

# VERGLEICH VON COMPUTERTOMOGRAPHIE UND MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIE BEI VERDACHT AUF ORBITALEN PROZESS BEI HUND UND KATZE

**LUISA-KATHARINA WIESNER**

INAUGURAL-DISSERTATION ZUR ERLANGUNG DES GRADES EINES DR. MED. VET.  
BEIM FACHBEREICH VETERINÄRMEDIZIN DER JUSTUS-LIEBIG-UNIVERSITÄT GIESSEN



## **Bibliografische Informationen der Deutschen Bibliothek**

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet abrufbar über <http://dnb.ddb.de>

1. Auflage 2017

© 2017 by Verlag: **Deutsche Veterinärmedizinische Gesellschaft Service GmbH**,  
Gießen  
Printed in Germany

ISBN 978-3-86345-377-0

Verlag: DVG Service GmbH  
Friedrichstraße 17  
35392 Gießen  
Tel.: 0641/24466  
[info@dvg.de](mailto:info@dvg.de)  
[www.dvg.de](http://www.dvg.de)

**Vergleich von Computertomographie und Magnetresonanztomographie bei  
Verdacht auf orbitalen Prozess bei Hund und Katze**

INAUGURAL-DISSERTATION  
zur Erlangung des Grades eines  
Dr. med. vet.  
beim Fachbereich Veterinärmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

**Luisa-Katharina Wiesner**

Aus dem Klinikum Veterinärmedizin  
Klinik für Kleintiere, Chirurgie  
der Justus-Liebig-Universität Gießen  
Betreuer: Prof. Dr. Dr. h.c. M. Kramer

**Vergleich von Computertomographie und Magnetresonanztomographie bei  
Verdacht auf orbitalen Prozess bei Hund und Katze**

INAUGURAL-DISSERTATION  
zur Erlangung des Grades eines  
Dr. med. vet.  
beim Fachbereich Veterinärmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

Eingereicht von

**Luisa-Katharina Wiesner**  
Tierärztin aus Frankfurt am Main

Gießen 2017

Mit Genehmigung des Fachbereichs Veterinärmedizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

Dekan: Prof. Dr. Dr. h.c. Martin Kramer

Gutachter: Prof. Dr. Dr. h.c. Martin Kramer  
Prof. Dr. Eberhard Burkhardt

Tag der Disputation: 4. Juli 2017

Ich erkläre: Ich habe die vorgelegte Dissertation selbständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der "Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis" niedergelegt sind, eingehalten.

Luisa-Katharina Wiesner

**Meinen Eltern und meinem  
Ehemann Sven gewidmet**

---

## Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>I</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>V</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>VII</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>XII</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>2 Literatur</b> .....	<b>3</b>
<b>2.1 Anatomie der Orbita</b> .....	<b>3</b>
<b>2.2 Ätiologie und Klinik orbitaler Prozesse</b> .....	<b>5</b>
2.2.1 Klinisches Erscheinungsbild .....	5
2.2.2 Ursächliche Erkrankungen .....	6
<b>2.3 Grundlagen der Computertomographie</b> .....	<b>16</b>
2.3.1 Prinzip der Computertomographie .....	16
2.3.2 Hounsfield Skala .....	16
2.3.3 Fensterung .....	17
2.3.4 Kontrastmittel .....	18
2.3.5 Spiral – Computertomographie .....	20
2.3.6 Technische Daten der Multislice-Computertomographie .....	20
2.3.7 ALARA-Prinzip und dosisbeeinflussende Parameter .....	23
2.3.8 Bildrekonstruktion .....	23
<b>2.4 Grundlagen der Magnetresonanztomographie</b> .....	<b>26</b>
2.4.1 Wasserstoffprotone .....	26
2.4.2 Larmgleichung .....	27
2.4.3 Magnetisierung .....	27
2.4.4 Flip Winkel .....	29
2.4.5 Phasenkohärenz .....	29
2.4.6 Konstruktion eines Echos .....	29
2.4.7 Relaxationszeiten .....	34
<b>2.5 Computer- und Magnetresonanztomographie bei orbitalen Prozessen</b> .....	<b>34</b>
<b>3 Fragestellung</b> .....	<b>37</b>
<b>4 Material und Methoden</b> .....	<b>37</b>
<b>4.1 Gerätebeschreibung</b> .....	<b>38</b>
<b>4.2 Durchführung</b> .....	<b>39</b>
4.2.1 Allgemeine klinische Untersuchung .....	39
4.2.2 Spezielle ophthalmologische Untersuchung .....	39
4.2.3 Narkosemanagement und postoperative Medikation .....	40

---

4.2.4	Computertomographische Untersuchung .....	42
4.2.5	Magnetresonanztomographische Untersuchung .....	44
<b>4.3</b>	<b>Qualitative Auswertung .....</b>	<b>44</b>
<b>4.4</b>	<b>Statistische Auswertung .....</b>	<b>45</b>
<b>4.5</b>	<b>Auswertungskriterien .....</b>	<b>46</b>
<b>5</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>50</b>
<b>5.1</b>	<b>Patientengut .....</b>	<b>50</b>
<b>5.2</b>	<b>Erkrankungsursachen bei Hunden und Katzen .....</b>	<b>51</b>
<b>5.3</b>	<b>Alter .....</b>	<b>52</b>
<b>5.4</b>	<b>Auswertung der qualitativen Parameter in der Computer- und Magnetresonanztomographie .....</b>	<b>52</b>
5.4.1	Neoplasie / Dignität .....	52
5.4.2	Ursprungsgewebe / Tumorart .....	54
5.4.3	Kapsel bzw. Kapselunterbrechung .....	55
5.4.4	Invasivität .....	56
5.4.5	Lymphadenopathie .....	57
5.4.6	Vaskularisation .....	59
5.4.7	Heterogenität .....	60
5.4.8	Osteolyse .....	61
5.4.9	Kontrastmittelanreicherungsverhalten (Menge) .....	62
5.4.10	Kontrastmittelverteilungsmuster .....	63
<b>5.5</b>	<b>Auswertung der quantitativen Parameter in der Computer- und Magnetresonanztomographie .....</b>	<b>65</b>
5.5.1	Länge .....	65
5.5.2	Breite .....	65
5.5.3	Höhe .....	66
5.5.4	Dichte eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in der CT .....	67
5.5.5	Standardabweichung der Dichte eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in der CT .....	67
5.5.6	Linearer Schwächungskoeffizient eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in der CT .....	68
5.5.7	Verhältnis des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Raumforderung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur .....	68
5.5.8	Dichte eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung nach Kontrastmittelapplikation .....	69
5.5.9	Standardabweichung zur Dichte nach Kontrastmittelapplikation .....	69
5.5.10	Linearer Schwächungskoeffizient eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung nach Kontrastmittelapplikation .....	70
5.5.11	Verhältnis des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Raumforderung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur nach Kontrastmittelapplikation .....	71

---

5.5.12	Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T1-gewichteten Schnittbildern in der MRT .....	71
5.5.13	Standardabweichung zur Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T1-gewichteten Schnittbildern in der MRT .....	72
5.5.14	Verhältnis der Signalintensität der orbitalen Raumforderung zu der der umliegenden Skelettmuskulatur in den T1-gewichteten Schnittbildern in der MRT .....	72
5.5.15	Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T1-gewichteten Schnittbildern nach Kontrastmittelapplikation in der MRT .....	73
5.5.16	Standardabweichung zur Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T1-gewichteten Schnittbildern nach Kontrastmittelapplikation in der MRT .....	73
5.5.17	Verhältnis der Signalintensität der orbitalen Raumforderung zu der der umliegenden Skelettmuskulatur in den T1-gewichteten Schnittbildern nach Kontrastmittelapplikation in der MRT .....	74
5.5.18	Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T2-gewichteten Schnittbildern in der MRT .....	75
5.5.19	Standardabweichung zur Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T2-gewichteten Schnittbildern in der MRT .....	75
5.5.20	Verhältnis der Signalintensität der orbitalen Raumforderung zu der der umliegenden Skelettmuskulatur in den T2-gewichteten Schnittbildern in der MRT .....	76
<b>5.6</b>	<b>Methodenvergleich Computertomographie – Magnetresonanztomographie .....</b>	<b>77</b>
5.6.1	Methodenvergleich mit der Annahme Neoplasie = ja .....	77
5.6.2	Methodenvergleich mit der Annahme Neoplasie = nein .....	83
5.6.3	Ermittlung der Korrelation .....	89
5.6.4	Mittelwertvergleich mit der Annahme Neoplasie = ja und Neoplasie = nein .....	92
<b>6</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>95</b>
<b>6.1</b>	<b>Patientengut und mögliche Erkrankungsursachen .....</b>	<b>95</b>
<b>6.2</b>	<b>Diagnosestellung .....</b>	<b>96</b>
<b>6.3</b>	<b>Computer- und Magnetresonanztomographie zur Untersuchung orbitaler Prozesse bei Hund und Katze .....</b>	<b>97</b>
<b>6.4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>99</b>
6.4.1	Qualitative Parameter in der Computer- und Magnetresonanztomographie und Methodenvergleich .....	99
6.4.2	Quantitative Parameter in der Computer- und Magnetresonanztomographie und Methodenvergleich .....	109
<b>6.5</b>	<b>Schlussfolgerung .....</b>	<b>112</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>114</b>
<b>8</b>	<b>Summary .....</b>	<b>116</b>
<b>9</b>	<b>Literatur .....</b>	<b>118</b>
<b>10</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>127</b>

---

<b>11 Danksagung .....</b>	<b>145</b>
----------------------------	------------

---

## **Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1 (nach Maggs et al., 2013): Je nach Lokalisation einer orbital gelegenen Raumforderung differiert der resultierende Exophthalmus. Die Deviation des Augapfels erfolgt in die durch Pfeile angegebene Richtung. ....	6
Abbildung 2: Patient mit Exophthalmus und Nickhautvorfall auf der linken Seite.....	6
Abbildung 3: Adspektion der Maulhöhle eines Hundes mit mittelgradigem Exophthalmus des rechten Auges. An der mit rotem Stern markierten Stelle ist eine Schwellung hinter dem letzten oberen Molaren der rechten Seite sichtbar. ....	13
Abbildung 4 (nach Prokop, 2007): Skala der CT-Werte, Luft weist -1000 HE auf und Wasser 0 HE, Weichteilgewebe liegt ca. bei +50 HE .....	17
Abbildung 5: (nach Prokop, 2007): Durch Wahl einer bestimmten Fensterung, das heißt einer bestimmten Bandbreite an CT-Werten, kann der Kontrast optimiert werden. Das Fenster ist durch seine Weite (Kontrast) und seine Lage, bzw. sein Zentrum (Helligkeit) definiert.....	18
Abbildung 6: (nach Prokop, 2007): Einstellungen von Weite und Center bestimmter Fensterungen.....	19
Abbildung 7 (nach Prokop, 2007): Computertomographische Bildrekonstruktion .....	24
Abbildung 8 (nach Kalender, 1999): Schichtempfindlichkeitsprofil der Spiral-Computertomographie. Folge des Tischvorschubes ist eine Unschärfe des Profils.....	25
Abbildung 9 (nach Prokop, 2007): Auswirkungen des Detektortypes auf die Bildentstehung: Abtastweise und Art der Rückprojektion von Scannern der 3. und 4. Generation.....	26
Abbildung 10 (nach Mugler III, 2006): Präzession des Protons mit dem magnetischen Moment $\mu$ im Hauptmagnetfeld $B_0$ um die z-Achse. Die Präzessionsfrequenz entspricht der Larmorfrequenz. Jedes Proton hat einen Eigendrehimpuls, einen sogenannten Spin.....	27
Abbildung 11 (nach Mugler III, 2006): Unterschiedliche Energiestadien der Protonen im Magnetfeld .....	28
Abbildung 12 (nach Mugler III, 2006): Die T2-Relaxation und Inhomogenitäten des Magnetfeldes (T2-Effekte) führen zur Abnahme des durch den Radiofrequenzimpuls induzierten "Free Induction Decay".....	30
Abbildung 13 (nach Mugler III, 2006): In der MRT angewandte Radiofrequenzimpulse: <b>A</b> , Umwandlung der longitudinalen in eine transversale Magnetisierung durch einen $90^\circ$ -Impuls. <b>B</b> , Der $180^\circ$ -Impuls zu Beginn einer Inversionssequenz führt zu einer Konvertierung des Signals in den negativen Bereich der z-Achse. <b>C</b> , Ein refokussierender $180^\circ$ -Impuls rotiert die transversale Magnetisierung auf die andere Seite der $x_{rot}$ - $y_{rot}$ Ebene. <b>D</b> , Applikation des	

---

Magnetfeldes B1 entlang der $y_{\text{rot}}$ -Achse und Präzession der Protonen um den negativen Bereich der $x_{\text{rot}}$ -Achse.....	32
Abbildung 14: Lagerung des Kopfes des Patienten unter Verwendung eines Schaumstoffkissens.....	42
Abbildung 15: Geschlechterverteilung der untersuchten Hunde und Katzen .....	50
Abbildung 16: Korrelation der Länge in der CT und MRT inkl. Korrelationsgeraden und Angabe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson „r“.....	90
Abbildung 17: Korrelation der Breite in der CT und MRT inkl. Korrelationsgeraden und Angabe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson „r“.....	91
Abbildung 18: Korrelation der Höhe in der CT und MRT inkl. Korrelationsgeraden und Angabe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson „r“.....	91
Abbildung 19: Anteil der neoplastischen und entzündungsbedingten Erkrankungen in der vorliegenden Studie und der zum Vergleich herangezogenen Literatur.....	95
Abbildung 20: Durchschnittsalter (in Monaten) der Patientengruppen im Vergleich zur Literatur.....	96

---

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Übersicht der Ergebnisse von vier Arbeitsgruppen über das Auftreten caniner, orbitaler Tumoren. Die einzelnen Tumorarten differieren je nach Studie und Anzahl der untersuchten Patienten.....	8
Tabelle 2: Übersicht der Häufigkeiten verschiedener orbitaler Neoplasien bei der Katze. Gegenübergestellt werden die Ergebnisse von drei Arbeitsgruppen. Je nach Studie und Anzahl der untersuchten Patienten unterscheiden sich die Häufigkeiten der einzelnen Tumorarten.....	11
Tabelle 3 (nach Armour et al., 2011): Unterschiede der Signalintensitäten in der MRT bei verschiedenen Tumorarten.....	36
Tabelle 4: Sowohl für die CT als auch die MRT gewählte Auswertungskriterien und deren Differenzierung.....	47
Tabelle 5: Für die CT und MRT unterschiedliche Auswertungsparameter.....	49
Tabelle 6: Patientenzahlen aufgeschlüsselt nach Dignität und Anzahl der vorliegenden CT- bzw. MRT-Untersuchungen.....	50
Tabelle 7: Differenzierung der verschiedenen Tumorarten mit Angabe, welches bildgebende Verfahren für wie viele Patienten zur Auswertung vorliegt.....	51
Tabelle 8: Differenzierung der nicht-neoplastischen Erkrankungsbilder, dahinter: Angabe, welches bildgebende Verfahren für wie viele Patienten zur Auswertung vorliegt.....	52
Tabelle 9: Einschätzung der Dignität gemäß pathohistologischer oder zytologischer Ergebnisse (bzw. der Übereinstimmung der gewählten Vergleichsuntersuchungen) im Vergleich zur Computertomographie.....	53
Tabelle 10: Einschätzung der Dignität gemäß pathohistologischer oder zytologischer Ergebnisse (bzw. der Übereinstimmung der gewählten Vergleichsuntersuchungen) im Vergleich zur Magnetresonanztomographie.....	53
Tabelle 11: Kriterium "Kapsel bzw. Kapselunterbrechung" in der CT.....	55
Tabelle 12: Kriterium "Kapsel bzw. Kapselunterbrechung" in der MRT.....	55
Tabelle 13: Eigenschaft "invasives Wachstum" in der CT.....	56
Tabelle 14: Eigenschaft "invasives Wachstum" in der MRT.....	56
Tabelle 15: Charakteristikum „Lymphadenopathie“ in der CT.....	57
Tabelle 16: Charakteristikum „Lymphadenopathie“ in der MRT.....	58
Tabelle 17: Anteil der malignen Tumoren je nach Einteilung der Lymphadenopathie inkl. ihres 95 % -Konfidenzintervalles in der CT.....	58

---

Tabelle 18: Anteil der malignen Tumoren je nach Einteilung der Lymphadenopathie inkl. ihres 95 % -Konfidenzintervalles in der MRT.....	58
Tabelle 19: Vaskularisationsgrad der Raumforderungen in Bezug zu ihrer Dignität in der CT .....	59
Tabelle 20: Vaskularisationsgrad der Raumforderungen in Bezug zu ihrer Dignität in der MRT .....	59
Tabelle 21: Heterogenität der Raumforderungen in Bezug zu ihrer Dignität in der CT, Angabe der Heterogenitätsgrades mit Hilfe der oben zugeordneten Buchstaben a) – g).....	60
Tabelle 22: Heterogenität der Raumforderungen in Bezug zu ihrer Dignität in der MRT, Angabe der Heterogenitätsgrades mit Hilfe der oben zugeordneten Buchstaben a) – g) .....	60
Tabelle 23: Eigenschaft "Osteolyse" in der CT .....	61
Tabelle 24: Eigenschaft "Osteolyse" in der MRT .....	62
Tabelle 25: Menge der Kontrastmittelanreicherung in der CT .....	62
Tabelle 26: Menge der Kontrastmittelanreicherung in der MRT .....	63
Tabelle 27: Kontrastmittelverteilung in der CT .....	63
Tabelle 28: Kontrastmittelverteilung in der MRT.....	64
Tabelle 29: Anteil der malignen Tumoren je nach Unterteilung der Kontrastmittelverteilung inkl. ihres 95 % -Konfidenzintervalles in der CT .....	64
Tabelle 30: Anteil der malignen Tumoren je nach Unterteilung der Kontrastmittelverteilung inkl. ihres 95 % -Konfidenzintervalles in der MRT .....	64
Tabelle 31: CT und MRT: mittlere Länge einer malignen bzw. benignen Zubildung .....	65
Tabelle 32: CT und MRT: mittlere Breite einer malignen bzw. benignen Zubildung.....	66
Tabelle 33: CT und MRT: mittlere Höhe einer malignen bzw. benignen Zubildung .....	66
Tabelle 34: CT: mittlere Dichte einer malignen bzw. benignen Zubildung.....	67
Tabelle 35: mittlere Standardabweichung der Dichte einer malignen bzw. benignen Zubildung .....	67
Tabelle 36: mittlerer linearer Schwächungskoeffizient einer malignen bzw. benignen Zubildung .....	68
Tabelle 37: Mittelwert des Verhältnisses des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Zubildung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur .....	69
Tabelle 38: Mittelwerte der Dichte der orbitalen Prozesse nach Kontrastmittelgabe je nach Dignität.....	69
Tabelle 39: Mittelwerte der Standardabweichung zur Dichte nach Kontrastmittelgabe.....	70
Tabelle 40: Mittelwert des linearen Schwächungskoeffizienten nach Kontrastmittelgabe in Abhängigkeit der Dignität.....	70

---

Tabelle 41: Mittelwert des Verhältnisses des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Zubildung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur nach Kontrastmittelapplikation.....	71
Tabelle 42: mittlere Signalintensität in der T1-Wichtung der MRT.....	72
Tabelle 43: mittlere Standardabweichung zur Signalintensität der T1-gewichteten Schnittbilder.....	72
Tabelle 44: Mittelwert des Verhältnisses der Signalintensität der orbitalen Raumforderung zur der der umliegenden Skelettmuskulatur in der T1-Wichtung.....	73
Tabelle 45: mittlere Signalintensität der orbitalen Zubildung in der T1-Wichtung nach Kontrastmittelapplikation.....	73
Tabelle 46: mittlere Standardabweichung zur Signalintensität der gewählten Region of interest in den T1-gewichteten Schnittbildern nach Kontrastmittelgabe.....	74
Tabelle 47: Mittelwerte des Verhältnisses der Signalintensität der Raumforderung zu der der umliegenden Skelettmuskulatur in der T1-Wichtung.....	74
Tabelle 48: Mittelwerte der Signalintensitäten T2-gewichteter Aufnahmen orbitaler Prozesse.....	75
Tabelle 49: Mittelwert der Standardabweichung der „Region of interest“ in der T2-Wichtung.....	76
Tabelle 50: Mittelwert des Verhältnisses der Signalintensität der „Region of interest“ zu der der umliegenden Skelettmuskulatur in den T2-gewichteten Aufnahmen.....	76
Tabelle 51: Gegenüberstellung der computer- und magnetresonanztomographischen Einschätzung bezüglich der Genese / Dignität bei den 13 Patienten mit neoplastischen Erkrankungen.....	77
Tabelle 52: Vergleich des Parameters "Kapsel bzw. Kapselunterbrechung" in CT und MRT bei den neoplastischen Prozessen.....	78
Tabelle 53: Vergleich des Parameters "Invasivität" in CT und MRT bei den neoplastischen Prozessen.....	78
Tabelle 54: Vergleich des Parameters "Lymphadenopathie" in CT und MRT bei den neoplastischen Prozessen.....	79
Tabelle 55: Ergebnisse des Parameters „Vaskularisation" in CT und MRT bei der Gruppe der tumorösen Raumforderungen.....	80
Tabelle 56: „Heterogenität" in CT und MRT bei den tumorösen Raumforderungen.....	81
Tabelle 57: Vergleich des Parameters "Osteolyse" in CT und MRT bei den neoplastischen Prozessen.....	81

---

Tabelle 58: Ergebnisse der „Kontrastmittelanreicherung (Menge)“ in CT und MRT bei den neoplastischen Prozessen .....	82
Tabelle 59: „Kontrastmittelverteilungsmuster“ in CT und MRT bei den tumorösen Raumforderungen .....	83
Tabelle 60: Gegenüberstellung der computer- und magnetresonanztomographischen Einschätzung bezüglich der Genese / Dignität bei den 12 Patienten mit nicht-neoplastischen Erkrankungen.....	84
Tabelle 61: Vergleich des Parameters "Kapsel bzw. Kapselunterbrechung" in CT und MRT bei den nicht-neoplastischen Prozessen .....	84
Tabelle 62: Vergleich des Parameters "Invasivität" in CT und MRT bei den nicht-neoplastischen Prozessen .....	85
Tabelle 63: Vergleich des Parameters "Lymphadenopathie" in CT und MRT bei den nicht-neoplastischen Prozessen .....	86
Tabelle 64: Ergebnisse des Parameters „Vaskularisation“ in CT und MRT bei der Gruppe der nicht-neoplastischen Raumforderungen .....	86
Tabelle 65: Heterogenität“ in CT und MRT bei den benignen Raumforderungen .....	87
Tabelle 66: Vergleich des Parameters "Osteolyse" in CT und MRT bei den nicht-neoplastischen Prozessen .....	88
Tabelle 67: Ergebnisse der „Kontrastmittelanreicherung (Menge)“ in CT und MRT bei den benignen Prozessen .....	88
Tabelle 68: „Kontrastmittelverteilungsmuster“ in CT und MRT bei den nicht-neoplastischen Raumforderungen .....	89
Tabelle 69: mittlere Länge der retrobulbären Zubildungen neoplastischen Ursprungs in CT und MRT mit der zugehörigen mittleren Differenz und der Standardabweichung .....	92
Tabelle 70: mittlere Länge einer nicht-neoplastischen Raumforderung in CT und MRT mit der entsprechenden mittleren Differenz und der Standardabweichung.....	92
Tabelle 71: mittlere Breite orbitaler Prozesse maligner Dignität in CT und MRT mit der zugehörigen mittleren Differenz und der Standardabweichung .....	93
Tabelle 72: mittlere Breite orbitaler Prozesse benigner Dignität in CT und MRT mit der zugehörigen mittleren Differenz und der Standardabweichung .....	93
Tabelle 73: mittlere Höhe der retrobulbären Zubildungen neoplastischen Ursprungs in CT und MRT mit der zugehörigen mittleren Differenz und der Standardabweichung .....	93
Tabelle 74: mittlere Höhe der retrobulbären Zubildungen nicht-neoplastischen Ursprungs in CT und MRT mit der zugehörigen mittleren Differenz und der Standardabweichung .....	94

---

Tabelle 75 - 92: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie ..... 127

---

## **Abkürzungsverzeichnis**

A.	Arteria
ALARA	as low as reasonably achievable
B <sub>1</sub>	Stärke des applizierten Radiofrequenzimpulses in der MRT
C	Celsius
CT	Computertomographie
d	Tischvorschub in mm pro 360°
d'	Tischvorschub in mm pro sec
EAN	European ALARA Network
et al.	et alii (= und Mitarbeiter)
FID	Free Induction Decay
FLAIR	Fluid Attenuation Recovery
FOV	Field of View
FWHM	Full Width at Half Maximum
Gl.	Glandula
Gll.	Glandulae
HE	Hounsfield Einheiten
I	Röhrenstrom
kg	Kilogramm
KGW	Körpergewicht
KM	Körpermasse
kV	Kilovolt
kVp	Kilovolt Peak
LI	Lineare Interpolation
Lig.	Ligamentum
Lnn.	Lymphonodi
M	Anzahl der simultan erfassbaren Schichten in der CT
M.	Musculus
Mm.	Musculi
M <sub>0</sub>	netto Magnetisierung
mg	Milligramm
MHz	Megahertz
μ	linearer Schwächungskoeffizient in der CT

mm	Millimeter
MLI	Lineare Interpolation bei der Mehrschicht-CT
MRT	Magnetresonanztomographie
N.	Nervus
r	Korrelationskoeffizient nach Pearson
S	Computertomographische Schichtdicke
S	Gesamtbreite des Detektors in der Computertomographie
sec	Sekunde
STIR	Short Tau Inversion Recovery
T	Tesla
$t_p$	Dauer des applizierten Radiofrequenzimpulses in der MRT
T1	T1-Relaxationszeit
T2	T2-Relaxationszeit
TE	Time of Echo (Echozeit)
TI	Inversion Time
TR	Time of Repetition (Repetitionszeit)
U	Röhrenspannung in Volt
$\alpha$	alpha
$\gamma$	gyromagnetisches Verhältnis
$B_0$	Magnetfeldstärke
$B_1$	Stärke des Radiofrequenzimpulses
$t_p$	Dauer des Radiofrequenzimpulses
$\delta s$	Schichtverbreiterung
$\sigma$	Standardabweichung
°	Grad
/	pro

## 1 **Einleitung**

In der Kleintiermedizin werden Hunde und Katzen regelmäßig mit einer Krankheitssymptomatik vorgestellt, die auf einen raumfordernden Prozess im Bereich der Augenhöhle schließen lässt. Das Spektrum der möglichen Symptome ist zwar überschaubar, jedoch sind sie im Einzelnen sehr unspezifisch und deshalb vor allem im frühen Stadium einer orbitalen Erkrankung leicht fehl zu deuten oder zu übersehen. Hierzu gehören vor allem das Auftreten eines Nickhautvorfalles und mit fortschreitender Erkrankung ein deutlicher werdender Exophthalmus mit einer verminderten bis aufgehobenen Retropulsion des Augapfels der betroffenen Seite (Spiess und Pot, 2013). Dies führt in vielen Fällen dazu, dass vor allem Patienten ohne akute Krankheitsanzeichen wie einer Schmerzsymptomatik oder einer Störung des Allgemeinbefindens erst im späteren Verlauf einer Erkrankung in Tierkliniken oder Fachzentren mit Möglichkeit zur weiterführenden Schnittbilddiagnostik vorgestellt werden. Die zugrunde liegenden Ursachen sind mannigfaltig und umfassen neben entzündlichen und neoplastischen Veränderungen auch Traumata, Veränderungen des arteriovenösen Systems, autoimmune Prozesse oder Mukozelen der Speicheldrüsen (Rühli und Spiess, 1995; Mason et al., 2001).

Die Diagnosestellung erfolgt neben dem klinischen Erscheinungsbild anhand verschiedener bildgebender Techniken und hat sich in der Tiermedizin vor allem seit den 1980er Jahren durch den zunehmenden Einsatz und Fortschritt der Schnittbilddiagnostik stetig weiter entwickelt. Die Möglichkeiten der diagnostischen Aufarbeitung reichen dabei von der Anfertigung von Röntgenbildern des Schädels über einer Sonographie des Bulbus oculi und der Orbita bis hin zu bildgebender Schnittbilddiagnostik wie Computer- und Magnetresonanztomographie. Nachteilig für das Röntgen ist hierbei, dass es sich um eine Technik handelt, die insensitiv für pathologische Veränderungen der Orbita und der retrobulbär gelegenen Strukturen ist, da sie keinen guten Weichteilkontrast bietet und es zur Überlagerung verschiedener Knochen kommt. Zudem erfordert eine Röntgenuntersuchung des Schädels bei einem Tier aus verschiedenen Aspekten die Bildqualität und den Strahlenschutz betreffend eine Vollnarkose (Dennis, 2000; Penninck et al., 2001; Armour et al., 2011). Die Sonographie des Auges und des retrobulbären Raumes bietet auch bei fehlender Einsicht des Augeninneren eine gute Detailerkennbarkeit okulärer Strukturen und ist in der Regel am wachen Patienten durchführbar. Vorteilhaft ist des Weiteren die hohe Verfügbarkeit und die niedrigen Kosten des Verfahrens. Jedoch ist der Informationsgehalt periokulärer Gewebe limitiert und es ist keine vollständige Aussage über Art und Ausmaß von Veränderungen des Knochengewebes möglich (Penninck et al., 2001).

Computer- und Magnetresonanztomographie finden ihren Einsatz in der veterinärmedizinischen Diagnostik seit über 20 Jahren sowohl bei Fragestellungen die physiologische, periorbitale Anatomie betreffend als auch bei der Vermutung retrobulbär gelegener, pathologischer Geschehen (Calia et al., 1994; Morgan et al., 1996; Daniel und Mitchell, 1999; Dennis, 2000; Hendrix und Gelatt, 2000; Penninck et al., 2001; Boroffka et al., 2008; von Krosigk, 2009). Die zugrunde liegende Technik der Verfahren ist dabei völlig unterschiedlich und bedingt ihre Vor- und Nachteile.

Das Ziel dieser Studie ist es die diagnostische Genauigkeit von Magnetresonanztomographie und Computertomographie zu evaluieren und zu vergleichen. Zusätzlich sollen Merkmale ermittelt werden, die die Malignität orbitaler Prozesse charakterisieren und so Aufschluss geben über eine mögliche Differenzierbarkeit der Dignität der Läsionen und die daraus resultierende Prognose.

## 2 Literatur

### 2.1 Anatomie der Orbita

An der Grenze von Hirn- zu Gesichtsschädel ist die knöchernen Orbita gelegen. Bei Hund und Katze besteht sie aus den Knochen des Tränenbeines (Os lacrimale), des Jochbeines (Os zygomaticum), des Stirnbeines (Os frontale), des Keilbeines (Os sphenoidale), des Gaumenbeines (Os palatinum) und des Oberkieferbeines (Maxilla) (Samuelson, 2013). Die laterale Begrenzung der Orbita wird bei diesen beiden Spezies und beim Schwein durch das Ligamentum orbitale gebildet, welches sich zwischen dem Os frontale und dem Os zygomaticum erstreckt (Nickel et al., 2003; Samuelson, 2013). In der Orbita enthalten ist der Bulbus oculi (Augapfel) mit seinen Adnexen. Das Tränenbein (Os lacrimale), das Jochbein (Os zygomaticum) und das Stirnbein (Os frontale) bilden den Orbitarand (Samuelson, 2013) und somit den Augenhöhlenzugang (Aditus orbitae) welcher unterteilt wird in einen unteren und in einen oberen Augenhöhlenrand (Margo infraorbitalis und Margo supraorbitalis) (Nickel et al., 2003; Salomon, 2005). Die mediale Orbitawand besteht aus Anteilen des Stirnbeines (Os frontale), des Tränenbeines (Os lacrimale), der Flügel des Praesphenoids (Alae ossis praesphenoidalis) sowie der Perpendikularplatte des Gaumenbeines (Lamina perpendicularis) (Nickel et al., 2003). Ventral und tiefer in der Orbita gelegen als bei den übrigen Haussäugetieren, befindet sich beim Fleischfresser oberhalb der letzten Backenzähne die Flügelgaumengrube (Fossa pterygopalatina), welche zur Orbita nicht deutlich abgegrenzt ist (Nickel et al., 2003).

Nerven und Gefäße treten durch mehrere Löcher im Bereich der medialen Orbitawand von der Schädelhöhle in die Orbita über. Am weitesten dorsocranial gelegen finden sich die beim Fleischfresser meist paarig ausgebildeten Foramina ethmoidalia, von Arteria und Vena ethmoidalis externa als Durchtrittsöffnung genutzt (Nickel et al., 2003; Samuelson, 2013). Zudem werden diese durch den Nervus ethmoidalis durchzogen (Liebich und König, 2001; Salomon, 2005; Samuelson, 2013). Folgend befinden sich in caudoventraler Richtung an der medialen Orbitawand gelegen der Canalis opticus, die Fissura orbitalis und das Foramen alare rostrale (Nickel et al., 2003; Samuelson, 2013). Der Canalis opticus führt den N. opticus (Sehnerv) und die A. ophthalmica interna (Liebich und König, 2001; Nickel et al., 2003; Salomon, 2005). Der N. ophthalmicus, welcher aus dem N. trigeminus, dem fünften Gehirnnerven, entspringt, passiert zusammen mit den Augenmuskelnerven (Nervi oculomotorius, trochlearis und abducens) die Fissura orbitalis (Nickel et al., 2003; Salomon,

2005; Samuelson, 2013). Diese wird zusätzlich durch die *A. ophthalmica externa* durchzogen (Liebich und König, 2001). Der *N. maxillaris* tritt durch das *Foramen rotundum* (Samuelson, 2013), welches sich hinter dem *Foramen alare rostrale* befindet und den Übergang zum *Canalis alaris* (Flügelkanal) darstellt (Nickel et al., 2003). Dieser führt neben dem *N. maxillaris* zudem die *A. maxillaris* (Liebich und König, 2001; Nickel et al., 2003; Salomon, 2005; Samuelson, 2013).

Die in der *Orbita* gelegenen Weichteilstrukturen beinhalten sowohl den Augapfel (*Bulbus oculi*), den Sehnerven (*N. opticus*) wie auch Hilfsorgane des Auges (*Organa oculi accessoria*). Die knöcherne Oberfläche der *Orbita* wird durch die *Periorbita* ausgekleidet, eine bindegewebige, trichterförmige Schicht, die dem *Periost* entspringt und den aus glatter Muskulatur bestehenden *Musculus orbitalis* beinhaltet (Liebich und König, 2001; Salomon, 2005). Sie umgibt den Augapfel, die anheftende Muskulatur sowie die in der *Orbita* gelegenen Blutgefäße und Nerven (Samuelson, 2013). Die Haussäugetiere, deren *Orbitarand* nicht durchgängig knöchern ist, weisen im Bereich des *Lig. orbitale* eine verstärkt ausgebildete *Periorbita* auf (Miller, 2008; Samuelson, 2013). Zu den Augenmuskeln, welche zu den *Organa oculi accessoria* gezählt werden, gehören vier gerade (*M. rectus dorsalis*, *M. rectus lateralis*, *M. rectus ventralis*, *M. rectus medialis*), sowie zwei schräge Muskeln (*M. obliquus dorsalis* und *ventralis*) und der *M. retractor bulbi* (Liebich und König, 2001; Nickel et al., 2003; Salomon, 2005; Samuelson, 2013). Dieser ermöglicht es dem Tier, den Augapfel aktiv in die *Orbita* zurück zu ziehen. Im *M. obliquus dorsalis* eingelagert befindet sich der Rollknorpel, die *Trochlea* (Liebich und König, 2001; Salomon, 2005). Die glatte Muskulatur des Ober- und Unterlides wird durch den *M. tarsalis superior* und den *M. tarsalis inferior* gebildet (Salomon, 2005). In das Oberlid hinein erstreckt sich zudem der quergestreifte *M. levator palpebrae superioris*, der am *Foramen rotundum* entspringt (Liebich und König, 2001; Salomon, 2005; Samuelson, 2013). Der innerhalb der *Periorbita* gelegene Teil des *Orbitalfettes* wird *Corpus adiposum intraperiorbitale* genannt. Das *Corpus adiposum extraperiorbitale* liegt in der Schläfengrube (*Fossa temporalis*) und reicht bis unter die Haut (Salomon, 2005). Neben der *Periorbita* wird die orbitale Faszie durch die *Fasciae musculares* der Augenmuskeln und die *Fascia bulbi* gebildet (Samuelson, 2013). Letztere, auch als *TENONsche Kapsel* bezeichnet, wird durch das *Spatium episclerale* von der Sklera getrennt und fungiert als Verschiebeschicht zwischen Augapfel und dem orbital gelegenen Fett (Liebich und König, 2001; Salomon, 2005). Sie geht in die *Vagina nervi optici* über und schließt auch den *M. retractor bulbi oculi* mit ein (Liebich und König, 2001).

Dorsotemporal des Augapfels befindet sich die durch das *Lig. orbitale* bedeckte Tränendrüse (*Glandula lacrimalis*) (Liebich und König, 2001; Salomon, 2005; Samuelson, 2013). Fünfzehn

bis zwanzig Ausführungsgänge (Ductuli excretorii) verlaufen von der Tränendrüse in den oberen Bindehautsack (Fornix conjunctivae superior) (Liebich und König, 2001; Salomon, 2005; Samuelson, 2013). An der Innenfläche der Bindehaut befinden sich zudem diverse akzessorische Tränendrüsen (Glandulae lacrimales accessoriae: Gll. palpebrae tertiae, Gll. conjunctivales, Gll. carunculae lacrimalis) (Salomon, 2005). Im nasalen Augenwinkel liegen die Tränenpunkte (Puncta lacrimalia). Unter anderem bei Fleischfressern sind ein oberer und ein unterer Tränenpunkt vorhanden, die den Beginn des oberen und unteren Tränenröhrchens (Canaliculi lacrimales) und demnach der tränenableitenden Wege darstellen (Liebich und König, 2001; Samuelson, 2013). Über den Tränensack (Saccus lacrimalis) und den Tränenkanal (Ductus nasolacrimalis) wird die Tränenflüssigkeit in die Nasenhöhle abgeleitet. Einige Tiere besitzen zudem eine akzessorische Öffnung in die Mundhöhle (Samuelson, 2013).

