (mm), Flächen- (Area) und Dichteberechnung (Mean) des Programms am Beispiel der transversal geschnittenen A. subclavia dextra.

Als Gegenkontrolle wurden zusätzlich die Kreisflächen anhand der gemessenen Gefäßdurchmesser und der Kreisdurchmesser mit Hilfe der gemessenen Gefäßfläche berechnet. Folgende mathematische Formeln für die Kreisfläche A und den Kreisdurchmesser d wurden verwendet (Rade und Westergren 2013):

- Kreisfläche $A = \pi \left(\frac{d}{2}\right)^2$
- Kreisdurchmesser $d = 2 \sqrt{\frac{A}{\pi}}$

4.3. Messung des Flächeninhalts von Humerus und Radius

Neben der Untersuchung der Arterien wurden auch die Knochen bei jedem Patienten vermessen. Dabei wurde der Flächeninhalt des Diaphysenquerschnitts von Humerus und Radius jeweils auf Höhe des For. nutriciums ausgemessen. Hierfür wurden immer die Knochen der rechten Vordergliedmaße herangezogen. Um das Foramen nutricium im Knochengewebe erkennen zu können, wurde die Fensterung auf ein klassisches Knochenfenster mit der Fensterlage 500 und der Fensterbreite 3000 eingestellt und das For. nutricium in der sagittalen Ebene aufgesucht (Abbildung 24). Im MPR-Modus wurde im dorsalen und sagittalen Schnittbild die transversale Achsenlinie senkrecht auf die Längsachse der Knochendiaphyse gesetzt und im transversalen Schnittbild der Knochenquerschnitt auf Höhe des For. nutriciums manuell umfahren, was in Abbildung 25 und Abbildung 26 veranschaulicht wird. Das Programm errechnete dann automatisch den Flächeninhalt. Bei vier Patienten mit einem Körpergewicht zwischen 1,9 kg und 7,2 kg konnte aufgrund der geringen Größe kein For. nutricium im Radius bzw. Humerus sichtbar gemacht werden. Hier wurde eine Messstelle gewählt, die mit Hilfe von Erfahrungswerten durch andere Untersuchungen etwa auf Höhe des eigentlichen For. nutriciums geschätzt wurde.

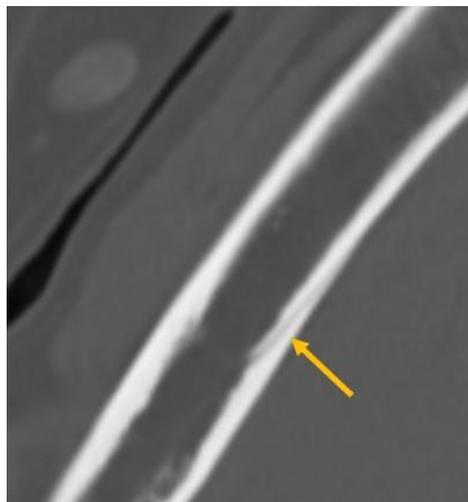


Abbildung 24: Aufsuchen des For. nutriciums (gelber Pfeil) in der sagittalen Schnittbildebene im Knochenfenster.

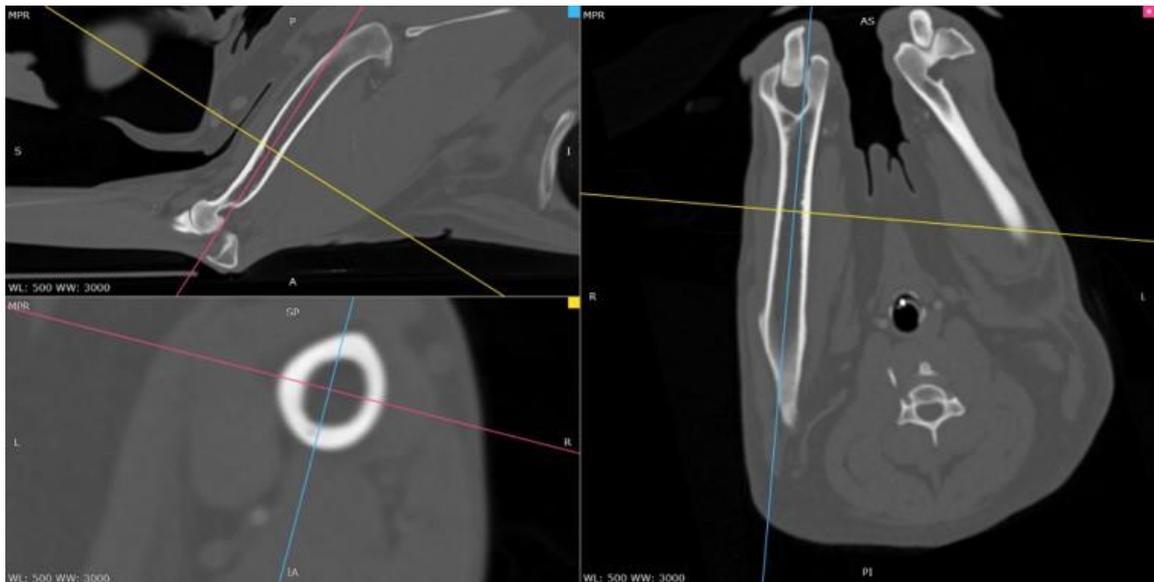


Abbildung 25: Senkrechte Ausrichtung der transversalen Achsenlinie (gelbe Linie) zur Humerusdiaphyse in der sagittalen (links, oben) und dorsalen (rechts) Schnittbildebene. Links unten ist die transversale Schnittbildebene zu sehen mit der querschnittenen Humerusdiaphyse.

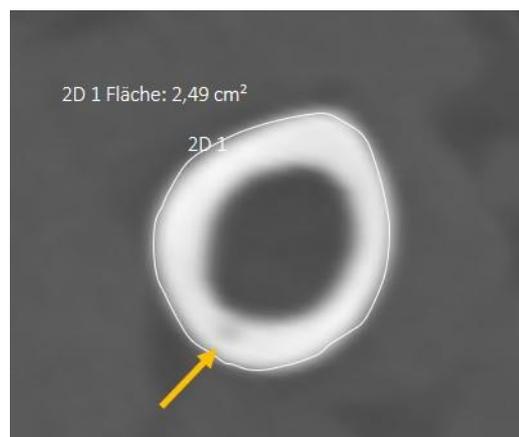


Abbildung 26: Manuelles Umfahren des senkrechten Querschnitts der Humerusdiaphyse und automatische Flächenberechnung durch das CT-Programm. Der gelbe Pfeil markiert die Stelle des For. nutricium.

5. Anwendung statistischer Testverfahren und Auswertung der Ergebnisse

Für die Statistik wurden verschiedene Computersoftware genutzt. Für die deskriptive Statistik wurden zur Veranschaulichung Diagramme in Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, WA 98052-6399, USA) erstellt. Für die explorative Datenanalyse wurden IBM SPSS Statistics 25 (SPSS Inc. an IBM Company, Chicago, IL) und MedCalc Software (MedCalc, Acacialaan 22, 8400 Ostende, Belgium) verwendet. Die statistischen Tests, die zur Auswertung der Studienergebnisse angewendet wurden, können in der entsprechenden statistischen Literatur nachgeschlagen werden (Kanji 2006, Peacock und Peacock 2011).

5.1. Patientendaten

Bei den nominalen Patientendaten (Geschlecht, Kastrationsstatus, Narkoseprämedikation, CT-Indikation) wurde die absolute und relative Häufigkeit angegeben. Bei den metrischen Patientendaten (Alter, Gewicht) wurden Mittelwert und Standardabweichung (Notation: Mittelwert \pm Standardabweichung) genannt. Für die graphische Übersicht der Körpergewichtsverteilung der Patienten und für die seitenvergleichende Darstellung der Durchmesserwerte der Stammarterien wurden die Hunde in die Gewichtsklassen 0–10 kg, 11–20 kg, 21–30 kg, 31–40 kg und > 40 kg eingeteilt.

5.2. Normvarianten

Für die einzelnen Normvarianten der jeweiligen Gefäße wurden über eine Häufigkeitstabelle die absolute und relative Häufigkeit bezogen auf 68 Gliedmaßen und 34 Patienten berechnet. Außerdem wurde über dasselbe Verfahren berechnet, wie häufig die jeweilige Normvariante beidseits vorkam und bei wie vielen Patienten die Arterie dieselbe Normvariante in beiden Vordergliedmaßen aufwies (Symmetrie-Verhältnis).

5.3. Bewertungsdaten der Arterien

Die einzelnen Bewertungen der Arterien nach Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit in jeder Gliedmaße wurden für jedes Gefäß in einer Häufigkeitstabelle ausgewertet. Getrennt nach Gefäßgruppen wurden die Häufigkeiten der Bewertungen für jedes Gefäß im gestapelten Säulendiagramm zu 100 % nebeneinander dargestellt. Um auf Abweichungen der Bewertungen zwischen rechter und linker Gliedmaße zu prüfen, wurden jeweils die KE- und VB-Bewertungen der Stamm-, Pfoten- und peripheren Arterien aufaddiert und der Variationskoeffizient zwischen rechter und linker Extremität berechnet.

5.4. Genereller Sichtbarkeits-Score

Die generelle Sichtbarkeit der peripheren Arterien und Pfotenarterien wurde mit 0 bis 2 bewertet. Dabei stand 0 für „beidseits nicht sichtbar“, 1 für „einseitig sichtbar“ und 2 für „beidseits sichtbar“. Mit Hilfe der Häufigkeitstabelle wurde die absolute und relative Häufigkeit dieser drei Fälle bei jeder peripheren und digitalen Arterie ausgewertet, in einer Tabelle zusammengefasst und im gestapelten Säulendiagramm zu 100 % graphisch nebeneinander dargestellt.

5.5. Knochenflächen und Körpergewicht

Der Zusammenhang zwischen den metrischen Werten der Knochenmessungen (Flächeninhalt Humerusquerschnitt, Flächeninhalt Radiusquerschnitt) und des Körpergewichts der einzelnen Hunde wurde über den Pearson-Test untersucht, um auf eine lineare Korrelation zu testen.

5.6. Erstellen von Summenscores der Gefäßgruppen

Die ordinalen Daten der einzelnen Arterien (Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit) wurden initial innerhalb der Gefäßgruppen von rechter (re) und linker (li) Gliedmaße jedes Patienten miteinander aufsummiert: Kontrasterkennbarkeit (KE) aller Stammarterien re/li, KE der peripheren Arterien re/li, KE der Pfotenarterien re/li, Verfolgbarkeit (VB) der Stammarterien re/li, VB der peripheren Arterien re/li und VB der Pfotenarterien re/li. Zuerst wurden die Daten von rechter und linker Gliedmaße getrennt voneinander aufsummiert und der Variationskoeffizient der beiden Seiten berechnet. Um am Ende einen Gesamtsummenscore für jede Arteriengruppe bei jedem Patienten zu bestimmen, wurden die ordinalen Werte der Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit einer Gruppe von rechter und linker Gliedmaße aufsummiert. So ergab sich am Ende bei jedem Hund ein individueller Summenwert für die Stammarterien, die peripheren Arterien und die Pfotenarterien.

Stamm (Gesamt) = Summe Stamm re (Stamm KE re + Stamm VB re) + Summe Stamm li (Stamm KE li + Stamm VB li)

Peripherie (Gesamt) = Summe Peripherie re (Peripherie KE re + Peripherie VB re) + Summe Peripherie li (Peripherie KE li + Peripherie VB li)

Pfote (Gesamt) = Summe Pfote re (Pfote KE re + Pfote VB re) + Summe Pfote li (Pfote KE li + Pfote VB li)

Diese Summenscores der drei Gefäßgruppen wurden auf einen Zusammenhang mit dem Patientenalter, dem Körpergewicht, den Knochen- und Gefäßmessungen sowie den Applikationsdaten der Kontrastmittel- und Kochsalzlösungs-Injektion mittels Spearman-Rho-Test geprüft. Um außerdem auf Unterschiede in der Arterienbewertung innerhalb der verschiedenen Gruppen der Sedativa (Alpha-2-Agonisten, Benzodiazepine, Acepromazin) und der Geschlechter zu prüfen, wurden Varianzanalysen nach Kruskal-Wallis und bei signifikanten Abweichungen der Mann-Whitney-Test durchgeführt.

5.7. Messdaten der Stammgefäße

Der gepaarte t-Test wurde bei den normalverteilten Werten der Durchmesser-, Flächen- und Dichtemessungen auf Messunterschiede in rechter und linker Vordergliedmaße geprüft. Bei den nicht normalverteilten Werten wurde für denselben Zweck der Wilcoxon-Test für Paardifferenzen angewendet. Des Weiteren folgten Korrelationsanalysen von Gefäßflächen und -durchmesser mit dem Körpergewicht und den Flächeninhalten von Radius und Humerus mit Hilfe des Pearson-Tests bei normalverteilten Werten oder mit Hilfe von Spearman-Rho, wenn die Werte nicht normal verteilt waren. Außerdem wurde bei jedem Patienten von jedem Gefäß der Mittelwert von rechter und linker Seite berechnet, so dass man bei jedem Patienten für jedes Gefäß einen HE-Wert hatte. Diese Werte wurden für jeden Patienten als HE-Verlaufslinien mit Datenpunkten für jedes Gefäß in zwei Linien-Diagrammen (aufgeteilt in Patienten ≤ 30 kg und ≥ 31 kg) dargestellt. Auf diese Weise konnte die Entwicklung der Gefäßdichte von proximal nach distal für jeden Patienten veranschaulicht und miteinander verglichen werden.

Für alle der oben genannten Testverfahren wurde ein Signifikanzniveau von 5 % ($p \leq 0,05$) festgelegt. Der Variationskoeffizient sollte 10 % oder kleiner sein, um eine Abweichung von linker und rechter Gliedmaße ausschließen zu können. Bei Korrelationsanalysen sollte der Korrelationskoeffizient r möglichst nah an -1 oder $+1$ liegen, um einen positiven oder negativen Zusammenhang nachweisen zu können. Bevor die Zusammenhänge zwischen quantitativen Parametern untersucht wurden, wurde stets zuvor ein Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk durchgeführt. Hier sollte das Signifikanzniveau über $0,05$ liegen, um eine Normalverteilung zu bestätigen. Unterschieden sich die Aussagen der Tests nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk, galt das Ergebnis von Shapiro-Wilk, da dieser Test bei kleineren Stichproben als aussagekräftiger gilt. Abhängig davon wurden anschließend parametrische oder nicht-parametrische Tests getätigt. Die Anzahl der Nachkommastellen wurde in Abhängigkeit

von der Messgenauigkeit auf 1 bis 3 (p- und r-Wert) Nachkommastellen festgelegt. Werte unter 5 wurden immer abgerundet, Werte ab 5 aufgerundet.

IV. ERGEBNISSE

1. Patienten

Es wurden insgesamt 34 Hunde für die Studie ausgewertet, auf die die Einschlusskriterien zutrafen (siehe Tabelle 25, Anhang). Darunter waren unter anderem vier Rottweiler, drei Labradore, zwei Berner Sennenhunde, drei Golden Retriever und zwei Hovawarts. Weitere in der Studie einzeln vorkommende Rassen waren Französische Bulldogge, Weißer Schäferhund, Magyar Vizsla, Spinone Italiano, Flat Coated Retriever, Großer Schweizer Sennenhund, Bernhardiner, Beagle, Chihuahua, Shih Tzu und West Highland White Terrier. In der Patientengruppe befanden sich außerdem neun Mischlinge, u. a. ein Labrador-Mischling, ein Schäferhund-Mischling und ein Malteser-Mischling. Sechs der insgesamt neun Mischlingshunde waren nicht näher klassifiziert. Das Körpergewicht dieser Mischlingshunde lag zwischen 11,4 bis 35 kg. Das Alter der Hunde am Tag der CT-Untersuchung variierte zwischen sechs und 162 Monaten, im Durchschnitt waren die Hunde damit $80,9 \pm 41,1$ Monate bzw. $6,7 \pm 3,4$ Jahre alt. 25 (74 %) Hunde waren männlich (m), davon neun (36 %) kastriert (mk). Die restlichen neun (26 %) Hunde waren weiblich (w), von welchen sieben (78 %) Hündinnen kastriert waren (wk). Das Körpergewicht der Patienten variierte zwischen 1,9 kg und 61 kg, durchschnittlich lag es bei $30,0 \pm 15,5$ kg. In Abbildung 27 ist die Verteilung des Körpergewichts in Bezug auf die Patientenzahl zu sehen. Die in der Studie angewendeten Sedativa wurden wie folgt bei den Patienten eingesetzt. 17 Hunde wurden mit Benzodiazepinen sediert, was mit 50,0 % den größten Anteil ausmachte. Mit Acepromazin wurden 14 Hunde prämediziert (41,2 %) und mit Alpha-2-Agonisten nur drei Hunde (8,8 %). Bei den klinischen Indikationen, die bei den Patienten zu einer kontrastmittelgestützten CT-Untersuchung führten, wurden 21 (61,8 %) Hunde aufgrund von orthopädischen Fragestellungen in den Schulterextremitäten untersucht. Von diesen orthopädischen Patienten hatten 19 (90,5 %) Hunde ein Körpergewicht von über 20 kg und 15 (71,4 %) Hunde waren davon männlich. An sieben (20,6 %) Hunden wurde ein Ganzkörper-CT im Rahmen eines Stagings aufgrund einer neoplastischen Erkrankung durchgeführt. Die restlichen sechs (17,6 %) Patienten erhielten eine CT-Untersuchung aufgrund von Erkrankungen im Kopf- und Rumpfbereich oder waren neurologisch auffällig, indem sie Koordinationsprobleme im Gangbild zeigten (siehe Tabelle 25, Anhang). Bei diesen Patienten waren die Schulterextremitäten im jeweiligen Scanbereich der CT-Aufnahmen miteinbezogen.

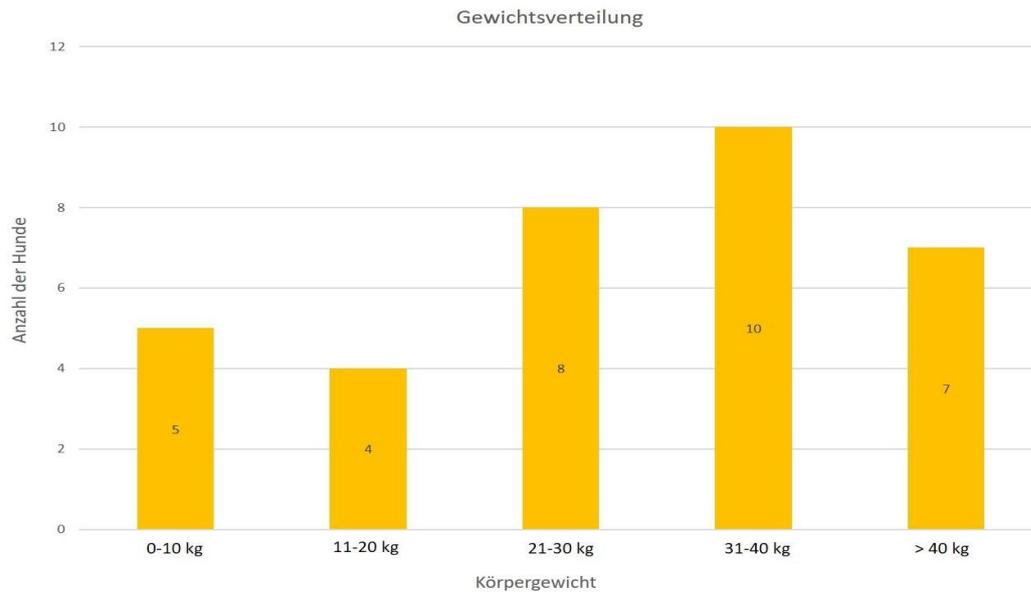


Abbildung 27: Graphische Darstellung des Körpergewichts der Patienten. Für eine bessere Übersicht wurde das Körpergewicht der Patienten in fünf Gewichtsgruppen eingeteilt (x-Achse). An der y-Achse ist die Patientenanzahl (n) in der jeweiligen Gewichtsgruppe abzulesen.

2. Auswahl der Fensterung

In Tabelle 6 sind die vier ausgewählten Patienten mit ihren zwei bis vier Schnittbildern aufgeführt. Die fünf Fenstereinstellungen, die zur Auswahl standen, sind in der ersten Spalte zu sehen. Bei dem Auswahlverfahren stellte sich heraus, dass die Fenstereinstellung 80 HE/450 HE am häufigsten gewählt und somit zur Auswertung von den Gefäßen als günstig angesehen wurde. Die Begründung der befragten Tierärzte für diese Auswahl war, dass in dieser Fensterung die Gefäße klar vom umliegenden Weichteilgewebe abgrenzbar sind, die einzelnen Strukturen der verschiedenen Gewebedichten jedoch nicht verloren gehen. Außerdem zeigte sich, dass bei den Schnittbildern von distalen Gliedmaßenbereichen (Bilder III und IV), wo sich v. a. kleinere Arterien befinden, die Fenstereinstellungen mit stärkerer Kontrastwirkung (80 HE/320 HE und 60 HE/300 HE) gewählt wurden. Hier entschieden sich mindestens 50 % der Tierärzte für eine der beiden Fenstereinstellungen. Die einzelnen Gefäße waren in diesen Fenstereinstellungen besser ersichtlicher.

In dieser Studie wurde hauptsächlich die Fensterlage 80 HE in Kombination mit den Fensterbreiten 450 HE für die Arterienuntersuchung verwendet und bei schwacher Kontrastmittelanreicherung oder kleineren Gefäßen auf 80 HE/320 HE oder 60 HE/300 HE

angepasst. Teilweise war es gerade bei distalen Schnittbildern nötig ein Bild in mehreren Fensterungen zu betrachten, da sich die kleinen Gefäße in verschiedenen Fensterwerten unterschiedlich gut darstellen ließen.

Tabelle 6: Auswahlverfahren der Fenstereinstellung. Die Zahlen im vertikal mittleren Tabellenbereich geben die Stimmanzahl der Tierärzte an, die die jeweilige Fenstereinstellung (erste Spalte) für das jeweilige Schnittbild (zweite Zeile) der einzelnen Patienten (erste Zeile) gewählt haben.

Fensterlage/ Fenster- breite (HE)	Patient 1			Patient 2			Patient 3		Patient 4				Summe
	Bild I	Bild II	Bild III	Bild I	Bild II	Bild III	Bild I	Bild II	Bild I	Bild II	Bild III	Bild IV	
80/450	5	6	2	6	6	0	8	3	6	7	2	1	52
30/500	0	0	1	0	0	2	1	1	1	1	1	1	9
80/320	3	2	5	1	1	4	0	4	1	1	2	4	28
60/300	0	0	0	1	1	2	0	1	1	0	3	3	12
70/200	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	1	0	7
Favorit für jeweiliges Schnittbild	80/ 450	80/ 450	80/ 320	80/ 450	80/ 450	80/ 320	80/ 450	80/ 320	80/ 450	80/ 450	60/ 300	80/ 320	

3. Beschreibung der arteriellen Gefäßverläufe und die Häufigkeitsverteilung ihrer Normvarianten

Bei der Untersuchung der CT-angiographischen Schnittbildserien konnten die wichtigsten in der anatomischen Literatur erwähnten Arterien identifiziert und verfolgt werden. Die Stammarterien waren immer darstellbar. Bei den peripheren Arterien ließen sich zehn periphere Gefäßäste und die A. antebrachialis superficialis cranialis als distale Fortsetzung der A. brachialis superficialis nicht darstellen. Im Pfotenbereich, distal des Karpalgelenks, konnten vor allem die dorsalen Arteriengruppen nicht sichtbar gemacht werden und drei kleinere Gefäßäste waren ebenfalls nicht identifizierbar. Die Arterien, die bei keinem untersuchten Patienten aufgefunden werden konnten, sind in Tabelle 7 aufgelistet.

Tabelle 7: Nicht erkennbare Arterien in der CTA und ihre Lokalisation in den Vorderextremitäten. Daneben ihre Ursprungsgefäße, aus welchen sie entspringen und die entsprechende Literaturquelle, in der sie erwähnt werden.

Nicht sichtbare Arterien	Lokalisation	Ursprungsgefäße	Literaturquelle
A. nutricia scapulae	Peripherie	A. circumflexa scapulae oder A. subscapularis	Waibl et al. (2005)
A. collateralis media	Peripherie	A. collateralis radialis	Waibl et al. (2005)
Aa. radiales superficiales	Peripherie	A. brachialis superficia- lis	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)
A. antebrachialis superfi- cialis cranialis	Peripherie	A. brachialis superficia- lis	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)
R. dorsalis	Peripherie	A. ulnaris	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)
R. carpeus dorsalis/pal- maris	Peripherie	A. ulnaris	Waibl et al. (2005)
R. interosseus	Peripherie	A. interossea caudalis	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)
R. carpeus dorsalis	Peripherie	R. interosseus der A. in- terossea caudalis	Bezuidenhout (2013)
		Auch aus der A. interos- sea cranialis möglich	Waibl et al. (2005)
R. carpeus palmaris	Peripherie	A. interossea caudalis	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)
R. carpeus dorsalis	Peripherie	A. radialis	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)
R. carpeus palmaris	Peripherie	A. radialis	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)

Fortsetzung der Tabelle 7: Nicht erkennbare Arterien in der CTA der Vorderextremitäten.

R. palmaris superficialis	Pfote	A. radialis	Waibl et al. (2005)
R. palmaris profundus	Pfote	A. radialis	Waibl et al. (2005)
Aa. metacarpeae dorsales I–IV	Pfote	Rete carpi dorsale	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)
Aa. digitales dorsales communes I–IV	Pfote	Medialer und lateraler Ast der A. antebrachialis superficialis cranialis	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)
Aa. digitales dorsales propriae II–IV	Pfote	Aa. digitales dorsales communes II–IV	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)
A. digitalis dorsalis V abaxialis	Pfote	R. dorsalis der A. ulnaris	Waibl et al. (2005)
A. digitalis dorsalis I abaxialis	Pfote	R. carpeus dorsalis der A. radialis	Bezuidenhout (2013)
A. digitalis palmaris V abaxialis	Pfote	Arcus palmaris superficialis	Waibl et al. (2005)
		Arcus palmaris profundus oder A. interossea caudalis	Bezuidenhout (2013)
Rami perforantes proximales/distales	Pfote	Verbindungsäste der Aa. metacarpeae dorsales und palmares	Waibl et al. (2005) Bezuidenhout (2013)

Im Folgenden werden die Arterienverläufe der Vorderextremitäten beschrieben, beginnend bei der Endaufzweigung der A. subclavia. Bei insgesamt neun Arterien fanden sich zwei bis vier unterschiedliche Normvarianten, die sich jeweils in ihrem Ursprung unterschieden, aber stets denselben Verlauf zeigten. Die Häufigkeiten des Auftretens der

einzelnen Normvarianten wird statistisch in Tabellenform aufgezeigt (Tabelle 8 bis Tabelle 16). Die Zahl „0“ steht dabei für das Nichterkennen eines Gefäßes. Die römischen Zahlen I–IV vertreten jeweils eine Normvariante. Dabei wurde die Nummerierung unabhängig von der Häufigkeit oder der Wertigkeit der Normvarianten gewählt.

Nachfolgend werden CTA-Bilder in zwei- und dreidimensionaler Darstellung abgebildet. Die sagittalen Schnittbilder wurden immer so ausgerichtet, dass rechts nach kaudal und links nach kranial zeigt. Bei den dorsalen Bildern zeigt kranial bzw. distal zum oberen Bildrand und kaudal bzw. proximal zum unteren Bildrand. Da die Arterienbeschreibung im Thorax beginnt und in distale Richtung fortgesetzt wird, wurden die dorsalen Schnittbilder auch im Gliedmaßenbereich in ihrer ursprünglichen Ausrichtung belassen. Für eine zusätzliche 3D-Darstellung wurden außerdem VRT-Bilder (Abbildung 28) rekonstruiert.

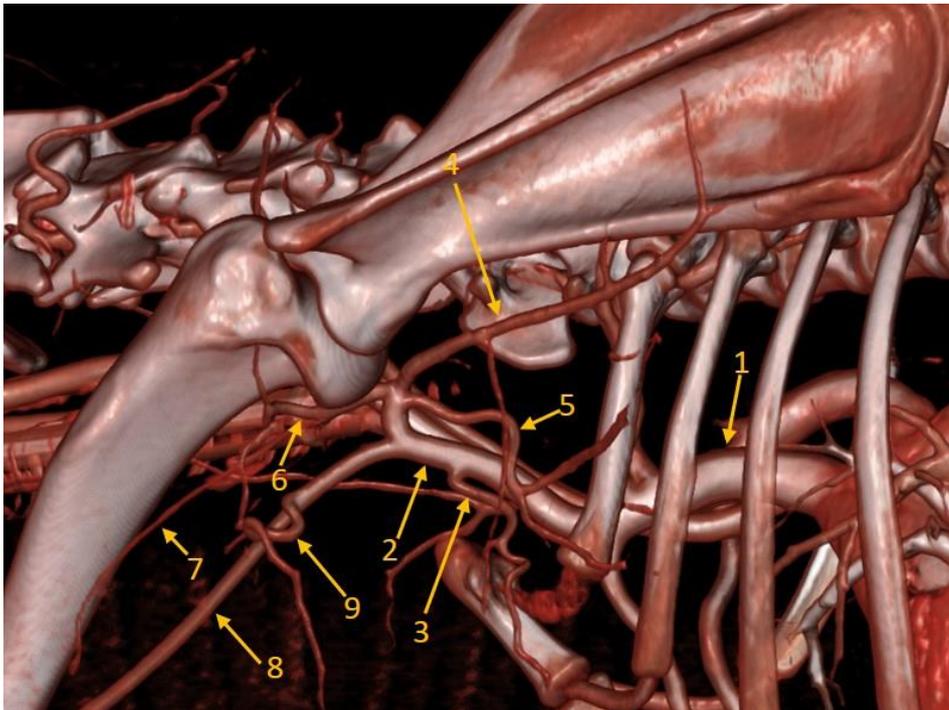


Abbildung 28, VRT, laterale Ansicht, Brusteingang: Übersichtsdarstellung der Hauptversorgungsäste der Vordergliedmaßen mit deren Abzweigungen. 1) A. subclavia sinistra, 2) A. axillaris, 3) A. thoracica lateralis, 4) A. subscapularis, 5) A. thoracodorsalis, 6) A. circumflexa humeri caudalis, 7) A. collateralis radialis, 8) A. brachialis, 9) A. profunda brachii.

3.1. Arteria subclavia

Die prominente Arterie entsprang bei den untersuchten Patienten rechts aus dem Truncus brachiocephalicus und auf der linken Seite direkt aus dem Aortenbogen (Arcus aortae), wie in Abbildung 29, Abbildung 30 und Abbildung 32 nachzuvollziehen ist. Aufgrund des unterschiedlichen Ursprungs war die A. subclavia dextra erst weiter kranial erkennbar. Die Arterie ließ sich bei allen Patienten bis zu ihrem Übergang in die A. axillaris in allen drei Schnittbildebene sehr gut darstellen und verfolgen.

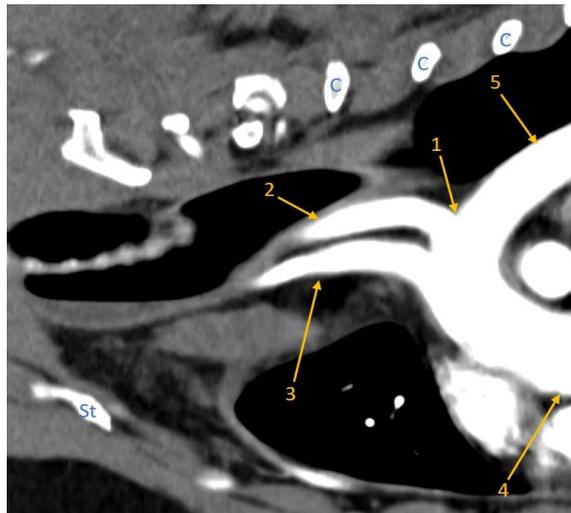


Abbildung 29, MPR, sagittal: 1) Arcus aortae, 2) A. subclavia sinistra, 3) Truncus brachiocephalicus, 4) Aorta ascendens, 5) Aorta descendens. C = Costa, St = Sternum.

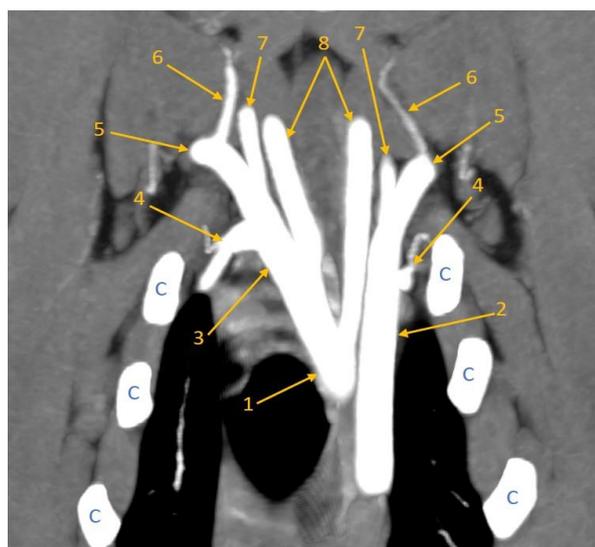


Abbildung 30, MIP, dorsal: 1) Truncus brachiocephalicus, 2) A. subclavia sinistra, 3) A. subclavia dextra, 4) Truncus costocervicalis dexter/sinister, 5) A. axillaris dextra/sinistra, 6) A. thoracica externa dextra/sinistra, 7) A. cervicalis superficialis dextra/sinistra, 8) Aa. carotides communes. C = Costa.

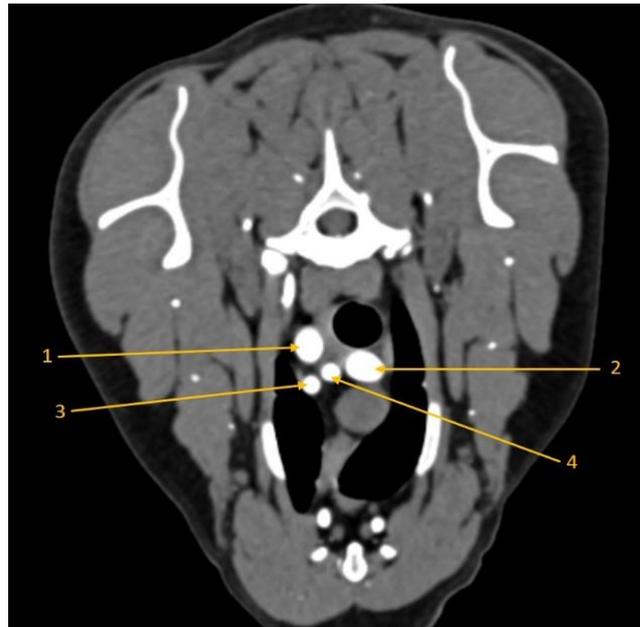


Abbildung 31, MPR, transversal: 1) A. subclavia sinistra, 2) A. subclavia dextra, 3) A. carotis communis sinistra, 4) A. carotis communis dextra.



Abbildung 32, VRT, ventrale Ansicht, Thorax: 1) Arcus aortae, 2) Truncus brachiocephalicus, 3) A. subclavia dextra/sinistra, 4) Aa. carotides communes, 5) A. axillaris dextra/sinistra, 6) A. cervicalis superficialis dextra/sinistra, 7) A. brachialis dextra/sinistra, 8) A. subscapularis dextra/sinistra, 9) A. thoracodorsalis, 10) A. circumflexa humeri caudalis, 11) A. collateralis radialis, 12) A. thoracica lateralis, 13) A. profunda brachii, 14) A. thoracica interna. C = Costa, H = Humerus, Sc = Scapula, V = Vertebra.

3.2. Arteria cervicalis superficialis

Die A. cervicalis superficialis entsprang auf beiden Seiten ungefähr gleichzeitig aus der A. subclavia (Abbildung 33) und zog in dorsokranieler Richtung in die Pektoralmuskulatur und den M. brachiocephalicus. Die A. cervicalis superficialis war allgemein mit ihren Gefäßabzweigungen bis zu ihrem Übergang in den Ramus praescapularis gut erkennbar und verfolgbar.

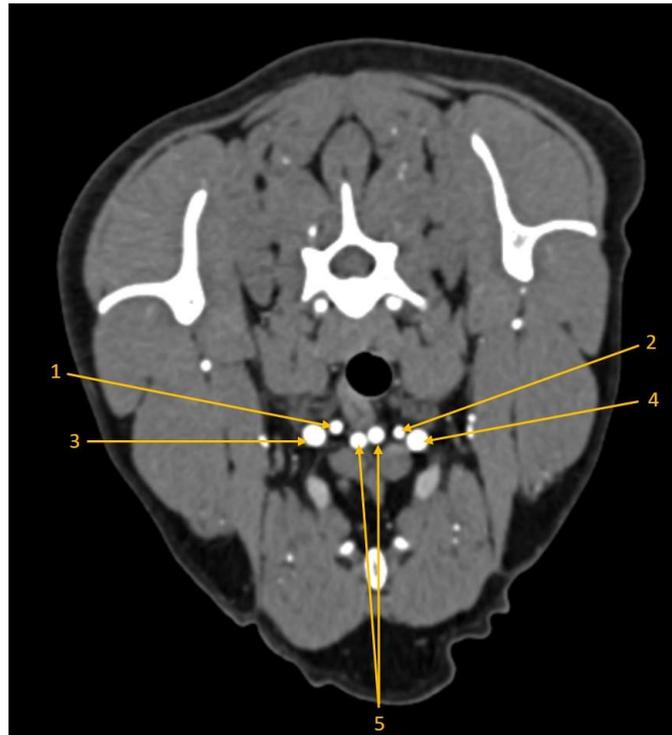


Abbildung 33, MPR, transversal: 1) A. cervicalis superficialis sinistra, 2) A. cervicalis superficialis dextra, 3) A. axillaris sinistra, 4) A. axillaris dextra, 5) Aa. carotides communes.

3.3. Ramus deltoideus

Der R. deltoideus stellte sich als schmaler Gefäßast dar, der sich aber in allen drei Schnittbildebeneen gut erkennen ließ. Wie in der Literatur beschrieben, zog er laterodistal zwischen M. brachiocephalicus und Pektoralmuskulatur bis in den Oberarm und war etwa bis zum oberen Oberarmdrittel bzw. zur oberen Oberarmhälfte zu verfolgen. Sein Gefäßursprung konnte sich unterschiedlich darstellen und wurde daher in drei verschiedene Normvarianten unterteilt, welche in Tabelle 8 mit ihren Häufigkeiten aufgelistet sind. In Abbildung 34, Abbildung 35 und Abbildung 36 sind die folgenden beschriebenen Normvarianten außerdem in dorsaler, sagittaler und transversaler Ebene nebeneinander

dargestellt. Der R. deltoideus konnte einzeln als erster Gefäßast die A. cervicalis superficialis kurz nach deren eigenem Ursprung verlassen (Normvariante I). 28 von den 34 Patienten (82,4 %) hatten in mindestens einer Gliedmaße diese Normvariante I. Von diesen 28 Patienten war bei 46,4 % die Normvariante I in beiden Gliedmaßen zu sehen. Die Normvariante II steht für einen gemeinsamen Gefäßursprung des R. deltoideus mit dem R. ascendens. Hier lag der Gefäßursprung des R. deltoideus weiter kranial. Bei 44,1 % der 34 Patienten konnte man bei mindestens einer Gliedmaße die Normvariante II finden. Sowohl bei Normvariante I als auch bei Normvariante II kam es vor, dass aus demselben Gefäßursprung des R. deltoideus auch die A. thoracica externa hervorging (Abbildung 35), was in Tabelle 9 mit der Normvariante II der A. thoracica externa aufgeführt wird. Die Normvariante III des R. deltoideus war bei sechs Patienten (17,6 %) auszumachen, wobei der Gefäßast zusammen mit der A. thoracica externa aus der A. axillaris entsprang. Der weitere Gefäßverlauf war ansonsten genauso wie bei den anderen Normvarianten. Bei nur einem Patienten konnte der R. deltoideus in beiden Gliedmaßen nicht erkannt werden. Insgesamt war das Gefäß bei 52,9 % der Patienten symmetrisch und bei 47,1 % asymmetrisch.

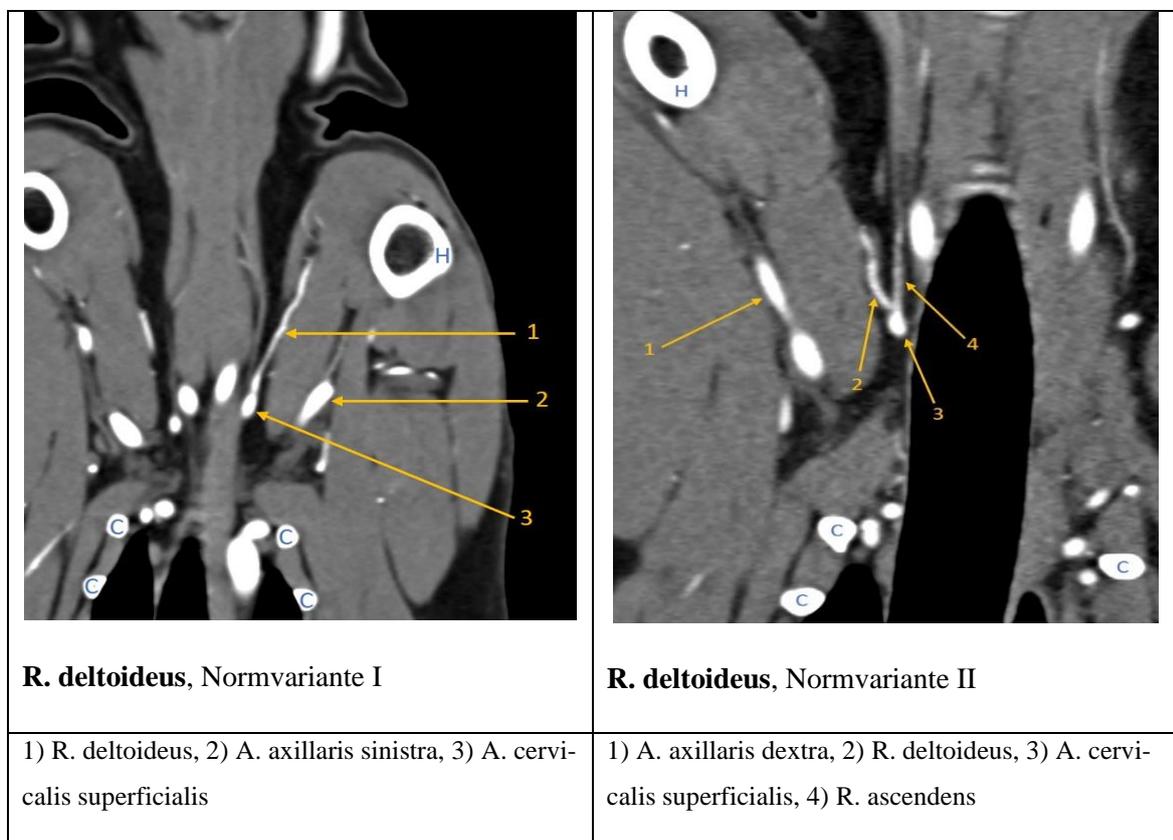


Abbildung 34, MPR: Dorsale Ansicht der Normvarianten I und II des R. deltoideus im Vergleich nebeneinandergestellt. C = Costa, H = Humerus.

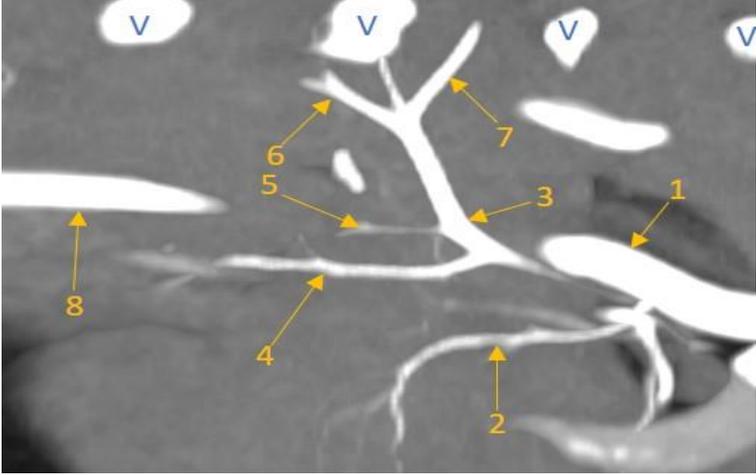
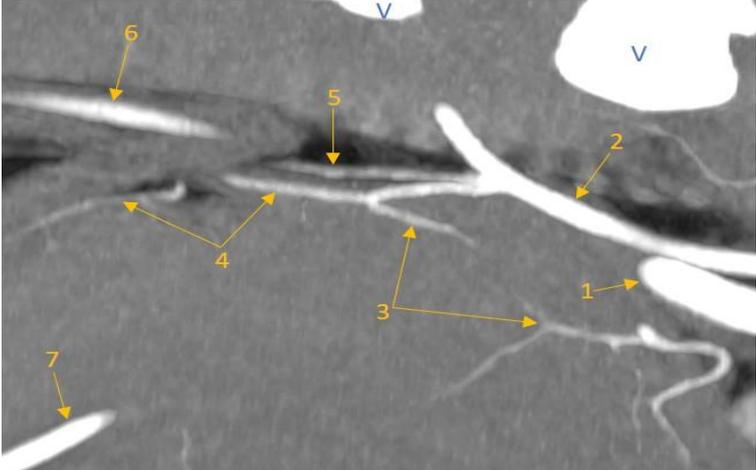
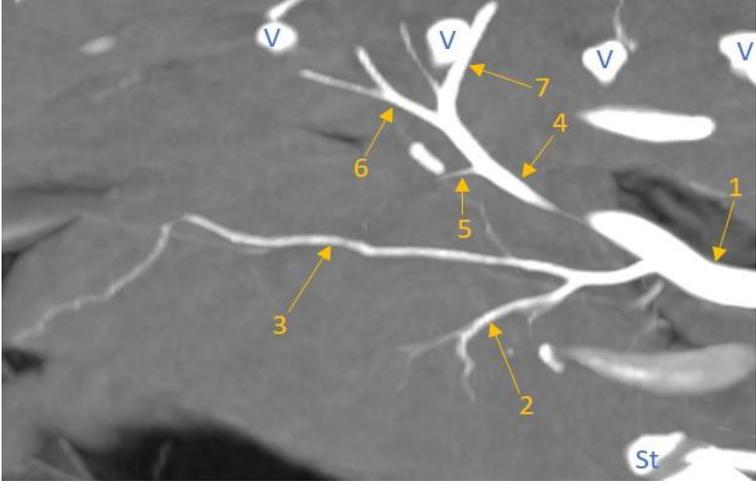
 <p>R. deltoideus, Normvariante I (MIP)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. axillaris 2) A. thoracica externa 3) A. cervicalis superficialis 4) R. deltoideus 5) R. ascendens 6) R. praescapularis 7) A. suprascapularis 8) A. carotis communis
 <p>R. deltoideus, Normvariante II (MIP) (gleichzeitig Normvariante II der A. thoracica externa in Abbildung 45)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. axillaris 2) A. cervicalis superficialis 3) A. thoracica externa 4) R. deltoideus 5) R. ascendens 6) A. carotis communis 7) A. brachialis
 <p>R. deltoideus, Normvariante III (MIP)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. axillaris 2) A. thoracica externa 3) R. deltoideus 4) A. cervicalis superficialis 5) R. ascendens 6) R. praescapularis 7) A. suprascapularis

Abbildung 35: Sagittale Ansicht der drei möglichen Normvarianten des R. deltoideus im Vergleich nebeneinandergestellt. St = Sternum, V = Vertebra.

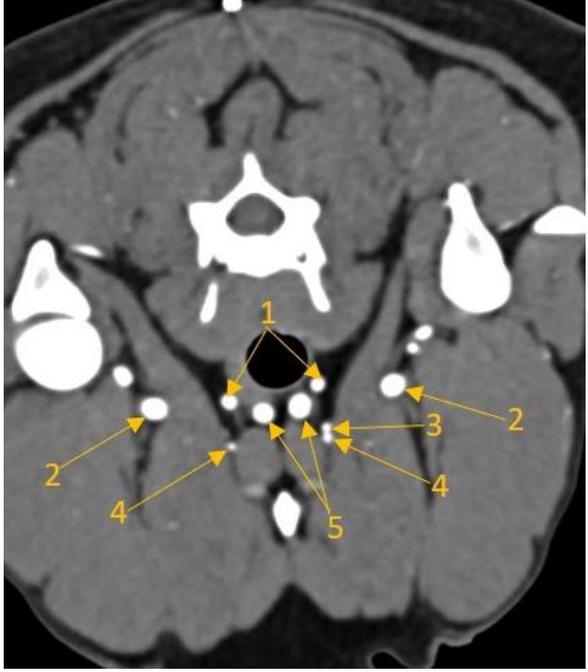
	
<p>R. deltoideus, Normvariante I und III (MIP)</p>	<p>R. deltoideus, Normvariante I und III (MPR)</p>
<p>1) Truncus brachiocephalicus, 2) A. subclavia dextra/sinistra, 3) A. axillaris dextra/sinistra, 4) A. thoracica externa dextra/sinistra, 5) A. cervicalis superficialis, 6) Aa. carotides communes, 7) R. deltoideus dextra/sinistra</p>	<p>1) A. cervicalis superficialis dextra/sinistra, 2) A. axillaris dextra/sinistra, 3) R. deltoideus, 4) A. thoracica externa dextra/sinistra, 5) Aa. carotides communes</p>

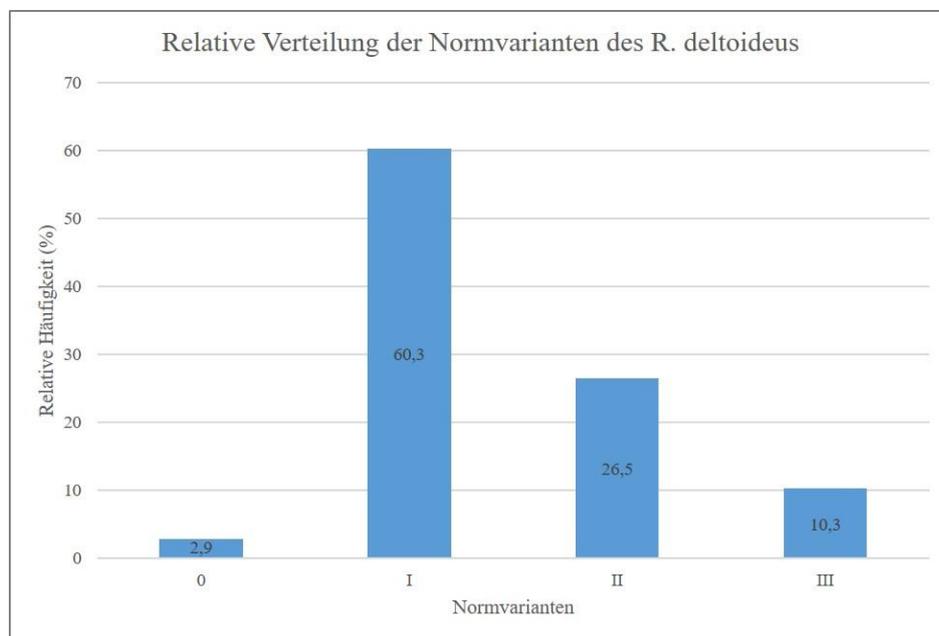
Abbildung 36: Normvarianten I und III beim selben Patienten, dargestellt im dorsalen (links) und transversalen (rechts) Schnittbild. In der rechten Vordergliedmaße entspringt der R. deltoideus zusammen mit der A. thoracica externa aus der A. axillaris (Normvariante III). In der linken Gliedmaße entspringt der R. deltoideus einzeln aus der A. cervicalis superficialis (Normvariante I).

Tabelle 8: Aufzählung der einzelnen Normvarianten des R. deltoideus bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.

Normvarianten des R. deltoideus	Häufigkeit bezogen auf 68 Gliedmaßen (%)	Häufigkeit bezogen auf 34 Patienten (%)	davon beidseits (%)
0 (nicht erkennbar)	2 (2,9)	1 (2,9)	1 (100,0)

Fortsetzung Tabelle 8: Aufzählung der einzelnen Normvarianten des R. deltoideus.

I	41 (60,3)	28 (82,4)	13 (46,4)
II	18 (26,5)	15 (44,1)	3 (20,0)
III	7 (10,3)	6 (17,6)	1 (20,0)
symmetrisch		18 (52,9)	
asymmetrisch		16 (47,1)	

**Abbildung 37:** Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten des R. deltoideus bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen.

3.4. Ramus ascendens

Der R. ascendens stellte sich als ein sehr feiner Gefäßast in der Sagittal- oder Dorsalebene dar, der entweder als zweites Gefäß oder zusammen mit dem R. deltoideus aus der A. cervicalis superficialis entsprang (Normvarianten I und II des R. deltoideus in Abbildung 35 und Abbildung 34). Der meist nur schwach erkennbare Gefäßast zog nach kranial in den Halsbereich und verlief entlang der Medialfläche des M. sternocleidomastoideus, benachbart zu A. carotis communis, was in Abbildung 38 sehr gut nachzuvollziehen ist. Während seines Verlaufs gab er kleinere Gefäßäste ab und zog dann zum Schluss nach medial,

wo er sich ventral der Trachea befand und nicht mehr weiter verfolgbar war (ca. bis Höhe des dritten Halswirbels).



Abbildung 38, MIP, dorsal: 1) A. cervicalis superficialis dextra, 2) R. ascendens, 3) A. axillaris dextra, 4) Aa. carotides communes. V = Vertebra.

3.5. Arteria suprascapularis

Die A. suprascapularis war bei allen Patienten erkennbar. Die Arterie zog nach kaudal zum Margo cranialis der Skapula zwischen den M. supraspinatus und den M. subscapularis. Die Endaufteilung in medialen und lateralen Ast konnte bei 63 von 68 untersuchten Gefäßen (92,6 %) nachvollzogen werden (Abbildung 39). Dabei war der laterale Ast prominenter und meist gut beim Seitenwechsel auf die laterale Seite zu verfolgen, was in Abbildung 40 gut ersichtlich ist. Bei 18 Extremitäten (26,4 %) konnte man proximal der Aufzweigung einen kleinen Gefäßast im kurzen Verlauf Richtung Akromion (R. acromialis) nachvollziehen, welches sich in Abbildung 40 als ein sehr feines, rotes, diskontinuierliches Gefäß mit der Nummer 3 darstellt. Bei 4 von 34 Patienten (11,8 %) ließ sich weder die Endaufzweigung noch ein kleiner Gefäßast darstellen. Als Einzelfall entsprang bei einem Patienten die A. suprascapularis in der rechten Gliedmaße als erster Gefäßast aus der A. cervicalis superficialis (Abbildung 41), was damit einen Anteil von 1,5 % unter den untersuchten Gliedmaßen ausmacht. Ansonsten war der Verlauf dieses Gefäßes wie oben beschrieben und ließ auch eine Endaufzweigung erkennen.

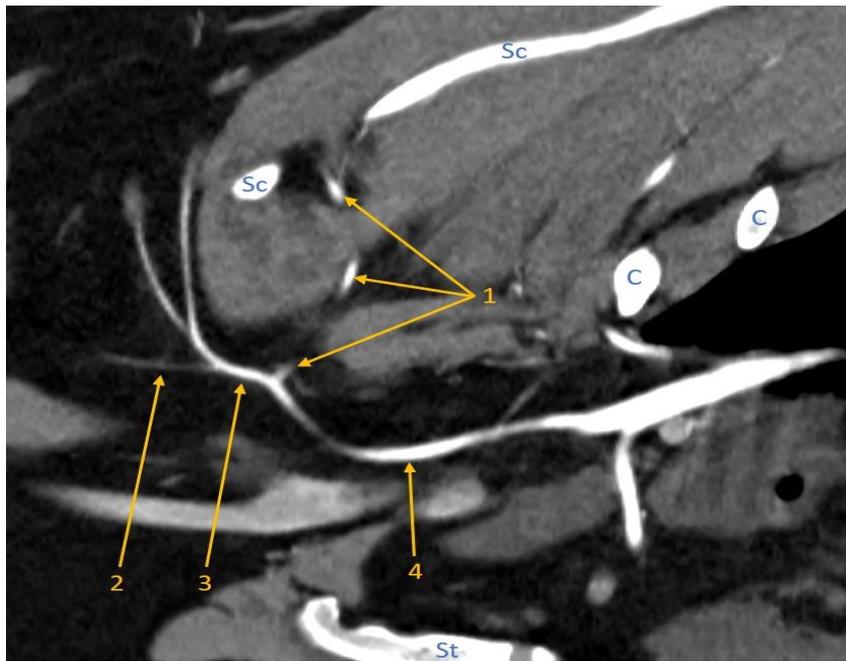


Abbildung 39, MPR, sagittal: 1) A. suprascapularis mit Endaufteilung in lateralen und medialen Ast, 2) nach kranio-medial verlaufender Ast des R. praescapularis (3) mit Endaufzweigung, 4) A. cervicalis superficialis. C = Costa, Sc = Scapula, St = Sternum.

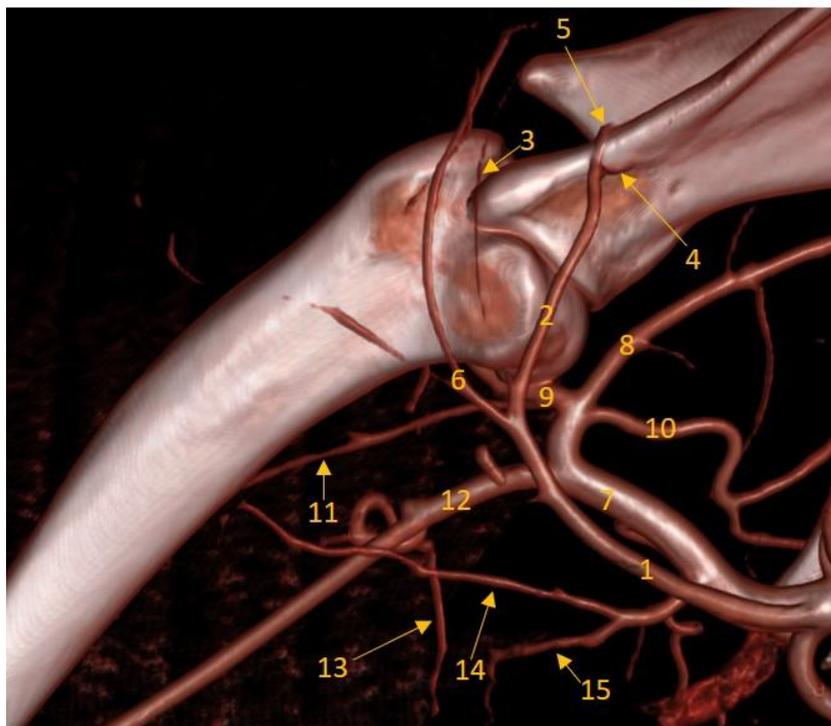


Abbildung 40, VRT, kranio-mediale Ansicht, Schultergelenk: 1) A. cervicalis superficialis, 2) A. suprascapularis, 3) R. acromialis, 4) medialer Ast der A. suprascapularis, 5) lateraler Ast der A. suprascapularis, 6) R. praescapularis, 7) A. axillaris, 8) A. subscapularis, 9) A. circumflexa humeri caudalis, 10) A. thoracodorsalis, 11) A. collateralis radialis, 12) A. brachialis, 13) A. profunda brachii, 14) R. deltoideus, 15) A. thoracica externa.



Abbildung 41, MPR, sagittal, Einzelfall: Bei einem Patienten entsprang auf einer Seite die A. suprascapularis (3) als erstes Gefäß aus der A. cervicalis superficialis (2), verlief ansonsten wie in der Literatur beschrieben. 1) A. subclavia, 4) R. deltoideus, 5) R. ascendens, 6) R. praescapularis. C = Costa, Sc = Scapula, St = Sternum.

3.6. Ramus praescapularis

Nach Abgang der A. suprascapularis zog der meist gut erkennbare R. praescapularis nach dorsal, zunächst in leicht kranialer Richtung, dann nach kaudal. Hier war bei 62 von 68 Arterien (91,2 %) eine Endaufzweigung zu erkennen. Bei 46 Gefäßen (67,7 %) konnte außerdem ein kleiner Gefäßast, der nach kraniodorsal zog, identifiziert werden. Sowohl die beschriebene Endaufzweigung als auch der nach kranial ziehende Gefäßast sind in Abbildung 39 zu erkennen. In einer Gliedmaße eines Patienten war der R. praescapularis nicht erkennbar.

3.7. Arteria axillaris

Als prominentes Stammgefäß war die A. axillaris bei den Patienten in allen drei Schnittbildebene n sehr gut erkennbar und verfolgbar. Nach Abgang der A. cervicalis superficialis zog sie als Fortsetzung der A. subclavia kraniallateral um die erste Rippe, um dann in den Achselbereich bis zum proximalen Oberarm (Collum humeri) zu ziehen (Abbildung 42 bis Abbildung 44).



Abbildung 42, MPR, sagittal: 1) A. cervicalis superficialis, 2) A. axillaris, 3) A. subclavia sinistra, 4) Arcus aortae.

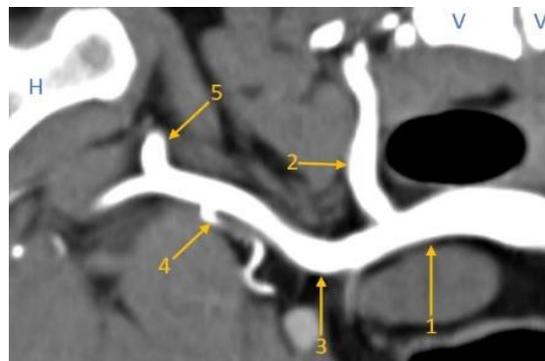


Abbildung 43, MIP, sagittal: 1) A. subclavia, 2) A. vertebralis, 3) A. axillaris, 4) A. thoracica lateralis, 5) A. subscapularis. H = Humerus, V = Vertebra.

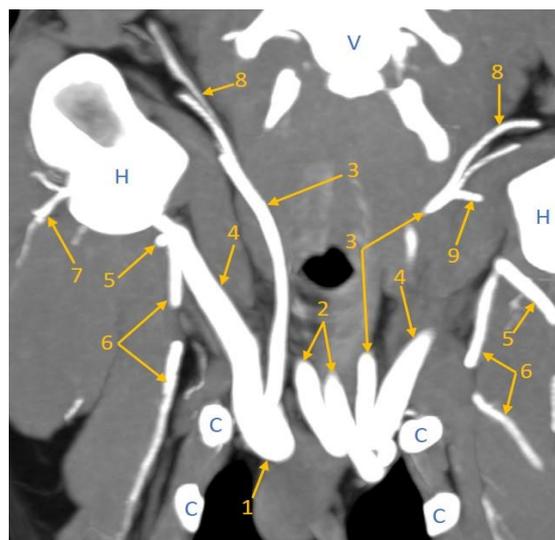


Abbildung 44, MIP, dorsal: 1) A. subclavia, 2) Aa. carotides communes, 3) A. cervicalis superficialis, 4) A. axillaris, 5) A. subscapularis, 6) A. thoracodorsalis, 7) A. circumflexa humeri caudalis, 8) R. praescapularis, 9) A. suprascapularis. C = Costa, H = Humerus, V = Vertebra.

3.8. Arteria thoracica externa

Die meist gut erkennbare A. thoracica externa entsprang in der Regel als erstes Gefäß aus der A. axillaris und zog nach kranioventral zwischen die Pektoralmuskulatur. Diese Normvariante I kam bei 52 der 68 Gliedmaßen (76,5 %) vor (Tabelle 9). Bei manchen Extremitäten war zu beobachten, dass aus demselben Gefäßursprung der R. deltoideus hervorging, was bereits im Unterabschnitt 3.3 als Normvariante III des R. deltoideus aufgeführt wurde (Tabelle 8). Bei der Normvariante II der A. thoracica externa entsprang bei 15 Gliedmaßen (22,0 %) die A. thoracica externa aus einem gemeinsamen Gefäßstamm mit dem R. deltoideus, der wiederum seinen Ursprung in der A. cervicalis superficialis hatte (Abbildung 45). Die Zweiteilung in einen oberflächlichen und tiefen Ast war bei 48 (70,6 %) Gliedmaßen nachzuvollziehen und bei 20 Gliedmaßen (29,4 %) nicht erkennbar. Bei einer Gliedmaße war die A. thoracica externa nicht darzustellen.

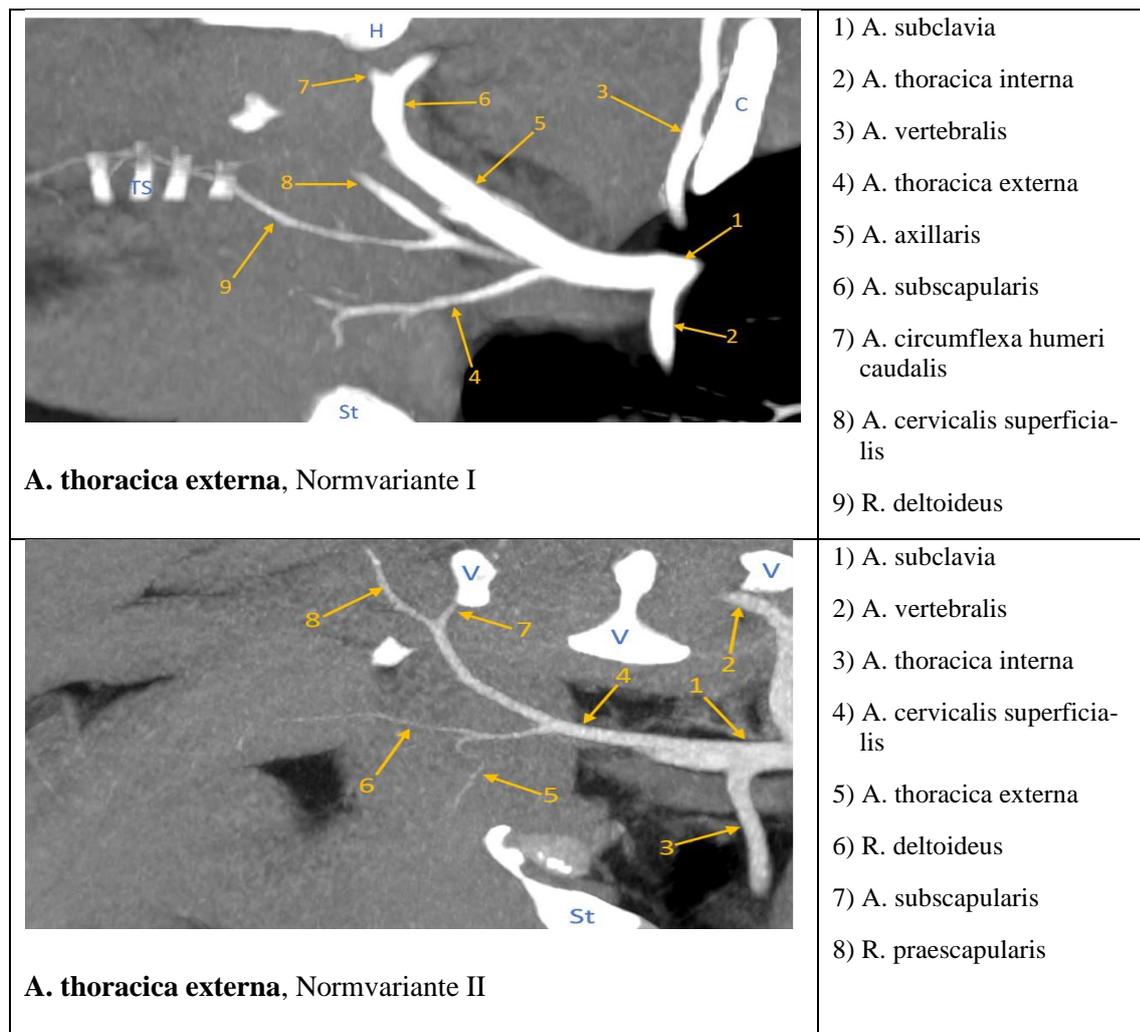


Abbildung 45, MIP: Sagittale Ansicht der zwei möglichen Normvarianten der A. thoracica externa im Vergleich nebeneinandergestellt. C = Costa, TS = Trachealspangen, H = Humerus, St = Sternum, V = Vertebra.

Tabelle 9: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der *A. thoracica externa* bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.

Normvarianten der <i>A. thoracica externa</i>	Häufigkeit bezogen auf 68 Gliedmaßen (%)	Häufigkeit bezogen auf 34 Patienten (%)	davon beidseits (%)
0 (nicht erkennbar)	1 (1,5)	1 (2,9)	0 (0,0)
I	52 (76,5)	33 (97,1)	19 (57,6)
II	15 (22,0)	11 (32,4)	4 (36,4)
symmetrisch		23 (67,6)	
asymmetrisch		11 (32,4)	

3.9. Arteria thoracica lateralis

Die *A. thoracica lateralis* war meist etwas besser zu erkennen als die *A. thoracica externa* und konnte vor allem in der Sagittalebene gut verfolgt werden. Wie in Tabelle 10 zu sehen ist, entsprang die *A. thoracica lateralis* in den meisten Fällen, nämlich bei 95,5 % der Gliedmaßen, vor dem Ursprung der *A. subscapularis* aus der *A. axillaris* (Normvariante I, Abbildung 46). Sie zog dann schlangenförmig kaudoventral zwischen *M. pectoralis profundus* und *M. latissimus dorsi* und wurde nachfolgend oberflächlich. Bei einer (1,5 %) von 68 Gliedmaßen entsprang sie als Normvariante II auf etwa derselben Höhe wie die *A. subscapularis* (Abbildung 46), war aber sonst in ihrem Gefäßverlauf gleich wie oben beschrieben. In Normvariante III nahm sie sogar erst nach der *A. subscapularis* ihren Ursprung aus der *A. axillaris*, was ebenfalls nur bei einer Gliedmaße (1,5 %) zu beobachten war und in Abbildung 46 dargestellt ist. Bei einem Patienten war sie in einer Extremität nicht auszumachen.

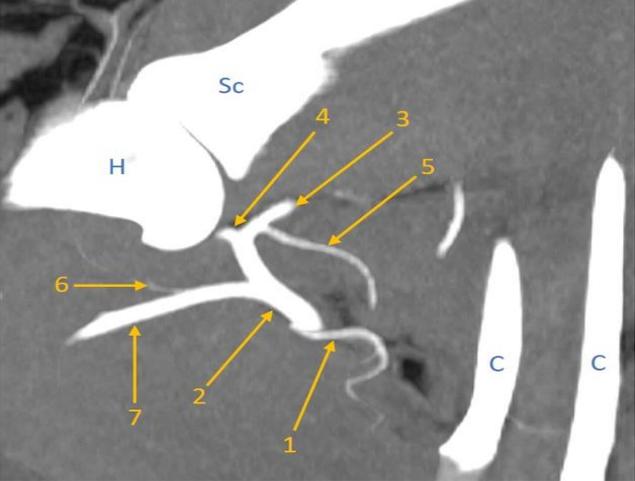
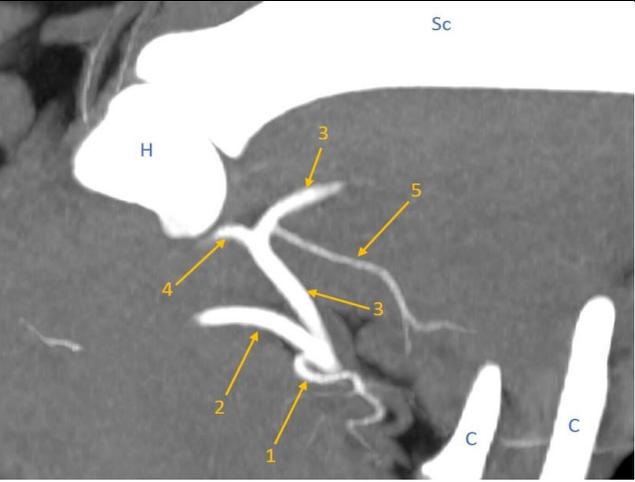
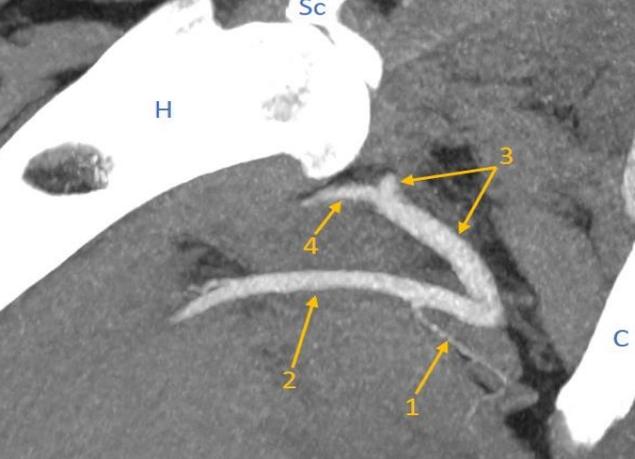
 <p>A. thoracica lateralis, Normvariante I</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. thoracica lateralis 2) A. axillaris 3) A. subscapularis 4) A. circumflexa humeri caudalis 5) A. thoracodorsalis 6) A. circumflexa humeri cranialis 7) A. brachialis
 <p>A. thoracica lateralis, Normvariante II</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. thoracica lateralis 2) A. axillaris 3) A. subscapularis 4) A. circumflexa humeri caudalis 5) A. thoracodorsalis
 <p>A. thoracica lateralis, Normvariante III</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. thoracica lateralis 2) A. axillaris 3) A. subscapularis 4) A. circumflexa humeri caudalis

Abbildung 46, MIP: Sagittale Ansicht der drei möglichen Normvarianten der A. thoracica lateralis im Vergleich nebeneinandergestellt. C = Costa, H = Humerus, Sc = Scapula.

Tabelle 10: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der *A. thoracica lateralis* bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.

Normvarianten der <i>A. thoracica lateralis</i>	Häufigkeit bezogen auf 68 Gliedmaßen (%)	Häufigkeit bezogen auf 34 Patienten (%)	davon beidseits (%)
0 (nicht erkennbar)	1 (1,5)	1 (2,9)	0 (0,0)
I	65 (95,5)	34 (100,0)	31 (91,2)
II	1 (1,5)	1 (2,9)	0 (0,0)
III	1 (1,5)	1 (2,9)	0 (0,0)
symmetrisch		31 (91,2)	
asymmetrisch		3 (8,8)	

3.10. Arteria subscapularis

Das immer erkennbare große Stammgefäß entsprang in der Schultergelenksbeuge aus der *A. axillaris* und zog in kaudodorsale Richtung entlang des Margo caudalis bis zum Angulus caudalis der Skapula (Abbildung 47 und Abbildung 48). Nach Abgabe der *A. circumflexa humeri caudalis* nahm die *A. subscapularis* an Umfang etwas ab, war aber dennoch gut zu erkennen. Die Gefäßäste *A. thoracodorsalis*, *A. circumflexa humeri caudalis* und *A. circumflexa scapulae* waren meist gut erkennbar. Bei einer Gliedmaße eines Patienten zog die *A. subscapularis* direkt nach ihrem Ursprung auf die laterale Seite der Skapula und gab die *A. circumflexa humeri caudalis*, verglichen zu den anderen untersuchten Gliedmaßen, später ab. In Abbildung 49 ist dieser Sonderfall dargestellt.



Abbildung 47, MPR, sagittal: 1) A. circumflexa humeri caudalis, 2) A. subscapularis, 3) A. axillaris.
H = Humerus, Sc = Scapula.

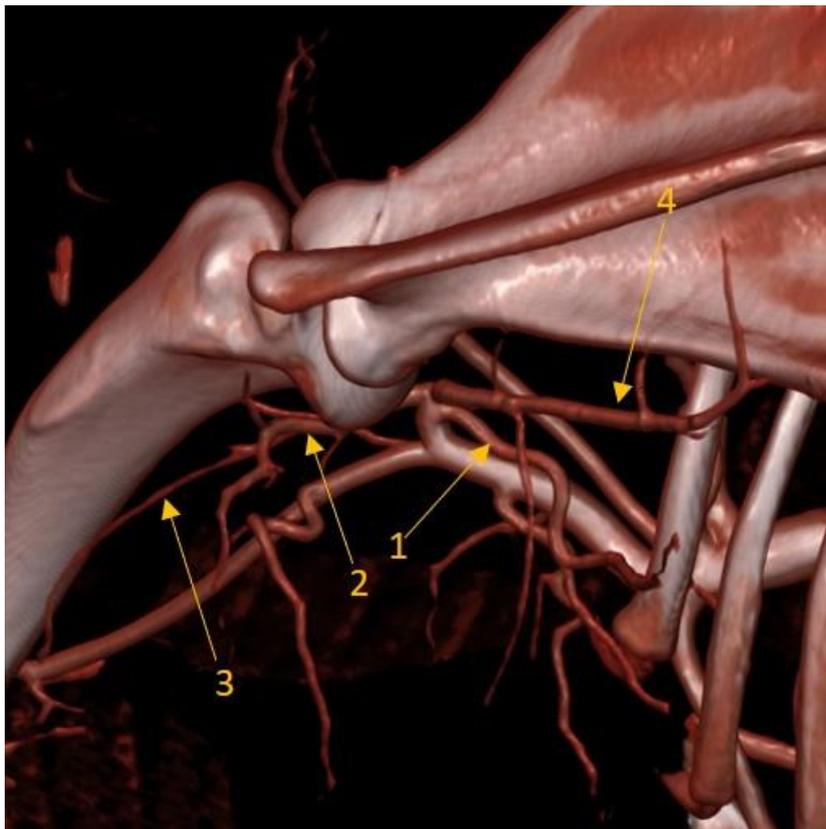


Abbildung 48, VRT, laterale Ansicht, Schultergelenk: 1) A. thoracodorsalis, 2) A. circumflexa humeri caudalis, 3) A. collateralis radialis, 4) A. subscapularis.

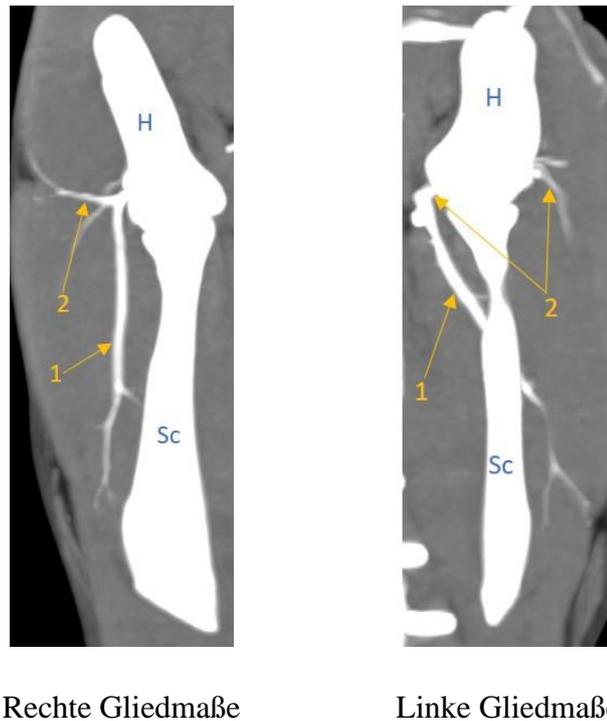
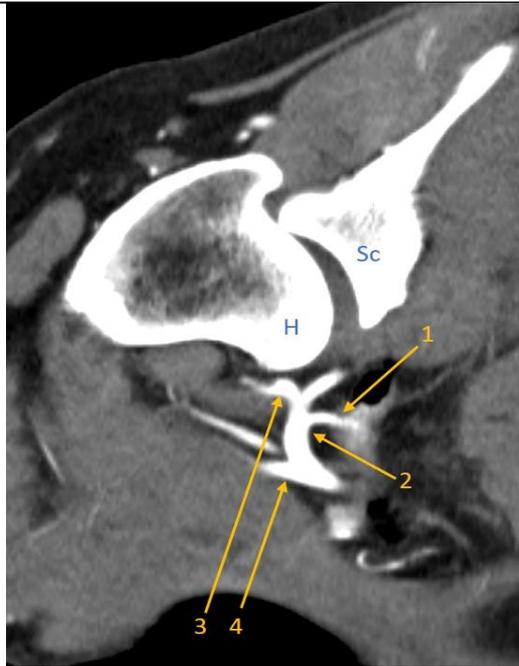


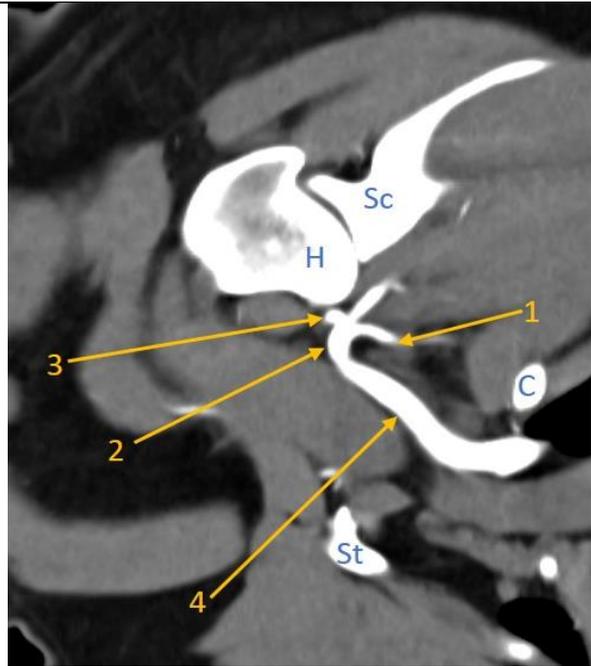
Abbildung 49, MIP, dorsal: Die beiden Schnittbilder stammen vom selben Patienten und stellen den unterschiedlichen Verlauf der A. subscapularis (1) in rechter und linker Vorderextremität dar. In der linken Gliedmaße verläuft die A. subscapularis, wie bei allen anderen untersuchten Gliedmaßen, indem sie zunächst die A. circumflexa humeri caudalis (2) in der medialen Schultergelenksbeuge abgibt und dann von der medialen auf die laterale Seite der Skapula (Sc) wechselt. Im Gegensatz dazu zieht die A. subscapularis in der rechten Extremität schon auf Höhe des Schultergelenks nach lateral, gibt dann erst die A. circumflexa humeri caudalis ab und verläuft ausschließlich auf der lateralen Seite der Skapula, was einen Sonderfall darstellt. H = Humerus.

3.11. Arteria thoracodorsalis

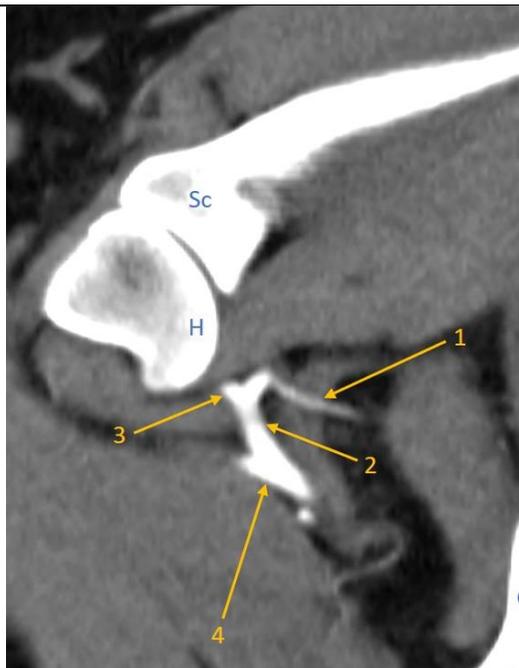
Die A. thoracodorsalis war bei allen untersuchten Gliedmaßen erkennbar und vor allem in der sagittalen Ebene gut zu verfolgen. Bei 29 (42,6 %) Gliedmaßen entsprang sie als erster Gefäßast aus der A. subscapularis (Normvariante I, Abbildung 50) und zog dann in kaudolateraler Richtung entlang der Medialfläche des M. teres major (Tabelle 11). Fast genauso häufig, nämlich bei 27 (39,7 %) Gliedmaßen, entsprang die A. thoracodorsalis gleichzeitig mit der A. circumflexa humeri caudalis aus der A. subscapularis, wie in Abbildung 50 mit der Normvariante II zu sehen ist. Bei der Normvariante III entsprang der Gefäßast erst distal des Ursprungs der A. circumflexa caudalis, was bei 11 (16,2 %) der 68 untersuchten Gliedmaßen der Fall war. Bei einer einzigen Gliedmaße (1,5 %) wurde beobachtet, dass die A. thoracodorsalis gemeinsam mit der A. subscapularis aus der A. axillaris entspringt und wurde daher als Normvariante IV aufgelistet. Die Arterie hatte bei 70,6 % der Patienten in beiden Gliedmaßen denselben Ursprung.



A. thoracodorsalis, Normvariante I



A. thoracodorsalis, Normvariante II



A. thoracodorsalis, Normvariante III



A. thoracodorsalis, Normvariante IV

Abbildung 50, MPR sagittal: Die vier möglichen Normvarianten der A. thoracodorsalis (1) nebeneinandergestellt. 2) A. subscapularis, 3) A. circumflexa humeri caudalis, 4) A. axillaris. C = Costa, H = Humerus, Sc = Scapula, St = Sternum.

Tabelle 11: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der *A. thoracodorsalis* bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.

Normvarianten der <i>A. thoracodorsalis</i>	Häufigkeit bezogen auf 68 Gliedmaßen (%)	Häufigkeit bezogen auf 34 Patienten (%)	davon beidseits (%)
0 (nicht erkennbar)	0 (0,0)	0 (0,0)	0 (0,0)
I	29 (42,6)	17 (50,0)	12 (70,6)
II	27 (39,7)	17 (50,0)	10 (58,8)
III	11 (16,2)	9 (26,5)	2 (22,2)
IV	1 (1,5)	1 (2,9)	0 (0,0)
symmetrisch		24 (70,6)	
asymmetrisch		10 (29,4)	

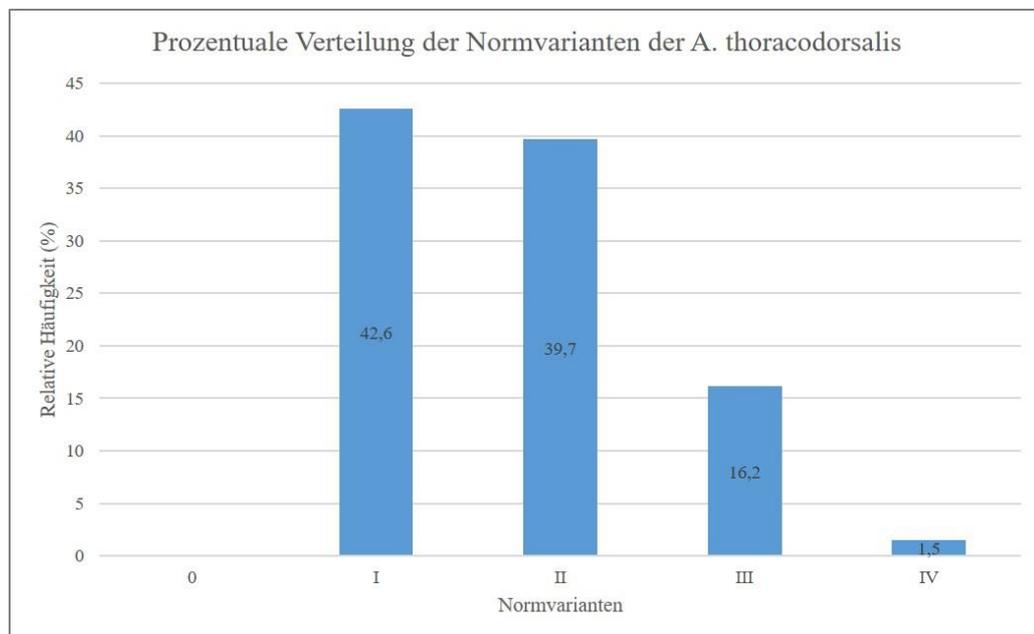


Abbildung 51: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten der *A. thoracodorsalis* bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen. Die nicht vorhandene Säule bei 0 zeigt, dass die *A. thoracodorsalis* in jeder Extremität zu erkennen war.

3.12. Arteria circumflexa humeri caudalis

Wie in Abbildung 52 und Abbildung 53 zu sehen ist, fand die A. circumflexa humeri caudalis ihren Ursprung kaudal des Humeruskopfes und zog von medial nach lateral entlang der Kaudalfläche des Humerus, vorbei am M. teres major und Caput longum des M. triceps brachii. Dabei gab sie direkt am Anfang die A. collateralis radialis ab und im weiteren Verlauf versorgende Äste an die Trizepsmuskulatur. Ihr Gefäßverlauf war besonders gut im Transversal- und Dorsalschnitt zu sehen. Wie oben bereits beschrieben, entsprang die A. circumflexa humeri caudalis mitunter vor, nach oder gleichzeitig mit der A. thoracodorsalis. Bei einer Gliedmaße (1,5 %) entsprang sie gemeinsam mit der A. subscapularis aus der A. axillaris, was in Abbildung 54 sowohl im sagittalen MIP-Schnittbild als auch im VRT-Bild dargestellt wird.

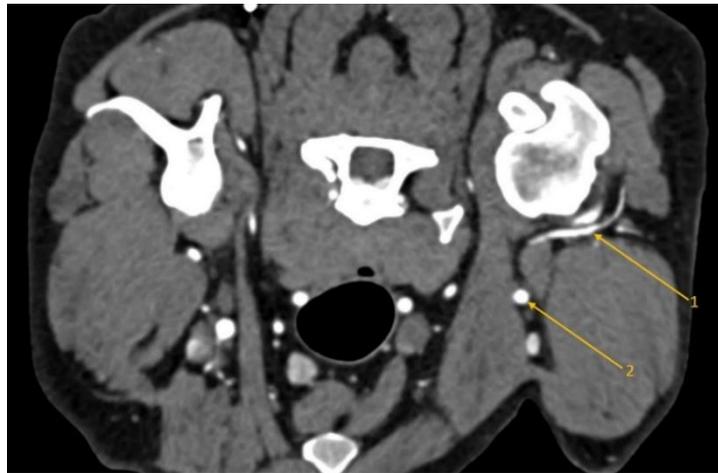


Abbildung 52, MPR, transversal: 1) A. circumflexa humeri caudalis, 2) A. brachialis dextra.

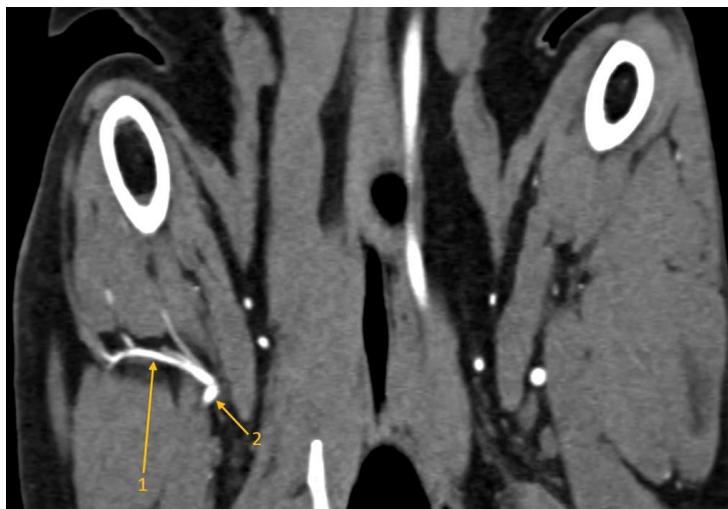


Abbildung 53, MPR, dorsal: 1) A. circumflexa humeri caudalis, 2) A. subscapularis dextra.

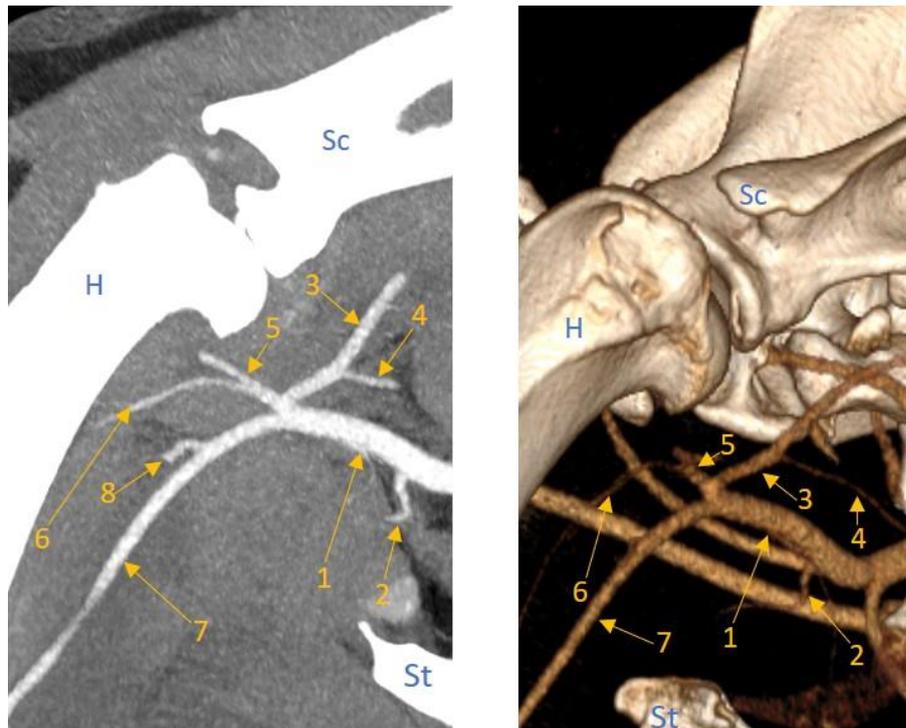


Abbildung 54, MIP sagittal (links) und VRT (rechts): Sonderfall der A. circumflexa humeri caudalis (5), bei dem sie gemeinsam mit der A. subscapularis (3) aus der A. axillaris (1) entspringt. 2) A. thoracica lateralis, 4) A. thoracodorsalis, 6) A. collateralis radialis, 7) A. brachialis, 8) A. profunda brachii. H = Humerus, Sc = Scapula, St = Sternum.

3.13. Arteria collateralis radialis

Die A. collateralis radialis stellte sich im Sagittalschnitt zwar nur als feiner Gefäßast dar, war aber bei 65 (95,6 %) von 68 Gliedmaßen erkennbar (Abbildung 90). Sie entsprang aus der A. circumflexa humeri caudalis kurz nach dessen eigenem Ursprung und zog dann nach distal parallel zur Humerusdiaphyse (Abbildung 55). In ihrem Verlauf gab sie feine Gefäßäste ab, u. a. die A. nutricia humeri, die zum Foramen nutricium humeri zog und bei 22 (32,4 %) von 68 Gliedmaßen zu erkennen war (Abbildung 56). Bei zwei (2,9 %) Gliedmaßen konnte man einen Gefäßast der A. collateralis radialis verfolgen, der mit der A. brachialis superficialis anastomosierte.

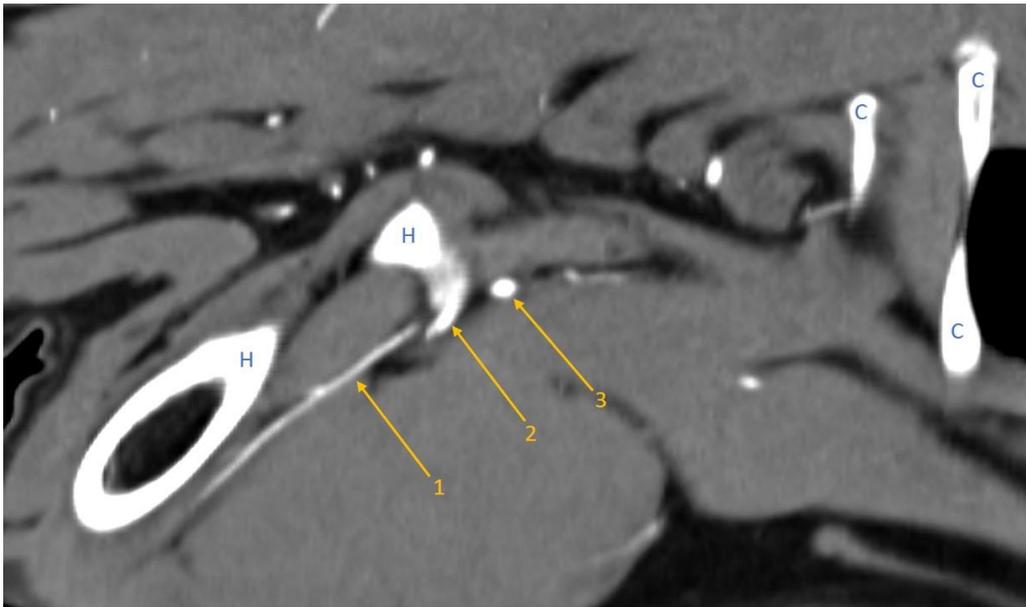


Abbildung 55, MPR, sagittal: 1) A. collateralis radialis, 2) A. circumflexa humeri caudalis, 3) A. subscapularis. C = Costa, H = Humerus.

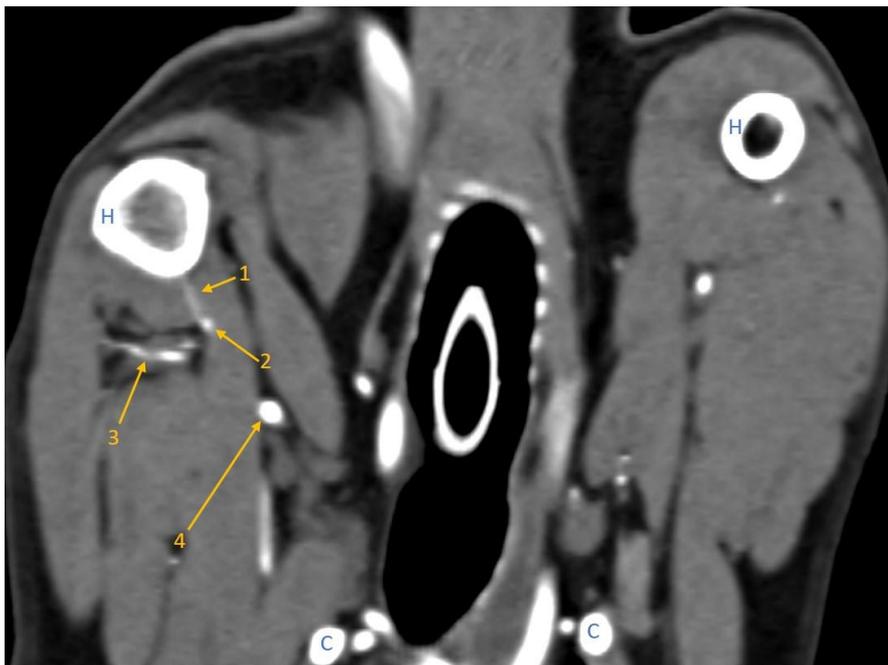


Abbildung 56, MPR, dorsal: 1) A. nutricia humeri, 2) A. collateralis radialis, 3) A. circumflexa humeri caudalis, 4) A. brachialis dextra. C = Costa, H = Humerus.

3.14. Arteria circumflexa scapulae

Die A. circumflexa scapulae entsprang als sehr feines unscheinbares Gefäß an der dorsalen Oberfläche der A. subscapularis auf Höhe des Collum scapulae, wo manchmal eine Aufzweigung des Gefäßbasts nachzuvollziehen war (Abbildung 57).

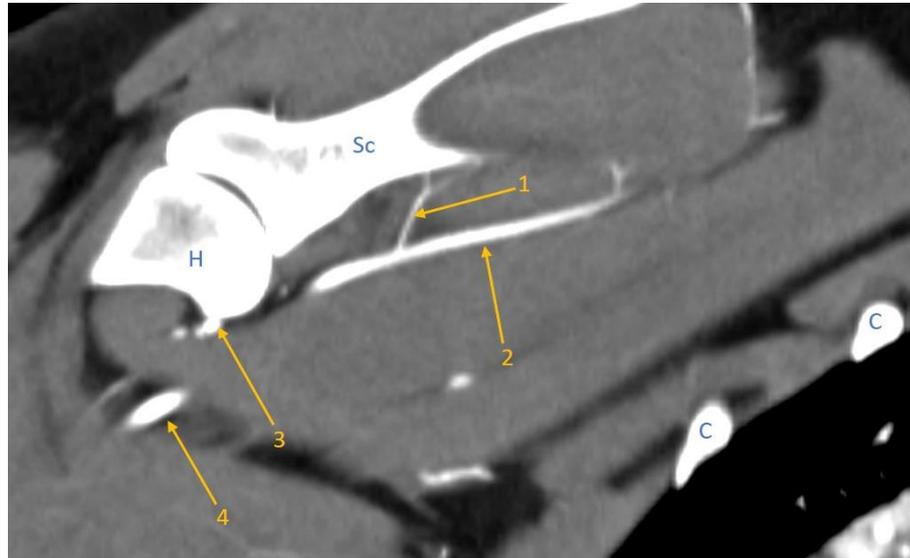


Abbildung 57, MPR, sagittal: 1) A. circumflexa scapulae mit Aufzweigung, 2) A. subscapularis, 3) A. circumflexa humeri caudalis, 4) A. brachialis. C = Costa, H = Humerus, Sc = Scapula.

3.15. Arteria circumflexa humeri cranialis

Am besten ließ sich die A. circumflexa humeri cranialis in der sagittalen Schnittbildebene darstellen. Bei 38 (55,9 %) Gliedmaßen entsprang sie als letztes Gefäß aus der A. axillaris (Normvariante I), bevor diese in die A. brachialis überging. Die sehr dünne Arterie teilte sich dann in zwei Äste auf. Dabei zog der eine Gefäßast um den Kranialrand des Humerushalses nach lateral, der andere zog in distale Richtung, überquerte den M. coracobrachialis und zog in die Bizepsmuskulatur. Bei 16 (23,5 %) Gliedmaßen war die Normvariante II zu beobachten, bei der die A. circumflexa humeri cranialis aus der A. subscapularis entspringt. Die Normvariante III stand für einen Gefäßursprung weiter distal aus der A. brachialis, erst nach dem Ursprung der A. profunda brachii. Diese Variante konnte bei insgesamt 8 (11,8 %) Gliedmaßen beobachtet werden. Die sehr feine Arterie war bei 6 (8,8 %) Gliedmaßen nicht erkennbar. Die drei Normvarianten sind in Abbildung 58 zur bildlichen Darstellung jeweils im sagittalen Schnittbild zum Vergleich untereinander gestellt und die Häufigkeit des jeweiligen Auftretens tabellarisch (Tabelle 12) und im Diagramm (Abbildung 59) aufgezeigt.

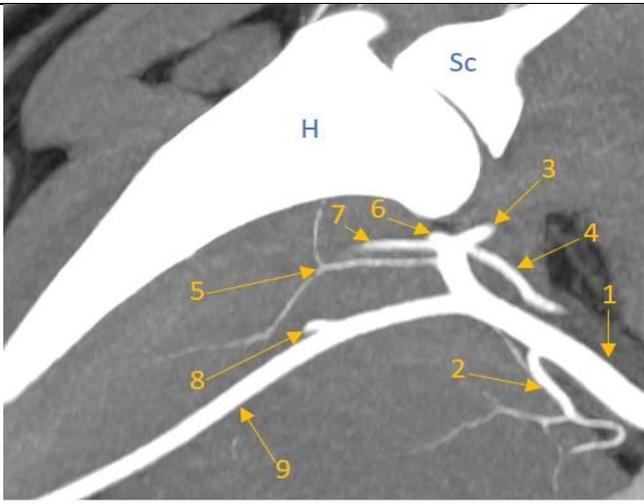
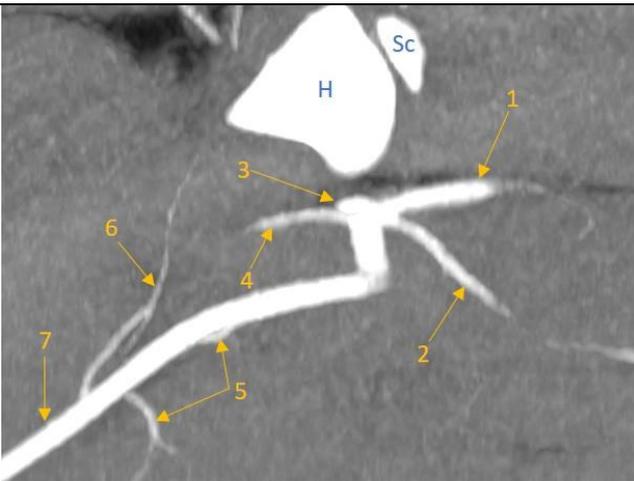
 <p>A. circumflexa humeri cranialis, Normvariante I (MPR)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. subscapularis 2) A. axillaris 3) A. circumflexa humeri cranialis 4) A. brachialis 5) A. profunda brachii
 <p>A. circumflexa humeri cranialis, Normvariante II (MIP)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. axillaris 2) A. thoracica lateralis 3) A. subscapularis 4) A. thoracodorsalis 5) A. circumflexa humeri cranialis 6) A. circumflexa humeri caudalis 7) A. collateralis radialis 8) A. profunda brachii 9) A. brachialis
 <p>A. circumflexa humeri cranialis, Normvariante III (MIP)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. subscapularis 2) A. thoracodorsalis 3) A. circumflexa humeri caudalis 4) A. collateralis radialis 5) A. profunda brachii 6) A. circumflexa humeri cranialis 7) A. brachialis

Abbildung 58, sagittal: Die drei möglichen Normvarianten der A. circumflexa humeri cranialis untereinander gestellt. H = Humerus, Sc = Scapula.

Tabelle 12: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der *A. circumflexa humeri cranialis* bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.

Normvarianten der <i>A. circumflexa humeri cranialis</i>	Häufigkeit bezogen auf 68 Gliedmaßen (%)	Häufigkeit bezogen auf 34 Patienten (%)	davon beidseits (%)
0 (nicht erkennbar)	6 (8,8)	4 (11,8)	2 (50,0)
I	38 (55,9)	23 (67,6)	15 (65,2)
II	16 (23,5)	12 (35,3)	4 (33,3)
III	8 (11,8)	6 (17,6)	2 (33,3)
symmetrisch		23 (67,6)	
asymmetrisch		11 (32,4)	

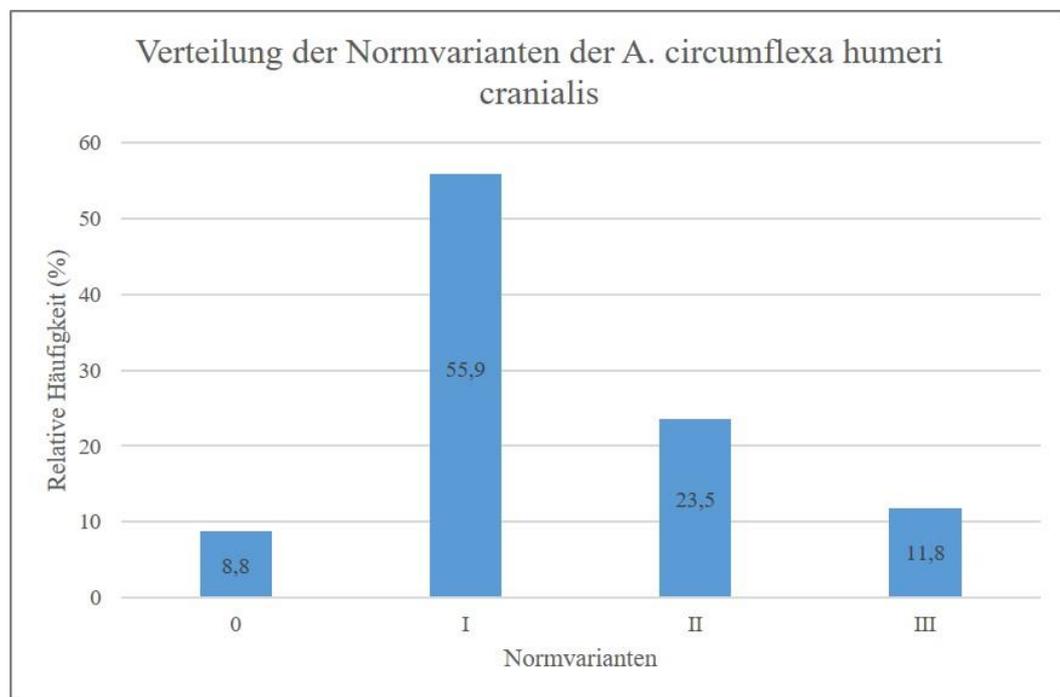


Abbildung 59: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten der *A. circumflexa humeri cranialis* bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen.

3.16. Arteria brachialis

Die gut erkennbare Stammarterie ging in der Regel nach Abgang der A. circumflexa humeri cranialis aus der A. axillaris hervor. Sie zog dann geradlinig entlang der Medialfläche des Humerus nach distal, was in der Sagittal- und Dorsalebene am besten nachzuvollziehen war (Abbildung 60 und Abbildung 62). Am distalen Drittel zog sie dann auf die kraniale Unterarmseite und gab als letztes Gefäß die A. interossea communis ab, wonach sie dann in die A. mediana überging. In Abbildung 61 wird die A. brachialis in einer 3D-Rekonstruktion dargestellt.

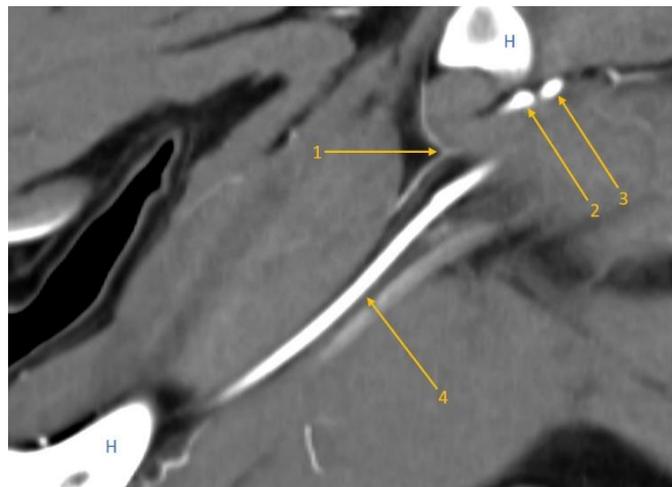


Abbildung 60, MPR, sagittal: 1) A. circumflexa humeri cranialis mit Aufzweigung, 2) A. circumflexa humeri caudalis, 3) A. subscapularis, 4) A. brachialis. H = Humerus.



Abbildung 61, VRT, Humerus, laterale Ansicht: 1) A. axillaris, 2) A. subscapularis, 3) A. circumflexa humeri caudalis, 4) A. brachialis, 5) A. thoracica lateralis, 6) A. collateralis radialis, 7) A. profunda brachii, 8) A. collateralis ulnaris.

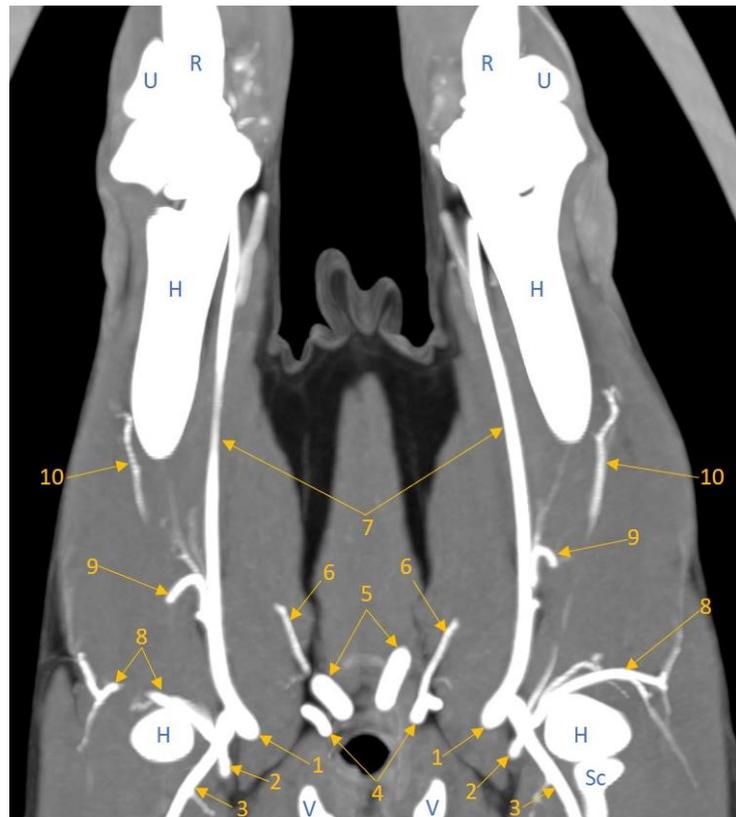


Abbildung 62, MIP, dorsal: 1) A. axillaris dextra/sinistra, 2) A. thoracodorsalis dextra/sinistra, 3) A. subscapularis dextra/sinistra, 4) A. cervicalis superficialis dextra/sinistra, 5) Aa. carotides communes, 6) R. deltoideus dextra/sinistra, 7) A. brachialis dextra/sinistra, 8) A. circumflexa humeri caudalis dextra/sinistra, 9) A. profunda brachii dextra/sinistra, 10) A. collateralis radialis. H = Humerus, R = Radius, Sc = Scapula, U = Ulna, V = Vertebra.

3.17. Arteria profunda brachii

Dieses kräftige Gefäß entsprang als erster Gefäßast der A. brachialis auf Höhe des proximalen Humerusdrittels und zog in distokaudale Richtung in die Trizepsmuskulatur, wo es sich verzweigte. Die A. profunda brachii konnte entweder aus der kranialen Oberfläche der A. brachialis entspringen (Normvariante I), aus der kaudalen Oberfläche (Normvariante II) oder sogar doppelt vorkommen (Normvariante III, Abbildung 65). Die Normvarianten I und II sind in Abbildung 63 und Abbildung 64 zu sehen, wo sie bei einem Patienten gleichzeitig in rechter und linker Schulterextremität auftreten. Die Normvariante I wurde bei 38 (55,9 %) Gliedmaßen beobachtet und Normvariante II bei halb so vielen Gliedmaßen, nämlich 19 (27,9 %). Die Normvariante III wurde bei 10 (14,7 %) Gliedmaßen gesehen (Tabelle 13 und Abbildung 66).

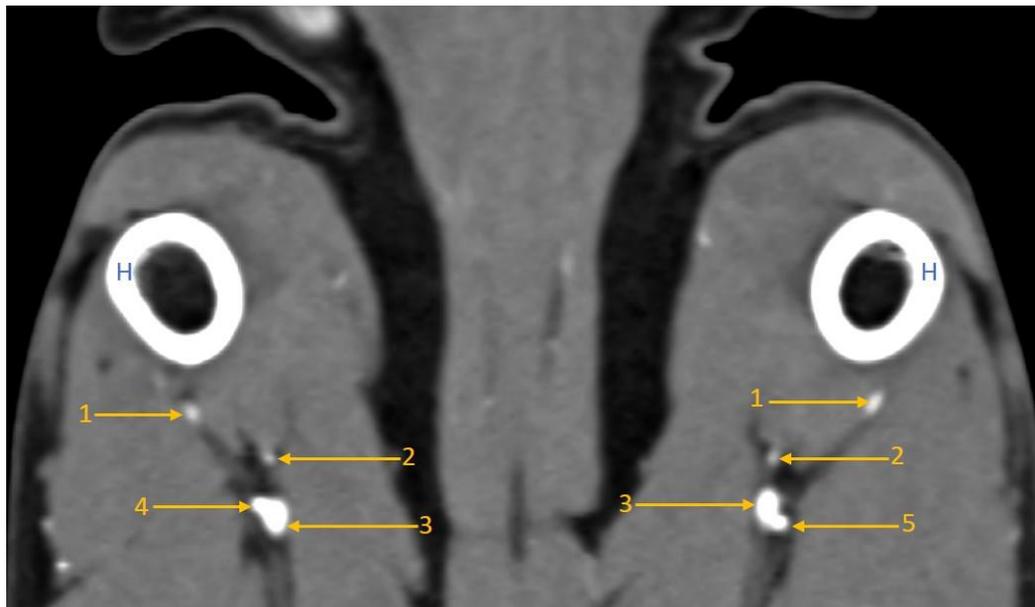


Abbildung 63, MPR, dorsal: 1) A. collateralis radialis dextra/sinistra, 2) A. circumflexa humeri cranialis dextra/sinistra, 3) A. brachialis sinistra/dextra, 4) kranialer Ursprung der A. profunda brachii dextra (Normvariante I), 5) kaudaler Ursprung der A. profunda brachii sinistra (Normvariante II). H = Humerus.

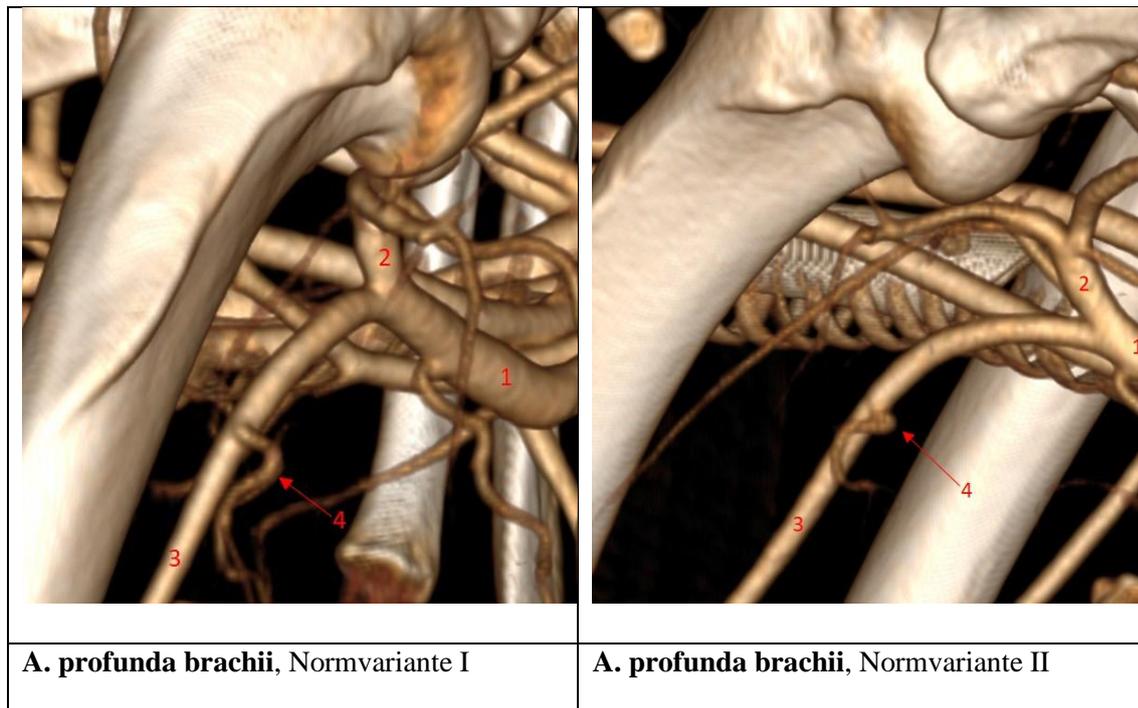


Abbildung 64, VRT: Kraniolaterale (links) und kaudolaterale (rechts) Ansicht der A. brachialis (3). Im linken Bild entspringt die A. profunda brachii (4) aus der kranialen Oberfläche (Normvariante I) und rechts aus der kaudalen Oberfläche der A. brachialis (Normvariante II). 1) A. axillaris, 2) A. subscapularis.