## **2.2 Ätiologie und Klinik orbitaler Prozesse**

### **2.2.1 Klinisches Erscheinungsbild**

Das klinische Erscheinungsbild, welches Patienten mit orbitalen Prozessen zeigen, ist weitestgehend unabhängig von der ursächlichen Erkrankung. Die Lokalisation bedingt in den meisten Fällen jedoch typische Symptome, die unterschiedlich stark ausgeprägt sein können. Charakteristisch ist ein in der Regel unilateral auftretender Exophthalmus (Miller, 2008). Dieser ist in bis zu 84 % der Fälle beschrieben und seine ausgeprägte Stärke und Richtung sind variabel (Abbildung 1) (Attali-Soussay et al., 2001).

Je nach Lage des ursächlichen raumfordernden Prozesses oder bei Rückgang des retrobulbären Gewebes wird in seltenen Fällen ein Enophthalmus beobachtet (Pentlarge et al., 1989; Rühli und Spiess, 1995). Als unspezifisches Symptom ist die konjunktivale Hyperämie zu werten, die 40 % der Patienten zeigen. Deutlicher auf ein retrobulbäres Geschehen hinweisend ist im Gegensatz hierzu ein Nickhautvorfall, welcher bei 28% der Patienten nachzuweisen ist (Abbildung 2).

Bei 20 % der betroffenen Tiere sind Expositionskeratitiden oder Fundusveränderungen beschrieben (Attali-Soussay et al., 2001). Weitere mit einer orbitalen Erkrankung assoziierte Symptome stellen die Schwellung des periorbitalen Gewebes, die Indentation des Bulbus, die akute Erblindung, die mit einer Mydriasis einhergehen kann, sowie eine Ophthalmoplegie dar (Miller, 2008; Armour et al., 2011). Zudem ist bei betroffenen Tieren eine Dolenz bei

Kieferöffnung und eine Verminderung der Retropulsion beschrieben (Hendrix und Gelatt, 2000; Spiess und Pot, 2013).

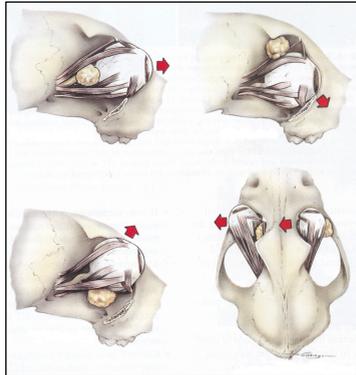


Abbildung 1 (nach Maggs et al., 2013): Je nach Lokalisation einer orbital gelegenen Raumforderung differiert der resultierende Exophthalmus. Die Deviation des Augapfels erfolgt in die durch Pfeile angegebene Richtung.



Abbildung 2: Patient mit Exophthalmus und Nickhautvorfall auf der linken Seite

### **2.2.2 Ursächliche Erkrankungen**

Retrobulbäre Neoplasien bilden mit 53 % den größten Anteil orbitaler Erkrankungen. Orbital manifestierte Zellulitiden und Abszesse werden in 31 % der Fälle diagnostiziert. Weniger häufig tritt mit 5,5-8 % ursächlich eine Mukozele der Glandula zygomatica auf. Orbitale Hämatome können bei bis zu 10 % der erkrankten Tiere gefunden werden. Des Weiteren sind in der Literatur unter anderem Einzelfälle arteriovenöser Fisteln, eosinophiler Myositiden, Kaumuskelmiositiden, Frakturen des Os zygomaticum und Prolapse orbitalen Fettgewebes beschrieben (Rühli und Spiess, 1995; Mason et al., 2001).

### **2.2.2.1 Orbitale Neoplasien des Hundes**

Die Gruppe der orbitalen Neoplasien stellt sich sowohl beim Hund als auch bei der Katze in der Literatur sehr inhomogen dar (Tabelle 1, Tabelle 2). Prinzipiell ist die tumoröse Entartung jedes im Bereich der Orbita und des Auges vorkommenden Gewebes möglich. Hierbei kann es sich sowohl um primäre als auch sekundäre Neoplasien handeln (Spiess und Pot, 2013).

Das Durchschnittsalter vorgestellter Patienten beträgt 8 - 9,5 Jahre (Kern, 1985; Rühli und Spiess, 1995). Berichte junger Hunde mit orbitalen Neoplasien sind jedoch ebenso vorhanden (Kern, 1985; Attali-Soussay et al., 2001; Cullen et al., 2005).

Der klassischerweise einseitig auftretende Exophthalmus betroffener Tiere ist in der Regel von langsam progressiver Natur und ohne deutliche Schmerzhaftigkeit. Des Weiteren ist eine Indentation des Bulbus durch eine vorhandene Neoplasie möglich (Miller, 2008; Spiess und Pot, 2013). Eine folgende Erhöhung des intraokularen Druckes ist möglich, jedoch in der Regel nicht vorhanden (Spiess et al., 1995).

6,8 - 32,6 % der Tumoren stellen canine orbitale Meningiome dar (Spiess et al., 1995; Hendrix und Gelatt, 2000; Dubielzig et al., 2010). Diese Neoplasie ist in der Regel retrobulbär und außerhalb der Dura mater lokalisiert, wo sie den Sehnerven umschließt. Das Auftreten einer Amaurosis ist im Gegensatz zu anderen Tumorarten in einem frühen Krankheitsstadium beschrieben (Spiess et al., 1995; Regan et al., 2011). Entsprechend der Form der knöchernen Begrenzung hat das orbitale Meningiom typischerweise ein kegelförmiges Erscheinungsbild. Es handelt sich hierbei um eine solide, langsam wachsende Tumorart, die nur in seltenen Fällen eine Metastasierung zeigt, deren komplette Resektion jedoch schwierig ist. Daher kommt es relativ häufig zu einer lokalen Rezidivierung. Eine Infiltration des Hirnschädels und infolge dessen des zentralen Nervensystems ist ebenso möglich (Dubielzig et al., 2010).

Sarkome des Weichteilgewebes bilden eine Gruppe verschiedener Tumoren, die sich orbital manifestieren können und in Abhängigkeit von der verwendeten Literatur in 29,3 % der Fälle diagnostiziert werden (Dubielzig et al., 2010).

7,6 - 13,6 % hiervon stellen Fibrosarkome dar (Kern, 1985; Spiess et al., 1995; Hendrix und Gelatt, 2000; Dubielzig et al., 2010). Diese Tumoren zeichnen sich durch ihr spindelförmiges Zellbild und die extrazelluläre Ablagerung von Kollagen aus. Sie werden daher auch zu den Spindelzelltumoren gezählt. Um eine möglichst genaue Prognose stellen zu können, ist eine Graduierung dieser Tumoren in Abhängigkeit ihrer Zelldifferenzierung, ihrer Mitoserate und ihres Gehaltes an nekrotischem Gewebe sinnvoll (Dubielzig et al., 2010).

Tabelle 1: Übersicht der Ergebnisse von vier Arbeitsgruppen über das Auftreten caniner, orbitaler Tumoren. Die einzelnen Tumorarten differieren je nach Studie und Anzahl der untersuchten Patienten.

Diagnostizierte Neoplasie	Dubielzig et al., 2010 (184 Hunde)	Hendrix & Gelatt, 2000 (44 Hunde)	Rühli & Spiess, 1995; (22 Hunde)	Kern, 1985 (23 Hunde)
Meningiom	60 (32,6 %)	3 (6,8 %)	4 (18,2 %)	
Fibrosarkom	14 (7,6 %)	5 (11,4 %)	3 (13,6 %)	2 (8,7 %)
Anaplastisches Sarkom	10 (5,4 %)			
Liposarkom	10 (5,4 %)		1 (4,5 %)	
Extraskellettales Osteosarkom	7 (3,8 %)			
Rhabdomyosarkom	7 (3,8 %)	1 (2,3 %)		
Hämangiosarkom	6 (3,3 %)			
Adenom	29 (15,8 %)			1 (4,3 %)
Adenokarzinom	7 (3,8 %)	8 (18,2 %)	2 (9,1 %)	2 (8,7 %)
Chondroma rodens	12 (6,5 %)			
Osteosarkom	10 (5,4 %)	6 (13,6 %)	1 (4,5 %)	6 (26,1 %)
Lymphosarkom	12 (6,5 %)	1 (2,3 %)	1 (4,5 %)	1 (4,3 %)
Mastzelltumor		3 (6,8 %)	1 (4,5 %)	4 (17,4 %)
Malignes Melanom		3 (6,8 %)	2 (9,1 %)	
Sarkom, unspezifisch		3 (6,8 %)	1 (4,5 %)	
Mesenchymaler Tumor			3 (13,6 %)	
Tumormasse			3 (13,6 %)	
Retikulumzellsarkom				3 (13,0 %)
Neurofibrosarkom				1 (4,3 %)
Fibröses Histiozytom				1 (4,3 %)
Plattenepithelkarzinom		1 (2,3 %)		1 (4,3 %)
Nasales Karzinom				1 (4,3 %)
Karzinom, unspezifisch		4 (9,1 %)		
Osteogenes Sarkom		2 (4,5 %)		
Myxofibrosarkom		1 (2,3 %)		
Leiomyom		1 (2,3 %)		
Chondrosarkom		1 (2,3 %)		
Azinuszellkarzinom		1 (2,3 %)		

Bei 5,4 % der von Orbitatumoren betroffenen Tiere wird die Diagnose eines anaplastischen Sarkoms gestellt.

Diese sind meist durch wenig differenzierte Zellen und das Fehlen einer extrazellulären Matrix gekennzeichnet. Eine genauere Differenzierung des Tumors ist daher nicht möglich (Dubielzig et al., 2010).

Liposarkome bestehen in 4,5 - 5,4 % der Fälle (Spiess et al., 1995; Dubielzig et al., 2010). Bei dieser Tumorart ist eine Unterteilung in zwei morphologische Subtypen möglich. Sie können sich als anaplastische Tumoren darstellen, deren pleomorphe Zellen zum Teil mehrere Zellkerne aufweisen und in ihrem Zytoplasma Lipidvakuolen enthalten. Die zweite Unterart sind noduläre Tumoren mit deutlicher Begrenzung, die histopathologisch Merkmale braunen Fettgewebes aufweisen (Dubielzig et al., 2010).

Extraskelletale Osteosarkome treten in 3,8 % der Fälle auf. Kennzeichnend für diese Tumorart ist die Bildung von Knochen oder Knochengrundsubstanz (Osteoid), ohne dass eine Verbindung zum Knochen besteht (Olson und Carlson, 2016). Bei Verdacht auf orbitale oder intraokulare Neoplasien sind sowohl Osteosarkome mit nachweisbarem knöchernen Ursprung im Bereich der Orbita beschrieben als auch intraokulare, extraskelletale Manifestationen (Kuntz et al., 1998; Langenbach et al., 1998; Heath et al., 2003; Dubielzig et al., 2010).

Das Hämangiosarkom wird bei 3,3 % der Patienten diagnostiziert. Charakteristisch für die orbitale Ausprägung dieser Neoplasie ist die spezifische Anordnung von Erythrozyten um Tumorzellen, deren Zellmorphologie sehr variabel ist (Dubielzig et al., 2010).

Zwischen 2,3 – 3,8 % der orbitalen Tumoren sind orbitale Rhabdomyosarkome (Hendrix und Gelatt, 2000; Dubielzig et al., 2010). Sie bestehen aus parallel angeordneten, länglichen, flachen Zellen, die einen hohen Gehalt an Zytoplasma aufweisen. Die Zellkerne können reihenförmig angeordnet sein (Dubielzig et al., 2010).

Adenome nehmen einen Anteil von 4,3 - 15,8 % der orbitalen Neoplasien ein (Kern, 1985; Dubielzig et al., 2010). Sie können sowohl konjunktival entstehen als auch retrobulbär. Das tumoröse Gewebe stellt sich in der Regel von weicher Konsistenz und lobuliert dar. Histopathologisch handelt es sich um differenzierte Drüsenzellen, die ein klares bis granuliertes Zytoplasma beinhalten. Aufgrund der Konsistenz und der Lobulierung dieser Neoplasien kann sich eine vollständige Exzision ohne eine Entfernung des Auges der betroffenen Seite als schwierig herausstellen. Hierdurch kann eine Rezidivierung begünstigt werden (Dubielzig et al., 2010).

In 3,8 – 18,2 % der Fälle handelt es sich um Adenokarzinome der dem Auge benachbarten Drüsen (Gl. zygomatica, Gl. lacrimalis, Gl. palpebrae tertiae) oder um sekundär in die Orbita

eingebrochene nasale Adenokarzinome (Kern, 1985; Spiess et al., 1995; Hendrix und Gelatt, 2000; Dubielzig et al., 2010). Die Lokalisation der Neoplasie kann Hinweise auf die ursächlich tumorös veränderte Drüse geben. Auch tumoröse Entartungen der Nickhautdrüse können zu Symptomen eines orbitalen Prozesses führen (Dubielzig et al., 2010).

Einen lokal invasiven Tumor des Schädels stellt das Chondroma rodens dar, welcher sich in 6,5 % der Fälle orbital manifestiert. Die synonyme Bezeichnung „caniner multilobulärer Tumor des Knochens“ weist auf den lobulierten Aufbau der Neoplasie hin. Aufgrund des Ursprungs im Bereich der Suturae zwischen den flachen Knochen des Kopfes ist eine vollständige Exzision schwierig. Angaben über die Metastasierungsrate unterscheiden sich in Abhängigkeit von der Literatur. Es wird sowohl von einer seltenen Metastasierung berichtet, als auch von einer Streuung in bis zu 58 % der Fälle (Straw et al., 1989; Dubielzig et al., 2010). Im Gegensatz zu anderen Neoplasien ist eine Metastasierung erst relativ spät im Krankheitsverlauf beschrieben. Erfolgt lediglich eine unvollständige Resektion, tritt eine Rezidivierung im Median nach 14 Monaten auf (Straw et al., 1989). Eine vollständige Resektion des Tumors ist demnach unerlässlich, um einer Rezidivierung und Metastasierung vorzubeugen (Straw et al., 1989; Dubielzig et al., 2010).

4,5 – 26,1 % der orbitalen Neoplasien stellen Osteosarkome dar. Diese Tumorart kann ihren Ursprung sowohl in der Orbita als auch im Bereich der umgebenden Schädelknochen nehmen (Kern, 1985; Spiess et al., 1995; Hendrix und Gelatt, 2000; Dubielzig et al., 2010).

Das canine Lymphosarkom wird bei 2,3 – 6,5 % der vorgestellten Patienten diagnostiziert und ist als Manifestation einer systemischen Erkrankung anzusehen (Kern, 1985; Spiess et al., 1995; Hendrix und Gelatt, 2000; Dubielzig et al., 2010).

Je nach Literatur liegen in bis zu 17,4 % der Fälle orbitale Mastzelltumoren vor (Kern, 1985; Spiess et al., 1995; Hendrix und Gelatt, 2000). Diese Tumorart ist durch die Infiltration durch eosinophile Granulozyten und Mastzellen gekennzeichnet. Ihr infiltratives Wachstum kann zu einer erschwerten Abgrenzung der Tumorränder im Rahmen der Exzision führen. Dies hat ein erhöhtes Rezidivrisiko zur Folge (Grahn et al., 1994).

Zwischen 6,8 – 9,1 % der diagnostizierten Neoplasien sind maligne Melanome (Spiess et al., 1995; Hendrix und Gelatt, 2000). Diese intraokularen Tumoren entspringen meist im Bereich der vorderen Uvea (Diters et al., 1983; Dubielzig et al., 1985). In selteneren Fällen gehen sie von der Choroidea aus und können je nach Ursprungslokalisierung mit dem klinischen Erscheinungsbild eines retrobulbären Prozesses einhergehen (Hyman et al., 2002; Miwa et al., 2005). In der Literatur werden sie als scharf begrenzte Tumoren des hinteren Augensegmentes beschrieben, die in manchen Fällen den Sehnervenkopf involvieren. Publierte Fälle gehen zudem mit Veränderungen des Retinapigmentepithels und fokalen

bis kompletten Netzhautablösungen einher. In der pathohistologischen Untersuchung stellen sich polygonale bis längliche Zellen mit wenigen Mitosen dar (Dubielzig et al., 1985).

Weitere aufgeführte Tumorarten stellen nicht näher klassifizierbare, unspezifische Neoplasien oder Einzelfälle anderer Tumoren dar (Tabelle 1).

#### 2.2.2.2 Orbitale Neoplasien der Katze

Bezüglich orbitaler Neoplasien bei der Katze ist darauf hinzuweisen, dass die Anzahl der untersuchten Tumoren, die in der Literatur zu finden ist, in der Regel denen des Hundes deutlich unterlegen ist (Tabelle 2).

*Tabelle 2: Übersicht der Häufigkeiten verschiedener orbitaler Neoplasien bei der Katze. Gegenübergestellt werden die Ergebnisse von drei Arbeitsgruppen. Je nach Studie und Anzahl der untersuchten Patienten unterscheiden sich die Häufigkeiten der einzelnen Tumorarten.*

<b>Diagnostizierte Neoplasie</b>	<b>Dubielzig et al., 2010 (28 Katzen)</b>	<b>Rühli &amp; Spiess, 1995 (7 Katzen)</b>	<b>Gilger et al., 1992 (21 Katzen)</b>
<b>Lymphosarkom</b>	11 (39,3 %)	3 (42,9 %)	3 (14,3 %)
<b>Fibrosarkom</b>	2 (7,1 %)	1 (14,3 %)	1 (4,8 %)
<b>Anaplastisches Sarkom</b>	3 (10,7 %)		
<b>Extraskelettales Osteosarkom</b>	4 (14,3 %)		
<b>Hämangiosarkom</b>	3 (10,7 %)		
<b>Osteosarkom</b>	3 (10,7 %)	2 (28,6 %)	
<b>Adenokarzinom</b>	2 (7,1 %)		2 (9,5 %)
<b>Plattenepithelkarzinom</b>		1 (14,3 %)	8 (38,1 %)
<b>Undifferenziertes Karzinom</b>			2 (9,5 %)
<b>Hämangiom</b>			1 (4,8 %)
<b>Malignes Melanom</b>			2 (9,5 %)
<b>Nasales Karzinom</b>			1 (4,8 %)
<b>Chondrom</b>			1 (4,8 %)

Das Lymphosarkom oder maligne Lymphom stellt mit 14,3 – 42,9 % die am häufigsten diagnostizierte orbitale Neoplasie der Katze dar. Auch bei dieser Tierart weist diese Erkrankung auf ein systemisches Geschehen hin.

Ein weiterer großer Anteil der retrobulbären Prozesse bei der Katze wird durch Sarkome des Weichteilgewebes gebildet. Die unterschiedlichen Tumorarten dieser Gruppe variieren je nach Literatur (Gilger et al., 1992; Spiess et al., 1995; Dubielzig et al., 2010).

Bei 14,3 % der betroffenen Katzen wird eine extraskeletale Manifestation eines Osteosarkomes diagnostiziert. Ein besonderer okulärer Tumor der Katze ist das post-traumatische Sarkom. Es wird vermutet, dass diese Tumoren als Folge eines Traumas entstehen, welches die Beschädigung des vorderen Linsenepithels einschließt. In der Regel handelt es sich hierbei um Fibrosarkome. Auch eine chronische Reizung und Entzündung prädisponiert für eine tumoröse Entartung okulärer Gewebe. Ein Fallbericht beschreibt das Auftreten eines dem post-traumatischen Fibrosarkom morphologisch sehr ähnlichen extraskeletalen Osteosarkoms post enucleationem aufgrund einer zystischen Entartung von verbliebener Konjunktiva (Dubielzig et al., 2010; Groskopf et al., 2010).

Anaplastische Sarkome und Hämangiosarkome bestehen in 10,7 % der Fälle. 7,1 - 14,3 % der diagnostizierten retrobulbären Tumoren stellen Fibrosarkome dar.

Osteosarkome mit Ursprung im Bereich der Orbita oder der umliegenden Knochen führen bei 10,7 – 28,6 % der Patienten zu den beschriebenen Symptomen (Spiess et al., 1995; Dubielzig et al., 2010).

Das Adenokarzinom wird bei 7,1 - 9,5 % der felines Patienten diagnostiziert.

Je nach Literatur sind bei der Katze in 14,3 – 38,1 % der Fälle Plattenepithelkarzinome zu finden (Gilger et al., 1992; Spiess et al., 1995).

### **2.2.2.3 Orbitale Zellulitiden und Abszesse bei Hund und Katze**

Patienten, die mit Verdacht auf einen orbitalen Prozess vorgestellt werden, weisen in 31 % der Fälle einen Abszess oder eine diffuse Infiltration mit Entzündungszellen (Zellulitis) auf (Spiess et al., 1995; Mason et al., 2001).

Charakteristisch ist das akute Auftreten eines einseitigen Exophthalmus mit Vorfall der Membrana nictitans in Zusammenhang mit einer Schmerzhaftigkeit bei Palpation des Auges und der periokularen Umgebung. Auch eine Dolenz bei Kieferöffnung ist beschrieben (Spiess und Pot, 2013). Exsudation unterschiedlicher Art und Ausprägung ist ebenfalls möglich. Bei der Überprüfung der Retropulsion kann hinter dem letzten, oberen Backenzahn der betroffenen Seite eine fluktuierende Schwellung vorhanden sein (Abbildung 3).



*Abbildung 3: Adspektion der Maulhöhle eines Hundes mit mittelgradigem Exophthalmus des rechten Auges. An der mit rotem Stern markierten Stelle ist eine Schwellung hinter dem letzten oberen Molaren der rechten Seite sichtbar.*

Je nach Krankheitsausprägung zeigen die Tiere ein gestörtes Allgemeinbefinden mit Inappetenz und Fieber. Gegebenenfalls kann im Blutbild eine Erhöhung der neutrophilen Granulozyten detektiert werden (Spiess und Pot, 2013). Die letztgenannten klinischen Anzeichen einer systemischen Entzündungsreaktion stellen jedoch Befunde einer hochgradigen Erkrankung dar, die bei mildereren Verläufen oder bereits medikamentell antherapierten Patienten fehlen können (Armour et al., 2011).

Die Ursachen orbitaler Entzündungen können vielfältig sein. Häufig handelt es sich um idiopathische Krankheitsgeschehen, in denen kein Auslöser gefunden werden kann. Durch die äußere Haut oder über die Maulhöhle hinter dem letzten Backenzahn des Oberkiefers eingedrungene Fremdkörper können eine retrobulbäre Abszedierung hervorrufen (Grahn et al., 1995; Rühli und Spiess, 1995; Tovar et al., 2005; Dubielzig et al., 2010). Auch die hämatogene Streuung von Mikroorganismen in die Orbita ist beschrieben (Spiess und Pot, 2013). Erkrankungen der Zähne stellen eine weitere mögliche Ursache für eine Entzündung der orbitalen Gewebe und gegebenenfalls eine Abszedierung dar. Vor allem Parodontalerkrankungen und Erkrankungen der Pulpa der molaren Zähne des Oberkiefers können mit der Symptomatik einer orbitalen Erkrankung einhergehen (Ramsey et al., 1996; Dubielzig et al., 2010). In seltenen Fällen kann sich eine Mykose oder ein Befall mit Parasiten retrobulbär manifestieren (Willis et al., 1999; Laus et al., 2003; Dubielzig et al., 2010; Baron et al., 2011).

Die Therapie beim Vorliegen eines orbitalen Abszesses stellt die chirurgische Eröffnung mit Drainage dar. Es wird eine Inzision der Mundhöhlenmukosa hinter dem letzten oberen molaren Zahn der betroffenen Seite vorgenommen. Nun wird eine geschlossene Moskitoklemme durch den Musculus pterygoideus geführt bis sie sich im abszedierten Bereich der

Orbita befindet. Durch die Spreizung der Klemme wird mukopurulente Exsudation zum Abfluss gebracht. Die weitere Präparation durch den M. temporalis und eine Inzision der Haut caudodorsal des Auges der betroffenen Seite ermöglicht das Einlegen einer Drainage von temporal nach retromolar. Um eine Verletzung des Sehnerven zu vermeiden, darf die verwendete Moskito-Klemme während der Präparation in der Tiefe nicht geschlossen werden. Eine Spülung durch den Operationskanal ist beschrieben. Diese sollte jedoch ohne Druck durchgeführt werden, da sie das Risiko einer weiteren Verteilung vorhandener Bakterien und einer Zunahme des Exophthalmus birgt (Rühli und Spiess, 1995; Spiess und Pot, 2013).

#### **2.2.2.4 Seltene Differentialdiagnosen orbitaler Prozesse**

Das klinische Erscheinungsbild eines orbitalen Prozesses tritt in bis zu 10 % der Fälle infolge eines Traumas auf. In diesen Fällen sind orbitale Hämatome und auch Frakturen des Os zygomaticum beschrieben (Rühli und Spiess, 1995; Mason et al., 2001).

5,5 – 8 % der Patienten, die mit einem Exophthalmus vorgestellt werden, weisen eine Pathologie der Glandula zygomatica oder einer anderen Speicheldrüse auf. Eine mögliche Differentialdiagnose stellt eine Retentionszyste oder Mukozele der Gl. zygomatica dar. Diese Begriffe bezeichnen eine Zyste, die infolge eines gestörten Sekretabflusses einer Drüse entsteht (Pschyrembel, 2007; Ritter und Stanley, 2012). Ursächlich können Entzündungen der Mundhöhle oder Traumata eine Schädigung des Speichel abführenden Ganges bedingen. Auch Sialolithen, Fremdkörper und Neoplasien müssen als mögliche Auslöser in Betracht gezogen werden (Glen, 1972; Schmidt und Betts, 1978; Ritter et al., 2006). Kommt es zur Leckage und zum Austritt von Speichel in das umliegende Gewebe, hat dies eine Entzündung und Fibrosierung des Gewebes zur Folge (Bartels, 1990; Nell und Walde, 1994). Kennzeichnend ist die Aspiration von klarer, visköser Flüssigkeit. In der zytologischen Untersuchung können geringgradige Mengen kernhaltiger Zellen und diffuse Ansammlungen von Muzin nachgewiesen werden (Ritter und Stanley, 2012).

Therapeutisch muss die chirurgische Entfernung der Zyste an sich und der betroffenen Drüse erfolgen (Ritter und Stanley, 2012; Spiess und Pot, 2013).

Entzündliche Veränderungen der Muskulatur im Bereich des Kopfes können zu Dislokationen der Bulbi führen. Der Deutsche Schäferhund und der Weimaraner weisen Rasseprädispositionen für die Erkrankung an einer eosinophilen Myositis der Kaumuskulatur auf. Es handelt sich um eine entzündliche Schwellung des M. pterygoideus, des M. temporalis und des M. masseter (Spiess und Pot, 2013). Bei Chronizität der Erkrankung kann es zu einer Fibrose des Gewebes kommen und so kann der Exophthalmus im Laufe

der Zeit in einen Enophthalmus übergehen. Die Diagnosestellung erfolgt über den Nachweis von Serum-Antikörpern gegen Typ 2M-Muskelfasern (Dubielzig et al., 2010).

Die Entzündung der extraokularen Muskulatur ist beim Golden Retriever, aber auch bei anderen Hunderassen ursächlich für das Vorliegen eines Exophthalmus beschrieben (Carpenter et al., 1989; Mitra, 1998). Die Diagnosestellung erfolgt in der Regel anhand des klinischen Erscheinungsbildes. Erfolgt die Entnahme einer Muskelbiopsie, kann in der untersuchten Muskulatur ein hoher Anteil an Lymphozyten gefunden werden. Oft kann das Auftreten der Symptomatik in zeitlichen Zusammenhang mit einem stressauslösenden Ereignis gebracht werden (Dubielzig et al., 2010).

Von beiden Erkrankungsformen sind hauptsächlich junge Tiere betroffen. Typisch ist die bilaterale Ausprägung eines Exophthalmus, der mit oder ohne Nickhautvorfall einhergehen kann (Mitra, 1998; Dubielzig et al., 2010; Spiess und Pot, 2013).

Bei akuten Krankheitsverläufen können die Patienten Fieber und Anorexie zeigen. Zudem weisen betroffene Tiere eine deutliche Schmerzhaftigkeit bei Kieferöffnung sowie eine Sperre des Kiefers auf (Spiess und Pot, 2013).

Malformationen von Gefäßen führen in sehr seltenen Fällen zur Ausprägung eines orbitalen Krankheitsbildes (Millichamp und Spencer, 1991; Rühli und Spiess, 1995). Es kann sich hierbei sowohl um kongenitale als auch um erworbene Geschehen handeln. Bei betroffenen Tieren kann der beobachtete Exophthalmus einen intermittierenden oder pulsatilen Charakter aufweisen (Komar und Schuster, 1967; Dubielzig et al., 2010). Die Diagnosestellung erfolgt anhand des klinischen Erscheinungsbildes und durch weiterführende bildgebende Diagnostik. Es wird die Ligatur der ursächlichen Gefäße angestrebt. Eine kurative Therapie kann durch eine Exenteratio orbitae erreicht werden, jedoch besteht hierbei die Gefahr von hochgradigen Blutungen. Die Prognose wird als vorsichtig angegeben (Millichamp und Spencer, 1991; Spiess und Pot, 2013).

Der Vorfall orbitalen Fettgewebes stellt eine weitere seltene Differentialdiagnose bei Verdacht einer retrobulbären Zubildung dar (Mason et al., 2001; Dubielzig et al., 2010). Die detektierbare Raumforderung besteht gänzlich aus ausgereiften Fettzellen. Jedoch kann sich eine Differenzierung zu einem Lipom als schwierig erweisen (Dubielzig et al., 2010).

## **2.3 Grundlagen der Computertomographie**

### **2.3.1 Prinzip der Computertomographie**

Die Computertomographie stellt ein bildgebendes Verfahren dar, welchem die Röntgentechnologie zugrunde liegt und das die Anfertigung von Schnittbildern einer gewünschten Körperregion innerhalb kurzer Zeit ermöglicht (Boroffka et al., 2007).

Die Entstehung des Bildes erfolgt wie in der Röntgendiagnostik aufgrund der Abschwächung von Röntgenstrahlen beim Durchtritt durch Objekte in Abhängigkeit von deren Dichte und Dicke (Berry, 2002; Ohlerth und Scharf, 2007). Das Röntgenbild ist dadurch gekennzeichnet, dass es eine zweidimensionale Darstellung eines dreidimensionalen Objektes darstellt (Berry, 2002). Folglich liegt diesem eine Summation verschiedener überlappender Strukturen zugrunde (Berry, 2002). Im Gegensatz dazu fertigt der Computertomograph einzelne parallel, aufeinander folgende Transversalschnitte eines abgetasteten Volumens an, welche zur überlagerungsfreien und dreidimensionalen Bildentstehung herangezogen werden können (Berry, 2002; Ohlerth und Scharf, 2007).

Der Aufbau des Computertomographen besteht in einer um den Patiententisch rotierenden Röntgenröhre, welche in Form eines dünnen Fächers gebündelte Röntgenstrahlung emittiert (Prokop, 2007) und der anschließenden Messung der nach Durchtritt durch den Patienten abgeschwächten Röntgenstrahlung durch Detektoren (Berry, 2002; Ohlerth und Scharf, 2007). Die heute im Routineeinsatz gebräuchlichen Geräte der 3. Generation besitzen eine um den Patiententisch rotierende Einheit aus Röntgenröhre und Detektor (Kalender, 1999; Berry, 2002).

### **2.3.2 Hounsfield Skala**

Das zweidimensionale computertomographische Schnittbild besteht aus einer Matrix kleiner Bildelemente, sogenannter Pixel (Berry, 2002). Die zweidimensionalen aneinandergereihten Schnittbilder ergeben eine dreidimensionale überlagerungsfreie Darstellung in der Zusammensetzung. Zusätzlich beinhaltet das Schnittbild Informationen über die Tiefe, das heißt die Schichtdicke (Berry, 2002; Prokop, 2007). Diese volumetrische Größe wird als Voxel bezeichnet (Berry, 2002; Prokop, 2007). Die Informationen, die ein Voxel enthält, werden als Graustufen der Komponenten kodiert, aus welchen der entsprechende Abschnitt im Objekt besteht (Berry, 2002; Prokop, 2007). Dieser Grauwert wird wiedergegeben als CT-Wert, welcher das Ergebnis einer mathematischen Bildrekonstruktion jedes einzelnen Voxels

ist (Prokop, 2007). Dieser Zahlenwert ist ein Maß für die Abschwächung der Röntgenstrahlen in diesem speziellen Bereich, mit der der errechnete Wert linear korreliert (Prokop, 2007).

Der CT-Wert ist wie folgt definiert:  $CT = 1000 \times (\mu - \mu_{\text{Wasser}}) / \mu_{\text{Wasser}}$ .

$\mu$  bezeichnet die Röntgenschwächung in dem Voxel, welchem der entsprechende CT-Wert bei der Bildrekonstruktion zugeordnet wird (Prokop, 2007). Ausgedrückt werden die CT-Werte in Hounsfield Einheiten (HE). Wasser besitzt 0 HE, Luft ist durch -1000 HE gekennzeichnet und Knochen weist aufgrund der hohen Gewebedichte und folglich hohen Strahlungsabschwächung bis zu +2000 HE auf (Abbildung 4)(Kalender, 2005; Prokop, 2007). Den verschiedenen Geweben eines Organismus sind je nach Dichte spezifische Hounsfield-Einheiten zugeordnet (Berry, 2002; Prokop, 2007).

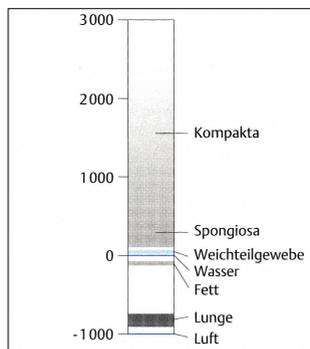


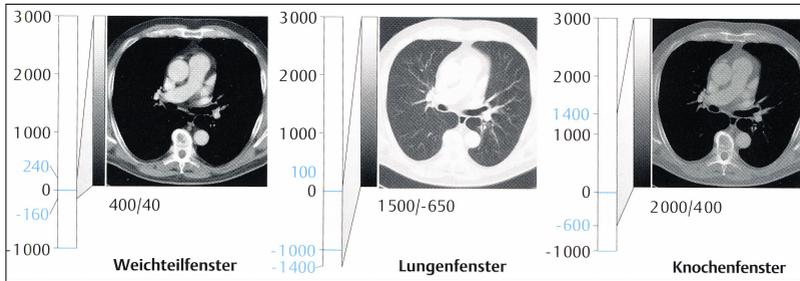
Abbildung 4 (nach Prokop, 2007): Skala der CT-Werte, Luft weist -1000 HE auf und Wasser 0 HE, Weichteilgewebe liegt ca. bei +50 HE

Bei der Beschreibung der Befunde, die pathologische Strukturen im Vergleich zum umgebenden Gewebe aufweisen, werden die Begriffe hyperdens, isodens oder hypodens verwendet, in Abhängigkeit davon, ob die entsprechenden CT-Werte relativ höher, identisch oder geringer zum umgebenden Gewebe sind (Prokop, 2007).

### 2.3.3 Fensterung

Es besteht die Möglichkeit, den Bildkontrast und die Helligkeit eines CT-Bildes durch die Wahl einer bestimmten Fensterung zu beeinflussen (Abbildung 5) (Berry, 2002; Prokop, 2007). Dies hat den Hintergrund, dass das menschliche Auge ca. 40-100 Graustufen

differenzieren kann, der Umfang der CT-Skala jedoch bis zu 4000 HE beträgt (Prokop, 2007). Um Strukturen mit geringem Dichteunterschied unterscheiden zu können, wählt man daher lediglich die Darstellung einer bestimmten Bandbreite der CT-Werte (Prokop, 2007).



*Abbildung 5: (nach Prokop, 2007): Durch Wahl einer bestimmten Fensterung, das heißt einer bestimmten Bandbreite an CT-Werten, kann der Kontrast optimiert werden. Das Fenster ist durch seine Weite (Kontrast) und seine Lage, bzw. sein Zentrum (Helligkeit) definiert.*

Eine weite Fensterung entspricht einem Umfang von 1000 HE. Wählt man eine Weite von 250 HE, so ergibt sich daraus ein enges Fenster (Berry, 2002). Folglich nutzt man eine Fensterung mit einer großen Bandbreite bei der Darstellung von Strukturen, die einen großen Dichteunterschied aufweisen, das heißt eine hohe Variabilität an Hounsfield-Einheiten wie zum Beispiel Knochen- oder Lungengewebe (Berry, 2002; Prokop, 2007). Für die Abbildung von Geweben mit ähnlicher oder niedriger Dichte ist es sinnvoll, ein enges Fenster zu verwenden (Berry, 2002; Prokop, 2007). Hierdurch werden Strukturen mit geringen Dichteunterschieden deutlicher dargestellt (Prokop, 2007). Die Einstellung der Helligkeit erfolgt durch die Festlegung des zentralen Grauwertes und wird auch als Zentrum bezeichnet und sollte an dem Gewebe orientiert sein, welches man darstellen möchte (Abbildung 6) (Tidwell und Jones, 1999; Prokop, 2007).