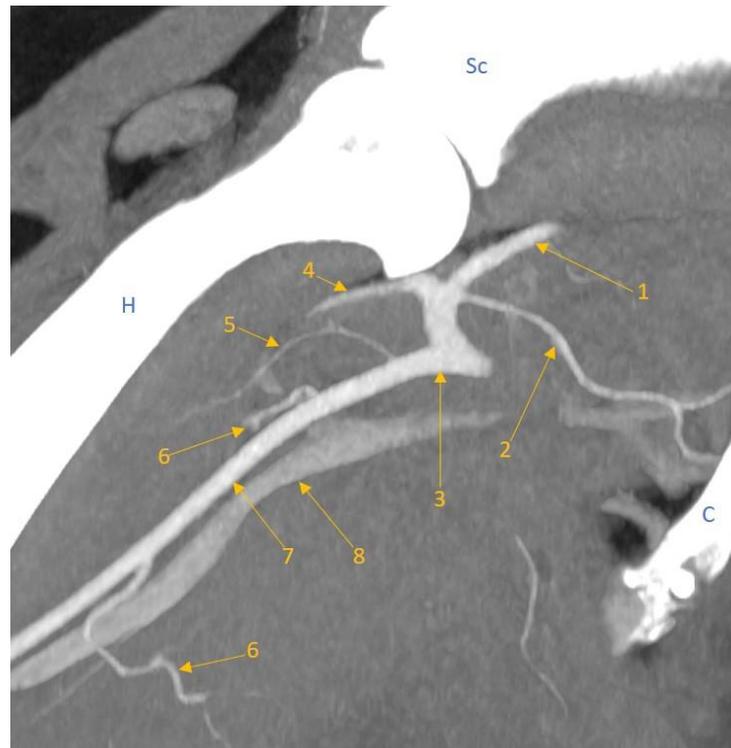


Abbildung 65, MIP, sagittal: 1) A. subscapularis, 2) A. thoracodorsalis, 3) A. axillaris, 4) A. circumflexa humeri caudalis, 5) A. circumflexa humeri cranialis, 6) A. profunda brachii (doppelt, Normvariante III), 7) A. brachialis, 8) V. brachialis. C = Costa, H = Humerus, Sc = Scapula.

Tabelle 13: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der A. profunda brachii bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.

Normvarianten der A. profunda brachii	Häufigkeit bezogen auf 68 Gliedmaßen (%)	Häufigkeit bezogen auf 34 Patienten (%)	davon beidseits (%)
0 (nicht erkennbar)	1 (1,5)	1 (2,9)	0 (0,0)
I	38 (55,9)	25 (73,5)	13 (52,0)
II	19 (27,9)	14 (41,2)	5 (35,7)
III	10 (14,7)	6 (17,6)	4 (66,7)
symmetrisch		22 (64,7)	
asymmetrisch		12 (35,3)	

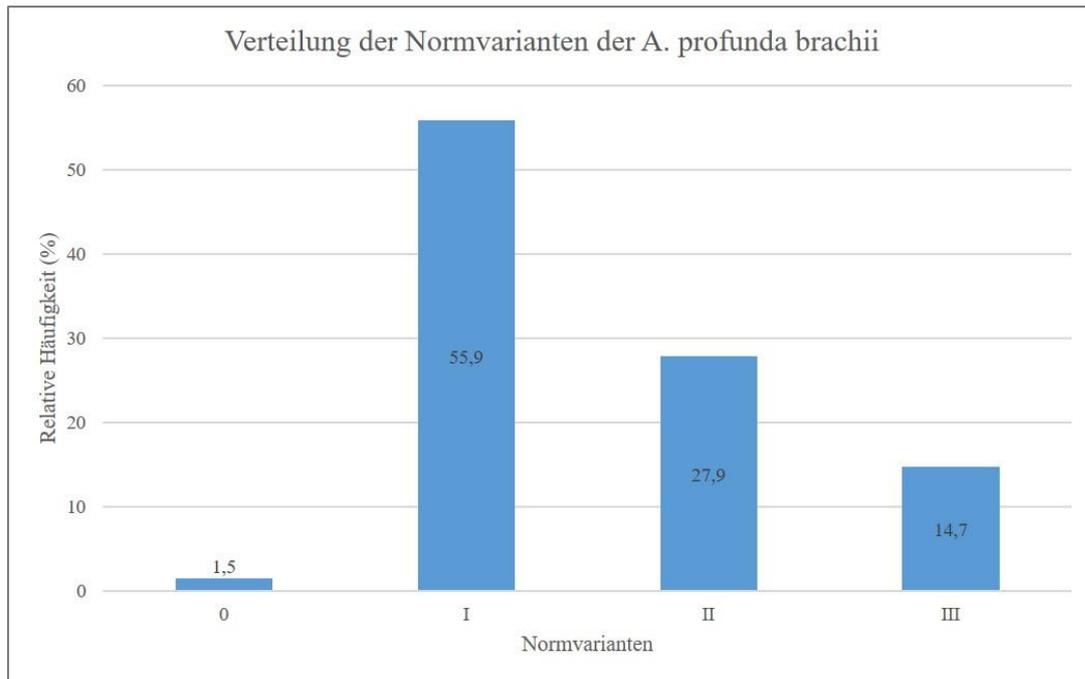


Abbildung 66: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten der A. profunda brachii bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen.

3.18. Arteria bicipitalis

Die sehr zarte A. bicipitalis entsprang am distalen Humerusdrittel und war bei 11 (16,2 %) Gliedmaßen nicht zu erkennen. Sie zeigte einen bogenförmigen Verlauf nach proximal in die Bizepsmuskulatur, wo sie sich mehr oder weniger verzweigte. Bei 28 (41,2 %) Gliedmaßen entsprang sie direkt aus der A. brachialis (Normvariante I). Aus der A. brachialis superficialis entsprang sie bei 23 (33,8 %) Extremitäten als Normvariante II und bei sechs (8,8 %) Gliedmaßen kam sie doppelt vor (Normvariante III), wobei die eine Arterie aus der A. brachialis und die andere Arterie aus der A. brachialis superficialis entsprang. Alle drei Normvarianten sind in Abbildung 67 in sagittaler Schnittbildebene dargestellt und ihr jeweiliges Auftreten in Abbildung 68 und Tabelle 14 aufgelistet.

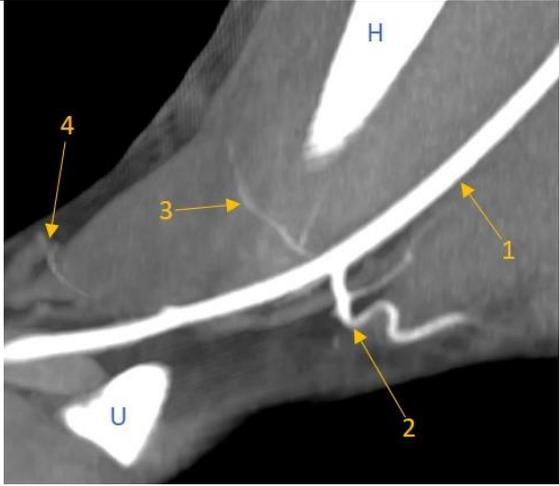
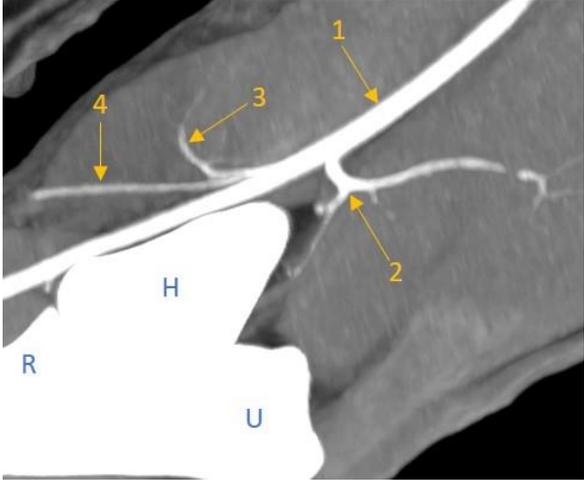
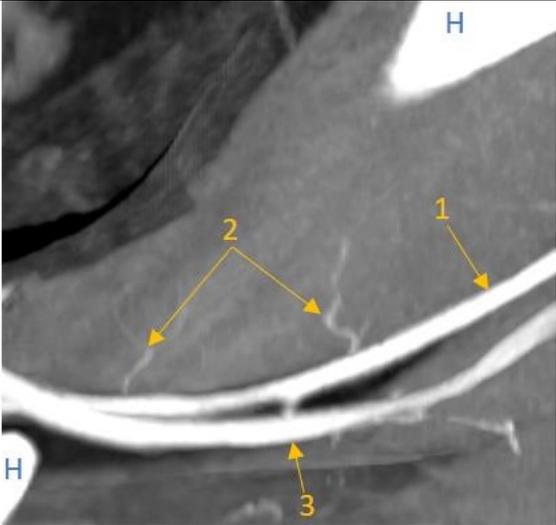
 <p>A. bicipitalis, Normvariante I</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. brachialis 2) A. collateralis ulnaris 3) A. bicipitalis 4) A. brachialis superficialis
 <p>A. bicipitalis, Normvariante II</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. brachialis 2) A. collateralis ulnaris 3) A. bicipitalis 4) A. brachialis superficialis
 <p>A. bicipitalis, Normvariante III</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1) A. brachialis 2) A. bicipitalis (doppelt) 3) V. brachialis

Abbildung 67, MIP, sagittal, proximal des Ellbogengelenks: Die drei möglichen Normvarianten der A. bicipitalis untereinandergestellt. H = Humerus, R = Radius, U = Ulna.

Tabelle 14: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der *A. bicipitalis* bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.

Normvarianten der <i>A. bicipitalis</i>	Häufigkeit bezogen auf 68 Gliedmaßen (%)	Häufigkeit bezogen auf 34 Patienten (%)	davon beidseits (%)
0 (nicht erkennbar)	11 (16,2)	6 (17,6)	5 (83,3)
I	28 (41,2)	18 (52,9)	10 (55,6)
II	23 (33,8)	15 (44,1)	8 (53,3)
III	6 (8,8)	5 (14,7)	1 (20,0)
symmetrisch		24 (70,6)	
asymmetrisch		10 (29,4)	

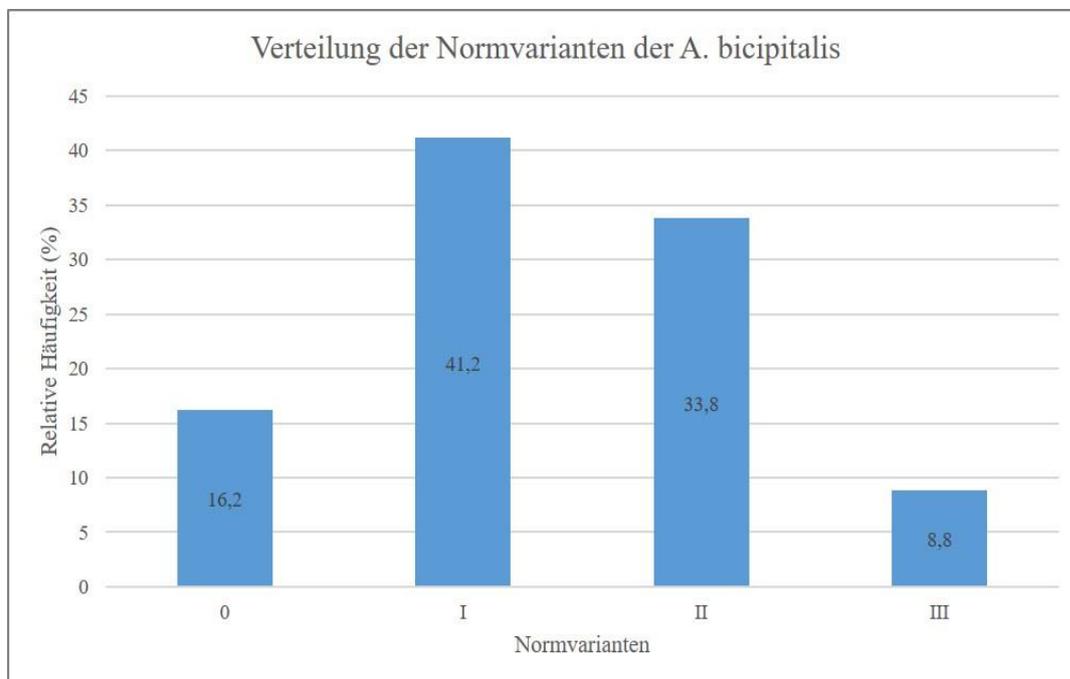


Abbildung 68: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten der *A. bicipitalis* bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen.

3.19. Arteria brachialis superficialis

Die A. brachialis superficialis verließ die A. brachialis an der kranialen Oberfläche und zog in distaler Richtung (Abbildung 69). Ungefähr auf Höhe des Ellbogengelenks gelangte die Arterie in oberflächliche Lage, wo sie sich mit der V. cephalica kreuzte. Spätestens ab dem mittleren Unterarm war die Arterie nicht mehr weiter verfolgbar, weshalb sich auch die normalerweise anschließende A. antebrachialis superficialis cranialis nie erkennen ließ. Teilweise gab sie noch während ihres Verlaufs die A. bicipitalis ab, was bei der Normvariante II der A. bicipitalis in Abbildung 67 zu sehen ist.

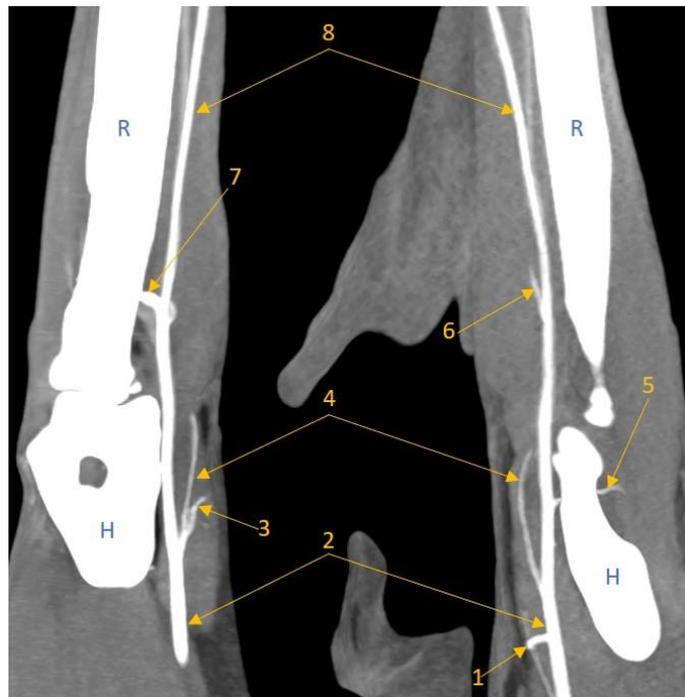


Abbildung 69, MIP, dorsal: 1) A. collateralis ulnaris, 2) A. brachialis dextra/sinistra, 3) A. bicipitalis (gemeinsamer Ursprung mit A. brachialis superficialis (4)), 5) A. transversa cubiti, 6) A. profunda antebrachii, 7) A. interossea communis, 8) A. mediana dextra/sinistra. H = Humerus, R = Radius.

3.20. Arteria collateralis ulnaris

Die kräftige Arterie entsprang aus der A. brachialis etwa im distalen Drittel des Oberarms und zog zunächst in kaudaler Richtung in die Trizepsmuskulatur. Hier teilte sie sich meist in zwei Hauptäste auf, die sich in proximodistaler Richtung trennten. Teilweise war auch die distale Verbindung mit der A. recurrens ulnaris nachzuvollziehen. Da sich die Reihenfolge der Gefäßabgänge von A. bicipitalis, A. brachialis superficialis und A. collateralis ulnaris stark unterschied, wurden sie in vier verschiedene Normvarianten eingeteilt, die in Abbildung 70 zusammen dargestellt sind. Bei Normvariante I entsprang die

A. collateralis ulnaris als erstes Gefäß, was bei 19 (27,9 %) Gliedmaßen der Fall war (Tabelle 15). In Normvariante II entsprang die A. collateralis ulnaris zwischen den beiden anderen Gefäßen, was bei 20 (29,4 %) Gliedmaßen zu beobachten war. Wenn sie mit der A. brachialis superficialis gleichzeitig aus der A. brachialis entsprang, wurde dies als Normvariante III betitelt und in Normvariante IV entsprang die A. collateralis ulnaris zuletzt. Die Normvariante III war mit 26 (23,5 %) und die Variante IV mit fünf (7,4 %) Gliedmaßen vertreten. Bei vier (11,8 %) von 34 Patienten war das Gefäß beidseits nicht zu sehen.

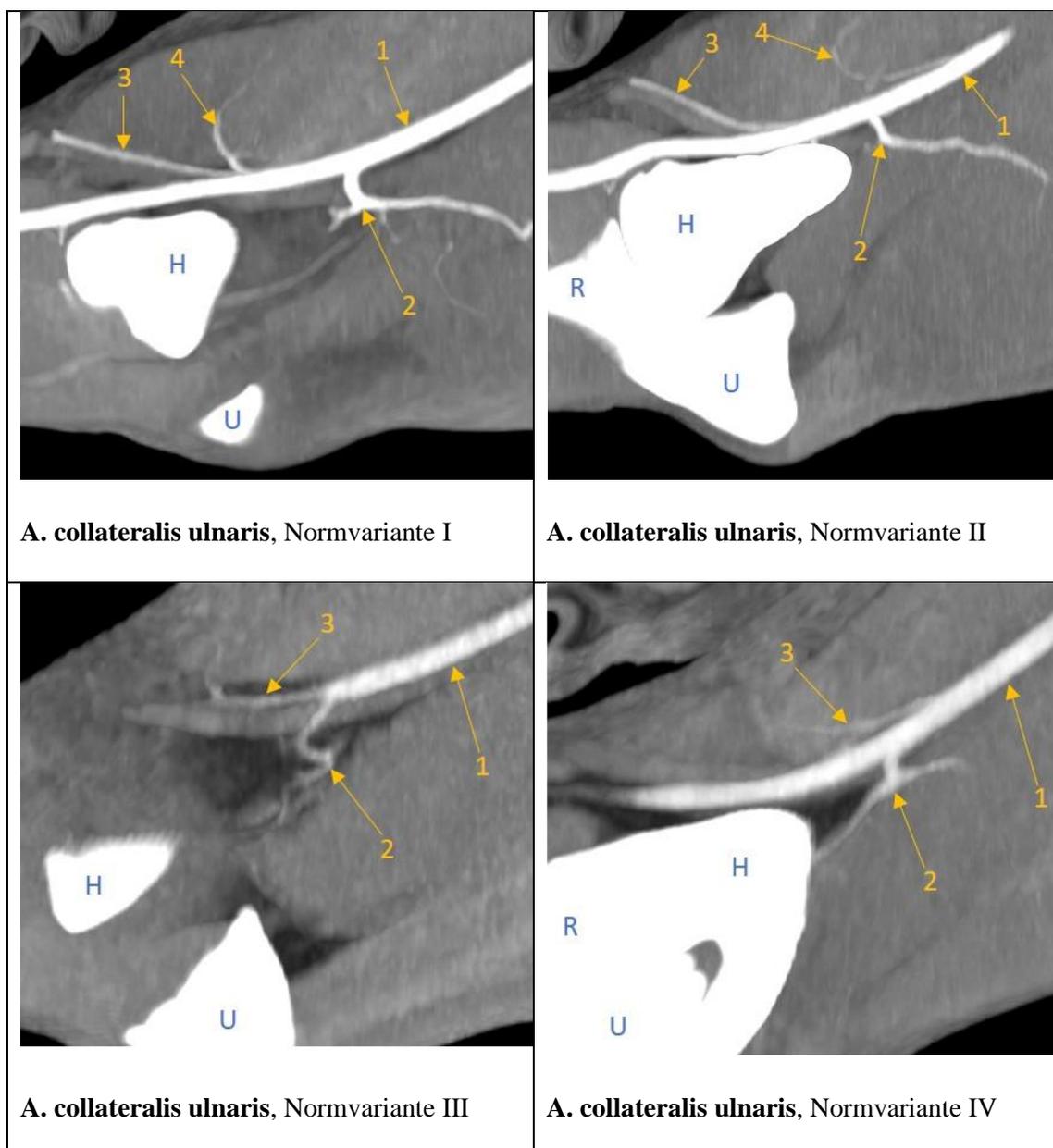


Abbildung 70, MIP, sagittal, proximal des Ellbogengelenks: Die vier möglichen Normvarianten der A. collateralis ulnaris nebeneinandergestellt. 1) A. brachialis, 2) A. collateralis ulnaris, 3) A. brachialis superficialis, 4) A. bicipitalis. H = Humerus, R = Radius, U = Ulna.

Tabelle 15: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der A. collateralis ulnaris bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.

Normvarianten der A. collateralis ulnaris	Häufigkeit bezogen auf 68 Gliedmaßen (%)	Häufigkeit bezogen auf 34 Patienten (%)	davon beidseits (%)
0 (nicht erkennbar)	8 (11,8)	4 (11,8)	4 (100,0)
I	19 (27,9)	14 (41,2)	5 (35,7)
II	20 (29,4)	14 (41,2)	6 (42,9)
III	16 (23,5)	11 (32,4)	5 (45,5)
IV	5 (7,4)	4 (11,8)	1 (25,0)
symmetrisch		21 (61,8)	
asymmetrisch		13 (38,2)	

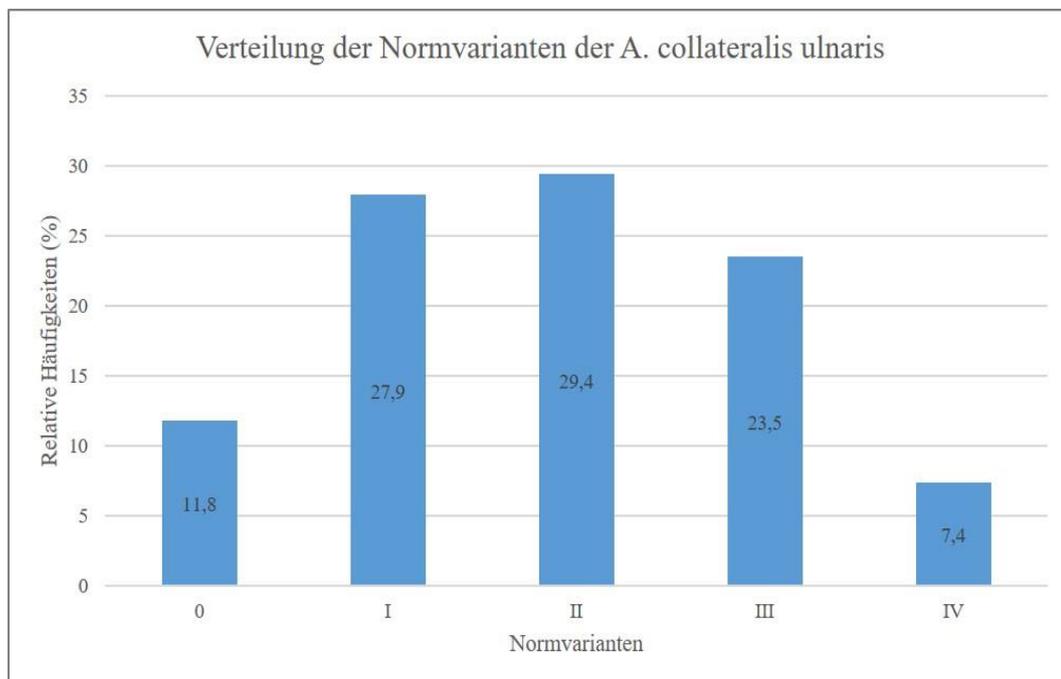


Abbildung 71: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten der A. collateralis ulnaris bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen.

3.21. Arteria transversa cubiti

Die A. transversa cubiti entsprang im Ellbogenbereich aus der A. brachialis und zog direkt, dem Humerus anliegend, nach lateral. Dabei entließ sie zwei bis drei kleine Äste, die in den M. extensor carpi radialis zogen. Sie war vor allem in der dorsalen und transversalen Schnittbildebene gut erkennbar (Abbildung 72) und bei einer Gliedmaße war die Anastomose mit der A. brachialis superficialis nachzuvollziehen. In Abbildung 73 ist die A. transversa cubiti in der 3D-Rekonstruktion zu sehen.

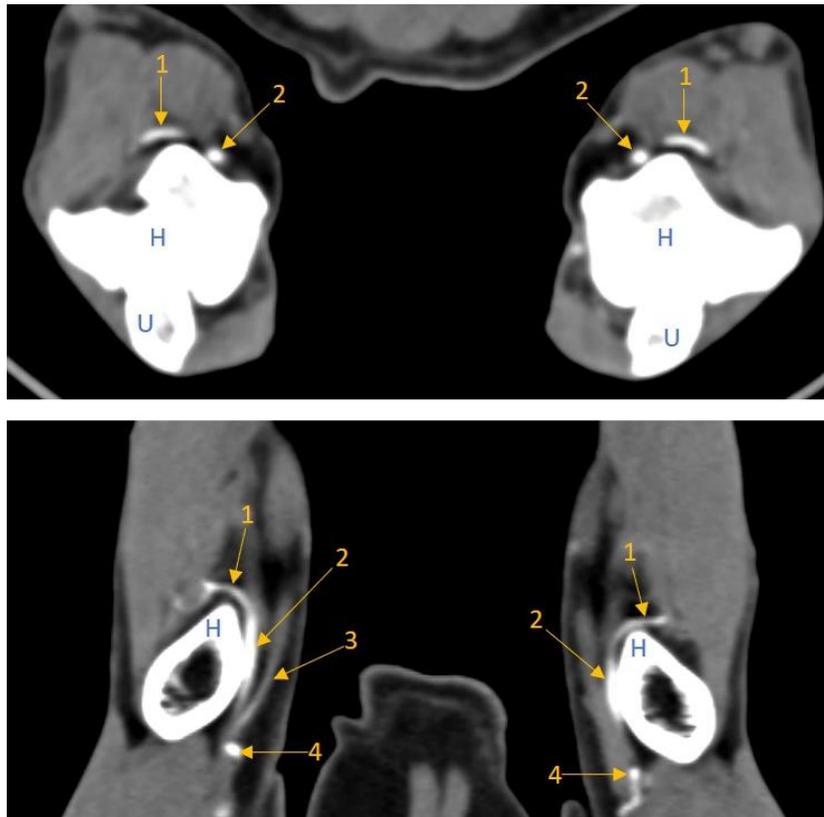


Abbildung 72, MPR: transversales (oben) und dorsales (unten) Schnittbild desselben Patienten, 1) A. transversa cubiti dextra/sinistra, 2) A. brachialis dextra/sinistra, 3) A. brachialis superficialis, 4) A. collateralis ulnaris dextra/sinistra. H = Humerus, U = Ulna.

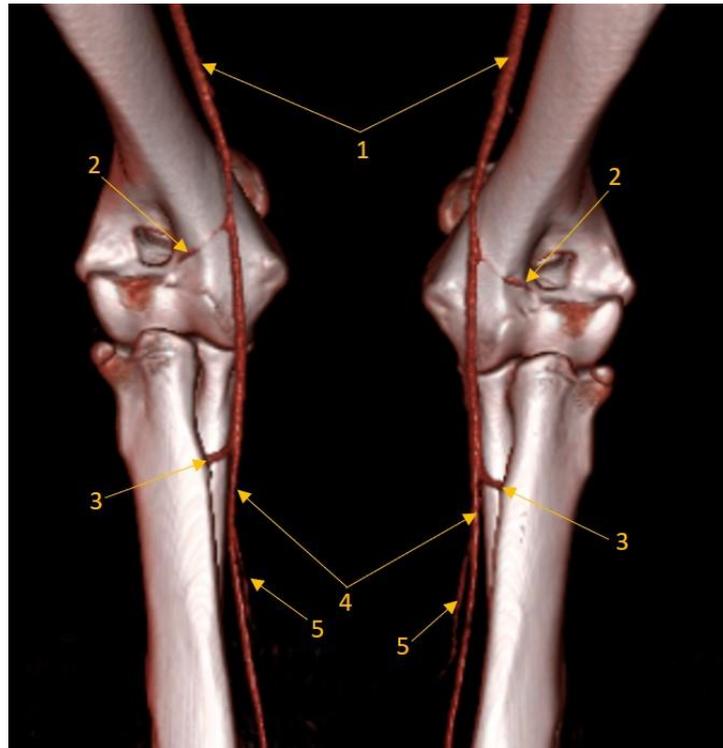


Abbildung 73, VRT, Ellbogen, dorsale Ansicht: 1) A. brachialis dextra/sinistra, 2) A. transversa cubiti dextra/sinistra, 3) A. interossea communis dextra/sinistra, 4) A. mediana dextra/sinistra, 5) A. profunda antebrachii dextra/sinistra.

3.22. Arteria recurrens ulnaris

Als ein dünner Ast aus der kaudalen Oberfläche der A. brachialis distal des Ellbogengelenks stellte sich die A. recurrens ulnaris dar und zog in distaler Richtung zwischen M. flexor carpi radialis und M. flexor digitalis profundus. Manchmal war eine Zweiteilung in proximalen und distalen Ast zu erkennen, wie in Abbildung 74 zu sehen ist. Am besten ließ sie sich im sagittalen Schnittbild darstellen.



Abbildung 74, MIP, sagittal, proximaler Unterarm: 1) A. brachialis, 2) A. recurrens ulnaris, 3) A. profunda antebrachii, 4) A. mediana. H = Humerus, U = Ulna.

3.23. Arteria interossea communis

Die A. interossea communis entsprang als letzter Gefäßast auf Höhe des proximalen Unterarmdrittels aus der kaudalen Oberfläche der A. brachialis. Dann gab sie, kurz bevor sie in das Spatium interosseum antebrachii zog, die A. ulnaris ab. Im Spatium teilte sie sich am Ende in die Aa. interossee cranialis und caudalis auf. In Abbildung 75 bis Abbildung 77 ist dieses prominente, aber kurze Gefäß dargestellt.

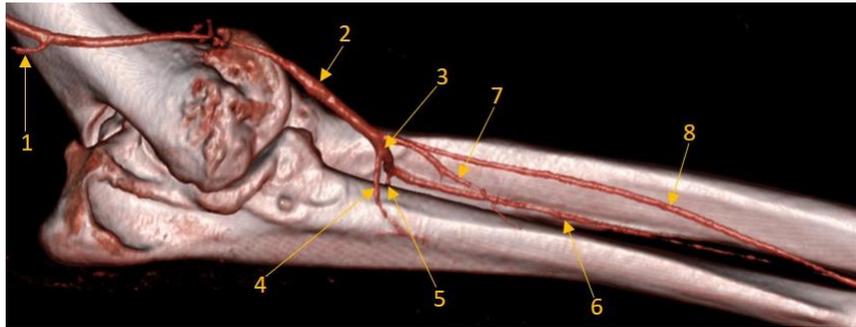


Abbildung 75, VRT, proximaler Unterarm, laterale Ansicht: 1) A. collateralis ulnaris, 2) A. brachialis, 3) A. interossea communis, 4) A. ulnaris, 5) A. interossea cranialis, 6) A. interossea caudalis, 7) A. profunda antebrachii, 8) A. mediana.

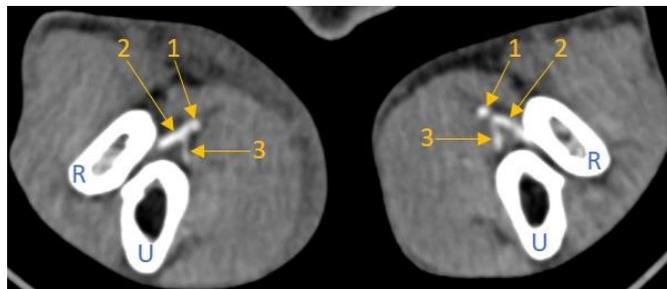


Abbildung 76, MPR, transversal: 1) A. brachialis, 2) A. interossea communis, 3) A. ulnaris. R = Radius, U = Ulna.

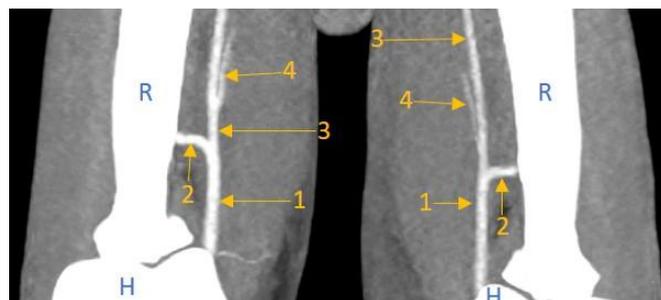


Abbildung 77, MIP, dorsal: 1) A. brachialis dextra/sinistra, 2) A. interossea communis dextra/sinistra, 3) A. mediana dextra/sinistra, 4) A. profunda antebrachii. H = Humerus, R = Radius.

3.24. Arteria ulnaris

Diese Arterie entsprang aus der A. interossea communis direkt nach deren eigenem Ursprung und zog distokaudal an die Kaudalfläche der Ulna. Hier bog die A. ulnaris nach distal und verlief in der Flexorenmuskulatur. Bei 19 Gliedmaßen (27,94 %) konnte ein nach proximal verlaufender Ast erkannt werden, bei zwei davon sogar eine Anastomose mit der A. collateralis ulnaris. Wenn sich die A. ulnaris bis zum Schluss verfolgen ließ, konnte man die Vereinigung mit dem R. palmaris der A. interossea caudalis sehen. In Abbildung 78 ist der nach proximal verlaufende Ast gut zu verfolgen und die Anastomose mit der A. collateralis ulnaris fast vollständig nachvollziehbar.

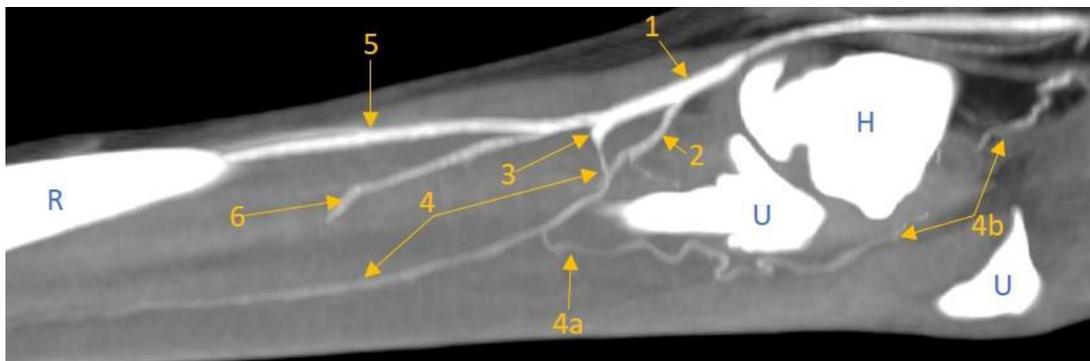


Abbildung 78, MIP, sagittal: 1) A. brachialis, 2) A. recurrens ulnaris, 3) A. interossea communis, 4) A. ulnaris, 4a) proximaler Ast, 4b) Anastomose mit A. collateralis ulnaris, 5) A. mediana, 6) A. profunda antebrachii. H = Humerus, R = Radius, U = Ulna.

3.25. Arteria interossea cranialis

Die A. interossea cranialis ging als ein Ast aus der Zweiteilung der A. interossea communis im Spatium interosseum antebrachii hervor und setzte die Richtung der A. interossea communis durch das Spatium fort und zog zwischen Radius und M. extensor carpi ulnaris. Bei acht (11,76 %) Gliedmaßen war eine Aufteilung in proximalen und distalen Ast sichtbar. Bei 14 (20,59 %) Gliedmaßen war nur ein proximaler Ast zu erkennen. Dagegen war ausschließlich der distale Ast bei zwei (2,94 %) Gliedmaßen auszumachen. Bei den meisten jedoch, nämlich bei 36 (52,94 %) Gliedmaßen, war die A. interossea cranialis nur ein kurzes Stück aus dem Spatium heraus verfolgbar, ohne eine Aufteilung aufzuzeigen, ähnlich wie in Abbildung 79.

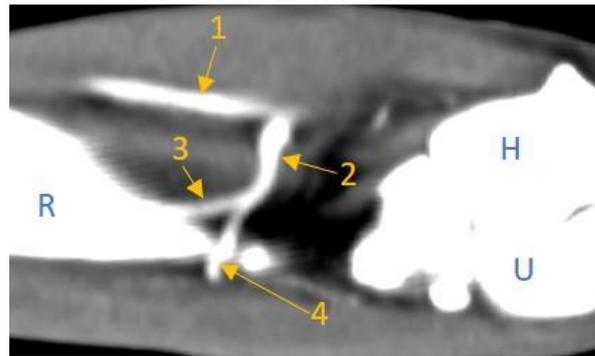


Abbildung 79, MPR, sagittal: 1) A. mediana, 2) A. interossea communis, 3) A. interossea caudalis, 4) A. interossea cranialis. H = Humerus, R = Radius, U = Ulna.

3.26. Arteria interossea caudalis

Die A. interossea caudalis zog nach Abgang aus der A. interossea communis im Spatium interosseum antebrachii den Unterarm nach distal entlang und war dabei am besten im transversalen und dorsalen Schnittbild gut zu verfolgen (Abbildung 80). Die Verbindung mit der A. interossea cranialis über den R. interosseus war nicht erkennbar. Distal konnte die Fortsetzung als R. palmaris nachvollzogen werden. Bei den 68 untersuchten Gliedmaßen konnten die anderen zwei Äste R. interosseus und R. carpeus palmaris nicht erkannt werden.

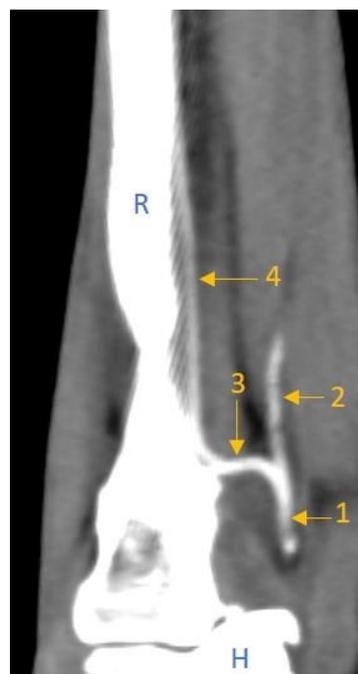


Abbildung 80, MPR, dorsal: 1) A. brachialis, 2) A. mediana, 3) A. interossea communis, 4) A. interossea caudalis. H = Humerus, R = Radius.

3.27. Arteria mediana

Nach Abgang der A. interossea communis zog die A. mediana als Fortsetzung der A. brachialis weiter karpalwärts. Im Karpalbereich zog sie zur palmaren Seite und durchquerte dabei den M. flexor digitalis profundus. Palmar war eine Beteiligung am Arcus palmaris superficialis auf Höhe des mittleren Metakarpus zu erkennen. Die A. mediana war in allen drei Schnittbildebeneen gut zu verfolgen.

3.28. Arteria profunda antebrachii

Die A. profunda antebrachii war kurz nach dem Abgang der A. interossea communis und dem Übergang von der A. brachialis in die A. mediana vor allem in der sagittalen Ebene zu erkennen. Sie zog in distokaudale Richtung in die Muskulatur der Karpal- und Zehenbeuger und gab teilweise kleine Gefäßäste im Verlauf ab. Bei zwei (2,9 %) Gliedmaßen entsprang die A. profunda antebrachii doppelt aus der A. mediana (Normvariante II), Tabelle 16. Dabei entsprang ein feinerer Ast auf gleicher Höhe wie das normalerweise einzeln entspringende Gefäß und ein weiterer kräftigerer Ast zwischen den Gefäßursprüngen von A. recurrens ulnaris und A. interossea communis. Sie zogen beide in der Flexorenmuskulatur parallel nach distal und schienen sich etwa auf Höhe des Karpalgelenks zu vereinen und sich mit der A. interossea caudalis zu verbinden. Bei den meisten Gliedmaßen, nämlich bei 63 (92,6 %), entsprang die A. profunda antebrachii einzeln (Normvariante I). In ihrem Verlauf nach distal war sie unterschiedlich gut zu verfolgen, teilweise nur bis zum mittleren Unterarmbereich, teilweise bis zu ihrer Vereinigung mit der A. interossea caudalis am Karpus. Bei 40 (60,6 %) Gliedmaßen konnte man eine Zweiteilung nach dem Gefäßursprung erkennen in einen kleineren und einen prägnanteren Ast, die ebenfalls parallel in der Flexorenmuskulatur nach distal zogen. Bei den restlichen Gliedmaßen konnte keine Zweiteilung nachvollzogen werden.

Tabelle 16: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der A. profunda antebrachii bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.

Normvarianten der A. profunda antebrachii	Häufigkeit bezogen auf 68 Gliedmaßen (%)	Häufigkeit bezogen auf 34 Patienten (%)	davon beidseits (%)
0 (nicht erkennbar)	3 (4,4)	2 (5,9)	1 (50,0)
I	63 (92,6)	33 (97,1)	30 (90,9)
II	2 (2,9)	2 (5,9)	0 (0,0)
symmetrisch		31 (91,2)	
asymmetrisch		3 (8,8)	

3.29. Ramus palmaris

Am distalen Unterarm zog der Ramus palmaris nach seinem Ursprung aus der A. interossea caudalis aus dem Spatium interosseum antebrachii (Abbildung 84). Proximal des Karpus war meist die Aufnahme der A. ulnaris und der A. profunda antebrachii nachvollziehbar (Abbildung 81 und Abbildung 82) und der weitere Verlauf zur palmaren Oberfläche. Medial des Os carpi accessorium teilte sich der R. palmaris in einen feinen, schwer zu verfolgenden R. superficialis und einen prominenten R. profundus auf, siehe Abbildung 83 und die MIP-Darstellung in Abbildung 84. Beide Rami zogen distal, um sich jeweils am oberflächlichen und tiefen Gefäßbogen zu beteiligen.

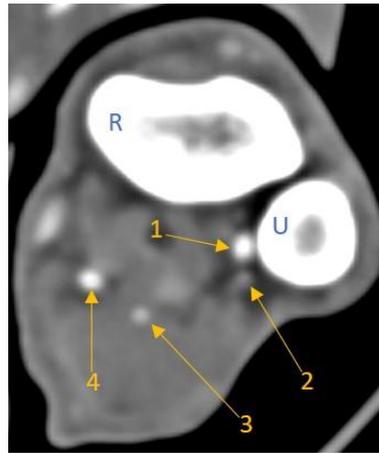


Abbildung 81, MPR, transversal, distaler Unterarm: R. palmaris (1) und A. ulnaris (2) kurz vor ihrem Zusammenschluss. 3) A. profunda antebrachii, 4) A. mediana. R = Radius, U = Ulna.

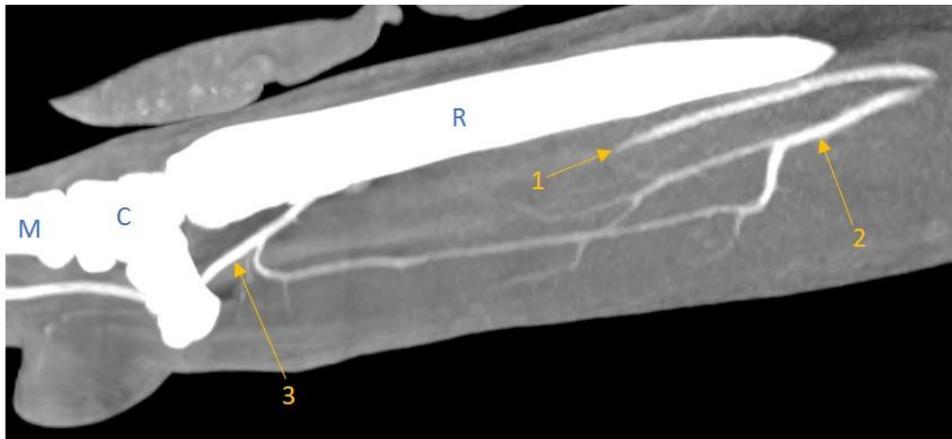


Abbildung 82, MIP, sagittal: Anastomose der A. profunda antebrachii (2) mit dem R. palmaris (3). 1) A. mediana. C = Carpus, M = Metacarpus, R = Radius.

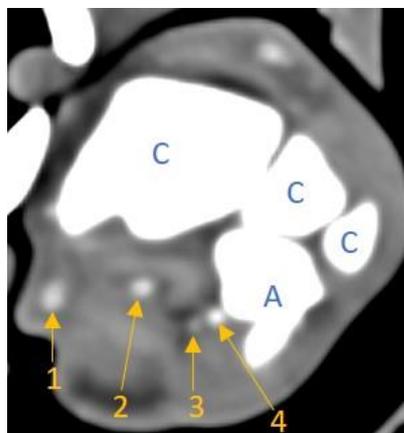


Abbildung 83, MPR, transversal, Karpus: Aufteilung des R. palmaris in R. profundus (4) und R. superficialis (3). 1) V. cephalica, 2) A. mediana. C = Carpus, A = Os carpi accessorium.

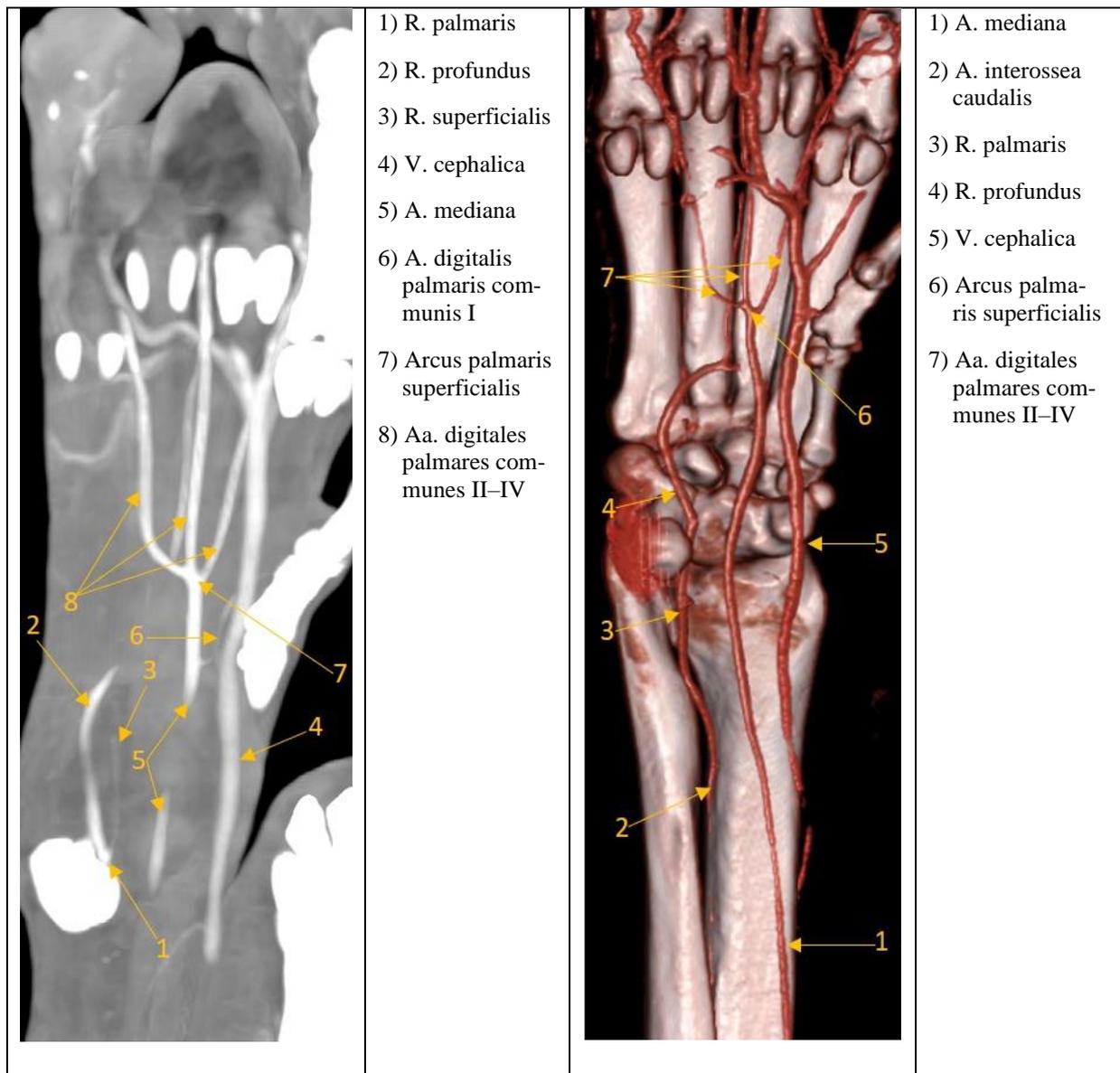


Abbildung 84: MIP- (links) und VRT-Darstellung (rechts) des Karpus und Metakarpus in palmarer Ansicht.

3.30. Arteria radialis

Die A. radialis stellte sich in der CT-Angiographie generell als feines, meist kaum erkennbares Gefäß dar. Sie entsprang etwa in der Unterarmmitte kraniallateral aus der A. mediana, was in Abbildung 85 schwach erkennbar ist. Sie zog auf der medialen Unterarmseite parallel zur A. mediana nach distal. Die Abzweigungen der Rr. carpeus dorsalis und palmaris waren aufgrund der schlechten Kontrasterkennbarkeit nicht zu erkennen. Auch die Aufteilung am Ende in die Rr. palmaris profundus und superficialis war nicht nachzuvollziehen.

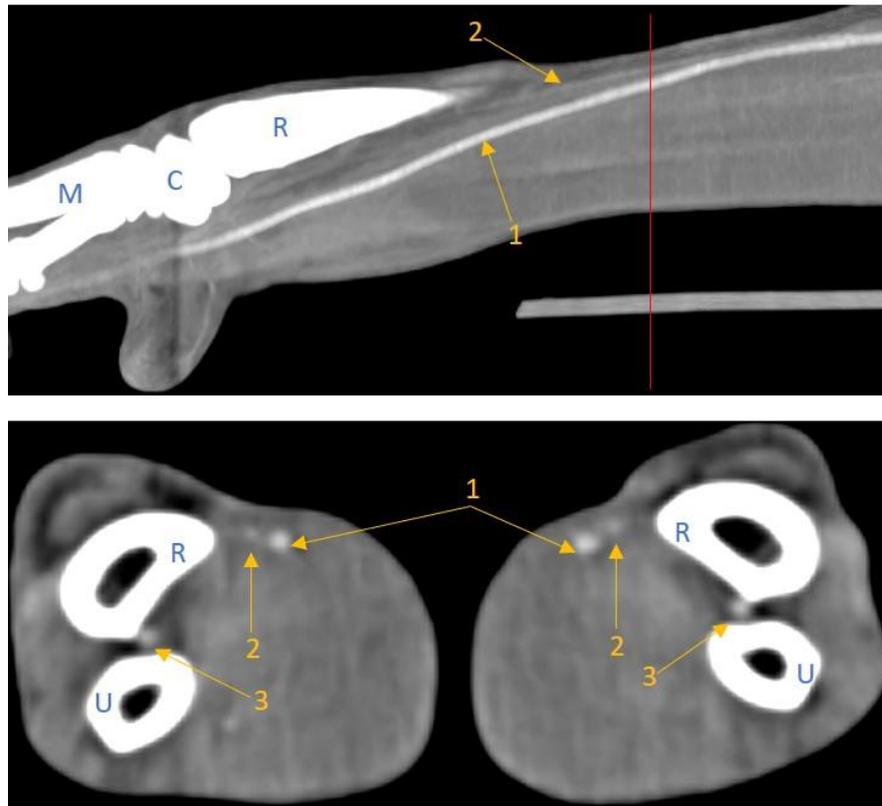


Abbildung 85, MIP + MPR: Sagittale (oben) und transversale (unten) Darstellung der A. radialis (2). Die rote Linie im sagittalen Schnittbild stellt die Höhe des transversalen Schnittbilds unten dar. 1) A. mediana, 3) A. interossea caudalis. C = Carpus, M = Metacarpus, R = Radius.

3.31. Arteria digitalis palmaris communis I

Die sehr feine, aber meist gut erkennbare Arterie entsprang entweder direkt aus der A. mediana (Abbildung 84) oder gemeinsam mit den anderen palmaren Zehenarterien aus dem Arcus palmaris superficialis. Vor allem in der dorsalen Ebene war ihr mediodistaler Verlauf zur ersten Zehe nachvollziehbar.

3.32. Arcus palmaris superficialis

Dieser Gefäßbogen entstand auf Höhe des proximalen Metakarpus aus der A. mediana und war in der dorsalen Ebene gut darstellbar, was Abbildung 84 zeigt. Von ihr gingen die Aa. digitales palmares communes II–IV ab, manchmal auch die A. digitalis palmaris communis I. Die Beteiligung des R. superficialis des R. palmaris und des R. palmaris superficialis der A. radialis am oberflächlichen Gefäßbogen konnte nicht nachvollzogen werden.

3.33. Aa. digitales palmares communes II–IV

Die gemeinsamen palmaren Zehenarterien zogen vom Arcus palmaris superficialis nach distal entlang ihrer jeweiligen Zehenglieder. Am distalen Metakarpus vereinigten sich die Aa. digitales palmares communes mit den Aa. metacarpeae palmares, was in der sagittalen Ebene nachvollziehbar war (Abbildung 86).

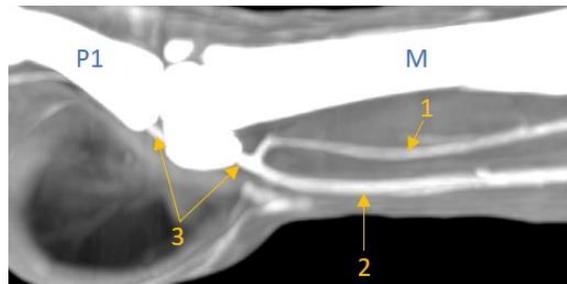


Abbildung 86, MIP, sagittal: Zusammenschluss der A. metacarpea palmaris III (1) und der A. digitalis palmaris communis III (2) zur A. digitalis palmaris propria III (3). M = Metacarpus, P1 = Phalanx proximalis.

3.34. Arcus palmaris profundus

In der CT-Angiographie war an der Bildung des tiefen palmaren Gefäßbogens hauptsächlich der R. profundus der A. interossea caudalis zu erkennen (Abbildung 87). Der ebenfalls beteiligte R. palmaris profundus aus der A. radialis war als kleines dünnes Gefäß nur sehr selten erkennbar. Der Gefäßbogen war generell weniger prägnant als der Arcus palmaris superficialis.



Abbildung 87, MIP, dorsal: 1) Arcus palmaris profundus, 2) Aa. metacarpeae palmares II–IV, 3) A. mediana, 4) Arcus palmaris superficialis.

3.35. Aa. metacarpeae palmares I–IV

Diese Arteriengruppe zog vom tiefen palmaren Gefäßbogen aus nach distal (Abbildung 87). Die A. metacarpea palmaris III war meist am besten zu erkennen, die anderen Arterien waren etwas weniger kontrastreich. Jedoch waren alle drei Gefäße bis zum distalen Metakarpus verfolgbar, wo sie sich den Aa. digitales palmares communes anschlossen. Dieser Zusammenschluss war meist am besten im dritten Zehenglied nachvollziehbar (Abbildung 86). Die A. metacarpea palmares I war nur bei sehr guter Kontrastmittelanreicherung dünn zu sehen.

3.36. Aa. digitales palmares propriae I–V (axiales et abaxiales)

Nach dem Zusammenschluss der tiefen und oberflächlichen palmaren Zehengefäße setzten diese sich als die Aa. digitales palmares propriae I–IV fort (Abbildung 86). Diese zweigten sich wiederum nach kurzem Verlauf in axiale und abaxiale Gefäße auf, was in Abbildung 88 in der Dorsalebene gut zu sehen ist. Die A. digitalis palmaris propria V abaxialis sollte laut Literatur eigentlich vom Arcus palmaris profundus oder als Fortsetzung der A. interossea caudalis entspringen, war aber bei keinem Patienten aufzufinden.

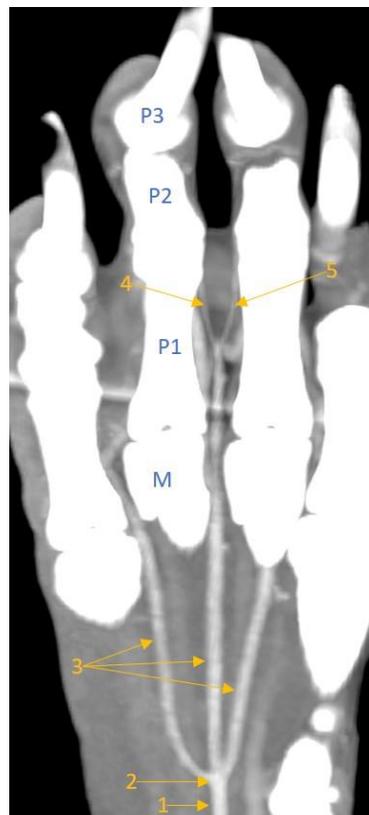


Abbildung 88, MIP, dorsal: 1) A. mediana, 2) Arcus palmaris superficialis, 3) Aa. digitales palmares communes II–IV, 4) A. digitalis palmaris propria III abaxialis, 5) A. digitalis palmaris propria III axialis. M = Metacarpus, P1 = Phalanx proximalis, P2 = Phalanx media, P3 = Phalanx distalis.

4. Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit der Arterien

Insgesamt wurden 33 Gefäße bzw. Gefäßgruppen in ihrer Kontrasterkennbarkeit (KE) und Verfolgbarkeit (VB) bewertet. Die Arterien, die bei keinem Patienten in den Angio-CT-Studien zu erkennen waren, sind in Tabelle 7 aufgelistet und wurden in den statistischen Auswertungen nicht berücksichtigt. Die Bewertungen der einzelnen Arterien werden innerhalb ihrer Gefäßgruppen in Form von gestapelten Säulendiagrammen nebeneinander dargestellt. Da der Variationskoeffizient der Bewertungen von rechter und linker Gliedmaße unter 10 % lag (siehe Tabelle 26 bis Tabelle 31, Anhang), wurde stets der Mittelwert der Arterienbewertung von rechter und linker Extremität für die Säulendarstellungen herangezogen.

4.1. Kontrasterkennbarkeit der Stammgefäße

Die Kontrasterkennbarkeit der Stammgefäße war insgesamt sehr gut. Sie waren bei jedem Patienten in beiden Gliedmaßen erkennbar und somit gab es keine Stammarterie, die mit „nicht erkennbar – 0“ bewertet wurde. Die Bewertung der einzelnen Stammgefäße in je rechter und linker Gliedmaße zeigte mit einem Variationskoeffizienten von 1,0 % keinen Seitenunterschied in der Kontrasterkennbarkeit der Stammgefäße. In Abbildung 89 ist zu erkennen, dass die A. axillaris und A. cervicalis superficialis von allen Stammgefäßen den höchsten Anteil der besten Erkennbarkeit hatten. Die A. mediana, die gleichzeitig das distalste und kleinste Stammgefäß ist, wurde dagegen am schwächsten bewertet.

4.2. Verfolgbarkeit der Stammgefäße

Die Stammgefäße waren insgesamt immer vollständig verfolgbar außer einer Ausnahme. Bei einer Gliedmaße eines Patienten war das distalste Stammgefäß A. mediana nur partiell verfolgbar und daher mit 1 in der Verfolgbarkeit bewertet worden. Das heißt 98,5 % der Stammgefäße waren vollständig verfolgbar und wurden mit dem Score 2 bewertet. Auch hier lag der Variationskoeffizient der Bewertungen zwischen linker und rechter Vordergliedmaße bei nur 2,0 %.

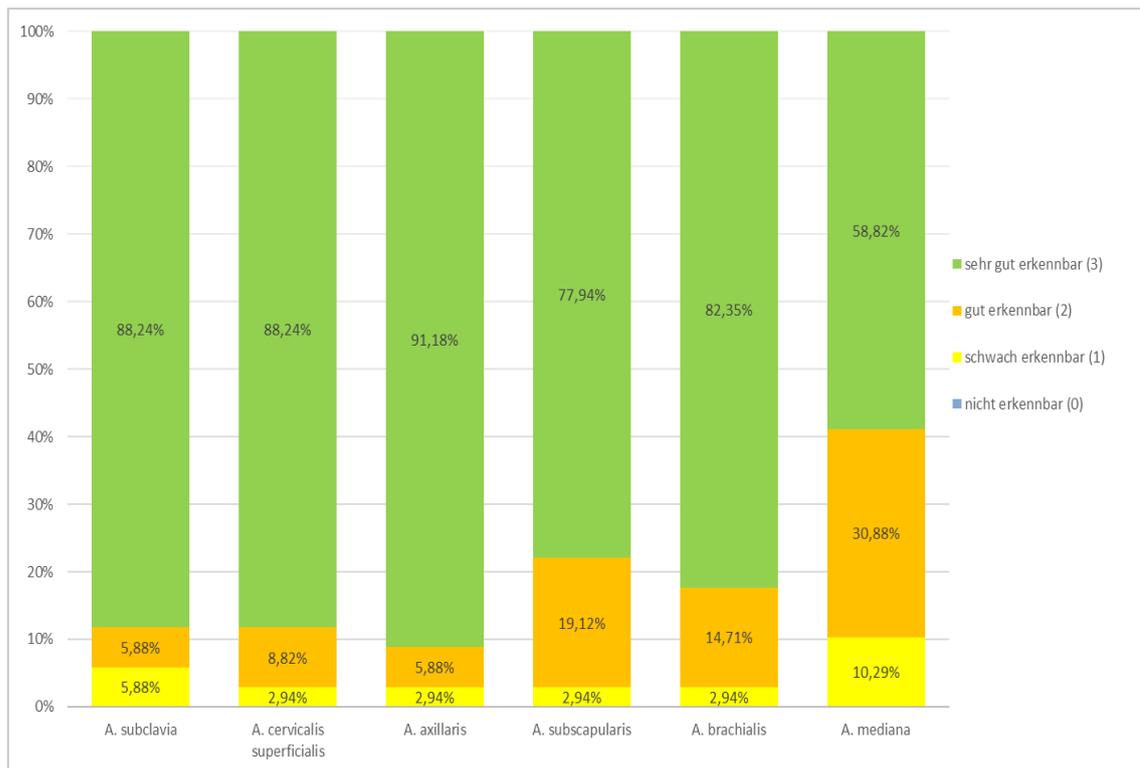


Abbildung 89: Bewertungen (Mittelwert von rechter und linker Gliedmaße) der Kontrasterkennbarkeiten der einzelnen Stammgefäße (x-Achse) von 0 bis 3 mit prozentuaalem Anteil (y-Achse).

4.3. Kontrasterkennbarkeit der peripheren Gefäße

Die Kontrasterkennbarkeit der peripheren Gefäße konnte von Arterie zu Arterie stark variieren und konnte keinem bestimmten Muster zugeordnet werden (Abbildung 90). A. suprascapularis, R. praescapularis, A. thoracodorsalis, A. circumflexa humeri caudalis und A. interossea communis waren in jeder untersuchten Gliedmaße zu erkennen, wenn auch in unterschiedlicher Deutlichkeit. Mit Ausnahme der A. nutricia humeri, die sich als ein sehr feiner Versorgungsast darstellte, waren die peripheren Gefäße zu mindestens 78 % erkennbar. Die A. interossea communis wurde zu 88 % mit sehr gut bewertet, war immer erkennbar und stellt so die bestbewertete periphere Arterie dar. Einen Seitenunterschied von rechter und linker Gliedmaße in der Bewertung der KE konnte mit einem Variationskoeffizienten von 3,9 % ausgeschlossen werden.

4.4. Verfolgbarkeit der peripheren Gefäße

Auch in der Verfolgbarkeit war kein bestimmtes Muster zu erkennen, wie gut sich eine Arterie verfolgen ließ (Abbildung 91). Die A. suprascapularis, A. thoracodorsalis und die A. interossea communis waren bei den 68 untersuchten Gliedmaßen mindestens partiell verfolgbar. Die A. interossea communis wurde durch ihren kurzen Gefäßverlauf mit 97 %

vollständiger Verfolgbarkeit am besten evaluiert. Der Variationskoeffizient beider Seiten lag bei 3,3 %. Da die *A. nutricia humeri* ein sehr feines und schwer erkennbares Gefäß ist, konnte es nur nach seiner Kontrasterkennbarkeit bewertet werden und ist daher in Abbildung 91 nicht aufgeführt.

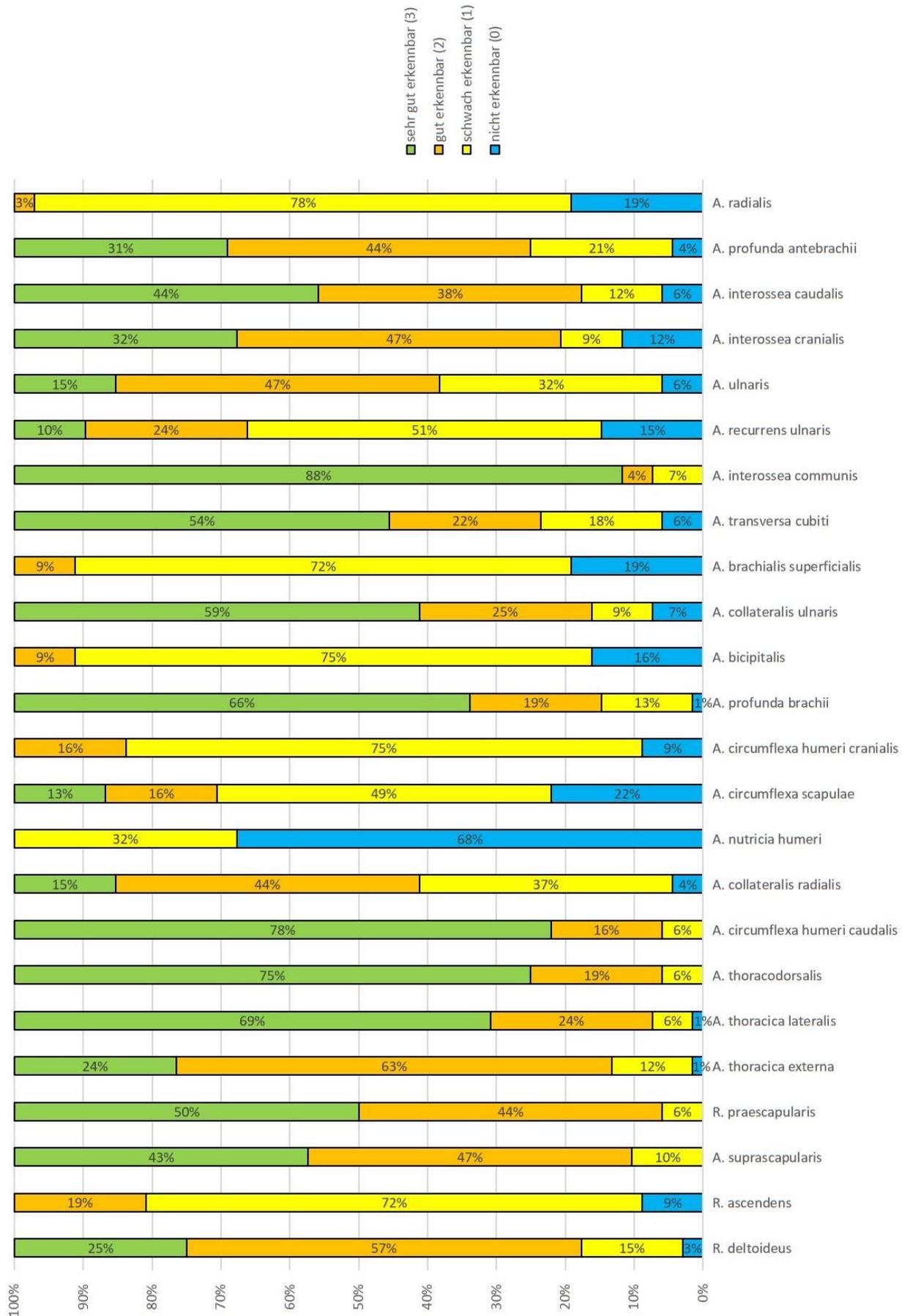


Abbildung 90: Bewertung der Kontrasterkennbarkeit (Mittelwert von rechter und linker Gliedmaße) der einzelnen peripheren Gefäße (x-Achse) von 0 bis 3 mit prozentualen Anteil (y-Achse).

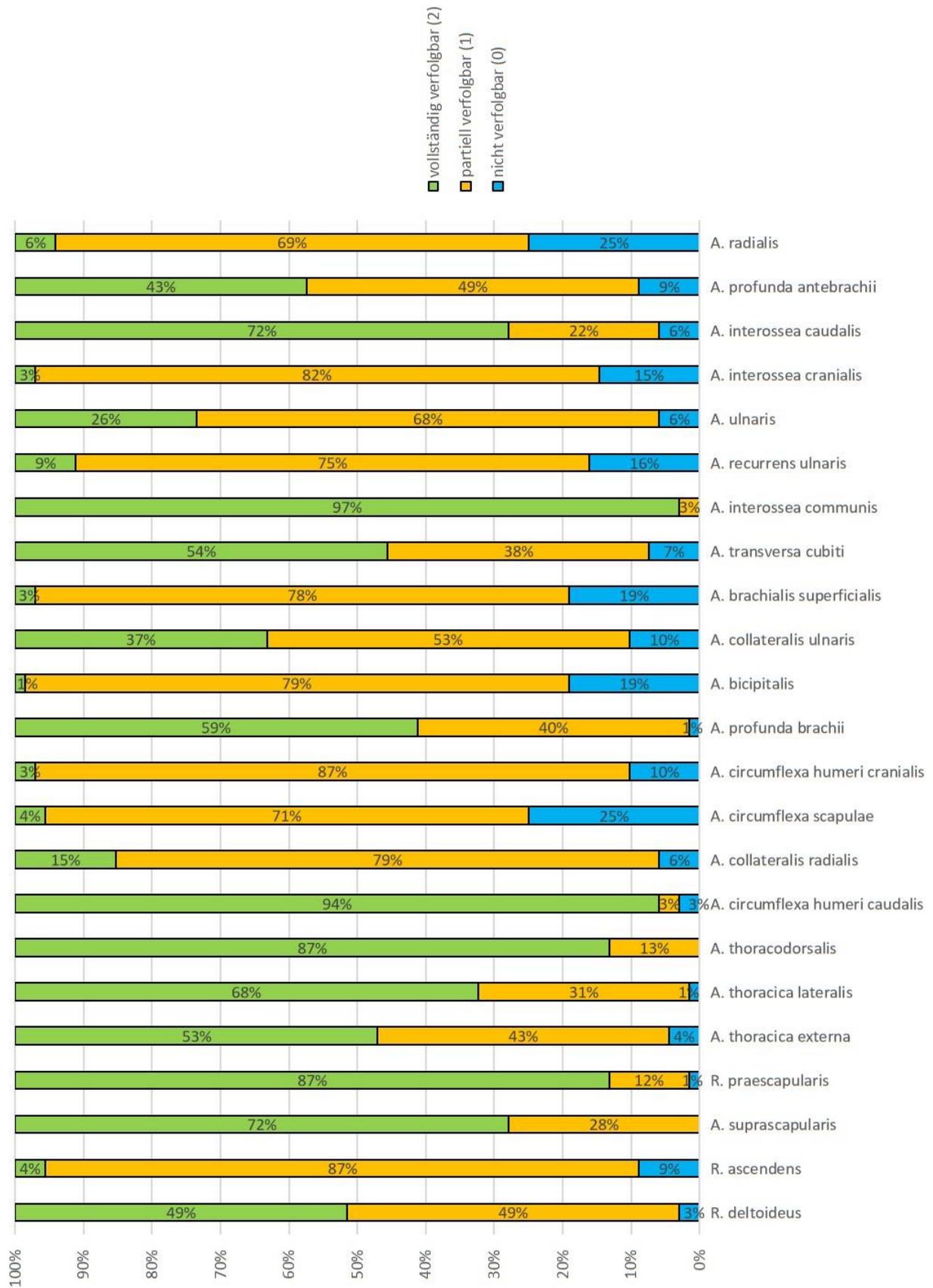


Abbildung 91: Bewertung der Verfolgbarkeit (Mittelwert von rechter und linker Gliedmaße) der einzelnen peripheren Gefäße (x-Achse) von 0 bis 2 mit prozentuaem Anteil (y-Achse). Aufgrund ihrer geringen Gefäßgröße und Darstellbarkeit, wurde die A. nutricia hier nicht bewertet.

4.5. Kontrasterkennbarkeit der PfortengefäÙe

In die GefäÙbewertung der Vorderpfoten konnten nur die HauptgefäÙgruppen des palmar-System Systems einbezogen werden. Die A. digitalis palmaris propria V abaxialis und die dorsalen Arteriengruppen Aa. digitales dorsales communes I–IV, Aa. metacarpeae dorsales I–IV sowie die Aa. digitales dorsales propriae waren bei keiner GliedmaÙe zu erkennen und wurden in der Auswertung der Abbildung 92 nicht beruicksichtigt. Im palmar-System GefäÙsystem ist deutlich zu erkennen, dass die Kontrasterkennbarkeit sowohl nach distal als auch nach dorsal deutlich abnahm. Wärend die KE bei den Aa. digitales palmares communes noch bei 42,7 % der untersuchten GliedmaÙen mit sehr gut bewertet wurde, wurde sie bei den anschließenden Aa. digitales palmares propriae und bei den parallel verlaufenden Aa. metacarpeae palmares nur noch bei 2,9 % mit sehr gut bewertet. Der Variationskoeffizient von rechter und linker GliedmaÙe lag bei 7,6 %.

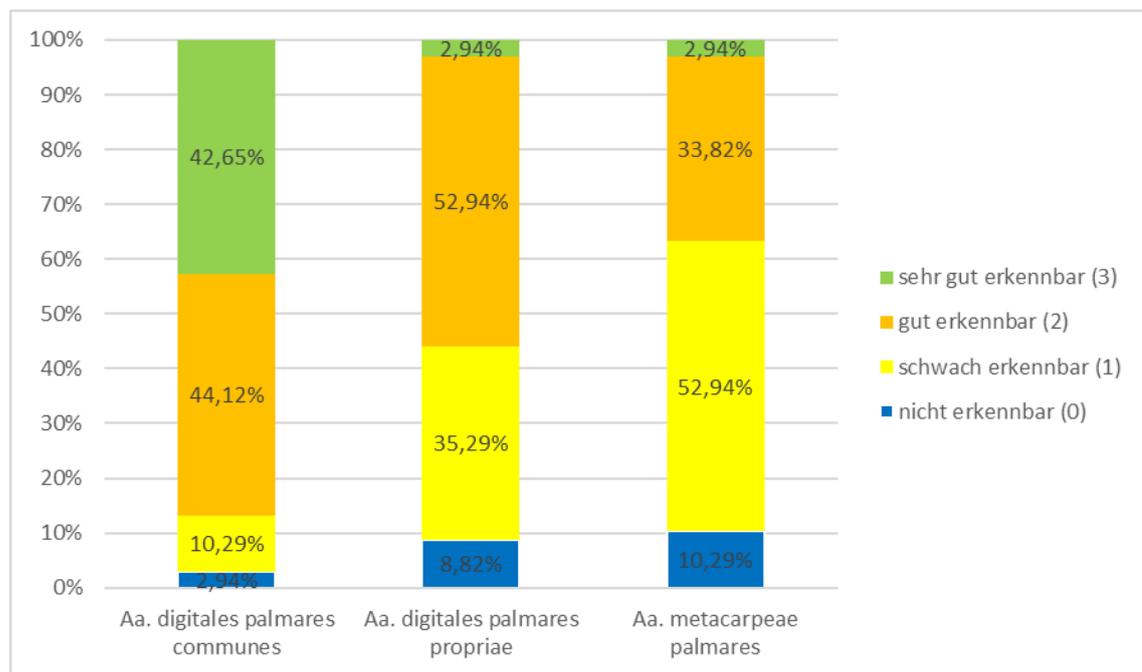


Abbildung 92: Bewertung Kontrasterkennbarkeit der einzelnen Pforten-GefäÙgruppen (x-Achse) von 0 bis 3 mit prozentuaem Anteil (y-Achse). Die Aa. digitales dorsales communes I–IV, A. digitalis palmaris propria V abaxialis, Aa. metacarpeae dorsales I–IV und die Aa. digitales dorsales propriae waren nie darstellbar und werden daher nicht aufgeföhrt.

4.6. Verfolgbarkeit der Pfortengefäße

Auch in der Verfolgbarkeit nahm die Bewertung der Pfortengefäße nach distal und dorsal ab, wenngleich nicht im selben Umfang wie bei der Kontrasterkennbarkeit (Abbildung 93). Die Aa. metacarpeae palmares haben wie bei der KE mit 16,2 % den höchsten Anteil an nicht verfolgbar Gefäßen. Dafür hat diese Gefäßgruppe einen leicht höheren Anteil an vollständig verfolgbar Gefäßen als die Aa. digitales palmares propriae. Der Variationskoeffizient der VB-Bewertungen von rechts und links lag bei 5,0 %.

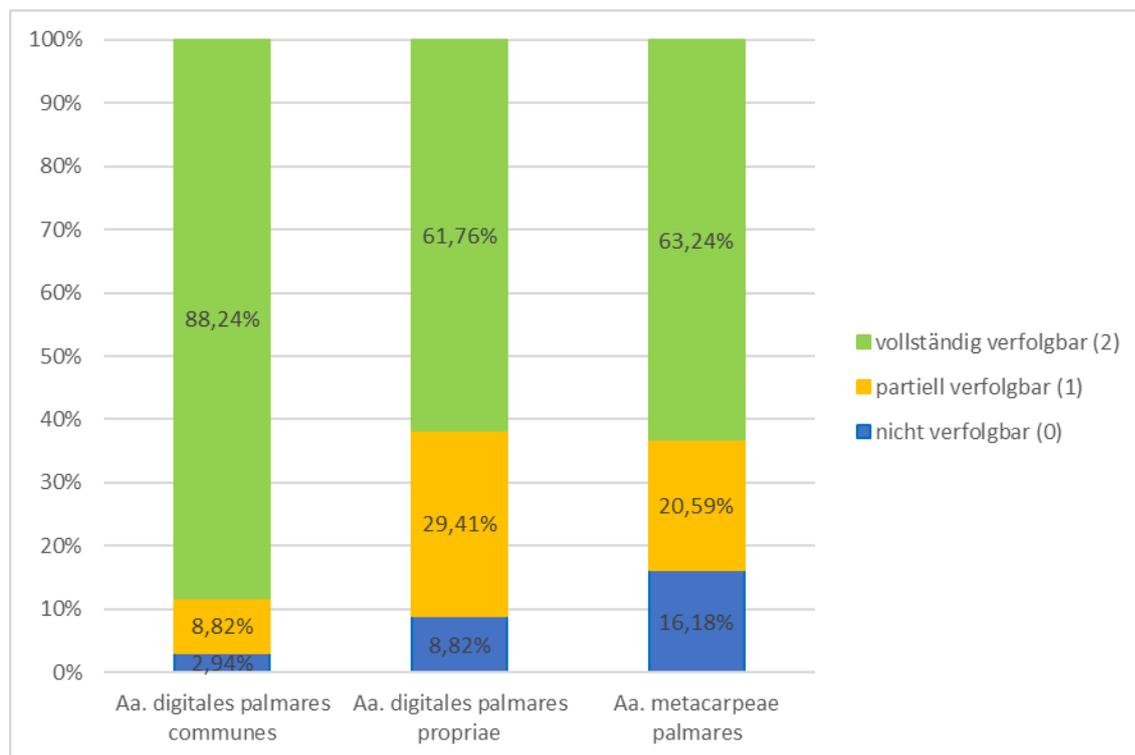


Abbildung 93: Verfolgbarkeit der einzelnen Pforten-Gefäßgruppen (x-Achse) von 0 bis 2 mit prozentuellem Anteil (n = 34). Die Aa. digitales dorsales communes I–IV, A. digitalis palmaris propria V abaxialis, Aa. metacarpeae dorsales I–IV und die Aa. digitales dorsales propriae waren nie darstellbar und werden daher nicht aufgeführt.

Aus den Ergebnissen der KE- und VB-Bewertungen lässt sich zusammenfassen, dass der größte Anteil der Pfortengefäße zwar vollständig verfolgbar war, jedoch in der Kontrasterkennbarkeit deutlich nach distal und dorsal hin nachließ.

4.7. Genereller Sichtbarkeitscore für periphere Arterien und Pfortenarterien

Mit Ausnahme der bereits in Tabelle 7 aufgelisteten nicht erkennbaren Arterien waren alle Arterien der Schultergliedmaßen sowohl in der rechten als auch in der linken Gliedmaße identifizierbar. In Abbildung 94 sticht die *A. nutricia humeri* deutlich heraus mit ihrem hohen Anteil an beidseitiger Nichterkennbarkeit (58,8 %). Bei manchen Arterien, wie z. B. bei der *A. circumflexa scapulae*, wird deutlich, dass manchmal nur in einer Schultergliedmaße das Gefäß zu erkennen war (bei etwa einem Viertel der Patienten nur einseitig sichtbar). Besteht die gestapelte Säule nur aus den Farben grün und rot, bedeutet dies, dass die jeweilige Arterie entweder beidseits sichtbar oder beidseits nicht sichtbar war.

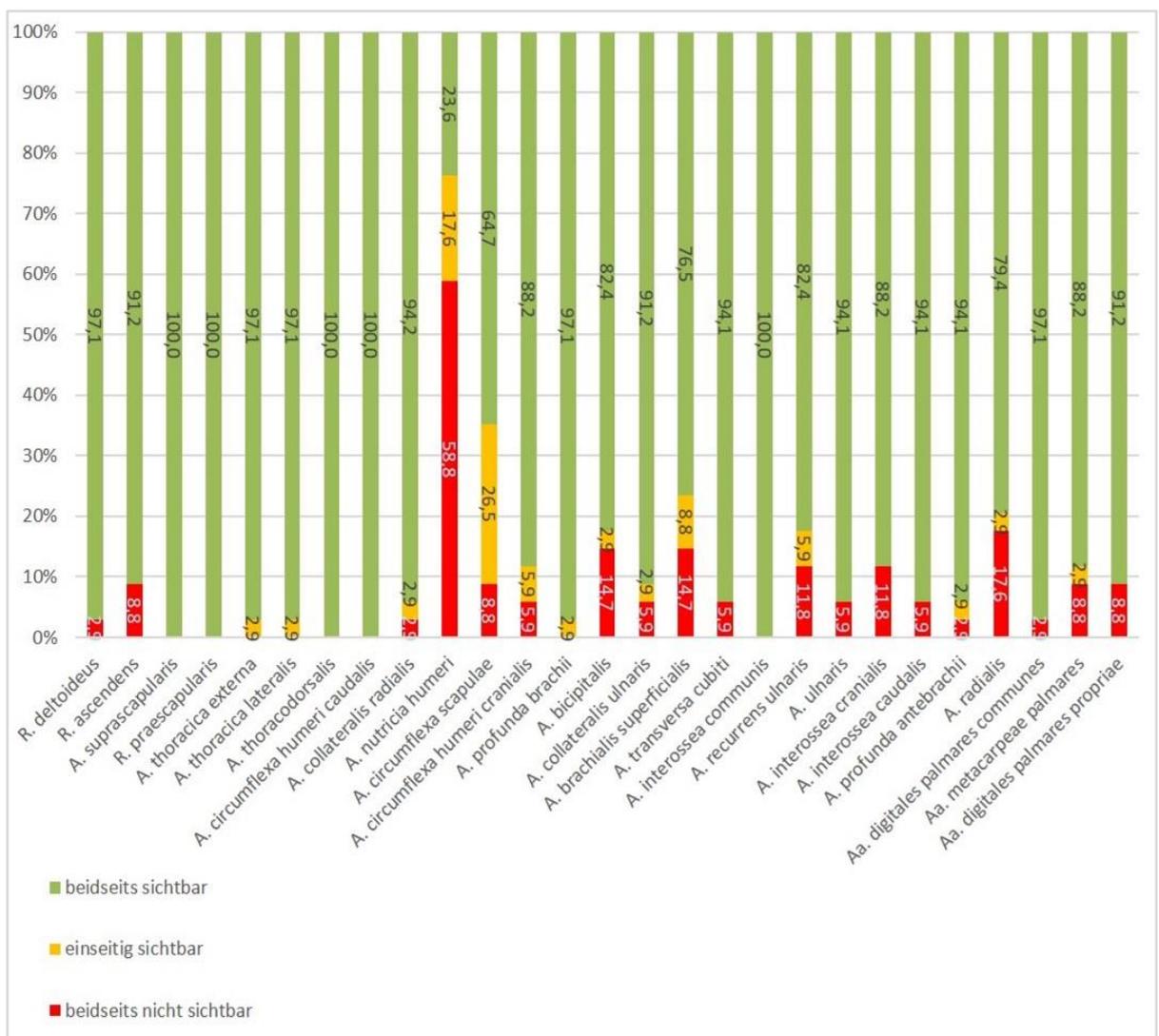


Abbildung 94: Genereller Sichtbarkeitscore der einzelnen peripheren Arterien und Pfortenarterien (x-Achse) in rechter und linker Schultergliedmaße aller Patienten. Die Sichtbarkeit der Gefäße wurde mit gestapelten Säulen in beidseits sichtbar, einseitig sichtbar oder beidseits nicht sichtbar eingeteilt (y-Achse).

5. Flächenmessung von Humerus und Radius

Die Flächeninhalte der Knochenquerschnitte hatten beim Radius im Kolmogorov-Smirnov- und Shapiro-Wilk-Test eine gute Normalverteilung ($p > 0,2$). Beim Humerus waren die Flächenwerte ebenfalls normal verteilt mit einem Signifikanzniveau von $p = 0,263$ beim Shapiro-Wilk-Test. Die Korrelation der Knochenmessungen von Humerus und Radius zum Körpergewicht war beim Pearson-Test sehr hoch (Radius: $r = 0,926$, Humerus: $r = 0,940$) mit einer deutlichen Signifikanz von $p < 0,001$. Diese Korrelationskoeffizienten zeigen, dass die beiden Knochengrößen linear zum Körpergewicht ansteigen. In Abbildung 95 und Abbildung 96 sind die Korrelationen von Körpergewicht und Knochenflächen graphisch dargestellt. Diese korrelierenden Ergebnisse deuten an, dass in der Studie keine besonders adipösen oder kachektischen Hunde ausgewertet wurden. Somit war davon auszugehen, dass sowohl das Körpergewicht als auch die gemessenen Knochenwerte als Bezugspunkt für die Patientengröße herangezogen werden konnten und für weitere Abhängigkeitsanalysen verwendbar waren.

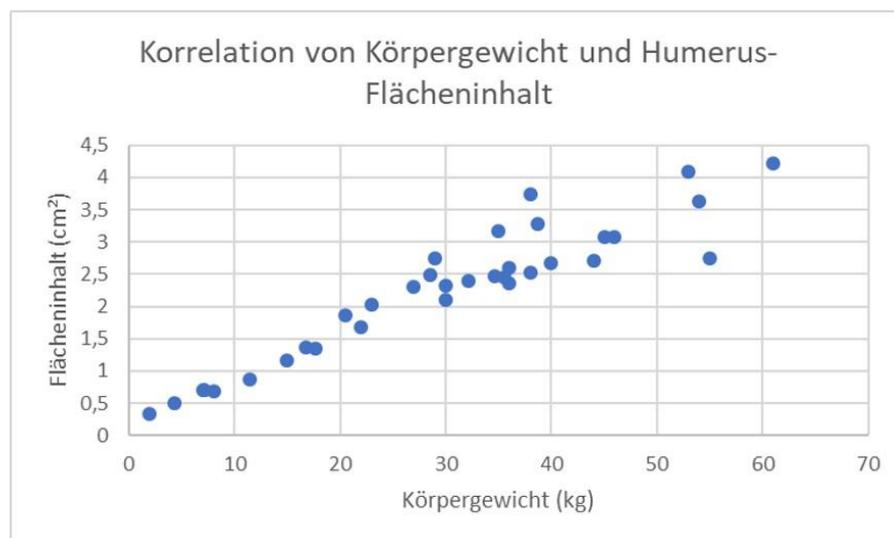


Abbildung 95: Graphische Darstellung der Korrelation von Körpergewicht und Flächeninhalt des Humerusdiaphysen-Querschnitts ($n = 34$); y-Achse: Flächeninhalt in cm^2 , x-Achse: Körpergewicht in kg.

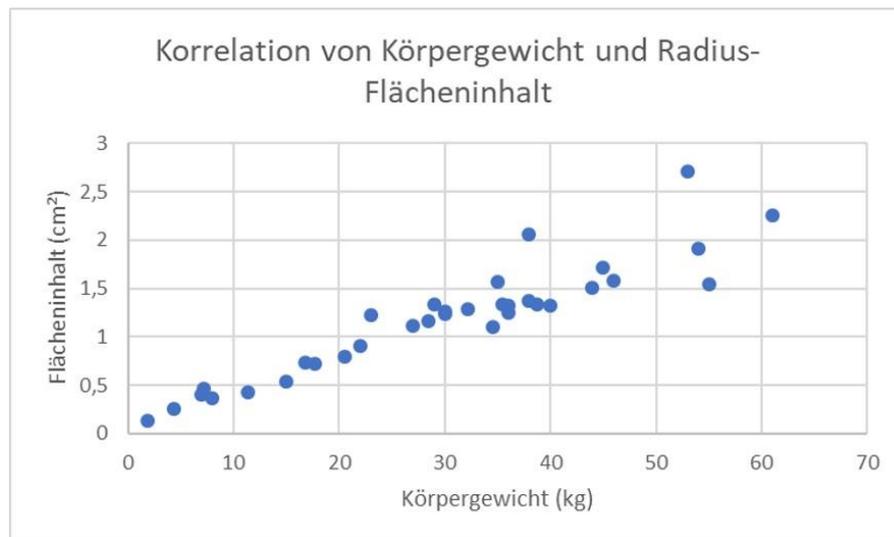


Abbildung 96: Graphische Darstellung der Korrelation von Körpergewicht und Flächeninhalt des Radiusdiaphysenquerschnitts ($n = 34$); y-Achse: Flächeninhalt in cm^2 , x-Achse: Körpergewicht in kg.

6. Durchmesser-, Flächen- und Dichtemessung der Stammgefäße

Die Gefäßmessungen der Dichte, des Flächeninhalts und des Durchmessers wurden an zuvor definierten Gefäßstellen der Stammarterien bei jedem Patienten in beiden Gliedmaßen gemessen (Tabelle 5). Die nicht normalverteilten Dichtewerte der Stammarterien (siehe Tabelle 34, Anhang) zeigten beim Wilcoxon-Test für Paardifferenzen keinen signifikanten Unterschied zwischen rechter und linker Gliedmaße (siehe Tabelle 42, Anhang). Für den Seitenvergleich der Durchmesser- und Flächenmesswerte der Gefäße wurden bei den normalverteilten Werten der gepaarte t-Test angewendet und der Wilcoxon-Test bei den nicht normalverteilten Werten (siehe Tabelle 35 bis Tabelle 36 und Tabelle 38 bis Tabelle 41, Anhang). Dabei kamen signifikante Seitenunterschiede bei den Durchmessermessungen der A. brachialis und den Flächenmessungen der A. axillaris und A. brachialis heraus. Die Korrelationsanalysen nach Pearson für normalverteilte Werte und nach Spearman-Rho für nicht normalverteilte Werte zeigten eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den manuell gemessenen und den berechneten Flächen- und Durchmesserwerten, was in Tabelle 43 bis Tabelle 56 im Anhang dargestellt ist. Dies zeigt, dass es zu keinen deutlichen Messabweichungen kam.

Die Messwerte von Gefäßflächen und -durchmessern wurden auf einen Zusammenhang mit dem Körpergewicht und den Flächeninhalten von Radius und Humerus in den Korrelationsanalysen nach Pearson (normalverteilte Gefäßwerte) oder nach Spearman-Rho (nicht normalverteilte Gefäßwerte) getestet und in Tabelle 57 bis Tabelle 60 im Anhang dargestellt. Dabei stellte sich heraus, dass ein deutlicher bis hoher Zusammenhang

zwischen Gefäßfläche bzw. -durchmesser und dem Körpergewicht sowie den Knochenflächen besteht ($0,669 \leq r < 1$). Dies bedeutet, dass die Größe der Stammarterien mit zunehmendem Patientengewicht und gleichzeitig zunehmender Knochengröße zunimmt. Im Anhang sind in Tabelle 62 die Messungen der Knochen- und Stammarterien nach Körpergewichtsklassen geordnet.

Die Mittelwerte der Dichte-, Flächen- und Durchmesser-Messungen werden in den folgenden Unterabschnitten jeweils für das einzelne Stammgefäß tabellarisch aufgelistet. Die Durchmesser- und Flächenwerte der Stammarterie werden zusätzlich nach Gewichtsklassen eingeteilt und graphisch dargestellt.

6.1. A. subclavia

Die A. subclavia zeigte insgesamt eine sehr gute und symmetrische Kontrastmittelanreicherung in beiden Gliedmaßen (Tabelle 17). Mit einem mittleren Durchmesser von 0,76 cm und einem mittleren Flächeninhalt von 0,48 cm² stellte sie eine recht große Arterie dar.

Tabelle 17: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. subclavia in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).

A. subclavia	Mittelwert	Standardabweichung	Minimalwert	Maximalwert
Dichte rechts (HE)	298,31	113,22	99,40	571,60
Dichte links (HE)	293,74	114,13	113,60	541,00
Flächeninhalt (cm ²) rechts	0,49	0,22	0,04	1,04
Flächeninhalt (cm ²) links	0,48	0,25	0,06	1,01
Berechneter Flächeninhalt rechts	0,49	0,22	0,04	1,04
Berechneter Flächeninhalt links	0,47	0,24	0,05	1,02
Durchmesser (cm) rechts	0,77	0,19	0,22	1,15
Durchmesser (cm) links	0,75	0,21	0,26	1,14
Berechneter Durchmesser rechts	0,77	0,20	0,23	1,13
Berechneter Durchmesser links	0,75	0,21	0,28	1,13

In Abbildung 97 sind die Mittelwerte der gemessenen Gefäßdurchmesser der A. subclavia seitenvergleichend für jede Gewichtsklasse dargestellt. Deutlich wird dabei, dass der Gefäßdurchmesser von Gewichtsklasse zu Gewichtsklasse kontinuierlich zunimmt und es keine starken Abweichungen zwischen den Messungen in der rechten und linken Gliedmaße gibt.

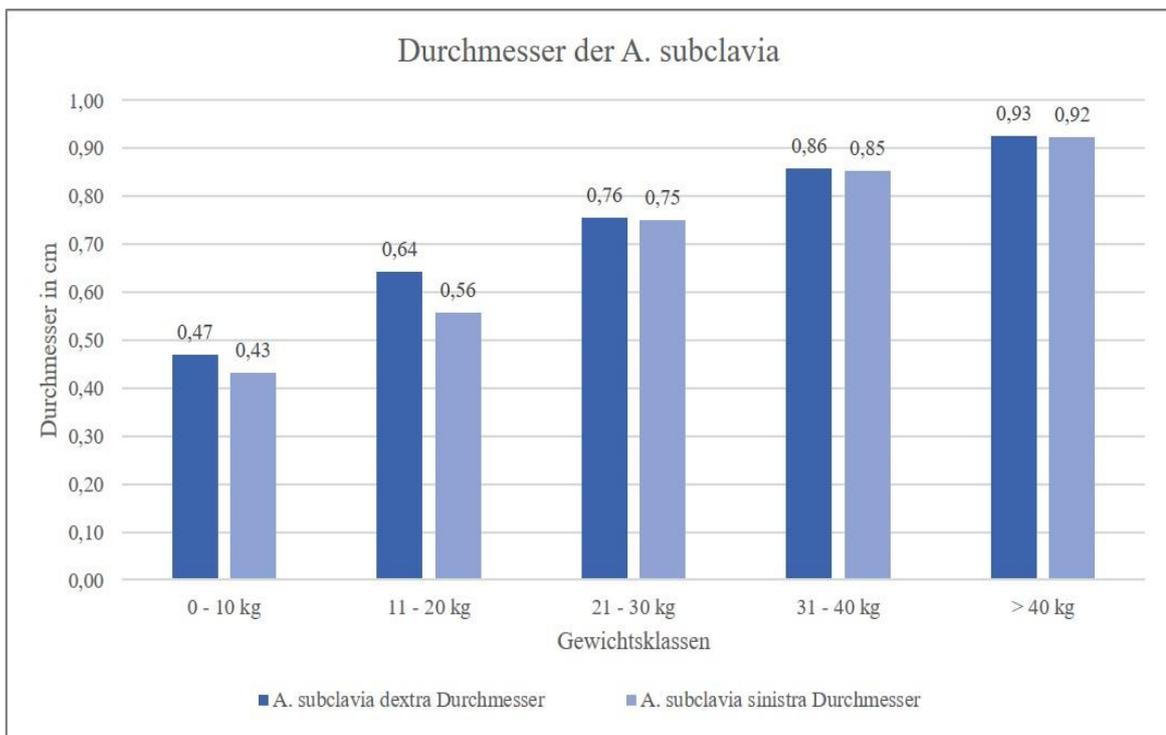


Abbildung 97: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmessermitelwerte der A. subclavia, aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).

6.2. A. cervicalis superficialis

Auch die A. cervicalis superficialis zeigte insgesamt eine gute KM-Anreicherung und eine symmetrische Größe von rechter und linker Vordergliedmaße (Tabelle 18). Mit einem mittleren Durchmesser von 0,35 cm machte die A. cervicalis superficialis weniger als die Hälfte des Durchmessers des Ursprungsgefäßes A. subclavia aus.

Die Durchmesserentwicklung der A. cervicalis superficialis innerhalb der Gewichtsklassen in Abbildung 98 zeigt einen anfänglichen Messwertanstieg, stagniert jedoch ab einem Gewicht von ca. 30 kg. Somit zeigte die A. cervicalis superficialis ab einem Patientengewicht von etwa 31 kg keinen Größenunterschied mehr an und blieb auf einem mittleren Wert zwischen 0,41 cm und 0,45 cm stehen. Messunterschiede zwischen rechter und linker Gliedmaße waren nur minimal.

Tabelle 18: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der *A. cervicalis superficialis* in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).

A. cervicalis superficialis	Mittelwert	Standard- abweichung	Minimal- wert	Maximal- wert
Dichte rechts (HE)	247,39	100,99	64,00	446,40
Dichte links (HE)	240,20	108,26	70,10	479,80
Flächeninhalt (cm ²) rechts	0,11	0,06	0,01	0,24
Flächeninhalt (cm ²) links	0,11	0,06	0,01	0,27
Berechneter Flächeninhalt rechts	0,10	0,06	0,01	0,22
Berechneter Flächeninhalt links	0,11	0,06	0,01	0,25
Durchmesser (cm) rechts	0,35	0,11	0,12	0,53
Durchmesser (cm) links	0,36	0,11	0,11	0,56
Berechneter Durchmesser rechts	0,35	0,12	0,11	0,55
Berechneter Durchmesser links	0,36	0,12	0,11	0,59

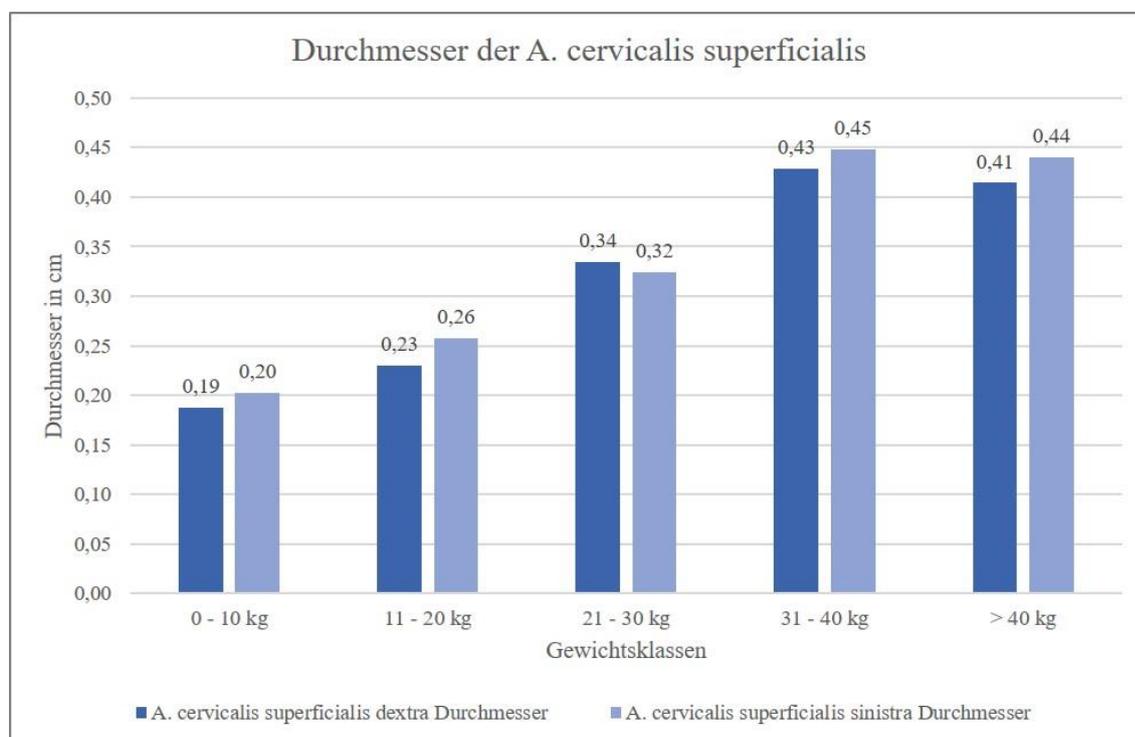


Abbildung 98: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmessermittelwerte der *A. cervicalis superficialis*, aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).

6.3. A. axillaris

Die A. axillaris war mit einer mittleren Dichte von 293,1 HE ähnlich gut mit Kontrastmittel angereichert wie ihr Ursprungsgefäß, die A. subclavia (Tabelle 19). Mit einem mittleren Durchmesser von 0,6 cm und einer mittleren Fläche von 0,31 cm² war sie nicht ganz so groß wie die A. subclavia, jedoch deutlich größer als die andere abgehende Arterie A. cervicalis superficialis.

Bei den Durchmesserwerten der A. axillaris ist zunächst ein Anstieg der Gefäßdurchmesser innerhalb der Gewichtsgruppen zu beobachten, vor allem ein deutlicher Anstieg zwischen den Gruppen 11–20 kg und 21–30 kg. Jedoch ergibt sich, wie bei der A. cervicalis superficialis bereits festgestellt, ab dem Gewicht von ca. 31 kg keine wesentliche Größenzunahme der A. axillaris. In Abbildung 99 ist dies anhand der Mittelwerte innerhalb der Gewichtsklassen graphisch veranschaulicht.

Tabelle 19: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. axillaris in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).

A. axillaris	Mittelwert	Standardabweichung	Minimalwert	Maximalwert
Dichte rechts (HE)	294,29	109,55	136,80	554,30
Dichte links (HE)	291,81	115,22	132,10	567,00
Flächeninhalt (cm ²) rechts	0,30	0,15	0,03	0,65
Flächeninhalt (cm ²) links	0,32	0,17	0,04	0,70
Berechneter Flächeninhalt rechts	0,30	0,15	0,03	0,64
Berechneter Flächeninhalt links	0,32	0,18	0,03	0,71
Durchmesser (cm) rechts	0,59	0,17	0,19	0,90
Durchmesser (cm) links	0,61	0,18	0,21	0,95
Berechneter Durchmesser rechts	0,59	0,16	0,20	0,91
Berechneter Durchmesser links	0,61	0,18	0,23	0,94

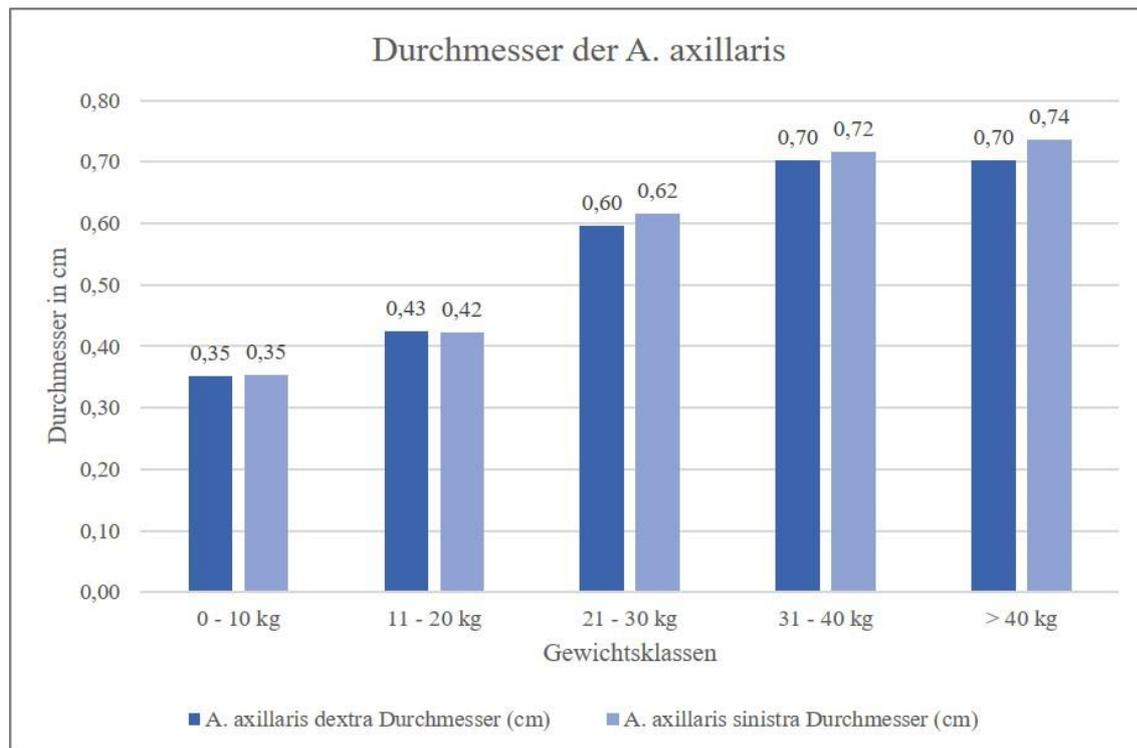


Abbildung 99: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmessermittelwerte der A. axillaris, aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).

6.4. A. subscapularis

Die A. subscapularis war als hauptversorgendes Gefäß des Schulterbereichs mit einem mittleren Durchmesser von 0,31 cm annähernd so groß wie die A. cervicalis superficialis und etwa halb so groß wie ihr Ursprungsgefäß A. axillaris (Tabelle 20). Mit einer mittleren gemessenen Dichte von 220,8 HE ergab sich eine insgesamt gute Kontrastmittelanreicherung im Gefäß.

Der Gefäßdurchmesser der A. subscapularis nimmt mit steigendem Körpergewicht kontinuierlich zu (Abbildung 100). Außer einem deutlicherem Durchmesseranstieg zwischen den Gewichtsgruppen 11–20 kg und 21–30 kg sind die Übergänge zwischen den Gewichtsklassen eher klein von 0,03 bis 0,06 cm.

Tabelle 20: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. subscapularis in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).

A. subscapularis	Mittelwert	Standardabweichung	Minimalwert	Maximalwert
Dichte rechts (HE)	222,69	91,19	99,90	410,90
Dichte links (HE)	218,89	89,68	90,60	406,60
Flächeninhalt (cm ²) rechts	0,08	0,05	0,01	0,22
Flächeninhalt (cm ²) links	0,09	0,05	0,02	0,25
Berechneter Flächeninhalt rechts	0,08	0,05	0,01	0,24
Berechneter Flächeninhalt links	0,09	0,05	0,02	0,24
Durchmesser (cm) rechts	0,31	0,10	0,12	0,55
Durchmesser (cm) links	0,32	0,10	0,14	0,55
Berechneter Durchmesser rechts	0,31	0,10	0,11	0,53
Berechneter Durchmesser links	0,32	0,10	0,16	0,56

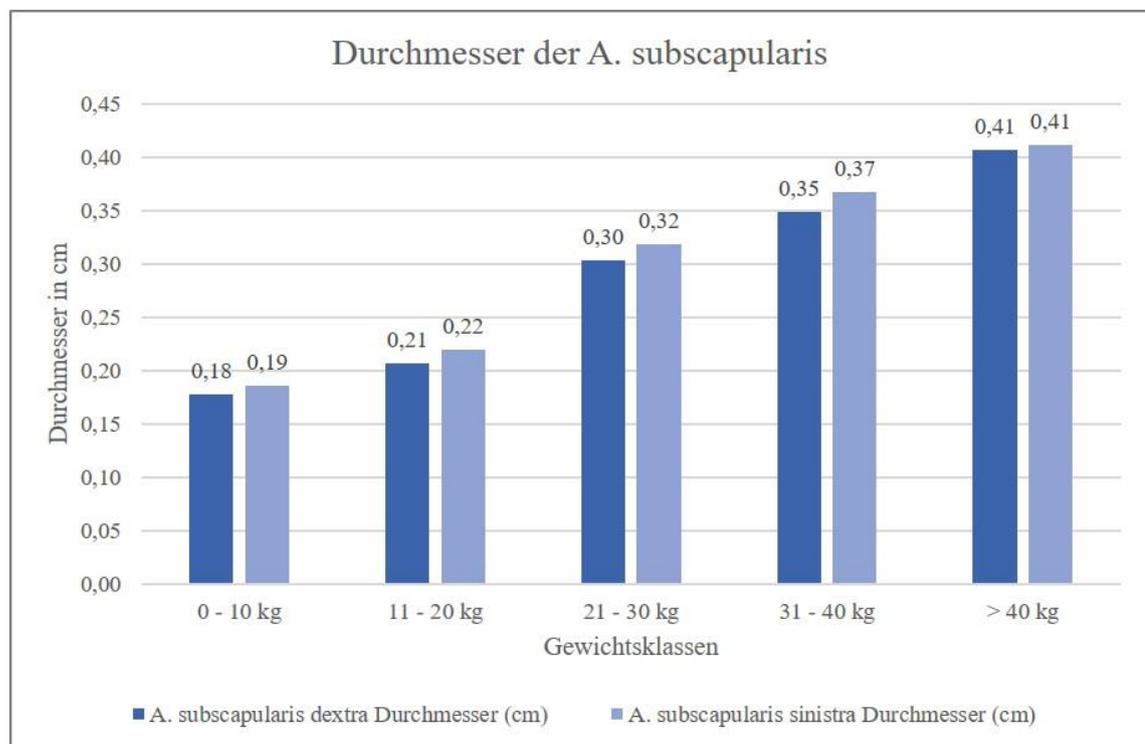


Abbildung 100: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmessermitelwerte der A. subscapularis, aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).

6.5. A. brachialis

Die A. brachialis führte auch in den Humerusbereich eine weiterhin gute KM-Anreicherung (Tabelle 21). Sie besaß mit einem mittleren Gefäßdurchmesser von 0,33 cm annähernd die gleiche Gefäßstärke wie die A. subscapularis im Schulterbereich.

Die Mittelwerte der Gefäßdurchmesser, die in Abbildung 101 seitenvergleichend dargestellt sind, sind in den Gewichtsklassen 0–10 kg und 11–20 kg nahezu identisch. In den folgenden Gewichtsklassen steigt der mittlere Durchmesser mit zunehmendem Gewicht an.

Tabelle 21: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. brachialis in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).

A. brachialis	Mittelwert	Standard- abweichung	Minimal- wert	Maximal- wert
Dichte rechts (HE)	234,97	96,58	93,40	407,10
Dichte links (HE)	230,48	94,47	97,10	399,80
Flächeninhalt (cm ²) rechts	0,09	0,04	0,02	0,17
Flächeninhalt (cm ²) links	0,10	0,05	0,02	0,20
Berechneter Flächeninhalt rechts	0,09	0,04	0,02	0,17
Berechneter Flächeninhalt links	0,09	0,05	0,02	0,18
Durchmesser (cm) rechts	0,33	0,09	0,16	0,47
Durchmesser (cm) links	0,34	0,09	0,16	0,48
Berechneter Durchmesser rechts	0,33	0,09	0,16	0,47
Berechneter Durchmesser links	0,34	0,10	0,16	0,50

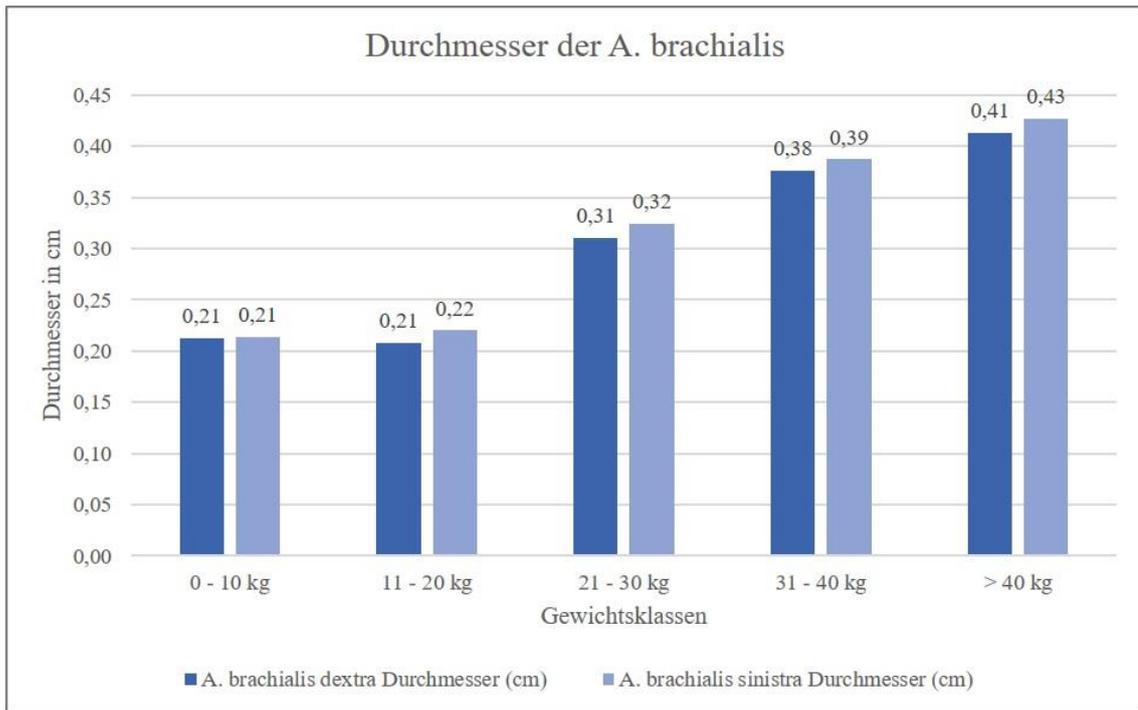


Abbildung 101: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmesserwerte der A. brachialis, aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).

6.6. A. mediana

Als distalstes Stammgefäß war die A. mediana mit einem mittleren Durchmesser von 0,24 cm das kleinste Stammgefäß (Tabelle 22). Der mittlere Dichtewert von 191,8 HE zeigt, dass auch die Kontrastmittelanreicherung in der A. mediana am niedrigsten war.

Bei den mittleren Durchmesserwerten der A. mediana findet man in den Gewichtsklassen 0–10 kg und 11–20 kg keine wesentlichen Messunterschiede (Abbildung 102). Ein ähnliches Bild zeigt sich zwischen den Gewichtsklassen 31–40 kg und > 40 kg. Von 20 bis 31 kg ist dagegen ein Durchmesseranstieg mit steigendem Körpergewicht zu erkennen (Abbildung 102).

Tabelle 22: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. mediana in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).