### **2.3.4 Kontrastmittel**

Zur optimalen computertomographischen Darstellung von Gefäßen und parenchymatösen Organen ist die intravenöse Applikation von Kontrastmittel notwendig. Je nach Untersuchungsart differieren das Volumen des zu verabreichenden Mittels und der Applikationsweg (Prokop und van der Molen, 2007).

	Weite	Center
Lunge	1500	- 650
Emphysem	800	- 800
Weichteile ohne Kontrast	400	40
Leber ohne Kontrast	200	40
Weichteile mit KM	400	70
Leber mit KM	300	60 - 100
Hals mit KM	300	50
CT-Angiographie	500	100 - 200
Knochen	2000	500
Osteoporose	1000 - 1500	300
Felsenbein	4000	700

KM = Kontrastmittel

Abbildung 6: (nach Prokop, 2007): Einstellungen von Weite und Center bestimmter Fensterungen

Grundsätzlich besteht die Unterscheidung von positiven und negativen Kontrastmitteln. Positivkontrastmittel wie Bariumsuspensionen und Jodverbindungen weisen eine erhöhte Röntgendichte im Vergleich zum umgebenden Gewebe auf. Bei Luft und Kohlendioxid handelt es sich um Negativkontrastmittel, die durch einen erniedrigten Kontrast gekennzeichnet sind. Die einzige intravenös zu applizierende, positive Kontrastmittelgruppe stellen ionische oder nichtionische Jodverbindungen dar, welche sowohl in der röntgenologischen wie auch der computertomographischen Untersuchung zur Anwendung kommen (Schwarz, 2008).

Typische Indikationen der Kontrastmittelanwendung im Rahmen computertomographischer Untersuchungen stellen unter anderem die Gefäßdarstellung bei der CT-Angiographie dar, die Kontrastmittelaufnahme und das Kontrastmittelverhalten zur Diagnostik von Tumoren oder fokalen, entzündlichen Prozessen sowie die Darstellung physiologischer oder pathologischer, räumlicher Strukturen wie des Spinalkanals, der Peritonealhöhle oder auch von Abszessen und Fisteln (Prokop und van der Molen, 2007).

Bei der CT werden meist nichtionische, niedrigosmolare Kontrastmittel verwendet. Diese besitzen eine geringe Nebenwirkungsrate und sind zudem aufgrund ihrer niedrigen Osmolarität für die intravasale Applikation geeignet. Im Gegenzug dazu rufen ionische, hochosmolare Kontrastmittel häufiger chemo- und osmotische Reaktionen hervor. Strukturell handelt es sich bei den meisten nichtionischen Kontrastmitteln um Monomere, welche gegenüber dimeren Substanzen den Vorteil der besseren Gewebetoleranz und niedrigeren Viskosität bieten (Prokop und van der Molen, 2007).

### **2.3.5 Spiral – Computertomographie**

Die konventionelle CT mittels einzelner, sequentieller Schichten wird durch das Verschieben des Patienten entlang der Patientenlängsachse nach der Aufnahme einer Schicht um eine festgelegte Distanz, in der Regel der gewählten Schichtdicke entsprechend, charakterisiert (Kalender, 2005). In Weiterentwicklung dazu ist das Aufnahmeprinzip der Spiral-CT durch das Verschieben des Patienten durch das Messfeld mit langsamer, definierter und gleich bleibender Geschwindigkeit gekennzeichnet, während Röntgenröhre und Detektoreinheit kontinuierlich umeinander rotieren (Kalender, 1999). Daraus resultiert eine kontinuierliche Abtastung des Untersuchungsvolumens in Form einer Helix. Die Schleifringtechnik ist als Voraussetzung zur Entwicklung der Spiral-CT anzusehen, da durch diese die notwendige elektrische Energie für die Röntgenröhre durch Schleifringe übertragen wird und nicht mehr durch Kabel (Kalender, 2005).

Die Multislice-, Multidetektor oder Mehrschicht-CT ermöglicht durch den parallelen Einsatz mehrerer Detektoren eine schnellere Bildfolge und eine höhere Auflösung (Kauffmann et al., 2001). Die Anzahl der durch den Computertomographen simultan erfassbaren Schichten wird mit  $M$  ausgedrückt (Kalender, 1999). So wird einerseits die Verkürzung eines Untersuchungsprotokolles um die Anzahl der parallel aufgenommenen Schichten ermöglicht oder andererseits die Aufnahme des vielfachen Volumens in der gleichen Zeit (Kalender, 1999; Ohnesorge et al., 1999). Für die Bildrekonstruktion ist es von Bedeutung, dass die Röntgenstrahlen orthogonal zur Patientenlängsachse (z-Achse) verlaufen. Ein Kriterium ist daher der sogenannte Cone-Winkel, welcher die Neigung der Messstrahlen zu einer zur z-Achse senkrechten Ebene angibt. Alternativ dazu gilt es, die Schichtverbreiterung  $\delta$ s nicht größer als die Schichtdicke  $S$  zu wählen. So wird die Schichtverschmierung gering gehalten und Bildartefakte werden minimiert (Ohnesorge et al., 1999).

Ein weiteres Charakteristikum der Multidetektor-CT ist das Bildrauschen. Dieses, auch als Pixel-Rauschen bezeichnete Phänomen, gibt die statistische Abweichung der computertomographischen Messwerte wieder (Prokop und Stamm, 2007).

### **2.3.6 Technische Daten der Multislice-Computertomographie**

#### **2.3.6.1 Kollimation**

Die Röhrenspannung  $U$ , der Röhrenstrom  $I$  und die Schichtkollimierung  $M \times S$  stellen im Vorfeld gewählte Untersuchungsparameter dar (Kalender, 1999).

Die Kollimation stellt die nominelle Schichtdicke dar, die vor der Untersuchung eingestellt wird. Sie ist definiert als die Anzahl der zeitgleich aufgezeichneten Schichten  $M$  multipliziert mit der Schichtdicke  $S$ .

#### **2.3.6.2 Filter**

Über den z-Filter findet die Einstellung der effektiven Schichtdicke statt, das heißt der in der Rekonstruktion verwendeten Schichtdicke. Diese kann sowohl prospektiv wie auch retrospektiv ausgewählt werden. Sie sollte jedoch die nominelle Schichtdicke nicht unterschreiten (Kalender, 1999). Der Untersucher kann über die Filterweite und somit die effektive Schichtdicke das Bildrauschen und die Ortsauflösung beeinflussen. Findet die z-Filterung im Rahmen eines vollständigen Untersuchungsprotokolles Verwendung, spricht man vom Verfahren der gleitenden Mittelung oder von der Anwendung sogenannter „Sliding Thin Slabs“ (Kalender, 1999).

#### **2.3.6.3 Pitch**

Der Pitch-Faktor  $p$  wird definiert als der Tischvorschub  $d$  in Millimeter pro  $360^\circ$  Röhrenrotation dividiert durch die Schichtkollimierung, welche wie oben beschrieben durch das Produkt der aufgezeichneten Schichtenanzahl  $M$  und der Einzelschichtdicke  $S$  gebildet wird ( $p=d/M \times S$ ) (Kalender, 1999). Anhand des Pitch-Faktors ist es möglich, die Bildqualität und die Patientendosis in Relation zu betrachten. Hierbei ist zu beachten, dass einige Hersteller eine zweite Definition des Pitch-Faktors verwenden, den Tischvorschub  $d$  in Millimetern pro Umdrehung im Verhältnis zur Gesamtbreite des Detektors, welche in diesem Fall durch  $S$  ausgedrückt wird ( $p=d/S$ ) (Kalender, 1999; Ohnesorge et al., 1999). Da es sich bei  $M$  um die Anzahl simultan erfasster Schichten handelt, die je nach Gerät variieren können, kann diese Definition was die Abschätzung der Patientendosis betrifft, irreführend sein (Kalender, 1999).

#### **2.3.6.4 Röhrenspannung**

Die Röhrenspannung  $U$  wird in Volt angegeben und trägt wesentlich zur Strahlenexposition im Rahmen einer computertomographischen Untersuchung bei. Die angelegte Spannung verläuft ähnlich einer Sinuskurve, daher wird die Einheit „Kilovolt Peak“ gewählt, welche die maximal gemessene Röhrenspannung wiedergibt. In der Humanmedizin werden in Abhängigkeit von dem zu untersuchenden Patienten Einstellungen zwischen 80 – 140 kVp

gewählt (Prokop, 2007). Die Strahlendosis steigt bei gleich bleibendem Röhrenstrom I mit höherer Röhrenspannung an. Demnach hat eine Reduktion der Röhrenspannung U eine Dosisreduktion zur Folge (Prokop und Stamm, 2007). Zu beachten ist weiterhin, dass bei einer Reduktion der Röhrenspannung (auf zum Beispiel 80 kV) ein erheblich größerer Anteil der Strahlung durch eingesetzte Vorfilter und durch das subkutane Fettgewebe absorbiert wird. Dies führt zu einer Dosisreduktion, jedoch ebenfalls zu einem Anstieg des Bildrauschens (Prokop, 2007). Des Weiteren ist die Abschwächung der Röntgenstrahlung durch das Gewebe proportional abhängig von der eingesetzten Strahlungsenergie. Bei der Untersuchung röntgendichterer Gewebe kann eine höhere Röhrenspannung folglich von Bedeutung sein, um eine bessere Dosiseffizienz zu erreichen (Prokop und Stamm, 2007).

### **2.3.6.5 Röhrenstrom-Zeit-Produkt**

Über den Röhrenstrom erfolgt das Anlegen einer Spannung zwischen Kathode und Anode, die Röntgenröhre wird erwärmt und es kommt zur Emission von beschleunigten Elektronen aus den Atomschalen (Berry, 2002; Lavin, 2007). Dieser Vorgang wird als thermoionische Emission bezeichnet (Lavin, 2007). Infolge des Aufpralles der beschleunigten Elektronen auf die Anode kommt es zur Wechselwirkung mit dem Material und Röntgenstrahlung entsteht. Diese Photonenstrahlung erzielt die Übertragung von Energie und die damit einhergehende Anregung oder Ionisation der Zielatome (Berry, 2002). Die im Rahmen der CT produzierten Röntgenstrahlen sind quantitativ abhängig von der Stärke des Röhrenstromes und von der Zeit, für welche ein Röhrenstrom erzeugt wird (Thrall und Widmer, 2002). Je größer der gewählte Röhrenstrom ist, desto höher ist die resultierende Temperatur und in der Folge werden mehr Elektronen emittiert. Die Angabe des Röhrenstromes wird in Milliampere getätigt. Um eine möglichst realistische Strahlenexposition wiederzugeben, wird auf das Röhrenstrom-Zeit-Produkt zurückgegriffen, welches in Milliampere \* Sekunden angegeben wird (Lavin, 2007).

Theoretisch ist bei konstanter Einstellung des Röhrenstrom-Zeit-Produktes und voreingestellter Rotationsgeschwindigkeit die Dosisbelastung gleich bleibend (Prokop und Stamm, 2007). Eine Differenzierung ist jedoch bei der Multidetektor-CT notwendig. Bei diesem Verfahren muss für die Ermittlung des effektiven Röhrenstrom-Zeit-Produktes die Angabe pro Röhrenrotation dividiert durch den Pitch erfolgen (Prokop und Stamm, 2007).

### **2.3.7 ALARA-Prinzip und dosisbeeinflussende Parameter**

„ALARA“ ist die Abkürzung für „as low as reasonably achievable“. Dies bezieht sich auf das wichtige Prinzip des Strahlenschutzes, die geringstmögliche Menge an ionisierender Strahlung zu verwenden (Mattoon, 2007). Bereits 1973 wird diese Leitlinie durch die internationale Strahlenschutzkommission formuliert (Rogers et al., 1973). Das 1996 gegründete European ALARA Network (EAN) stellt eine seit 2005 unabhängige, Organisation dar, welche die Umsetzung dieses Prinzips und somit die Optimierung des europäischen Strahlenschutzes zum Ziel hat (Schmitt-Hannig, 2009).

Wesentlichen Einfluss auf die Dosis, welcher der Patient im Rahmen einer computertomographischen Untersuchung ausgesetzt ist, nehmen neben technischen Parametern des verwendeten Gerätes und den ausgewählten Untersuchungsparametern individuelle Unterschiede wie die Größe und das Gewicht des Patienten sowie die ausgewählte Untersuchungsregion (Kalender, 2005). Die Dosis steigt dabei linear und um den gleichen Faktor zu dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt an. Wird dieses reduziert um eine Dosisreduktion zu erreichen, ist eine Erhöhung des Rauschverhaltens die Folge. Weitere, die Dosis beeinflussende Faktoren sind die Schichtdicke und das Scanvolumen, welche eine Erhöhung zeigen, die sich ebenso annähernd linear verhält (Kalender, 2005).

### **2.3.8 Bildrekonstruktion**

#### **2.3.8.1 Rohdatensatz**

Aufgrund der kontinuierlichen Bewegung des Patiententisches während einer CT können die gemessenen Daten nicht unmittelbar zur Bildrekonstruktion herangezogen werden (Kalender, 1999). Vor der Verarbeitung der eigentlichen Rohdaten steht eine Vorverarbeitung der gemessenen Werte (Abbildung 7). Diese bezweckt eine Vermeidung von Detektor bedingten Schwankungen und wirkt Aufhärtingsartefakten entgegen. Die computertomographischen Rohdaten sind das Resultat von Umwandlungen und Korrekturen der ursprünglichen Messdaten in Röntgenschwächungswerte, die zu Schwächungsprofilen zusammengefasst werden (Prokop, 2007). Die Berechnung planarer Daten ist mit der Ermittlung des Rohdatensatzes abgeschlossen und es folgt die Bildrekonstruktion.



Abbildung 7 (nach Prokop, 2007): Computertomographische Bildrekonstruktion

### 2.3.8.2 z-Interpolation

Die z-Interpolation dient der Umrechnung der zu Beginn ermittelten Rohdaten in den letztendlichen Volumendatensatz, um die Verzerrung durch den helikalen Akquisitionsmodus im Vergleich zur axialen Akquisition in Scannern der dritten Generation zu kompensieren. Zugrunde liegt eine Abbildung des Röhrenfokus als Sinuskurve. Liegen die verwendeten Daten auf einer kompletten Umdrehung der Röntgenröhre, handelt es sich um eine lineare Interpolation, welche mit  $360^\circ$  LI abgekürzt wird. Eine weitere Möglichkeit ist die Verwendung von  $180^\circ$  voneinander entfernten Interpartnern (Kalender, 1999; Ohnesorge et al., 1999). Hierfür ist ein „rebinning“ der Daten notwendig, durch das die fehlenden  $180^\circ$  - Messdaten errechnet werden. Bei Anwendung der Mehrschicht-Spiral-CT finden Messwerte aller M-gemessenen Schichten für die z-Interpolation Verwendung, daher wird von  $180^\circ$  MLI-Algorithmen gesprochen (Kalender, 1999). Es muss abgewogen werden, dass Bewegungsartefakte bei der linearen Interpolation um  $360^\circ$  zwar annähernd vermieden werden, aber es aufgrund der notwendigen zwei Röhrendrehungen zu einem deutlich verbreitertem Schichtprofil und damit verbundenen Artefakten kommt (Prokop, 2007). Aufgrund dessen wird in der Regel die  $180^\circ$  LI Interpolation angewandt, welche im Vergleich zur  $360^\circ$  LI Interpolation weniger Windmühlenartefakte aufweist, aber ein schlechteres Signal-Rausch-Verhältnis hat, da nur die Hälfte der Daten zur Bildrekonstruktion genutzt wird. Des Weiteren kommen Interpolationsalgorithmen zur Anwendung, die mehr als zwei Bildpunkte zur Bildrekonstruktion heranziehen. Hierbei wird über die z-Filterung eingestellt, wie viel Prozent eine Projektion am letztendlich rekonstruierten Schnittbild ausmacht in Abhängigkeit vom Abstand zur Schichtebene (Prokop, 2007). Die effektive Schichtdicke, auch als Schichtweite bezeichnet, orientiert sich neben der Schichtkollimation am Tischvorschub und dem angewandten Interpolationsalgorithmus. Die in der Regel eingesetzte Schichtweite entspricht der Breite des Profils auf halber Höhe (FWHM = Full Width at Half Maximum) und ist ein Maß für die Auflösungskapazität (Prokop, 2007). Das Empfindlichkeitsprofil der Spiral-CT ergibt sich aus der Summation des Profils einer konventionellen Einschicht-CT und dem eingesetzten Tischvorschub (Abbildung 8). Der

durch den Tischvorschub verursachten Unschärfe kann im Wesentlichen durch den Pitch-Faktor und die gewählte z-Interpolation entgegen gewirkt werden (Kalender, 2005).

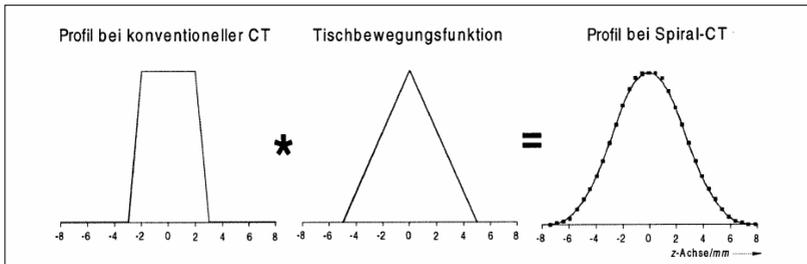


Abbildung 8 (nach Kalender, 1999): Schichtempfindlichkeitsprofil der Spiral-Computertomographie. Folge des Tischvorschubes ist eine Unschärfe des Profils

### 2.3.8.3 Faltung und Rückprojektion

Durch die Auswahl des „Field of Views“ (FOV) wird der Bereich definiert, der zu einem Bild rekonstruiert werden soll. Hierfür wird jeder Röntgenstrahl genutzt, der von der Röntgenröhre ausgesendet und vom Detektor empfangen wird und den entsprechenden Bereich durchdringt. Im Folgenden wird die sogenannte Rückprojektion durchgeführt, das heißt dass alle sich in dem ausgewählten Areal befindlichen Röntgenstrahlen zur Bildrekonstruktion übereinander projiziert werden (Prokop, 2007). Um ein scharf abgegrenztes Bild zu erhalten, werden multiple Strahlen für eine Abbildung heran gezogen und entsprechend eines festgelegten Algorithmus dargestellt. Dieser als Faltung bezeichnete Vorgang bestimmt die Ortsauflösung und das Rauschverhältnis der computertomographischen Abbildungen (Prokop, 2007). Die Art und Weise der Rückprojektion ist abhängig von der Anordnung der Detektoren, das heißt, welcher Generation der verwendete Computertomograph abstammt. Handelt es sich um ein Gerät der dritten Generation, so wird vom Detektor die fächerförmig ausgesandte Strahlung einer Position zur Bildrekonstruktion genutzt. Die Rückprojektion in Geräten der vierten Generation zeichnet sich dadurch aus, dass der stationäre Ringdetektor die von der Röntgenröhre emittierten Strahlen in mehreren Positionen übereinander lagert und zur Bilderzeugung verwendet (Abbildung 9) (Prokop, 2007).

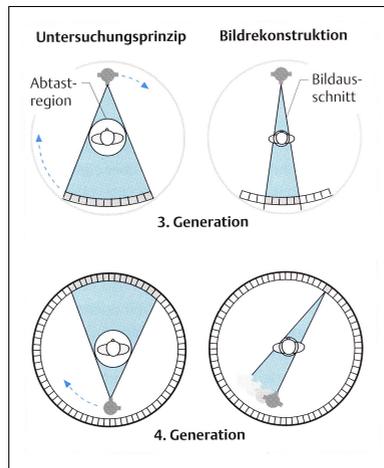


Abbildung 9 (nach Prokop, 2007): Auswirkungen des Detektortypes auf die Bildentstehung: Abtastweise und Art der Rückprojektion von Scannern der 3. und 4. Generation

## 2.4 Grundlagen der Magnetresonanztomographie

Die Technik der Magnetresonanztomographie basiert auf der Ausrichtung von Wasserstoffprotonen im magnetischen Feld und deren Verhalten nach Applikation von Radiofrequenzimpulsen. Die erforderlichen Sequenzen werden einzeln angefertigt. Eine Bildrekonstruktion wie in der CT ist nicht möglich und die Dauer der Untersuchung ist dementsprechend länger (Penninck et al., 2001; Armour et al., 2011).

### 2.4.1 Wasserstoffprotonen

Für die MRT ist es von Bedeutung, dass der menschliche, beziehungsweise tierische Organismus in seinen Körperflüssigkeiten und –geweben über einen hohen Anteil an Wasserstoffatomen verfügt. Elementarteilchen besitzen einen Eigendrehimpuls, den sogenannten Spin (Schild, 1990). Daher erzeugt ein Wasserstoffproton um sich herum ein Magnetfeld, das aus der Bewegung des positiv geladenen Teilchens entsteht. Der Spin der geladenen Teilchen ist die Voraussetzung für die Entstehung eines intrinsischen magnetischen Moments (Mugler III, 2006; McRobbie et al., 2007).

### 2.4.2 Larmorgleichung

Des Weiteren erfahren Protonen in einem starken äußeren Magnetfeld bedingt durch die elektromagnetischen Wechselwirkungen in Abhängigkeit von der Stärke des Magnetfeldes eine Drehkraft, mit welcher sie entlang dieses Magnetfeldes präzedieren (Abbildung 10). Die Präzessionsfrequenz, mit welcher sie sich bewegen ist direkt abhängig von der Stärke des sie umgebenden Magnetfeldes. Dies wird ausgedrückt durch die Larmorgleichung  $\omega_0 = \gamma B_0$ , man spricht daher von der Larmorfrequenz (Schild, 1990; Mugler III, 2006; McRobbie et al., 2007). Demnach ist die Präzessionsfrequenz gleichzusetzen mit dem Produkt aus dem gyromagnetischen Verhältnis  $\gamma = 2,7 \cdot 10^8 \text{ rad s}^{-1} \text{ T}^{-1}$  und der Magnetfeldstärke  $B_0$  (McRobbie et al., 2007).

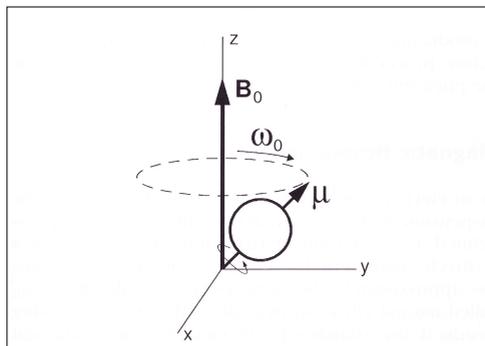


Abbildung 10 (nach Mugler III, 2006): Präzession des Protons mit dem magnetischen Moment  $\mu$  im Hauptmagnetfeld  $B_0$  um die z-Achse. Die Präzessionsfrequenz entspricht der Larmorfrequenz. Jedes Proton hat einen Eigendrehimpuls, einen sogenannten Spin.

Das gyromagnetische Verhältnis ist ein Maß für das Verhältnis von magnetischem Moment zum Spin und beträgt für Wasserstoff  $42,58 \text{ MHz T}^{-1}$ . In einem Magnetresonanztomographen der Stärke 1.0 Tesla beträgt die Präzessionsfrequenz demnach  $1.0 \text{ T} \cdot 42,58 \text{ MHz T}^{-1} = 42,58 \text{ MHz}$  (Mugler III, 2006; McRobbie et al., 2007).

### 2.4.3 Magnetisierung

Die präzedierenden Protonen im äußeren Magnetfeld ordnen sich in zwei unterschiedlichen Stadien an, parallel und antiparallel. Beide Stadien sind stabil, jedoch ist der parallele Zustand energetisch günstiger als der antiparallele (Abbildung 11).

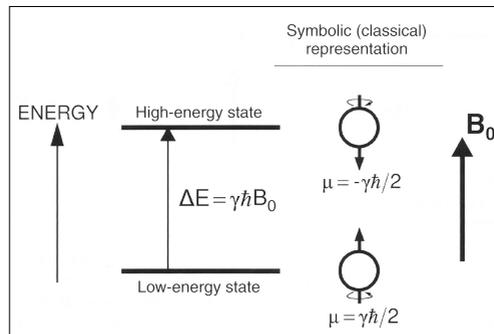


Abbildung 11 (nach Mugler III, 2006): Unterschiedliche Energiestadien der Protonen im Magnetfeld

Bei einer Körpertemperatur von 37°C und bei Einwirken eines Magnetfeldes einer Stärke von 1,5 Tesla befinden sich 1 000 004 Protonen im parallelen Zustand, hingegen nur 1 000 000 im antiparallelen (McRobbie et al., 2007). Da sich entgegengesetzte Ladungen gegenseitig aufheben, sind bei dieser Betrachtung die vier überschüssigen, parallelen Protonen von besonderer Bedeutung. Die Summe der Vektoren aller präzedierenden Protone wird als netto Magnetisierung  $M_0$  bezeichnet, welche entlang des Hauptmagnetfeldes  $B_0$  ausgerichtet ist (Schild, 1990; Mugler III, 2006; McRobbie et al., 2007). In diesem Zusammenhang spricht man von der longitudinalen Magnetisierung des Hauptmagnetfeldes  $B_0$ . Um diese sehr geringe Magnetisierung von ungefähr 1  $\mu$  T messbar zu machen, ist es notwendig, die sich im Gleichgewicht befindenden Protonen um 90° in die transversale Ebene zu kippen, das heißt die longitudinale in eine transversale Magnetisierung umzuwandeln. Infolge dessen kann die Magnetisierung durch einen Detektor erfasst werden. Die Umwandlung der longitudinalen in eine transversale Magnetisierung ist möglich, indem ein Radiofrequenzimpuls appliziert wird, welcher über dieselbe Präzessionsfrequenz wie die Protonen verfügt, das heißt über die Larmorfrequenz. Dieser wird als 90°-Impuls bezeichnet. Da der applizierte Impuls über dieselbe Frequenz verfügen muss wie die präzedierenden Protonen, spricht man in diesem Zusammenhang auch vom Resonanzprinzip (Schild, 1990; Mugler III, 2006; McRobbie et al., 2007).

Alternierend mit der Applikation des 90°-Impulses sinkt die longitudinale Magnetisierung und die transversale Magnetisierung steigt an. Kurz nach dem Impuls weisen die Protonen dieselbe Richtung und Geschwindigkeit auf (siehe 2.3.5 Phasenkohärenz). Kommt es nun zur Relaxation, steigt die longitudinale Magnetisierung wieder an. Die Anzahl der sich im

höheren Energiezustand befindenden Protonen nimmt ab und die Energie wird an das „Gitter“, womit die Umgebung bezeichnet wird, abgegeben. Man spricht von „Spin-Gitter-Relaxation“ oder von der T1-Relaxationszeit. Aufgrund magnetischer Interaktionen zwischen den einzelnen Protonen nimmt die Phasenkohärenz mit zunehmender Zeit ab. Dies wird als „Spin-Spin-Relaxation“ oder T2-Relaxationszeit bezeichnet. Sowohl die T1- als auch die T2-Relaxationszeit stellen gewebspezifische Zeitfaktoren dar, die in Abhängigkeit verschiedener Gewebeeigenschaften differieren. (Mugler III, 2006).

#### **2.4.4 Flip Winkel**

Entsprechend der Amplitude des Radiofrequenzimpulses erfahren die Protonen einen „flip angle“, einen Anregungswinkel. Das ist der Winkel um welchen sie zum Magnetfeld  $B_0$  gekippt werden. Dieser wird durch folgende Gleichung definiert:  $\alpha = \gamma B_1 t_p$  (McRobbie et al., 2007). Die Stärke des Radiofrequenzimpulses wird mit  $B_1$  bezeichnet und  $t_p$  wird gleichgesetzt mit der Dauer des Impulses. Zeigt die Netto-Magnetisierung hiernach in transversale Richtung, wird von einem  $90^\circ$  Impuls gesprochen (McRobbie et al., 2007).

#### **2.4.5 Phasenkohärenz**

Eine wichtige Konsequenz der Applikation eines solchen Radiofrequenzimpulses besteht darin, dass sich die Protonen unmittelbar danach „in Phase“ befinden, das heißt sie weisen die gleiche Position mit derselben Präzessionsgeschwindigkeit auf (McRobbie et al., 2007). Dieses Phänomen bezeichnet man als Phasenkohärenz. Die nun transversale Magnetisierung  $M_0$  induziert einen elektrischen Strom, welcher durch eine Empfangsspule gemessen werden kann. Dieses messbare Signal wird als „Free Induction Decay (FID)“ bezeichnet und nimmt innerhalb weniger Millisekunden exponentiell Richtung Null ab, da die Protonen schnell wieder auseinander deviieren (Abbildung 12) (McRobbie et al., 2007).

#### **2.4.6 Konstruktion eines Echos**

##### **2.4.6.1 Spin-Echo-Sequenzen**

Um ein Auseinanderdriften der Protonen zu verhindern, gibt es die Möglichkeit, bestimmte Signalmuster in einer bestimmten Reihenfolge zu applizieren. Beim Spin-Echo wird mit einem  $90^\circ$ -Impuls begonnen (Abbildung 13A). Infolge dessen besteht eine transversale

Magnetisierung und die Protonen präzedieren in Phase (McRobbie et al., 2007). Nach dem Ausschalten des  $90^\circ$ -Impulses entfernen sich die Protonen voneinander. Eine bestimmte Zeit nach dem  $90^\circ$ -Impuls ( $TE/2$ ) erfolgt nun ein  $180^\circ$ -Impuls, welcher bewirkt, dass sich die Protonen genau in die entgegengesetzte Richtung bewegen. Der  $180^\circ$ -Impuls stellt die Phasenkohärenz zum Auslesezeitpunkt  $TE$  (Echozeit) wieder her und gewährleistet so, dass ein maximal verstärktes Signal (= Echo) aufgenommen werden kann. Nach der Repetitionszeit  $TR$  kann die wiederholte Applikation des  $180^\circ$ -Impulses erfolgen (McRobbie et al., 2007).

Zu beachten ist, dass eine Wiederholung des Radiofrequenzimpulses lediglich die konstanten Wechselwirkungen neutralisiert, d.h. diese, die durch das äußere Magnetfeld verursacht werden. Lokale Inhomogenitäten, sogenannte  $T_2$ -Effekte, wirken weiter und führen zu einer stetigen exponentiellen Abnahme des Signals (Schild, 1990).

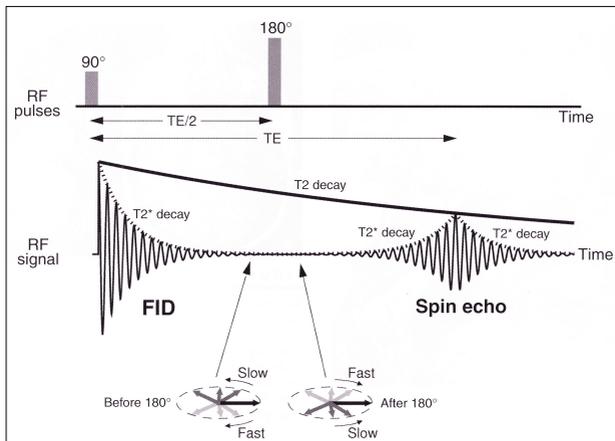


Abbildung 12 (nach Mugler III, 2006): Die  $T_2$ -Relaxation und Inhomogenitäten des Magnetfeldes ( $T_2$ -Effekte) führen zur Abnahme des durch den Radiofrequenzimpuls induzierten "Free Induction Decay".

In Abhängigkeit von der Echo- und der Repetitionszeit werden verschiedene Spin-Echo-Sequenzen ermöglicht, die  $T_1$ -, die  $T_2$ - und die Protonen-gewichteten Sequenzen.

Der Untersucher setzt die Echozeit und die Repetitionszeit fest und nimmt so Einfluss auf das Kontrastverhalten der entstehenden Bildsequenzen. Wird eine lange Repetitionszeit gewählt, so führt dies zu einer vollständig wiedererlangten longitudinalen Relaxation des Gewebes zum Zeitpunkt der Untersuchung, so dass keine relevanten Unterschiede in der

T1-Wichtung auffällig werden. Wird die Länge der Echozeit variiert, nimmt dies Einfluss auf die Deutlichkeit der sichtbaren T2-Effekte. Eine kurze Echozeit hat zur Folge, dass die Signalunterschiede eines Gewebes in der T2-Wichtung noch nicht ausgeprägt sind. Werden T1-gewichtete Aufnahmen gewünscht, muss die notwendige kurze Repetitionszeit demnach mit einer kurzen Echozeit kombiniert werden (Schild, 1990; Mugler III, 2006). T1-gewichtete Sequenzen sind durch ihren guten Bildkontrast gekennzeichnet. Cerebrospinal-Fluid-ähnliche Flüssigkeiten stellen sich dunkel dar, flüssigkeitsreiche Gewebe sind durch eine graue Farbgebung charakterisiert und Organe mit hohem Fettanteil werden hell wiedergegeben (McRobbie et al., 2007). Die hypointens dargestellten Gewebe sind hierbei solche mit einer langen T1-Zeit, die hyperintens solche, die eine kurze T1-Zeit aufweisen. T1-gewichtete Sequenzen werden gewählt um anatomische Strukturen optimal darzustellen. Wählt man die Echozeit länger, werden Unterschiede der T2-Effekte deutlich sichtbar. Folglich führt eine lange Repetitionszeit in Kombination mit einer langen Echozeit dazu, dass die T2-Unterschiede eines Gewebes sichtbar werden. Man spricht daher in diesem Fall von T2-gewichteten Sequenzen. (Schild, 1990; Mugler III, 2006). Im Gegensatz zum Kontrastverhalten verschiedener Gewebe in der T1-Wichtung, stellen sich Gewebe mit einer langen T2-Zeit in diesen Sequenzen hyperintens dar, wohingegen Strukturen mit kurzer T2-Zeit ein hypointenses Erscheinungsbild aufweisen. Diese Aufnahmen sind vor allem durch die hyperintense Darstellung von Flüssigkeiten gekennzeichnet. Dies bedeutet eine besonders kontrastreiche Abbildung zum Beispiel von besonders gut durchbluteten Geweben. Daher kommt die T2-Wichtung vor allem bei pathologischen Veränderungen zur Anwendung (McRobbie et al., 2007).

Werden Sequenzen mit einer langen Repetitionszeit und einer kurzen Echozeit angefertigt führt dies weder zu Unterschieden in der T1- noch in der T2-Wichtung. Das gemessene Signal wird hauptsächlich durch die Protonen selbst oder deren Spin verursacht. Demnach stellen Protonen-gewichtete Sequenzen das Resultat dieser Einstellungen dar (Schild, 1990; McRobbie et al., 2007).

#### **2.4.6.2 Inversion-Recovery-Sequenzen**

Inversion-Recovery-Sequenzen beginnen im Unterschied zu den Spin-Echo-Sequenzen mit einem  $180^\circ$ -Impuls (Abbildung 13B). Dieser bewirkt eine „Umkehrung“ der Protonenausrichtung, d.h. die Protonen, die eine positive Netto-Magnetisierung aufgrund der parallel ausgerichteten Protonen hervorrufen, sind nun antiparallel angeordnet. Um ein messbares Signal zu erzeugen, folgt die Applikation eines  $90^\circ$ -Impulses. Prinzipiell folgen multiple Zyklen von  $180^\circ$ - und  $90^\circ$ -Impulsen aufeinander, um ein messbares Signal zu

erzeugen. Die Zeit zwischen aufeinander folgenden  $180^\circ$ -Impulsen wird analog zu den Spin-Echo-Sequenzen mit dem Begriff der Repetitionszeit bezeichnet. Für das gemessene Signal ist die Zeit zwischen dem  $180^\circ$ - und dem  $90^\circ$ -Impuls entscheidend. Diese wird als Inversion Time (TI) bezeichnet. Je kürzer die T1-Zeit eines Gewebes ist, umso schneller kommt es zu einer vollständigen longitudinalen Relaxation. Dies bedeutet, dass infolge des  $90^\circ$ -Impulses und so infolge der Erzeugung einer transversalen Magnetisierung, das Gewebe mit der kürzesten T1-Zeit zum schwächsten messbaren Signal führt. Demnach sind Inversion-Recovery-Sequenzen abhängig von der longitudinalen Relaxationszeit, d.h. von der T1-Zeit (Schild, 1990).

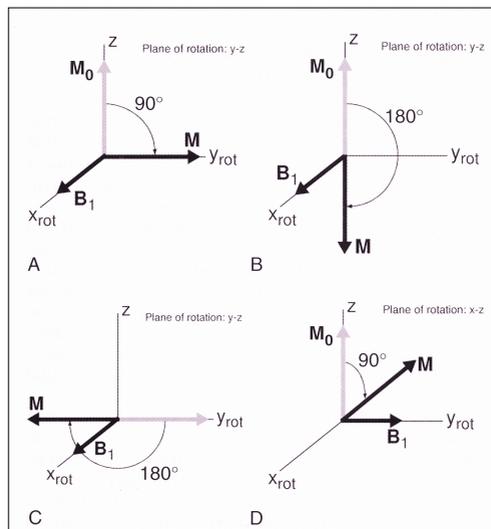


Abbildung 13 (nach Mugler III, 2006): In der MRT angewandte Radiofrequenzimpulse: **A**, Umwandlung der longitudinalen in eine transversale Magnetisierung durch einen  $90^\circ$ -Impuls. **B**, Der  $180^\circ$ -Impuls zu Beginn einer Inversionssequenz führt zu einer Konvertierung des Signals in den negativen Bereich der z-Achse. **C**, Ein refokussierender  $180^\circ$ -Impuls rotiert die transversale Magnetisierung auf die andere Seite der  $x_{rot}$ - $y_{rot}$  Ebene. **D**, Applikation des Magnetfeldes  $B_1$  entlang der  $y_{rot}$ -Achse und Präzession der Protonen um den negativen Bereich der  $x_{rot}$ -Achse.

#### 2.4.6.3 Gradienten-Echo

Mit Hilfe eines Gradienten-Echos ist es möglich T1-, T2\*- und Protonen-gewichtete Sequenzen zu erzeugen. Das Gradienten-Echo beginnt mit der Applikation eines Impulses, der einen kleineren Flip-Winkel als  $90^\circ$  hervorruft. Die genaue Wahl des Flip-Winkels wird

von der gewünschten Wichtung der angefertigten Sequenzen abhängig gemacht. Die Repetitionszeit wird kurz gewählt. Direkt nach dem Radiofrequenzimpuls wird ein negatives Gradientenfeld appliziert, welches zu einer viel schneller eintretenden Dephasierung und somit einer schnelleren Abnahme der transversalen Magnetisierung führt als ein  $90^\circ$  Impuls. Es folgt nun ein positives, ansonsten dem vorangegangenen gleichwertiges Gradientenfeld, das die zuvor zerstörte Phasenkohärenz wieder herstellt. Aufgrund der Rephasierung kommt es dazu, dass das Signal bis zu einem gewissen Maximum wieder zunimmt (McRobbie et al., 2007).

Die Stärke dieses Maximums wird durch verschiedene Faktoren beeinflusst. Zum einen ist hier die Spin-Spin-Relaxationszeit der Protonen zu nennen, die durch die Wechselwirkungen der Protonen untereinander, den T2-Effekten, zu erklären ist (siehe 2.3.6.1 Spin-Echo-Sequenzen). Hinzu kommen die Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes, die von der Stärke des Magnetfeldes bzw. von dessen Homogenität abhängig sind (McRobbie et al., 2007). Beim Anfertigen von Spin-Echo-Sequenzen können diese letztgenannten Inhomogenitäten neutralisiert werden, so dass der Abfall der transversalen Magnetisierung in erster Linie von den T2-Effekten abhängig ist. Beim Gradienten-Echo ist dies nicht möglich. Dies führt dazu, dass die transversale Magnetisierung im Gradienten-Echo störanfälliger ist und es im Gradienten-Echo zu einer schnelleren Abnahme der transversalen Magnetisierung kommt als im Spin-Echo. Hieraus ergibt sich für das Gradienten-Echo die Bezeichnung der Relaxationszeit  $T2^*$  (Schild, 1990; McRobbie et al., 2007).

Besteht das Ziel im Anfertigen von T1-gewichteten Gradienten-Echo-Sequenzen, so wird ein Flip-Winkel verwendet, der die Protonen um mindestens  $50^\circ$  verlagert. Durch diesen Winkel wird sichergestellt, dass die T1-Effekte des Gewebes ausreichend stark ausgebildet werden und ein entsprechendes Signal verursachen. Die Echozeit und die Repetitionszeit werden kurz gewählt. T1-gewichtete Gradienten-Echo-Sequenzen sind durch ein gutes Signal-Rausch-Verhältnis und eine hohe Auflösung gekennzeichnet. Um  $T2^*$ -gewichtete Aufnahmen anzufertigen, ist die Echozeit verlängert, wie es auch bei T2-gewichteten Aufnahmen der Fall ist. Der Flipwinkel wird klein gewählt, um die Ausprägung von T1-Effekten zu vermeiden. Die Repetitionszeit wird kurz gehalten (McRobbie et al., 2007). Die  $T2^*$ -Wichtung findet ihre Anwendung bei der Darstellung von muskulären und skelettalen Strukturen. Es handelt sich hierbei außerdem um eine Sequenz, die zur Detektion von Blutungen verwendet werden kann. Protonen-gewichtete Gradienten-Echo-Sequenzen erfordern einen möglichst kleinen Flipwinkel und die Wahl einer kurzen Echozeit, um eine T1- oder  $T2^*$ -Wichtung zu verhindern. Die Repetitionszeit wird so kurz gewählt, dass sie für die Anfertigung der gewünschten Schichten ausreicht (McRobbie et al., 2007).

#### **2.4.7 Relaxationszeiten**

Nachdem die Protonen durch den Radiofrequenzimpuls eine Anregung und infolge dessen eine transversale Magnetisierung erfahren haben und sich in Phase befinden, geschehen zwei Dinge: Zum einen verlieren die Protonen nach und nach an Phasenkohärenz und eine Dephasierung tritt ein. Zum anderen nimmt die transversale Magnetisierung durch den Verlust der absorbierten Energie wieder ab und es kommt zum Anstieg der longitudinalen Magnetisierung, das heißt der T<sub>1</sub>-Relaxationszeit (McRobbie et al., 2007). Die Ursache der Dephasierung sind kleine Unterschiede in den Präzessionsfrequenzen der Protonen sowie Inhomogenitäten, die durch das Hauptmagnetfeld hervorgerufen werden. Des Weiteren werden Interaktionen zwischen den sich bewegenden Protonen und dem sie umgebenden Gewebe beschrieben, welche zur Spin-Spin Relaxation führen. Ausgedrückt wird diese durch den Begriff der T<sub>2</sub>-Relaxationszeit (McRobbie et al., 2007).

#### **2.5 Computer- und Magnetresonanztomographie bei orbitalen Prozessen**

Zur umfassenden Beurteilung vieler extraorbitaler Veränderungen ist der Einsatz von Schnittbildverfahren wie Computer- und Magnetresonanztomographie notwendig.

Sie ermöglichen eine überlagerungsfreie Darstellung des Bulbus, des Sehnerven, der extraokularen Strukturen und des Knochens. Beide Verfahren haben also ihre Berechtigung und Indikation zur Untersuchung des Auges und der Orbita. Häufig ist der Einsatz der CT und MRT abhängig von der Verfügbarkeit der Geräte. Zudem sind diese Untersuchungen kostenintensiv und nur am anästhesierten Patienten möglich (Penninck et al., 2001; Boroffka et al., 2007).

Wird eine CT zur Beurteilung der orbitalen Strukturen angefertigt, bewirkt das in der Augenhöhle gelegene und sich hypoattenuierend darstellende Fettgewebe einen optimalen Bildkontrast gegenüber den weichteildichten Strukturen des Bulbus, seiner Adnexen und der knöchernen Orbita, so dass trotz des insgesamt mäßigen Weichteilkontrastes dieses bildgebenden Verfahrens die detaillierte Beurteilung orbitaler Erkrankungen in vielen Fällen gelingt (Fike et al., 1984). Die CT weist weiterhin besonders hinsichtlich der Detektion knöcherner Läsionen eine hohe Sensitivität auf, so dass sie für die Untersuchung vorhandener Mineralisationen, knöcherner Defekte und Lysen durch maligne Prozesse und zur Beurteilung orbitaler Traumata prädestiniert ist (Dennis, 2000; Penninck et al., 2001).

Zu beachten ist, dass in der CT lediglich die Schichten einer Ebene direkt angefertigt werden. Die Schnittbilder der zweiten und dritten Ebene werden durch den Computertomographen rekonstruiert. Die Qualität dieser Aufnahmen ist von der Schichtdicke der direkt konstruierten Bilder abhängig (Boroffka und Voorhout, 1999).

Die CT bietet außerdem die Möglichkeit, pathologisch veränderte Gewebe zielgenau zu biotieren. Durch die Kombination nativer Aufnahmen mit solchen nach Kontrastmittelapplikation kann anhand des Verteilungsmusters der Kontrastmittelaufnahme eine erste Einteilung bezüglich der Ätiologie einer Veränderung in entzündlich oder neoplastisch erfolgen (Daniel und Mitchell, 1999; Penninck et al., 2001).

Die MRT besitzt eine hohe Sensitivität bezüglich der Darstellung okularer und orbitaler Strukturen inklusive des Nervus opticus und des Chiasma opticum. Verschiedene magnetresonanztomographische Sequenzen in Verbindung mit der Möglichkeit Fett- und Flüssigkeitssignale gezielt zu unterdrücken und Kontrastmittel zu verabreichen führen zur kontrastreichen Darstellung unterschiedlicher Gewebe (Penninck et al., 2001; Armour et al., 2011).

Während die Vorteile der CT also eher in der Beurteilung knöcherner Läsionen liegen, scheint die MRT nicht nur aufgrund des exzellenten Kontrasts im Bereich der Weichteilgewebe für die Untersuchung der Orbita prädestiniert. Aktuelle Untersuchungen lassen vermuten, dass die Darstellung invasiven Tumorwachstums über die Organ- oder Gewebegrenzen hinaus in der MRT gegenüber der CT überlegen ist (Yousem et al., 2000; Takashima et al., 2003; Taeymans et al., 2013).

Weiterhin kann mittels der MRT zeitgleich eine mögliche Beteiligung des Sehnerven und der übrigen benachbarten Anteile des Gehirns mit hoher diagnostischer Genauigkeit abgeklärt werden (Morgan et al., 1994; Armour et al., 2011).

Die Darstellung des intrakanalikulären Anteils des N. opticus wird durch die MRT ebenso möglich wie die Differenzierung zwischen Nerv und Nervenhülle. Es muss beachtet werden, dass sich das in der T1- und T2-Wichtung stark hyperintens dargestellte Fettgewebe negativ auf das durch Nerv und Nervenscheide produzierte Signal auswirkt. Für die Beurteilung des Sehnerven ist jedoch nicht die Anwendung Fett-unterdrückender Sequenzen entscheidend, sondern die Wahl einer geringen Schichtdicke. Hierdurch kann eine Beurteilung des N. opticus unter Berücksichtigung seines divergierenden Verlaufes vorgenommen werden. Zudem wird die weiträumige Erfassung des Nerven in einer Ebene ermöglicht (Boroffka et al., 2008).

In der Humanmedizin sind CT und MRT Referenzdiagnostika beim Verdacht auf primäre Tumoren des axialen und appendikulären Skelettes (Davis et al., 2002). Die Beurteilung der Ausdehnung innerhalb des Knochens und die Infiltration umliegender Gewebe werden durch die überlagerungsfreie Darstellung erreicht (Rodallec et al., 2008). Insbesondere die MRT wird herangezogen, um eine detaillierte Aussage über die Ausdehnung des Tumorwachstums und dessen Abgrenzbarkeit zu den umliegenden Strukturen zu treffen. Durch Kombinationen von Sequenzen in der T1- und T2-Wichtung, vor und nach Kontrastmittelanwendung, sowie der Darstellung in Fett-unterdrückenden Sequenzen kann die Ausdehnung pathologischer Prozesse, zum Beispiel die Infiltration des Wirbelkanals und des umgebenden Weichteilgewebes bei spinalen Neoplasien, dargestellt werden (van der Woude et al., 1998).

Die Beurteilung orbitaler Neoplasien in der MRT ermöglicht demnach eine genaue Einschätzung bezüglich der Ausdehnung und auch zu einem gewissen Grad ihrer Infiltrationstendenz, jedoch ist die Diagnostizierung der genauen Tumorart oder Zuteilung in eine bestimmte Gruppe von Tumoren nur sehr begrenzt möglich.

Im Rahmen einer von Armour et al. (2011) durchgeführten Studie erhalten 53 Patienten mit orbitalen Neoplasien eine magnetresonanztomographische Untersuchung. Infolge der histopathologischen Untersuchung entnommener Biopsien werden verschiedene Tumorarten diagnostiziert. In Fällen, in denen die Lokalisation des raumfordernden Prozesses eine Biopsierung nicht gestattet, wird eine radiologische Verdachtsdiagnose gestellt. Bei der Auswertung der Signalintensitäten der orbitalen Neoplasien von 44 Patienten (Tabelle 3) stellen die Autoren spezifische Unterschiede in den angefertigten MRT-Sequenzen fest.

*Tabelle 3 (nach Armour et al., 2011): Unterschiede der Signalintensitäten in der MRT bei verschiedenen Tumorarten*

	Carcinoma (n = 16)	Sarcoma (n = 11)	Lymphoma (n = 8)	Meningioma (n = 9)
T1	1.199 ± 0.18	1.140 ± 0.27	1.342 ± 0.31	1.450 ± 0.27
T2	5.677 ± 1.68	5.747 ± 4.05	6.379 ± 1.48	7.617 ± 2.17
STIR	3.609 ± 0.97	3.459 ± 1.43	4.617 ± 0.99	—
PD	1.899 ± 0.50	1.715 ± 0.74	2.346 ± 0.52	—
+C/-C	1.829 ± 0.35	2.309 ± 0.40	1.950 ± 0.59	1.479 ± 0.35

### **3 Fragestellung**

Ziel der Arbeit ist es, bei Vorliegen eines orbitalen Prozesses die diagnostische Genauigkeit der Goldstandard-Methode wie unter Abschnitt 4 beschrieben versus der diagnostischen Genauigkeit der Magnetresonanztomographie versus der diagnostischen Genauigkeit der Computertomographie zu erfassen und zu vergleichen - vor allem im Hinblick auf die Aussage Neoplasie ja/nein und die Dignität der Raumforderung.

Weiterhin soll bestimmt werden, wie die einzelnen diagnostischen Kriterien in der Computer- bzw. Magnetresonanztomographie in Hinblick auf die Aussage Tumor ja/nein bzw. die Dignität der Raumforderung entsprechend der auf der folgenden Seite erläuterten Goldstandard zwischen maligne und benigne unterscheiden (diagnostische Diskriminatoren).

### **4 Material und Methoden**

Es handelt sich sowohl um eine retrospektive als auch um eine prospektive Studie.

Alle Hunde und Katzen, die im Zeitraum 02/2012 – 10/2013 mit Verdacht auf einen orbitalen Prozess in der Chirurgie der Klinik für Kleintiere der Justus-Liebig-Universität vorgestellt werden, werden sowohl mittels Computertomographie als auch Magnetresonanztomographie untersucht. Die Tierversuchsanzeige wurde beim Regierungspräsidium Gießen vor der Durchführung beantragt und genehmigt (Geschäftszeichen V54 – 19 c 20 15 (1) GI 18/17 Nr. 3/2012).

Hunde und Katzen aus dem Vorstellungszeitraum 01/2007 – 01/2012, die das charakteristische Krankheitsbild aufweisen, werden retrospektiv in die Untersuchung mit einbezogen, wenn alle weiteren Einschlusskriterien erfüllt sind. Voraussetzung für die Berücksichtigung dieser Patienten von Seiten der Bildgebung ist das Vorliegen einer computertomographischen und/oder einer magnetresonanztomographischen Untersuchung im Bereich des Kopfes. Das bei diesen Tieren verwendete Protokoll muss eine Auswertung im Rahmen dieser Arbeit zulassen. Weiterhin muss die Diagnose der Erkrankung durch eine Probennahme gesichert sein.

Tiere, die unmittelbar vor der Vorstellung in der Klinik für Kleintiere der Justus-Liebig-Universität eine Probenentnahme in einer anderen Klinik erhalten haben, werden von der Studie ausgeschlossen, da es durch Luftpneumothorax und Blutungen im Bereich des verletzten Gewebes zu Artefakten in der Bildgebung kommen könnte.

Das Protokoll von Computer- sowie Magnetresonanztomographie ist auf die Darstellung des Retrobulbärraumes optimiert und standardisiert und beinhaltet für beide Modalitäten die Untersuchung prä und post Kontrastmittelgabe (Abschnitt 4.2.4 und 4.2.5).

Als Goldstandarduntersuchung ist bei Verdacht auf eine zugrunde liegende **Neoplasie** das diagnostische Ergebnis einer zytologischen oder pathologisch-histologischen Untersuchung gewonnener Proben Voraussetzung für die Berücksichtigung dieser Patienten. Die Probengewinnung erfolgt Ultraschall-gestützt, Computertomographie-gestützt oder operativ. Diese Untersuchungen werden im Falle von zytologischen Proben im Zentrallabor der Inneren Medizin der Klinik für Kleintiere und im Falle von Biopsien im Institut für Veterinär Pathologie der Justus-Liebig-Universität vorgenommen.

Besteht von Patientenbesitzerseite das Einverständnis zur Sektion euthanasierter Tiere, wird diese vorgenommen.

Für Hunde und Katzen, die ursächlich für das Krankheitsbild eine **entzündliche Veränderung** im Sinne einer orbitalen Zellulitis oder eines Abszesses aufweisen, muss als Goldstandarduntersuchung ebenfalls eine sichere Diagnosestellung vorliegen. Dies kann, wie oben beschrieben, durch eine diagnostische zytologische oder pathologisch-histologische Untersuchung der Fall sein oder in Einzelfällen durch die Übereinstimmung der klinischen, bildgebenden sowie intraoperativen Verdachtsdiagnose mit dem Ergebnis der bakteriologischen Untersuchung und der Verlaufskontrolle der Patienten.

Die bakteriologische Untersuchung gewonnener Tupferproben wird im Institut für Hygiene und Infektionskrankheiten der Tiere der Justus-Liebig-Universität durchgeführt.

#### **4.1 Gerätebeschreibung**

Die Computertomographie des Kopfes erfolgt mit einem 16-Spiral-CT (Philips Brilliance, 16-Zeilen, Philips Medizin Systeme GmbH, Hamburg). Die Röntgenröhre DURA 532 Q und das Röhrenschutzgehäuse bilden den Röntgenstrahler DURA Akron Q. Es handelt sich um ein wassergekühltes System.

Die magnetresonanztomographische Untersuchung erfolgt in einem „Gyrosan Intera 1.0 Tesla“ Magnetresonanztomographen der Firma Philips (Philips Intera, Philips Medizin Systeme GmbH, Hamburg). Dies ist ein durch Helium gekühlter Hochfeldmagnet mit einer Feldstärke von 1.0 Tesla.

## **4.2 Durchführung**

### **4.2.1 Allgemeine klinische Untersuchung**

Alle Hunde und Katzen werden allgemein klinisch untersucht. Es erfolgt die Adspektion der Mundschleimhäute und Überprüfung der kapillären Rückfüllzeit. Nun werden die Lymphonodi mandibulares, die Lnn. cervicales superficiales und die Lnn. poplitei palpiert. Anschließend wird die Auskultation des Herzens sowie der Lunge vorgenommen. Zeitgleich mit der Ermittlung der Herzschlagfrequenz wird die Pulsfrequenz an der Innenseite eines Oberschenkels durch die Palpation einer Vena femoralis überprüft. Die Atemzugfrequenz wird ermittelt. Zum Abschluss der allgemeinen Untersuchung wird die Körpertemperatur durch rektale Messung erfasst.

### **4.2.2 Spezielle ophthalmologische Untersuchung**

Besteht der Verdacht auf eine retrobulbäre Zubildung, erfolgt eine ophthalmologische Untersuchung beider Augen. Diese wird mit der Durchführung eines Schirmer-Tränen-Tests, welcher der Überprüfung der Tränenproduktion dient, begonnen. Die folgende Tonometrie (Messung des Augeninnendrucks) wird mit einem Rebound-Tonometer<sup>1</sup> durchgeführt. Das Gerät erfasst mit einem kleinen Stempel sechs aufeinander gemessene Werte und bildet aus diesen den Mittelwert.

Nun werden die Augen und ihre Umgebungen bei Umgebungslicht makroskopisch betrachtet. Vor allem ist hierbei zu berücksichtigen, ob eine Symmetrie beider Seiten besteht, bzw. ob ein Exophthalmus einer Seite vorliegt. Es erfolgt die Palpation der Orbitaländer. Des Weiteren ist auf das Bestehen eines Nickhautvorfalles zu achten. Ein entscheidendes Kriterium bei Vorliegen eines Exophthalmus mit Nickhautvorfall ist zudem der Grad der Ausprägung, da hiervon abhängt, wie die Strukturen des Auges einsehbar sind. Die Drohreaktion wird überprüft. Nun folgt die Untersuchung des Blendreflexes, sowie des direkten und des indirekten Pupillarreflexes mit einem Handspaltlampenbiomikroskop<sup>2</sup> bei abgedunkelten Lichtverhältnissen.

Da für die ophthalmologische Untersuchung keine diagnostische Mydriasis induziert wird, wird nun zur besseren Einsicht zunächst der Augenhintergrund untersucht, bevor eine

---

<sup>1</sup> Tono-Vet, Firma Tiolat Oy, Helsinki, Finnland

<sup>2</sup> SL-15, Firma Kowa, Düsseldorf, Deutschland

Betrachtung der vorderen Augenabschnitte erfolgt. Auf die diagnostische Mydriasis wird verzichtet, um einen eventuell durch eine Indentation des Bulbus oculi vorliegenden erhöhten Augeninnendruck nicht weiter zu erhöhen.

Die direkte Ophthalmoskopie erfolgt mit einer Punktlichtquelle<sup>3</sup>, welche eine spezielle 150 Watt Hochleistungs-Halogenlampe besitzt. Das um ca. 120° gebogene Ende des Diaskleralkegels ist über ein Lichtleitkabel mit dem Standkörper des Gerätes verbunden.

Daraufhin wird eine indirekte Ophthalmoskopie durchgeführt. Das hierfür benötigte Gerät ist eine binokulare Kopflupe<sup>4</sup>. Das Charakteristikum dieser Untersuchung besteht darin, dass im Unterschied zur direkten Ophthalmoskopie zwischen das Gerät und das zu untersuchende Auge Sammellinsen mit unterschiedlichem Brechungsindex (Dioptrien) zwischengeschaltet werden. Besonderes Augenmerk wird bei dieser Untersuchung darauf gelegt, ob eine Raumforderung erkennbar ist, welche den Augapfel eindrückt.

Nun werden mit dem bereits genannten Handspaltlampenbiomikroskop bei 10facher Vergrößerung die Lidränder, die Konjunktiva, die Kornea, die Vorderkammer und die Iris untersucht. Die Betrachtung der Lidränder und der Konjunktiva erfolgt mit der Rundlichteinstellung, die der Kornea, der Vorderkammer und der Iris ebenfalls mit dem Spaltlicht.

Nach der Untersuchung der vorderen Augenabschnitte erfolgt die spezielle Untersuchung der Linse mittels Handspaltlampenbiomikroskop. Die Betrachtung der Linse wird sowohl mit dem Rundlicht als auch mit dem Spaltlicht durchgeführt.

Die spezielle Untersuchung endet mit der Untersuchung des oberen Retromolarbereiches der Maulhöhle und der Überprüfung der Retropulsion beider Augäpfel, sobald sich der Patient in Narkose befindet. Da der ventrale Orbitaboden nicht knöchern ausgebildet ist, ist im physiologischen Fall bei Zurückverlagern des Bulbus in die Orbita korrespondierend retromolar ein Vorwölben der Mundschleimhaut zu beobachten.

#### **4.2.3 Narkosemanagement und postoperative Medikation**

Alle Hunde erhalten einen Venenkatheter in eine periphere Vene einer Gliedmaße. Zur Narkoseeinleitung werden Diazepam (0,5 mg/kg KM), Atropinsulfat (0,025 mg/kg KM), Ketamin (3 mg/kg KM) und Xylazin (0,3 mg/kg KM) intravenös appliziert. Die Narkoseerhaltung erfolgt über eine intravenöse Gabe von Ketamin (2 mg/kg KM) und Xylazin

---

<sup>3</sup> Fiber Optic HK 7000, Firma Heine, Herrsching, Deutschland

<sup>4</sup> Video Omega 2, Firma Heine, Herrsching, Deutschland

(0,2 mg/kg KM). Die analgetische Abdeckung erfolgt über eine intravenöse Applikation von Metamizol-Natrium in einer Dosierung von 50 mg/kg KM.

Alternativ wird die Narkose bei Hunden nach Injektion lediglich von Diazepam (0,5-1,0 mg/kg KM) über die intravenöse Applikation von Propofol (2,0 – 4,0 mg/kg) aufrechterhalten. Die Analgesie erfolgt durch eine Injektion von Metamizol-Natrium wie oben beschrieben.

Die Narkoseeinleitung erfolgt für die Katzen mittels intramuskulärer Injektion von Medetomidinhydrochlorid (0,08 mg/kg KM) und Ketamin (5 mg/kg KM). Nach Wirkungseintritt der Medikamente folgt das Legen eines Venenkatheters in eine Vena cephalica antebrachii. Die Aufrechterhaltung der Narkose erfolgt mittels Diazepam in einer Dosierung von 0,5 mg/kg Körpermasse. Diese Patienten erhalten zur analgetischen Abdeckung 0,1 mg/kg Körpermasse Meloxicam per subkutaner Injektion und Buprenorphin intravenös in einer Dosierung von 0,01 mg/kg KM.

Alternativ wird für Katzen als Risikopatienten eine andere Narkoseform gewählt. Die Patienten erhalten im wachen Zustand eine halbe Stunde vor Narkoseeinleitung einen Venenkatheter in eine Vena cephalica antebrachii, über welchen Buprenorphin als Prämedikation und Analgesie in einer Dosierung von 0,01 mg/kg Körpermasse verabreicht wird. 30 Minuten später wird die Narkoseeinleitung mittels einer langsam durchgeführten, intravenösen Applikation von Alfaxolon vorgenommen (ein Viertel der gesamten Einleitungsdosis alle 15 Sekunden). Dies geschieht in einer Dosis von bis zu 5 mg/kg KM und streng nach Wirkung. Die Katzen werden nun intubiert. Die Narkoseerhaltung geschieht bis zum Verbringen in den Computer- bzw. Magnetresonanztomographen streng nach Wirkung über Bolusinjektionen (alle 10 Minuten 1,1 – 1,3 mg/kg KM).

Alle Tiere erhalten nach Wirkungseintritt der verabreichten Narkotika einen Tracheotubus und über den Venenkatheter Vollelektrolytlösung als Infusion (bis zu 10 ml/kg KM/h). Sobald sich die Tiere in der Computer- und Magnetresonanztomographie befinden, erfolgt die Narkoseerhaltung über den Tracheotubus durch ein Gemisch von Isofluran in 100% Sauerstoff.

Die Überwachung der Narkose erfolgt bei maschineller Beatmung und voreingestellter Atemfrequenz (Atemzüge/Minute) über die regelmäßige Ableitung von endexpiratorischem Kohlendioxid (Kapnographie) und Messung sowohl des inspiratorischen als auch des endexpiratorischen Isoflurangehaltes der Ausatemluft durch einen Narkose-Überwachungsmonitor.

Bei Vorliegen eines retrobulbären Abszesses wird ein systemisches Antibiotikum subkutan verabreicht (Amoxicillin-Clavulansäure, 20 mg/kg KM). Die Antibiose (Amoxicillin-

Clavulansäure, 20 mg/kg KM/2 x täglich) wird per os über mindestens 10 Tage je nach klinischem Befund fortgeführt.

Ein Analgetikum wird über ca. 5 Tage je nach Schmerzhaftigkeit des Patienten verabreicht (Hunde: Carprofen per os, 4 mg/kg KM/1 x täglich ab dem Folgetag des Eingriffes; Meloxicam per os, 0,1 mg/kg KM/1 x täglich ab dem Folgetag des Eingriffes oder Metamizol per os, 50 mg/kg KM/3 x täglich ab dem Tag des Eingriffes abends; Katzen: Meloxicam per os, 0,05 mg/kg KM/1 x täglich ab dem Folgetag des Eingriffes).

Besteht der Verdacht auf eine retrobulbäre Neoplasie, erhalten alle Tiere, bei denen eine chirurgische Probenentnahme durchgeführt wurde, subkutan ein Antibiotikum (Amoxicillin-Clavulansäure, 20 mg/kg KM). Dies wird über 7 weitere Tage per os fortgeführt (Amoxicillin-Clavulansäure, 20 mg/kg KM/2 x täglich). Es ergeht der tierärztliche Rat, wenn keine Kontraindikationen durch die Blutwerte oder bisherige Krankensymptomatik bestehen, diesen Patienten dauerhaft ein Analgetikum, wenn möglich einen COX-2-Hemmer, per os zu verabreichen (Hunde: Firocoxib per os, 5mg/kg KM/1 x täglich oder Meloxicam per os, 0,1 mg/kg KM/1 x täglich; Katzen: Meloxicam per os, 0,05 mg/kg KM/1 x täglich).

#### **4.2.4 Computertomographische Untersuchung**

Die Computertomographie erfolgt in Brust-Bauchlage. Der Kopf wird mittels Lagerungshilfen symmetrisch zwischen den nach vorne ausgezogenen Vorderbeinen positioniert und fixiert (Abbildung 14).



*Abbildung 14: Lagerung des Kopfes des Patienten unter Verwendung eines Schaumstoffkissens*

#### **4.2.4.1 Untersuchung von Hunden**

Es werden transversale Schnittbilder des Schädels im helikalen Akquisitionsmodus mit einer Schichtdicke von 2 mm angefertigt und mit einem Inkrement von 1 mm überlappend rekonstruiert.

Dorsale, schräg-dorsale, sowie sagittale und schräg-sagittale Schnittbilder werden zur Auswertung aus dem helikalen Volumendatensatz rekonstruiert.

Nach intravenöser Injektion von nicht-ionischem jodhaltigem Kontrastmittel<sup>5</sup> in einer Dosierung von 600 mg Jod/kg Körpergewicht werden die direkten, transversalen Aufnahmen unmittelbar und ein zweites Mal nach 5 Minuten wiederholt. Die Scanparameter werden für die Computertomographie wie folgt gewählt: Schichtdicke 2 mm mit einer Röhrenspannung von 120 kV und einem Röhrenstrom von 350 mAs sowie einer Rotationszeit von 0,75 Sekunden. Die Detektorkollimation beträgt  $16 \times 0,75$ , der Detektor-Pitch liegt bei 0.313. Das „Scan Field of View“ wird mit 300 mm festgelegt mit einer Bildmatrix von  $512 \times 512$ . Für die Rekonstruktion im Weichteilfenster wird der „Brain Smooth (UA)“ – Filter, einem so genannten „medium frequency kernel“, verwendet. Die Fensterbreite beträgt +200 Hounsfield-Einheiten (HE) und das Fensterzentrum liegt bei +70 HE Das Knochenfenster wird mit einer Fensterbreite von +2200 HE, einem Fensterzentrum von +900 HE und dem „Bone (D)“-Filter, einem so genannten „high frequency kernel“, rekonstruiert. Für den Scan nach Kontrastmittelgabe erfolgt die Rekonstruktion im Weichteilfenster.

#### **4.2.4.2 Untersuchung von Katzen**

Die verwendeten direkt akquirierten und rekonstruierten Schnittbildebeneen gleichen denjenigen für den Hund. Die Schichtkollimation bei Katzen beträgt 0,8 mm. Die Schnittbilder werden mit einem Inkrement von 0,4 mm aus dem helikalen Volumendatensatz rekonstruiert. Röhrenspannung und Röhrenstrom betragen 120 kV und 345 mAs bei einer Rotationszeit von 0,75 Sekunden. Die Detektorkollimation liegt bei  $4 \times 0,75$ . Der Detektor-Pitch beträgt 0,7. Für die Rekonstruktion im Weichteilfenster wird der „medium frequency kernel“ „standard“ verwendet. Die übrigen Einstellungen des Weichteilfensters gleichen denen der computertomographischen Untersuchung von Hunden. Im Knochenfenster wird eine Fensterbreite von +2200 HE festgelegt. Das Fensterzentrum liegt bei +800 HE und es wird

---

<sup>5</sup> Xenetix 300, Wirkstoff: Iobitridol 300mg Iod/ml, Firma Guerbet GmbH, Sulzbach, Deutschland

der „Detail (D)“ - Filter angewählt. Der Scan nach Kontrastmittelapplikation wird ebenfalls im Weichteilfenster rekonstruiert.

#### **4.2.5 Magnetresonanztomographische Untersuchung**

Katzen und kleine Hunde (<10 kg KM) werden mit einer Solenoid-Oberflächenspule untersucht. Die Untersuchungen größerer Hunde (≥10 kg KM) erfolgen mit einer Kniespule im Quadratur-Design.

Das Sequenzprotokoll umfasst T1-gewichtete Spin-Echo Sequenzen in dorsaler sowie schräg-sagittaler Schnittebene. Es folgen ebenfalls dorsal, transversal und schräg-sagittal ausgerichtete T2-gewichtete Aufnahmen im Turbo-Spin-Echo. Die Schichtdicke beträgt 3 mm, der Schichtabstand 0,3 mm. Weiterhin wird eine transversal ausgerichtete FLAIR-Sequenz (Schichtdicke 4 mm, Schichtabstand 0,4 mm) sowie eine hochauflösende 3D-Gradientenechosequenz (Schichtdicke 1 mm) in dorsaler Schnittebene durchgeführt. Das Protokoll umfasst außerdem eine STIR-Sequenz (Schichtdicke 4 mm, Schichtabstand 0,4 mm), mit der das Signal des retrobulbären Fettgewebes gesättigt werden kann. Nach Gabe von paramagnetisch wirksamem Meglumingadoterat-haltigem Kontrastmittel<sup>6</sup> werden die T1-gewichteten Sequenzen wiederholt.

#### **4.3 Qualitative Auswertung**

Die computer- und magnetresonanztomographischen Datensätze wurden zur Auswertung anonymisiert. Die Auswertung erfolgte durch einen tierärztlichen Spezialisten mit den erworbenen Titeln eines Diplomate des European College of Veterinary Diagnostic Imaging und eines Fachtierarztes für Radiologie und andere bildgebende Verfahren des Landes Hessen / Deutschland. Der Untersucher war gegenüber der Diagnose verblindet. Die computer- und magnetresonanztomographischen Schnittbilder wurden unabhängig voneinander ausgewertet.

---

<sup>6</sup> Dotarem- 0,5 mmol/ml, Wirkstoff: Gadotersäure, Firma Guerbet, Sulzbach, Deutschland

#### 4.4 **Statistische Auswertung**

Die Datenauswertung erfolgt mit Hilfe der Arbeitsgruppe Biomathematik und Datenverarbeitung des Fachbereichs Veterinärmedizin der Justus-Liebig-Universität Gießen. Die statistische Auswertung wird unter Verwendung der Statistikprogramme BiAS. für Windows (Ackermann, 2010), Statistical Software for Exact Non-parametric Interference (Cytel Studio StatXact, 2010) und BMDP Statistical Software Manual (Dixon, 1993) durchgeführt.

Das gewählte Konfidenzintervall beträgt 95 %. Das Signifikanzniveau entspricht  $\alpha = 0,05$ .

Die Auszählung der qualitativen Parameter erfolgt durch die Berechnung des Chi-Quadrat-Tests, des exakten Tests nach Fisher oder des Wilcoxon-Mann-Whitney Tests. Es erfolgt eine Ermittlung der Sensitivität und Spezifität der Diagnoseverfahren bezüglich der Digintätsbeurteilung und der Aussage, ob eine Neoplasie vorliegt oder nicht. Zudem wird ein Odds Ratio bezüglich einer vorliegenden Malignität für die verschiedenen computer- und magnetresonanztomographischen Befunde ermittelt. Schließlich erfolgt eine Angabe der Inzidenzrate (Angabe der an einer malignen Tumorerkrankung leidenden Patienten in der Gruppe der als krank diagnostizierten Tiere und in der Gruppe der als gesund klassifizierten Patienten).

Zur Auswertung der quantitativen Variablen wird ein 2-Gruppenvergleich mittels t-Test und Wilcoxon-Mann-Whitney-Test durchgeführt. Die verschiedenen Parameter werden gegen die Aussage betrachtet, ob eine Neoplasie als Grunderkrankung vorliegt oder nicht. Die zugrunde liegenden Patientenzahlen sind in Tabelle 6 wieder gegeben. Zusätzlich wird eine logistische Regression oder exakte logistische Regression mit Angabe eines Odds Ratio berechnet.

Zur Gegenüberstellung der beiden diagnostischen Untersuchungsverfahren erfolgt die Auszählung der einzelnen Parameter und ein Test auf Symmetrie getrennt nach der Diagnose, ob eine neoplastische Erkrankung vorliegt oder nicht. Die statistische Auswertung erfolgt je nach Variable mittels Darstellung der Ergebnisse in 4-Felder-Tafeln, Berechnung der Übereinstimmung, Ermittlung des Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman oder Anwendung des exakten Tests nach Fisher. Als Maß der Übereinstimmung wird zusätzlich je nach Variable der Kappa-Koeffizient nach Cohen mit seinem asymptotischen Standardfehler angegeben.

Zudem wird die Korrelation ermittelt und ein Mittelwertvergleich angefertigt. Dieser wird mittels t-Test oder Wilcoxon-Mann-Whitney-Test durchgeführt. Als Maß für die Streuung der Abweichung zwischen den beiden Messmethoden wird zusätzlich die mittlere Differenz der gemessenen Werte und die dazugehörige Standardabweichung angegeben.

#### **4.5 Auswertungskriterien**

Die Auswertung der computer- und magnetresonanztomographischen Schnittbilder erfolgt mit Hilfe des DICOM-Bearbeitungsprogrammes OsiriX der Firma Pixmeo. Die gewählten Auswertungskriterien und ihre Unterteilung, die sowohl für die computertomographischen als auch magnetresonanztomographischen Schnittbilder verwendet werden, sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4: Sowohl für die CT als auch die MRT gewählte Auswertungskriterien und deren Differenzierung

Kriterium	Ausprägung des jeweiligen Kriteriums										
Neoplasie	ja					nein					
Dignität	benigne										
Ursprungsgewebe/ Tumorart	Adenokarzinom, Plattenepithelkarzi- nom, Übergangszell- karzinom, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	Osteo- sarkom, Osteo- chondro- sarkom	Fibro- sarkom	Lymphosarkom	malignes Melanom	undifferenzierter neuroektodermaler Tumor	Abszess	Septische Zellulitis	Sterile Zellulitis	Pilzgranulom	Stöckchen- verletzung
Länge	an der Stelle der größten Ausdehnung in Millimeter gemessen										
Breite	an der Stelle der größten Ausdehnung in Millimeter gemessen										
Höhe	an der Stelle der größten Ausdehnung in Millimeter gemessen										
Kapsel bzw. Kap- selunterbrechung	keine Kapsel				ja			nein			
invasives Wachstum	ja					nein					
Lymphadenop- athie	keine			geringgradige Lymphknotenvergrößerung mit normalem Kontrastverhalten				mittel- bis hochgradige Lymphknotenvergrößerung mit abnormalem Kontrastverhalten			
Vaskularisation	keine		geringgradig		mittelgradig			hochgradig			
Heterogenität	homogen	heterogen	heterogen mit Mineralisationen	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	heterogen mit Gaseinschlüssen	heterogen mit Gaseinschlüssen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	heterogen mit Gaseinschlüssen	heterogen mit Gaseinschlüssen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	heterogen mit Gaseinschlüssen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	
Osteolyse	ja					nein					
Kontrastmittel- Anreicherung (Menge)	keine			geringgradig			mittelgradig			hochgradig	
Kontrastmittel- Verteilungsmuster	homogen			heterogen			rim enhancement (Kontrastmittel- anreicherung im Randbereich der Läsion) ohne Kompartimentierung			rim enhancement (Kontrastmittel- anreicherung im Randbereich der Läsion) mit Kompartimentierung	

Zusätzlich werden die Schnittbilder der Computer- und Magnetresonanztomographie nach den in Tabelle 5 aufgeführten Parametern ausgewertet.