A. mediana	Mittelwert	Standardabweichung	Minimalwert	Maximalwert
Dichte rechts (HE)	194,40	64,74	91,50	339,40
Dichte links (HE)	189,12	72,26	85,20	337,00
Flächeninhalt (cm ²) rechts	0,05	0,02	0,02	0,11
Flächeninhalt (cm ²) links	0,05	0,03	0,02	0,13
Berechneter Flächeninhalt rechts	0,05	0,02	0,02	0,10
Berechneter Flächeninhalt links	0,05	0,02	0,02	0,11
Durchmesser (cm) rechts	0,24	0,06	0,14	0,36
Durchmesser (cm) links	0,25	0,06	0,15	0,38
Berechneter Durchmesser rechts	0,25	0,06	0,16	0,37
Berechneter Durchmesser links	0,25	0,06	0,16	0,41

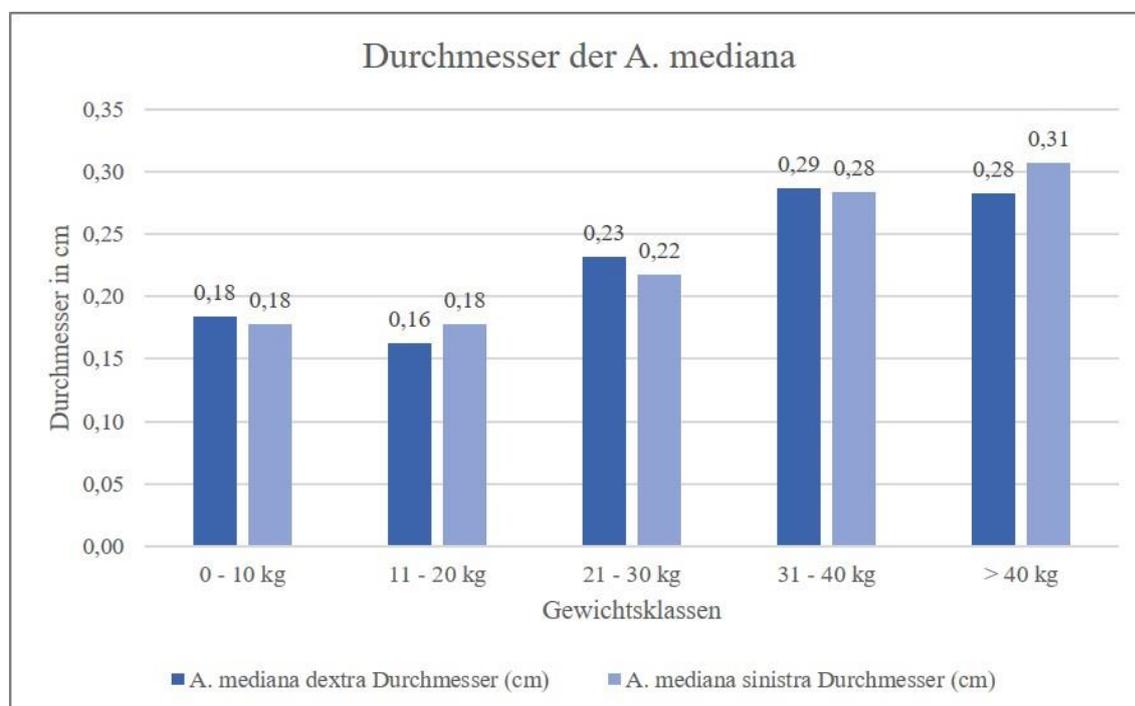


Abbildung 102: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmesserwerte der A. mediana aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).

7. Dichtemessung der *A. digitalis palmaris communis III*

Als palmares oberflächliches Gefäß im Metakarpalabschnitt eignet sich die *A. digitalis palmaris communis III* als distaler Bezugspunkt der HE-Messung im Pfotenbereich. Die mittleren HE-Werte sind in Tabelle 23 dargestellt und zeigen einen nur geringen Abfall der Kontrastmittelanreicherung im Vergleich zu den mittleren HE-Werten der *A. mediana* (vgl. Tabelle 22). Dies zeigt, dass die Arterien des palmaren oberflächlichen Systems meist noch gut mit KM angereichert waren, was auch bei der subjektiven Beurteilung der Kontrasterkennbarkeit (Abschnitt 4.5) zu erkennen war. Wie bei den HE-Werten der Stammarterien stellte sich beim Wilcoxon-Test kein Seitenunterschied in den Dichtewerten der Pfotenarterie heraus (Tabelle 64, Anhang).

Tabelle 23: Übersicht der HE-Werte der *A. digitalis palmaris communis III* in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).

<i>A. digitalis palmaris communis III</i>	Mittelwert	Standardabweichung	Minimalwert	Maximalwert
Dichte rechts (HE)	177,31	60,81	0,00	309,10
Dichte links (HE)	177,08	60,68	0,00	315,50

8. Verlaufskurven der gemessenen HE-Werte bei jedem Patienten vom proximalsten bis distalsten Gliedmaßenbereich

Um die individuelle Verteilung des Kontrastmittels in den Arterien von proximal nach distal aufzuzeigen, sind die HE-Werte der *A. subclavia*, *A. axillaris*, *A. brachialis*, *A. mediana* und *A. digitalis palmaris communis III* in Abbildung 103 und Abbildung 104 für jeden Patienten, aufgeteilt in zwei Gewichtsgruppen, im Kurvenverlauf graphisch dargestellt. Bei der Mehrzahl der Patienten nimmt die Kontrastmittelanreicherung von proximal nach distal unterschiedlich stark ab. Bei manchen Patienten, wie z. B. bei Patient 4 und Patient 26, erkennt man einen gegensätzlichen Kurvenverlauf, was zeigt, dass das Enhancement nach distal zunimmt. Bei den leichteren Patienten (0–30 kg) ist das Spektrum der HE-Werte der *A. subclavia* weit gefächert und reicht von ca. 110 HE bis ca. 560 HE (Abbildung 103), wobei die Mehrzahl der Dichtewerte zwischen 400 HE und 500 HE liegt. Die HE-Werte der *A. subclavia* liegen bei den schwereren Patienten

(31–61 kg) wesentlich dichter beieinander, zwischen ca. 170 HE und ca. 300 HE (Abbildung 104). Es fällt auf, dass das Enhancement bei den meisten Patienten der leichten Gruppe wesentlich stärker nach distal abfällt als das Enhancement der schweren Gruppe. Bei der *A. digitalis palmaris communis III* liegen bei beiden Gewichtsgruppen, abgesehen von wenigen Ausreißern, die HE-Werte der Patienten sehr nah beieinander (ca. 140 HE bis ca. 220 HE).

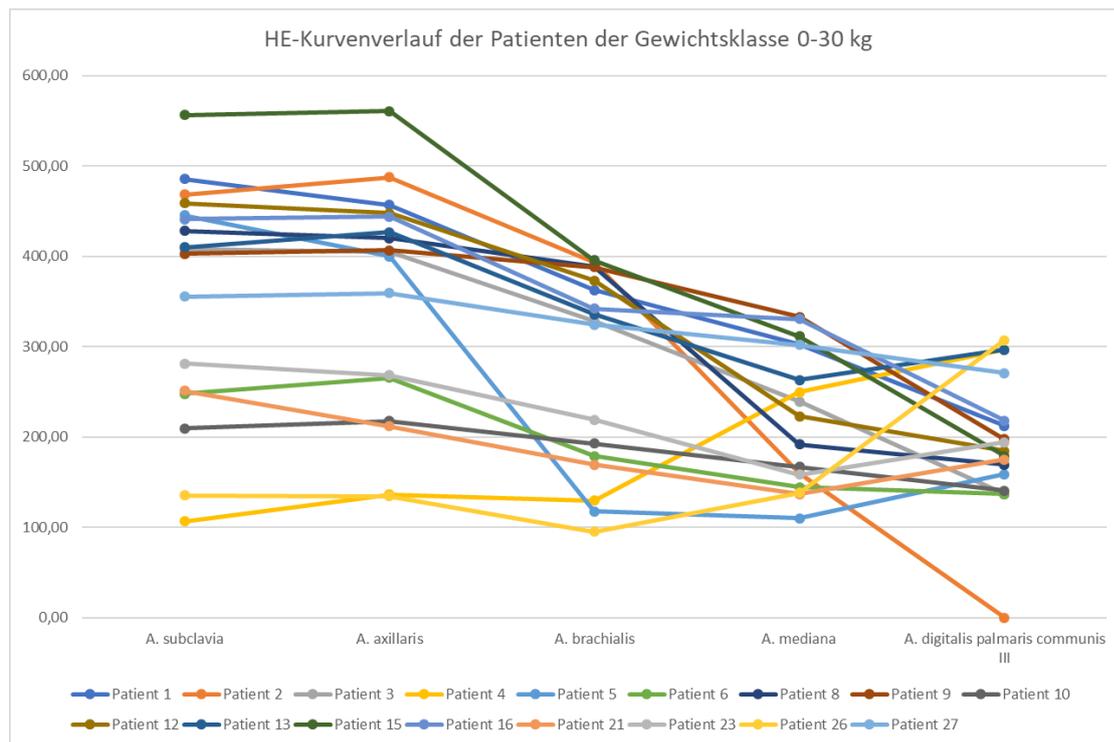


Abbildung 103: Kurvenverläufe der HE-Werte (y-Achse) jedes Patienten (0-30 kg) von Gefäßen des proximalsten bis distalsten Gliedmaßenbereichs (x-Achse). Die Patientenummerierung entspricht der Nummerierung in Tabelle 25 im Anhang.

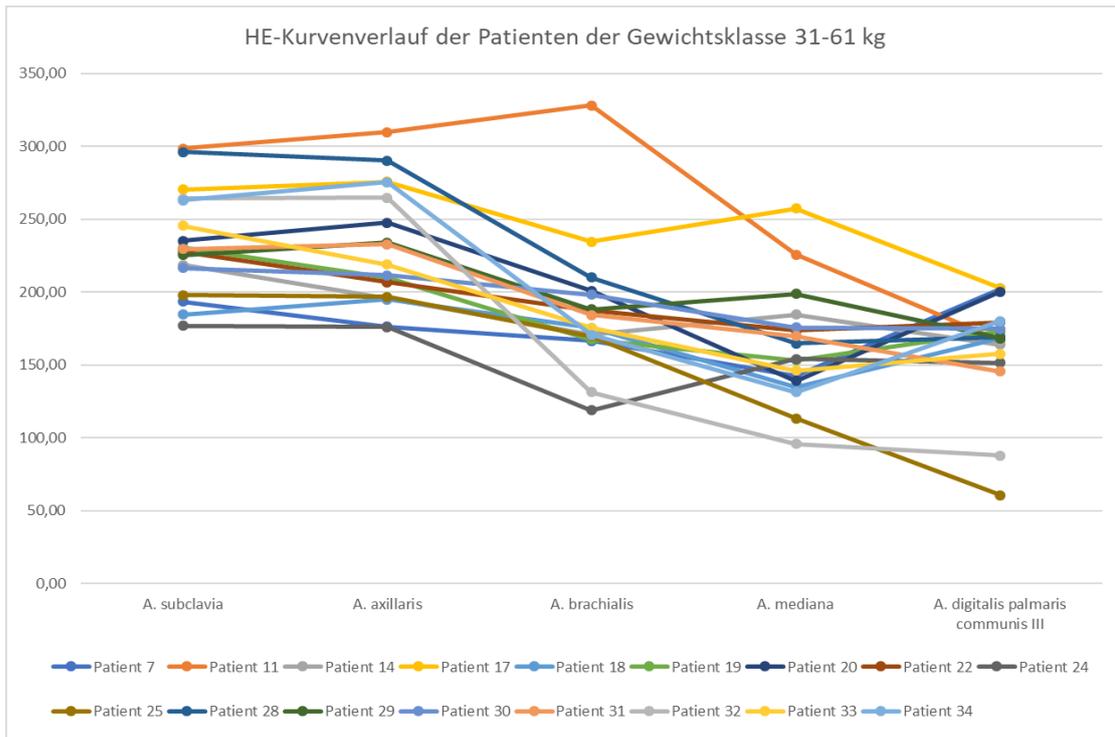


Abbildung 104: Kurvenverläufe der HE-Werte (y-Achse) jedes Patienten (31–61 kg) von Gefäßen des proximalsten bis distalsten Gliedmaßenbereichs (x-Achse). Die Patientenummerierung entspricht der Nummerierung in Tabelle 25 im Anhang.

9. Einflussfaktoren der Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit der Arteriengruppen

Bei den verschiedenen Faktoren, die auf eine Beeinflussung der Arterienbewertung getestet wurden, kam es zu unterschiedlichen Ergebnissen, auch im Hinblick auf ihre Aussagekraft. In den folgenden Unterabschnitten wird auf die einzelnen Faktoren und ihre mögliche Korrelation zu den Summenscores eingegangen, indem getrennt nach Gefäßgruppe (Stammarterien, periphere Arterien, Pfortenarterien) getestet wurde.

9.1. Demographische Patientendaten

Aufgrund des sehr breitgefächerten Rassevorkommens in dieser Studie und der daraus resultierenden kleinen Gruppengrößen ist keine statistische Aussage über mögliche Zusammenhänge mit der Arterienerkennbarkeit zu treffen. Beim Patientenalter konnte die Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho keinen deutlichen Zusammenhang zur Gefäßbewertung aufdecken (Tabelle 65, Anhang). Auch innerhalb der vier Unterteilungen des Geschlechts (weiblich, weiblich-kastriert, männlich, männlich-kastriert) konnten im

Kruskal-Wallis-Test keine Unterschiede in Bezug auf Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit in allen Arteriengruppen ($p > 0,05$) gefunden werden (Tabelle 66, Anhang).

9.2. Körpergewicht und Knochenmessungen

Die Größe eines Hundes war nur bedingt relevant für die Gefäßerkennbarkeit und -verfolgbarkeit, was in der Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho nachgewiesen wurde. Bei den Stammarterien konnten keinerlei Zusammenhänge gefunden werden (Tabelle 67, Anhang). In der Peripherie und bei den Pfotenarterien war eine mäßige bis deutliche Korrelation (Peripherie: $0,400 < r \leq 0,540$; Pfote: $0,260 < r < 0,605$) zwischen Körpergewicht bzw. Knochenmessungen und den Summenscores zu sehen. Vor allem der Korrelationskoeffizient $r > 0,5$ zwischen den Verfolgbarkeitsbewertungen und den Knochenmessungen zeigt, dass die peripheren Gefäße und Pfotenarterien der größeren Patienten tendenziell besser verfolgbar waren als von kleineren Patienten mit kleineren Knochenflächen (siehe Tabelle 68 und Tabelle 69, Anhang). Dasselbe Bild zeigte sich auch vereinzelt bei der KE-Bewertung der peripheren Arterien.

9.3. Flächeninhalt und Durchmesser der Stammarterien

Bei den metrischen Messwerten der Stammarterien verhält sich der Zusammenhang zu den Bewertungen der drei Gefäßgruppen nach dem Spearman-Rho-Test ähnlich zu den Beobachtungen im Abschnitt 9.2. Wie in Tabelle 70 im Anhang zu sehen ist, besteht keine bis eine geringe Korrelation zwischen der Stammarteriengröße und den Bewertungen der Stammarterien ($r \leq 0,276$) und ist daher zu vernachlässigen. Ob die peripheren Arterien bei Patienten mit größeren Stammarterien besser zu erkennen und zu verfolgen sind, lässt sich mit einem schwachen bis mäßigen Korrelationskoeffizienten von $r < 0,5$ nicht eindeutig beantworten. Einzig bei den Pfotenarterien fällt ein mäßiger bis deutlicher Korrelationskoeffizient bezogen auf die Verfolgbarkeit der Pfotenarterien auf ($0,360 \leq r \leq 0,712$). Vor allem die Größe der A. brachialis und der A. mediana scheint einen deutlichen Einfluss auf die Verfolgbarkeit der Pfotenarterien zu haben, was in Tabelle 72 im Anhang nachzuvollziehen ist. Bei diesen beiden Stammarterien bewegt sich der Korrelationskoeffizient zwischen $r = 0,557$ und $r = 0,712$ und das Signifikanzniveau unter $p = 0,001$.

9.4. Anästhesie

Bei der Untersuchung auf einen möglichen Zusammenhang zwischen dem jeweils verwendeten Sedativum und der Gefäßerkennbarkeit in den Stammarterien, peripheren

Gefäßen und Pfortenarterien konnten keine eindeutigen Korrelationen gefunden werden. Im Kruskal-Wallis-Test (Tabelle 73, Anhang) war keine Korrelation zwischen Prämedikation und KE-Bewertung der peripheren Gefäße zu sehen (p -Wert $> 0,05$). Bei den Stamm- und Pfortenarterien war zwar ein Unterschied auszumachen (Stamm: $p = 0,022$, Pforte: $p = 0,004$), beim Mann-Whitney-Test stellte sich jedoch heraus, dass diese Unterschiede in den Gefäßerkennbarkeiten nur bei einzelnen Gefäßen zu beobachten waren und keinem wiederkehrenden Muster folgten (Tabelle 74 bis Tabelle 76, Anhang).

9.5. Intravenöse Injektion von Kochsalzlösung und Kontrastmittel

Wie schon in Kapitel III.3.4.2.2 beschrieben, bekamen die Patienten, abhängig vom eigenen Körpergewicht und der Größe des peripheren Venenverweilkatheters, ein unterschiedliches Volumen an Kontrastmittel und Kochsalzlösung in unterschiedlicher Flussrate und innerhalb verschiedener Injektionszeiten appliziert. Diese drei variierenden Faktoren übten auf die verschiedenen Gefäßgruppen einen unterschiedlich starken Einfluss aus, was über den Spearman-Rho-Test geprüft wurde. Die folgenden Unterabschnitte beschreiben, inwieweit Volumen, Flussrate und Injektionsdauer von Kochsalzlösung und Kontrastmittel Einfluss auf die Summenscores der einzelnen Gefäßgruppen hatten.

9.5.1. Stammaerterien

Die Stammaerterien wurden generell in ihrer Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit gut bewertet, was erklärt, dass die Tabelle 77 im Anhang keine signifikant hohen Korrelationskoeffizienten zwischen den Applikationsgrößen und den Summenbewertungen der Stammaerterien aufweist ($r < 0,415$).

9.5.2. Periphere Arterien

In der Peripherie war hingegen ein deutlicher Zusammenhang zwischen den jeweiligen Flussraten von Kontrastmittel und Kochsalzlösung und den Summenscores der Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit zu erkennen. Der Korrelationskoeffizient lag zwischen 0,5 und 0,7 und das Signifikanzniveau bei $p < 0,001$. Dies zeigt, je höher die Flussrate der beiden Injektionslösungen war, desto besser wurden die peripheren Arterien bewertet. In Abbildung 105 und Abbildung 106 sind diese Zusammenhänge bildlich dargestellt.

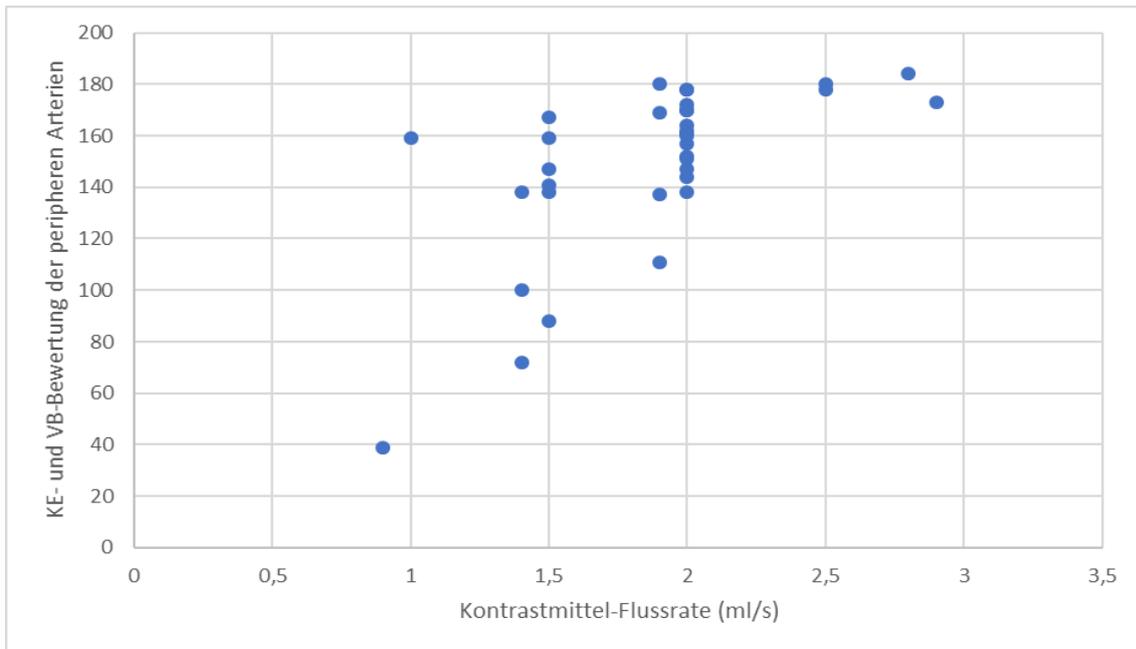


Abbildung 105: Monotone Korrelation zwischen der Flussrate (ml/s) des Kontrastmittels und den Summenscores der Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit peripherer Arterien.

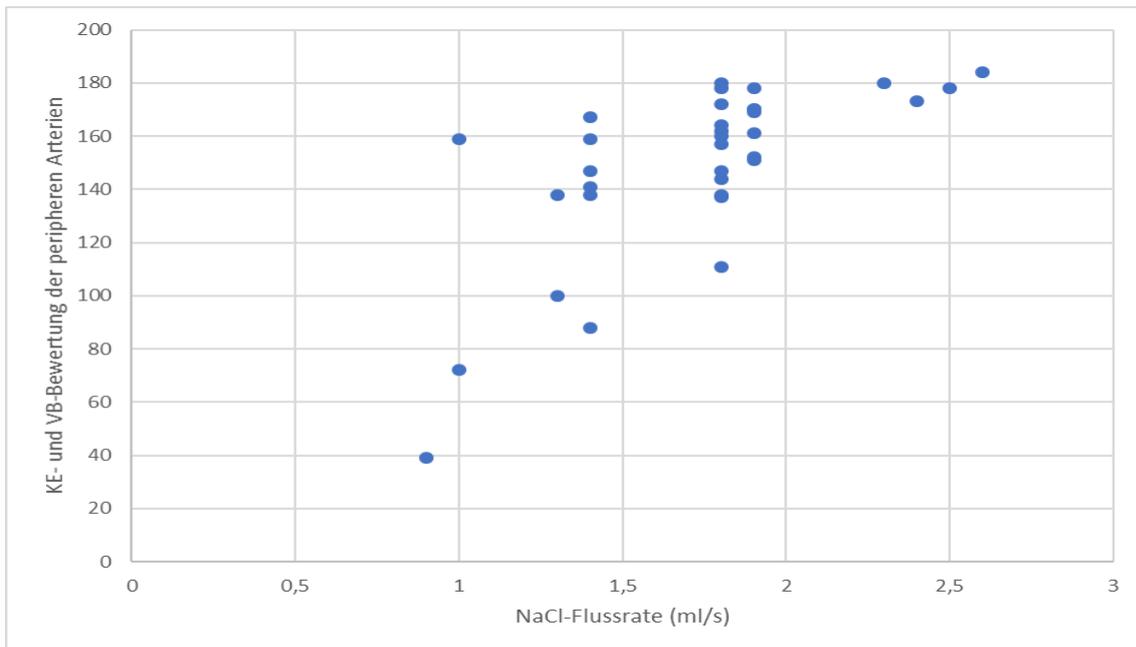


Abbildung 106: Monotone Korrelation zwischen der Flussrate (ml/s) der Kochsalzlösung und den Summenscores der Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit peripherer Arterien.

9.5.3. Pfotenarterien

In Tabelle 79 im Anhang ist zu sehen, dass die Flussrate von Kochsalzlösung und Kontrastmittel nur einen mäßigen Einfluss auf die Summenbewertungen der Pfotenarterien hatte. Was in dieser Gefäßgruppe besonders auffiel, war die deutliche Korrelation zwischen KM-Volumen und KM-Injektionsdauer und der Bewertung der Verfolgbarkeit der Pfortengefäße. Die Korrelationskoeffizienten von 0,525 rechts und 0,538 links und das Signifikanzniveau von $p = 0,001$ zeigen, dass ein deutlicher Zusammenhang zwischen steigendem Kontrastmittelvolumen und Verfolgbarkeit der Pfotenarterien liegt. Die Werte $r = 0,540$ und $r = 0,561$ und deren Signifikanzniveau von $p = 0,001$ machen deutlich, dass mit steigender Injektionsdauer die Verfolgbarkeit der Pfotenarterien ebenfalls zunimmt. In Abbildung 107 und Abbildung 108 sind die Korrelationen graphisch dargestellt.

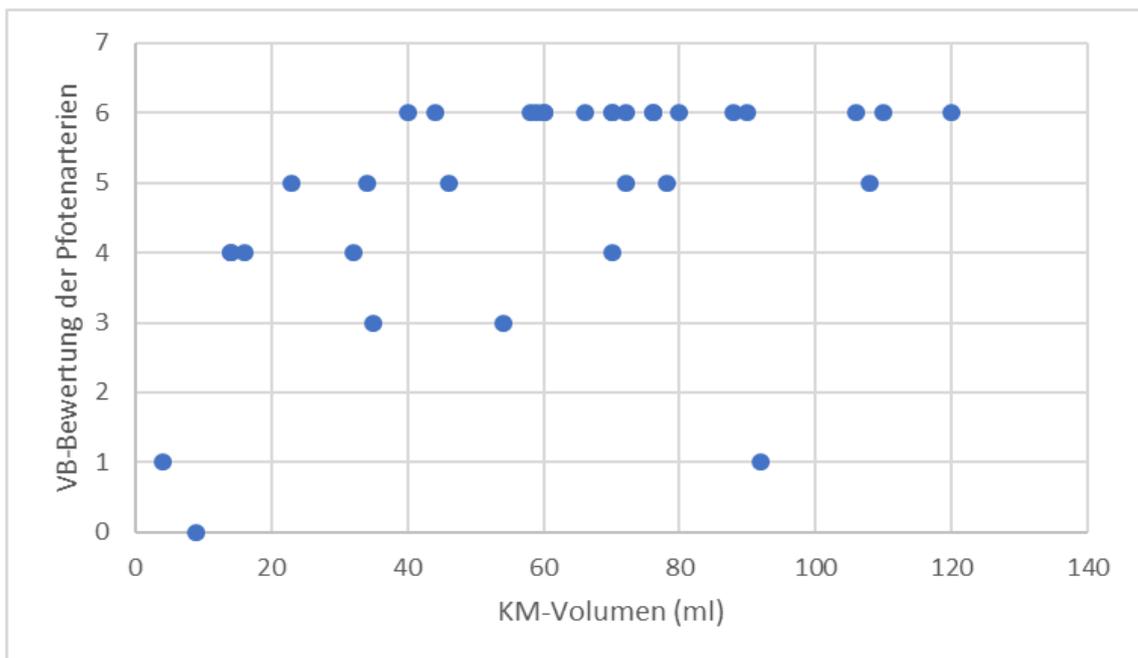


Abbildung 107: Korrelation zwischen Kontrastmittelvolumen und den Summenscores der Verfolgbarkeit der Pfotenarterien in rechter und linker Gliedmaße.

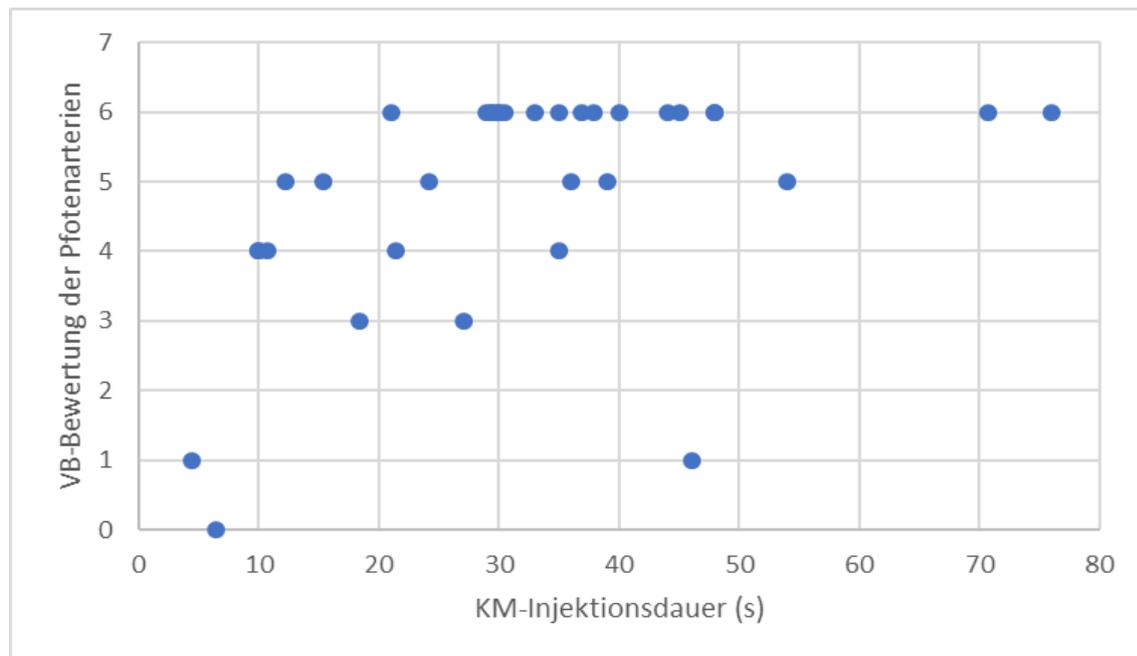


Abbildung 108: Korrelation zwischen der Kontrastmittel-Injektionsdauer und den Summscores der Verfolgbarkeit der Pfortenarterien in rechter und linker Gliedmaße.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich bei der KE- und VB-Bewertung der Stammarterien keine gravierenden Einflussfaktoren finden ließen. Dies bedeutet, dass sowohl bei großen als auch bei kleinen Patienten und unabhängig vom klinischen Vorgehen die Stammarterien stets gut zu erkennen und zu verfolgen waren. Bei der Bewertung der peripheren Arterien ließen sich bestimmte Einflussfaktoren herauskristallisieren. Das Körpergewicht und die Knochengrößen hatten einen mäßigen bis deutlichen Einfluss auf die KE- und vor allem VB-Bewertung der peripheren Gefäße, was eine tendenziell bessere Bewertung bei größeren Hunden zeigte. Auch die Stammarteriengröße hatte einen schwachen bis mäßigen Einfluss auf die Darstellbarkeit der peripheren Arterien. Mit der steigenden Flussrate von Kontrastmittel und Kochsalzlösung ergab sich ebenfalls eine deutlich bessere Bewertung der peripheren Gefäße. Dies zeigt, je mehr Milliliter vom KM oder von NaCl in einer Sekunde verabreicht wurde, desto besser waren die peripheren Arterien erkennbar und verfolgbar. Die Pfortenarterien zeigten die deutlichsten Abhängigkeiten in ihrer Verfolgbarkeit. Es zeigte sich, dass sie bei großen Patienten mit großen Stammarterien besser zu verfolgen waren als bei kleinen Patienten mit entsprechend kleinen Stammgefäßen. Auch das injizierte KM-Volumen, was wiederum auch vom Körpergewicht des Patienten abhing, bewirkte eine positive Beeinflussung der Verfolgbarkeit. Ebenfalls positiv auswirkend auf die Pfortengefäß-VB war eine möglichst lange Injektionsdauer des Kontrastmittels.

V. DISKUSSION

Ziel dieser retrospektiven Arbeit war die Darstellung der normalanatomischen Morphologie und Topografie der Arterien der caninen Vorderextremitäten in der CT-Angiographie und das Detektieren anatomischer Besonderheiten im Gefäßverlauf, da es bisher keine vergleichbaren Studien hierzu gibt. Für die Beschreibung der Arterienverläufe und der einzelnen Normvarianten wurde ein möglichst detailliertes und umfangreiches Bildmaterial dargeboten. Um einen Eindruck zu der Darstellbarkeit der einzelnen Gefäße in der CTA zu vermitteln, wurde ein selbst erstelltes Bewertungsschema nach Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit angewendet.

Das Untersuchungsgut, das für diese Studie zur Verfügung stand, soll im Folgenden reflektiert werden. Vor allem die mögliche Beeinflussung und die Folgen für die späteren Ergebnisse sollen hier dargestellt werden.

Das Rohmaterial der CTA-Untersuchungen stammte von klinischen Patienten und wurde im Nachhinein speziell für diese Studie in der arteriellen Scanphase auf den Bereich der Vordergliedmaßen beschränkt und rekonstruiert. Da es sich hierbei um eine retrospektive Studie handelt, die auf bestehenden Patientendaten aus klinischen Untersuchungen basiert, ist die Zusammensetzung der Patientenpopulation heterogen und spiegelt das Patientenaufkommen des klinischen Alltags wider. Dadurch ergibt sich der Vorteil der besseren Übertragbarkeit auf ähnliche CTA-Untersuchungen gegenüber einer prospektiven Studie mit Versuchshunden, die ähnliche Gewichtsklassen und Verwandtschaftsgrade aufweisen.

Da die CT-Angiographien, die für diese Studie herangezogen wurden, aus verschiedenen klinischen Gründen gefahren wurden, lag der Fokus der CT-Untersuchungen nicht primär auf der optimalen Darstellung der Arterien in den Schulterextremitäten. Der Schwerpunkt der meisten klinischen Untersuchungen lag auf der Darstellung von Knochen- und Knorpelläsionen oder neoplastischen Veränderungen. Die vorliegende Arbeit zeigt, dass die Arterien auch auswertbar sind, wenn kein spezielles CT gefahren wird, das auf die Angiographie ausgerichtet ist.

Es wurden nur CT-Untersuchungen von Patienten in diese Studie miteinbezogen, die in Bauchlage gelagert wurden und nach kranial gestreckte Schulterextremitäten aufwiesen. Grund für dieses Einschlusskriterium war, dass man eine Beeinflussung

des Blutflusses und der KM-Anreicherung in den Arterien der Vordergliedmaßen durch ein gebeugtes Gelenk und komprimierte Gefäße vermeiden wollte. In der Humanmedizin werden die Patienten bei einer CT-Untersuchung der oberen Extremitäten ebenfalls mit ausgestreckten Armen über dem Kopf platziert (Dave und Fleischmann 2016). Vergleichende Untersuchungen von CTA-Studien gebeugter Vorderextremitäten wurden nicht durchgeführt. Eine andere Studie über die CTA-Untersuchung der caninen Hintergliedmaßen zeigte jedoch, dass kein Unterschied in der Gefäßerkennbarkeit zwischen Schnittbildstudien von abgebeugten und gestreckten Gliedmaßen besteht (von Eckartsberg 2018).

Um eine möglichst breite Variation im Patientengut zu haben, wie sie im veterinärmedizinischen Klinikalltag vorkommt, wurde sich nicht auf eine bestimmte Rasse oder Körpergewichtsgruppe festgelegt, sondern vielmehr auf eine ausgeglichene Verteilung geachtet. Dies ermöglichte die HE-Messung und Bewertung von Gefäßen verschiedener Rassen und Gewichtsgruppen. Trotzdem fiel bei der Vorauswahl der Patienten auf, dass Schnittbildstudien von caninen Schulterextremitäten überwiegend von Hunden über 20 kg im digitalen CT-Bildspeicher vorkamen, was sich auch am Patientengut in dieser Studie widerspiegelt. 25 Patienten hatten ein Körpergewicht von über 20 kg. Von diesen Hunden hatten drei Viertel ein orthopädisches Problem in den Schulterextremitäten, wie Omarthrose, Cubarthrose oder Arthrose des Karpalgelenks (siehe Tabelle 25, Anhang). Mehrere Studien fanden eine gewisse Prävalenz bei mittleren bis schwereren Hunderassen für Gelenksprobleme der Schulterextremitäten (Hayes Jr et al. 1979, Mason et al. 1980, Houlton 1984, Malm et al. 2007), was eine mögliche Erklärung für das vermehrte Vorkommen von CT-Aufnahmen der Schulterextremitäten dieser Gewichtsgruppe im CT-Bildspeicher sein kann. Auch bei der Geschlechtsverteilung fällt auf, dass vor allem männliche Tiere ($n = 25$) in dieser Studie vertreten sind. Dies lässt sich ebenfalls mit dem vermehrten klinischen Aufkommen von Rüden bei Schulter- und Ellbogengelenkserkrankungen erklären, was von verschiedenen tiermedizinischen Studien mit unterschiedlichen männlich/weiblich-Verhältnissen von 2 : 1 bis 6 : 1 belegt wurde (Guthrie und Pidduck 1990, Rudd et al. 1990, Temwichitr et al. 2010, Mostafa et al. 2018). In der vorliegenden Studie hatten 20 Hunde eine Erkrankung des Schulter- oder Ellbogengelenks, wovon drei Viertel männlich waren, was ein m/w-Verhältnis von 3 : 1 ergibt. Die restlichen 10 Rüden hatten eine Erkrankung nicht orthopädischen Ursprungs (Tabelle 25, Anhang).

Das Wissen über den Unterschied zwischen einer anatomischen Variante und einer Anomalie ist wichtig. Wenn man von „normalanatomisch“ oder „Normvarianten“ spricht, geht man von einer anatomischen Gegebenheit aus, die für das Tier harmlos ist und keine gesundheitlichen Konsequenzen mit sich bringt. Vor allem, wenn es sich nicht um das äußere Erscheinungsbild handelt, werden anatomische Varianten sehr wahrscheinlich nie entdeckt, abgesehen von zufälligen Beobachtungen bei Operationen oder Sektionen. Anomalien und Pathologien sind dagegen im Allgemeinen besser bekannt, da bei einem bestimmten Tierleiden eine meist umfassende Ursachensuche erfolgt (Pols et al. 2016). Die von außen nicht sichtbaren Blutgefäße können sich jedoch in ihrem Weg bis zum Endversorgungsgebiet zwischen Tierpezies stark unterscheiden, aber auch zwischen einzelnen Individuen derselben Tierart und Rasse (Burggren et al. 2010). Das Wissen um den speziellen Arterienverlauf eines Individuums ist v. a. für den Chirurgen wichtig, da es für operative Zugänge und Arthroskopien hilfreich ist zu wissen, ob die jeweiligen Gefäße normal verlaufen oder einen anderen Weg nehmen. In dieser Studie zeigten die Arterien verschiedene Verzweigungsmuster auf, die sich in den meisten Fällen mit den bisherigen Aussagen in der anatomischen Literatur deckten und in zehn Fällen neue Resultate hervorbrachten.

Der Ursprung des *R. deltoideus* wurde in der bisherigen Literatur in der *A. cervicalis superficialis* (Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013), der *A. axillaris* (Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005), der *A. thoracica externa* (Ghoshal 1975, Tipirdamaz et al. 2001) und der *A. thoracica interna* (Bezuidenhout 2013) beobachtet. In der vorliegenden Studie entsprang der *R. deltoideus* in der überwiegenden Zahl der Fälle aus der *A. cervicalis superficialis*, u. a. auch gleichzeitig mit dem *R. ascendens*. Eine weitere Beobachtung bei sieben Extremitäten war, dass der *R. deltoideus* sich mit der *A. thoracica externa* einen gemeinsamen Gefäßabschnitt mit Ursprung aus der *A. axillaris* teilte, bevor sie sich voneinander trennten und ihren jeweiligen Gefäßverlauf fortsetzten. Ob dieser gemeinsame Gefäßabschnitt als Teil des *R. deltoideus* oder der *A. thoracica externa* (Ghoshal 1975, Tipirdamaz et al. 2001) angesehen werden sollte, sind unterschiedliche mögliche Interpretationen. Da in der anatomischen Literatur bisher nur erwähnt wurde, dass der *R. deltoideus* aus der *A. thoracica externa* entspringen kann und nicht umgekehrt, gehen Ghoshal (1975) und Tipirdamaz et al. (2001) davon aus, dass der gemeinsame Gefäßabschnitt zur *A. thoracica externa* gehört und der *R. deltoideus* aus ihr

hervorgeht. Ein separater Ursprung des R. deltoideus aus der A. axillaris und der A. thoracica interna konnte bei den Patienten dieser Studie nicht beobachtet werden.

Ein doppeltes Vorhandensein des R. ascendens (Bezuidenhout 2013) konnte in der eigenen Studie nicht beobachtet werden. Dagegen wurde ein Ursprung an derselben Stelle wie der des R. deltoideus, was in einem Viertel der Gliedmaßen zu beobachten war, in der Literatur bisher noch nicht beschrieben.

Die A. suprascapularis entsprang bei nahezu allen Gliedmaßen kurz nach dem Ursprung des R. ascendens aus der A. cervicalis superficialis, wie auch von Waibl et al. (2005) und Bezuidenhout (2013) beschrieben wurde. In einer Gliedmaße eines Malteser-Mischlings mit einem portosystemischen Shunt entsprang sie jedoch als erstes Gefäß aus der A. cervicalis superficialis, was in der zugänglichen Literatur noch nicht beschrieben wurde. Ob dies als Einzelfall oder als mögliche Normvariante der A. suprascapularis zu sehen ist, kann durch die zu geringe Anzahl der untersuchten Patienten nicht beantwortet werden. Interessant ist die Tatsache, dass dieser Einzelfall bei einem Patienten vorkam, der auch in der Leber vaskuläre Veränderungen hatte und man spekulieren kann, ob dieser Hund noch in anderen Körperarealen anatomische Besonderheiten der Gefäße besitzt.

Die terminale Fortsetzung der A. cervicalis superficialis wird als R. praescapularis bezeichnet, der sich laut Bezuidenhout (2013) in einen aufsteigenden und absteigenden Ast aufteilt. Eine Aufzweigung konnte in der eigenen Studie in den CT-Schnittbildstudien bei fast allen Gliedmaßen nachvollzogen werden. Zusätzlich sah man bei zwei Drittel der Gliedmaßen einen Gefäßast, der vor dieser Aufzweigung nach kraniodorsal abging, bisher aber in der Literatur keine explizite Erwähnung fand. Eventuell war dies nur ein kleiner Muskelast, der bei stärkerer KM-Anreicherung deutlicher ins Auge fiel.

Laut Waibl et al. (2005) teilt sich die A. thoracica externa in einen oberflächlichen und einen tiefen Ast. Diese Aufteilung konnte auch bei einem Großteil der Gliedmaßen der eigenen Studie nachvollzogen werden, was aber auch davon abhing, wie vollständig sich das Gefäß verfolgen ließ. Dass die A. thoracica externa in etwa einem Viertel der Extremitäten über einen gemeinsamen Gefäßstamm mit dem R. deltoideus aus der A. cervicalis superficialis hervorgehen kann, fand bisher noch keine Erwähnung in der Literatur und ist eine Erstbeschreibung in dieser Arbeit.

Offen bleibt, ob die *A. thoracica externa* aus der *A. cervicalis superficialis* entspringt und den *R. deltoideus* abgibt oder ob der umgekehrte Fall zutrifft.

Von den drei Normvarianten der *A. thoracica lateralis*, die in der eigenen Studie beobachtet wurden, wurden nur zwei von Bezuidenhout (2013) erwähnt. Ein Ursprung aus der *A. axillaris proximal* des Ursprungs der *A. subscapularis* wurde mit Abstand am häufigsten in der eigenen Arbeit beobachtet, was auch erklären könnte, warum in den meisten Kadaverstudien nur von diesem Ursprung gesprochen wurde (Ghoshal 1975, Budras 1987, Waibl et al. 2005, Ellenberger und Baum 2013). Dass die *A. thoracica lateralis* auch distal der *A. subscapularis* entspringen kann, wurde bisher nur von Bezuidenhout (2013) beschrieben. Ein Ursprung auf selber Höhe, was bei einer Gliedmaße der eigenen Studie beobachtet wurde, wurde dagegen bisher in keiner anderen Studie erwähnt.

Bei der *A. subscapularis* tauchte in dieser Studie ein Sonderfall in einer Extremität im Gefäßverlauf auf. Hierbei zog die *A. subscapularis* auf Höhe der Schultergelenksbeuge von medial nach lateral und zog erst dann in dorsokaudaler Richtung entlang des kaudalen Skapularandes. Dieser spezielle Verlauf war in der zugänglichen Literatur nicht zu finden.

Die verschiedenen möglichen Ursprungshöhen der *A. thoracodorsalis* aus der *A. subscapularis* wurden schon von Waibl et al (2005) beschrieben. Auch in den eigenen Untersuchungen wurde konstatiert, dass die *A. thoracodorsalis* sowohl vor als auch auf gleicher Höhe und nach der *A. circumflexa humeri caudalis* entspringen konnte. Dass sie auch gleichzeitig mit der *A. subscapularis* aus der *A. axillaris* entspringen kann, was bei einer Extremität gesehen wurde, wurde durch die eigenen Untersuchungen zum ersten Mal beschrieben.

Auch die *A. circumflexa humeri caudalis*, die normalerweise ein weiterer Gefäßabgang der *A. subscapularis* ist, entsprang bei einer Gliedmaße gemeinsam mit der *A. subscapularis* aus der *A. axillaris*. Bei allen anderen Extremitäten verhielt sie sich wie in der Literatur beschrieben.

Bezüglich des Ursprungs der *A. circumflexa humeri cranialis* gab es einige Widersprüche. Während Ghoshal (1975) behauptete, dass dieses Gefäß aus der *A. subscapularis* stammt, postulierte Giese (1995), dass sie entweder aus der *A. axillaris* oder der *A. brachialis* entspringt. Waibl et al. (2005) und Bezuidenhout (2013) beschrieben wiederum, dass die *A. circumflexa humeri cranialis* sowohl aus der

A. subscapularis als auch als letztes Gefäß der A. axillaris entspringen kann. Laut Bezuidenhout (2013) ist auch ein Ursprung proximal der A. subscapularis aus der A. axillaris möglich. In der vorliegenden Studie lag der Gefäßursprung bei über der Hälfte der Gliedmaßen in der A. axillaris als letzter Gefäßabgang und bei einem Viertel der Gliedmaßen in der A. subscapularis kurz nach deren eigenem Ursprung. Etwas seltener kam es vor, dass der Ursprung erst weiter distal in der A. brachialis zu finden war, nachdem die A. profunda brachii bereits entsprungen war. Außer einem von Bezuidenhout (2013) beschriebenen proximalen Ursprung aus der A. axillaris wurden also alle bisher benannten Gefäßursprünge der A. circumflexa humeri cranialis in der vorliegenden Studie entdeckt.

Obwohl Waibl et al. (2005), Bezuidenhout (2013) und Tipirdamaz et al. (2001) einen Ursprung der A. brachii profunda aus der kaudalen Oberfläche der A. brachialis beschrieben, konnte in der vorliegenden Arbeit in über der Hälfte der untersuchten Vorderextremitäten ein Ursprung aus der kranialen Oberfläche gesehen werden. Ein möglicher doppelter Ursprung (Bezuidenhout 2013) konnte auch in den vorliegenden Untersuchungen gelegentlich erkannt werden.

Die Bezeichnung der A. bicipitalis als „starkes Muskelgefäß“ (Waibl et al. 2005) konnte in den eigenen CT-angiographischen Schnittbildern nicht nachvollzogen werden, da sich die Arterie hier als sehr schmaler und schwer zu erkennbarer Gefäßast darstellte. Möglicherweise ist es bei diesem Gefäß schwierig eine möglichst gute Kontrastmittelanflutung zu erreichen. Wie bei Waibl et al. (2005), Bezuidenhout (2013) und Tipirdamaz et al. (2001) beschrieben, konnte auch in der vorliegenden Untersuchung sowohl ein direkter Ursprung aus der A. brachialis, als auch ein Ursprung aus der A. brachialis superficialis gefunden werden. Dass die A. bicipitalis auch doppelt entspringen kann (Bezuidenhout 2013), wurde in sechs Gliedmaßen gesehen.

Bei der A. collateralis ulnaris, die in der Literatur als Gefäßast der A. brachialis zwischen den Gefäßursprüngen der A. bicipitalis und der A. brachialis superficialis beschrieben wird (Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013), zeigten sich in den vorliegenden Schnittbildstudien verschiedene Ursprungsreihenfolgen mit den genannten zwei Arterien. Neben der schon erwähnten Ursprungshöhe zeigte sich der Ursprung der A. collateralis ulnaris auch vor der A. bicipitalis,

entsprang bei 26 Gliedmaßen auf gleicher Höhe wie die A. brachialis superficialis und bei fünf Gliedmaßen entsprang sie erst nach den anderen beiden Gefäßästen.

Wo genau die A. recurrens ulnaris ihren Ursprung nimmt, wurde in der Vergangenheit ebenfalls über unterschiedliche Beobachtungen in vorhandener Literatur beschrieben. Während von Bezuidenhout (2013) geäußert wurde, dass dieses Gefäß aus der A. brachialis oder aus der A. interossea communis entspringen kann, beschrieben Waibl et al. (2005) und Tipirdamaz et al. (2001), dass die A. recurrens ulnaris aus der A. ulnaris ihren Ursprung nimmt. Nach der eigenen Studie entsprang sie aus der A. brachialis kurz vor der A. interossea communis.

Bei den vorliegenden Untersuchungen fiel auf, dass die A. profunda antebrachii teilweise doppelt vorkam, wobei ein weiterer Ast etwas weiter distal ebenfalls aus der palmaren Oberfläche der A. mediana entsprang. Waibl et al. (2005) beschrieben mehrere Muskeläste mit teilweise gemeinsamen Gefäßursprung, die als A. profunda antebrachii zusammengefasst wurden. Die distale Vereinigung mit dem R. palmaris der A. interossea caudalis, die von Bezuidenhout (2013) als Anschluss nach der Anastomose mit der A. ulnaris erwähnt wird, konnte auch in der eigenen Studie teilweise nachvollzogen werden.

Abschließend lässt sich sagen, dass die CT-Angiographie eine schnelle und effiziente Methode war, die Gefäße darzustellen und die verschiedenen Verzweigungsvarianten der Arterien der Vordergliedmaße aufzuzeigen. Die Sektion eines Kadavers scheint im Vergleich weitaus zeitaufwendiger und mühseliger zu sein und man kann die Untersuchungen im Gegensatz zu den CTA-Schnittbildern nur einmal vornehmen. Der Nachteil der Angiogramme ist jedoch eine begrenzte Anreicherung von Kontrastmittel in kleinvolumigeren Arterien. Wenn sich die Arterien nicht bis zu ihrem Endversorgungsgebiet verfolgen lassen, lässt sich keine absolute Aussage machen, ob beispielsweise eine Gefäßaufzweigung aufgrund der mäßigen Darstellbarkeit nicht zu sehen ist oder weil sie tatsächlich nicht vorhanden ist. Über mögliche Normvarianten in Gefäßabschnitten von nicht darstellbaren Arterien kann ebenfalls keine Aussage gemacht werden.

Die Sonderfälle von Gefäßursprüngen oder -verläufen, die bei den eigenen Untersuchungen bei einzelnen Patienten vorkamen, sind interessante Beobachtungen. Da man bei einer Gliedmaßenanzahl von 68 jedoch noch keine

Aussage über die Häufigkeit dieser Sonderfälle machen kann, bleibt es offen, diese Beobachtungen als eine Normvariante oder tatsächlichen Einzelfall zu bezeichnen. Für ein rassebedingtes Auftreten einer bestimmten Normvariante müssten mehrere Vertreter der einzelnen Rassen in der Studie vorhanden sein, wie beispielsweise bei Kim, Yang et al. (2010) oder Pols, Henneberg et al. (2016), die jeweils die Verzweigungsmuster der Äste der A. subclavia bei Deutschen Schäferhunden und bei Greyhounds untersuchten. Da zumindest in der eigenen Studie keine Ursprungsvariation der Stammarterien gefunden wurde, können Veränderungen in diesem Gefäßbereich auf mögliche pathologische Anomalien hinweisen. Dabei bleibt natürlich offen, ob mögliche Normvarianten bei unseren Patienten nicht auftauchten, weil ihr Vorkommen äußerst selten ist. Es kann jedoch vermutet werden, dass bei einer größeren Patientenzahl weitere Normvarianten entdeckt worden wären.

Wie gut sich die Arterien in einer CT-angiographischen Untersuchung der Vordergliedmaßen bei einem sehr heterogenen Patientengut darstellen lassen, war eine der zentralen Fragen dieser Studie. Neben der HE-Messung der Stammgefäße wurden die Arterien aller Gefäßgruppen in ihrer Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit qualitativ bewertet. Die Kontrastierung der Gefäße wurde dabei von nicht erkennbar (0), schwach erkennbar (1), gut erkennbar (2) bis sehr gut erkennbar (3) bewertet. Ein ähnliches Bewertungsschema wurde auch schon in anderen tiermedizinischen CTA-Studien angewendet (Cassel et al. 2013, Drees et al. 2015). In der Studie von Drees et al. (2015) wurde bei CT-Schnittbildsegmenten der coronaren Gefäßäste die diagnostische Bildqualität von 3 für *exzellent* bis 0 für *nicht sichtbar* bewertet mit dem Ergebnis, dass proximalere Segmente höhere Punktzahlen erreichten als die distalen Segmente. In der eigenen Arbeit stellte sich ein ähnliches Bild der Arterien in den einzelnen Gefäßgruppen dar. Bei der CTA-Studie des caninen Thorax von Cassel et al. (2013), bei der die Gefäßerkennbarkeit beim Testbolus-Verfahren und Bolus-Tracking verglichen wurde, verwendete man ebenfalls eine Bewertungsskala von 0 bis 3 für gewisse thorakale Gefäße (0 = nicht sichtbar, 1 = schwach, 2 = moderat, 3 = deutlich). Einzelne kleinere Arterien zeigten dabei eine geringere KM-Anreicherung unabhängig von der angewendeten Technik. Von Eckartsberg (2018) stellte bei den CTA-Untersuchungen der caninen Beckengliedmaßen mit demselben Bewertungsschema fest, dass vor allem in den Gefäßgruppen der Stammgefäße und der Pfortengefäße die Bewertungspunkte nach

distal abnahmen. In den eigenen Untersuchungen kamen ähnliche Ergebnisse heraus. Bei den Stammgefäßen fiel die peripher gelegene A. mediana durch ihren vergleichsweise niedrigen Anteil an sehr guten Bewertungen mit knapp über die Hälfte auf, im Gegensatz zu den restlichen Stammarterien, die jeweils zu mindestens drei Vierteln mit sehr gut bewertet wurden. Dies zeigt, dass es sogar in der Hauptblutbahn der Extremitäten zu einer durchschnittlich leichtgradigen Abschwächung der Gefäßkontrastierung von proximal nach distal kommt. Eventuell befindet sich der injizierte KM-Bolus zum Großteil in den proximalen Gefäßabschnitten während des CT-Scans, was eine verminderte Anreicherung im distalen Bereich zu diesem Zeitpunkt erklären könnte. Da die retrospektiv untersuchten CTA-Studien zum Zeitpunkt der Scanaufnahme andere diagnostische Schwerpunkte hatten, wie beispielsweise Knochen- oder Knorpelläsionen zu detektieren, war die Darstellbarkeit der distalen Gefäßabschnitte nicht das Hauptinteresse der CT-Untersuchungen. Dies erklärt eine leicht inhomogene KM-Verteilung im proximodistalen Arterienverlauf der Gliedmaßen. Auch bei den Pfotenarterien wurden die weiter distal gelegenen Aa. digitales palmares propriae nur in wenigen Fällen ($n = 2$) mit sehr gut bewertet, was im Vergleich zu deren Ursprungsgefäßen Aa. digitales palmares communes, die in knapp der Hälfte der Gliedmaßen mit sehr gut bewertet wurden, eine starke Minderung der Gefäßerkennbarkeit zeigt. Die Aa. metacarpeae palmares, die sich dorsal der Aa. digitales palmares communes befinden, wurden ebenfalls nur in zwei Fällen mit sehr gut bewertet und waren in über der Hälfte der Extremitäten nur schwach erkennbar. Mit einer Nichterkennbarkeit bei sieben Gliedmaßen wurden sie in der Gruppe der Pfotenarterien am schlechtesten bewertet. Bedenkt man, dass die oberflächlichen und tiefen Arterien des dorsalen Arteriensystems der Pfote in den angiographischen CT-Schnittbildern gar nicht zu sehen waren, wird deutlich, dass die Pfotenarterien in dorsaler Richtung stark an Sichtbarkeit verloren.

Um die Arterien nicht nur in ihrer qualitativen Kontrasterkennbarkeit zu bewerten, sondern auch, wie gut sie bis in ihr Endversorgungsgebiet zu verfolgen waren, wurde ein weiterer Bewertungsparameter, die Verfolgbarkeit, erstellt. Vor allem bei den peripheren Arterien kam es vor, dass sie im Anfangsabschnitt zwar sehr gut erkennbar waren und daher in ihrer KE mit dem Score 3 bewertet wurden, jedoch im späteren Verlauf nicht mehr bis zum Ende verfolgbar waren und somit mit dem Score 1 in der VB bewertet wurden. Bis auf die CTA-Studie der caninen

Hintergliedmaßen, die eine andere Bezeichnung („Durchgängigkeit“) nutzen (von Eckartsberg 2018), wurde dieses Bewertungssystem für Arterien in der CTA bisher in keiner Studie verwendet. Die vorliegenden Ergebnisse zeigten, dass die Angabe von zwei verschiedenen Scores durchaus Sinn machte. Vor allem bei den peripheren Arterien und den Pfotenarterien gab es oftmals den Fall, dass das Gefäß zwar nur schwach zu erkennen war, dafür aber vollständig. Auch der umgekehrte Fall kam vor, dass ein sehr gut erkennbares Gefäß plötzlich in seinem Verlauf abbrach. Damit konnte die vorliegende Studie zeigen, dass auch gut erkennbare, periphere und distale Arterien nicht immer bis zu ihrem Endversorgungsgebiet verfolgbar waren und sich daraus nicht automatisch pathologische Gefäßveränderungen schließen lassen.

Bis auf eine Ausnahme waren alle Stammarterien vollständig verfolgbar. Bei einem Patienten, der als Malteser-Mischling mit einem Körpergewicht von 4,3 kg der leichteste Patient nach einem Chihuahua war, konnte in einer Gliedmaße die A. mediana nicht bis in ihren Übergang in den Arcus palmaris superficialis verfolgt werden, sondern verlor schon im mittleren Unterarm ihre KM-Anreicherung. Die A. mediana der kontralateralen Extremität konnte zwar noch schwach vollständig verfolgt werden, alle weiter folgenden Gefäßäste waren jedoch beidseits nicht mehr sichtbar bei diesem Patienten. Bei dem kleinsten Patienten mit 1,9 kg war die A. mediana beidseits zwar noch vollständig verfolgbar, die abgehenden Gefäßäste waren aber auch kaum bis gar nicht mehr darstellbar. Ursache könnten die geringen Körpergrößen dieser beiden Hunde sein, da eine Korrelation zwischen Körpergewicht und Stammarteriengröße gefunden wurde und man somit davon ausgehen kann, dass sich das KM bei kleinen Patienten mit entsprechend kleinen Gefäßen v. a. in den distalen Gefäßabschnitten schlechter anreichern kann. Bei der VB-Bewertung der Pfoten fiel in der vorliegenden Arbeit auf, dass die Pfotengefäßgruppen generell einen insgesamt höheren Anteil an der höchsten Score-Anzahl (2) hatten als bei der Kontrasterkennbarkeit. Dies zeigt, dass die Arterien zwar oft nur schwach bis gut erkennbar waren, sie sich aber zum Großteil (über zwei Drittel) trotzdem vollständig verfolgen ließen. Ähnliche Beobachtungen bei den Stamm- und Pfotenarterien machte auch von Eckartsberg (2018) bei den Arterien der Beckengliedmaßen.

Bei den peripheren Arterien konnte weder in der Bewertung der Kontrasterkennbarkeit, noch im Verfolgbarkeits-Scoring ein wiederkehrendes

Muster erkannt werden. Manche Arterien dieser Gruppe waren immer erkennbar und ließen sich meist vollständig verfolgen, wie z. B. die A. suprascapularis, A. thoracodorsalis, A. circumflexa humeri caudalis, A. interossea communis oder der R. praescapularis. Bei diesen Arterien kann man davon ausgehen, dass sie sich in einer gelungenen CTA-Aufnahme zumindest in ihrem Gefäßansatz immer darstellen lassen. Kleinere periphere Arterien ließen sich unterschiedlich gut darstellen. Allgemein waren kleine, schwach erkennbare Gefäße mit der MPR- und MIP-Betrachtung am besten zu sehen und gingen bei der 3D-Rekonstruktion meist verloren, was in einer anderen Studie über die CTA der Lebergefäße auch schon festgestellt wurde (Bertolini et al. 2006).