Im Rahmen der computertomographischen Auswertung wird die Standardabweichung der zuvor gewählten „Region of Interest“ (ROI) erfasst, die einem repräsentativen Areal der orbitalen Raumforderung entspricht. Eine Ermittlung der Standardabweichung erfolgt ebenso in der umliegenden Skelettmuskulatur. Sowohl in der ROI als auch in der Skelettmuskulatur wird die Standardabweichung vor und nach Kontrastmittelinjektion berechnet. Da in der CT eine Verhältnisberechnung der Dichte der Raumforderung in Bezug zur umliegenden Skelettmuskulatur stattfinden soll, wird aufgrund der sich z.T. im Negativen befindenden Dichteskala in der CT zusätzlich der lineare Schwächungskoeffizient ermittelt. Die Dichtemessung und Ermittlung des linearen Schwächungskoeffizienten erfolgt ebenfalls im Bereich der umliegenden Skelettmuskulatur. Anhand dieser Werte wird das Verhältnis des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Zubildung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur berechnet. In der ROI, in der bereits die erste Dichtemessung erfolgt ist, wird nach Injektion eines nicht-ionischen, iodhaltigen Kontrastmittels mittels CT eine zweite Dichtemessung durchgeführt. Die gemessene Dichte wird in Hounsfield Einheiten (HE) angegeben.

Für die magnetresonanztomographische Auswertung (Tabelle 5) werden die T1- gewichteten Aufnahmen vor und nach Kontrastmittelapplikation und die T2-gewichteten Aufnahmen herangezogen. Es werden Signalintensitäten sowohl in der definierten ROI, als auch in der angrenzenden Skelettmuskulatur erfasst. Zusätzlich erfolgt in diesen Arealen in den T1- und T2-gewichteten Aufnahmen die Bildung der Standardabweichung der Signalintensität sowie die Berechnung des Verhältnisses der Signalintensität der ROI zu der der umliegenden Skelettmuskulatur. Dies erfolgt vor und nach Kontrastmittelgabe.

*Tabelle 5: Für die CT und MRT unterschiedliche Auswertungsparameter*

CT (jeweils prä und post KM)	MRT
1a) Dichte einer ROI eines repräsentativen Areal der Raumforderung mit Ermittlung der Standardabweichung und des linearen Schwächungskoeffizienten dieses Areal	1b) T1-Wichtung: Signalintensität einer ROI eines repräsentativen Areal der Raumforderung mit Ermittlung der Standardabweichung
2a) Dichte einer ROI der angrenzenden Skelettmuskulatur mit Ermittlung der Standardabweichung und des linearen Schwächungskoeffizienten dieses Areal	2b) T1-Wichtung: Signalintensität einer ROI der angrenzenden Skelettmuskulatur mit Ermittlung der Standardabweichung
Verhältnis des unter 1a ermittelten linearen Schwächungskoeffizienten zu dem unter 2a ermittelten linearen Schwächungskoeffizienten	Verhältnis der Signalintensitäten unter 1b zu 2b
	3b) T1-Wichtung post KM: Signalintensität einer ROI eines repräsentativen Areal der Raumforderung mit Ermittlung der Standardabweichung
	4b) T1-Wichtung post KM: Signalintensität einer ROI der angrenzenden Skelettmuskulatur mit Ermittlung der Standardabweichung
	Verhältnis der Signalintensitäten unter 3b zu 4b
	5b) T2-Wichtung: Signalintensität einer ROI eines repräsentativen Areal der Raumforderung mit Ermittlung der Standardabweichung
	6b) T2-Wichtung: Signalintensität einer ROI der angrenzenden Skelettmuskulatur mit Ermittlung der Standardabweichung
	Verhältnis der Signalintensitäten unter 5b zu 6b

Abkürzungen: CT = Computertomographie; KM = Kontrastmittel; MRT = Magnetresonanztomographie; ROI = Region of interest

## 5 Ergebnisse

Die Auswertung der magnet- und computertomographischen Schnittbilder ist Tabelle 75 - Tabelle 92 zu entnehmen.

Die zugrunde liegenden Patientenzahlen sind in Tabelle 6 wieder gegeben.

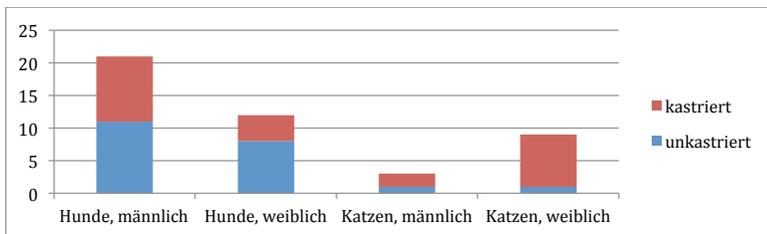
*Tabelle 6: Patientenzahlen aufgeschlüsselt nach Dignität und Anzahl der vorliegenden CT- bzw. MRT-Untersuchungen*

	Anzahl vorliegender CT-Untersuchungen	Anzahl vorliegender MRT-Untersuchungen
Neoplasie ja	23	13
Neoplasie nein	22	13

### 5.1 Patientengut

Im Rahmen dieser Arbeit werden die Schnittbilduntersuchungen von insgesamt 45 Patienten beurteilt, die das Krankheitsbild eines orbitalen Prozesses aufweisen. 33 der untersuchten Tiere sind Hunde und 12 Katzen.

Bei 10 der 33 caninen Patienten handelt es sich um prospektiv in die Studie einbezogene Patienten, 23 Hunde retrospektiv. 3 der untersuchten Katzen sind prospektiv, 9 retrospektiv in die Studie eingegangen.



*Abbildung 15: Geschlechterverteilung der untersuchten Hunde und Katzen*

Von den 33 Hunden sind 21 Rüden, von denen 11 unkastriert und 10 kastriert sind. Von 12 Hündinnen sind 8 unkastriert und 4 kastriert. 3 der untersuchten Katzen sind männlich, 2

davon kastriert. Von den 9 weiblichen Tieren sind bis auf eine Katze alle kastriert (Abbildung 15).

## 5.2 Erkrankungsursachen bei Hunden und Katzen

Bei 15 der 33 untersuchten Hunde und 8 der 12 untersuchten Katzen wird ursächlich für das orbitale Krankheitsbild eine neoplastische Erkrankung diagnostiziert. Die restlichen 22 Tiere (18 Hunde und 4 Katzen) weisen Erkrankungen entzündlicher Ätiologie auf. Die Aufschlüsselung der an einer tumorösen Grunderkrankung leidenden Tiere mit den entsprechenden Tumorarten ist in Tabelle 7 zu finden. Die Anzahl und die Unterteilung der an einer nicht-neoplastischen Erkrankung leidenden Hunde und Katzen ist Tabelle 8 zu entnehmen.

Von den insgesamt 33 Hunden und 12 Katzen liegt für 31 Patienten (22 Hunde und 9 Katzen) eine diagnostische pathohistologische und für 3 Hunde sowie 2 Katzen eine zytologische Untersuchung vor. Für 8 Hunde und 1 Katze wird die Diagnose einer entzündlichen Erkrankung anhand der Übereinstimmung der klinischen, bildgebenden sowie intraoperativen Verdachtsdiagnose mit dem Ergebnis der bakteriologischen Untersuchung und der Verlaufskontrolle der Patienten gestellt.

*Tabelle 7: Differenzierung der verschiedenen Tumorarten mit Angabe, welches bildgebende Verfahren für wie viele Patienten zur Auswertung vorliegt*

Tumorart	Hunde (MRT+CT / CT)	Katzen (MRT+CT / CT)
Adenokarzinom, Plattenepithelkarzinom, Übergangszellkarzinom, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	7 (3 / 4)	5 (2 / 3)
Osteosarkom, Osteochondrosarkom	5 (4 / 1)	1 (1 / -)
Fibrosarkom	1 (1 / -)	-
Lymphosarkom	-	2 (1 / 1)
malignes Melanom	1 (- / 1)	-
undifferenzierter neuroektodermaler Tumor	1 (1 / -)	-

Tabelle 8: Differenzierung der nicht-neoplastischen Erkrankungsbilder, dahinter: Angabe, welches bildgebende Verfahren für wie viele Patienten zur Auswertung vorliegt

	Hunde (MRT+CT / CT / MRT)	Katzen (MRT+CT / CT)
Abszess	14 (6 / 7 / 1)	2 (2 / -)
septische Zellulitis	2 (1 / 1 / -)	-
sterile Zellulitis	1 (- / 1 / -)	-
Pilzgranulom	-	2 (2 / -)
Stöckchenverletzung	1 (1 / - / -)	-

### 5.3 Alter

Das Alter der untersuchten Hunde liegt zwischen 4 – 165 Monate, das der Katzen zwischen 54 – 217 Monate. Dies entspricht einem mittleren Alter der Hunde von 82 Monaten und der Katzen von 124 Monaten. Die aufgrund einer Neoplasie vorgestellten Hunde sind 19 – 165 Monate alt. Im Mittel sind dies 98 Monate. Die Katzen derselben Gruppe weisen ein Alter von 131 – 217 Monaten mit einem Mittelwert von 147 Monaten auf. Wegen einer nicht-neoplastischen Erkrankung werden Hunde im Alter von 4 – 165 Monaten mit einem mittleren Alter von 69 Monaten vorgestellt. Bei der Gruppe der Katzen sind dies Tiere im Alter von 54 – 150 Monaten. Dies entspricht einem mittleren Alter von 85 Monaten.

Bei einer Katze mit einem verhornten Plattenepithelkarzinom ist das Alter zum Vorstellungszeitpunkt nicht bekannt.

### 5.4 Auswertung der qualitativen Parameter in der Computer- und Magnetresonanztomographie

#### 5.4.1 Neoplasie / Dignität

Die Unterscheidung des Parameters Neoplasie erfolgt in ja oder nein. Die Dignität wird mit benigne oder maligne angegeben. Die Untersuchungsergebnisse der pathohistologischen oder zytologischen Untersuchungen bzw. die Übereinstimmungen der klinischen, bildgebenden sowie intraoperativen Verdachtsdiagnosen mit den Ergebnissen der

bakteriologischen Untersuchungen und den Verlaufskontrollen der Patienten klassifizieren in dieser Studie alle Neoplasien als maligne und alle nicht-Neoplasien als benigne Erkrankungen. Benigne Neoplasien kommen nicht vor.

Der p-Wert der computertomographischen bzw. der magnetresonanztomographischen Untersuchung in Bezug dazu, ob eine Neoplasie vorliegt oder nicht, beträgt  $< 0,0001$ . Dies zeigt, dass anhand der vorliegenden Daten eine statistisch signifikante Übereinstimmung von computertomographischer, bzw. magnetresonanztomographischer und Dignitätseinschätzung gemäß den gewählten Vergleichsuntersuchungen besteht (Tabelle 9 und 10).

*Tabelle 9: Einschätzung der Dignität gemäß pathohistologischer oder zytologischer Ergebnisse (bzw. der Übereinstimmung der gewählten Vergleichsuntersuchungen) im Vergleich zur Computertomographie*

		Diagnose gemäß pathologischer, zytologischer oder definierter Vergleichsuntersuchungen	
		maligne	benigne
Diagnose laut CT	maligne	22	3
	benigne	1	18

*Tabelle 10: Einschätzung der Dignität gemäß pathohistologischer oder zytologischer Ergebnisse (bzw. der Übereinstimmung der gewählten Vergleichsuntersuchungen) im Vergleich zur Magnetresonanztomographie*

		Diagnose gemäß pathologischer, zytologischer oder definierter Vergleichsuntersuchungen	
		maligne	benigne
Diagnose laut MRT	maligne	13	2
	benigne	0	11

Dabei beträgt die geschätzte Sensitivität der Computertomographie bezüglich der Prognose einer Neoplasie 95,7 % mit einem Konfidenzintervall von 78,1 % - 99,9 %. Die entsprechende geschätzte Spezifität der Computertomographie beträgt 85,7 % mit einem Konfidenzintervall von 63,7 % - 97,0 %.

Die geschätzte Sensitivität der Magnetresonanztomographie hinsichtlich der Einschätzung, ob eine neoplastische Erkrankung vorliegt oder nicht, beläuft sich auf 100 % mit einem Konfidenzintervall von 79,4 % – 100 %. Die geschätzte Spezifität beträgt 84,6 % mit einem Konfidenzintervall von 54,6 % - 98,1 %.

Die Berechnung des Odds Ratio ergibt bei der computertomographischen Diagnose einer malignen Raumforderung geschätzt eine um den Faktor 132 erhöhte Chance für die Malignität des Prozesses. Das zugehörige 95 %-Konfidenzintervall beträgt 22,29 – 781,75. Dies entspricht einer positiven Inzidenzrate, d.h. dem Anteil der Patienten, die richtig positiv als an einer malignen Tumorerkrankung erkrankt diagnostiziert werden von 88 % (95 % Konfidenzintervall 68,78 % - 97,45 %). Die negative Inzidenzrate, d.h. der Anteil der in der CT falsch negativ als gesund klassifizierten Hunde und Katzen beläuft sich auf 5,26 % (95 %-Konfidenzintervall 0,13 % - 26,03 %).

Die Bestimmung der Dignität in der magnetresonanztomographischen Untersuchung führt laut Odds Ratio zu einer geschätzt um den Faktor 124,2 gesteigerten Chance für Malignität. Das 95 %-Konfidenzintervall liegt bei 13,66 – 1129,025. Die positive Inzidenzrate, d.h. der Anteil der erkrankten und richtig positiv als krank diagnostizierten Studienpatienten beläuft sich auf 86,67 % (95 %-Konfidenzintervall 59,54 % - 98,34 %). Keiner der Patienten, die an einer malignen Tumorerkrankung leiden, werden in der MRT falsch negativ als gesund klassifiziert (95 % Konfidenzintervall 0 % - 28,49 %).

#### **5.4.2 Ursprungsgewebe / Tumorart**

Die Gewebearten, in die unterschieden wird, sind in den Tabellen 75 - 78 und 87 – 88 dargestellt. Die Verdachtsdiagnosen, die anhand der computertomographischen Untersuchung gestellt werden, zeigen 75 % Übereinstimmung mit den Diagnosen den Vergleichsuntersuchungen (Pathohistologie, Zytologie bzw. Übereinstimmung der klinischen, bildgebenden sowie intraoperativen Verdachtsdiagnose mit dem Ergebnis der bakteriologischen Untersuchung und der Verlaufskontrolle der Patienten).

Die Übereinstimmung mit den in der MRT diagnostizierten Tumorarten beläuft sich auf 69 %. Sowohl die computer- als auch die magnetresonanztomographischen Verdachtsdiagnosen zeigen anhand der ermittelten p-Werte  $< 0,0001$  eine statistisch signifikante Übereinstimmung mit der Aussage, ob eine Neoplasie vorliegt oder nicht.

### 5.4.3 Kapsel bzw. Kapselunterbrechung

Die Einschätzung mittels Computertomographie, ob ein orbitaler Prozess über eine Kapsel verfügt bzw. ob eine Kapselunterbrechung vorliegt, wird unterteilt in die Möglichkeiten „keine Kapsel“, „Kapselunterbrechung ja“ und „Kapselunterbrechung nein“. Der für den computertomographischen Parameter ermittelte p-Wert beträgt  $< 0,0001$ . Betrachtet man die MRT-Befunde betreffend dieser Fragestellung, so ist der p-Wert =  $0,0002$ . Die Auswertung zeigt, dass im CT und im MRT bei Prozessen, die eine Kapselunterbrechung aufweisen, ein signifikanter Unterschied für die Aussage ihrer Dignität besteht im Vergleich zu Raumforderungen, bei denen keine Kapselunterbrechung nachvollziehbar ist (Tabelle 11 und 12). Eine Kapsel an sich tritt sowohl im Rahmen benigner als auch maligner Prozesse auf. Es wurde zudem ein Odds Ratio nur unter Einbeziehung der Ergebnisse der Spalten „Kapselunterbrechung ja“ und „Kapselunterbrechung nein“ für die Ergebnisse aus CT und MRT berechnet. Aus diesen Daten ist zu folgern, dass die geschätzte Chance für Malignität um den Faktor 36,75 erhöht ist, wenn eine Kapselunterbrechung in der CT diagnostiziert wird. Das 95 %-Konfidenzintervall für diese Einschätzung beträgt 7,5001 – 180,072.

Tabelle 11: Kriterium "Kapsel bzw. Kapselunterbrechung" in der CT

Dignität der Raumforderung	keine Kapsel	Kapselunterbrechung ja	Kapselunterbrechung nein
maligne	0	21	2
benigne	2	4	14

Tabelle 12: Kriterium "Kapsel bzw. Kapselunterbrechung" in der MRT

Dignität der Raumforderung	keine Kapsel	Kapselunterbrechung ja	Kapselunterbrechung nein
maligne	0	12	1
benigne	1	2	10

Ist eine Kapselunterbrechung in der MRT sichtbar, steigt die geschätzte Chance für Malignität um den Faktor 60,00. Für diese Vorhersage beläuft sich das 95 %-Konfidenzintervall auf 6,98 – 515,93. Die positive Inzidenzrate beträgt für diesen Parameter in der CT 84,0 % (95 %-Konfidenzintervall 63,92 % - 95,46 %) und in der MRT 85,71 %

(95 %-Konfidenzintervall 57,19 % - 98,22 %). Die negative Inzidenzrate für dieses Charakteristikum beläuft sich in der CT auf 12,50 % (95 %-Konfidenzintervall 1,55 % - 38,35 %) und in der MRT auf 9,09 % (95 %-Konfidenzintervall 0,23 % - 41,28 %).

#### 5.4.4 Invasivität

Bei der Fragestellung nach invasivem Wachstum wird zwischen „ja“ und „nein“ unterschieden. Dabei ergibt sich bei der Gegenüberstellung dieser Eigenschaft in der Computertomographie mit der Einschätzung, ob eine Neoplasie vorliegt oder nicht, ein p-Wert  $< 0,0001$  und in der MRT ein p-Wert = 0,0001. Wird einer Raumforderung anhand ihrer CT- und MRT-Befunde ein invasives Wachstum zugesprochen, so besteht demnach ein signifikanter Unterschied bezüglich der Aussage ihrer Dignität. Die Mittelwerte sind Tabelle 13 und 14 zu entnehmen. Die Ermittlung des Odds Ratio für diese Ergebnisse lassen folgende Interpretation zu:

Wird ein Prozess als invasiv wachsend deklariert, so ist in der CT die geschätzte Chance für Malignität um den Faktor 63,00 erhöht, in der MRT um den Faktor 66,00.

Das 95 %-Konfidenzintervall für diese Einstufung beträgt in der CT 12,68 – 312,93 und in der MRT 7,85 – 554,65.

*Tabelle 13: Eigenschaft "invasives Wachstum" in der CT*

Dignität der Raumforderung	invasives Wachstum ja	invasives Wachstum nein
maligne	21	2
benigne	3	18

*Tabelle 14: Eigenschaft "invasives Wachstum" in der MRT*

Dignität der Raumforderung	invasives Wachstum ja	invasives Wachstum nein
maligne	12	1
benigne	2	11

Der Anteil der Erkrankten, die richtig positiv als krank erkannt wurden, beläuft sich in der CT auf 87,50 % (95 %-Konfidenzintervall 67,64 % – 97,34 %.) und in der MRT auf 85,71 % (95 %-Konfidenzintervall 57,19 % - 98,22 %). Die Quote der Patienten, die fälschlicherweise als

gesund eingestuft wurden, ist in der CT 10,00 % (95 %-Konfidenzintervall 1,23 % - 31,70 %) und in der MRT 8,33 % (95 %-Konfidenzintervall 0,21 % – 38,48 %).

#### 5.4.5 Lymphadenopathie

Mit Hilfe des Parameters der Lymphadenopathie wird angegeben, ob laut computertomographischer oder magnetresonanztomographischer Schnittbilder keine Lymphadenopathie, eine geringgradige Lymphknotenvergrößerung mit normalem Kontrastverhalten und erhaltenem Längs-Kurz-Achsen-Verhältnis oder eine mittel- bis hochgradige Lymphknotenvergrößerung mit Abrundung und abnormalem Kontrastverhalten vermutet wird. Die berechneten Mittelwerte sind den Tabellen 15 und 16 zu entnehmen. Prüft man die Übereinstimmung des in der CT diagnostizierten Lymphadenopathie-Grades von der Aussage, ob eine Neoplasie besteht oder nicht, so ergibt sich ein p-Wert = 0,42. Stellt man den entsprechenden MRT-Parameter demselben Kriterium gegenüber, so ergibt sich ein p-Wert = 0,056. In beiden diagnostischen Verfahren findet sich daher keine statistisch signifikante Übereinstimmung dieser Variablen mit der Einschätzung der Dignität gemäß der zum Vergleich gewählten Untersuchungsmethoden.

Aufgrund der geringen Patientenzahl in der Gruppe „mittel- bis hochgradige Lymphknotenvergrößerung & abnormales Kontrastverhalten“ ist ein Vergleich der Patientengruppen untereinander nicht sinnvoll. Daher wird bei diesem Parameter auf eine Odds-Ratio-Berechnung verzichtet. Die Inzidenzraten der einzelnen Untergruppen und in den verschiedenen Diagnostika sind in Tabelle 17 und 18 verzeichnet.

*Tabelle 15: Charakteristikum „Lymphadenopathie“ in der CT*

Dignität der Raumforderung	keine Lymphadenopathie	geringgradige Lymphknotenvergrößerung & normales Kontrastverhalten	mittel- bis hochgradige Lymphknotenvergrößerung & abnormales Kontrastverhalten
maligne	6	15	2
benigne	2	18	1

Tabelle 16: Charakteristikum „Lymphadenopathie“ in der MRT

Dignität der Raumforderung	keine Lymphadenopathie	geringgradige Lymphknotenvergrößerung & normales Kontrastverhalten	mittel- bis hochgradige Lymphknotenvergrößerung & abnormales Kontrastverhalten
maligne	4	6	0
benigne	0	7	1

Tabelle 17: Anteil der malignen Tumoren je nach Einteilung der Lymphadenopathie inkl. ihres 95 % - Konfidenzintervalles in der CT

	keine Lymphadenopathie	geringgradige Lymphknotenvergrößerung & normales Kontrastverhalten	mittel- bis hochgradige Lymphknotenvergrößerung & abnormales Kontrastverhalten
Inzidenzrate	75,00 %	45,45%	66,67%
95 % - Konfidenzintervall	34,91 % – 96,81 %	28,11 % - 63,65 %	9,43 % - 99,16 %

Tabelle 18: Anteil der malignen Tumoren je nach Einteilung der Lymphadenopathie inkl. ihres 95 % - Konfidenzintervalles in der MRT

	keine Lymphadenopathie	geringgradige Lymphknotenvergrößerung & normales Kontrastverhalten	mittel- bis hochgradige Lymphknotenvergrößerung & abnormales Kontrastverhalten
Inzidenzrate	100,00%	46,15 %	0,00 %
95 % - Konfidenzintervall	47,29 % - 100,00 %	19,22 % - 74,87 %	0,00 % - 95,00 %

### 5.4.6 Vaskularisation

Die Einteilung des Vaskularisationsgrades einer orbitalen Raumforderung erfolgt in „keine“, „geringgradig“, „mittelgradig“ oder „hochgradig“.

Setzt man diesen in Bezug zur Dignität der Raumforderung, so ergibt sich für die CT ein p-Wert  $< 0,0001$  und für die MRT ein p-Wert  $= 0,0009$ . Daraus folgt, dass diese beiden Kriterien sowohl in der CT als auch in der MRT eine statistisch signifikante Übereinstimmung zeigen (Tabelle 19 und 20). Je größer der Vaskularisationsgrad eines orbitalen Prozesses ist, desto höher ist demnach die Wahrscheinlichkeit einer Malignität.

*Tabelle 19: Vaskularisationsgrad der Raumforderungen in Bezug zu ihrer Dignität in der CT*

Dignität der Raumforderung	keine Vaskularisation	geringgradige Vaskularisation	mittelgradige Vaskularisation	hochgradige Vaskularisation
maligne	0	0	8	14
benigne	2	11	7	1

*Tabelle 20: Vaskularisationsgrad der Raumforderungen in Bezug zu ihrer Dignität in der MRT*

Dignität der Raumforderung	keine Vaskularisation	geringgradige Vaskularisation	mittelgradige Vaskularisation	hochgradige Vaskularisation
maligne	0	2	8	3
benigne	3	8	1	1

Für eine Odds Ratio Bestimmung werden die Patientengruppen „keine und geringgradige Vaskularisation“ sowie „mittel- und hochgradige Vaskularisation“ zusammengefasst. Wenn die Vaskularisation einer Raumforderung mittel- bis hochgradig ist, ergibt sich für die CT eine geschätzt um den Faktor 71,47 erhöhte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 10,52 – 485,70). Für die MRT ist dieser Faktor 30,25 (95 %-Konfidenzintervall 4,39 – 208,51).

Die positive Inzidenzrate, d.h. der Anteil der erkrankten und über den Faktor der Vaskularisation richtig positiv als krank diagnostizierten Studienpatienten beläuft sich in der CT auf 73,33 % (95 %-Konfidenzintervall 54,11 % - 87,72 %) und in der MRT auf 84,62 % (95 %-Konfidenzintervall 54,55 % – 98,08 %). Keiner der Patienten, die an einer malignen Tumorerkrankung leiden, werden über den Parameter Vaskularisation in der CT (95 %-

Konfidenzintervall 0,00 % – 24,71 %) und 15,38 % in der MRT (95 %-Konfidenzintervall 1,92 % – 45,45 %) falsch negativ als gesund klassifiziert.

#### 5.4.7 Heterogenität

Bei diesem Kriterium wird in folgende Ausprägungsarten differenziert (Tabelle 21 und 22):

- a) homogen
- b) heterogen
- c) heterogen mit Mineralisationen
- d) heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen
- e) heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen
- f) heterogen mit Gaseinschlüssen
- g) heterogen mit Gaseinschlüssen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen.

*Tabelle 21: Heterogenität der Raumforderungen in Bezug zu ihrer Dignität in der CT, Angabe der Heterogenitätsgrades mit Hilfe der oben zugeordneten Buchstaben a) – g)*

Dignität der Raumforderung	a)	b)	c)	d)	e)	f)	g)
maligne	3	1	7	5	7	0	0
benigne	13	0	0	6	0	1	1

*Tabelle 22: Heterogenität der Raumforderungen in Bezug zu ihrer Dignität in der MRT, Angabe der Heterogenitätsgrades mit Hilfe der oben zugeordneten Buchstaben a) – g)*

Dignität der Raumforderung	a)	b)	c)	d)	e)	f)	g)
maligne	2	1	2	6	2	0	0
benigne	5	0	1	5	0	0	2

Dieser Befund in der CT und die Aussage, ob eine Raumforderung neoplastischen Ursprungs ist oder nicht, zeigen aufgrund des ermittelten p-Wertes < 0,0001 eine statistisch signifikante Übereinstimmung. Demnach ist bei verschiedenen Heterogenitätsausprägungen

der Anteil maligner Tumoren nicht überall gleich. Bei Gegenüberstellung der entsprechenden MRT-Variablen mit dem Befund, ob eine neoplastische Erkrankung besteht oder nicht, resultiert ein p-Wert = 0,28. In diesem Fall ist keine statistisch signifikante Übereinstimmung der Variablen feststellbar.

Betrachtet man gezielt nur die Merkmalsausprägung homogen und heterogen, d.h. die Eigenschaft „heterogen“ umfasst die oben beschriebenen Ausprägungen b) – g), so ist die Berechnung eines Odds Ratios möglich. In diesem Fall gilt:

Wird einer Raumforderung eine heterogene Struktur zugesprochen, so ist in der CT die geschätzte Chance für Malignität um den Faktor 10,83 erhöht, in der MRT um den Faktor 3,44.

Das 95 %-Konfidenzintervall für diese Einstufung beträgt in der CT 2,66 – 44,094 und in der MRT 0,53 - 22,096.

Der Anteil der Erkrankten, die richtig positiv als krank erkannt wurden, beläuft sich in der CT auf 71,43 % (95 %-Konfidenzintervall 51,33 % – 86,78 %.) und in der MRT auf 57,89 % (95 %-Konfidenzintervall 33,50 % - 79,75 %). Die Quote der Patienten, die fälschlicherweise als gesund eingestuft wurden, ist in der CT 18,75 % (95 %-Konfidenzintervall 4,05 % - 45,65 %) und in der MRT 28,57 % (95 %-Konfidenzintervall 3,67 % – 70,96 %).

#### 5.4.8 Osteolyse

Es wird unterschieden, ob beim Vorliegen einer orbitalen Zubildung Osteolysen am umliegenden Knochen sichtbar sind oder nicht. Die Ergebnisse sind Tabelle 23 und 24 zu entnehmen. Bei der Gegenüberstellung dieses Befundes in der CT und der Einschätzung, ob eine neoplastische oder nicht-neoplastische Raumforderung vorliegt, ergibt sich ein p-Wert < 0,0001. Der Befund „Osteolyse“ in der MRT ergibt bei Betrachtung hinsichtlich der Aussage, ob eine Neoplasie die Ursache der orbitalen Zubildung darstellt oder nicht, ein p-Wert = 0,0016. Somit zeigen diese Parameter in beiden bildgebenden Verfahren eine statistisch signifikante Übereinstimmung mit der diagnostizierten Dignität der Raumforderung.

*Tabelle 23: Eigenschaft "Osteolyse" in der CT*

Dignität der Raumforderung	Osteolyse ja	Osteolyse nein
maligne	20	3
benigne	1	20

Tabelle 24: Eigenschaft "Osteolyse" in der MRT

Dignität der Raumforderung	Osteolyse ja	Osteolyse nein
maligne	10	3
benigne	2	11

Werden in der CT Osteolysen am umgebenden Knochen festgestellt, so ist die geschätzte Chance für Malignität um den Faktor 133,33 erhöht (95 %-Konfidenzintervall 22,502 – 790,0405). Wird die entsprechende Diagnose in der MRT gestellt, so ist die geschätzte Chance für Malignität um den Faktor 18,33 erhöht (95 %-Konfidenzintervall 2,89 – 116,29). Die positive Inzidenzrate, d.h. der Anteil der erkrankten und über den Faktor der Osteolyse richtig positiv als krank diagnostizierten Studienpatienten beläuft sich in der CT auf 86,96 % (95 %-Konfidenzintervall 66,41 % - 97,22 %) und in der MRT 83,33 % (95 %-Konfidenzintervall 51,59 % - 97,91 %). 4,76 % der Patienten, die an einer malignen Tumorerkrankung leiden, werden über den Parameter Osteolyse in der CT falsch negativ als gesund klassifiziert (95 % Konfidenzintervall 0,12 % - 23,82 %). In der MRT sind dies 21,43 % (95 %-Konfidenzintervall 4,66 % - 50,80 %).

#### 5.4.9 Kontrastmittelanreicherungsverhalten (Menge)

Die Menge der Kontrastmittelanreicherung wird angegeben in „keine“, „geringgradig“, „mittelgradig“ oder „hochgradig“ (Tabelle 25 und 26). Der ermittelte p-Wert dieses Parameters in der CT in Verbindung mit der Aussage, ob eine Neoplasie vorliegt oder nicht, beträgt < 0,0001. Stellt man das entsprechende MRT-Kriterium dieser Einschätzung gegenüber, beträgt der ermittelte p-Wert = 0,0006.

Dies bedeutet, dass bezüglich der Menge der Kontrastmittelanreicherung zwischen malignen und benignen Zubildungen in der CT und MRT ein signifikanter Unterschied besteht. Die Wahrscheinlichkeit für einen malignen Prozess steigt mit einer höheren Kontrastmittelanreicherung an.

Tabelle 25: Menge der Kontrastmittelanreicherung in der CT

	keine	geringgradig	mittelgradig	hochgradig
maligne	0	1	9	12
benigne	0	10	10	1

Tabelle 26: Menge der Kontrastmittelanreicherung in der MRT

	keine	geringgradig	mittelgradig	hochgradig
maligne	0	0	2	11
benigne	0	4	6	2

Zur Bestimmung eines Odds Ratios werden die Raumforderungen keiner – geringgradiger und mittel- bis hochgradiger Kontrastmittelanreicherung zusammengefasst. Wird die Kontrastmittelanreicherung in der CT als mittel- bis hochgradig deklariert, so ist die geschätzte Chance für Malignität um den Faktor 19,0909 erhöht (95 %-Konfidenzintervall 3,13 – 116,36). Geschieht dies mittels MRT, beläuft sich dieser Faktor auf 14,29 (95 %-Konfidenzintervall 1,37 – 148,78).

Der Anteil der Erkrankten, die über diesen Parameter richtig positiv als krank erkannt wurden beläuft sich in der CT auf 65,62 % (95 %-Konfidenzintervall 46,81 % – 81,43 %) und in der MRT auf 61,90 % (95 %-Konfidenzintervall 38,44 % - 81,89 %). Die Quote der Patienten, die fälschlicherweise als gesund eingestuft wurden ist in der CT 9,09 % (95 %-Konfidenzintervall 0,23 % - 41,28 %) und in der MRT 0 % (95 %-Konfidenzintervall 0 % – 60,24 %).

#### 5.4.10 Kontrastmittelverteilungsmuster

Die Unterscheidung dieser Gewebeeigenschaft erfolgt in „homogen“, „heterogen“, „rim enhancement ohne Kompartimentierung“ oder „rim enhancement mit Kompartimentierung“. Ein Rim- oder Ring-Enhancement beschreibt eine Kontrastmittelanreicherung im Randbereich einer Läsion. In der CT kann aufgrund des Ergebnisses des p-Wertes (< 0,0001) bestimmt werden, dass dieses Kriterium und die Aussage, ob eine Neoplasie vorliegt oder nicht, eine statistisch signifikante Übereinstimmung zeigen (Tabelle 27).

Tabelle 27: Kontrastmittelverteilung in der CT

Dignität der Raumforderung	homogen	heterogen	rim enhancement ohne Kompartimentierung	rim enhancement mit Kompartimentierung
maligne	0	21	0	1
benigne	2	2	8	9

Für den Parameter „Kontrastmittelverteilungsmuster“ in der MRT kann hinsichtlich derselben Gegenüberstellung ein p-Wert = 0,0002 berechnet werden. Auch für diese Variablen ist eine statistisch signifikante Übereinstimmung feststellbar (Tabelle 28).

*Tabelle 28: Kontrastmittelverteilung in der MRT*

Dignität der Raumforderung	homogen	heterogen	rim enhancement ohne Kompartimentierung	rim enhancement mit Kompartimentierung
maligne	1	12	0	0
benigne	0	3	5	4

Um einen Hinweis bezüglich der Dignität geben zu können, werden die Inzidenzraten inklusive ihres 95 % - Konfidenzintervalles der einzelnen Untergruppen dieses Parameters sowohl für die CT als auch für die MRT angegeben (Tabelle 29 und 30). Die Berechnung eines Odds Ratio ist in diesem Fall nicht sinnvoll.

*Tabelle 29: Anteil der malignen Tumoren je nach Unterteilung der Kontrastmittelverteilung inkl. ihres 95 % -Konfidenzintervalles in der CT*

	homogen	heterogen	rim enhancement ohne Kompartimentierung	rim enhancement mit Kompartimentierung
Inzidenzrate	0,00 %	91,304 %	0,00 %	10,00 %
95 %-Konfidenzintervall	0,00 % - 77,64 %	71,96 % - 98,93 %	0,00 % - 31,23 %	0,25 % - 44,502 %

*Tabelle 30: Anteil der malignen Tumoren je nach Unterteilung der Kontrastmittelverteilung inkl. ihres 95 % -Konfidenzintervalles in der MRT*

	homogen	heterogen	rim enhancement ohne Kompartimentierung	rim enhancement mit Kompartimentierung
Inzidenzrate	100,00 %	80,00 %	0,00 %	0,00 %
95 %-Konfidenzintervall	5,00 % - 100,00 %	51,91 % - 95,67 %	0,00 % - 45,07 %	0,00 % - 52,71 %

## **5.5 Auswertung der quantitativen Parameter in der Computer- und Magnetresonanztomographie**

### **5.5.1 Länge**

Die mittlere Länge einer malignen bzw. benignen Raumforderung in der CT und in der MRT ist in Tabelle 31 wiedergegeben.

Die Variable „Länge in der CT“ und die Aussage, ob eine Neoplasie diagnostiziert wird oder nicht, führen zu einem p-Wert = 0,003. Demnach ist im untersuchten Patientengut bei benignen Raumforderungen in der CT eine signifikant unterschiedliche Länge als bei malignen Prozessen messbar.

*Tabelle 31: CT und MRT: mittlere Länge einer malignen bzw. benignen Zubildung*

Dignität der Raumforderung	mittlere Länge in der CT	mittlere Länge in der MRT
maligne	52,13 mm	47,62 mm
benigne	33,65 mm	38,00 mm

Betrachtet man denselben Parameter in der MRT und das Ergebnis bezüglich der Aussage Neoplasie ja/nein, so ergibt die Berechnung des p-Wertes = 0,19. In der MRT ist hinsichtlich der Länge einer Raumforderung und ihrer Dignität kein statistisch signifikanter Unterschied feststellbar. Das mit Hilfe der logistischen Regression berechnete Odds Ratio ergibt für die Bestimmung der Länge in der CT eine um den Faktor 1,04 erhöhte Chance für die Schätzung der Malignität (95 %-Konfidenzintervall 1,00 – 1,08). Für die Schätzung auf Malignität besteht in der MRT eine 1,04 fach erhöhte Chance (95 %-Konfidenzintervall 0,98 – 1,09).

### **5.5.2 Breite**

Die in der Computer- und Magnetresonanztomographie gemessene mittlere Breite ist Tabelle 32 zu entnehmen.

Die in der CT gemessene Breite führt hinsichtlich der Einschätzung, ob eine neoplastische Erkrankung vorliegt oder nicht zur Berechnung eines p-Wertes = 0,009. Die gemessene Breite zeigt in der CT infolge dessen bei malignen Raumforderungen einen statistisch signifikanten Unterschied im Vergleich zu benignen Prozessen.

Tabelle 32: CT und MRT: mittlere Breite einer malignen bzw. benignen Zubildung

Dignität der Raumforderung	mittlere Breite in der CT	mittlere Breite in der MRT
maligne	33,26 mm	32,77 mm
benigne	25,30 mm	27,62 mm

Die mit Hilfe der MRT ermittelte Breite und der Befund, ob die Ursache der Krankheitssymptome tumorösen Ursprungs ist oder nicht, ergeben einen berechneten p-Wert = 0,16. In diesem diagnostischen Verfahren ist demnach kein statistisch signifikanter Unterschied in der Breite von malignen und benignen Zubildungen feststellbar.

Das ermittelte Odds Ratio ergibt für die computertomographisch gemessene Breite eine um den Faktor 1,06 erhöhte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,99 – 1,13). Wird die Breite in der MRT gemessene, so besteht eine um den Faktor 1,09 gesteigerte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,96 – 1,23).

### 5.5.3 Höhe

Die gemittelte computer- und magnetresonanztomographische Höhe ist in Tabelle 33 wiedergegeben.

Tabelle 33: CT und MRT: mittlere Höhe einer malignen bzw. benignen Zubildung

Dignität der Raumforderung	mittlere Höhe in der CT	mittlere Höhe in der MRT
maligne	41,35 mm	38,00 mm
benigne	38,95 mm	38,23 mm

Der Vergleich der computertomographisch ermittelten Höhe und des Ergebnisses, ob eine Neoplasie vorhanden ist oder nicht, hat einen p-Wert = 0,4 zur Folge. Der p-Wert infolge des entsprechenden Vergleichs mit der anhand der MRT gemessenen Höhe beträgt 0,56. Dies bedeutet, dass dieses Kriterium in CT und MRT keinen statistisch signifikanten Unterschied bei benignen und malignen Raumforderungen zeigt.

Die Ermittlung des Odds Ratio führt in der Computertomographie zu einer 1,01 fach erhöhten Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,97 – 1,04). Für die magnetresonanztomographische Bestimmung der Höhe ist die Chance für Malignität um den Faktor 1,00 erhöht (95 %-Konfidenzintervall 0,96 – 1,04).

#### 5.5.4 Dichte eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in der CT

Wie in Tabelle 5 beschrieben, erfolgt im Rahmen der computertomographischen Untersuchung die Ermittlung der Dichte in einer „Region of interest“ der Zubildung. Die mittleren Dichtewerte sind in Tabelle 34 dargestellt. Setzt man diese in Bezug zu der Aussage, ob eine neoplastische Erkrankung besteht oder nicht, so beträgt der p-Wert = 0,0002. Demnach besteht für die in der CT ermittelten Dichtewerte maligner Prozesse ein signifikanter Unterschied zu denen benigner Raumforderungen. Die Wahrscheinlichkeit der Malignität nimmt mit zunehmender Dichte zu. Das mittels logistischer Regression berechnete Odds Ratio ergibt für die Dichtemessung eine 1,11 fach erhöhte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 1,03 – 1,19).

Tabelle 34: CT: mittlere Dichte einer malignen bzw. benignen Zubildung

Dignität der Raumforderung	mittlere Dichte
maligne	62,26 HE
benigne	31,64 HE

HE: Hounsfield Einheiten

#### 5.5.5 Standardabweichung der Dichte eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in der CT

Die Standardabweichung wird mit der Diagnose, ob eine Neoplasie vorliegt oder nicht, verglichen. Dies ergibt einen p-Wert = 0,51. Es ist daher kein statistisch signifikanter Unterschied dieses Parameters für maligne und benigne Zubildungen zu eruieren. Die gemessenen Mittelwerte sind in Tabelle 35 abgebildet. Das Odds Ratio ergibt eine um den Faktor 1,02 gesteigerte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,99 – 1,04).

Tabelle 35: mittlere Standardabweichung der Dichte einer malignen bzw. benignen Zubildung

Dignität der Raumforderung	mittlere Standardabweichung der Dichte
maligne	25,99 HE
benigne	14,84 HE

HE: Hounsfield Einheiten

### **5.5.6 Linearer Schwächungskoeffizient eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in der CT**

Stellt man den linearen Schwächungskoeffizienten (Tabelle 36) der Einschätzung gegenüber, ob eine Tumorerkrankung die Ursache der Krankheitssymptomatik darstellt oder nicht, so ergibt sich ein p-Wert = 0,0003. Infolgedessen liegt bei diesem Kriterium ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen malignen und benignen Raumforderungen vor. Die Berechnung des Odds Ratio hat im Fall einer Veränderung des betrachteten Parameters um 0,01 eine um den Faktor 2,72 gesteigerte Chance auf Malignität zur Folge (95 %-Konfidenzintervall 1,30 - 5,66). Aufgrund der zugrunde liegenden Zahlenwerte um 1,0 herum (Zahlenbereich 0,950 - 1,24) wird das Odds Ratio für die Veränderung des Parameters um 0,01 und nicht wie üblich um 1,0 angegeben.

*Tabelle 36: mittlerer linearer Schwächungskoeffizient einer malignen bzw. benignen Zubildung*

Dignität der Raumforderung	mittlerer linearer Schwächungskoeffizient
maligne	1,062
benigne	1,032

### **5.5.7 Verhältnis des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Raumforderung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur**

Der Ergebniswert des Verhältnisses von linearem Schwächungskoeffizient der orbitalen Zubildung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur (Tabelle 37) wird mit der Aussage, ob eine Neoplasie vorhanden ist oder nicht, verglichen. Dies führt zu einem p-Wert = 0,0001. Somit zeigt sich bei diesem Kriterium zwischen malignen und benignen Prozessen ein statistisch signifikanter Unterschied. Die Berechnung des Odds Ratio resultiert in einer um den Faktor 3,63 gesteigerten, geschätzten Chance auf Malignität sofern sich das gewählte Kriterium um 0,01 verändert (95 %-Konfidenzintervall 1,40 - 9,38). Aufgrund der zugrunde liegenden Zahlenwerte um 1,0 herum (Zahlenbereich 0,888 - 1,155) wird das Odds Ratio für die Veränderung des Parameters um 0,01 und nicht wie üblich um 1,0 angegeben.

Tabelle 37: Mittelwert des Verhältnisses des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Zubildung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur

Dignität der Raumforderung	Mittelwert linearer Schwächungskoeffizient: orbitale Raumforderung / SKM
maligne	0,99
benigne	0,96

SKM = Skelettmuskulatur

### 5.5.8 Dichte eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung nach Kontrastmittelapplikation

Stellt man den nach Kontrastmittelinjektion in der „Region of Interest“ ermittelten Dichtewert (Tabelle 38) in Bezug zu dem Befund, ob es sich um eine neoplastische Grunderkrankung handelt oder nicht, so beträgt der ermittelte p-Wert 0,0006. Folglich ist auch nach Kontrastmittelapplikation bei der Dichte der untersuchten Zubildungen ein signifikanter Unterschied in der Dignität feststellbar. Die Wahrscheinlichkeit für Malignität nimmt demnach mit zunehmender Kontrastmittelanreicherung zu.

Zeigt eine Raumforderung in der CT eine erhöhte Kontrastmittelaufnahme, so ergibt das berechnete Odds Ratio eine um den Faktor 1,05 erhöhte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 1,01 – 1,09).

Tabelle 38: Mittelwerte der Dichte der orbitalen Prozesse nach Kontrastmittelgabe je nach Dignität

Dignität der Raumforderung	mittlere Dichte ROI nach KM - Applikation
maligne	101,45 HE
benigne	61,38 HE

HE = Hounsfield Einheiten, KM – Applikation = Kontrastmittelapplikation, ROI = Region of interest

### 5.5.9 Standardabweichung zur Dichte nach Kontrastmittelapplikation

Der ermittelte p-Wert dieses Parameters in der CT in Verbindung mit der Diagnose, ob eine Neoplasie vorliegt oder nicht, beträgt 0,77.

Demnach ist bei malignen und benignen Prozessen kein statistisch signifikanter Unterschied in der Standardabweichung zur Dichte nach Kontrastmittelgabe zu verzeichnen. Die Mittelwerte sind in Tabelle 39 wiedergegeben.

Tabelle 39: Mittelwerte der Standardabweichung zur Dichte nach Kontrastmittelgabe

Dignität der Raumforderung	mittlere Standardabweichung zur Dichte nach Kontrastmittelapplikation
maligne	38,93 HE
benigne	28,21 HE

HE = Hounsfield Einheiten

Für die Standardabweichung zur Dichte nach Kontrastmittelgabe ergibt die Ermittlung des Odds Ratio eine 1,01 fach gesteigerte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,99 – 1,04).

#### **5.5.10 Linearer Schwächungskoeffizient eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung nach Kontrastmittelapplikation**

Nach Applikation des in der CT verwendeten Kontrastmittels ergibt sich beim Vergleich des linearen Schwächungskoeffizienten mit dem Befund, ob es sich bei der Zubildung um eine Neoplasie handelt oder nicht, ein p-Wert = 0,0006. Demgemäß ist bei diesem Parameter ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen malignen und benignen Zubildungen nachvollziehbar. Die gemessenen Mittelwerte sind Tabelle 40 zu entnehmen. Die Berechnung des Odds Ratio resultiert bei Veränderung des Parameters um 0,01 in einer um den Faktor 1,65 gesteigerten, geschätzten Chance auf Malignität (95 %-Konfidenzintervall 1,16 - 2,35). Aufgrund der zugrunde liegenden Zahlenwerte um 1,0 herum (Zahlenbereich 0,970 - 1,271) wird das Odds Ratio für die Veränderung des Parameters um 0,01 und nicht wie üblich um 1,0 angegeben.

Tabelle 40: Mittelwert des linearen Schwächungskoeffizienten nach Kontrastmittelgabe in Abhängigkeit der Dignität

Dignität der Raumforderung	Mittelwert des linearen Schwächungskoeffizienten nach Kontrastmittelgabe
maligne	1,102
benigne	1,061

### **5.5.11 Verhältnis des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Raumforderung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur nach Kontrastmittelapplikation**

Das Verhältnis des linearen Schwächungskoeffizienten aus der CT im Bereich des retrobulbären Prozesses zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur (Tabelle 41) ergibt im Hinblick auf die Aussage Tumor ja oder nein einen p-Wert = 0,0012. Demzufolge zeigt dieser Parameter zwischen malignen und benignen Prozessen einen statistisch signifikanten Unterschied. Das Odds Ratio weist auf eine um den Faktor 1,79 gesteigerte, geschätzte Chance auf Malignität hin sobald sich das betrachtete Malignitätskriterium um 0,01 verändert (95 %-Konfidenzintervall 1,17 - 2,74). Aufgrund der zugrunde liegenden Zahlenwerte um 1,0 herum (Zahlenbereich 0,898 - 1,165) wird das Odds Ratio für die Veränderung des Parameters um 0,01 und nicht wie üblich um 1,0 angegeben.

*Tabelle 41: Mittelwert des Verhältnisses des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Zubildung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur nach Kontrastmittelapplikation*

Dignität der Raumforderung	Mittelwert linearer Schwächungskoeffizient: orbitale Raumforderung / SKM nach Kontrastmittelgabe
maligne	1,018
benigne	0,98

SKM = Skelettmuskulatur

### **5.5.12 Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T1-gewichteten Schnittbildern in der MRT**

Stellt man die Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Zubildung in den T1-gewichteten Aufnahmen in der MRT in Bezug zu der Aussage, ob eine neoplastische Erkrankung besteht oder nicht, so ist der p-Wert = 0,2. Es ist anhand dieses Kriteriums daher kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen malignen und benignen Raumforderungen feststellbar. Die berechneten Mittelwerte sind in Tabelle 42 verzeichnet. Das Odds Ratio ergibt eine um den Faktor 1,00 gesteigerte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,996 – 1,01).

Tabelle 42: mittlere Signalintensität in der T1-Wichtung der MRT

Dignität der Raumforderung	mittlere Signalintensität ROI T1-Wichtung
maligne	609,31
benigne	580,00

ROI = Region of interest

### 5.5.13 **Standardabweichung zur Signalintensität eines repräsentativen Areal der orbitalen Raumforderung in den T1-gewichteten Schnittbildern in der MRT**

Auch die magnetresonanztomographische Untersuchung beinhaltet wie schon in Tabelle 5 beschrieben, sowohl in den T1- als auch in den T2-gewichteten Aufnahmen die Erfassung der Standardabweichung der Signalintensität innerhalb der definierten „Region of Interest“. Die resultierenden Mittelwerte sind in Tabelle 43 wiedergegeben.

Beim Vergleich des Ergebniswertes mit dem Resultat bezüglich des Vorliegens einer Tumorerkrankung beträgt der p-Wert = 0,21. Daher ist in diesem Punkt kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen malignen und benignen Zubildungen nachweisbar. Das Odds Ratio ergibt bezüglich dieses Kriteriums eine geschätzt 0,99 fach gesteigerte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,96 – 1,01).

Tabelle 43: mittlere Standardabweichung zur Signalintensität der T1-gewichteten Schnittbilder

Dignität der Raumforderung	mittlere Standardabweichung zur SI der T1-gewichteten Schnittbilder
maligne	75,77
benigne	96,31

SI = Signalintensität

### 5.5.14 **Verhältnis der Signalintensität der orbitalen Raumforderung zu der umliegenden Skelettmuskulatur in den T1-gewichteten Schnittbildern in der MRT**

Zieht man die T1-gewichteten, magnetresonanztomographischen Aufnahmen zur Auswertung heran und bildet das Verhältnis der Signalintensität der „Region of Interest“ zu der umliegenden Skelettmuskulatur (Tabelle 44), so resultiert aus dem Vergleich mit der Aussage, ob es sich um eine Neoplasie handelt oder nicht, ein p-Wert = 0,98.

Tabelle 44: Mittelwert des Verhältnisses der Signalintensität der orbitalen Raumforderung zur der der umliegenden Skelettmuskulatur in der T1-Wichtung

Dignität der Raumforderung	Mittelwert T1-Wichtung: SI ROI / SI SKM
maligne	1,12
benigne	1,11

ROI = Region of interest, SI = Signalintensität, SKM = Skelettmuskulatur

Es ist demzufolge kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen malignen und benignen Prozessen abzuleiten. Die geschätzte Chance für Malignität gemäß Odds Ratio ist bei diesem Parameter um den Faktor 1,17 gesteigert (95 %-Konfidenzintervall 0,079 – 17,4).

#### **5.5.15 Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T1-gewichteten Schnittbildern nach Kontrastmittelapplikation in der MRT**

Nach intravenöser Gabe von Kontrastmittel wird die Signalintensität in den T1-gewichteten Sequenzen in der MRT erneut ermittelt (Tabelle 45).

Bei der Gegenüberstellung, ob eine neoplastische Erkrankung vorliegt oder nicht, ergibt sich ein p-Wert von 0,39. Es ist aufgrund dessen keine statistisch signifikanter Unterschied dieses Wertes bei Zubildungen unterschiedlicher Dignität feststellbar. Das Odds Ratio ergibt für dieses Kriterium eine geschätzt um den Faktor 1,00 erhöhte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,997 – 1,01).

Tabelle 45: mittlere Signalintensität der orbitalen Zubildung in der T1-Wichtung nach Kontrastmittelapplikation

Dignität der Raumforderung	mittlere Signalintensität ROI T1-Wichtung nach Kontrastmittelapplikation
maligne	918,08
benigne	847,25

ROI = Region of interest

#### **5.5.16 Standardabweichung zur Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T1-gewichteten Schnittbildern nach Kontrastmittelapplikation in der MRT**

Auch nach Kontrastmittelgabe wird die Standardabweichung zur Signalintensität des gewählten Bereichs der Zubildung berechnet (Tabelle 46). Hieraus geht ein p-Wert = 0,07

hervor. Somit kann kein statistisch signifikanter Unterschied dieses Parameters bezüglich der Dignität der untersuchten Prozesse aufgezeigt werden. Die Ermittlung des Odds Ratio ergibt für diesen Wert eine 0,99 fache Steigerung der Chance auf Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,98 – 1,00).

*Tabelle 46: mittlere Standardabweichung zur Signalintensität der gewählten Region of interest in den T1-gewichteten Schnittbildern nach Kontrastmittelgabe*

Dignität der Raumforderung	mittlere Standardabweichung zur SI der ROI in der T1-Wichtung nach KM - Applikation
maligne	224,46
benigne	295,42

KM – Applikation = Kontrastmittelapplikation, ROI = Region of interest, SI = Signalintensität

**5.5.17 Verhältnis der Signalintensität der orbitalen Raumforderung zu der der umliegenden Skelettmuskulatur in den T1-gewichteten Schnittbildern nach Kontrastmittelapplikation in der MRT**

Setzt man die ermittelten Signalintensitäten ins Verhältnis zueinander, wie bereits mit den Werten vor Kontrastmittelinjektion geschehen, und setzt diese Werte in Bezug zu der Diagnose, ob eine Neoplasie vorliegt oder nicht, so beträgt der resultierende p-Wert = 0,55. Es ist demgemäß kein statistisch signifikanter Unterschied in der Dignität der untersuchten Prozesse aufzuzeigen. Die resultierenden Mittelwerte sind Tabelle 47 zu entnehmen. Das Odds Ratio ergibt in diesem Fall eine um den Faktor 2,60 erhöhte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,44 – 15,30).

*Tabelle 47: Mittelwerte des Verhältnisses der Signalintensität der Raumforderung zu der der umliegenden Skelettmuskulatur in der T1-Wichtung*

Dignität der Raumforderung	Mittelwerte des Verhältnisses SI ROI / SI SKM in der T1-Wichtung
maligne	1,70
benigne	1,43

ROI = Region of interest, SI = Signalintensität, SKM = Skelettmuskulatur

### **5.5.18 Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T2-gewichteten Schnittbildern in der MRT**

Der p-Wert, der aus dem Vergleich der Signalintensität der T2-gewichteten MRT-Aufnahmen des gewählten Bereiches mit der Aussage hervorgeht, ob eine neoplastische Krankheit besteht oder nicht, ist 0,02 (Tabelle 48). Folglich besteht bei orbitalen Prozessen mit divergierenden Signalintensitäten in den T2-gewichteten, magnetresonanztomographischen Schnittbildern ein statistisch signifikanter Unterschied ihrer Dignität. Betrachtet man das untersuchte Patientengut, so steigt bei niedrigeren Signalintensitäten in der T2-Wichtung der MRT die Wahrscheinlichkeit auf Malignität.

*Tabelle 48: Mittelwerte der Signalintensitäten T2-gewichteter Aufnahmen orbitaler Prozesse*

Dignität der Raumforderung	mittlere Signalintensität der ROI in der T2-Wichtung
maligne	800,77
benigne	1342,54

ROI = Region of interest

Die laut Odds Ratio geschätzte Chance auf Malignität ist um den Faktor 0,998 gesteigert (95 %-Konfidenzintervall 0,996 – 1,00).

### **5.5.19 Standardabweichung zur Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T2-gewichteten Schnittbildern in der MRT**

Die Gegenüberstellung der zur Signalintensität ermittelten Standardabweichung eines repräsentativen Areals der retrobulbären Zubildung in den T2-gewichteten, magnetresonanztomographischen Schnittbildern zu der Diagnose, ob eine tumoröse Ursache besteht oder nicht, resultiert in einem p-Wert = 0,66. Es ist daher kein statistisch signifikanter Unterschied dieses Kriteriums zwischen malignen und benignen Raumforderungen nachzuweisen. Die gemessenen Mittelwerte sind in Tabelle 49 verzeichnet. Das Odds Ratio folgert für diesen Wert in einer 1,00 fach gesteigerten Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,99 – 1,01).

Tabelle 49: Mittelwert der Standardabweichung der „Region of interest“ in der T2-Wichtung

Dignität der Raumforderung	Mittelwert der Standardabweichung der ROI in der T2-Wichtung
maligne	240,54
benigne	247,15

**5.5.20 Verhältnis der Signalintensität der orbitalen Raumforderung zu der der umliegenden Skelettmuskulatur in den T2-gewichteten Schnittbildern in der MRT**

Wertet man die T2-gewichteten, magnetresonanztomographischen Aufnahmen aus und bildet das Verhältnis der Signalintensität des repräsentativen Areals zu der der umliegenden Skelettmuskulatur, so ergibt der Vergleich mit der Aussage, ob es sich um eine Neoplasie handelt oder nicht, ein p-Wert = 0,029. Demzufolge besteht ein statistisch signifikanter Unterschied dieses Parameters zwischen den untersuchten malignen und benignen orbitalen Prozessen. Die gemittelten Werte sind Tabelle 50 zu entnehmen. Das Odds Ratio ergibt bezüglich dieses Kriteriums eine um den Faktor 0,78 gesteigerte Chance für Malignität (95 %-Konfidenzintervall 0,60 – 0,99).

Tabelle 50: Mittelwert des Verhältnisses der Signalintensität der „Region of interest“ zu der der umliegenden Skelettmuskulatur in den T2-gewichteten Aufnahmen

Dignität der Raumforderung	gemitteltes Verhältnis SI ROI / SI SKM in der T2-Wichtung
maligne	8,39
benigne	13,06

## 5.6 Methodenvergleich Computertomographie – Magnetresonanztomographie

### 5.6.1 Methodenvergleich mit der Annahme Neoplasie = ja

Es werden Ergebnisse von 13 Hunden und Katzen verglichen, die sowohl mittels Computertomographie als auch Magnetresonanztomographie untersucht werden und bei denen eine neoplastische Grunderkrankung festgestellt wird.

#### 5.6.1.1 Neoplasie / Dignität

Bei der Gruppe der Tiere mit neoplastischen Veränderungen zeigt die magnetresonanztomographische Untersuchung eine Übereinstimmung von 13/13 (100%) bezüglich der Aussage, ob eine Neoplasie vorliegt oder nicht. Die Übereinstimmung der computertomographische Untersuchung beträgt 12/13 (92%). Die Übereinstimmung der computer- und magnetresonanztomographischen Ergebnisse miteinander beträgt 12/13 (92%) (Tabelle 51).

*Tabelle 51: Gegenüberstellung der computer- und magnetresonanztomographischen Einschätzung bezüglich der Genese / Dignität bei den 13 Patienten mit neoplastischen Erkrankungen*

Neoplasie ja / nein in der CT	Neoplasie ja / nein in der MRT		
		ja	nein
ja		12	-
nein		1	-

Der McNemar-Test auf Symmetrie ergibt einen p-Wert = 1,00. Demnach ist bei der Ausprägung dieses Parameters keine Abweichung von der Symmetrie feststellbar.

#### 5.6.1.2 Ursprungsgewebe / Tumorart

Bezüglich des Ursprungsgewebes beziehungsweise der Tumorart besteht zwischen CT und MRT eine Übereinstimmung von 10/13 (77%). Die gestellten Verdachtsdiagnosen sind den Tabellen 75 – 78 und 87 – 88 zu entnehmen. Der Kappa-Koeffizient nach Cohen beträgt 0,69. Der asymptotische Standardfehler beläuft sich auf 0,15.

### 5.6.1.3 Kapsel bzw. Kapselunterbrechung

Die Ergebnisse dieses Parameters zeigen in CT und MRT eine Übereinstimmung von 12/13 (92%) (Tabelle 52).

*Tabelle 52: Vergleich des Parameters "Kapsel bzw. Kapselunterbrechung" in CT und MRT bei den neoplastischen Prozessen*

	Magnetresonanztomographie			
		keine Kapsel	ja	nein
Computer- tomographie	keine Kapsel	-	-	-
	ja	-	11	-
	nein	-	1	1

Der Kappa-Koeffizient nach Cohen lautet 0,63. Der asymptotische Standardfehler ist 0,33. Der McNemar-Test auf Symmetrie ergibt  $p = 1,00$ . Demgemäß ist bei der Verteilung der Ergebniswerte keine Abweichung von der Symmetrie nachweisbar.

### 5.6.1.4 Invasivität

Bei diesem Kriterium liegt in CT und MRT ebenfalls eine Übereinstimmung von 12/13 (92%) vor (Tabelle 53).

*Tabelle 53: Vergleich des Parameters "Invasivität" in CT und MRT bei den neoplastischen Prozessen*

	Magnetresonanztomographie		
		ja	nein
Computer- tomographie	ja	11	-
	nein	1	1

Auch bei diesem Vergleich ist Cohens Kappa-Koeffizient 0,63 und der asymptotische Standardfehler 0,33. Auch hier beläuft sich der mittels McNemar-Test errechnete p-Wert = 1,00. Es ist daher bei diesem Kriterium keine Abweichung von der Symmetrie aufzuzeigen.

### 5.6.1.5 Lymphadenopathie

Bei 10/13 Patienten der Patientengruppe, die eine neoplastische Grunderkrankung aufweisen, ist eine Beurteilung der tributären Lymphknoten möglich. In der Computer- und

Magnetresonanztomographie ist bei der Befundung dieser Tiere eine Übereinstimmung von 6/10 (60%) vorhanden (Tabelle 54). Mittels Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman wird ein p-Wert = 1,0 ermittelt. Mit den vorliegenden Daten ist demzufolge in CT und MRT in der Gruppe der Tiere, die eine Neoplasie aufweisen, keine statistisch signifikante Übereinstimmung bei der Variable der Lymphadenopathie nachweisbar (Tabelle 54). Der Kappa-Koeffizient nach Cohen beträgt 0,17 und der zugehörige asymptotische Standardfehler 0,32. In der CT und der MRT wurde viermal die Diagnose „keine Lymphadenopathie“ und sechsmal die Diagnose „geringgradige Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten“ gestellt. Zweimal stimmte in CT und MRT die erste Diagnose miteinander überein, viermal die zweite.

Tabelle 54: Vergleich des Parameters "Lymphadenopathie" in CT und MRT bei den neoplastischen Prozessen

		Magnetresonanztomographie		
Computertomographie		keine	ggr Lymphknotenvergrößerung & normales Kontrastverhalten	mgr - hgr Lymphknotenvergrößerung & abnormales Kontrastverhalten
	keine	2	2	-
	ggr Lymphknotenvergrößerung & normales Kontrastverhalten	2	4	-
	mgr - hgr Lymphknotenvergrößerung & abnormales Kontrastverhalten	-	-	-

ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, mgr = mittelgradig

### 5.6.1.6 Vaskularisation

In der computer- und magnetresonanztomographischen Untersuchung ist bei der Differenzierung der Vaskularisation eine Übereinstimmung von 7/13 (54%) zu dokumentieren (Tabelle 55). Die Berechnung des Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman ergibt einen p-Wert = 0,21. Infolgedessen ist mit den zugrunde liegenden Daten bei den Patienten, die eine maligne Tumorse aufweisen, bezüglich der Vaskularisation in Computer- und Magnetresonanztomographie keine statistisch signifikante Übereinstimmung nachweisbar.

Cohens Kappa-Koeffizient lautet 0,13. Der asymptotische Standardfehler beträgt 0,23. Es ist keine Tendenz offensichtlich, ob anhand eines der beiden Diagnostika eine bestehende Vaskularisation deutlicher erkennbar ist als anhand des anderen (Tabelle 55).

*Tabelle 55: Ergebnisse des Parameters „Vaskularisation“ in CT und MRT bei der Gruppe der tumorösen Raumforderungen*

		Magnetresonanztomographie			
		keine	geringgradig	mittelgradig	hochgradig
Computer- tomographie	keine	-	-	-	-
	geringgradig	-	-	-	-
	mittelgradig	-	2	5	1
	hochgradig	-	-	3	2

#### **5.6.1.7 Heterogenität**

Die Heterogenität der Raumforderungen weist in den verschiedenen bildgebenden Verfahren eine Übereinstimmung von 7/13 (54%) auf (Tabelle 56).

Durch den exakten Test nach Fisher wird bei den Hunden und Katzen, deren Grunderkrankung eine Neoplasie darstellt, ein p-Wert = 0,074 bestimmt. Demnach ist in dieser Gruppe mit den vorliegenden Daten in CT und MRT keine statistisch signifikante Übereinstimmung bezüglich der Variable Heterogenität nachweisbar. Der Kappa-Koeffizient nach Cohen beläuft sich auf 0,39. Der asymptotische Standardfehler ergibt 0,17.

#### **5.6.1.8 Osteolyse**

Bei dem Parameter Osteolyse wird in den beiden untersuchten Diagnostika eine Übereinstimmung von 13/13 (100%) festgestellt (Tabelle 57).

Der McNemar-Test auf Symmetrie führt zu einem p-Wert = 1,00. Es ist daher bei der Verteilung der Ergebnisse dieses Parameters keine Abweichung von der Symmetrie nachweisbar. Cohens Kappa-Koeffizient beträgt 1. Der asymptotische Standardfehler ergibt 0,00.

Tabelle 56: „Heterogenität“ in CT und MRT bei den tumorösen Raumforderungen

		Magnetresonanztomographie				
Computertomographie		homogen	heterogen	heterogen mit Mineralisationen	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen
	homogen	-	1	-	1	-
	heterogen	-	-	-	-	-
	heterogen mit Mineralisationen	-	-	2	2	-
	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	1	-	-	3	-
	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	1	-	-	-	2

Tabelle 57: Vergleich des Parameters "Osteolyse" in CT und MRT bei den neoplastischen Prozessen

		Magnetresonanztomographie	
Computertomographie		ja	nein
	ja	13	-
	nein	-	3

### 5.6.1.9 Kontrastmittelnreicherungsverhalten (Menge)

Die Auswertung dieses Kriteriums zeigt in CT und MRT eine Übereinstimmung von 7/13 (54%) (Tabelle 58).

*Tabelle 58: Ergebnisse der „Kontrastmittelnreicherung (Menge)“ in CT und MRT bei den neoplastischen Prozessen*

	Magnetresonanztomographie				
		keine	geringgradig	mittelgradig	hochgradig
Computer- tomographie	keine	-	-	-	-
	geringgradig	-	-	-	1
	mittelgradig	-	-	2	5
	hochgradig	-	-	-	5

Durch den Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman wird ein p-Wert = 0,49 berechnet. Mit den vorliegenden Daten ist demzufolge in CT und MRT in der Gruppe der Tiere, die eine Neoplasie aufweisen, keine statistisch signifikante Übereinstimmung bei dem Kriterium der Kontrastmittelnreicherungsmenge nachweisbar. Der Kappa-Koeffizient nach Cohen ist 0,22, der zugehörige asymptotische Standardfehler 0,15.

### 5.6.1.10 Kontrastmittelverteilungsmuster

In der computer- und magnetresonanztomographischen Untersuchung wird bezüglich des Kontrastmittelverteilungsmusters eine Übereinstimmung von 12/13 (92%) verzeichnet (Tabelle 59).

Der exakte Test nach Fisher ergibt einen p-Wert = 0,077. Somit ist mit den vorhandenen Daten in der Gruppe der Tiere, die eine Neoplasie aufweisen, keine signifikante Übereinstimmung in den zwei Untersuchungsmethoden festzustellen. Cohens Kappa-Koeffizient beträgt 0,48, der asymptotische Standardfehler beläuft sich auf 0,02.

Tabelle 59: „Kontrastmittelverteilungsmuster“ in CT und MRT bei den tumorösen Raumforderungen

	Magnetresonanztomographie				
		homogen	heterogen	rim enhancement ohne Kompartimentierung	rim enhancement mit Kompartimentierung
Computertomographie	homogen	-	-	-	-
	heterogen	-	12	-	-
	rim enhancement ohne Kompartimentierung	-	-	-	-
	rim enhancement mit Kompartimentierung	1	-	-	-

### 5.6.2 Methodenvergleich mit der Annahme Neoplasie = nein

12 der Hunde und Katzen, die eine Raumforderung benigner Genese aufweisen, erhalten sowohl eine computer- als auch magnetresonanztomographische Untersuchung.

#### 5.6.2.1 Neoplasie / Dignität

Die magnetresonanztomographische Untersuchung zeigt in der Gruppe der Tiere, bei denen eine benigne Raumforderung nachgewiesen wird, eine Übereinstimmung von 10/12 (83%) mit der Einschätzung der Dignität. Bei der computertomographischen Untersuchung kann in dieser Gruppe eine Übereinstimmung von 11/12 (92%) festgestellt werden. Die Übereinstimmung der computer- und magnetresonanztomographischen Ergebnisse miteinander beträgt 10/12 (83%) (Tabelle 60).

*Tabelle 60: Gegenüberstellung der computer- und magnetresonanztomographischen Einschätzung bezüglich der Genese / Dignität bei den 12 Patienten mit nicht-neoplastischen Erkrankungen*

Neoplasie ja / nein in der CT	Neoplasie ja / nein in der MRT		
		ja	nein
	ja	1	-
nein	1	10	

Der Kappa-Koeffizient nach Cohen beträgt 0,63 und der zugehörige asymptotische Standardfehler 0,33. Der McNemar-Test auf Symmetrie führt zu einem p-Wert = 1,00. Demgemäß ist mit den vorliegenden Daten keine Abweichung von der Symmetrie aufzuzeigen.

#### **5.6.2.2 Ursprungsgewebe / Tumorart**

Betreffend des Ursprungsgewebes ist zwischen Computer- und Magnetresonanztomographie eine Übereinstimmung von 10/12 (83%) zu verzeichnen. Die gestellten Verdachtsdiagnosen sind den Tabellen 75 – 78 und 87 – 88 zu entnehmen. Cohens Kappa-Koeffizient lautet 0,65, der asymptotische Standardfehler 0,19.

#### **5.6.2.3 Kapsel bzw. Kapselunterbrechung**

Die Resultate aus der statistischen Analyse dieser Variable zeigen eine Übereinstimmung von 9/12 (75%) (Tabelle 61). Durch den exakten Test nach Fisher ist ein p-Wert = 0,042 zu ermitteln.

*Tabelle 61: Vergleich des Parameters "Kapsel bzw. Kapselunterbrechung" in CT und MRT bei den nicht-neoplastischen Prozessen*

Computer- tomographie	Magnetresonanztomographie			
		keine Kapsel	ja	nein
	keine Kapsel	-	-	2
	ja	-	2	-
nein	1	-	7	

Demzufolge ist anhand der vorliegenden Daten in Computer- und Magnetresonanztomographie eine statistisch signifikante Übereinstimmung hinsichtlich dieses Parameters

nachweisbar. Der Kappa-Koeffizient nach Cohen beläuft sich auf 0,46, der asymptotische Standardfehler beträgt 0,26.

#### **5.6.2.4 Invasivität**

Bei diesem Kriterium ist zwischen der CT und MRT eine Übereinstimmung von 11/12 (92%) feststellbar (Tabelle 62).

*Tabelle 62: Vergleich des Parameters "Invasivität" in CT und MRT bei den nicht-neoplastischen Prozessen*

Computer- tomographie	Magnetresonanztomographie		
		ja	nein
ja		1	-
nein		1	10

Der McNemar-Test auf Symmetrie ergibt einen p-Wert = 1,00. D.h. mit den vorliegenden Daten ist bei der Ausprägung dieses Kriteriums keine Abweichung von der Symmetrie feststellbar. Der Kappa-Koeffizient nach Cohen ist 0,63. Der zugehörige asymptotische Standardfehler lautet 0,33.

#### **5.6.2.5 Lymphadenopathie**

Bei 7 der an einer nicht-tumorösen, orbitalen Raumforderung erkrankten Patienten ist die Beurteilung der tributären Lymphknoten möglich. In den beiden Schnittbildverfahren ist eine Übereinstimmung von 7/7 (100%) zu finden (Tabelle 63).

Die Berechnung des Rangkorrelationskoeffizienten ergibt einen p-Wert = 0,14. Mit den zugrunde liegende Daten ist infolgedessen in CT und MRT bezüglich dieses Kriteriums keine statistisch signifikante Übereinstimmung zu verzeichnen. Cohens Kappa-Koeffizient beträgt aufgrund der Datenverteilung 1,00. Der asymptotische Standardfehler beläuft sich auf 0,00.

#### **5.6.2.6 Vaskularisation**

Im Punkt der Vaskularisation besteht in der computer- und magnetresonanztomographischen Untersuchung eine Übereinstimmung von 7/12 (58%). Mit Hilfe des Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman wird ein p-Wert = 0,2 erfasst. Daher ist mit den bestehenden Daten bei dieser Patientengruppe bezüglich der Vaskularisation in

Computer- und Magnetresonanztomographie keine statistisch signifikante Übereinstimmung nachweisbar. Der Kappa-Koeffizient nach Cohen lautet 0,33, der zugehörige asymptotische Standardfehler 0,19. Die Verteilung der Ergebnisse dieses Parameters ist in Tabelle 64 wiedergegeben.