Bei den Arterien, die in den CT-Angiogrammen nicht gesehen wurden, handelte es sich hauptsächlich um Gefäßäste, die sich weit in der Peripherie befanden (3. bis 4. Rangfolge vom Stammgefäß), im oberflächlichen Dorsalbereich des Unterarms und der Pfote oder besonders kleine Gefäße im distalen Gliedmaßenbereich. Andere Studien, die sich ebenfalls mit der computertomographischen Untersuchung anatomischer Strukturen verschiedener Körperregionen beschäftigten, stellten ebenfalls fest, dass kleinere Gefäße nicht identifiziert werden konnten (von Eckartsberg 2018). Dass sehr feine Gefäße mit einem kleinen Gefäßlumen und einem weiten Abstand vom Hauptblutweg weniger Kontrastmittel anreichern, lässt sich gut nachvollziehen. Dafür wurden in den vorliegenden Untersuchungen weitaus mehr Arterien erkannt als erwartet, vor allem unter dem Aspekt, dass die CT-Untersuchungen ursprünglich aufgrund anderer diagnostischer Fragestellungen angefertigt wurden. Da man aus der anatomischen Literatur nur wenig Information zu der Dimension der einzelnen Gefäße ableiten kann, stellen unsere Ergebnisse eine hilfreiche Orientierungshilfe für klinische CTA-Untersuchungen dar. Vor allem für die radiologische Beurteilung von CT-Angiogrammen bei Verdacht auf (V. a.) Arteriosklerose oder Thromben kann das Wissen über nicht erkennbare Gefäße in der CTA von großer Bedeutung sein. Ob sich die kleineren Gefäße durch eine andere Applikationstechnik in der CTA optimaler darstellen lassen, bleibt in weiteren Studien zu prüfen. Da das Bolus-Tracking in der vorliegenden Studie zeitlich nicht auf die gesamte Gefäßdarstellung der Vorderextremitäten koordiniert war, ist es möglich, dass während des CT-Scans der Bolus-Peak an einer Stelle überholt wurde und die KM-Anflutung weiter distal im Pfotenbereich nicht optimal war. Bei vermuteten Veränderungen im distalen Arterienbereich sollte daher das

vordergründige Ziel sein, das Bolus-Tracking weiter distal zu setzen oder den KM-Bolus in zwei Phasen aufzuteilen (biphasische Injektion), wie es oft in der Humanmedizin gehandhabt wird (Dave und Fleischmann 2016). Letztere Methode ist vor allem für die Abdeckung von großflächigen Gefäßgebieten hilfreich. Ein weiterer Ansatz wäre ein Testbolus-Verfahren einzusetzen, womit man die KM-Injektion auf die individuelle Kreislaufsituation des Patienten einstellen kann (van Hoe et al. 1995). Im Folgenden sollen nun die in der CTA nicht erkennbaren Gefäße aufgeführt und diskutiert werden.

Die von Waibl et al. (2005) beschriebenen peripheren Gefäße *A. collateralis media*, die aus der *A. collateralis radialis* entspringt, und *A. nutricia scapulae*, die aus der *A. subscapularis* bzw. *A. circumflexa scapulae* hervorgeht, konnten beide bei keiner Gliedmaße der eigenen Studie identifiziert werden. Da sie bisher nur von einer Literaturquelle beschrieben wurden, ist fraglich, ob diese Arterien überhaupt für die klinische Interpretation von Angiogrammen von Bedeutung sind.

Die in der anatomischen Literatur viel beschriebene *A. antebrachialis superficialis cranialis* (Tipirdamaz et al. 2001, Waibl et al. 2005, Bezuidenhout 2013) konnte als Fortsetzung der *A. brachialis superficialis* in der eigenen Studie ebenfalls nicht erkannt werden. Letztere stellte sich in den CTA-Schnittbildern als sehr feines Gefäß dar, das zu 91 % schwach bis gar nicht erkennbar war und zu 97 % partiell bis nicht verfolgbar war. So ist es nicht verwunderlich, dass die entsprechenden Gefäßäste, wozu normalerweise auch die *Aa. radiales superficiales* gehören, nicht zu sehen waren. Folglich waren auch die *Aa. digitales dorsales communes I–IV* und deren Fortsetzungen *Aa. digitales dorsales propriae II–IV* nicht erkennbar, die normalerweise aus dem medialen und lateralen Ast der *A. antebrachialis superficialis cranialis* ihren Ursprung nehmen (Waihl et al. 2005, Bezuidenhout 2013).

Da die *A. interossea cranialis* und die *A. radialis* in den eigenen CT-Schnittbildern fast nie vollständig zu verfolgen waren, konnten auch deren Gefäßäste nicht erkannt werden. Teilweise war bei der *A. interossea cranialis* ein nach proximal laufender Ast zu sehen, welcher als Anfangsabschnitt der bei Waibl et al. (2005) erwähnten *A. recurrens interossea* gezählt werden könnte. In der Literatur wird beschrieben, dass der distale Abschnitt der *A. interossea cranialis* beim Fleischfresser sehr schwach ausgeprägt ist bzw. fehlen kann (Waihl et al. 2005), was eine mögliche

Erklärung für die fehlende KM-Anreicherung im distalen Gefäßbereich sein könnte. Da die beiden oben genannten Arterien normalerweise das dorsale karpale Gefäßnetz versorgen (Rete carpi dorsale), ist auch dieses und dessen abgehenden Pfotenarterien Aa. metacarpeae dorsales I–IV bei den eigenen Untersuchungen nicht erkennbar gewesen. Um den distalen und dorsalen Gefäßbereich in der CTA besser darzustellen, wäre ein möglicher Lösungsansatz das Bolus-Tracking weiter distal zu setzen.

Die kleinen Gefäßäste im distalen Gliedmaßenbereich waren generell schwieriger auffindbar, weshalb es nicht verwundert, dass die Äste der A. ulnaris und A. interossea caudalis im Karpus- und Pfotenbereich nicht zu sehen waren. Allein der R. palmaris konnte als distale Fortsetzung der A. interossea caudalis ausgemacht werden. Es ist davon auszugehen, dass es sich hierbei um kleinelumige Gefäße handelt, die weniger Kontrastmittel anreichern und sich schlecht bis gar nicht in der CTA darstellen lassen. Es sollte daher nicht gemutmaßt werden, dass die Gefäße nicht vorhanden sind, weil sie im CT-Angiogramm nicht darstellbar waren, was auch ein wichtiger Aspekt für klinische CTA-Untersuchungen ist. Auch in diesem Fall wäre das Setzen des Bolus-Trackings im Pfotenbereich eine mögliche Lösung.

Aufgrund der Tatsache, dass es sich hier um eine retrospektive Studie handelt, waren die physiologischen Gegebenheiten der Patienten sehr variabel und breit aufgestellt. Auch beim Anästhesieprotokoll und bei den Injektionsparametern von Kontrastmittel und Kochsalzlösung kam es zwischen den Patienten je nach klinischer Fragestellung zu Abweichungen. Diese Variationen sollen im Hinblick auf die arterielle KM-Anreicherung in den kommenden Unterabschnitten mit Hilfe von bereits erforschten Korrelationen diskutiert werden.

Bisher gibt es in der Literatur keine Hinweise darauf, ob die Hunderasse einen Einfluss auf die arterielle KM-Anflutung hat. Generell gibt es Unterschiede zwischen großen und kleinen Rassen, aufgrund der Körpermasse und -größe. In der vorliegenden Studie waren zwar viele verschiedene Rasse- und Mischlingshunde vertreten, jedoch jeweils mit zu wenigen Vertretern pro Rasse, um eine statistische Aussage über eine mögliche Korrelation zu treffen. Ob sich die Kontrasterkennbarkeit zwischen unterschiedlichen Rassen derselben Gewichtsklasse unterscheidet, bleibt daher noch zu erforschen. Das Alter kann beim Menschen zwar, abhängig von der vorhandenen Herzleistung, eine gewisse Zeitverzögerung in der KM-Anreicherung

verursachen (Nakajima et al. 1998), ansonsten fand man in der Humanmedizin keine signifikanten Korrelationen zwischen Patientenalter und der Gefäßkontrastierung (Puskas und Schuierer 1996, Platt et al. 1999). Auch die eigenen Untersuchungen beim Hund erbrachten dieselben Ergebnisse. Humanmedizinische Studien zeigten außerdem, dass das Geschlecht keinen Einfluss auf die Bolusgeometrie hat (Puskas und Schuierer 1996, Platt et al. 1999). Auch bei der statistischen Auswertung der vorliegenden Studie wurden keine Geschlechtsabhängigkeiten gefunden. Ein Ausschlusskriterium dieser Studie war eine primäre Erkrankung der Hunde, die eine mögliche Gefäßveränderung oder Veränderung der Durchblutung in den Schulterextremitäten durch z. B. Neoplasien in diesem Bereich mit sich bringen könnte. Dies sollte grundlegend eine mögliche Beeinflussung der KE- und VB-Bewertung der Arterien vermeiden und somit möglichst gleichwertig auswertbares CT-Bildmaterial liefern. Von Eckartsberg (2018) verglich die Gefäßbewertungen in den Beckengliedmaßen von „Hunden mit potenzieller Gefäßalteration“ und von „gefäßgesunden Hunden“ und konnte keine Unterschiede in der Arterienbewertung oder in der Gliedmaßensymmetrie feststellen. Die Patienten der vorliegenden Studie wurden in den meisten Fällen aufgrund von orthopädischen Problemen der Schultergliedmaßen, wie Omarthrose, Cubarthrose oder Arthrose des Karpalgelenks, vorgestellt. Außerdem kam es bei anderen Patienten zu einer Indikation einer kontrastmittelgestützten CT-Untersuchung aufgrund von neoplastischen, neurologischen oder entzündlichen Erkrankungen in anderen Körperbereichen.

Sowohl humanmedizinische als auch tiermedizinische Studien beschäftigten sich mit der Abhängigkeit des arteriellen HE-Maximums von der Patientengröße bzw. dem Körpergewicht. In der Humanmedizin fand man heraus, dass mit steigendem Körpergewicht und gleichbleibendem injizierten KM-Volumen die Gefäßkontrastierung abnimmt (Platt et al. 1999, Bae 2010). Dies wurde damit begründet, dass mit steigendem Körpergewicht das Blutvolumen zunimmt und damit injiziertes KM stärker verdünnt wird (Bae 2010). Gleiche Beobachtungen ergaben sich auch bei kontrastmittelgestützten CT-Studien vom Hund (Bosch et al. 2013). Im klinischen Alltag macht man das zu applizierende KM-Volumen daher meist abhängig vom Körpergewicht des Patienten und wählt in der Humanmedizin meist verschiedene KM-Standardvolumen für die jeweiligen Gewichtsklassen oder eine 1:1-Dosierung (1 ml/kg). Der Nachteil sich nur am kg-Gewicht zu orientieren ist, dass der Körperfettanteil dabei nicht berücksichtigt wird (Bae 2010). Adipöse Patienten brauchen

verhältnismäßig weniger KM, da Fett weniger durchblutet wird als Organe oder Muskeln und dadurch kein vermehrtes Blutvolumen vorhanden ist, das das KM weiter verdünnt (Bae et al. 2008). Daher haben Studien Alternativen entwickelt, die den Körperfettanteil berücksichtigen, um eine geeignete KM-Dosierung zu ermöglichen, wie die BSA-Bestimmung (Bae et al. 2008) oder die Lean Body Mass Bestimmung (Ho et al. 2007, Kondo et al. 2008, Yanaga et al. 2009). Die Computertomographie wurde ebenfalls schon zur Körperfettbestimmung beim Menschen (Enzi et al. 1986) und beim Hund (Kim et al. 2018) genutzt, womit man auch das subkutane und viszerale Fettgewebe getrennt voneinander erfassen konnte. Die meist genutzte und einfachste Methode, den Körperfettanteil in der Veterinärmedizin zu evaluieren, ist die Bewertungsskala des Body Condition Scores (BCS) (Kim et al. 2018). Da die Bewertung (meist 1–9) anhand von adspektorischen und palpatrischen Gegebenheiten am Tier durch einen Untersucher stattfindet, mangelt es dieser Methode jedoch an Nachvollziehbarkeit, Wiederholbarkeit und Vorhersehbarkeit (Burkholder 2000).

Aufgrund der Praktikabilität im klinischen Alltag wurde den Patienten der vorliegenden Studie gleichmäßig ein Kontrastmittelvolumen von 2 ml/kg KGW bei den Untersuchungen verabreicht. Eine Bestimmung des Body Condition Scores wurde bei den Patienten nicht durchgeführt. Um für die vorliegende Studie neben dem angegebenen Körpergewicht eine weitere Bezugsgröße zur individuellen Körpergröße der Studienpatienten zu haben und somit retrospektiv nachvollziehen zu können, wie normalgewichtig die Studienpatienten waren, wurde ein einheitliches Messschema eigens für diese Studie erstellt. Hierbei wurden jeweils die Querschnittflächen von Humerus und Radius ausgemessen. Um eine möglichst einheitliche Messstelle zu haben, wurde stets auf Höhe des For. nutricium des jeweiligen Knochens gemessen. So konnte eine Nachvollziehbarkeit und Wiederholbarkeit für die Knochenflächenmessung in der Praxis sichergestellt werden. Die Knochenmessungen in der vorliegenden Studie zeigten eine so hohe, signifikante Korrelation mit dem Körpergewicht der Hunde, dass sich das Körpergewicht insgesamt proportional mit der Knochengröße verhielt. Daher kann davon ausgegangen werden, dass die Hunde überwiegend normalgewichtig waren. Beide Parameter korrelierten deutlich mit der Größe der Stammarterien, was zeigt, dass die Stammarterien bei großen Patienten großvolumiger sind als bei kleineren Patienten. Man kann davon ausgehen, dass auch die peripheren Arterien und Pfotenarterien bei großen Hunden

entsprechend größer sind. In welchem Verhältnis bleibt jedoch offen. Die Knochen- und Gefäßmessungen sind auch für den Kliniker von Vorteil, wenn Unsicherheit besteht, ob ein Stammgefäß zu klein oder zu groß für die jeweilige Hundegröße ist. Tabelle 62 im Anhang dient als Orientierung, um auch bei adipösen Tieren anhand des Knochenquerschnitts die physiologische Kenngröße der Stammarterien bei gegebener Knochenmessung herauszufinden. Außerdem lässt sich die Knochenmessung als Im-Bild-Referenz nutzen, wenn dem Untersucher keine Information über Körpergewicht und -größe vorliegen.

Vor allem die Verfolgbarkeit von peripheren Arterien und Pfotenarterien korreliert in der vorliegenden Untersuchung deutlich mit dem Körpergewicht und den Knochenmessungen. Bei den Durchmessermessungen der Stammarterien fiel vor allem auf, dass die Messgrößen von A. brachialis und A. mediana deutlich mit der Verfolgbarkeit der Pfotenarterien korrelieren. Aus diesen Ergebnissen lässt sich ableiten, dass sich bei größeren Hunden mit größeren Arterien die peripheren Arterien und vor allem die Pfotenarterien besser verfolgen lassen als bei kleinen Hunden. Das Kontrastmittel lässt sich womöglich besser bei größeren peripheren Gefäßen und Pfotenarterien verteilen und bis zur Endaufzweigung anreichern. Außerdem kommt das CT-Gerät mit der örtlichen Auflösung bei kleinen Strukturen irgendwann an seine technischen Grenzen.

Da die Injektionsvolumina und die Flussraten von KM und NaCl ebenfalls vom Körpergewicht abhängig waren und somit große und schwere Patienten mehr Injektionslösungen in einer schnelleren Flussrate erhielten, kann dies ebenfalls ein Grund der besseren Anreicherung sein. Studien am Menschen und am Tier konnten zeigen, dass mit einem erhöhten KM-Volumen und einer höheren KM-Injektionsrate der arterielle maximale Dichtewert steigt (Garcia et al. 1999, Platt et al. 1999, Han et al. 2000, Yamashita et al. 2000). Volumen- und Flussratensteigerung des NaCl-Bolus führen außerdem zu längeren Plateauzeiten der maximalen KM-Anreicherung, was den optimalen Untersuchungszeitpunkt verlängert und die Gefäßdarstellung optimiert (Sadick et al. 1997, Lee et al. 2007). In dieser Studie konnte ebenfalls festgestellt werden, dass mit steigenden Injektionsvolumina und Flussraten die Arterien, mit Ausnahme der Stammarterien, signifikant besser erkennbar und zu einem höheren Anteil vollständig verfolgbar waren. Da eine gewisse Interdependenz zwischen den Faktoren Körpergewicht, Knochengröße, Arteriengröße, Injektionsvolumen und Flussrate besteht, lässt sich nicht eindeutig schlussfolgern, ob die

verbesserte KE und VB von den größeren Arterienvolumina oder von den erhöhten Injektionsparametern bedingt sind. Wahrscheinlich sind beide Faktoren begünstigend für die arterielle KM-Anreicherung. Ob die Gefäßdarstellung bei kleineren Hunden mit kleineren Gefäßen von mehr KM-Volumen und einer erhöhten Injektionsrate generell profitieren würde, muss in weiteren Studien geprüft werden. Im Hinblick auf mögliche Nebenwirkungen sollte man jedoch vorsichtig mit einer Erhöhung von Volumen und Injektionsgeschwindigkeit bei sehr kleinen Patienten umgehen (Scarabelli et al. 2016).

In dieser Studie ergaben sich keine eindeutigen Korrelationen zwischen den unterschiedlichen Sedativa und der KE- bzw. - VB-Bewertung der Arteriengruppen. Aufgrund der geringen Patientenzahl und da eine Anästhesiegruppe (Alpha-2-Agonisten) nur drei Vertreter hatte und sich somit eine ungleiche Patientenverteilung zwischen den drei Prämedikationsgruppen ergab, ist die Aussagekraft über den Einfluss verschiedener Sedativa auf die Gefäßerkennbarkeit in dieser Studie als sehr gering einzuschätzen und wurde daher nicht ausgewertet. In der Literatur wurde zudem bereits beschrieben, dass es keine Korrelation von unterschiedlichen Narkoseprotokollen zur Gefäßanreicherung beim Hund gibt (Bosch et al. 2013, Drees et al. 2015).

Die Dichte- und Größenmessungen der A. subclavia, A. axillaris, A. cervicalis superficialis, A. subscapularis, A. brachialis, A. mediana und der A. digitalis palmaris communis III wurden entweder direkt nach dem Gefäßursprung oder nach dem Abgang eines bestimmten Gefäßastes durchgeführt. Die Wahl dieser Referenzstellen beruht auf der für diese Studie selbst aufgestellten Hypothese, dass sich nach Abzweigung eines Gefäßastes sowohl die Arteriengröße als auch die KM-Anreicherung des Ursprungsgefäßes verringert. Daher wurden die Referenzmessstellen an bestimmten Gefäßabzweigungen und nicht an topographischen Fixpunkten des umliegenden Gewebes definiert. Bei der A. brachialis wurde sich beispielsweise am Gefäßabgang der A. profunda brachii orientiert, da sich dessen Ursprungshöhe stark unterscheiden konnte und sich daher die Messgrößen der A. brachialis je nach Gefäßstelle in derselben Gliedmaße voneinander abweichen konnten. Dadurch war sichergestellt, dass die gemessenen Gefäßparameter auch in einem heterogenen Patientengut adäquat miteinander verglichen werden konnten.

Ziel der individuellen HE-Kurvendarstellung war es, für jeden Patienten die Verteilung des KM-Bolus in einem kontinuierlichen Arterienverlauf von proximal bis

distal darzustellen. Daher wurden für diese graphische Darstellung gezielt Stammarterien gewählt, die jeweils ineinander übergehen und dieselbe Verlaufsrichtung, nämlich nach distal, aufzeigen. Gewählt wurden die A. subclavia, A. axillaris, A. brachialis, A. mediana und die Pfotenarterie A. digitalis palmaris communis III.

Im Vergleich zu den Beobachtungen in den Beckengliedmaßen, wo sich die HE-Kurven alle recht einheitlich darstellten (von Eckartsberg 2018), war die KM-Verteilung entlang der Schultergliedmaße vor allem zwischen den beiden Gewichtsgruppen sehr unterschiedlich. Dass die Patienten unter 30 kg proximal höhere HE-Werte aufwiesen als die schweren Patienten, die HE-Werte im distalen Gefäßbereich bei beiden Gewichtsgruppen jedoch recht eng beieinanderlagen, lässt sich wahrscheinlich durch die höhere KM-Verteilung bei großen Patienten erklären (Bae 2010). Dadurch fielen die HE-Kurven der großen Patienten deutlich weniger stark nach distal ab als die der kleinen Patienten. Die Arterien der großen Hunde hatten dafür jedoch proximal eine weniger konzentrierte KM-Anreicherung als die der kleinen Hunde. Bei manchen Patienten nahm der Dichtewert sogar nach distal hin zu und hatte den höchsten HE-Wert in der A. digitalis palmaris communis III. Ein Grund dafür könnte sein, dass sich der KM-Bolus bereits im Pfotenbereich befand, als die CT-Aufnahme durchgeführt wurde. Aufgrund des recht weiten Gefäßareals in den Extremitäten ist es generell schwierig, eine einheitlich hohe KM-Anreicherung der Arterien genau zum Zeitpunkt der Datenaquisition zu erreichen.

In der Humanmedizin hat die computertomographische Angiographie der oberen Extremitäten bereits andere bildgebende Verfahren, wie die digitale Subtraktionsangiographie oder die Sonographie, zum Großteil verdrängt und findet in der Diagnostik von Gefäßtraumata, Vaskulitiden, Überlastungssyndromen, Arteriosklerosen oder Kompressionssyndromen und der präoperativen Planung eine weit verbreitete Anwendung (Dave und Fleischmann 2016). Durch die schnelle Untersuchungszeit, die vor allem bei akutem Trauma von Vorteil ist, kommt die CTA im Vergleich zur Magnetresonanztomographischen Angiographie wesentlich häufiger zum Einsatz. Die CTA wird u. a. eingesetzt, um mögliche vorkommende Normvarianten bei den oberen Extremitäten des Menschen zu detektieren. Vor allem nach traumatischen Weichteilverletzungen oder vor operativen Eingriffen in der Gefäß- oder Onkochirurgie ist die CTA essenziell, um die genaue Gefäßanatomie zu erfassen und Fehler

im weiteren therapeutischen Vorgehen zu vermeiden (Bozlar et al. 2013a, Bozlar et al. 2013b, Dave und Fleischmann 2016).

Auch wenn die CT-Angiographie in der veterinärmedizinischen Gefäßdiagnostik bisher hauptsächlich Anwendung im Thorax und Abdomen findet (Ohlerth und Scharf 2007), sollte mit einer stetigen Weiterentwicklung dieser vielseitigen und effizienten Methode auch in anderen Körperbereichen gerechnet werden. Mit Zunahme der Qualität tiermedizinischer Versorgung und komplexeren chirurgischen und interventionellen Eingriffen wird die Bedeutung der CTA-Technik nicht nur zur Diagnostik, sondern auch zur Therapieplanung und Prognosebestimmungen vermutlich an Bedeutung gewinnen. Lahmheiten der Vorderextremitäten, die primär orthopädisch und neurologisch abgeklärt werden, sollten bei fehlender Diagnosestellung auch immer auf vaskuläre pathologische Veränderungen überprüft werden. Dies zeigen Fallstudien, in denen lahrende Hunde aufgrund von einer arteriellen Thrombose oder einer tumorbedingten Embolie in der Schulterextremität vorstellig wurden (de Paula et al. 2013, Beal et al. 2014). Die CTA wäre hierfür eine schnelle und einfach durchführbare Technik, die einen großflächigen Überblick über die vaskuläre Versorgung der Vorderextremität bietet. Bei einem einseitigen schwachen Puls oder einer einseitigen Hypotension kann die CTA ebenfalls zu einer schnellen Aufklärung einer möglichen vaskulär bedingten Ursache führen (Kim et al. 2017). Besonders bei V. a. Arteriosklerose, Thromben oder Blutungen können die Informationen über die Nichterkennbarkeit und qualitative Erkennbarkeitsbewertung der Arterien in der vorliegenden Studie hilfreich sein. Ein weiterer wichtiger Anwendungsbereich, wo die CTA der Vorderextremitäten in der Tiermedizin mehr zum Einsatz kommen kann, ist die Darstellung der Gefäße für präoperative Planungen. Vor allem in der Onkochirurgie ist die Darstellung der Gefäßversorgung wichtig, um den Exzisionsverlauf genauer planen zu können und so wichtige Gefäßabschnitte zu schonen. Die präoperative Gefäßdarstellung durch die CTA bringt außerdem einen großen Vorteil für die Gefäßchirurgie und die Hauttransplantation (Lappenplastik), die auf dem Wissen des Gefäßverlaufs basieren. Eine abweichende Gefäßanatomie kann durch die CTA-Darstellung leicht erkannt werden und dem Chirurgen bereits vor dem Eingriff die speziellen Gefäßverläufe aufzeigen.

Die vorliegende Arbeit bietet das Grundlagenwissen über die anatomische Gefäßdarstellung und die möglichen Normvarianten in der CT-Angiographie der

Vordergliedmaßen. Sie legt mit detailliertem Bildmaterial einen Grundstein für zukünftige CT-Angiographien im klinischen Einsatz mit medizinischen Fragestellungen. Um dieses Grundlagenwissen weiter auszubauen, wären weitere CTA-Studienarbeiten in diesem Bereich interessant, die sich auf CT-technische Grundlagen, die Gefäßdiagnostik oder präoperative Planungen bei z. B. Transplantationen oder Hautlappenplastik fokussieren. Denkbar wären Arbeiten, die sich auf die technische Durchführung der CTA konzentrieren, um auch eine optimale Darstellung der kleineren Gefäße im distalen und peripheren Bereich zu erreichen. Wie oben bereits beschrieben, könnte beispielsweise eine biphasische Bolus-Tracking-Methode zum Einsatz kommen. Mit einer prospektiven Studienarbeit hätte man außerdem die Möglichkeit die äußeren Einflussfaktoren, wie Anästhesie oder Hunderasse, vorzugeben, um mögliche Abhängigkeiten von der Gefäßerkennbarkeit oder von speziellen Normvarianten genauer zu untersuchen. Außerdem könnte ein Fokus auf pathologische Gefäßveränderungen im Gliedmaßenbereich gesetzt werden und beispielsweise Hunde mit Neoplasien untersucht werden, die die arterielle Blutversorgung beeinflussen könnten. Die CT-angiographische Untersuchung der caninen Gliedmaßen ist ein noch ausbaufähiger Forschungsbereich in der Tiermedizin mit viel Potenzial für die Qualitätssteigerung in der Diagnostik und Therapie von Gefäßerkrankungen. Wie man in der Humanmedizin bereits sehen kann, würden sich weitere Studienarbeiten lohnen. Die vorliegende Arbeit liefert bereits einige Referenzbilder für die Beurteilung von CTA-Bildern in der tierärztlichen Klinik, was die Weichen für die Anwendung der CT-Angiographie bei v. a. vaskuläre Veränderungen oder bei präoperativer Planung im Gliedmaßenbereich stellt.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Die Zielsetzung dieser retrospektiven Studie war die normalanatomische Beschreibung und Darstellung der Arterien der caninen Vordergliedmaßen und deren Gefäßvariationen in der CT-Angiographie von 34 Hunden (68 Vordergliedmaßen). Zusätzlich sollte beurteilt werden, in welcher Kontrastqualität sich die Gefäße mit der CTA-Technik darstellen lassen und ob es anatomische Unterschiede im Seitenvergleich von rechter und linker Extremität zu detektieren gab.

Es wurden CTA-Studien von Hunden retrospektiv untersucht, die ursprünglich aufgrund von verschiedenen klinischen Fragestellungen angefertigt wurden, z. B. infolge einer Lahmheit, und eine arterielle Scanphase der Vorderextremitäten beinhalteten. Das Kontrastmittel und ein anschließender NaCl-Bolus wurden den Patienten über das Bolus-Tracking-Verfahren intravenös verabreicht. Die retrospektive Betrachtung und Auswertung der Tomogramme erfolgte in transversaler, dorsaler, sagittaler und obliquier Schnittbildebene in der MPR- und MIP-Ansicht. Die Arterien der rechten und linken Gliedmaße wurden deskriptiv beurteilt, miteinander verglichen und auftretende anatomische Gefäßvariationen in Normvarianten gegliedert. Des Weiteren wurden die Arterien je nach Lokalisation in die Gruppen Stammarterien, periphere Arterien und Pfotenarterien eingeteilt. Die CTA-Darstellung jeder Arterie wurde nach Kontrasterkennbarkeit (0 = nicht erkennbar, 1 = schwach, 2 = gut, 3 = sehr gut) und Verfolgbarkeit (0 = nicht verfolgbar, 1 = partiell verfolgbar, 2 = vollständig verfolgbar) bewertet. Aus den Punktzahlen ließ sich so eine Gesamtbewertung für jede einzelne Arterie und für jede Arteriengruppe berechnen. Neben der qualitativen Bewertung wurden außerdem die Dichte (HE), der Durchmesser (cm) und der Flächeninhalt (cm²) von allen Stammarterien und der A. digitalis palmaris communis III an festgesetzten Referenzpunkten gemessen. Sowohl die qualitativen Bewertungsscores als auch die metrischen Gefäßmessungen wurden auf Zusammenhänge mit demographischen Patientendaten, Injektionsparametern, Anästhesieprotokollen, Stammarteriengröße und Knochenmessungen statistisch geprüft. Bei den Knochenmessungen wurden die Flächeninhalte von Humerus- und Radiusdiaphysenquerschnitten der rechten Gliedmaße auf Höhe des For. nutriciums gemessen.

Ein Großteil der in der anatomischen Literatur beschriebenen Arterien konnten detektiert und in der MPR-, MIP- und VRT-Ansicht dargestellt werden. Bei den Arterien, die nicht detektiert wurden, handelte es sich um sehr feine Gefäßäste in der Peripherie und im distalen Gliedmaßenbereich sowie um oberflächliche Arterien, die sich normalerweise im dorsalen Bereich des Unterarms und der Pfote befinden. Bei neun Arterien wurden zwei bis vier verschiedene Normvarianten im Gefäßursprung gefunden, welche sich auch zwischen rechter und linker Gliedmaße unterscheiden konnten. Die Stammarterien waren immer erkennbar und ließen sich zu 98,5 % vollständig verfolgen. Die peripheren Arterien waren, mit Ausnahme der A. nutricia humeri, zu mindestens 78 % erkennbar. Im palmaren Gefäßsystem der Pfotenarterien nahm die KE und VB sowohl nach distal als auch nach dorsal deutlich ab. Die Korrelation der Knochenmessungen von Humerus und Radius zum Körpergewicht war sehr hoch. Auch die Messwerte von Flächeninhalt und Durchmesser der Stammarterien zeigten einen deutlichen bis hohen Zusammenhang mit dem Körpergewicht und den Knochenflächen. Folglich stieg die Größe der Knochen und der Stammarterien mit zunehmendem Patientengewicht an. Die KE- und VB-Bewertungen der Arterien waren von keinen demographischen Patientendaten und nicht von unterschiedlichen Anästhesieprotokollen abhängig. Die VB von peripheren Arterien und Pfotenarterien korrelierte deutlich mit dem Körpergewicht und der Knochendicke. Bei den Durchmessermessungen der Stammarterien zeigte sich, dass die Messgrößen von A. brachialis und A. mediana deutlich mit der VB der Pfotenarterien korrelieren. Höheres Körpergewicht führte zu steigenden Injektionsvolumina und Flussraten, wodurch eine Verbesserung in der KE und VB der peripheren Gefäße und Pfotenarterien resultierte. Hieraus lässt sich ableiten, dass sich bei größeren Hunden mit größeren Arterien die peripheren Arterien und vor allem die Pfotenarterien besser verfolgen ließen als bei kleinen Hunden.

Die vorliegende Studie liefert detailliertes Bildmaterial und dient der Beurteilung von CTA-Studien der Schulterextremitäten. Mit den detektierten Normvarianten wurde gezeigt, dass der Gefäßverlauf sehr individuell sein kann, was bei chirurgischen Eingriffen von großer Relevanz ist. Die qualitative Bewertung der Arterien liefert außerdem wichtige Informationen, welche Gefäße sich in welchem Umfang in der CTA darstellen lassen. Die vorliegende Studie kann als Bildatlas bzw. Nachschlagwerk für entsprechende Untersuchungsmethoden dienen und als Basis für weitere CTA-Studien der Schulterextremitäten gesehen werden.

VII. SUMMARY

The aim of this study was the comprehensive, normal anatomical description and presentation of the canine's forelimb arteries and their branching patterns in the computed tomographic angiography. Additionally, the arteries of 34 dogs were evaluated in their enhancement with the CTA technique.

CTA studies of 34 dogs were examined; these were originally carried out for different clinical reasons, for example lameness of the forelimb, and included an arterial scan phase of the foreleg. For the CT-Angiography, the bolus tracking technique was used in which contrast medium and saline solution were injected intravenously into the patients' vascular systems. The retrospective observation and evaluation of the tomograms was performed by using the MPR and MIP view in axial, dorsal and sagittal cross section planes. The arteries of the right and left extremities were described and compared; detected vessel variations were categorized. Depending on their location, the arteries were divided into three groups, namely trunk, periphery and paw. The CTA display of every artery was rated in its enhancement (0 = not enhanced, 1 = poor, 2 = good, 3 = very good) and its traceability (0 = not traceable, 1 = partially, 2 = completely). With the resulting scores a total evaluation for every single artery and artery group was determined. Besides the qualitative evaluation we also measured the radiodensity (HU), the diameter (cm) and the area (cm²) of all trunk arteries and of the A. digitalis palmaris communis III at specific reference points. The qualitative evaluation scores and the metric vessel measurements were statistically tested in correlation with demographic patient data, injection parameters, anesthesia protocols, trunk arteries' sizes and bone measurements. For the bone measurements, the area of the humerus' and radius' diaphysis of the right extremity were recorded at the position of the Foramen nutricium.

Most of the arteries that were depicted in anatomical literature could be described by their computertomographic morphology and topography and could be illustrated in MPR, MIP and VRT view. Very small branches in the periphery and in the distal extremities as well as superficial arteries of the dorsal forearm and paw could not be displayed in the CTA. There were nine arteries in which we found two to four different variants in their origin that could also differ between the right and left foreleg of the same dog. The trunk arteries were always visible and were traceable

in 98,5 % of the cases. The peripheral arteries, except for the A. nutricia humeri, could be seen in at least 78 % of all cases. The palmar vessel system of the paws showed a decreased enhancement and traceability in distal and dorsal direction. There was a very high correlation between the bone measurements of humerus and radius and the body weight of the patients. Furthermore, there was a notable to significant correlation between the measured data of the trunk arteries' cross-sectional areas and diameter and the body weight and bones' cross-sectional areas. This means that the bones' and trunk arteries' sizes grow with increasing body weight. The enhancement and traceable scoring of the arteries was not dependent on patient demographics or anesthesia protocols. The traceability of peripheral and paw arteries correlated notably with the body weight and the bone measurements. Looking at the diameter measurements of the trunk arteries, one could see that especially the measurements of A. brachialis and A. mediana correlate noticeably with the traceability of the paw arteries. With growing body weight the injection volume and flow rate increased which improved the enhancement and traceability of the peripheral and paw arteries. From these results, one can derive that the peripheral and paw arteries of bigger dogs with bigger arteries have a superior traceability than the same arteries of smaller dogs.

The CT-Angiography is a suitable method to present the arteries of the canine forelegs in their morphology and topography. Our study provides extensive and detailed CT picture material in MPR, MIP and VRT view and provides support for assessing CTA examinations of the shoulder extremities. The knowledge of possible vessel variants and their percentage frequencies is essential, for example, for the orientation and planning before a vessel transplantation, because it was demonstrated that the vessel anatomy can vary, depending on the individual patient. Furthermore, the qualitative evaluation of the arteries provides important information to which extent a certain vessel can be seen through the CTA technique. To our knowledge our study is the first one to focus on the computed tomographic angiographic presentation of the arteries of the canine forelegs. It can be used as a pictorial atlas or reference work for correspondent examination methods and can be seen as ground work for further CTA studies of the shoulder extremities.

VIII. LITERATURVERZEICHNIS

Asendorf B und Wildermuth S (2011). Bilddatenmanagement RIS/PACS. Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie. Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H. Heidelberg, Springer-Verlag GmbH. 1.

Avedillo L, Martín-Alguacil N und Salazar I (2015). "Anatomical Variations of the Blood Vascular System in Veterinary Medicine: The Internal Iliac Artery of the Dog: Part One." *Anatomia, Histologia, Embryologia* 44(4): 299-307.

Bae KT (2010). "Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches." *Radiology* 256(1): 32-61.

Bae KT, Heiken JP und Brink JA (1998a). "Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model." *Radiology* 207(3): 657-662.

Bae KT, Heiken JP und Brink JA (1998b). "Aortic and hepatic peak enhancement at CT: effect of contrast medium injection rate--pharmacokinetic analysis and experimental porcine model." *Radiology* 206(2): 455-464.

Bae KT, Seeck BA, Hildebolt CF, Tao C, Zhu F, Kanematsu M und Woodard PK (2008). "Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity." *American Journal of Roentgenology* 190(3): 777-784.

Bae KT, Tran HQ und Heiken JP (2000). "Multiphasic injection method for uniform prolonged vascular enhancement at CT angiography: pharmacokinetic analysis and experimental porcine model." *Radiology* 216(3): 872-880.

Baxa J, Vendiš T, Moláček J, Štěpánková L, Flohr T, Schmidt B, Korporaal JG und Ferda J (2014). "Low contrast volume run-off CT angiography with optimized scan time based on double-level test bolus technique--feasibility study." *European journal of radiology* 83(3): e147-e155.

Beal MW, McGuire LD und Langohr IM (2014). "Axillary artery tumor embolism secondary to mitral valve myxosarcoma in a dog." *Journal of Veterinary Emergency and Critical Care* 24(6): 751-758.

Behrendt FF, Pietsch H, Jost G, Keil S, Mottaghy FM, Günther RW und Mahnken AH (2011). "Low-osmolar monomeric versus iso-osmolar dimeric contrast media: An intra-individual comparison in CT angiography using an animal model." *Journal of medical imaging and radiation oncology* 55(2): 170-175.

Behrendt FF, Pietsch H, Jost G, Sieber MA, Keil S, Plumhans C, Seidensticker P, Günther RW und Mahnken AH (2010). "Intra-individual comparison of different contrast media concentrations (300 mg, 370 mg and 400 mg iodine) in MDCT." *European radiology* 20(7): 1644-1650.

Bertolini G (2009). Multidetector row computed tomography for abdominal vascular anatomy assessment in dog, *Universita Degli Studi Di Padova*.

Bertolini G und Prokop M (2011). "Multidetector-row computed tomography: technical basics and preliminary clinical applications in small animals." *The Veterinary Journal* 189(1): 15-26.

Bertolini G, Rolla EC, Zotti A und Caldin M (2006). "Three-dimensional multislice helical computed tomography techniques for canine extra-hepatic portosystemic shunt assessment." *Veterinary Radiology & Ultrasound* 47(5): 439-443.

Bezuidenhout A (2013). *The Heart and Arteries. Miller's Anatomy of the Dog.* Miller ME, Evans HE and de Lahunta A, Saunders W.B.: 872.

Bidgood Jr W und Horii SC (1992). "Introduction to the ACR-NEMA DICOM standard." *Radiographics* 12(2): 345-355.

Bosch B, Alef M, Ludewig E, Hause A, Oechtering G und Kiefer I (2013). "Multiphasen-Kontrastcomputertomographie: Korrelation der Anreicherungskurven in Aorta abdominalis und Vena portae mit einfach klinisch messbaren Parametern." *Tierärztliche Praxis Ausgabe K: Kleintiere/Heimtiere* 41(01): 23-30.

Bouma JL, Aronson LR, Keith DG und Mark Saunders H (2003). "Use of computed tomography renal angiography for screening feline renal transplant donors." *Veterinary Radiology & Ultrasound* 44(6): 636-641.

Bozlar U, Ogur T, Khaja MS, Al J, Norton PT und Hagspiel KD (2013a). "CT Angiography of the Upper Extremity Arterial System: Part 2— Clinical Applications Beyond Trauma Patients." *American Journal of Roentgenology* 201(4): 753-763.

Bozlar U, Ogur T, Norton PT, Khaja MS, Al J und Hagspiel KD (2013b). "CT Angiography of the Upper Extremity Arterial System: Part 1—Anatomy, Technique, and Use in Trauma Patients." *American Journal of Roentgenology* 201(4): 745-752.

Budras K-D (1987). *Einführung in die Anatomie, Allgemeine Anatomie. Atlas der Anatomie des Hundes.* Hannover, Schlütersche Verlagsanstalt und Druckerei. 2.

Burggren W, Farrell A und Lillywhite H (2010). "Comprehensive physiology." Vertebrate Cardiovascular Systems,(R. Terjung, ed). New Jersey: Hoboken: 215-308.

Burkholder WJ (2000). "Use of body condition scores in clinical assessment of the provision of optimal nutrition." Journal of the American Veterinary Medical Association 217(5): 650-654.

Cáceres AV, Zwingenberger AL, Hardam E, Lucena JM und Schwarz T (2006). "Helical computed tomographic angiography of the normal canine pancreas." Veterinary Radiology & Ultrasound 47(3): 270-278.

Cademartiri F, Nieman K, van der Lugt A, Raaijmakers RH, Mollet N, Pattynama PM, de Feyter PJ und Krestin GP (2004). "Intravenous contrast material administration at 16–detector row helical CT coronary angiography: test bolus versus bolus-tracking technique." Radiology 233(3): 817-823.

Cademartiri F, van der Lugt A, Luccichenti G, Pavone P und Krestin GP (2002). "Parameters affecting bolus geometry in CTA: a review." Journal of Computer Assisted Tomography 26(4): 598-607.

Calhoun PS, Kuszyk BS, Heath DG, Carley JC und Fishman EK (1999). "Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method." Radiographics 19(3): 745-764.

Cassel N, Carstens A und Becker P (2013). "The comparison of bolus tracking and test bolus techniques for computed tomography thoracic angiography in healthy beagles." Journal of the South African Veterinary Association 84(1): 1-9.

Dallman M und McClure R (1970). "Nomenclature of the brachial artery branches in the antebrachium of the domestic cat and dog." Zentralblatt für Veterinärmedizin Reihe A 17(4): 365-377.

Dalrymple NC, Prasad SR, Freckleton MW und Chintapalli KN (2005). "Introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT." Radiographics 25(5): 1409-1428.

Dave RB und Fleischmann D (2016). "Computed tomography angiography of the upper extremities." Radiologic Clinics 54(1): 101-114.

Davidson C, Stacul F, McCullough PA, Tumlin J, Adam A, Lameire N, Becker CR und Panel CCW (2006). "Contrast medium use." The American journal of cardiology 98(6): 42-58.

de Monyé C, Cademartiri F, de Weert TT, Siepman DA, Dippel DW und van Der Lugt A (2005). "Sixteen-detector row CT angiography of carotid arteries: comparison of different volumes of contrast material with and without a bolus chaser." *Radiology* 237(2): 555-562.

de Palma V, Martello A, Bacci G und Ricciardi M (2018). "Common venous renal trunk in two dogs: Multidetector computed tomographic imaging findings." *Journal of Veterinary Medical Science*: 18-0314.

de Paula KM, de Laforcade AM, King RG, Hughs H und Boudrieau RJ (2013). "Arterial thrombosis after vehicular trauma and humeral fracture in a dog." *Journal of the American Veterinary Medical Association* 243(3): 394-398.

de Rycke LM, Kromhout KJ, van Bree HJ, Bosmans T und Gielen IM (2014). "Computed Tomography Atlas of the Normal Cranial Canine Abdominal Vasculature Enhanced by Dual-phase Angiography." *Anatomia, Histologia, Embryologia* 43(6): 413-422.

Dörner K (2006). Salz-, Wasser- und Säuren-Basen-Haushalt. *Klinische Chemie und Hämatologie*, Georg Thieme Verlag.

Drebin RA, Carpenter L und Hanrahan P (1988). Volume rendering. *ACM Siggraph Computer Graphics*, ACM.

Drees R, Frydrychowicz A, Keuler NS, Reeder SB und Johnson R (2011). "Pulmonary angiography with 64-multidetector-row computed tomography in normal dogs." *Veterinary Radiology & Ultrasound* 52(4): 362-367.

Drees R, Johnson RA, Pinkerton M, Del Rio AM, Saunders JH und François CJ (2015). "Evaluating the effects of two different anesthetic protocols on 64-MDCT coronary angiography in dogs." *Veterinary Radiology & Ultrasound* 56(1): 46-54.

Ellenberger W und Baum H (2013). *Handbuch der vergleichenden Anatomie der Haustiere*, Springer-Verlag.

Enzi G, Gasparo M, Biondetti PR, Fiore D, Semisa M und Zurlo F (1986). "Subcutaneous and visceral fat distribution according to sex, age, and overweight, evaluated by computed tomography." *The American journal of clinical nutrition* 44(6): 739-746.

Fleischmann D (2005). *Contrast-Medium Administration. Multidetector-row CT angiography*. Catalano C and Passariello R, Springer-Verlag.

Fleischmann D, Hellinger JC und Napoli A (2005). Multidetector-Row CT Angiography of Peripheral Arteries: Imaging Upper-Extremity and Lower-Extremity Vascular Disease. Multidetector-row CT angiography. Catalano C and Passariello R, Springer: 187-198.

Fleischmann D und Hittmair K (1999). "Mathematical analysis of arterial enhancement and optimization of bolus geometry for CT angiography using the discrete fourier transform." *Journal of Computer Assisted Tomography* 23(3): 474-484.

Fleischmann D und Kamaya A (2009). "Optimal vascular and parenchymal contrast enhancement: the current state of the art." *Radiologic Clinics of North America* 47(1): 13-26.

Fleischmann D, Rubin GD, Bankier AA und Hittmair K (2000). "Improved uniformity of aortic enhancement with customized contrast medium injection protocols at CT angiography." *Radiology* 214(2): 363-371.

Flohr T (2011a). Detektoren, Röntgenstrahler und Gantry. Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie. Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H. Heidelberg, Springer-Verlag GmbH. 1.

Flohr T (2011b). Messprinzip, Bildrekonstruktion, Gerätetypen und Aufnahmetechniken. Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie. Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H. Heidelberg, Springer-Verlag GmbH. 1.

Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM und Schoepf UJ (2005). "Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques." *Radiology* 235(3): 756-773.

Fornaro J (2011). Postprocessing. Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendung der Computertomographie. Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H. Heidelberg, Springer-Verlag GmbH. 1.

Garcia P, Genin G, Bret P, Bonaldi V, Reinhold C und Atri M (1999). "Hepatic CT enhancement: effect of the rate and volume of contrast medium injection in an animal model." *Abdominal Imaging* 24(6): 597-603.

Gardeur D, Lautrou J, Millard JC, Berger N und Metzger J (1980). "Pharmacokinetics of contrast media: experimental results in dog and man with CT implications." *Journal of Computer Assisted Tomography* 4(2): 178-185.

Ghoshal N (1975). Carnivore heart and arteries. Sisson and Grossman's The Anatomy of the Domestic Animals. R. EG. 2: 1594-1651.

Giese G (1995). Über die Arterien des Halses und der Vordergliedmaße beim Hund, insbesondere ihr topographisches Verhalten, Nieders. Staats-u. Univ.-Bibl.

Gille U (2015). Herz-Kreislauf- und Abwehrsystm, Angiologia. Anatomie für die Tiermedizin. Salomon F-V, Geyer H and Gille U. Stuttgart, Enke Verlag. 3.

Gould R, Brasch RC, Sievers R, Baxter A und Aicher K (1992). "Comparison of vascular opacification after bolus injection of iodixanol-320 iohexol-350." Investigative radiology 27(12): 1031-1034.

Gunther-Harrington CT, Phillips KL, Visser LC, Fousse SL und Stern JA (2019). "Non-electrocardiographic-gated computed tomographic angiography can be used to diagnose coronary artery anomalies in Bulldogs with pulmonary valve stenosis." Veterinary Radiology & Ultrasound 60(1): 38-46.

Guthrie S und Pidduck H (1990). "Heritability of elbow osteochondrosis within a closed population of dogs." Journal of Small Animal Practice 31(2): 93-96.

Haage P, Schmitz-Rode T, Hübner D, Piroth W und Gunther RW (2000). "Reduction of contrast material dose and artifacts by a saline flush using a double power injector in helical CT of the thorax." American Journal of Roentgenology 174(4): 1049-1053.

Han JK, Kim AY, Lee K-Y, Seo JB, Kim TK, Choi BI, Lhee CS und Han MC (2000). "Factors influencing vascular and hepatic enhancement at CT: experimental study on injection protocol using a canine model." Journal of Computer Assisted Tomography 24(3): 400-406.

Hayes Jr H, Selby L, Wilson G und Hohn R (1979). "Epidemiologic observations of canine elbow disease (emphasis on dysplasia)." Journal American Animal Hospital Association.

Hazlett J (1949). "The superficial ulnar artery." Canadian Medical Association Journal 61(3): 289.

Heath DG, Soyer PA, Kuszyk BS, Bliss DF, Calhoun PS, Bluemke DA, Choti MA und Fishman EK (1995). "Three-dimensional spiral CT during arterial portography: comparison of three rendering techniques." Radiographics 15(4): 1001-1011.

Herrmann K, Waggerhauser T, Bonél H, Glaser C, Sittek H und Reiser M (1998). "Kontrastmitteluntersuchungen des Venensystems." *Der Radiologe* 38(7): 570-577.

Hittmair K, Wunderbaldinger P und Fleischmann D (1999). "Bolusoptimierte CT-Angiographie." *Der Radiologe* 39(2): 93-99.

Ho LM, Nelson RC und DeLong DM (2007). "Determining contrast medium dose and rate on basis of lean body weight: does this strategy improve patient-to-patient uniformity of hepatic enhancement during multi-detector row CT?" *Radiology* 243(2): 431-437.

Hopper K (1996). "With helical CT, is nonionic contrast a better choice than ionic contrast for rapid and large IV bolus injections?" *AJR. American journal of roentgenology* 166(3): 715-715.

Houlton J (1984). "Osteochondrosis of the shoulder and elbow joints in dogs." *Journal of Small Animal Practice* 25(7): 399-413.

Ikiw J, Pascoe PJ, Haskins S und Patz J (1992). "Cardiovascular and respiratory effects of propofol administration in hypovolemic dogs." *American Journal of Veterinary Research* 53(12): 2323-2327.

Jackson SA und Thomas RM (2009). *CT, MRT, Ultraschall*. München, Elsevier GmbH.

Jurjus A, Sfeir R und Bezirdjian R (1986). "Unusual variation of the arterial pattern of the human upper limb." *The Anatomical Record* 215(1): 82-83.

Kanji GK (2006). *100 statistical tests*, Sage Publications Ltd.

Katayama H, Yamaguchi K, Kozuka T, Takashima T, Seez P und Matsuura K (1990). "Adverse reactions to ionic and nonionic contrast media. A report from the Japanese Committee on the Safety of Contrast Media." *Radiology* 175(3): 621-628.

Katz DS und Hon M (2005). *Multidetector-row CT angiography: Evolution, current usage, clinical perspectives and comparison with other imaging modalities*. *Multidetector-Row CT Angiography*. Baert AL and Sartor K, Springer: 1-10.

Kim D, Noh D, Oh T und Lee K (2018). "Body fat assessment by computed tomography and radiography in normal Beagle dogs." *Journal of Veterinary Medical Science*: 18-0216.

Kim IS, Yang HH, Tae HJ, Na IJ, Leem HS und Ahn DC (2010). "Branching patterns of the subclavian arteries in German Shepherd dogs." *Anatomia, Histologia, Embryologia* 39(6): 529-533.

Kim J, Eom K und Yoon H (2017). "Computed tomography angiography reveals stenosis and aneurysmal dilation of an aberrant right subclavian artery causing systemic blood pressure misreading in an old Pekinese dog." *Journal of Veterinary Medical Science*: 17-0031.

Kim T, Murakami T, Takahashi S, Tsuda K, Tomoda K, Narumi Y, Oi H und Nakamura H (1998). "Effects of injection rates of contrast material on arterial phase hepatic CT." *AJR. American journal of roentgenology* 171(2): 429-432.

Kishimoto M, Doi S, Shimizu J, Lee K-J, Iwasaki T, Miyake Y-I und Yamada K (2010). "Influence of osmolarity of contrast medium and saline flush on computed tomography angiography: comparison of monomeric and dimeric iodinated contrast media with different iodine concentrations at an identical iodine delivery rate." *European journal of radiology* 76(1): 135-139.

Kondo H, Kanematsu M, Goshima S, Tomita Y, Miyoshi T, Hatcho A, Moriyama N, Onozuka M, Shiratori Y und Bae KT (2008). "Abdominal multidetector CT in patients with varying body fat percentages: estimation of optimal contrast material dose." *Radiology* 249(3): 872-877.

Kressin M, Schnorr B und Brehm R (2011). *Embryologie der Haustiere*, Georg Thieme Verlag.

KuKanich B und Wiese AJ (2015). *Opioids. Veterinary Anesthesia and Analgesia: The Fifth Edition of Lumb and Jones*. Sons JW: 207-226.

Laubenberger T und Laubenberger J (1999). *Computertomographie. Technik der medizinischen Radiologie: Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz; für Ärzte, Medizinstudenten und MTRA*. Köln, Deutscher Ärzteverlag. 7.

Lee CH, Goo JM, Bae KT, Lee HJ, Kim KG, Chun EJ, Park CM und Im J-G (2007). "CTA contrast enhancement of the aorta and pulmonary artery: the effect of saline chase injected at two different rates in a canine experimental model." *Investigative radiology* 42(7): 486-490.

Lipson SA (2006). "3D Workstations: basic principles and pitfalls." *MDCT and 3D Workstations: A Practical How-To Guide and Teaching File*: 41-63.

Magnusson M, Lenz R und Danielsson P-E (1991). "Evaluation of methods for shaded surface display of CT volumes." *Computerized medical imaging and graphics* 15(4): 247-256.

Mahnken AH, Jost G, Seidensticker P, Kuhl C und Pietsch H (2012). "Contrast timing in computed tomography: effect of different contrast media concentrations on bolus geometry." *European journal of radiology* 81(4): e629-e632.

Malm S, Strandberg E, Danell B, Audell L, Swenson L und Hedhammar Å (2007). "Impact of sedation method on the diagnosis of hip and elbow dysplasia in Swedish dogs." *Preventive veterinary medicine* 78(3-4): 196-209.

Marschner C, Kristensen A, Rozanski E, McEvoy F, Kühnel L, Taeymans O, de Laforcade A, Sato A und Wiinberg B (2017). "Diagnosis of canine pulmonary thromboembolism by computed tomography and mathematical modelling using haemostatic and inflammatory variables." *The Veterinary Journal* 229: 6-12.

Mason T, Lavelle R, Skipper S und Wrigley W (1980). "Osteochondrosis of the elbow joint in young dogs." *Journal of Small Animal Practice* 21(12): 641-656.

Masuda T, Nakaura T, Funama Y, Sato T, Okimoto T, Noda N, Matsumoto Y, Yamashita Y, Imada N und Awai K (2019). "Does the Tube Voltage Affect the Characterization of Coronary Plaques on 100-and 120-kVp Computed Tomography Scans." *Journal of Computer Assisted Tomography*.

McCormack LJ (1953). "Brachial and antebrachial arterial patterns." *Surg Gynecol Obstet* 96: 43-54.

Mostafa A, Nolte I und Wefstaedt P (2018). "The prevalence of medial coronoid process disease is high in lame large breed dogs and quantitative radiographic assessments contribute to the diagnosis." *Veterinary Radiology & Ultrasound* 59(5): 516-528.

Mustra M, Delac K und Grgic M (2008). Overview of the DICOM standard. 2008 50th International Symposium ELMAR, IEEE.

Nakajima Y, Yoshimine T, Yoshida H, Sakashita K, Okamoto M, Kishikawa M, Yagi K, Yokota J und Hayakawa T (1998). "Computerized tomography angiography of ruptured cerebral aneurysms: factors affecting time to maximum contrast concentration." *Journal of neurosurgery* 88(4): 663-669.

National Electrical Manufacturers Association (2019, 05/03/2019, 18.30 Uhr). "DICOM PS3.3 2019c - Information Object Definitions, C.7.3.1.1.2." von http://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/chtml/part03/sect_C.7.3.html#sect_C.7.3.1.1.2.

Natsis K, Papadopoulou A, Paraskevas G, Totlis T und Tsikaras P (2006). "High origin of a superficial ulnar artery arising from the axillary artery: anatomy,

embryology, clinical significance and a review of the literature." *Folia morphologica* 65(4): 400-405.

Ohlerth S und Scharf G (2007). "Computed tomography in small animals–Basic principles and state of the art applications." *The Veterinary Journal* 173(2): 254-271.

Pannu HK, Thompson RE, Phelps J, Magee CA und Fishman EK (2005). "Optimal Contrast Agents for Vascular Imaging on Computed Tomography: Iodixanol Versus Iohexol." *Academic radiology* 12(5): 576-584.

Peacock JL und Peacock PJ (2011). *Oxford handbook of medical statistics*, Oxford University Press.

Platt J, Reige K und Ellis J (1999). "Aortic enhancement during abdominal CT angiography: correlation with test injections, flow rates, and patient demographics." *AJR. American journal of roentgenology* 172(1): 53-56.

Pollard RE und Pascoe PJ (2008). "Severe reaction to intravenous administration of an ionic iodinated contrast agent in two anesthetized dogs." *Journal of the American Veterinary Medical Association* 233(2): 274-278.

Pollard RE, Puchalski SM und Pascoe PJ (2008). "Hemodynamic and serum biochemical alterations associated with intravenous administration of three types of contrast media in anesthetized dogs." *American Journal of Veterinary Research* 69(10): 1268-1273.

Pols S, Henneberg M und Norris R (2016). "Cranial Arterial Patterning in Greyhounds: Another Case of Internal Intraspecific Variation." *Anatomia, Histologia, Embryologia* 45(3): 161-172.

Popesko P (2011). *Atlas der topographischen Anatomie der Haustiere*. Stuttgart, Enke Verlag.

Pownder S und Scrivani PV (2008). "Non-selective computed tomography angiography of a vascular ring anomaly in a dog." *Journal of Veterinary Cardiology* 10(2): 125-128.

Prokop M (2000). "Multislice CT angiography." *European journal of radiology* 36(2): 86-96.

Puskas Z und Schuierer G (1996). "Kreislaufzeitbestimmung zur Optimierung der Kontrastmittelapplikation bei der CT-Angiographie." *Der Radiologe* 36(9): 750-757.

Pypendop BH und Verstegen JP (1998). "Hemodynamic effects of medetomidine in the dog: a dose titration study." *Veterinary surgery* 27(6): 612-622.

Rade L und Westergren B (2013). *Springers mathematische Formeln: Taschenbuch für Ingenieure, Naturwissenschaftler, Informatiker, Wirtschaftswissenschaftler.*

Rodríguez-Niedenführ M, Vazquez T, Nearn L, Ferreira B, Parkin I und Sanudo J (2001). "Variations of the arterial pattern in the upper limb revisited: a morphological and statistical study, with a review of the literature." *The Journal of Anatomy* 199(5): 547-566.