Tabelle 63: Vergleich des Parameters "Lymphadenopathie" in CT und MRT bei den nicht-neoplastischen Prozessen

		Magnetresonanztomographie		
		keine	ggr Lymphknotenvergrößerung & normales Kontrastverhalten	mgr - hgr Lymphknotenvergrößerung & abnormales Kontrastverhalten
Computertomographie	keine	-	-	-
	ggr Lymphknotenvergrößerung & normales Kontrastverhalten	-	6	-
	mgr - hgr Lymphknotenvergrößerung & abnormales Kontrastverhalten	-	-	1

Tabelle 64: Ergebnisse des Parameters „Vaskularisation“ in CT und MRT bei der Gruppe der nicht-neoplastischen Raumforderungen

		Magnetresonanztomographie			
		keine	geringgradig	mittelgradig	hochgradig
Computer-tomographie	keine	-	-	-	-
	geringgradig	1	5	-	-
	mittelgradig	1	3	1	-
	hochgradig	-	-	-	1

### 5.6.2.7 Heterogenität

In Hinblick auf die Heterogenität der benignen orbitalen Zubildungen ist in CT und MRT eine Übereinstimmung von 4/12 (33%) zu erfassen (Tabelle 65). Durch den exakten Test nach Fisher ergibt sich ein p-Wert = 0,18. Eine statistisch signifikante Übereinstimmung dieser

Variable in Computer- und Magnetresonanztomographie ist demnach mit den vorliegenden Daten nicht aufzuzeigen. Der Kappa-Koeffizient nach Cohen beläuft sich auf 0,061. Der asymptotische Standardfehler beträgt 0,15.

Tabelle 65: Heterogenität“ in CT und MRT bei den benignen Raumforderungen

		Magnetresonanztomographie				
Computertomographie		homogen	heterogen mit Mineralisationen	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	heterogen mit Gaseinschlüssen	heterogen mit Gaseinschlüssen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen
	homogen	1	-	3	-	-
	heterogen mit Mineralisationen	-	-	-	-	-
	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	3	1	2	-	-
	heterogen mit Gaseinschlüssen	-	-	-	-	1
	heterogen mit Gaseinschlüssen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	-	-	-	-	1

### 5.6.2.8 Osteolyse

Die Ergebnisse dieses Parameters zeigen in den beiden untersuchten diagnostischen Verfahren eine Übereinstimmung von 10/12 (83%) (Tabelle 66). Der McNemar-Test auf Symmetrie ergibt einen p-Wert = 0,50. Es ist daher mit den zugrunde liegenden Daten keine Abweichung der Symmetrie nachzuweisen.

*Tabelle 66: Vergleich des Parameters "Osteolyse" in CT und MRT bei den nicht-neoplastischen Prozessen*

Computer- tomographie	Magnetresonanztomographie		
		ja	nein
	ja	-	-
nein	2	10	

### 5.6.2.9 Kontrastmitelanreicherungsverhalten (Menge)

Bei 11 von den 12 Tieren dieser Patientengruppe ist eine Beurteilung der Menge der Kontrastmitelanreicherung möglich. In CT und MRT ist hinsichtlich des Kontrastmitelanreicherungsverhaltens eine Übereinstimmung von 4/11 (36%) feststellbar (Tabelle 67).

*Tabelle 67: Ergebnisse der „Kontrastmitelanreicherung (Menge)“ in CT und MRT bei den benignen Prozessen*

Computer- tomographie	Magnetresonanztomographie				
		keine	geringgradig	mittelgradig	hochgradig
	keine	-	-	-	-
	geringgradig	-	-	3	-
	mittelgradig	-	3	3	1
hochgradig	-	-	-	1	

Durch die Berechnung des Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman ergibt sich ein p-Wert = 0,72. Für dieses Kriterium kann infolge der bestehenden Daten in CT und MRT keine statistisch signifikante Übereinstimmung nachgewiesen werden. Der Kappa-Koeffizient nach Cohen ist -0,13. Der asymptotische Standardfehler beträgt 0,27.

### 5.6.2.10 Kontrastmittelverteilungsmuster

Die Art der Kontrastmittelverteilung kann lediglich bei 11 von den 12 Patienten dieser Gruppe eingeschätzt werden. Beim Vergleich der computer- und magnetresonanztomographischen Resultate ist eine Übereinstimmung von 7/11 (64%) zu verzeichnen (Tabelle 68). Der exakte Test nach Fisher führt zu einem berechneten p-Wert = 0,24. Demgemäß ist eine statistisch signifikante Übereinstimmung dieser Variable in den zwei angewandten bildgebenden Verfahren mit den zugrunde liegenden Daten nicht nachweisbar. Cohens Kappa-Koeffizient beträgt 0,44. Der asymptotische Standardfehler lautet 0,20.

*Tabelle 68: „Kontrastmittelverteilungsmuster“ in CT und MRT bei den nicht-neoplastischen Raumforderungen*

		Magnetresonanztomographie			
Computertomographie		homogen	heterogen	rim enhancement ohne Kompartimentierung	rim enhancement mit Kompartimentierung
	homogen	-	-	-	-
	heterogen	-	1	-	-
	rim enhancement ohne Kompartimentierung	-	1	2	-
	rim enhancement mit Kompartimentierung	-	1	2	4

### 5.6.3 Ermittlung der Korrelation

Es werden die Ergebnisse der Parameter Länge, Breite und Höhe jeweils in der magnetresonanztomographischen und computertomographischen Untersuchung ermittelt. Im Anschluss wird die Korrelation dieser Variablen für die Gruppen Neoplasie = ja und Neoplasie = nein berechnet und graphisch dargestellt (Abbildung 16-18).

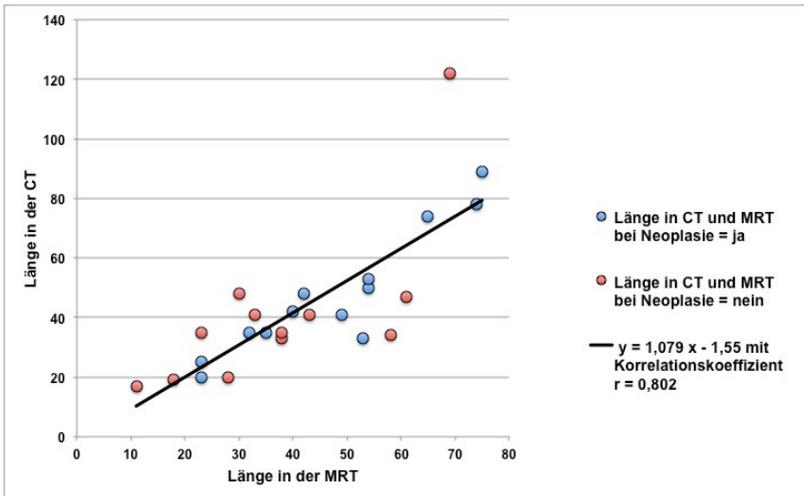


Abbildung 16: Korrelation der Länge in der CT und MRT inkl. Korrelationsgeraden und Angabe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson „r“

Bei dem Wert „r“ handelt es sich um den Korrelationskoeffizient nach Pearson. Dieser gibt an, wie stark der lineare Zusammenhang zwischen z. B. der Höhe im CT und der Höhe im MRT ist. Die Verwendung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson ist möglich, wenn der Zusammenhang zwischen zwei quantitativen Merkmalen linear ist. Je näher der Wert für „r“ bei +1 liegt, desto mehr liegen die Wertepaare (hier: CT/MRT) auf einer steigenden Gerade und desto mehr ergibt sich dementsprechend ein linearer Zusammenhang.

Die p-Werte für die Länge, Breite und Höhe in CT und MRT betragen  $p < 0,001$ ,  $p = 0,016$  (Breite) und  $p < 0,001$  (Höhe). Demzufolge ist insgesamt für alle drei Korrelationsgeraden und die Gruppierung der Ergebniswerte um die Gerade zu sagen, dass eine positive Korrelation unterschiedlichen Ausmaßes vorhanden ist und für alle drei Parameter in CT und MRT ein statistischer Zusammenhang nachweisbar ist. Im Mittel weichen die gemessenen Werte in CT und MRT nicht statistisch signifikant voneinander ab.

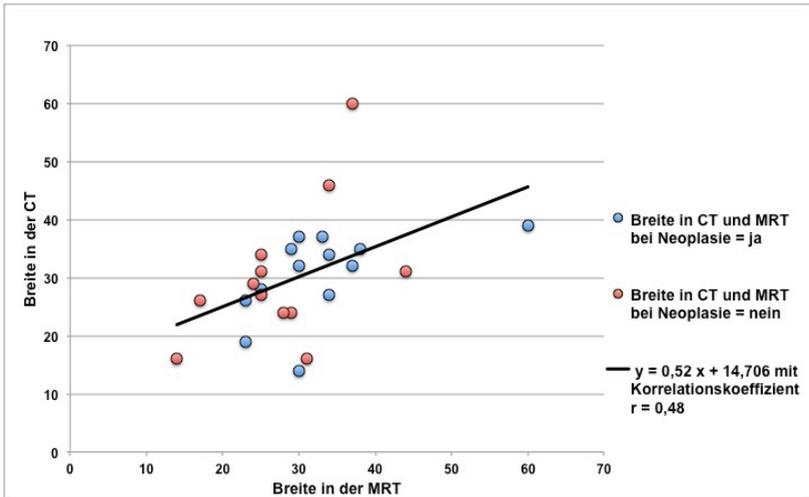


Abbildung 17: Korrelation der Breite in der CT und MRT inkl. Korrelationsgeraden und Angabe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson „r“

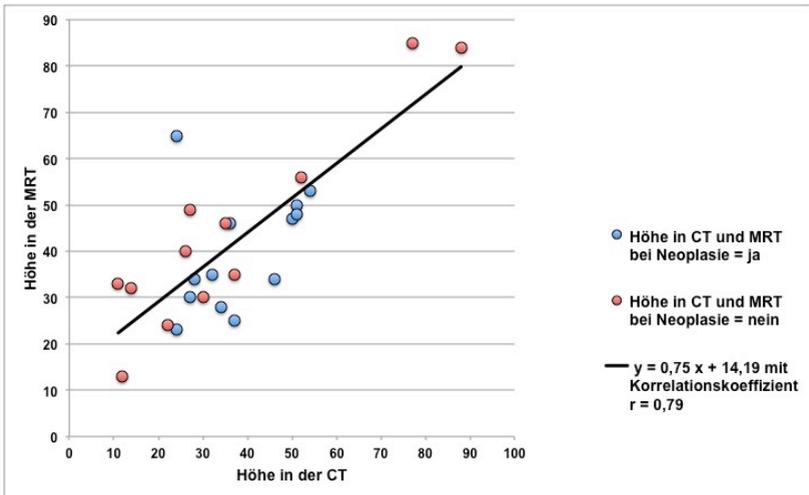


Abbildung 18: Korrelation der Höhe in der CT und MRT inkl. Korrelationsgeraden und Angabe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson „r“

## 5.6.4 Mittelwertvergleich mit der Annahme Neoplasie = ja und Neoplasie = nein

### 5.6.4.1 Länge

Der Vergleich der computer- und magnetresonanztomographischen Daten der Variable „Länge“ aus der Gruppe, der an einer Neoplasie erkrankten Tiere ergibt einen p-Wert = 0,90 (Tabelle 69). Die entsprechenden Zahlenwerte der an einer nicht-neoplastischen Krankheit leidenden Patienten ergeben bei der Gegenüberstellung einen p-Wert = 0,54 (Tabelle 70).

*Tabelle 69: mittlere Länge der retrobulbären Zubildungen neoplastischen Ursprungs in CT und MRT mit der zugehörigen mittleren Differenz und der Standardabweichung*

	CT	MRT
mittlere Länge	47,92 mm	47,62 mm
mittlere Differenz	0,31 mm	
Standardabweichung	8,34 mm	

*Tabelle 70: mittlere Länge einer nicht-neoplastischen Raumforderung in CT und MRT mit der entsprechenden mittleren Differenz und der Standardabweichung*

	CT	MRT
mittlere Länge	41,00 mm	37,50 mm
mittlere Differenz	3,50 mm	
Standardabweichung	19,32 mm	

Demnach ist für beide Betrachtungen im Mittel kein statistisch signifikanter Unterschied in Computer- und Magnetresonanztomographie feststellbar.

### 5.6.4.2 Breite

In der Gruppe der Patienten, bei denen eine Neoplasie nachgewiesen wird beträgt der p-Wert infolge des Vergleichs der in CT und MRT ermittelten „Breite“ 0,33 (Tabelle 71).

Die Daten aus der Gruppe der nicht von einer tumorösen Erkrankung betroffenen Patienten ergeben bei der Gegenüberstellung einen p-Wert = 0,42 (Tabelle 72).

*Tabelle 71: mittlere Breite orbitaler Prozesse maligner Dignität in CT und MRT mit der zugehörigen mittleren Differenz und der Standardabweichung*

	CT	MRT
mittlere Breite	30,38 mm	32,77 mm
mittlere Differenz	- 2,38 mm	
Standardabweichung	8,39 mm	

*Tabelle 72: mittlere Breite orbitaler Prozesse benigner Dignität in CT und MRT mit der zugehörigen mittleren Differenz und der Standardabweichung*

	CT	MRT
mittlere Breite	30,33 mm	27,75 mm
mittlere Differenz	2,58 mm	
Standardabweichung	10,70 mm	

Es ist daher im Mittel kein statistisch signifikanter Unterschied für die Messungen der Breite in CT und MRT nachweisbar.

#### **5.6.4.3 Höhe**

Die in den Untersuchungsverfahren gemessenen Zahlenwerte der „Höhe“ ergeben in der Gruppe der an einer neoplastischen Krankheitsursache leidenden Patienten beim Vergleich einen p-Wert = 0,63 (Tabelle 73). Demnach ist kein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der gemittelten Messwerte beider diagnostischer Verfahren zu verzeichnen.

*Tabelle 73: mittlere Höhe der retrobulbären Zubildungen neoplastischen Ursprungs in CT und MRT mit der zugehörigen mittleren Differenz und der Standardabweichung*

	CT	MRT
mittlere Höhe	39,85 mm	38,00 mm
mittlere Differenz	1,85 mm	
Standardabweichung	13,34 mm	

*Tabelle 74: mittlere Höhe der retrobulbären Zubildungen nicht-neoplastischen Ursprungs in CT und MRT mit der zugehörigen mittleren Differenz und der Standardabweichung*

	CT	MRT
mittlere Höhe	43,92 mm	35,92 mm
mittlere Differenz	8,00 mm	
Standardabweichung	9,27 mm	

Die entsprechenden Daten der Patientengruppe, die von einer nicht-neoplastischen Erkrankung betroffen sind, führen zu einem p-Wert = 0,021 (Tabelle 74). In diesem Fall ist daher mit statistischer Signifikanz ein Unterschied der gemessenen Zahlenwerte feststellbar.

## 6 Diskussion

### 6.1 Patientengut und mögliche Erkrankungsursachen

Im Rahmen dieser klinischen Arbeit wird das Krankheitsbild orbitaler Prozesse bei Hunden und Katzen untersucht. Die Anzahl untersuchter Hunde und Katzen ist mit anderen Studien vergleichbar (Calia et al., 1994; Dennis, 2000; Boroffka et al., 2007). 23 der 45 untersuchten Patienten (51 %, 15 Hunde und 8 Katzen) weisen eine neoplastische Grunderkrankung auf. Der Anteil der Patienten, die an einer tumorösen Erkrankung leiden, ist äquivalent zu dem Anteil anderer Studien (Abbildung 19) (Rühli und Spiess, 1995; Mason et al., 2001). Betrachtet man die Verteilung der verschiedenen Tumorarten, so sind vorrangig verschiedene Karzinomarten und Osteosarkome bzw. Osteochondrosarkome vorhanden. Andere, häufiger in der Literatur beschriebene Neoplasien wie Fibrosarkome, andere Sarkomarten oder Meningiome kommen nur einzeln vor oder treten im untersuchten Patientengut gar nicht auf.

Entzündliche Erkrankungen sind in der vorliegenden Studie eine größere Population als in der zum Vergleich herangezogenen Literatur (Abbildung 19) (Rühli und Spiess, 1995; Mason et al., 2001).

Fälle von orbitalen Hämatomen, Mukozelen der Glandula zygomatica, arteriovenösen Fisteln, eosinophilen Myositiden oder solchen der Kaumuskulatur, Frakturen der an der Bildung der knöchernen Augenhöhle beteiligten Knochen oder anderen seltenen Krankheitsbildern, die zur beschriebenen Symptomatik führen können, sind in der durchgeführten Arbeit nicht aufgetreten. Einzelfälle stellen Granulome durch Pilzinfektionen bei zwei Katzen und ein Trauma in Form einer retromolar – retrobulbär, den Augapfel perforierenden Stöckchenverletzung bei einem Hund dar.

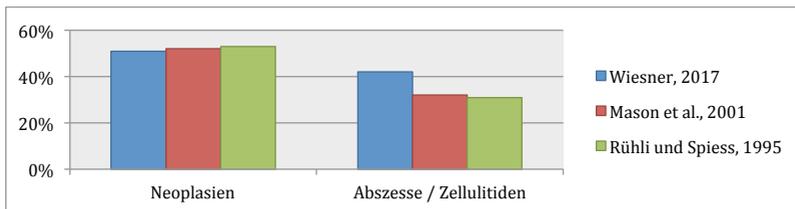


Abbildung 19: Anteil der neoplastischen und entzündungsbedingten Erkrankungen in der vorliegenden Studie und der zum Vergleich herangezogenen Literatur

Ein Vergleich des Alters der verschiedenen Tierarten mit neoplastischem oder nicht-neoplastischem Erkrankungsursprung in den unterschiedlichen Studien ist in Abbildung 20 zu finden. Katzen mit einer neoplastischen Grunderkrankung weisen im Vergleich zur Literatur in der eigenen Arbeit ein ähnliches Alter auf, wohingegen die im Rahmen der durchgeführten Studie untersuchten Hunde, bei denen eine Neoplasie diagnostiziert wird, jünger sind (Calia et al., 1994; Rühli und Spiess, 1995; Attali-Soussay et al., 2001). Nicht-neoplastische Erkrankungen im Bereich der Orbita treten laut Literatur sowohl bei jüngeren als auch bei älteren Patienten als in der vorliegenden Arbeit auf (Calia et al., 1994; Rühli und Spiess, 1995).

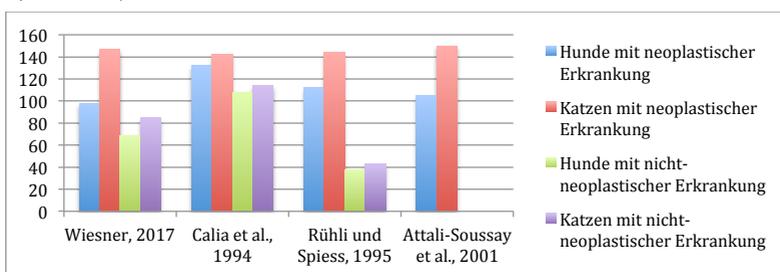


Abbildung 20: Durchschnittsalter (in Monaten) der Patientengruppen im Vergleich zur Literatur

## 6.2 Diagnosestellung

Zur Diagnosestellung retrobulbärer Neoplasien wird sowohl die bildgebende Diagnostik zur Darstellung der tumorösen Masse benötigt als auch die Diagnose gemäß gewählter Goldstandard-Methode, d.h. im Fall der vorliegenden Studie mittels Zytologie und / oder (Histo-) Pathologie infolge einer Biopsieentnahme oder einer Sektion. Dies geht konform mit der zum Vergleich herangezogenen veterinär- oder humanmedizinischen Literatur (Boydell, 1991; Rühli und Spiess, 1995; Hendrix und Gelatt, 2000; Ben Simon et al., 2005). Bei entzündlicher Genese ist das Vorliegen einer akuten Symptomatik im Sinne von gestörtem Allgemeinbefinden, Schmerzhaftigkeit bei Palpation der erkrankten Seite oder bei Öffnung des Fanges, Fieber und einer im Blutbild nachweisbaren Leukozytose möglich, aber nicht zwingend vorhanden (Rühli und Spiess, 1995; Armour et al., 2011). Nach Boroffka und Mitarbeitern (2007) ist eine kurze Krankheitsdauer mit akuter Symptomatik einschließlich

einem Nickhautvorfall, Fieber und Anorexie statistisch signifikant mit einer inflammatorischen Erkrankung korreliert.

### **6.3 Computer- und Magnetresonanztomographie zur Untersuchung orbitaler Prozesse bei Hund und Katze**

Sowohl die Computer- als auch die Magnetresonanztomographie stellen zum Zeitpunkt der durchgeführten Studie die Untersuchungstechniken der Wahl bei orbitalen Prozessen dar, vor allem wenn mittels weniger teurer Verfahren (z.B. Röntgen, Ultraschall) keine Diagnosestellung möglich ist.

Durch die Überlagerung multipler knöcherner Strukturen im Bereich des Schädels in Kombination mit dem Fehlen eines guten Weichteilkontrastes stellt die Röntgendiagnostik ein insensitives Verfahren zur Beurteilung orbitaler Prozesse dar. Zudem ist das Anfertigen von Röntgenbildern des Kopfes aus Strahlenschutzgründen nur am anästhesierten Patienten möglich (Penninck et al., 2001). Die Sonographie des Auges bietet eine gute Detailerkennbarkeit intraokularer Strukturen und kann in der Regel nach der Applikation von betäubenden Augentropfen am wachen Tier durchgeführt werden. Sie ist vor allem indiziert, wenn das Augeninnere nicht einsehbar ist. Jedoch ist der Informationsgehalt bei der Untersuchung periokularer Gewebe limitiert und es ist keine vollständige Aussage über Art und Ausmaß von Veränderungen des Knochengewebes möglich (Penninck et al., 2001).

Die Orbita bietet sich aufgrund des retrobulbär gelegenen Fettgewebes und des dadurch entstehenden Weichteilkontrastes für die computertomographische Untersuchung an. Eine genaue Darstellung und Differenzierung verschiedener Strukturen wird hierdurch möglich (Tadmor und New, 1978; Fike et al., 1984; Boroffka und Voorhout, 1999).

Die vorliegenden veterinärmedizinischen Studien unterscheiden sich maßgeblich voneinander, sowohl was die verwendete Diagnostik angeht als auch die untersuchten Parameter. Fike et al. (1984) beschreiben die physiologischen Anatomie der Orbita eines Hundes in der CT. Es handelt sich hierbei jedoch um eine beschreibende Darstellung der computertomographischen Schnittbilder eines Patienten, bei der die Identifikation anatomischer Strukturen im Vordergrund steht. Arbeiten mit dem Ziel, die normale Anatomie der Orbita und des Nervus opticus in der MRT aufzuzeigen, existieren aus den 90er Jahren (Grahn et al., 1993; Morgan et al., 1994). Auch hierbei handelt es sich um die beschreibenden Untersuchungsergebnisse weniger Patienten. Eine systematische Aufarbeitung charakteristischer Parameter (s.u.) findet dagegen nicht statt. Boroffka und

Voorhout (1999) liefern anhand der computertomographischen Schnittbilder von neun Hunden eine genaue Übersicht über die in der CT darstellbaren, physiologischen Strukturen. Beschreibende Arbeiten, die sich mit der computertomographischen Darstellung orbitaler Erkrankungen beim Hund befassen, werden, ebenso wie diese die normale Anatomie betreffend, seit Beginn der 80er Jahre veröffentlicht (LeCouteur et al., 1982). Studien, die größere Fallzahlen umfassen, werden unter anderem durch Gilger et al. (1992) und Calia et al. (1994) veröffentlicht. Hierbei steht die Beschreibung der klinischen Symptomatik, die Auflistung der diagnostizierten Tumorarten und eine kurze Beschreibung der computertomographischen Untersuchungsbefunde im Vordergrund. Auch werden erste Malignitätskriterien wie das Auftreten von Osteolysen, Mineralisationen, Proliferation von Knochen, die Verdrängung bzw. Indentation des Augapfels durch retrobulbäre Prozesse oder die extraorbitale Ausbreitung der Neoplasie in diesen Arbeiten beschrieben.

Daniel und Mitchell (1999) sowie Penninck und Mitarbeiter (2000) präsentieren in ihren Arbeiten eine Übersicht über die Technik von Ultraschall, CT und MRT, befassen sich mit der physiologischen Darstellung des Retrobulbärraumes, erörtern Beispiele pathologischer Veränderungen der Orbita und geben eine genaue Beschreibung der CT- und MRT-Befunde wieder. Es wird ebenfalls auf die durch Calia et al. (1994) beschriebenen Malignitätskriterien eingegangen. Ein Vergleich verschiedener diagnostischer Verfahren wie CT und MRT wird nicht durchgeführt. Eine weitere Studie, in deren Rahmen orbitale Erkrankungen mittels MRT untersucht werden, wird durch Dennis (2000) veröffentlicht. Hierfür erfolgt eine genaue, vergleichende Beschreibung sonographischer und magnetresonanztomographischer Untersuchungsbefunde von 25 Patienten mit retrobulbären Prozessen.

Eine detaillierte Fallstudie mit den Auswertungen computertomographischer Schnittbildern von 45 Patienten mit orbitaler Erkrankung folgt durch Boroffka et al. (2007). Hierbei findet erstmals ein Vergleich spezifischer Merkmale in der CT inklusive einer statistischen Auswertung statt. Hierzu gehören eine mögliche Indentation, die Beteiligung des Augapfels an der Erkrankung, die Abgrenzbarkeit des Randes der Läsion, Osteolysen, die Heterogenität des Gewebes vor und nach Kontrastmittelapplikation sowie das Vorhandensein von Mineralisationen, die Lokalisation der Raumforderung in der Orbita und ihre Ausbreitung über deren Grenzen hinaus.

Eine umfassende Arbeit über die magnetresonanztomographischen Untersuchungsbefunde orbitaler Krankheitsbilder bei 79 Hunden und 13 Katzen liefern Armour et al. (2011). Bei 53 dieser Patienten wird eine retrobulbäre Neoplasie diagnostiziert. Neben der klinischen Symptomatik werden Signalintensitäten der verschiedenen Tumorarten und deren statistische Aussagekraft ermittelt. Auch weitere Parameter wie die Heterogenität der

Raumforderungen, ihre Abgrenzbarkeit, Osteolysen, ein mögliches invasives Wachstum und ein ausgeübter Masseneffekt werden ausgewertet.

In der hier vorgelegten Studie sind folgende, untersuchte Parameter positiv mit dem Vorliegen einer Neoplasie korreliert: Kapsel bzw. Kapselunterbrechung, Invasivität, Vaskularität, Heterogenitätsausprägung (nur CT), Osteolyse, Kontrastmittelanreicherung (Menge) und Kontrastmittelverteilungsmuster, Dichte eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in der CT vor und nach Kontrastmittelapplikation, linearer Schwächungskoeffizient eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in der CT vor und nach Kontrastmittelapplikation, Verhältnis des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Raumforderung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur vor und nach Kontrastmittelapplikation, Signalintensität eines repräsentativen Areals der orbitalen Raumforderung in den T2-gewichteten Schnittbildern in der MRT und das Verhältnis der Signalintensität der orbitalen Raumforderung zu der der umliegenden Skelettmuskulatur in den T2-gewichteten Schnittbildern in der MRT.

## **6.4 Ergebnisse**

### **6.4.1 Qualitative Parameter in der Computer- und Magnetresonanztomographie und Methodenvergleich**

Sowohl die computer- als auch die magnetresonanztomographische Untersuchung lassen eine Differenzierung neoplastischer und nicht-neoplastischer Erkrankungen mit einer sehr hohen Genauigkeit zu ( $p < 0,0001$ ) (Tabelle 8 und 9). Dies spiegelt sich in der Berechnung des Odds Ratio wieder, welche für die CT eine um den Faktor 132 erhöhte Wahrscheinlichkeit für die Malignität eines orbitalen Prozesses ergibt. Für die MRT liegt dieser Faktor bei 124,2. Aufgrund des geringen Stichprobenumfanges und der daraus resultierenden Unsicherheit sind die zugehörigen Konfidenzintervalle entsprechend groß (Abschnitt 5.4.1).

Beim Vergleich von CT und MRT muss dies ebenso berücksichtigt werden, da aufgrund des geringen Stichprobenumfanges in der durchgeführten Arbeit von 12 bzw. 13 Untersuchungen in den Gruppen Neoplasie = ja und Neoplasie = nein die resultierende statistische Ungenauigkeit sehr groß ist. Hierdurch sind die großen Werte der Standardfehler zu erklären.

Boroffka et al. (2007) gelingt in 26 von 29 Fällen mittels computertomographischer Einschätzung die richtige Verdachtsdiagnose einer orbitalen, neoplastischen Raumforderung und in 14 von 16 Fällen die eines nicht-neoplastischen Prozesses.

Im Rahmen der aktuellen Studie weisen die CT und die Goldstandarduntersuchung sowohl beim Vorliegen einer neoplastischen als auch einer nicht-neoplastischen Erkrankung eine Übereinstimmung von 92 % auf. Die Ergebnisse der MRT und der pathohistologischen bzw. zytologischen Untersuchungen decken sich im Falle einer neoplastischen Raumforderung bis zu 100%. Handelt es sich um eine Läsion entzündlicher, traumatischer oder infektiöser Genese, so korrelieren sie zu 83 %. In der Detektion der Tumorart bzw. des Ursprungsgewebes stimmen CT und MRT je nach Patientengruppe zu 77 % (Neoplasie) und zu 83 % (keine Neoplasie) überein.

Ursächlich für die Verteilung spezifischer Erkrankungsursachen in verschiedenen Studien ist grundsätzlich die Heterogenität des Patientengutes und auch die Patientenanzahl im Rahmen einer klinischen Studie zu nennen. Auch die Unterschiede zwischen den Geräten und die angewendeten Untersuchungsprotokolle beeinflussen die Ergebnisse maßgeblich.

In der durchgeführten Studie weisen 23 Hunden und Katzen eine retrobulbäre Neoplasie auf. Es wird bei 12 Tieren ein Karzinom, bei 7 Patienten ein Sarkom, bei 2 Katzen ein Lymphom und bei jeweils 1 Hund ein malignes Melanom oder ein undifferenzierter neuroektodermaler Tumor diagnostiziert (Tabelle 6). Im Vergleich hierzu weisen in der Arbeit von Boroffka et al. (2007) von 29 Patienten mit tumoröser Grunderkrankung 15 ein Karzinom, 8 ein Sarkom, 3 ein Lymphom und jeweils 1 Patient ein kavernöses Hämangiom, einen Mastzelltumor oder eine Neoplasie ohne weitere Differenzierung auf. Bei diesen beiden Studien sind die zugrunde liegenden Tumorarten demnach als ähnlich zu bezeichnen. Ursächlich für das Auftreten der verschiedenen Arten von Neoplasien ist (Abschnitt 2.2.2.1 und 2.2.2.2), die Möglichkeit der neoplastischen Entartung jedes in der Orbita vorhandenen Gewebes. Daraus ergibt sich ein breites Spektrum an Tumorarten, die retrobulbär zu finden sind (Tabelle 1 und 2) (Kern, 1985; Gilger et al., 1992; Rühli und Spiess, 1995; Hendrix und Gelatt, 2000; Dubielzig et al., 2010). Das Stellen einer Verdachtsdiagnose infolge von computer- oder magnetresonanztomographischen Untersuchungsbefunden wird erst in neueren, umfassenderen Studien versucht (Boroffka et al., 2007; Lederer et al., 2015). Jedoch liefern ältere, rein beschreibende Arbeiten ohne statistische Berechnungen erste wichtige Malignitätskriterien für die CT und MRT (Calia et al., 1994; Daniel und Mitchell, 1999; Penninck et al., 2001), die für die Diagnose maligner Raumforderungen essentiell sind. Hiervon sind als Merkmale vor allem das Vorliegen von Osteolysen und Mineralisationen zu nennen und die Ausbreitung des Tumorgewebes über die Orbita hinaus. Diese

Malignitätskriterien liefern den Grundstein für die Möglichkeit der Dignitätseinschätzung einer Raumforderung infolge computer- oder magnetresonanztomographischer Befunde und werden auch in der aktuellen Studie aufgegriffen. Einige der Kriterien, wie das Auftreten von Osteolysen oder ein invasives Wachstum, lassen auch infolge der aktuellen Ergebnisse eine Verdachtsdiagnose mit hoher Genauigkeit zu (Abschnitt 5.4.4 und 5.4.8), wohingegen andere schwierig nachzuvollziehen sind. Unter letztere fällt im Vergleich zur Literatur die klare Begrenzung einer orbitalen Raumforderung. Ben Simon et al. (2005) untersuchen die Fähigkeit von CT und MRT zwischen gutartigen, bösartigen und entzündlichen Eigenschaften zu unterscheiden. Die Autoren treffen die Aussagen, dass 74 % der gutartigen Tumoren durch eine umschriebene Kontur gekennzeichnet sind, in 60 % der malignen Raumforderungen wird eine Kontrastmittelanreicherung in der MRT festgestellt und entzündliche Läsionen zeigen in 65 % einen unregelmäßigen Umriss. In der vorliegenden Arbeit wird die Kontur der Raumforderungen durch die Parameter der Kapsel bzw. Kapselunterbrechung und der Invasivität beschrieben. Sowohl in der CT als auch in der MRT besteht für die Dignität vorliegender Tumoren ein signifikanter Unterschied im Fall einer Kapselunterbrechung. Eine erkennbare, bindegewebige Kapsel kommt sowohl bei benignen als auch bei malignen Läsionen vor (Abschnitt 5.4.3). So ist die Wahrscheinlichkeit auf Malignität bei Vorliegen einer Kapsel, die keine Unterbrechung zeigt, signifikant niedrig. Werden die computer- und magnetresonanztomographischen Schnittbilder in Hinblick auf diesen Parameter verglichen, decken sich die Untersuchungsbefunde nach der vorliegenden Studie je nach Ursache der Läsion zu 75 – 92 %, d.h. im Rahmen des Methodenvergleiches ist eine statistisch signifikante Übereinstimmung vorhanden. Es muss allerdings darauf hingewiesen werden, dass eine morphologische Kontrolle nicht möglich war.

Boroffka et al. (2007) weisen mittels CT bei 18 von 29 Patienten mit neoplastischer Erkrankung eine klare Umrandung nach und bei 10 von 16 Patienten mit entzündlicher Läsion eine schlechte Begrenzung. In der Folge geben die Autoren an, dass die statistische Chance für einen neoplastischen Prozess bei Vorliegen einer klaren Gewebeabgrenzung um den Faktor 45,0 erhöht ist, jedoch erfolgt keine Angabe eines Konfidenzintervalles.

Lederer et al. (2015) sehen die Ursache hierfür darin, dass ihren Untersuchungsbefunden zufolge bei entzündlichen Prozessen mit einer 1,7fach gesteigerten Wahrscheinlichkeit in der CT ein sogenanntes „Fat stranding“ diagnostiziert werden kann (95 %-Konfidenzintervall 1,3 - 2,3;  $p < 0,001$ ). Die durch dieses Phänomen bedingte Signalanhebung in der CT führt zu einer schlechteren Abgrenzbarkeit der orbitalen Strukturen (Lederer et al., 2015).

In der durchgeführten Arbeit werden entzündliche Prozesse als benigne Zubildungen abgebildet, welche (konform gehend mit der allgemeinen Pathologie) in den meisten Fällen

die Bildung einer bindegewebigen Kapsel und somit eine klare Abgrenzung zeigen und keine Kapselunterbrechung (Newkirk et al., 2016). Armour et al. (2011) stellen bei Karzinomen und Sarkomen, welche in ihrer Arbeit in 50,9 % auftreten, fest, dass bei 24 von den 27 Patienten eine unregelmäßige Begrenzung der Läsion vorliegt, bei 27 ein Masseneffekt, bei 21 eine heterogene Gewebetextur, bei 24 ein invasives Wachstum und bei 25 Osteolysen. Sarkom- und Karzinomarten machen auch in der durchgeführten Arbeit den größten Anteil aus und die beschriebenen Merkmale (Kapsel- bzw. Kapselunterbrechung, Heterogenität in der CT, invasives Wachstum und Osteolyse) sind statistisch signifikant mit der Malignität der Läsion korreliert (Abschnitt 5.4.3, 5.4.4., 5.4.7. und 5.4.8).

Wird humanmedizinische Literatur zum Vergleich heran gezogen, so finden sich umschriebene Tumoren mit klaren Grenzen sowohl bei benignen als auch malignen Neoplasien (Khan und Sepahdari, 2012; Tailor et al., 2013). So zeigen beispielsweise Tumoren des lymphatischen Gewebes in etwa zur Hälfte eine diffuse, schlechte Abgrenzbarkeit ihrer Ränder, während die andere Hälfte glatte, gut umschriebene Gewebsgrenzen aufweist (Tailor et al., 2013). Auch orbitale Metastasen können sowohl ein infiltratives Wachstum zeigen als auch von gut umschriebenen Tumorgrenzen umgeben sein (Khan und Sepahdari, 2012). Weitere beim Menschen beschriebene Tumorarten, die infiltrative Grenzen aufweisen können, sind Rhabdomyosarkome, Hämangioperizytome sowie Adenome und Adenokarzinome. Hämangioperizytome und Adenome werden als klar begrenzt beschrieben, liegen jedoch infiltrative Tumorgrenzen vor, so ist dies als ein Charakteristikum für Aggressivität zu werten (Khan und Sepahdari, 2012; Tailor et al., 2013).

Boroffka et al. (2007) nennen weitere Merkmale, die sie im Fall maligner, orbitaler Tumoren häufiger beobachten als bei nicht-neoplastischen Erkrankungen.