Rubin G, Dake M, Napel S, McDonnell C und Jeffrey Jr R (1993a). "Three-dimensional spiral CT angiography of the abdomen: initial clinical experience." *Radiology* 186(1): 147-152.

Rubin GD (2000). "Data explosion: the challenge of multidetector-row CT." *European journal of radiology* 36(2): 74-80.

Rubin GD (2003). "3-D imaging with MDCT." *European journal of radiology* 45: S37-S41.

Rubin GD, Dake MD, Napel S, Jeffrey Jr RB, McDonnell CH, Sommer FG, Wexler L und Williams DM (1994). "Spiral CT of renal artery stenosis: comparison of three-dimensional rendering techniques." *Radiology* 190(1): 181-189.

Rubin GD, Dake MD und Semba CP (1995). "Current status of three-dimensional spiral CT scanning for imaging the vasculature." *Radiologic Clinics of North America* 33(1): 51-70.

Rubin GD, Walker PJ, Dake MD, Napel S, Jeffrey RB, McDonnell CH, Mitchell RS und Miller DC (1993b). "Three-dimensional spiral computed tomographic angiography: an alternative imaging modality for the abdominal aorta and its branches." *Journal of vascular surgery* 18(4): 656-665.

Rudd R, Whitehair J und Margolis J (1990). "Results of management of osteochondritis dissecans of the humeral head in dogs: 44 cases (1982 to 1987)." *Journal of the American Animal Hospital Association* 26(2): 173-178.

Sadick M, Lehmann K, Diehl S, Wild J und Georgi M (1997). *Bolustriggerung und NaCl-Bolus bei der biphasischen Spiral-CT des Abdomens. RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, © Georg Thieme Verlag Stuttgart· New York.*

Scarabelli S, Cripps P, Rioja E und Alderson B (2016). "Adverse reactions following administration of contrast media for diagnostic imaging in anaesthetized dogs and cats: a retrospective study." *Veterinary anaesthesia and analgesia* 43(5): 502-510.

Schad N, Schepke P, Rohde U, Schepke H, Schmid V und Breit A (1981). "Timing of exposure in angiographic computed tomography." *Cardiovascular and interventional radiology* 4(1): 59-65.

Schindera S und Szücs-Farkas Z (2011). CT-Angiographie. Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendung der Computertomographie. Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H. Heidelberg, Springer-Verlag GmbH. 1.

Schummer A und Habermehl K-H (2005). Blutgefäße, Bau und Funktion. Kreislaufsystem, Haut und Hautorgane. Nickel R, Schummer A and Seiferle E. Stuttgart, Parey Verlag. 4.

Stacul F (2001). "Current iodinated contrast media." *European radiology* 11(4): 690-697.

Stolzmann P und Götti R (2011). Protokollparameter und Bildqualität. Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie. Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H. Heidelberg, Springer-Verlag GmbH. 1.

Temwichitr J, Leegwater PA und Hazewinkel HA (2010). "Fragmented coronoid process in the dog: a heritable disease." *The Veterinary Journal* 185(2): 123-129.

Tipirdamaz S, Yalçın H und Dursun N (2001). "Anatomy: Macroanatomic investigations of the blood supply of thoracic limb of Kangal dogs." *Veterinary Quarterly* 23(1): 34-37.

Tountas CP und Bergman RA (1993). Anatomic variations of the upper extremity, Churchill Livingstone.

Tsai I-C, Lee T, Tsai W-L, Chen M-C, Wu M-J, Lee W-L und Ting H-J (2008). "Contrast enhancement in cardiac MDCT: comparison of iodixanol 320 versus iohexol 350." *American Journal of Roentgenology* 190(1): W47-W53.

van Hoe L, Marchal G, Baert AL, Gryspeerdt S und Mertens L (1995). "Determination of scan delay time in spiral CT-angiography: utility of a test bolus injection." *J Comput Assist Tomogr* 19(2): 216-220.

von Eckartsberg C (2018). CT-Angiographische Darstellung der Arterien in der caninen Beckengliedmaße. Tiermedizinische Fakultät, Ludwig-Maximilians-Universität München.

Waibl H, Wilkens H und Münster W (2005). Arterien, Arteriae. Kreislaufsystem, Haut und Hautorgane. Nickel R, Schummer A and Seiferle E. Stuttgart, Parey Verlag. 4.

Wismer E (2011). Patientenvorbereitung. Wie funktioniert CT? Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendung der Computertomographie. Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H. Heidelberg, Springer-Verlag GmbH. 1.

Yamashita Y, Komohara Y, Takahashi M, Uchida M, Hayabuchi N, Shimizu T und Narabayashi I (2000). "Abdominal helical CT: evaluation of optimal doses of intravenous contrast material—a prospective randomized study." *Radiology* 216(3): 718-723.

Yanaga Y, Awai K, Nakaura T, Oda S, Funama Y, Bae KT und Yamashita Y (2009). "Effect of contrast injection protocols with dose adjusted to the estimated lean patient body weight on aortic enhancement at CT angiography." *American Journal of Roentgenology* 192(4): 1071-1078.

Zwingenberger AL und Schwarz T (2004). "Dual-phase CT Angiography of the Normal Canine Portal and Hepatic Vasculature." *Veterinary Radiology & Ultrasound* 45(2): 117-124.

Zwingenberger AL, Schwarz T und Saunders HM (2005). "Helical computed tomographic angiography of canine portosystemic shunts." *Veterinary Radiology & Ultrasound* 46(1): 27-32.

IX. ANHANG

1. **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1: Darstellung der Arterienverläufe von der A. axillaris ausgehend (aus Bezuidenhout 2013).	7
Abbildung 2: Arterien des Unterarms ab der A. brachialis (aus Bezuidenhout 2013).	10
Abbildung 3: Gefäßaufteilung der Arterien in den Pfoten (aus Waibl et al. 2005).	16
Abbildung 4: Oberflächliche (A) und tiefe (B) Arterien der Vorderpfote in palmarer Ansicht (aus Bezuidenhout 2013).	17
Abbildung 5: Oberflächliche (A) und tiefe (B) Arterien der Vorderpfote in dorsaler Ansicht (aus Bezuidenhout 2013).	18
Abbildung 6: Einfache Darstellung eines CT-Geräts (aus Bertolini und Prokop 2011).	19
Abbildung 7: Links: Einzeilen-Spiral-CT; rechts: Mehrzeilen-Spiral-CT. Die A- Bilder zeigen jeweils den Strahlengang durch den Patienten und bis zu den Detektoren an, rechts fächerförmig auf einen vierzeiligen Detektor. Die B-Bilder zeigen eine helixförmige Röntgenstrahlbewegung bei kontinuierlich drehender Röntgenröhre und gleichzeitigem Tischvorschub (aus Jackson und Thomas 2009).	21
Abbildung 8: HE-Skala mit den verschiedenen Dichtebereichen der Organe. Als Nullpunkt dient die Dichte des Wassers. Luft hat immer einen HE-Wert von -1000 (aus Flohr 2011).	24
Abbildung 9: Bild A: transversale (1), dorsale (2) und sagittale (3) Schnittebene schematisch am Patienten dargestellt. Bild B zeigt ein transversales (1), obliques (2), sagittales (3) und dorsales (4) CT-Schnittbild in der MPR-Darstellung (aus Bertolini und Prokop 2011).	28
Abbildung 10: A) Optimale Bolusgeometrie: Nach Injektion steigt die arterielle KM-Anreicherung direkt an (a), bis der HE-Maximalwert kurz vor Scanstart	

erreicht ist (b) und wird während der Scanphase im stabilen Dichteplateau gehalten (c). Danach sinkt die HE-Dichte schnell wieder ab. B) Tatsächliche Bolusgeometrie: Nach Injektion steigt die arterielle KM-Dichte kontinuierlich an (a), bis sie ihren Maximalwert erreicht hat (b) und sie langsam, aber stetig wieder abnimmt (c). Der optimale Scanzeitpunkt ist hier kurz vor und kurz nach Erreichen des HE-Maximalwertes. PME = peak of maximum enhancement (maximaler Dichtewert), tPME = time to PME (Dauer bis zum Erreichen des Maximalwertes) (aus Cademartiri et al. 2002). 32

Abbildung 11: Osmolalität (mosmol/kg H₂O) der einzelnen jodhaltigen Kontrastmittel im Vergleich zu der Osmolalität des Bluts (aus Davidson et al. 2006). 34

Abbildung 12: Graphische Darstellung der Beziehung von Volumenanstieg und Bolusgeometrie anhand der Zeit-Dichte-Kurve. Mit zunehmendem KM-Volumen ($a < b < c$), bewegt sich die Kurve nach oben und rechts. Es nimmt also der Dichtehöchstwert und die Zeit, bis zum Erreichen des Höchstwertes, zu. PME = peak of maximum enhancement (maximaler Dichtewert), tPME = time to PME (Dauer bis zum Erreichen des Maximalwertes) (aus Cademartiri et al. 2002). 42

Abbildung 13: Graphische Darstellung der Beziehung von Injektionsratenanstieg und Bolusgeometrie anhand der Zeit-Dichte-Kurve. Mit zunehmender Injektionsrate ($a < b < c$) bewegt sich die Kurve nach oben und links. Es nimmt also der Dichtehöchstwert zu und die Zeit bis zum Erreichen des Höchstwertes verkürzt sich. PME = peak of maximum enhancement (maximaler Dichtewert), tPME = time to PME (Dauer bis zum Erreichen des Maximalwertes) (aus Cademartiri et al. 2002). 43

Abbildung 14: Graphische Darstellung des Einflusses eines NaCl-Bolus auf die KM-Bolusgeometrie anhand der Zeit-Dichte-Kurve. Die Zeit-Dichte-Kurve mit NaCl-Bolus (b) hat einen gleichen bis leicht höheren HE-Maximalwert, der sich im Plateau auch länger hält als bei der Kurve ohne NaCl-Bolus (a). PME = peak of maximum enhancement (maximaler Dichtewert), tPME = time to PME (Dauer bis zum Erreichen des Maximalwertes) (aus Cademartiri et al. 2002). 46

Abbildung 15: Lagerung eines Patienten in Brustbauchlage mit nach vorne gestreckten Vordergliedmaßen. Gestützt durch Liegeschale, Schaumstoffkissen

- und Haltegurte. Ein peripherer Venenkatheter liegt in der V. saphena lateralis der linken Hintergliedmaße und ist über einen Schlauch mit der Kontrastmittelpumpe verbunden..... 54
- Abbildung 16: Positionierung des Patienten auf dem CT-Patiententisch mit Hilfe des Lichtvisiers (rote Linie), das auf der Medianebene des Hundes ausgerichtet wurde..... 55
- Abbildung 17: Beispiel eines Topogramms in Seitenansicht für eine CT-Untersuchung der Vordergliedmaße. Die gelben Linien zeigen die kraniale und kaudale Begrenzung des Scanbereichs auf. 56
- Abbildung 18: Der Touchscreen-Monitor, worüber die KM-Pumpe vom Kontrollraum aus programmiert und gesteuert werden konnte. Die blauen Kästchen mit der Kennzeichnung B gaben dabei die Injektionsrate (ml/s) und die Menge (ml) von NaCl vor und nach der Injektion von Kontrastmittel (in den grünen Kästchen, A) an..... 57
- Abbildung 19: Fünf identisch transversal geschnittene CT-Bilder (A–E) eines Patienten mit unterschiedlicher Fensterlage und Fensterbreite aus dem zuvor beschriebenen Auswahlverfahren. 60
- Abbildung 20: Bildliche Veranschaulichung des Scoring-Systems nach Kontrasterkennbarkeit einer Arterie anhand der A. thoracica externa (markiert mit gelbem Pfeil). Die A. axillaris, aus der dieses Gefäß entspringt, ist bei diesen Beispielen immer sehr gut erkennbar..... 63
- Abbildung 21, MIP sagittal: Bildliche Veranschaulichung des Scoring-Systems nach Verfolgbarkeit einer Arterie anhand der A. profunda brachii (gelber Pfeil). Bei beiden Bildern entspringt sie aus der kranialen Oberfläche der A. brachialis. Links ist die Arterie bis in die Trizepsmuskulatur zu verfolgen, rechts wird sie immer schmaler, bis sie nicht mehr weiter verfolgbar ist. H = Humerus..... 63
- Abbildung 22: Senkrechte Achseneinstellung der transversalen Achsenlinie (gelb) auf die Längsachse der A. subclavia dextra im sagittalen (links, oben) und dorsalen (rechts) Schnittbild. Im transversalen Schnittbild (links, unten) erkennt man die kreisrunde, senkrecht geschnittene A. subclavia mit der sagittalen und dorsalen Achsenlinie..... 67

- Abbildung 23: Manuelle Ausrichtung von Längenmessung und Ellipse und automatische Durchmesser- (mm), Flächen- (Area) und Dichteberechnung (Mean) des Programms am Beispiel der transversal geschnittenen A. subclavia dextra... 67
- Abbildung 24: Aufsuchen des For. nutriciums (gelber Pfeil) in der sagittalen Schnittbildebene im Knochenfenster..... 68
- Abbildung 25: Senkrechte Ausrichtung der transversalen Achsenlinie (gelbe Linie) zur Humerusdiaphyse in der sagittalen (links, oben) und dorsalen (rechts) Schnittbildebene. Links unten ist die axiale Schnittbildebene zu sehen mit der quergeschnittenen Humerusdiaphyse. 69
- Abbildung 26: Manuelles Umfahren des senkrechten Querschnitts der Humerusdiaphyse und automatische Flächenberechnung durch das CT-Programm. Der gelbe Pfeil markiert die Stelle des For. nutriciums. 69
- Abbildung 27: Graphische Darstellung des Körpergewichts der Patienten. Für eine bessere Übersicht wurde das Körpergewicht der Patienten in fünf Gewichtsgruppen eingeteilt (x-Achse). An der y-Achse ist die Patientenanzahl (n) in der jeweiligen Gewichtsgruppe abzulesen. 76
- Abbildung 28, VRT, laterale Ansicht, Brusteingang: Übersichtsdarstellung der Hauptversorgungsäste der Vordergliedmaßen mit deren Abzweigungen. 1) A. subclavia sinistra, 2) A. axillaris, 3) A. thoracica lateralis, 4) A. subscapularis, 5) A. thoracodorsalis, 6) A. circumflexa humeri caudalis, 7) A. collateralis radialis, 8) A. brachialis, 9) A. profunda brachii..... 80
- Abbildung 29, MPR, sagittal: 1) Arcus aortae, 2) A. subclavia sinistra, 3) Truncus brachiocephalicus, 4) Aorta ascendens, 5) Aorta descendens. C = Costa, St = Sternum..... 81
- Abbildung 30, MIP, dorsal: 1) Truncus brachiocephalicus, 2) A. subclavia sinistra, 3) A. subclavia dextra, 4) Truncus costocervicalis dexter/sinister, 5) A. axillaris dextra/sinistra, 6) A. thoracica externa dextra/sinistra, 7) A. cervicalis superficialis dextra/sinistra, 8) Aa. carotides communes. C = Costa..... 81
- Abbildung 31, MPR, transversal: 1) A. subclavia sinistra, 2) A. subclavia dextra, 3) A. carotis communis sinistra, 4) A. carotis communis dextra. 82

Abbildung 32, VRT, ventrale Ansicht, Thorax: 1) Arcus aortae, 2) Truncus brachiocephalicus, 3) A. subclavia dextra/sinistra, 4) Aa. carotides communes, 5) A. axillaris dextra/sinistra, 6) A. cervicalis superficialis dextra/sinistra, 7) A. brachialis dextra/sinistra, 8) A. subscapularis dextra/sinistra, 9) A. thoracodorsalis, 10) A. circumflexa humeri caudalis, 11) A. collateralis radialis, 12) A. thoracica lateralis, 13) A. profunda brachii, 14) A. thoracica interna. C = Costa, H = Humerus, Sc = Scapula, V = Vertebra. 82

Abbildung 33, MPR, transversal: 1) A. cervicalis superficialis sinistra, 2) A. cervicalis superficialis dextra, 3) A. axillaris sinistra, 4) A. axillaris dextra, 5) Aa. carotides communes. 83

Abbildung 34, MPR: Dorsale Ansicht der Normvarianten I und II des R. deltoideus im Vergleich nebeneinandergestellt. C = Costa, H = Humerus. 84

Abbildung 35: Sagittale Ansicht der drei möglichen Normvarianten des R. deltoideus im Vergleich nebeneinandergestellt. St = Sternum, V = Vertebra. 85

Abbildung 36: Normvarianten I und III beim selben Patienten, dargestellt im dorsalen (links) und transversalen (rechts) Schnittbild. In der rechten Vordergliedmaße entspringt der R. deltoideus zusammen mit der A. thoracica externa aus der A. axillaris (Normvariante III). In der linken Gliedmaße entspringt der R. deltoideus einzeln aus der A. cervicalis superficialis (Normvariante I).... 86

Abbildung 37: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten des R. deltoideus bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen. 87

Abbildung 38, MIP, dorsal: 1) A. cervicalis superficialis dextra, 2) R. ascendens, 3) A. axillaris dextra, 4) Aa. carotides communes. V = Vertebra. 88

Abbildung 39, MPR, sagittal: 1) A. suprascapularis mit Endaufteilung in lateralen und medialen Ast, 2) nach kranio-medial verlaufender Ast des R. praescapularis (3) mit Endaufzweigung, 4) A. cervicalis superficialis. C = Costa, Sc = Scapula, St = Sternum. 89

Abbildung 40, VRT, kranio-mediale Ansicht, Schultergelenk: 1) A. cervicalis superficialis, 2) A. suprascapularis, 3) R. acromialis, 4) medialer Ast der A. suprascapularis, 5) lateraler Ast der A. suprascapularis, 6) R. praescapularis, 7) A. axillaris, 8) A. subscapularis, 9) A. circumflexa humeri caudalis, 10)

A. thoracodorsalis, 11) A. collateralis radialis, 12) A. brachialis, 13) A. profunda brachii, 14) R. deltoideus, 15) A. thoracica externa. 89

Abbildung 41, MPR, sagittal, Einzelfall: Bei einem Patienten entsprang auf einer Seite die A. suprascapularis (3) als erstes Gefäß aus der A. cervicalis superficialis (2), verlief ansonsten wie in der Literatur beschrieben. 1) A. subclavia, 4) R. deltoideus, 5) R. ascendens, 6) R. praescapularis. C = Costa, Sc = Scapula, St = Sternum. 90

Abbildung 42, MPR, sagittal: 1) A. cervicalis superficialis, 2) A. axillaris, 3) A. subclavia sinistra, 4) Arcus aortae. 91

Abbildung 43, MIP, sagittal: 1) A. subclavia, 2) A. vertebralis, 3) A. axillaris, 4) A. thoracica lateralis, 5) A. subscapularis. H = Humerus, V = Vertebra. 91

Abbildung 44, MIP, dorsal: 1) A. subclavia, 2) Aa. carotides communes, 3) A. cervicalis superficialis, 4) A. axillaris, 5) A. subscapularis, 6) A. thoracodorsalis, 7) A. circumflexa humeri caudalis, 8) R. praescapularis, 9) A. suprascapularis. C = Costa, H = Humerus, V = Vertebra. 91

Abbildung 45, MIP: Sagittale Ansicht der zwei möglichen Normvarianten der A. thoracica externa im Vergleich nebeneinandergestellt. C = Costa, TS = Trachealspangen, H = Humerus, St = Sternum, V = Vertebra. 92

Abbildung 46, MIP: Sagittale Ansicht der drei möglichen Normvarianten der A. thoracica lateralis im Vergleich nebeneinandergestellt. C = Costa, H = Humerus, Sc = Scapula. 94

Abbildung 47, MPR, sagittal: 1) A. circumflexa humeri caudalis, 2) A. subscapularis, 3) A. axillaris. H = Humerus, Sc = Scapula. 96

Abbildung 48, VRT, laterale Ansicht, Schultergelenk: 1) A. thoracodorsalis, 2) A. circumflexa humeri caudalis, 3) A. collateralis radialis, 4) A. subscapularis. . 96

Abbildung 49, MIP, dorsal: Die beiden Schnittbilder stammen vom selben Patienten und stellen den unterschiedlichen Verlauf der A. subscapularis (1) in rechter und linker Vorderextremität dar. In der linken Gliedmaße verläuft die A. subscapularis, wie bei allen anderen untersuchten Gliedmaßen, indem sie zunächst die A. circumflexa humeri caudalis (2) in der medialen Schultergelenksbeuge abgibt und dann von der medialen auf die laterale Seite der

Skapula (Sc) wechselt. Im Gegensatz dazu zieht die A. subscapularis in der rechten Extremität schon auf Höhe des Schultergelenks nach lateral, gibt dann erst die A. circumflexa humeri caudalis ab und verläuft ausschließlich auf der lateralen Seite der Skapula, was einen Sonderfall darstellt. H = Humerus. 97

Abbildung 50, MPR sagittal: Die vier möglichen Normvarianten der A. thoracodorsalis (1) nebeneinandergestellt. 2) A. subscapularis, 3) A. circumflexa humeri caudalis, 4) A. axillaris. C = Costa, H = Humerus, Sc = Scapula, St = Sternum..... 98

Abbildung 51: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten der A. thoracodorsalis bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen. Die nicht vorhandene Säule bei 0 zeigt, dass die A. thoracodorsalis in jeder Extremität zu erkennen war. 99

Abbildung 52, MPR, transversal: 1) A. circumflexa humeri caudalis, 2) A. brachialis dextra. 100

Abbildung 53, MPR, dorsal: 1) A. circumflexa humeri caudalis, 2) A. subscapularis dextra..... 100

Abbildung 54, MIP sagittal (links) und VRT (rechts): Sonderfall der A. circumflexa humeri caudalis (5), bei dem sie gemeinsam mit der A. subscapularis (3) aus der A. axillaris (1) entspringt. 2) A. thoracica lateralis, 4) A. thoracodorsalis, 6) A. collateralis radialis, 7) A. brachialis, 8) A. profunda brachii. H = Humerus, Sc = Scapula, St = Sternum..... 101

Abbildung 55, MPR, sagittal: 1) A. collateralis radialis, 2) A. circumflexa humeri caudalis, 3) A. subscapularis. C = Costa, H = Humerus. 102

Abbildung 56, MPR, dorsal: 1) A. nutricia humeri, 2) A. collateralis radialis, 3) A. circumflexa humeri caudalis, 4) A. brachialis dextra. C = Costa, H = Humerus. 102

Abbildung 57, MPR, sagittal: 1) A. circumflexa scapulae mit Aufzweigung, 2) A. subscapularis, 3) A. circumflexa humeri caudalis, 4) A. brachialis. C = Costa, H = Humerus, Sc = Scapula. 103

Abbildung 58, sagittal: Die drei möglichen Normvarianten der A. circumflexa humeri cranialis unterinandergestellt. H = Humerus, Sc = Scapula..... 104

- Abbildung 59: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten der *A. circumflexa humeri cranialis* bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen. 105
- Abbildung 60, MPR, sagittal: 1) *A. circumflexa humeri cranialis* mit Aufzweigung, 2) *A. circumflexa humeri caudalis*, 3) *A. subscapularis*, 4) *A. brachialis*. H = Humerus. 106
- Abbildung 61, VRT, Humerus, laterale Ansicht: 1) *A. axillaris*, 2) *A. subscapularis*, 3) *A. circumflexa humeri caudalis*, 4) *A. brachialis*, 5) *A. thoracica lateralis*, 6) *A. collateralis radialis*, 7) *A. profunda brachii*, 8) *A. collateralis ulnaris*. 106
- Abbildung 62, MIP, dorsal: 1) *A. axillaris dextra/sinistra*, 2) *A. thoracodorsalis dextra/sinistra*, 3) *A. subscapularis dextra/sinistra*, 4) *A. cervicalis superficialis dextra/sinistra*, 5) *Aa. carotides communes*, 6) *R. deltoideus dextra/sinistra*, 7) *A. brachialis dextra/sinistra*, 8) *A. circumflexa humeri caudalis dextra/sinistra*, 9) *A. profunda brachii dextra/sinistra*, 10) *A. collateralis radialis*. H = Humerus, R = Radius, Sc = Scapula, U = Ulna, V = Vertebra. 107
- Abbildung 63, MPR, dorsal: 1) *A. collateralis radialis dextra/sinistra*, 2) *A. circumflexa humeri cranialis dextra/sinistra*, 3) *A. brachialis sinistra/dextra*, 4) kranialer Ursprung der *A. profunda brachii dextra* (Normvariante I), 5) kaudaler Ursprung der *A. profunda brachii sinistra* (Normvariante II). H = Humerus. 108
- Abbildung 64, VRT: Kraniolaterale (links) und kaudolaterale (rechts) Ansicht der *A. brachialis* (3). Im linken Bild entspringt die *A. profunda brachii* (4) aus der kranialen Oberfläche (Normvariante I) und rechts aus der kaudalen Oberfläche der *A. brachialis* (Normvariante II). 1) *A. axillaris*, 2) *A. subscapularis*. 108
- Abbildung 65, MIP, sagittal: 1) *A. subscapularis*, 2) *A. thoracodorsalis*, 3) *A. axillaris*, 4) *A. circumflexa humeri caudalis*, 5) *A. circumflexa humeri cranialis*, 6) *A. profunda brachii* (doppelt, Normvariante III), 7) *A. brachialis*, 8) *V. brachialis*. C = Costa, H = Humerus, Sc = Scapula. 109
- Abbildung 66: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten der *A. profunda brachii* bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen. 110
- Abbildung 67, MIP, sagittal, proximal des Ellbogengelenks: Die drei möglichen Normvarianten der *A. bicipitalis* untereinandergestellt. H = Humerus, R = Radius, U = Ulna. 111

- Abbildung 68: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten der *A. bicipitalis* bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen..... 112
- Abbildung 69, MIP, dorsal: 1) *A. collateralis ulnaris*, 2) *A. brachialis dextra/sinistra*, 3) *A. bicipitalis* (gemeinsamer Ursprung mit *A. brachialis superficialis* (4)), 5) *A. transversa cubiti*, 6) *A. profunda antebrachii*, 7) *A. interossea communis*, 8) *A. mediana dextra/sinistra*. H = Humerus, R = Radius..... 113
- Abbildung 70, MIP, sagittal, proximal des Ellbogengelenks: Die vier möglichen Normvarianten der *A. collateralis ulnaris* nebeneinandergestellt. 1) *A. brachialis*, 2) *A. collateralis ulnaris*, 3) *A. brachialis superficialis*, 4) *A. bicipitalis*. H = Humerus, R = Radius, U = Ulna. 114
- Abbildung 71: Relative Häufigkeiten (%) der einzelnen Normvarianten der *A. collateralis ulnaris* bezogen auf 68 untersuchte Gliedmaßen. 115
- Abbildung 72, MPR: transversales (oben) und dorsales (unten) Schnittbild desselben Patienten, 1) *A. transversa cubiti dextra/sinistra*, 2) *A. brachialis dextra/sinistra*, 3) *A. brachialis superficialis*, 4) *A. collateralis ulnaris dextra/sinistra*. H = Humerus, U = Ulna. 116
- Abbildung 73, VRT, Ellbogen, dorsale Ansicht: 1) *A. brachialis dextra/sinistra*, 2) *A. transversa cubiti dextra/sinistra*, 3) *A. interossea communis dextra/sinistra*, 4) *A. mediana dextra/sinistra*, 5) *A. profunda antebrachii dextra/sinistra*..... 117
- Abbildung 74, MIP, sagittal, proximaler Unterarm: 1) *A. brachialis*, 2) *A. recurrens ulnaris*, 3) *A. profunda antebrachii*, 4) *A. mediana*. H = Humerus, U = Ulna. 117
- Abbildung 75, VRT, proximaler Unterarm, laterale Ansicht: 1) *A. collateralis ulnaris*, 2) *A. brachialis*, 3) *A. interossea communis*, 4) *A. ulnaris*, 5) *A. interossea cranialis*, 6) *A. interossea caudalis*, 7) *A. profunda antebrachii*, 8) *A. mediana*. 118
- Abbildung 76, MPR, transversal: 1) *A. brachialis*, 2) *A. interossea communis*, 3) *A. ulnaris*. R = Radius, U = Ulna. 118
- Abbildung 77, MIP, dorsal: 1) *A. brachialis dextra/sinistra*, 2) *A. interossea communis dextra/sinistra*, 3) *A. mediana dextra/sinistra*, 4) *A. profunda antebrachii*. H = Humerus, R = Radius. 118

- Abbildung 78, MIP, sagittal: 1) A. brachialis, 2) A. recurrens ulnaris, 3) A. interossea communis, 4) A. ulnaris, 4a) proximaler Ast, 4b) Anastomose mit A. collateralis ulnaris, 5) A. mediana, 6) A. profunda antebrachii. H = Humerus, R = Radius, U = Ulna. 119
- Abbildung 79, MPR, sagittal: 1) A. mediana, 2) A. interossea communis, 3) A. interossea caudalis, 4) A. interossea cranialis. H = Humerus, R = Radius, U = Ulna. 120
- Abbildung 80, MPR, dorsal: 1) A. brachialis, 2) A. mediana, 3) A. interossea communis, 4) A. interossea caudalis. H = Humerus, R = Radius. 120
- Abbildung 81, MPR, transversal, distaler Unterarm: R. palmaris (1) und A. ulnaris (2) kurz vor ihrem Zusammenschluss. 3) A. profunda antebrachii, 4) A. mediana. R = Radius, U = Ulna. 123
- Abbildung 82, MIP, sagittal: Anastomose der A. profunda antebrachii (2) mit dem R. palmaris (3). 1) A. mediana. C = Carpus, M = Metacarpus, R = Radius. 123
- Abbildung 83, MPR, transversal, Karpus: Aufteilung des R. palmaris in R. profundus (4) und R. superficialis (3). 1) V. cephalica, 2) A. mediana. C = Carpus, A = Os carpi accessorium. 123
- Abbildung 84: MIP- (links) und VRT-Darstellung (rechts) des Karpus und Metakarpus in palmarer Ansicht. 124
- Abbildung 85, MIP + MPR: Sagittale (oben) und transversale (unten) Darstellung der A. radialis (2). Die rote Linie im sagittalen Schnittbild stellt die Höhe des transversalen Schnittbilds unten dar. 1) A. mediana, 3) A. interossea caudalis. C = Carpus, M = Metacarpus, R = Radius. 125
- Abbildung 86, MIP, sagittal: Zusammenschluss der A. metacarpea palmaris III (1) und der A. digitalis palmaris communis III (2) zur A. digitalis palmaris propria III (3). M = Metacarpus, P1 = Phalanx proximalis. 126
- Abbildung 87, MIP, dorsal: 1) Arcus palmaris profundus, 2) Aa. metacarpeae palmares II–IV, 3) A. mediana, 4) Arcus palmaris superficialis. 126
- Abbildung 88, MIP, dorsal: 1) A. mediana, 2) Arcus palmaris superficialis, 3) Aa. digitales palmares communes II–IV, 4) A. digitalis palmaris propria III

abaxialis, 5) A. digitalis palmaris propria III axialis. M = Metacarpus, P1 = Phalanx proximalis, P2 = Phalanx media, P3 = Phalanx distalis.....	127
Abbildung 89: Bewertungen (Mittelwert von rechter und linker Gliedmaße) der Kontrasterkennbarkeiten der einzelnen Stammgefäße (x-Achse) von 0 bis 3 mit prozentualem Anteil (y-Achse).....	129
Abbildung 90: Bewertung der Kontrasterkennbarkeit (Mittelwert von rechter und linker Gliedmaße) der einzelnen peripheren Gefäße (x-Achse) von 0 bis 3 mit prozentualem Anteil (y-Achse).....	131
Abbildung 91: Bewertung der Verfolgbarkeit (Mittelwert von rechter und linker Gliedmaße) der einzelnen peripheren Gefäße (x-Achse) von 0 bis 2 mit prozentualem Anteil (y-Achse). Aufgrund ihrer geringen Gefäßgröße und Darstellbarkeit, wurde die A. nutricia hier nicht bewertet.	132
Abbildung 92: Bewertung Kontrasterkennbarkeit der einzelnen Pfoten-Gefäßgruppen (x-Achse) von 0 bis 3 mit prozentualem Anteil (y-Achse). Die Aa. digitales dorsales communes I–IV, A. digitalis palmaris propria V abaxialis, Aa. metacarpeae dorsales I–IV und die Aa. digitales dorsales propriae waren nie darstellbar und werden daher nicht aufgeführt.....	133
Abbildung 93: Verfolgbarkeit der einzelnen Pfoten-Gefäßgruppen (x-Achse) von 0 bis 2 mit prozentualem Anteil (n = 34). Die Aa. digitales dorsales communes I–IV, A. digitalis palmaris propria V abaxialis, Aa. metacarpeae dorsales I–IV und die Aa. digitales dorsales propriae waren nie darstellbar und werden daher nicht aufgeführt.	134
Abbildung 94: Genereller Sichtbarkeitsscore der einzelnen peripheren Arterien und Pfotenarterien (x-Achse) in rechter und linker Schultergliedmaße aller Patienten. Die Sichtbarkeit der Gefäße wurde mit gestapelten Säulen in beidseits sichtbar, einseitig sichtbar oder beidseits nicht sichtbar eingeteilt (y-Achse).....	135
Abbildung 95: Graphische Darstellung der Korrelation von Körpergewicht und Flächeninhalt des Humerusdiaphysen-Querschnitts (n = 34); y-Achse: Flächeninhalt in cm ² , x-Achse: Körpergewicht in kg.	136
Abbildung 96: Graphische Darstellung der Korrelation von Körpergewicht und Flächeninhalt des Radiusdiaphysenquerschnitts (n = 34); y-Achse: Flächeninhalt in cm ² , x-Achse: Körpergewicht in kg.	137

Abbildung 97: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmessermitelwerte der A. subclavia, aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).....	139
Abbildung 98: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmessermitelwerte der A. cervicalis superficialis, aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).....	140
Abbildung 99: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmessermitelwerte der A. axillaris, aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).....	142
Abbildung 100: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmessermitelwerte der A. subscapularis, aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).	143
Abbildung 101: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmessermitelwerte der A. brachialis, aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).	145
Abbildung 102: Seitenvergleichende Darstellung der Durchmessermitelwerte der A. mediana aufgeteilt nach Gewichtsklassen (x-Achse).	146
Abbildung 103: Kurvenverläufe der HE-Werte (y-Achse) jedes Patienten (0-30 kg) von Gefäßen des proximalsten bis distalsten Gliedmaßenbereichs (x-Achse). Die Patientenummerierung entspricht der Nummerierung in Tabelle 25 im Anhang.	148
Abbildung 104: Kurvenverläufe der HE-Werte (y-Achse) jedes Patienten (31–61 kg) von Gefäßen des proximalsten bis distalsten Gliedmaßenbereichs (x-Achse). Die Patientenummerierung entspricht der Nummerierung in Tabelle 25 im Anhang.	149
Abbildung 105: Monotone Korrelation zwischen der Flussrate (ml/s) des Kontrastmittels und den Summenscores der Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit peripherer Arterien.	152
Abbildung 106: Monotone Korrelation zwischen der Flussrate (ml/s) der Kochsalzlösung und den Summenscores der Kontrasterkennbarkeit und Verfolgbarkeit peripherer Arterien.	152
Abbildung 107: Korrelation zwischen Kontrastmittelvolumen und den Summenscores der Verfolgbarkeit der Pfortenarterien in rechter und linker Gliedmaße.....	153

Abbildung 108: Korrelation zwischen der Kontrastmittel-Injektionsdauer und den Summenscores der Verfolgbarkeit der Pfortenarterien in rechter und linker Gliedmaße.	154
--	-----

2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Lagebezeichnungen und deren jeweilige Abkürzung der Patientenposition auf dem Untersuchungstisch nach DICOM Standard.	22
Tabelle 2: Ausgewählte Gerätedaten des SOMATOM DEFINITION AS®.....	52
Tabelle 3: Tabelle als Leitfaden für die befragten Tierärzte. Hierbei mussten die befragten Personen pro Spalte ein Kreuz in ein Kästchen setzen, um ihre Auswahl der Fensterung (A bis E) bei dem jeweiligen Schnittbild anzugeben.	61
Tabelle 4: Einteilung der Arterien nach Gefäßgruppen.	64
Tabelle 5: Auflistung der gemessenen Arterien und deren topographischen Referenzpunkte. Gemessen wurden Dichte, Durchmesser und Flächeninhalt.	66
Tabelle 6: Auswahlverfahren der Fenstereinstellung. Die Zahlen im vertikal mittleren Tabellenbereich geben die Stimmanzahl der Tierärzte an, die die jeweilige Fenstereinstellung (erste Spalte) für das jeweilige Schnittbild (zweite Zeile) der einzelnen Patienten (erste Zeile) gewählt haben.	77
Tabelle 7: Nicht erkennbare Arterien in der CTA und ihre Lokalisation in den Vorderextremitäten. Daneben ihre Ursprungsgefäße, aus welchen sie entspringen und die entsprechende Literaturquelle, in der sie erwähnt werden.	78
Tabelle 8: Aufzählung der einzelnen Normvarianten des R. deltoideus bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.	86
Tabelle 9: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der A. thoracica externa bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.	93

Tabelle 10: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der *A. thoracica lateralis* bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an..... 95

Tabelle 11: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der *A. thoracodorsalis* bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an..... 99

Tabelle 12: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der *A. circumflexa humeri cranialis* bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an. 105

Tabelle 13: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der *A. profunda brachii* bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an..... 109

Tabelle 14: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der *A. bicipitalis* bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an..... 112

Tabelle 15: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der A. collateralis ulnaris bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.	115
Tabelle 16: Aufzählung des Auftretens der einzelnen Normvarianten der A. profunda antebrachii bezogen auf die Anzahl der Gliedmaßen und der Patienten. In der letzten Spalte wird angegeben, wie häufig die jeweilige Normvariante in beiden Gliedmaßen eines Patienten vorkam. In den letzten zwei Zeilen sieht man, wie häufig allgemein dieselbe Normvariante in beiden Gliedmaßen zu sehen war. Die Zahlen in Klammern geben die relative Häufigkeit an.	122
Tabelle 17: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. subclavia in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).	138
Tabelle 18: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. cervicalis superficialis in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).	140
Tabelle 19: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. axillaris in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).	141
Tabelle 20: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. subscapularis in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).	143
Tabelle 21: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. brachialis in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).	144
Tabelle 22: Übersicht der Mess- und Rechenwerte der A. mediana in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).	146
Tabelle 23: Übersicht der HE-Werte der A. digitalis palmaris communis III in der rechten und linken Schultergliedmaße (n = 34).	147
Tabelle 24: Dosierungstabelle der angewendeten Sedativa.	215
Tabelle 25: Übersichtstabelle über die Patientendaten Rasse, Alter, Geschlecht, Gewicht, Anästhesie und die Indikation zur CT-Untersuchung.	215

Tabelle 26: Variationskoeffizient der KE-Bewertung der Stammarterien von linker und rechter Vordergliedmaße.	218
Tabelle 27: Variationskoeffizient der VB-Bewertung der Stammarterien von linker und rechter Vordergliedmaße.	219
Tabelle 28: Variationskoeffizient der KE-Bewertung der peripheren Arterien von linker und rechter Vordergliedmaße.	219
Tabelle 29: Variationskoeffizient der VB-Bewertung der peripheren Arterien von linker und rechter Vordergliedmaße.	219
Tabelle 30: Variationskoeffizient der KE-Bewertung der Pfotenarterien von linker und rechter Vordergliedmaße.	220
Tabelle 31: Variationskoeffizient der VB-Bewertung der Pfotenarterien von linker und rechter Vordergliedmaße.	220
Tabelle 32: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk für das Körpergewicht und die Flächeninhalte von Humerus und Radius der Patienten.	221
Tabelle 33: Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson (parametrisch) vom Flächeninhalt der Knochenquerschnitte und des Körpergewichts der Patienten.	221
Tabelle 34: Prüfung der Dichtewerte (HE) der Stammarterien auf ihre Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk.	222
Tabelle 35: Prüfung der Gefäßflächeninhalte auf ihre Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk.	223
Tabelle 36: Prüfung der Gefäßdurchmesser auf ihre Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk.	225
Tabelle 37: Prüfung der berechneten Gefäßdurchmesser und -flächeninhalte auf ihre Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk.	226
Tabelle 38: Gepaarter t-Test als parametrischer Vergleichstest der Gefäßdurchmesser in rechter und linker Schultergliedmaße.	229
Tabelle 39: Wilcoxon-Test als nicht-parametrischer Paarvergleichstest der Durchmesserwerte der A. brachialis sinistra und dextra.	230

Tabelle 40: Gepaarter t-Test als parametrischer Vergleichstest der Gefäßflächen in rechter und linker Schultergliedmaße.	231
Tabelle 41: Wilcoxon-Test als nicht-parametrischer Paarvergleichstest der Flächenwerte in rechter und linker Schultergliedmaße.....	232
Tabelle 42: Wilcoxon-Test als nicht-parametrischer Paarvergleichstest der Dichtewerte (HE) in rechter und linker Schultergliedmaße.....	234
Tabelle 43: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. subclavia.	236
Tabelle 44: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. cervicalis superficialis.....	236
Tabelle 45: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. axillaris.....	236
Tabelle 46: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. subscapularis.....	237
Tabelle 47: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. mediana.....	237
Tabelle 48: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. brachialis sinistra.	237
Tabelle 49: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. brachialis dextra.	238
Tabelle 50: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. subclavia.....	238
Tabelle 51: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. cervicalis superficialis.....	238
Tabelle 52: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. axillaris dextra.	239
Tabelle 53: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. subscapularis.	239

Tabelle 54: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. brachialis dextra.....	239
Tabelle 55: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. brachialis sinistra.	239
Tabelle 56: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. mediana.....	240
Tabelle 57: Korrelationsanalyse nach Pearson zwischen Körpergewicht bzw. Knochenmessungen und den normalverteilten Werten der Gefäßflächeninhalte.	240
Tabelle 58: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen Körpergewicht bzw. Knochenmessungen und den nicht normalverteilten Werten der Gefäßflächeninhalte.....	242
Tabelle 59: Korrelationsanalyse nach Pearson zwischen Körpergewicht bzw. Knochenmessungen und den normalverteilten Werten der Gefäßdurchmesser..	242
Tabelle 60: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen Körpergewicht bzw. Knochenmessungen und dem nicht normalverteilten Wert des Durchmessers der A. brachialis dextra.....	245
Tabelle 61: Flächenmessungen der Arterien in den verschiedenen Gewichtsklassen.	245
Tabelle 62: Messbereiche der Knochen- und Stammarterien nach Körpergewichtsklassen geordnet.....	253
Tabelle 63: Prüfen der Dichtewerte der Pfotenarterie auf Normalverteilung.	253
Tabelle 64: Parametrischer Test nach Wilcoxon auf Seitenunterschiede in der Dichte der A. digitalis palmaris communis III.	254
Tabelle 65: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen Patientenalter und den Summenscores der Gefäßgruppen	255
Tabelle 66: Varianzanalyse zwischen den Geschlechtsgruppen in Hinblick auf die Summenbewertungen der einzelnen Arteriengruppen. (1 = männlich, 2 = männlich-kastriert, 3 = weiblich, 4 = weiblich-kastriert)	255

Tabelle 67: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen dem Körpergewicht bzw. Knochenflächeninhalten und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der Stammarterien.	256
Tabelle 68: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen dem Körpergewicht bzw. Knochenflächeninhalten und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der peripheren Arterien.	257
Tabelle 69: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen dem Körpergewicht bzw. Knochenflächeninhalten und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der Pfortenarterien.	257
Tabelle 70: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen den Gefäßbewertungen der Stammarterien und den Messwerten von Gefäßfläche- und durchmesser.....	258
Tabelle 71: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen den Gefäßbewertungen der peripheren Arterien und den Messwerten von Gefäßfläche- und durchmesser der Stammarterien.	264
Tabelle 72: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen den Gefäßbewertungen der Pfortenarterien und den Messwerten von Gefäßfläche- und durchmesser der Stammarterien.	269
Tabelle 73: Korrelationsanalyse der Prämedikation und der Bewertung der Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den einzelnen Gefäßsegmenten.	274
Tabelle 74: Mann-Whitney-Test bei den Arterien, bei denen ein signifikanter Unterschied zwischen zwei Prämedikations-Gruppen zu sehen war.	275
Tabelle 75: Statistische Auswertung der Gegensätzlichkeit zwischen den Sedativa in der Gefäßerkennbarkeit einzelner Stammarterien.....	276
Tabelle 76: Statistische Auswertung der Gegensätzlichkeit zwischen Sedativa in der Gefäßerkennbarkeit einzelner Pfortengefäßgruppen.....	277
Tabelle 77: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen der Kontrastmittel- bzw. Kochsalzlösungsapplikation und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der Stammarterien.	277

Tabelle 78: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen der Kontrastmittel- bzw. Kochsalzlösungsapplikation und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der peripheren Arterien..... 279

Tabelle 79: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen der Kontrastmittel- bzw. Kochsalzlösungsapplikation und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der Pfortenarterien..... 280

3. Tabellen

Tabelle 24: Dosierungstabelle der angewendeten Sedativa.

Wirkstoffklasse	Wirkstoff	Dosierung (i.v.)
Phenothiazine	Azepromazin	0,01 mg/kg KGW
Benzodiazepine	Diazepam	0,4 mg/kg KGW
	Midazolam	0,2 mg/kg KGW
Alpha-2-Agonisten	Medetomidin	5 µg/kg KGW
	Dexmedetomidin	3 µg/kg KGW

Tabelle 25: Übersichtstabelle über die Patientendaten Rasse, Alter, Geschlecht, Gewicht, Anästhesie und die Indikation zur CT-Untersuchung.

Patient	Rasse	Alter (Monate)	Geschlecht	Gewicht (kg)	Indikation zur CT-Untersuchung	Prämedikation*
1	West Highland White Terrier	16	m	7	Koordinations-schwierigkeiten im Gangbild (Leukencephalopathie)	1
2	Malteser-Mischling	55	w	4,3	V. a. Portosystemischer Shunt	2
3	Mischling	147	m	15	Nasales Adenokarzinom (Staging)	1
4	Shih Tzu	162	m	7,2	Milztumor, Leberherde (Staging)	1
5	Chihuahua	72	m	1,9	Koordinations-schwierigkeiten, V. a. Hydrocephalus	1

6	Beagle	102	m	17,7	Aussackung Ductus thoracicus	1
7	Bernhardiner	26	wk	61	Isolierter Processus anconaeus und Cubarthrose beidseits	3
8	Mischling	105	mk	27	Chylothorax, Aszites, Pankreatitis, Morbus Addison	1
9	Schäferhund-Mischling	93	mk	23	Cubarthrose rechts, fragmentierter Processus coronoideus (FPC)	3
10	Labrador-Mischling	30	wk	30	Cubarthrose beidseits	3
11	Berner Sennenhund	98	m	54	Histiozytäres Sarkom Lunge (Staging)	1
12	Hovawart	137	w	29	Raumforderung Thorax (Staging)	1
13	Mischling	41	wk	20,5	FPC beidseits	3
14	Labrador	42	m	36	Lahmheit vorne rechts, V. a. Cubarthrose	3
15	Retriever	77	wk	16,8	FPC linker Ellbogen	1
16	Mischling	94	wk	11,4	Cubarthrose rechts	3
17	Großer Schweizer Sennenhund	48	m	55	Cubarthrose beidseits, FPC rechts	3

18	Flat Coated Retriever	38	mk	40	Tumor Halswirbelsäule (Staging)	3
19	Spinone Italiano	87	wk	38	Karpalgelenksarthrose beidseits	1
20	Rottweiler	134	mk	45	Omarthrose beidseits, Cubarthrose u. Coronoiderkran- kung beidseits, Sesamoidose rechts	3
21	Labrador	6	m	22	FPC beidseits	3
22	Mischling	48	m	35	Cubarthrose u. Coronoiderkran- kung beidseits, Bi- zepstendinopathie	1
23	Magyar Vizsla	162	mk	28,5	Cubarthrose rechts	1
24	Labrador	72	mk	36	Cubarthrose beid- seits	1
25	Rottweiler	93	m	46	Coronoiderkran- kung links	2
26	Französische Bull- dogge	106	wk	8	Kutanes Plasma- zytom Unterkiefer (Staging)	1
27	Golden Retriever	68	mk	30	FPC	3
28	Mischling	99	m	34,6	Chronische Rhini- tis	1
29	Golden Retriever	106	m	32,2	Coronoiderkran- kung beidseits	3

30	Berner Sennenhund	21	mk	44	Cubarthrose links, Omarthrose links, Tendinopathie	3
31	Hovawart	64	m	38,7	FPC rechts	3
32	Rottweiler	91	m	53	Orales Melanom, Lungenmetastasen (Staging)	2
33	A.C. Weißer Schäferhund	114	m	38	Omarthrose beidseits	1
34	Rottweiler	96	mk	35,5	Cubarthrose und Omarthrose beidseits	1

*1 = Benzodiazepine, 2 = Alpha-2-Agonisten, 3 = Acepromazin

Tabelle 26: Variationskoeffizient der KE-Bewertung der Stammarterien von linker und rechter Vordergliedmaße.

First measurement	Stamm KE links
Second measurement	Stamm KE rechts
Sample size	34
Overall mean	16,5882
Within-subject standard deviation	0,1715
Coefficient of variation (%) a	1,0339

Tabelle 27: Variationskoeffizient der VB-Bewertung der Stammarterien von linker und rechter Vordergliedmaße.

First measurement	Stamm VB links
Second measurement	Stamm VB rechts
Sample size	34
Overall mean	11,9412
Within-subject standard deviation	0,2425
Coefficient of variation (%) a	2,0311

Tabelle 28: Variationskoeffizient der KE-Bewertung der peripheren Arterien von linker und rechter Vordergliedmaße.

First measurement	Peripher KE links
Second measurement	Peripher KE rechts
Sample size	34
Overall mean	43,9853
Within-subject standard deviation	1,7363
Coefficient of variation (%) a	3,9474

Tabelle 29: Variationskoeffizient der VB-Bewertung der peripheren Arterien von linker und rechter Vordergliedmaße.

First measurement	Peripher VB links
Second measurement	Peripher VB rechts
Sample size	34
Overall mean	30,4853
Within-subject standard deviation	0,9926
Coefficient of variation (%) a	3,2561

Tabelle 30: Variationskoeffizient der KE-Bewertung der Pfotenarterien von linker und rechter Vordergliedmaße.

First measurement	Pfote KE links
Second measurement	Pfote KE rechts
Sample size	34
Overall mean	5,0588
Within-subject standard deviation	0,3835
Coefficient of variation (%) a	7,5805

Tabelle 31: Variationskoeffizient der VB-Bewertung der Pfotenarterien von linker und rechter Vordergliedmaße.

First measurement	Pfote VB links
Second measurement	Pfote VB rechts
Sample size	34
Overall mean	4,8529
Withinsubject standard deviation	0,2425
Coefficient of variation (%) a	4,9977

Tabelle 32: Test auf Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk für das Körpergewicht und die Flächeninhalte von Humerus und Radius der Patienten.

Tests auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Gewicht (kg)	0,086	34	,200 [*]	0,975	34	0,596
Humerus Flächeninhalt	0,142	34	0,079	0,961	34	0,263
Radius Flä- cheninhalt	0,120	34	,200 [*]	0,963	34	0,296

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors.

Tabelle 33: Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson (parametrisch) vom Flächeninhalt der Knochenquerschnitte und des Körpergewichts der Patienten.

		Humerus Flächeninhalt	Radius Flächen- inhalt
Gewicht (kg)	Korrelation nach Pearson	,940 ^{**}	,926 ^{**}
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000
	N	34	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 34: Prüfung der Dichtewerte (HE) der Stammarterien auf ihre Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk.

Test auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
A. subclavia dextra Dichte	0,183	34	0,005	0,935	34	0,043
A. subclavia sinistra Dichte	0,203	34	0,001	0,908	34	0,007
A. cervicalis superficialis dextra Dichte	0,177	34	0,009	0,935	34	0,045
A. cervicalis superficialis sinistra Dichte	0,187	34	0,004	0,902	34	0,005
A. axillaris dextra Dichte	0,152	34	0,045	0,921	34	0,018
A. axillaris sinistra Dichte	0,201	34	0,001	0,906	34	0,006
A. subscapularis dextra Dichte	0,241	34	0,000	0,864	34	0,001
A. subscapularis sinistra Dichte	0,193	34	0,002	0,892	34	0,003
A. brachialis dextra Dichte	0,224	34	0,000	0,883	34	0,002
A. brachialis sinistra Dichte	0,249	34	0,000	0,862	34	0,001

A. mediana dextra Dichte	0,165	34	0,019	0,901	34	0,005
A. mediana si- nistra Dichte	0,174	34	0,011	0,907	34	0,007

Tabelle 35: Prüfung der Gefäßflächeninhalte auf ihre Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk.

Tests auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
A. subclavia dextra Fläche	0,089	34	,200*	0,985	34	0,920
A. subclavia si- nistra Fläche	0,115	34	,200*	0,947	34	0,100
A. cervicalis super- ficialis dextra Flä- che	0,119	34	,200*	0,951	34	0,127
A. cervicalis super- ficialis sinistra Flä- che	0,160	34	0,028	0,952	34	0,146
A. axillaris dextra Fläche	0,115	34	,200*	0,961	34	0,256
A. axillaris sinistra Fläche	0,067	34	,200*	0,964	34	0,322
A. subscapularis dextra Fläche	0,115	34	,200*	0,950	34	0,125
A. subscapularis si- nistra Fläche	0,122	34	,200*	0,917	34	0,014

A. brachialis dextra Fläche	0,175	34	0,009	0,930	34	0,031
A. brachialis si- nistra Fläche	0,118	34	,200*	0,954	34	0,158
A. mediana dextra Fläche	0,163	34	0,022	0,926	34	0,024
A. mediana sinistra Fläche	0,126	34	0,187	0,917	34	0,013

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors.

Tabelle 36: Prüfung der Gefäßdurchmesser auf ihre Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk.

Tests auf Normalverteilung						
Durchmesser	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
A. subclavia dextra	,120	34	,200*	,969	34	,427
A. subclavia sinistra	,129	34	,165	,961	34	,263
A. cervicalis superficialis dextra	,100	34	,200*	,966	34	,358
A. cervicalis superficialis sinistra	,140	34	,089	,953	34	,155
A. axillaris dextra	,140	34	,090	,971	34	,484
A. axillaris sinistra	,062	34	,200*	,985	34	,916
A. subscapularis dextra	,081	34	,200*	,978	34	,707
A. subscapularis sinistra	,133	34	,137	,961	34	,261
A. brachialis dextra	,170	34	,014	,929	34	,030
A. brachialis sinistra	,133	34	,131	,953	34	,148
A. mediana dextra	,112	34	,200*	,966	34	,349
A. mediana sinistra	,157	34	,032	,953	34	,156

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz. a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors.

Tabelle 37: Prüfung der berechneten Gefäßdurchmesser und -flächeninhalte auf ihre Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk.

Tests auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
A. subclavia dextra berechnete Fläche	0,102	34	,200*	0,982	34	0,822
A. subclavia dextra berechneter Durchmesser	0,125	34	0,193	0,974	34	0,565
A. subclavia sinistra berechnete Fläche	0,120	34	,200*	0,956	34	0,180
A. subclavia sinistra berechneter Durchmesser	0,121	34	,200*	0,959	34	0,224
A. cervicalis superficialis dextra berechnete Fläche	0,119	34	,200*	0,949	34	0,118
A. cervicalis superficialis dextra berechneter Durchmesser	0,085	34	,200*	0,970	34	0,451
A. cervicalis superficialis sinistra berechnete Fläche	0,164	34	0,022	0,949	34	0,112

A. cervicalis superficialis sinistra berechneter Durchmesser	0,157	34	0,033	0,956	34	0,191
A. axillaris dextra berechnete Fläche	0,104	34	,200*	0,961	34	0,263
A. axillaris dextra berechneter Durchmesser	0,114	34	,200*	0,975	34	0,601
A. axillaris sinistra berechnete Fläche	0,081	34	,200*	0,964	34	0,318
A. axillaris sinistra berechneter Durchmesser	0,086	34	,200*	0,982	34	0,821
A. subscapularis dextra berechnete Fläche	0,096	34	,200*	0,932	34	0,035
A. subscapularis dextra berechneter Durchmesser	0,125	34	0,195	0,973	34	0,560
A. subscapularis sinistra berechnete Fläche	0,129	34	0,167	0,930	34	0,032
A. subscapularis sinistra berechneter Durchmesser	0,120	34	,200*	0,948	34	0,110
A. brachialis dextra berechnete Fläche	0,168	34	0,016	0,940	34	0,063

A. brachialis dextra berechneter Durchmesser	0,202	34	0,001	0,915	34	0,012
A. brachialis si- nistra berechnete Fläche	0,119	34	,200*	0,952	34	0,143
A. brachialis si- nistra berechneter Durchmesser	0,135	34	0,121	0,946	34	0,093
A. mediana dextra berechnete Fläche	0,140	34	0,090	0,935	34	0,045
A. mediana dextra berechneter Durchmesser	0,141	34	0,083	0,941	34	0,066
A. mediana si- nistra berechnete Fläche	0,152	34	0,046	0,932	34	0,037
A. mediana si- nistra berechneter Durchmesser	0,169	34	0,015	0,940	34	0,061

*. Dies ist eine untere Grenze der echten Signifikanz.

a. Signifikanzkorrektur nach Lilliefors.

Tabelle 38: Gepaarter t-Test als parametrischer Vergleichstest der Gefäßdurchmesser in rechter und linker Schultergliedmaße.

Test bei gepaarten Stichproben									
		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-b)
		Mittelwert	Standard (Std.) - Abwei- chung	Stan- dardfeh- ler des Mittel- wertes	95% Konfidenzinter- vall der Differenz				
					Untere	Obere			
Paaren 1	A. subclavia Durchmesser dextra – si- nistra	0,01882	0,10150	0,01741	-0,01659	0,05424	1,081	34	0,287
Paaren 2	A. cervicalis superficialis Durchmesser dextra – si- nistra	-0,01353	0,04029	0,00691	-0,02759	0,00053	-1,958	34	0,059
Paaren 3	A. axillaris Durchmesser dextra – si- nistra	-0,01559	0,04494	0,00771	-0,03127	0,00009	-2,023	34	0,051
Paaren 4	A. subscapularis Durchmesser dextra – si- nistra	-0,01265	0,03784	0,00649	-0,02585	0,00056	-1,949	34	0,060
Paaren 5	A. mediana Durchmesser dextra – si- nistra	-0,00176	0,02979	0,00511	-0,01216	0,00863	-0,345	34	0,732

Tabelle 39: Wilcoxon-Test als nicht-parametrischer Paarvergleichstest der Durchmesserwerte der A. brachialis sinistra und dextra.

A. brachialis Durchmesser		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
A. brachialis sinistra Durchmesser – A. brachialis dextra Durchmesser	Negative Ränge	8 ^a	14,06	112,50
	Positive Ränge	21 ^b	15,36	322,50
	Bindungen	5 ^c		
	Gesamt	34		
a. A. brachialis sinistra Durchmesser (cm) < A. brachialis dextra Durchmesser (cm)				
b. A. brachialis sinistra Durchmesser (cm) > A. brachialis dextra Durchmesser (cm)				
c. A. brachialis sinistra Durchmesser (cm) = A. brachialis dextra Durchmesser (cm)				
Statistik für Test^a				
	A. brachialis sinistra Durchmesser – A. brachialis dextra Durchmesser			
Z	-2,285 ^b			
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,022			
Exakte Signifikanz (2-seitig)	0,022			
Exakte Signifikanz (1-seitig)	0,011			
Punkt-Wahrscheinlichkeit	0,000			

a. Wilcoxon-Test

b. Basiert auf negativen Rängen.

Tabelle 40: Gepaarter t-Test als parametrischer Vergleichstest der Gefäßflächen in rechter und linker Schultergliedmaße.

Test bei gepaarten Stichproben									
		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Std.-Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere	Obere			
Paaren 1	A. subclavia Fläche dextra – sinistra	0,01059	0,12451	0,02135	-0,03286	0,05403	0,496	34	0,623
Paaren 2	A. cervicalis superficialis Fläche dextra – sinistra	-0,00647	0,02497	0,00428	-0,01518	0,00224	-1,511	34	0,140
Paaren 3	A. axillaris Fläche dextra – sinistra	-0,02088	0,04441	0,00762	-0,03638	-0,00539	-2,742	34	0,010

Tabelle 41: Wilcoxon-Test als nicht-parametrischer Paarvergleichstest der Flächenwerte in rechter und linker Schultergliedmaße.

Ränge				
		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
A. subscapularis Fläche dextra – sinistra	Negative Ränge	11 ^a	9,14	100,50
	Positive Ränge	12 ^b	14,63	175,50
	Bindungen	11 ^c		
	Gesamt	34		
A. brachialis Fläche dextra – sinistra	Negative Ränge	7 ^d	9,64	67,50
	Positive Ränge	16 ^e	13,03	208,50
	Bindungen	11 ^f		
	Gesamt	34		
A. mediana Fläche dextra – sinistra	Negative Ränge	10 ^g	10,50	105,00
	Positive Ränge	12 ^h	12,33	148,00
	Bindungen	12 ⁱ		
	Gesamt	34		
a. A. subscapularis sinistra Fläche < A. subscapularis dextra Fläche				
b. A. subscapularis sinistra Fläche > A. subscapularis dextra Fläche				
c. A. subscapularis sinistra Fläche = A. subscapularis dextra Fläche				
d. A. brachialis sinistra Fläche < A. brachialis dextra Fläche				

e. A. brachialis sinistra Fläche > A. brachialis dextra Fläche				
f. A. brachialis sinistra Fläche = A. brachialis dextra Fläche				
g. A. mediana sinistra Fläche < A. mediana dextra Fläche				
h. A. mediana sinistra Fläche > A. mediana dextra Fläche				
i. A. mediana sinistra Fläche = A. mediana dextra Fläche				
Statistik für Test^a				
	A. subscapularis Fläche dextra – sinistra	A. brachialis Fläche dextra – sinistra	A. mediana Fläche dextra – sinistra	
Z	-1,173 ^b	-2,177 ^b	-,732 ^b	
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,241	0,029	0,464	
Exakte Signifikanz (2-seitig)	0,254	0,028	0,485	
Exakte Signifikanz (1-seitig)	0,127	0,014	0,243	
Punkt-Wahrscheinlichkeit	0,004	0,001	0,018	

a. Wilcoxon-Test

b. Basiert auf negativen Rängen.

Tabelle 42: Wilcoxon-Test als nicht-parametrischer Paarvergleichstest der Dichtewerte (HE) in rechter und linker Schultergliedmaße.

Ränge						
		N	Mittlerer Rang	Rangsumme		
A. subclavia Dichte dextra – sinistra	Negative Ränge	19 ^a	19,16	364,00		
	Positive Ränge	15 ^b	15,40	231,00		
	Bindungen	0 ^c				
	Gesamt	34				
A. cervicalis superficialis Dichte dextra – sinistra	Negative Ränge	23 ^d	16,17	372,00		
	Positive Ränge	11 ^e	20,27	223,00		
	Bindungen	0 ^f				
	Gesamt	34				
A. axillaris Dichte dextra – sinistra	Negative Ränge	20 ^g	18,65	373,00		
	Positive Ränge	14 ^h	15,86	222,00		
	Bindungen	0 ⁱ				
	Gesamt	34				
A. subscapularis Dichte dextra – sinistra	Negative Ränge	22 ^j	16,86	371,00		
	Positive Ränge	12 ^k	18,67	224,00		
	Bindungen	0 ^l				
	Gesamt	34				
A. brachialis Dichte dextra – sinistra	Negative Ränge	21 ^m	16,67	350,00		
	Positive Ränge	12 ⁿ	17,58	211,00		
	Bindungen	1 ^o				
	Gesamt	34				
A. mediana Dichte dextra – sinistra	Negative Ränge	21 ^p	17,62	370,00		
	Positive Ränge	13 ^q	17,31	225,00		
	Bindungen	0 ^r				
	Gesamt	34				

a. A. subclavia sinistra Dichte < A. subclavia dextra Dichte						
b. A. subclavia sinistra Dichte > A. subclavia dextra Dichte						
c. A. subclavia sinistra Dichte = A. subclavia dextra Dichte						
d. A. cervicalis superficialis sinistra Dichte < A. cervicalis superficialis dextra Dichte						
e. A. cervicalis superficialis sinistra Dichte > A. cervicalis superficialis dextra Dichte						
f. A. cervicalis superficialis sinistra Dichte = A. cervicalis superficialis dextra Dichte						
g. A. axillaris sinistra Dichte < A. axillaris dextra Dichte						
h. A. axillaris sinistra Dichte > A. axillaris dextra Dichte						
i. A. axillaris sinistra Dichte = A. axillaris dextra Dichte						
j. A. subscapularis sinistra Dichte < A. subscapularis dextra Dichte						
k. A. subscapularis sinistra Dichte > A. subscapularis dextra Dichte						
l. A. subscapularis sinistra Dichte = A. subscapularis dextra Dichte						
m. A. brachialis sinistra Dichte < A. brachialis dextra Dichte						
n. A. brachialis sinistra Dichte > A. brachialis dextra Dichte						
o. A. brachialis sinistra Dichte = A. brachialis dextra Dichte						
p. A. mediana sinistra Dichte < A. mediana dextra Dichte						
q. A. mediana sinistra Dichte > A. mediana dextra Dichte						
r. A. mediana sinistra Dichte = A. mediana dextra Dichte						
Statistik für Test^a						
	A. subclavia Dichte dextra – sinistra	A. cervicalis superficialis Dichte dextra – sinistra	A. axillaris Dichte dextra – sinistra	A. subscapularis Dichte dextra – si- nistra	A. brachialis Dichte dextra – sinistra	A. mediana Dichte dextra – si- nistra
Z	-1,137 ^b	-1,274 ^b	-1,291 ^b	-1,257 ^b	-1,242 ^b	-1,239 ^b
Asymptotische Signifikanz (2-sei- tig)	0,256	0,203	0,197	0,209	0,214	0,215
Exakte Signifikanz (2-seitig)	0,263	0,207	0,201	0,215	0,219	0,221
Exakte Signifikanz (1-seitig)	0,131	0,104	0,100	0,107	0,110	0,111
Punkt-Wahrschein- lichkeit	0,004	0,002	0,002	0,003	0,002	0,003

a. Wilcoxon-Test

b. Basiert auf positiven Rängen.

Tabelle 43: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. subclavia.

		A. subclavia dextra Durchmesser
A. subclavia dextra berechneter Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,996**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 44: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. cervicalis superficialis.

		A. cervicalis superficialis dextra Durchmesser
A. cervicalis superficialis dextra berechneter Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,994**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 45: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. axillaris.

		A. axillaris dextra Durchmesser
A. axillaris dextra berechneter Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,998**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 46: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. subscapularis.

		A. subscapularis dextra Durchmesser
A. subscapularis dextra berechneter Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,990**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 47: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. mediana.

		A. mediana dextra Durchmesser
A. mediana dextra berechneter Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,986**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 48: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. brachialis sinistra.

		A. brachialis sinistra Durchmesser
A. brachialis sinistra berechneter Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,988**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 49: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho der manuell gemessenen und berechneten Durchmesserwerte der A. brachialis dextra.

Spearman-Rho		A. brachialis dextra berechneter Durchmesser
A. brachialis dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,973**
	Sig. (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 50: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. subclavia.

		A. subclavia dextra berechnete Fläche
A. subclavia dextra Fläche	Korrelation nach Pearson	,995**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 51: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. cervicalis superficialis.

		A. cervicalis superficialis dextra errechnete Fläche
A. cervicalis superficialis dextra Fläche	Korrelation nach Pearson	,991**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 52: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. axillaris dextra.

		A. axillaris dextra berechnete Fläche
A. axillaris dextra Fläche	Korrelation nach Pearson	,997**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 53: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. subscapularis.

Spearman-Rho		A. subscapularis dextra berechnete Fläche
A. subscapularis dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	,993**
	Sig. (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 54: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. brachialis dextra.

Spearman-Rho		A. brachialis dextra berechnete Fläche
A. brachialis dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	,971**
	Sig. (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 55: Korrelationsanalyse nach Pearson der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. brachialis sinistra.

		A. brachialis sinistra berechnete Fläche
A. brachialis sinistra Fläche	Korrelation nach Pearson	,984**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000
	N	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 56: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho der manuell gemessenen und berechneten Flächenwerte der A. mediana.

Spearman-Rho		A. mediana dextra berechnete Fläche
A. mediana dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	,978**
	Sig. (2-seitig)	0,000
	N	34

** Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 57: Korrelationsanalyse nach Pearson zwischen Körpergewicht bzw. Knochenmessungen und den normalverteilten Werten der Gefäßflächeninhalte.

		Humerus Flächeninhalt	Radius Flächeninhalt	Gewicht (kg)
A. subclavia dextra Fläche	Korrelation nach Pearson	,804**	,768**	,766**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. subclavia sinistra Fläche	Korrelation nach Pearson	,851**	,838**	,790**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. cervicalis superficialis dextra Fläche	Korrelation nach Pearson	,793**	,748**	,720**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. cervicalis superficialis sinistra Fläche	Korrelation nach Pearson	,796**	,740**	,738**

	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. axillaris dextra Fläche (cm ²)	Korrelation nach Pearson	,754**	,686**	,701**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. axillaris sinistra Fläche	Korrelation nach Pearson	,747**	,669**	,711**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. subscapularis dextra Fläche	Korrelation nach Pearson	,763**	,740**	,759**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. brachialis sinistra Fläche	Korrelation nach Pearson	,823**	,855**	,842**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34

Tabelle 58: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen Körpergewicht bzw. Knochenmessungen und den nicht normalverteilten Werten der Gefäßflächeninhalte.

Spearman-Rho		A. subscapularis sinistra Fläche	A. brachialis dextra Fläche	A. mediana dextra Fläche	A. mediana sinistra Fläche
Humerus Flächeninhalt	Korrelationskoeffizient	,798**	,767**	,720**	,806**
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34	34
Radius Flächeninhalt	Korrelationskoeffizient	,792**	,809**	,741**	,816**
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34	34
Gewicht (kg)	Korrelationskoeffizient	,819**	,834**	,737**	,829**
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34	34

Tabelle 59: Korrelationsanalyse nach Pearson zwischen Körpergewicht bzw. Knochenmessungen und den normalverteilten Werten der Gefäßdurchmesser.

		Humerus Flächeninhalt	Radius Flächeninhalt	Gewicht (kg)
A. subclavia dextra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,812**	,769**	,778**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. subclavia sinistra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,868**	,840**	,812**

	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. cervicalis superficialis dextra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,832**	,786**	,770**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. cervicalis superficialis sinistra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,840**	,790**	,793**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. axillaris dextra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,789**	,726**	,748**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. axillaris sinistra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,777**	,698**	,749**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. subscapularis dextra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,796**	,769**	,805**

	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. subscapularis sinistra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,783**	,754**	,803**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. brachialis sinistra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,844**	,861**	,868**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. mediana dextra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,762**	,764**	,740**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34
A. mediana sinistra Durchmesser	Korrelation nach Pearson	,822**	,801**	,848**
	Signifikanz (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 60: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen Körpergewicht bzw. Knochenmessungen und dem nicht normalverteilten Wert des Durchmessers der A. brachialis dextra.

Spearman-Rho		Humerus Flächeninhalt	Radius Flächeninhalt	Gewicht (kg)
A. brachialis dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,804**	,851**	,875**
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,000
	N	34	34	34

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 61: Flächenmessungen der Arterien in den verschiedenen Gewichtsklassen.

Deskriptive Statistiken - Gewichtsklassen							
A. subclavia		N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Minimum	Maximum	Median
0–10 kg	A. subclavia dextra Fläche (cm ²)	5	0,19	0,11	0,04	0,34	0,17
	A. subclavia dextra Durchmesser (cm)	5	0,47	0,16	0,22	0,66	0,46
	A. subclavia sinistra Fläche (cm ²)	5	0,16	0,10	0,06	0,32	0,13
	A. subclavia sinistra Durchmesser (cm)	5	0,43	0,15	0,26	0,65	0,40
11–20 kg	A. subclavia dextra Fläche (cm ²)	4	0,33	0,14	0,22	0,52	0,30

	A. subclavia dextra Durchmesser (cm)	4	0,64	0,13	0,51	0,81	0,63
	A. subclavia sinistra Fläche (cm ²)	4	0,26	0,14	0,13	0,46	0,22
	A. subclavia sinistra Durchmesser (cm)	4	0,56	0,15	0,40	0,76	0,54
21–30 kg	A. subclavia dextra Fläche (cm ²)	8	0,46	0,17	0,28	0,78	0,41
	A. subclavia dextra Durchmesser (cm)	8	0,76	0,13	0,61	1,01	0,72
	A. subclavia sinistra Fläche (cm ²)	8	0,45	0,12	0,26	0,65	0,45
	A. subclavia sinistra Durchmesser (cm)	8	0,75	0,10	0,58	0,91	0,74
31–40 kg	A. subclavia dextra Fläche (cm ²)	10	0,59	0,13	0,39	0,86	0,58
	A. subclavia dextra Durchmesser (cm)	10	0,86	0,09	0,68	1,02	0,86
	A. subclavia sinistra Fläche (cm ²)	10	0,59	0,15	0,40	0,97	0,57
	A. subclavia sinistra Durchmesser (cm)	10	0,85	0,10	0,69	1,08	0,84

> 40 kg	A. subclavia dextra Fläche (cm ²)	7	0,69	0,21	0,35	1,01	0,66
	A. subclavia dextra Durchmesser (cm)	7	0,93	0,14	0,67	1,15	0,91
	A. subclavia sinistra Fläche (cm ²)	7	0,71	0,25	0,43	1,01	0,60
	A. subclavia sinistra Durchmesser (cm)	7	0,92	0,17	0,73	1,14	0,86
Deskriptive Statistiken-Gewichtsklassen							
A. cervicalis superficialis		N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Minimum	Maximum	Median
0–10 kg	A. cervicalis superficialis dextra Fläche (cm ²)	5	0,03	0,01	0,01	0,04	0,03
	A. cervicalis superficialis dextra Durchmesser (cm)	5	0,19	0,05	0,12	0,24	0,20
	A. cervicalis superficialis sinistra Fläche (cm ²)	5	0,03	0,02	0,01	0,05	0,04
	A. cervicalis superficialis sinistra Durchmesser (cm)	5	0,20	0,06	0,11	0,26	0,22
11–20 kg	A. cervicalis superficialis dextra Fläche (cm ²)	4	0,04	0,02	0,03	0,06	0,04
	A. cervicalis superficialis dextra Durchmesser (cm)	4	0,23	0,04	0,19	0,28	0,23
	A. cervicalis superficialis sinistra Fläche (cm ²)	4	0,05	0,02	0,04	0,08	0,05
	A. cervicalis superficialis sinistra Durchmesser (cm)	4	0,26	0,04	0,22	0,32	0,25
21–30 kg	A. cervicalis superficialis dextra Fläche (cm ²)	8	0,09	0,05	0,04	0,19	0,08
	A. cervicalis superficialis dextra Durchmesser (cm)	8	0,34	0,09	0,23	0,50	0,31
	A. cervicalis superficialis sinistra Fläche (cm ²)	8	0,09	0,05	0,05	0,18	0,08
	A. cervicalis superficialis sinistra Durchmesser (cm)	8	0,32	0,08	0,25	0,47	0,31
31–40 kg	A. cervicalis superficialis dextra Fläche (cm ²)	10	0,16	0,05	0,09	0,24	0,16
	A. cervicalis superficialis dextra Durchmesser (cm)	10	0,43	0,07	0,34	0,53	0,44
	A. cervicalis superficialis sinistra Fläche (cm ²)	10	0,17	0,05	0,12	0,27	0,15

	A. cervicalis superficialis sinistra Durchmesser (cm)	10	0,45	0,05	0,39	0,56	0,44
> 40 kg	A. cervicalis superficialis dextra Fläche (cm ²)	7	0,14	0,04	0,08	0,20	0,14
	A. cervicalis superficialis dextra Durchmesser (cm)	7	0,41	0,05	0,33	0,48	0,40
	A. cervicalis superficialis sinistra Fläche (cm ²)	7	0,16	0,04	0,09	0,20	0,16
	A. cervicalis superficialis sinistra Durchmesser (cm)	7	0,44	0,05	0,33	0,49	0,45
Deskriptive Statistiken-Gewichtsklassen							
A. subscapularis		N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Minimum	Maximum	Median
0–10 kg	A. subscapularis dextra Fläche (cm ²)	5	0,03	0,01	0,01	0,04	0,03
	A. subscapularis dextra Durchmesser (cm)	5	0,18	0,04	0,12	0,22	0,19
	A. subscapularis sinistra Fläche (cm ²)	5	0,03	0,01	0,02	0,04	0,03
	A. subscapularis sinistra Durchmesser (cm)	5	0,19	0,04	0,14	0,23	0,20
11–20 kg	A. subscapularis dextra Fläche (cm ²)	4	0,04	0,01	0,03	0,05	0,04
	A. subscapularis dextra Durchmesser (cm)	4	0,21	0,02	0,19	0,23	0,21
	A. subscapularis sinistra Fläche (cm ²)	4	0,04	0,02	0,03	0,06	0,03
	A. subscapularis sinistra Durchmesser (cm)	4	0,22	0,03	0,20	0,26	0,21
21–30 kg	A. subscapularis dextra Fläche (cm ²)	8	0,08	0,06	0,03	0,22	0,07
	A. subscapularis dextra Durchmesser (cm)	8	0,30	0,11	0,20	0,55	0,28

	A. subscapularis sinistra Fläche (cm ²)	8	0,09	0,07	0,03	0,25	0,06
	A. subscapularis sinistra Durchmesser (cm)	8	0,32	0,12	0,20	0,55	0,29
31–40 kg	A. subscapularis dextra Fläche (cm ²)	10	0,10	0,02	0,07	0,13	0,10
	A. subscapularis dextra Durchmesser (cm)	10	0,35	0,04	0,27	0,39	0,36
	A. subscapularis sinistra Fläche (cm ²)	10	0,11	0,02	0,08	0,15	0,11
	A. subscapularis sinistra Durchmesser (cm)	10	0,37	0,04	0,31	0,43	0,37
> 40 kg	A. subscapularis dextra Fläche (cm ²)	7	0,13	0,02	0,10	0,15	0,13
	A. subscapularis dextra Durchmesser (cm)	7	0,41	0,04	0,36	0,46	0,40
	A. subscapularis sinistra Fläche (cm ²)	7	0,13	0,02	0,11	0,15	0,13
	A. subscapularis sinistra Durchmesser (cm)	7	0,41	0,03	0,38	0,45	0,41
Deskriptive Statistiken-Gewichtsklassen							
A. brachialis		N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Minimum	Maximum	Median
0–10 kg	A. brachialis dextra Fläche (cm ²)	5	0,04	0,01	0,02	0,05	0,04
	A. brachialis dextra Durchmesser (cm)	5	0,21	0,03	0,16	0,25	0,22
	A. brachialis sinistra Fläche (cm ²)	5	0,04	0,01	0,02	0,05	0,04
	A. brachialis sinistra Durchmesser (cm)	5	0,21	0,04	0,16	0,25	0,22

11–20 kg	A. brachialis dextra Fläche (cm ²)	4	0,04	0,02	0,02	0,05	0,04
	A. brachialis dextra Durchmesser (cm)	4	0,21	0,05	0,16	0,25	0,21
	A. brachialis sinistra Fläche (cm ²)	4	0,04	0,02	0,02	0,06	0,04
	A. brachialis sinistra Durchmesser (cm)	4	0,22	0,06	0,16	0,28	0,22
21–30 kg	A. brachialis dextra Fläche (cm ²)	8	0,08	0,03	0,04	0,14	0,08
	A. brachialis dextra Durchmesser (cm)	8	0,31	0,06	0,23	0,40	0,32
	A. brachialis sinistra Fläche (cm ²)	8	0,09	0,04	0,05	0,16	0,08
	A. brachialis sinistra Durchmesser (cm)	8	0,32	0,06	0,26	0,44	0,30
31–40 kg	A. brachialis dextra Fläche (cm ²)	10	0,12	0,02	0,09	0,14	0,12
	A. brachialis dextra Durchmesser (cm)	10	0,38	0,03	0,32	0,42	0,38
	A. brachialis sinistra Fläche (cm ²)	10	0,13	0,03	0,09	0,16	0,13
	A. brachialis sinistra Durchmesser (cm)	10	0,39	0,04	0,32	0,46	0,40
> 40 kg	A. brachialis dextra Fläche (cm ²)	7	0,13	0,02	0,11	0,17	0,12
	A. brachialis dextra Durchmesser (cm)	7	0,41	0,03	0,38	0,46	0,40

	A. brachialis sinistra Fläche (cm ²)	7	0,15	0,04	0,10	0,20	0,14
	A. brachialis sinistra Durchmesser (cm)	7	0,43	0,04	0,36	0,48	0,42
Deskriptive Statistiken-Gewichtsklassen							
A. mediana		N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Minimum	Maximum	Median
0–10 kg	A. mediana dextra Fläche (cm ²)	5	0,03	0,01	0,02	0,04	0,03
	A. mediana dextra Durchmesser (cm)	5	0,18	0,04	0,14	0,23	0,19
	A. mediana sinistra Fläche (cm ²)	5	0,03	0,01	0,02	0,04	0,02
	A. mediana sinistra Durchmesser (cm)	5	0,18	0,03	0,15	0,23	0,17
11–20 kg	A. mediana dextra Fläche (cm ²)	4	0,02	0,01	0,02	0,03	0,02
	A. mediana dextra Durchmesser (cm)	4	0,16	0,02	0,14	0,19	0,16
	A. mediana sinistra Fläche (cm ²)	4	0,03	0,01	0,02	0,03	0,03
	A. mediana sinistra Durchmesser (cm)	4	0,18	0,03	0,15	0,20	0,18
21–30 kg	A. mediana dextra Fläche (cm ²)	8	0,04	0,01	0,02	0,06	0,04
	A. mediana dextra Durchmesser (cm)	8	0,23	0,04	0,17	0,29	0,24
	A. mediana sinistra Fläche (cm ²)	8	0,04	0,01	0,02	0,06	0,04

	A. mediana sinistra Durchmesser (cm)	8	0,22	0,04	0,16	0,28	0,22
31–40 kg	A. mediana dextra Fläche (cm ²)	10	0,07	0,02	0,04	0,09	0,07
	A. mediana dextra Durchmesser (cm)	10	0,29	0,04	0,23	0,34	0,29
	A. mediana sinistra Flä- che (cm ²)	10	0,07	0,01	0,06	0,08	0,07
	A. mediana sinistra Durchmesser (cm)	10	0,28	0,02	0,26	0,31	0,28
> 40 kg	A. mediana dextra Fläche (cm ²)	7	0,07	0,03	0,04	0,11	0,06
	A. mediana dextra Durchmesser (cm)	7	0,28	0,05	0,22	0,36	0,29
	A. mediana sinistra Flä- che (cm ²)	7	0,08	0,03	0,05	0,13	0,09
	A. mediana sinistra Durchmesser (cm)	7	0,31	0,04	0,26	0,38	0,29

Tabelle 62: Messbereiche der Knochen- und Stamarterien nach Körpergewichtsklassen geordnet.

Körpergewicht (kg)	Patientenzahl (n)	Humerus-quer-schnitts-fläche (cm ²)	Radius-quer-schnitts-fläche (cm ²)	A. subclavia Dm (cm)	A. cervicalis superficialis Dm (cm)	A. axillaris Dm (cm)	A. subscapularis Dm (cm)	A. brachialis Dm (cm)	A. mediana Dm (cm)
0–5	2	0,34–0,51	0,13–0,26	0,22–0,66	0,11–0,26	0,19–0,42	0,12–0,15	0,16–0,23	0,14–0,19
5–10	3	0,69–0,70	0,37–0,46	0,36–0,65	0,17–0,25	0,32–0,45	0,19–0,23	0,20–0,25	0,16–0,23
10–15	2	0,86–1,16	0,43–0,54	0,40–0,58	0,19–0,24	0,35–0,38	0,20–0,21	0,16–0,17	0,14–0,20
15–20	2	1,35–1,37	0,72–0,73	0,55–0,81	0,24–0,32	0,42–0,55	0,19–0,26	0,25–0,28	0,16–0,20
20–25	3	1,67–2,03	0,80–1,22	0,58–0,71	0,26–0,36	0,48–0,61	0,20–0,29	0,25–0,42	0,16–0,28
25–30	5	2,11–2,74	1,11–1,33	0,66–1,01	0,23–0,50	0,54–0,82	0,25–0,55	0,23–0,44	0,20–0,29
30–35	3	2,39–3,16	1,10–1,57	0,78–0,82	0,35–0,44	0,59–0,70	0,34–0,39	0,32–0,40	0,23–0,30
35–40	7	2,35–3,74	1,25–2,06	0,68–1,08	0,34–0,56	0,47–0,94	0,27–0,43	0,35–0,42	0,24–0,34
40–45	2	2,71–3,07	1,51–1,71	0,79–0,91	0,39–0,45	0,71–0,77	0,38–0,45	0,37–0,43	0,28–0,34
45–54	3	3,08–4,09	1,58–2,71	0,90–1,15	0,44–0,49	0,51–0,95	0,37–0,46	0,36–0,48	0,22–0,33
55–61	2	2,74–4,21	1,54–2,25	0,67–0,98	0,33–0,44	0,54–0,72	0,36–0,41	0,39–0,48	0,22–0,38

Tabelle 63: Prüfen der Dichtewerte der Pfortenarterie auf Normalverteilung.

Tests auf Normalverteilung						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
A. digitalis palmaris communis III dextra Dichte	0,173	34	0,011	0,902	34	0,005
A. digitalis palmaris communis III sinistra Dichte	0,155	34	0,037	0,918	34	0,014

Tabelle 64: Parametrischer Test nach Wilcoxon auf Seitenunterschiede in der Dichte der *A. digitalis palmaris communis* III.

Ränge				
		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
A. digitalis palmaris communis III Dichte sinistra – dextra	Negative Ränge	17 ^a	16,65	283,00
	Positive Ränge	16 ^b	17,38	278,00
	Bindungen	1 ^c		
	Gesamt	34		
a. A. digitalis palmaris communis III sinistra Dichte < A. digitalis palmaris communis III dextra Dichte				
b. A. digitalis palmaris communis III sinistra Dichte > A. digitalis palmaris communis III dextra Dichte				
c. A. digitalis palmaris communis III sinistra Dichte = A. digitalis palmaris communis III dextra Dichte				
Statistik für Test^a				
	A. digitalis palmaris communis III Dichte sinistra – dextra			
Z	-,045 ^b			
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,964			
Exakte Signifikanz (2-seitig)	0,968			
Exakte Signifikanz (1-seitig)	0,484			
Punkt-Wahrscheinlichkeit	0,004			

a. Wilcoxon-Test

b. Basiert auf positiven Rängen.

Tabelle 65: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen Patientenalter und den Summenscores der Gefäßgruppen

Spearman-Rho		Stamm KE + VB	Peripherie KE + VB	Pfote KE + VB
Alter (Monate)	Korrelationskoeffizient	-,112	,047	-,250
	Sig. (2-seitig)	,528	,791	,153
	N	34	34	34

Tabelle 66: Varianzanalyse zwischen den Geschlechtsgruppen in Hinblick auf die Summenbewertungen der einzelnen Arteriengruppen. (1 = männlich, 2 = männlich-kastriert, 3 = weiblich, 4 = weiblich-kastriert)

Kruskal-Wallis-Test			
Geschlecht		N	Mittlerer Rang
Stammarterien KE + VB	1	16	16,75
	2	9	17,33
	3	2	17,50
	4	7	19,43
	Gesamt	34	
Periphere Arterien KE + VB	1	16	15,41
	2	9	22,17
	3	2	13,75
	4	7	17,36
	Gesamt	34	
Pfortenarterien KE + VB	1	16	14,81
	2	9	20,56

	3	2	15,75
	4	7	20,21
	Gesamt	34	
Statistik für Test^{a,b}			
	Stamm	Peripherie	Pfote
Chi-Quadrat	,392	2,974	2,627
df	3	3	3
Asymptotische Signifikanz	,942	,396	,453

a. Kruskal-Wallis-Test, b. Gruppenvariable: Geschlecht.

Tabelle 67: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen dem Körpergewicht bzw. Knochenflächeninhalten und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der Stammarterien.

Spearman-Rho		Stamm VB links	Stamm VB rechts	Stamm KE links	Stamm KE rechts	Stamm VB + KE links	Stamm VB + KE rechts	Stamm VB + KE, links + rechts
Körpergewicht (kg)	Korrelationskoeffizient	,026	,257	,034	,018	,032	,082	,061
	Sig. (2-seitig)	,882	,142	,847	,918	,859	,644	,732
	N	34	34	34	34	34	34	34
Humerus Knochenflächeninhalt (cm ²)	Korrelationskoeffizient	0,048	0,231	0,115	0,073	0,115	0,131	0,133
	Sig. (2-seitig)	0,789	0,189	0,516	0,682	0,519	0,461	0,453
	N	34	34	34	34	34	34	34
	Korrelationskoeffizient	0,090	0,240	0,069	0,029	0,092	0,089	0,105

Radius Knochen- flächenin- halt (cm ²)	Sig. (2-sei- tig)	0,613	0,172	0,696	0,872	0,603	0,615	0,556
	N	34	34	34	34	34	34	34

Tabelle 68: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen dem Körpergewicht bzw. Knochenflächeninhalten und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der peripheren Arterien.

Spearman-Rho		Peri- pherie VB links	Peri- pherie VB rechts	Peri- pherie KE links	Peri- pherie KE rechts	Peri- pherie VB + KE links	Peri- pherie VB + KE rechts	Peri- pherie VB + KE, links + rechts
Körperge- wicht (kg)	Korrelati- onskoeffi- zient	,428*	,471**	,463**	,401*	,430*	,414*	,445**
	Sig. (2-sei- tig)	,012	,005	,006	,019	,011	,015	,008
	N	34	34	34	34	34	34	34
Humerus Knochen- flächenin- halt (cm ²)	Korrelati- onskoeffi- zient	,505**	,540**	,496**	,430*	,495**	,471**	,499**
	Sig. (2-sei- tig)	0,002	0,001	0,003	0,011	0,003	0,005	0,003
	N	34	34	34	34	34	34	34
Radius Knochen- flächenin- halt (cm ²)	Korrelati- onskoeffi- zient	,501**	,531**	,521**	,452**	,505**	,479**	,509**
	Sig. (2-sei- tig)	0,003	0,001	0,002	0,007	0,002	0,004	0,002
	N	34	34	34	34	34	34	34

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

* . Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 69: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen dem Körpergewicht bzw. Knochenflächeninhalten und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der Pfotenarterien.

Spearman-Rho		Pfote VB rechts	Pfote VB links	Pfote KE rechts	Pfote KE links	Pfote VB + KE rechts	Pfote VB + KE links	Pfote VB + KE, rechts + links
Körperge- wicht (kg)	Korrelati- onskoeffi- zient	,530**	,544**	,313	,261	,478**	,464**	,474**
	Sig. (2-sei- tig)	,001	,001	,072	,136	,004	,006	,005

	N	34	34	34	34	34	34	34
Humerus Knochen- flächenin- halt (cm ²)	Korrelati- onskoeffi- zient	,555**	,548**	0,279	0,309	,462**	,495**	,485**
	Sig. (2-sei- tig)	0,001	0,001	0,110	0,075	0,006	0,003	0,004
	N	34	34	34	34	34	34	34
Radius Knochen- flächenin- halt (cm ²)	Korrelati- onskoeffi- zient	,602**	,584**	,368*	,360*	,544**	,545**	,550**
	Sig. (2-sei- tig)	0,000	0,000	0,032	0,037	0,001	0,001	0,001
	N	34	34	34	34	34	34	34

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

* . Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 70: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen den Gefäßbewertungen der Stammarterien und den Messwerten von Gefäßfläche- und durchmesser.

Spearman-Rho		Stamm VB links	Stamm VB rechts	Stamm KE links	Stamm KE rechts	Stamm VB + KE links	Stamm VB + KE rechts	Stamm VB + KE, rechts + links
A. subclavia dextra Flä- che	Korrelati- onskoeffi- zient	-0,011	0,266	0,007	0,030	0,003	0,095	0,049
	Sig. (2-sei- tig)	0,953	0,128	0,967	0,866	0,987	0,593	0,783
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subclavia dextra Durchmesser	Korrelati- onskoeffi- zient	-0,032	0,266	-0,022	-0,017	-0,029	0,047	0,011
	Sig. (2-sei- tig)	0,859	0,128	0,904	0,922	0,869	0,790	0,952
	N	34	34	34	34	34	34	34

A. subclavia sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	0,026	0,275	-0,008	0,016	-0,017	0,083	0,030
	Sig. (2-seitig)	0,882	0,115	0,966	0,927	0,922	0,640	0,865
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subclavia sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	0,095	0,275	0,028	0,047	0,032	0,113	0,075
	Sig. (2-seitig)	0,592	0,115	0,875	0,794	0,856	0,523	0,672
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	0,042	0,276	-0,002	-0,033	-0,004	0,034	0,027
	Sig. (2-seitig)	0,812	0,115	0,990	0,855	0,983	0,849	0,881
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	0,048	0,275	0,017	-0,008	0,020	0,059	0,052
	Sig. (2-seitig)	0,789	0,115	0,922	0,964	0,910	0,742	0,772
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	0,042	0,276	-0,025	-0,006	-0,025	0,062	0,019

	Sig. (2-seitig)	0,812	0,114	0,888	0,975	0,888	0,727	0,914
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	0,026	0,275	-0,006	0,012	-0,004	0,080	0,041
	Sig. (2-seitig)	0,882	0,115	0,975	0,945	0,982	0,652	0,820
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	0,069	0,275	0,063	0,093	0,067	0,162	0,117
	Sig. (2-seitig)	0,699	0,115	0,723	0,601	0,708	0,359	0,510
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	0,053	0,275	0,060	0,090	0,061	0,160	0,112
	Sig. (2-seitig)	0,766	0,115	0,735	0,611	0,731	0,367	0,527
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	0,042	0,275	0,114	0,130	0,115	0,201	0,162
	Sig. (2-seitig)	0,812	0,115	0,522	0,463	0,517	0,255	0,360
	N	34	34	34	34	34	34	34

A. axillaris sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	0,021	0,275	0,118	0,135	0,113	0,205	0,162
	Sig. (2-seitig)	0,905	0,115	0,507	0,447	0,526	0,244	0,359
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subscapularis dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	0,048	0,160	0,231	0,185	0,220	0,227	0,235
	Sig. (2-seitig)	0,789	0,365	0,188	0,295	0,212	0,197	0,181
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subscapularis dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	0,042	0,151	0,242	0,191	0,231	0,231	0,243
	Sig. (2-seitig)	0,812	0,394	0,168	0,280	0,189	0,189	0,166
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subscapularis sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	0,016	0,151	0,133	0,126	0,126	0,164	0,149
	Sig. (2-seitig)	0,929	0,393	0,452	0,479	0,476	0,353	0,401
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subscapularis sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	-0,011	0,169	0,152	0,147	0,139	0,190	0,167

	Sig. (2-seitig)	0,953	0,340	0,390	0,408	0,434	0,283	0,346
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis dextra Fläche (cm ²)	Korrelationskoeffizient	0,122	0,143	0,025	0,046	0,057	0,083	0,063
	Sig. (2-seitig)	0,491	0,421	0,887	0,797	0,748	0,640	0,721
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis dextra Durchmesser (cm)	Korrelationskoeffizient	0,106	0,142	-0,026	-0,028	0,003	0,009	0,003
	Sig. (2-seitig)	0,551	0,422	0,885	0,877	0,988	0,961	0,988
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	0,042	0,160	0,007	0,026	0,019	0,068	0,035
	Sig. (2-seitig)	0,812	0,366	0,970	0,884	0,913	0,704	0,846
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	0,037	0,187	0,028	0,024	0,044	0,072	0,055
	Sig. (2-seitig)	0,835	0,291	0,873	0,895	0,807	0,686	0,757
	N	34	34	34	34	34	34	34

A. mediana dextra Flä- che	Korrelati- onskoeffi- zient	-0,027	0,054	-0,102	-0,085	-0,097	-0,068	-0,104
	Sig. (2-sei- tig)	0,881	0,762	0,565	0,634	0,587	0,701	0,560
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana dextra Durchmesser	Korrelati- onskoeffi- zient	0,069	0,044	-0,046	-0,024	-0,018	-0,009	-0,030
	Sig. (2-sei- tig)	0,699	0,803	0,795	0,895	0,918	0,958	0,866
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana sinistra Flä- che	Korrelati- onskoeffi- zient	-0,048	0,072	0,012	-0,010	-0,001	0,010	-0,007
	Sig. (2-sei- tig)	0,787	0,686	0,946	0,955	0,995	0,956	0,968
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana sinistra Durchmesser	Korrelati- onskoeffi- zient	-0,053	0,045	0,055	0,015	0,034	0,029	0,022
	Sig. (2-sei- tig)	0,766	0,802	0,758	0,933	0,848	0,871	0,900
	N	34	34	34	34	34	34	34

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

* . Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 71: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen den Gefäßbewertungen der peripheren Arterien und den Messwerten von Gefäßfläche- und durchmesser der Stammarterien.

Spearman-Rho		Peri VB links	Peri VB rechts	Peri KE links	Peri KE rechts	Peri VB + KE links	Peri VB + KE rechts	Peri VB + KE, links + rechts
A. subclavia dextra Flä- che	Korrelationskoeffizient	0,336	,375*	0,306	0,271	0,300	0,298	0,319
	Sig. (2-seitig)	0,052	0,029	0,078	0,120	0,084	0,087	0,066
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subclavia dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	0,332	,366*	0,301	0,260	0,296	0,288	0,312
	Sig. (2-seitig)	0,055	0,033	0,083	0,138	0,089	0,099	0,072
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subclavia sinistra Flä- che	Korrelationskoeffizient	,373*	,389*	0,314	0,248	0,324	0,282	0,323
	Sig. (2-seitig)	0,030	0,023	0,071	0,157	0,062	0,107	0,062
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subclavia sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,391*	,401*	0,334	0,259	,347*	0,295	0,339
	Sig. (2-seitig)	0,022	0,019	0,053	0,139	0,045	0,090	0,050
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis	Korrelationskoeffizient	,394*	,431*	0,309	0,254	0,324	0,308	0,332

dextra Fläche								
	Sig. (2-seitig)	0,021	0,011	0,076	0,147	0,062	0,076	0,055
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,386*	,417*	0,312	0,248	0,321	0,297	0,325
	Sig. (2-seitig)	0,024	0,014	0,073	0,157	0,064	0,088	0,061
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	,378*	,370*	0,289	0,178	0,299	0,228	0,284
	Sig. (2-seitig)	0,027	0,031	0,097	0,314	0,085	0,195	0,104
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,373*	,368*	0,301	0,195	0,303	0,238	0,290
	Sig. (2-seitig)	0,030	0,032	0,083	0,270	0,081	0,175	0,096
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	,367*	,384*	,356*	0,280	,348*	0,303	,349*
	Sig. (2-seitig)	0,033	0,025	0,039	0,108	0,043	0,081	0,043
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,346*	,363*	,344*	0,267	0,331	0,288	0,331

	Sig. (2-seitig)	0,045	0,035	0,046	0,127	0,056	0,099	0,056
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	,359*	,369*	,375*	0,282	,360*	0,303	,353*
	Sig. (2-seitig)	0,037	0,032	0,029	0,105	0,036	0,082	0,041
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,352*	,358*	,353*	0,256	,345*	0,284	0,334
	Sig. (2-seitig)	0,041	0,038	0,041	0,144	0,045	0,104	0,053
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subscapularis dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	,404*	,444**	,497**	,426*	,450**	,427*	,456**
	Sig. (2-seitig)	0,018	0,008	0,003	0,012	0,008	0,012	0,007
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subscapularis dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,401*	,432*	,504**	,423*	,452**	,420*	,453**
	Sig. (2-seitig)	0,019	0,011	0,002	0,013	0,007	0,013	0,007
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subscapularis sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	0,325	,350*	,393*	0,320	,356*	0,316	,359*
	Sig. (2-seitig)	0,061	0,043	0,022	0,065	0,039	0,068	0,037
	N	34	34	34	34	34	34	34

A. subscapularis sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,339*	,360*	,402*	0,330	,369*	0,326	,370*
	Sig. (2-seitig)	0,050	0,037	0,019	0,057	0,032	0,060	0,031
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis dextra Fläche (cm2)	Korrelationskoeffizient	,423*	,422*	,427*	,346*	,412*	,357*	,410*
	Sig. (2-seitig)	0,013	0,013	0,012	0,045	0,015	0,038	0,016
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,367*	,376*	,433*	,353*	,390*	,345*	,390*
	Sig. (2-seitig)	0,033	0,028	0,010	0,041	0,023	0,046	0,023
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	,389*	,396*	0,321	0,246	0,338	0,280	0,328
	Sig. (2-seitig)	0,023	0,020	0,064	0,162	0,051	0,109	0,058
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,392*	,404*	,386*	0,310	,381*	0,327	,372*
	Sig. (2-seitig)	0,022	0,018	0,024	0,074	0,026	0,059	0,030
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	,369*	,343*	0,302	0,198	0,321	0,226	0,285
	Sig. (2-seitig)	0,032	0,047	0,083	0,261	0,064	0,198	0,102

	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,366*	,346*	0,324	0,230	0,335	0,242	0,302
	Sig. (2-seitig)	0,033	0,045	0,062	0,191	0,053	0,168	0,083
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana sinistra Flä- che	Korrelationskoeffizient	,351*	,376*	0,319	0,280	0,313	0,294	0,323
	Sig. (2-seitig)	0,042	0,028	0,066	0,109	0,071	0,092	0,062
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,350*	,377*	,385*	0,332	,355*	0,331	,362*
	Sig. (2-seitig)	0,043	0,028	0,025	0,055	0,040	0,056	0,036
	N	34	34	34	34	34	34	34

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

* . Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 72: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen den Gefäßbewertungen der Pfortenarterien und den Messwerten von Gefäßfläche- und durchmesser der Stammarterien.

Spearman-Rho		Pfote VB rechts	Pfote VB links	Pfote KE rechts	Pfote KE links	Pfote VB + KE rechts	Pfote VB + KE links	Pfote VB + KE, rechts + links
A. subclavia dextra Flä- che	Korrelationskoeffizient	,360*	,407*	0,095	0,026	0,247	0,240	0,245
	Sig. (2-seitig)	0,036	0,017	0,593	0,885	0,158	0,171	0,163
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subclavia dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,385*	,414*	0,095	0,042	0,260	0,259	0,262
	Sig. (2-seitig)	0,025	0,015	0,594	0,812	0,138	0,139	0,134
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subclavia sinistra Flä- che	Korrelationskoeffizient	,385*	,464**	0,053	0,047	0,228	0,281	0,255
	Sig. (2-seitig)	0,024	0,006	0,767	0,790	0,195	0,108	0,145
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subclavia sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,405*	,498**	0,039	0,066	0,226	0,311	0,268
	Sig. (2-seitig)	0,018	0,003	0,828	0,710	0,199	0,073	0,125
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis	Korrelationskoeffizient	,567**	,580**	0,090	0,133	0,330	,395*	,362*

dextra Fläche								
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,612	0,455	0,057	0,021	0,035
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,575**	,593**	0,090	0,143	0,337	,412*	,375*
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,612	0,421	0,051	0,015	0,029
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	,479**	,547**	0,099	0,076	0,296	0,338	0,318
	Sig. (2-seitig)	0,004	0,001	0,578	0,668	0,089	0,050	0,067
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. cervicalis superficialis sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,491**	,547**	0,118	0,094	0,317	,352*	0,336
	Sig. (2-seitig)	0,003	0,001	0,506	0,596	0,067	0,041	0,052
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	,425*	,503**	0,144	0,119	0,303	,341*	0,324
	Sig. (2-seitig)	0,012	0,002	0,417	0,501	0,081	0,048	0,061
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,455**	,524**	0,166	0,140	0,333	,367*	,353*

	Sig. (2-seitig)	0,007	0,001	0,348	0,430	0,055	0,033	0,041
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	,443**	,506**	0,162	0,154	0,332	,374*	,353*
	Sig. (2-seitig)	0,009	0,002	0,360	0,384	0,055	0,029	0,040
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. axillaris sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,432*	,483**	0,157	0,146	0,324	,357*	,340*
	Sig. (2-seitig)	0,011	0,004	0,377	0,411	0,062	0,038	0,049
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subscapularis dextra Fläche	Korrelationskoeffizient	,514**	,536**	0,303	,341*	,457**	,507**	,483**
	Sig. (2-seitig)	0,002	0,001	0,082	0,048	0,007	0,002	0,004
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subscapularis dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,533**	,545**	0,329	,371*	,483**	,529**	,508**
	Sig. (2-seitig)	0,001	0,001	0,057	0,031	0,004	0,001	0,002
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. subscapularis sinistra Fläche	Korrelationskoeffizient	,514**	,550**	0,287	0,273	,436**	,462**	,450**
	Sig. (2-seitig)	0,002	0,001	0,099	0,118	0,010	0,006	0,008
	N	34	34	34	34	34	34	34

A. subsca- pularis si- nistra Durch- messer	Korrelationskoeffizient	,524**	,557**	0,309	0,291	,457**	,479**	,468**
	Sig. (2-seitig)	0,001	0,001	0,076	0,095	0,007	0,004	0,005
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis dextra Flä- che	Korrelationskoeffizient	,626**	,703**	,384*	0,298	,540**	,551**	,546**
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,025	0,087	0,001	0,001	0,001
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,598**	,642**	,341*	0,283	,504**	,516**	,511**
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,048	0,105	0,002	0,002	0,002
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis sinistra Flä- che	Korrelationskoeffizient	,627**	,682**	,358*	0,266	,522**	,515**	,519**
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,037	0,128	0,002	0,002	0,002
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. brachialis sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,658**	,682**	,382*	0,319	,558**	,554**	,557**
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,026	0,066	0,001	0,001	0,001
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana dextra Flä- che	Korrelationskoeffizient	,621**	,683**	0,282	0,210	,464**	,487**	,478**
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,107	0,232	0,006	0,004	0,004

	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana dextra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,626**	,712**	0,302	0,242	,472**	,511**	,494**
	Sig. (2-seitig)	0,000	0,000	0,083	0,169	0,005	0,002	0,003
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana sinistra Flä- che	Korrelationskoeffizient	,557**	,586**	0,259	0,207	,432*	,435*	,435*
	Sig. (2-seitig)	0,001	0,000	0,139	0,239	0,011	0,010	0,010
	N	34	34	34	34	34	34	34
A. mediana sinistra Durchmesser	Korrelationskoeffizient	,560**	,570**	0,308	0,281	,470**	,475**	,475**
	Sig. (2-seitig)	0,001	0,000	0,077	0,108	0,005	0,005	0,005
	N	34	34	34	34	34	34	34

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

* . Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 73: Korrelationsanalyse der Prämedikation und der Bewertung der Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den einzelnen Gefäßsegmenten.

Kruskal-Wallis-Test			
Prämedikation		N	Mittlerer Rang
Peripherie	Benzodiazepine	17	16,71
	Alpha-2-Agonisten	3	11,17
	Acepromazin	14	19,82
	Gesamt	34	
Stamm	Benzodiazepine	17	15,88
	Alpha-2-Agonisten	3	6,33
	Acepromazin	14	21,86
	Gesamt	34	
Pfote	Benzodiazepine	17	13,97
	Alpha-2-Agonisten	3	7,67
	Acepromazin	14	23,89
	Gesamt	34	
Statistik für Test			
	Peripherie	Stamm	Pfote
Chi-Quadrat	2,086	7,608	10,968
df	2	2	2
Asymptotische Signifikanz	,352	,022	,004

Tabelle 74: Mann-Whitney-Test bei den Arterien, bei denen ein signifikanter Unterschied zwischen zwei Prämedikations-Gruppen zu sehen war.

Mann-Whitney-Test				
Prämedikation		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
A. brachialis: Unterschied Benzodiazepine und Acepromazin	Benzodiazepine	17	13,94	237,00
	Acepromazin	14	18,50	259,00
	Gesamt	31		
A. mediana: Unterschied Benzodiazepine und Alpha-2-Agonisten	Benzodiazepine	17	11,91	202,50
	Alpha-2-Agonisten	3	2,50	7,50
	Gesamt	20		
A. mediana: Unterschied Alpha-2-Agonisten und Acepromazin	Alpha-2-Agonisten	3	2,00	6,00
	Acepromazin	14	10,50	147,00
	Gesamt	17		
Aa. digitales palmares communes: Unterschied Alpha-2-Agonisten und Acepromazin	Alpha-2-Agonisten	3	3,50	10,50
	Acepromazin	14	10,18	142,50
	Gesamt	17		
Aa. digitales palmares propriae: Unterschied Benzodiazepine und Acepromazin	Benzodiazepine	17	10,53	179,00
	Acepromazin	14	22,64	317,00
	Gesamt	31		
	Benzodiazepine	17	11,62	197,50

Aa. metacarpeae palmares: Unterschied Benzodiazepine und Alpha-2-Agonisten	Alpha-2-Agonisten	3	4,17	12,50
	Gesamt	20		

Tabelle 75: Statistische Auswertung der Gegensätzlichkeit zwischen den Sedativa in der Gefäßerkennbarkeit einzelner Stammarterien.

Statistik für Test			
	A. brachialis: Benzodiazepine und Acepromazin	A. mediana: Benzodiazepine und Alpha-2-Agonisten	A. mediana: Alpha-2-Agonisten und Acepromazin
Mann-Whitney-U	84,000	1,500	0,000
Wilcoxon-W	237,000	7,500	6,000
Z	-2,174	-2,739	-3,117
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,030	,006	,002
Exakte Signifikanz [2*(1-seitige Sig.)]	,173 ^b	,004 ^b	,003 ^b

b. Nicht für Bindungen korrigiert.

Tabelle 76: Statistische Auswertung der Gegensätzlichkeit zwischen Sedativa in der Gefäßerkennbarkeit einzelner Pfortengefäßgruppen.

Statistik für Test			
	Aa. digitales palmares communes: Alpha-2-Agonisten und Acepromazin	Aa. digitales palmares propriae: Benzodiazepine und Acepromazin	Aa. metacarpeae palmares: Benzodiazepine und Alpha-2-Agonisten
Mann-Whitney-U	4,500	26,000	6,500
Wilcoxon-W	10,500	179,000	12,500
Z	-2,274	-4,186	-2,206
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	,023	,000	,027
Exakte Signifikanz [2*(1-seitige Sig.)]	,032 ^b	,000 ^b	,040 ^b

b. Nicht für Bindungen korrigiert.

Tabelle 77: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen der Kontrastmittel- bzw. Kochsalzlösungsapplikation und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der Stammarterien.

Spearman-Rho		Stamm VB links	Stamm VB rechts	Stamm KE links	Stamm KE rechts	Stamm VB + KE links	Stamm VB + KE rechts	Stamm VB + KE, rechts + links
KM Volumen (ml)	Korrelationskoeffizient	,016	,249	,042	,027	,035	,088	,065
	Sig. (2-seitig)	,929	,156	,812	,882	,842	,620	,716
	N	34	34	34	34	34	34	34

KM Fluss- rate (ml/s)	Korrelati- onskoeffi- zient	,028	,252	,354*	,348*	,337	,413*	,384*
	Sig. (2-sei- tig)	,876	,151	,040	,044	,052	,015	,025
	N	34	34	34	34	34	34	34
KM Injek- tions- zeit (s)	Korrelati- onskoeffi- zient	,021	,248	-,012	-,030	-,019	,031	,009
	Sig. (2-sei- tig)	,906	,156	,946	,868	,914	,860	,962
	N	34	34	34	34	34	34	34
NaCl Volu- men (ml)	Korrelati- onskoeffi- zient	,218	,011	-,127	-,170	-,100	-,168	-,130
	Sig. (2-sei- tig)	,215	,949	,473	,336	,572	,341	,464
	N	34	34	34	34	34	34	34
NaCl Fluss- rate (ml/s)	Korrelati- onskoeffi- zient	,163	,165	,333	,301	,348*	,346*	,364*
	Sig. (2-sei- tig)	,356	,352	,054	,083	,044	,045	,034
	N	34	34	34	34	34	34	34
NaCl Injek- tions- zeit (s)	Korrelati- onskoeffi- zient	,115	-,183	-,329	-,351*	-,316	-,399*	-,369*
	Sig. (2-sei- tig)	,519	,300	,057	,042	,069	,019	,031
	N	34	34	34	34	34	34	34

Tabelle 78: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen der Kontrastmittel- bzw. Kochsalzlösungsapplikation und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der peripheren Arterien.

Spearman-Rho		Peri- pherie VB links	Peri- pherie VB rechts	Peri- pherie KE links	Peri- pherie KE rechts	Periphe- rie VB + KE links	Periphe- rie VB + KE rechts	Peri- pherie VB + KE, links + rechts
KM Volu- men (ml)	Korrelations- koeffizient	,425*	,469**	,459**	,398*	,427*	,412*	,442**
	Sig. (2-seitig)	,012	,005	,006	,020	,012	,015	,009
	N	34	34	34	34	34	34	34
KM Fluss- rate (ml/s)	Korrelations- koeffizient	,572**	,626**	,649**	,626**	,637**	,644**	,669**
	Sig. (2-seitig)	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000
	N	34	34	34	34	34	34	34
KM Injekti- onszeit (s)	Korrelations- koeffizient	,379*	,410*	,356*	,300	,342*	,323	,346*
	Sig. (2-seitig)	,027	,016	,039	,085	,048	,062	,045
	N	34	34	34	34	34	34	34
NaCl Volu- men (ml)	Korrelations- koeffizient	,513**	,494**	,413*	,325	,447**	,380*	,424*
	Sig. (2-seitig)	,002	,003	,015	,061	,008	,027	,013
	N	34	34	34	34	34	34	34
NaCl Fluss- rate (ml/s)	Korrelations- koeffizient	,623**	,648**	,681**	,622**	,683**	,659**	,694**
	Sig. (2-seitig)	,000	,000	,000	,000	,000	,000	,000
	N	34	34	34	34	34	34	34
NaCl Injekti- onszeit (s)	Korrelations- koeffizient	-,005	-,053	-,058	-,134	-,059	-,134	-,104

	Sig. (2-seitig)	,978	,766	,745	,451	,742	,451	,560
	N	34	34	34	34	34	34	34

** Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

* Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

Tabelle 79: Korrelationsanalyse nach Spearman-Rho zwischen der Kontrastmittel- bzw. Kochsalzlösungsapplikation und der Kontrasterkennbarkeit (KE) bzw. Verfolgbarkeit (VB) der Pfotenarterien.

Spearman-Rho		Pfote VB rechts	Pfote VB links	Pfote KE rechts	Pfote VB links	Pfote VB + KE rechts	Pfote VB + KE links	Pfote VB + KE, rechts + links
Volumen Kontrastmittel (ml)	Korrelationskoeffizient	,525**	,538**	,306	,255	,470**	,457**	,466**
	Sig. (2-seitig)	,001	,001	,079	,146	,005	,007	,005
	N	34	34	34	34	34	34	34
KM Flussrate (ml/s)	Korrelationskoeffizient	,355*	,382*	,422*	,370*	,477**	,452**	,476**
	Sig. (2-seitig)	,039	,026	,013	,031	,004	,007	,004
	N	34	34	34	34	34	34	34
KM Injektionszeit (s)	Korrelationskoeffizient	,540**	,561**	,186	,146	,387*	,394*	,391*
	Sig. (2-seitig)	,001	,001	,293	,409	,024	,021	,022

	N	34	34	34	34	34	34	34
NaCl Volumen (ml)	Korrelationskoeffizient	,429*	,431*	,170	,134	,285	,291	,287
	Sig. (2-seitig)	,011	,011	,335	,449	,102	,095	,100
	N	34	34	34	34	34	34	34
NaCl Flussrate (ml/s)	Korrelationskoeffizient	,307	,308	,434*	,397*	,454**	,426*	,454**
	Sig. (2-seitig)	,078	,076	,010	,020	,007	,012	,007
	N	34	34	34	34	34	34	34
NaCl Injektionszeit (s)	Korrelationskoeffizient	,162	,156	-,101	-,121	-,036	-,022	-,041
	Sig. (2-seitig)	,359	,377	,570	,495	,839	,904	,816
	N	34	34	34	34	34	34	34

** . Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).

* . Die Korrelation ist auf dem 0,05 Niveau signifikant (zweiseitig).

X. DANKSAGUNG

Eine wissenschaftliche Arbeit ist nie das Werk einer einzelnen Person, deshalb möchte ich mich bei den Menschen bedanken, die mich bei der Erstellung meiner Dissertation unterstützt haben.

An erster Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei Frau Prof. Dr. Andrea Meyer-Lindenberg für das Anvertrauen dieses interessanten Themas und ihre Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit bedanken. Besondere Dankbarkeit empfinde ich für die intensive und ausführliche Korrektur dieser Arbeit.

Des Weiteren möchte ich mich besonders bei meinem Betreuer Herrn Dr. Andreas Brühschwein bedanken für seine Unterstützung während der Ausfertigung der Doktorarbeit. Seine hilfreichen Ratschläge, innovativen Ideen und seine engagierten Hilfestellungen bei Fragen und Problemen haben mir bei der Durchführung der Untersuchungen und Auswertung der Ergebnisse sehr geholfen. Auch bei der gesamten radiologischen Abteilung möchte ich mich für die herzliche und humorvolle Zeit und dem damit verbundenen sehr angenehmen Arbeitsklima bedanken.

Danke an meine Doktorkollegin Catharina für das Bereitstellen von bereits gesammelten Patientendaten und den regen Ideenaustausch. Herrn PD Dr. Reese möchte ich für die große Hilfe bei der statistischen Auswertung danken.

Für die Teilnahme am Auswahlverfahren der Fenstereinstellung möchte ich mich bei allen freiwilligen Tierärzten bedanken, dass sie sich dafür Zeit genommen haben.

Vielen Dank an Frederik, Karin, Mama, Julia, Claudia, Dani, Saskia, Nora und Elli für das Korrekturlesen und die mentale Unterstützung.

Besondere Erwähnung verdient meine Mama, die immer für uns da ist und uns bei allem unterstützt. Sie ist mir ein großes Vorbild die Dinge zu nehmen wie sie sind und das Positive daraus zu ziehen. Danke dafür!

Zum Schluss möchte ich mich bei Frederik vielmals bedanken. Mit seinen aufbauenden Worten hat er mich motiviert am Ball zu bleiben. Er hat mir den Rücken freigehalten und war mir in vielen Dingen eine große Stütze, was ich sehr schätze.