So stellen die Autoren einen fokalen Masseneffekt, d.h. eine Verdrängung des umgebenden Gewebes, durch einen retrobulbären Prozess bei 17 von 29 Neoplasien und bei 5 von 16 entzündlichen Prozessen fest. Osteolysen werden bei 14 von 29 neoplastischen und bei keiner der entzündlichen Läsionen dokumentiert. 13 von 29 tumoröse und 2 von 16 entzündliche orbitale Raumforderungen zeigen eine extraokulare Ausdehnung (Boroffka et al., 2007). Das letztgenannte Malignitätskriterium der extraokularen Ausdehnung wird von Dennis (2000) bei 10 von 16 orbitalen Neoplasien festgestellt und von Calia et al. (1994) bei 15 von 20 der untersuchten Tiere.

Die Ergebnisse der durchgeführten Studie unterstützen diese Aussage und zeigen sowohl in der CT als auch in der MRT dementsprechend eine statistisch signifikante Korrelation zwischen dem Auftreten eines invasiven Wachstums und der Wahrscheinlichkeit für

Malignität. Betrachtet man in diesem Fall das ermittelte Odds Ratio, so erhöht der Nachweis invasiven Wachstums in der CT die Wahrscheinlichkeit für Malignität um den Faktor 63,00 und in der MRT um den Faktor 66,00. Dabei stimmen CT und MRT sowohl beim Vorliegen neoplastischer als auch nicht-neoplastischer Ursachen in der Detektion von invasivem Wachstum zu 92 % überein.

In 8 Fällen wird von Armour et al. (2011) ein retrobulbäres Lymphom diagnostiziert. Bei nur 3 dieser Patienten werden Osteolysen und ein invasives Wachstum der Läsion nachgewiesen, bei 4 eine homogene bzw. bei den anderen 4 eine heterogene Gewebetextur, bei 3 eine klare Begrenzung des Prozesses und bei allen 8 ein vorhandener Masseneffekt. Deshalb vermuten die Autoren ein weniger aggressives Verhalten bei orbitalen Lymphomen als bei Karzinomen oder Sarkomen (Armour et al., 2011). Im Patientengut der vorliegenden Arbeit sind zwei Katzen mit Lymphom enthalten. Diese zeigen eine orbitale Neoplasie mit Kapselunterbrechung, invasivem Wachstum und Osteolysen. Von einer geringeren Aggressivität des Tumors kann in diesen zwei Fällen daher nicht ausgegangen werden. Aufgrund der geringen Anzahl an Patienten mit Lymphom ist die Einschätzung, ob diese Tumorart tatsächlich weniger aggressiv als andere Neoplasien ist, vom Ergebnis weiterer Untersuchungen abhängig. Zu beachten ist, dass ein orbitales Lymphom immer als ein Befund einer systemischen Erkrankung angesehen werden muss und eine dementsprechende Aufarbeitung solcher Fälle notwendig ist (Dubielzig et al., 2010).

Die allgemeine Pathologie klassifiziert Neoplasien als benigne oder maligne in Abhängigkeit ihrer Differenzierung, ihres Wachstums, ihrer Invasivität und ihrer Fähigkeit zu metastasieren. Dabei ist das Wachstum eines Tumors unter anderem abhängig von einer ausreichenden Blutversorgung, um das Gewebe mit genügend Sauerstoff und Nährstoffen zu versorgen. Zusätzlich sind benigne Raumforderungen im Gegensatz zu malignen Entartungen häufig von einer Kapsel umgeben (Newkirk et al., 2016).

Die durchgeführte Studie zeigt, dass die Wahrscheinlichkeit für Malignität statistisch signifikant mit einer zunehmenden Vaskularisation des veränderten Gewebes in der CT oder MRT korreliert ist. Dabei wird bei Vorliegen einer mittel- bis hochgradigen Vaskularisation der Läsion im Rahmen der Odds Ratio Berechnung für die CT eine um den Faktor 71,47 erhöhte Chance für Malignität berechnet und für die MRT um 30,25.

Beim Vergleich der Verfahren besteht jedoch weder beim Vorliegen einer neoplastischen noch einer nicht-neoplastischen Grunderkrankung eine signifikante Übereinstimmung der Einschätzung des Vaskularisationsgrades.

Liegt eine Tumorerkrankung vor, so ist das Vorhandensein von Lymphknotenmetastasen entscheidend für die Therapie und Prognose des Patienten. Die Darstellbarkeit von Lymphknoten in der CT und MRT ist entscheidend von ihrer Größe abhängig. So gelingt mittels Spiral- oder Multislice-CT die Darstellung physiologischer Lymphknoten von 3-5 mm Größe, wohingegen dies mit Hilfe der MRT erst ab einem Durchmesser von 10-15 mm gelingt. Jedoch reicht die Auflösung der CT für eine Differenzierung physiologischer und pathologischer Lymphknotenbefunde in der Regel nicht aus (Bellomi et al., 2005; Taupitz, 2010). Im Rahmen aktueller humanmedizinischer Studien gelingt es, mittels 7-Tesla-Hochfeld-MRT Lymphknoten mit einem Durchmesser von 1,5 mm darzustellen (Philips et al., 2016). Mit Hilfe Diffusions-gewichteter Sequenzen werden Lymphknotenmetastasen im 3-Tesla-MRT ab einer Größe von 4 mm mit einer Sensitivität von 97 % und einer Spezifität von 93 % detektiert (Barchetti et al., 2014). Demnach besteht ein wesentlicher Zusammenhang zwischen der Darstellbarkeit und den verwendeten Geräten. Es muss beachtet werden, dass eine Vergrößerung der Lymphknoten reaktiv und ihre Größe trotz einer Metastasierung physiologisch sein kann (Epstein et al., 1986; Taupitz, 2010). So können Epstein et al. (1986) nur in 6 von 40 Fällen makroskopisch im Rahmen einer pathologischen Untersuchung Lymphknotenmetastasen feststellen. In den anderen 34 Fällen ist dies nur mittels Histologie möglich. Eine Differenzierung physiologischer Lymphknoten und solcher, die Metastasen aufweisen, ist in den T1- und T2-gewichteten Sequenzen der MRT nicht möglich (Dooms et al., 1985). Die Signalintensität sowohl reaktiv als auch durch Metastasen veränderter Lymphknoten ist in der T1-Wichtung erniedrigt und in den T2-gewichteten Sequenzen zum umgebenden Fettgewebe erhöht. Eine Unterscheidung der Gewebe wird in der MRT erst möglich, wenn durch das Auftreten einer zentralen Nekrose eine Signalanhebung oder eine heterogene Kontrastmittelanreicherung sichtbar wird. Das Vorliegen multipler vergrößerter Lymphknoten wird ebenso als hochverdächtig für eine Metastasierung beschrieben (Taupitz, 2010).

In der hier vorliegenden Arbeit zeigen weder die mittels CT noch MRT erhobenen Befunde der Lymphknotenbeurteilung eine statistisch signifikante Korrelation mit dem Vorhandensein von Malignität. Eine histologische oder zytologische Untersuchung der Lymphknoten erfolgte jedoch nicht. Mit den vorliegenden Daten ist beim Vergleich von CT und MRT in der Gruppe der Tiere, die eine Neoplasie aufweisen, keine statistisch signifikante Übereinstimmung bei der Variable der Lymphadenopathie nachweisbar. In der Gruppe der Tiere mit entzündlich, infektiös oder traumatisch bedingten orbitalen Läsionen ist eine Übereinstimmung von CT und MRT von bis zu 100 % feststellbar. Da diese Gruppe jedoch lediglich 7 Patienten umfasst, reicht der Stichprobenumfang für eine statistisch relevante Aussage nicht aus.

In humanmedizinischen Studien gehen Bestrebungen dahin, die Heterogenität eines Gewebes als prognostischen Faktor quantitativ darzustellen bzw. zu messen. Dies geschieht in Form einer Analyse der Bildtextur, welche mittels verschiedener Verfahren durchgeführt werden kann. Entscheidend hierfür ist der Informationsgehalt der zugrundeliegenden Bildsequenzen (Davnall et al., 2012; O'Connor et al., 2015). Demgegenüber steht eine beschreibende, qualitative Beurteilung der Gewebheterogenität durch den Radiologen.

Neoplastischen Läsionen wird im Vergleich zu inflammatorischen Prozessen und in Abhängigkeit von der Tumorart in der Regel häufiger eine heterogene Gewebestruktur zugeschrieben (Armour et al., 2011; Davnall et al., 2012). So weisen Armour et al. (2011) bei 21 von 27 Sarkomen und Karzinomen eine heterogene Gewebetextur nach. Boroffka et al. (2007) detektieren vor Kontrastmittelinjektion 8 von 29 neoplastische und 3 von 16 entzündlich bedingte Raumforderungen als heterogen ( $p = 0,129$ ). Nach Kontrastmittelgabe sind es 25 tumoröse und 15 inflammatorische Läsionen, die eine Heterogenität des Gewebes aufweisen ( $p = 0,331$ ).

In der durchgeführten Studie sind die Heterogenitätsausprägungen vor Applikation eines Kontrastmittels in den verschiedenen Gruppen nicht überall gleich. So zeigen benigne Läsionen deutlich häufiger eine homogene Gewebetextur als maligne Raumforderungen. Das errechnete Odds Ratio zeigt beim Vorliegen einer heterogenen Struktur in der CT eine geringgradige Erhöhung der geschätzten Chance für Malignität um den Faktor 10,83. Die Unterteilung mit Hilfe der MRT zeigt bei diesem Charakteristikum keine statistische Signifikanz. Beim Vergleich von CT und MRT ist sowohl für die Gruppe der neoplastischen als auch für die der nicht-neoplastischen Läsionen keine statistisch signifikante Übereinstimmung der Heterogenitätsausprägungen vor Kontrastmittelgabe oder auch dem Auftreten von Mineralisationen in CT und MRT feststellbar.

Die Menge der Kontrastmittelanreicherung und das Kontrastmittelverteilungsmuster in der CT und MRT werden im Rahmen der vorliegenden Arbeit als qualitative Merkmale untersucht. Beide Kriterien zeigen statistisch signifikante Unterschiede zwischen malignen und benignen Prozessen. Mittels CT wird bei 21 von 22 malignen Prozessen ein heterogenes Kontrastmittelverteilungsmuster festgestellt und per MRT bei 12 von 13. Ein Rim- oder Ring-Enhancement, eine Kontrastmittelanreicherung im Randbereich der Läsionen, wird mittels CT bei 17 von 21 benignen und lediglich bei einer von 22 malignen Läsionen detektiert. In der MRT gelingt dies bei 9 von 12 benignen und keinem von 13 malignen Prozessen.

In der von Boroffka et al. (2007) veröffentlichten Arbeit zeigt das Rim-Enhancement mit  $p = 0,028$  und einem Odds Ratio von 4,2 eine geringgradig erhöhte Chance für einen nicht-

neoplastischen Prozess. Eine Angabe des zugehörigen Konfidenzintervalles erfolgt in der zitierten Arbeit nicht. Die eigenen Ergebnisse zeigen, dass die Grenzen eines berechneten Konfidenzintervalles sehr stark variieren können (Abschnitt 5.4 und 5.5). Die Aussagekraft des Odds Ratio ist wesentlich davon abhängig und seine Interpretation sollte ohne entsprechende Angabe vorsichtig erfolgen.

Unterschiede in der Gewebheterogenität sowohl vor als auch nach Kontrastmittelgabe können durch die Verteilung der auftretenden Krankheitsbilder je nach Patientenpopulation zu erklären sein oder bei den Neoplasien auch durch die Heterogenität, die eine Tumorart aufweisen kann.

Die Darstellung von Mineralisationen ist mit Hilfe der computertomographischen Untersuchung mit hoher Sensitivität möglich (Daniel und Mitchell, 1999; Penninck et al., 2001). Mineralisationen sind in der Literatur vor allem bei malignen orbitalen Raumforderungen zu finden (Penninck et al., 2001; Boroffka et al., 2007). In der durchgeführten Studie sind bei den mittels CT untersuchten orbitalen Prozessen in 14 von 23 malignen Tumoren Mineralisationen nachweisbar und in keinem der benignen Fälle. Im Vergleich hierzu können durch die MRT bei 13 malignen Raumforderungen lediglich in 4 Fällen Mineralisationen detektiert werden. Auch in einer von 13 benignen Zubildungen werden mit Hilfe dieses diagnostischen Verfahrens Mineralisationen nachgewiesen.

Das Vorliegen von Osteolysen in der CT und eine Ausdehnung der Raumforderung über die Orbita hinaus werden sowohl in human- wie auch in veterinärmedizinischen Studien mit einer hohen Wahrscheinlichkeit für Malignität beschrieben (Calia et al., 1994; Dennis, 2000; Hendrix und Gelatt, 2000; Penninck et al., 2001; Khan und Sepahdari, 2012; Spiess und Pot, 2013; Tailor et al., 2013; Lederer et al., 2015).

Besonders wird hervorgehoben, dass Karzinome zu knöchernen Destruktionen führen (Calia et al., 1994; Daniel und Mitchell, 1999).

In der vorliegenden Arbeit kann anhand der Ergebnisse des Parameters „Osteolyse“ (Tabelle 22 und 23) keine Differenzierung zu einer Tumorart erfolgen. Eine Einschätzung der Dignität der raumfordernden Masse ist beim Vorliegen knöcherner Destruktionen sowohl durch die CT ( $p < 0,0001$ ) als auch durch die MRT ( $p = 0,0016$ ) mit statistischer Signifikanz möglich.

Der Methodenvergleich ergibt bei der Gruppe der neoplastischen Veränderungen eine Übereinstimmung von bis zu 100 %. Werden die benignen Läsionen betrachtet, so stimmen CT und MRT in 83 % überein. Auch in diesem Fall liegt infolge des durch den McNemar Test ermittelten  $p$ -Wertes von 0,5 eine hohe Übereinstimmung vor. Der geringe Stichprobenumfang von 12 und 13 Patienten muss jedoch wieder berücksichtigt werden.

Im Rahmen orbitaler Pilzkrankungen können auch Osteolysen am umgebenden Knochen festgestellt werden, jedoch in einem geringeren Maß als bei malignen Neoplasien (Calia et al., 1994; Halenda und Reed, 1997). In der durchgeführten Studie haben zwei Katzen ein so genanntes „Pilzgranulom“. Interessant ist, dass mit Hilfe der CT, die eine bessere Genauigkeit bei knöchernen Veränderungen wie Osteolysen als das MRT besitzt, bei diesen Patienten keine lytischen Knochenareale zu erkennen sind. Im Gegensatz dazu können anhand der vorliegenden MRT-Sequenzen bei den Tieren Osteolysen dokumentiert werden. Saunders et al. (2004) vergleichen im Rahmen einer Studie unter anderem die computertomographischen und magnetresonanztomographischen Befunde bei 15 Hunden mit einer nasalen Aspergillose. Es wird festgestellt, dass CT und MRT gleichwertig in Bezug auf die Diagnose von Auflösungen im Bereich der Turbinaria sind. Osteolysen der Knochen, die die Nasenhöhlen begrenzen, werden durch das CT in 9 Fällen und durch das MRT lediglich in 2 Fällen detektiert. Durch magnetresonanztomographische Sequenzen gelingt es, Veränderungen die Schleimhautmukosa betreffend, bei allen 15 Tieren zu visualisieren, mittels Computertomographie ist dies bei 14 Patienten möglich (Saunders et al., 2004).

Bei der Interpretation der Befunde der beiden Katzen in der aktuellen Studie ist zu beachten, dass es sich lediglich um zwei Patienten handelt, bei denen die Diagnose „Pilzgranulom“ gestellt wurde. Daraus eine Regelmäßigkeit abzuleiten, bevor weitere Arbeiten mit größeren Patientenpopulationen vorliegen, ist deshalb nicht möglich.

Bedenkt man die unterschiedliche Technik von MRT und CT, kann dies gegebenenfalls auch Erklärungsansätze bieten. So kann es eventuell mittels magnetresonanztomographischer Sequenzen gelingen, eine frühe Infiltration des Knochens mit infektiösen Erregern wie Pilzsporen, die eine Ödematisierung des Gewebes bedingen oder dadurch eine Kontrastmittelanreicherung ermöglichen, sichtbar zu machen, noch bevor eine Abnahme im Kalksalzgehalt als Osteolyse in der CT detektiert werden kann. Entsprechende Studien fehlen in der Literatur.

In der vorliegenden Studie befindet sich ein zweijähriger Hund, der ein Trauma in Form einer retromolar – retrobulbär, den Augapfel perforierenden Stöckchenverletzung aufweist. Beim Vorliegen orbitaler Fremdkörper ist eine möglichst detailgetreue Darstellung der angrenzenden Strukturen und reaktiven Gewebeveränderungen für die Therapie unabdingbar.

Gerade für den nicht spezialisierten Betrachter fällt beim Vergleich der bildgebenden Verfahren auf, dass insbesondere der Fremdkörper selbst und die Läsionen des Gewebes in

den computertomographischen Schnittbildern sehr deutlich sichtbar sind. Die Veränderungen in den magnetresonanztomographischen Sequenzen sind weit schwieriger zu befunden.

In der Literatur wird sowohl der CT als auch der MRT eine hohe diagnostische Genauigkeit zur Detektion orbitaler Fremdkörper zugeschrieben (McGuckin et al., 1996; Hartley et al., 2007). Die Differenzierung ist wesentlich davon abhängig, wie gut zwischen Holz, Weichteilgewebe, Gas und Knochen unterschieden werden kann. Hierfür ist unter anderem entscheidend, ob es sich um ein akutes traumatisches Geschehen handelt, im Rahmen dessen es zur Emphysembildung kommt, oder zum Beispiel um eine Infektion unter Beteiligung gasbildender Bakterien (McGuckin et al., 1996; Wang et al., 2009). Des Weiteren ist die Konsistenz beziehungsweise der Frischegrad des Holzes entscheidend. Über die Fähigkeit von MRT und CT, orbitale Fremdkörper aus trockenem und frischem Holz zu detektieren, bestehen kontroverse Aussagen. Derweil trockenes Holz sowohl in computer- als auch magnetresonanztomographischen Schnittbildern sichtbar ist, unterscheiden sich die Aussagen bezüglich der Darstellbarkeit von frischem, grünem Holz (Glatt et al., 1990; Woolfson und Wesley, 1990; Ho et al., 1996; McGuckin et al., 1996). Woolfson und Wesley (1990) sprechen der MRT eine gute Detailerkennbarkeit bezüglich Fremdkörpern aus trockenem Holz zu, eine Darstellung von frischem Holz ist laut den Autoren jedoch nicht möglich. Im Gegensatz dazu gelingt es McGuckin et al. (1996) in ihrer Studie, frisches Holz mittels MRT zu detektieren. Woolfson und Wesley (1990) bringen bei zwei Hunden in Vollnarkose in jede Orbita ein frisches Stück Holz von einer Größe von 10 mm Länge und 3 mm Dicke ein. Nach 24 Stunden werden die Fremdkörper aus der rechten Augenhöhle entfernt und die Patienten mittels CT und MRT untersucht. Drei Radiologen werten in der Folge die Bildsequenzen aus mit der Fragestellung, ob Holz in der Orbita verblieben ist oder nicht. Dies wird verneint. Als wesentlicher Faktor gilt hier die Größe des Fremdkörpers. So ist ein Stück Holz, das eine Länge von einigen Zentimetern aufweist wie bei dem Patienten aus der aktuellen Studie, mit hoher Wahrscheinlichkeit gut zu detektieren, wohingegen kleinere organische Fremdkörper weder im CT noch im MRT sicher ausgeschlossen werden können. Der größte Unterschied zu der Arbeit von McGuckin et al. (1996) liegt darin, dass es sich hierbei um eine experimentelle Studie handelt, für welche ein künstlich hergestelltes Orbitalmodell verwendet wird. Dies wirkt sich je nach Zusammensetzung auf die Darstellung in CT und MRT aus. Als weitere Unsicherheit in der Diagnostik ist das Unwissen zu nennen, wo genau sich Fremdkörper befinden, da gerade solche, die sich schon über einen längeren Zeitraum in der Orbita befinden, die Eigenschaft zeigen können, im Gewebe zu wandern oder durch die Hydratisierung des Holzes einen geringeren Kontrast zum umgebenden Gewebe zu zeigen (Woolfson und Wesley, 1990).

#### **6.4.2 Quantitative Parameter in der Computer- und Magnetresonanztomographie und Methodenvergleich**

Die in der CT und MRT gemessene Höhe, sowie die in der MRT ermittelte Länge und Breite zeigen keinen Zusammenhang zwischen der Größe der Raumforderung und ihrer Dignität. Im Gegensatz hierzu korrelieren die mit Hilfe der CT gemessene Länge und Breite positiv mit dem Ergebnis der Malignität. Das zugehörige Odds Ratio beträgt 1,04 (Länge in der CT) und 1,06 (Breite in der CT). Diese Werte bedeuten, dass aufgrund der in der CT gemessenen Länge und Breite statistisch annähernd kein Unterschied besteht zwischen der Wahrscheinlichkeit auf Malignität der Läsion und der Gruppe der Tiere mit neoplastischen bzw. mit nicht-neoplastischen Veränderungen.

Beim Methodenvergleich werden die durch die CT und die MRT gemessenen Mittelwerte der Länge, Breite und Höhe der Neoplasien und Raumforderungen nicht-neoplastischen Ursprunges erfasst. Es besteht lediglich in der Gruppe der nicht-neoplastischen Läsionen bei den Mittelwerten der Höhe ein signifikanter Unterschied zwischen den bildgebenden Verfahren.

Dies spiegelt sich in der positiven Korrelation der zu den Parametern Länge, Breite und Höhe gehörenden Korrelationsgeraden wieder (s. Abschnitt 5.6.3).

Der Computertomographie wird im Allgemeinen eine hohe Fähigkeit zugeschrieben, pathologische Strukturen darzustellen, unter anderem aufgrund deren Dichteunterschiede im Vergleich zur physiologischen Textur des Gewebes. Die Möglichkeit der Kontrastmittelapplikation kann die Darstellbarkeit von Läsionen zusätzlich erhöhen (LeCouteur et al., 1982). Die Ergebnisse vorhandener veterinärmedizinischer Literatur differieren dabei, wenn es um die diagnostische Aussagekraft vor allem quantitativer Parameter wie zum Beispiel der Dichte vor und nach Kontrastmittelgabe geht. Dichteunterschiede zwischen den Geweben sind zwar vorhanden, aber häufig erfolgt eine beschreibende Darstellung und eine statistische Signifikanz ist selten zu finden (Rossi et al., 2013; Taeymans et al., 2013). Taeymans et al. (2013) vergleichen die Ergebnisse der klinischen Untersuchung, der Sonographie, der CT, der MRT und der Pathologie bei 23 Hunden mit Verdacht auf ein Schilddrüsenkarzinom. Neben weiteren Parametern wird die Dichte des veränderten Gewebes vor und nach Kontrastmittelgabe ermittelt, welche im Mittel 56 HU vor und 132 HU nach der Injektion beträgt. Subjektiv scheint ein deutlicher Unterschied vorhanden zu sein, aber dies wird von den Autoren nicht durch eine Statistik belegt. Auch Rossi et al. (2013) stellen bei 8 Patienten mit Schilddrüsenkarzinom in der CT Unterschiede der mittleren Dichte vor und nach Injektion eines Kontrastmittels fest (43,9 HU

zu 106,7 HU). Eine statistische Signifikanz wird auch in dieser Arbeit, wahrscheinlich wegen des geringen Stichprobenumfanges, nicht angegeben.

Krahe et al. (1987) weisen in einer Studie über die computertomographische Untersuchung primärer und sekundärer Tumoren des Auges und der Orbita bei 143 Menschen in 2 Fällen (1,4 %) aufgrund der nativen Dichtewerte die richtige Tumorart nach. Es handelt sich hierbei um ein Lipom und um eine fetthaltige Dermoidzyste, was aufgrund der speziellen Dichte des Fettgewebes sicherlich ausschlaggebend für die richtige Zuordnung ist. Nach der Applikation von Kontrastmittel gelingt es den Autoren in 12 weiteren Fällen (8,4 %) infolge eines fehlenden Dichteanstieges zystische Läsionen zu detektieren. Die restlichen orbitalen Prozesse zeigen einen Dichteanstieg von 9 – 86 HU, ein Rückschluss auf die zugrunde liegende Neoplasie ist nach ihrer Meinung nicht möglich (Krahe et al., 1987)

Boroffka et al. (2007) nutzen die mittlere Dichte und die durch die angewandte CT-Software berechnete Standardabweichung der mittleren Dichte vor und nach Kontrastmittelgabe als Maß für die Homogenität der im Rahmen ihrer Arbeit untersuchten Läsionen. Diese Werte zeigen anhand des Dichteanstieges und anhand der Kontrastmittelverteilung laut den Autoren keinen statistischen Unterschied zwischen neoplastischen und nicht-neoplastischen Prozessen. Eine Angabe der Dichtewerte erfolgt nicht.

In der vorliegenden Arbeit zeigen die Dichte eines repräsentativen Areal der orbitalen Raumforderung, der lineare Schwächungskoeffizient eines repräsentativen Areal der orbitalen Raumforderung und das Verhältnis des linearen Schwächungskoeffizienten der orbitalen Raumforderung zu dem der umliegenden Skelettmuskulatur sowohl vor als auch nach Kontrastmittelapplikation statistisch signifikante Unterschiede beim Vorliegen maligner bzw. benigner Prozesse.

Weitere Untersuchungen zum Anstieg der Dichte vor und nach Kontrastmittelgabe beim Vorliegen orbitaler Neoplasien erscheinen sinnvoll. Warum in der zitierten Arbeit von Boroffka et al. (2007) kein Unterschied der Dichtewerte zwischen den verschiedenen Patientengruppen festgestellt wird, ist unklar. Vor allem bestimmte Arten von Neoplasien, zum Beispiel Sarkome und Karzinome, scheinen in ihrem Aufbau und Aussehen sehr heterogen zu sein und das Vorliegen von Mineralisationen, Osteolysen oder Flüssigkeit kann zu unterschiedlichen Ergebnissen führen. Des Weiteren ist das Ergebnis natürlich abhängig vom verwendeten Computertomograph und auch das angewandte Untersuchungsprotokoll mit der verwendeten Dicke der Schnittbilder wirkt sich auf das Resultat aus.

Wichtig für den Vergleich ist des Weiteren, in welchem Bereich der Läsion die Dichte ermittelt wird. So ermitteln Boroffka et al. (2007) die Dichte an der Stelle des größten Durchmessers des Prozesses, wohingegen in der aktuellen Studie, entsprechend dem

Vorgehen bei Armour et al. (2011), die Dichte im Bereich einer sogenannten „Region of Interest“, eines repräsentativen Areal der orbitalen Raumforderung, gemessen wird.

Lederer et al. (2015) untersuchen, inwiefern sich gewisse Parameter computertomographischer Schnittbilder zur Unterscheidung entzündlicher von neoplastischer Grunderkrankungen eignen. Hierfür erfolgt eine qualitative Auswertung bestimmter Parameter im Bereich relevanter anatomischer Lokalisationen (Differenzierung in definitiv normal, wahrscheinlich normal, fraglich, wahrscheinlich abnormal und definitiv abnormal). Vier der untersuchten Variablen zeigen dabei eine statistische Relevanz. Veränderungen die Knochen der Orbita und die anterioren Augenstrukturen (Hornhaut, Augenvorderkammer, Iris und Linse) betreffend sind nach den Autoren verdächtig für neoplastische Prozesse. Auffälligkeiten des extrakonal gelegenen Fettgewebes und der Haut dagegen sind hinweisend für entzündliche Läsionen. Besonders interessant an dieser Arbeit ist der Ansatz, in wie fern sich das sogenannte „Fat stranding“, eine in der CT sichtbare, streifige Dichteerhöhung im Bereich des Fettgewebes, als Merkmal für entzündliche Prozesse eignet. In der Regel handelt es sich hierbei um eine Veränderung, die im Bereich des Mesenteriums, des Omentums, des Retroperitoneums oder des subkutanen Fettgewebes sichtbar wird. Ursächlich für dieses Phänomen ist eine ödematöse Veränderung des Lymphgewebes und eine Anstauung der Lymphe (Thornton et al., 2011). In der vorhandenen Literatur wird das Auftreten dieser Gewebeeigenschaft sowohl im Rahmen entzündlicher aber auch neoplastischer Prozesse beschrieben. Die tumorösen Prozesse, mit denen dieses Charakteristikum einhergeht, scheinen jedoch in der Regel von inflammatorischen Veränderungen begleitet zu werden (Pereira et al., 2004; Thornton et al., 2011; Shanaman et al., 2013). Weitere Untersuchungen erscheinen wünschenswert, um abzuklären, ob unter Berücksichtigung der anatomischen Gegebenheiten der Orbita die mögliche Veränderung und Darstellung des Fettgewebes in der CT Interpretationen möglicher Ursachen zulässt, wie es durch Lederer und Mitarbeiter (2015) vermutet wird.

Betrachtet man die MRT-spezifischen Parameter in der durchgeführten Studie, so zeigen die meisten keinen statistischen Unterschied zwischen benignen und malignen Läsionen. Eine vermehrte Kontrastmittelaufnahme bei Vorliegen maligner Raumforderungen wie durch Ben Simon et al. (2005) aufgezeigt oder spezifische Signalintensitäten bei verschiedenen Tumorarten wie durch Armour et al. (2011) beschrieben, können in der vorgelegten Arbeit nicht beobachtet werden. Ein statistisch relevanter Unterschied zwischen malignen und benignen Prozessen wird in der durchgeführten Arbeit in der MRT lediglich bei der

Auswertung der Signalintensität der Läsionen in den T2-gewichteten Aufnahmen festgestellt und, ebenfalls in der T2-Wichtung, bei dem gebildeten Verhältnis zwischen der Signalintensität der orbitalen Tumoren und der Signalintensität der umliegenden Skelettmuskulatur.

## **6.5 Schlussfolgerung**

Nach Abschluss der durchgeführten Arbeit ist zu sagen, dass die Computer- und die Magnetresonanztomographie einen ähnlich hohen diagnostischen Wert bei der Bestimmung der Dignität und der Interpretation orbitaler Prozesse besitzen. Im Rahmen der vorliegenden Studie können verschiedene Parameter ermittelt werden, die mit statistischer Signifikanz positiv mit der Malignität eines Prozesses korreliert sind. Einzelne dieser Charakteristika werden bereits unter anderem in älteren Studien mit einer hohen Wahrscheinlichkeit für die Malignität eines Prozesses genannt, zum Beispiel das Vorhandensein von Osteolysen (Calia et al., 1994; Dennis, 2000; Hendrix und Gelatt, 2000; Khan und Sepahdari, 2012; Spiess und Pot, 2013; Tailor et al., 2013; Lederer et al., 2015). Auf andere Malignitätskriterien wie zum Beispiel die Kontrastmittelanreicherung wird eher selten eingegangen (Boroffka et al., 2007; Armour et al., 2011). Hierfür erscheint ursächlich, dass es wenige veterinärmedizinische Studien gibt, die orbitale Prozesse mittels Computer- oder Magnetresonanztomographie untersucht haben und ein entsprechend großes Patientengut aufweisen. Daher sind statistisch relevante Aussagen insbesondere bezüglich möglicher Malignitätskriterien in durchgeführten Schnittbildverfahren selten zu finden (Boroffka et al., 2007; Armour et al., 2011). Dies wirkt sich besonders auf quantitativ zu erfassende Parameter aus, wie zum Beispiel die Dichte in der CT oder die Signalintensität in der MRT. Häufiger werden die untersuchten Krankheitsgeschehen in Form von Kasuistiken vor allem im Rahmen älterer Arbeiten deskriptiv wiedergegeben (Daniel und Mitchell, 1999; Penninck et al., 2001). Ein Vergleich computer- und magnetresonanztomographischer Merkmale, der über eine beschreibende Gegenüberstellung der Verfahren hinausgeht, konnte in der vorhandenen veterinärmedizinischen Literatur nicht gefunden werden. In der durchgeführten Arbeit kann im Rahmen des Methodenvergleiches von CT und MRT lediglich bei einzelnen Malignitätskriterien (Kapsel bzw. Kapselunterbrechung, Invasivität, Osteolyse) eine statistisch signifikante Übereinstimmung festgestellt werden.

Die Patientenanzahl ist vor allem in diesem Teil der Untersuchung limitierend, da für die Auswertung eine Unterteilung der Patientengruppen je nach Ursache der Erkrankung erfolgt

und insgesamt lediglich bei 25 Patienten sowohl computer- als auch magnetresonanztomographische Schnittbilder zur Auswertung vorliegen.

Insgesamt ist infolge der Patientenzahl anzumerken, dass, je geringer der Stichprobenumfang ist, dies statistisch gesehen in einer relativ großen Ungenauigkeit der Ergebnisse resultiert inklusive der berechneten Konfidenzintervalle und Standardfehler.

Möchte man die statistische Aussagekraft bestimmter Malignitätskriterien von CT und MRT erhöhen, die in der Folge eine genauere Interpretation orbitaler Prozesse ermöglichen, sind dementsprechend Studien, die ein größeres Patientengut umfassen, unabdingbar. Andererseits ist zu betonen, dass es sich bei der zum Teil prospektiv durchgeführten Arbeit um eine klinische Studie handelt, der zeitlich und von den anfallenden Kosten der Untersuchungen her Grenzen gesetzt sind.

## **7 Zusammenfassung**

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, bei Bestehen eines orbitalen Krankheitsprozesses die diagnostische Genauigkeit von Magnetresonanz- und Computertomographie zu evaluieren und zu vergleichen. Hierfür sollte sowohl ein Vergleich mit der ermittelten Dignität der Prozesse als auch eine direkte Gegenüberstellung der Verfahren stattfinden.

Durch die Untersuchung der Differenzierbarkeit der Dignität orbitaler Läsionen und die Identifikation von spezifischen, diagnostischen Malignitätskriterien erfolgte eine Evaluation der Aussagekraft von CT und MRT in Hinblick auf die resultierende Prognose.

Zu Beginn wird eine Übersicht über die Anatomie der Orbita, sowie über die Ätiologie und das klinische Erscheinungsbild orbitaler Erkrankungen dargelegt. In der Folge werden die Grundlagen von Computer- und Magnetresonanztomographie wiedergegeben.

Nach einer allgemeinen klinischen und speziellen ophthalmologischen Untersuchung wird die weiterführende bildgebende Diagnostik in Vollnarkose vorgenommen.

Es werden die Schnittbilduntersuchungen von 45 Patienten berücksichtigt, hiervon sind 33 Hunde und 12 Katzen. Bei 23 Tieren (12 Hunde, 8 Katzen) besteht eine tumoröse Grunderkrankung. 22 Patienten (18 Hunde, 4 Katzen) weisen eine Erkrankung entzündlicher, traumatischer oder infektiöser Genese auf. Zum Vergleich liegt in 31 Fällen das diagnostische Ergebnis einer pathologischen Untersuchung vor und in 5 Fällen das einer zytologischen. Bei 9 Patienten mit einem entzündlichen Krankheitsprozess werden die Übereinstimmung der klinischen, bildgebenden und intraoperativen Befunde in Kombination mit dem Ergebnis der bakteriologischen Untersuchung und der Verlaufskontrollen diagnostisch gewertet.

Durch die computertomographische Untersuchung gelingt es, 22 von 23 maligne Prozesse richtig zu erkennen und 18 von 21 benigne Prozesse. Dies entspricht einer geschätzten Sensitivität von 95,7 % und einer geschätzten Spezifität von 85,7 %. Durch die Magnetresonanztomographie werden 13 von 13 maligne orbitale Raumforderungen detektiert und 11 von 12 benigne Krankheitsgeschehen. Die geschätzte Sensitivität liegt infolge dessen bei bis zu 100 % und die geschätzte Spezifität bei 84,6 %.

Im Falle einer malignen Krankheitsursache besteht bezüglich der vermuteten Dignität zwischen CT und MRT eine Übereinstimmung in 12 von 13 Fällen (92 %). Liegt eine benigne Grunderkrankung vor, so ist in 10 von 12 Fällen eine Übereinstimmung der geschätzten Dignität in CT und MRT vorhanden (83 %).

Die korrekte Verdachtsdiagnose des Ursprungsgewebes ist durch das CT bei 75 % der Patienten möglich und durch das MRT bei 69 %.

Beim Vergleich der Verfahren mit der vorliegenden Dignitätseinschätzung sind folgende qualitativen Parameter des CT und MRT statistisch signifikant mit der Dignität der Läsion korreliert: Kapsel bzw. Kapselunterbrechung, Invasivität, Vaskularisation, Osteolyse, Heterogenität (nur CT), Kontrastmittelanreicherungsverhalten (Menge) und Kontrastmittelverteilungsmuster. Keine statistische Signifikanz zeigen die Merkmale Lymphadenopathie und Heterogenität der Läsion in der MRT. Zudem wurde bei einigen quantitativen Malignitätskriterien eine statistische Signifikanz festgestellt.

Diese waren in der CT: Dichte einer „Region of Interest“ prä und post Kontrastmittelgabe, der berechnete lineare Schwächungskoeffizient der „Region of Interest“ prä und post Kontrastmittelgabe und das Verhältnis des linearen Schwächungskoeffizienten der „Region of Interest“ zum linearen Schwächungskoeffizienten der umgebenden Skelettmuskulatur prä und post Kontrastmittelgabe.

In der MRT konnten folgenden Merkmalen eine statistisch signifikante, mit Malignität einhergehende Korrelation zugeordnet werden: Signalintensität der „Region of Interest“ in den T2-gewichteten Schnittbildern und, ebenfalls in der T2-Wichtung, das Verhältnis der Signalintensität der „Region of Interest“ zur Signalintensität der umgebenden Skelettmuskulatur.

Keine statistische Signifikanz zeigte sich in der MRT bei der Signalintensität der „Region of Interest“ in der T1-Wichtung und bei dem Verhältnis der Signalintensität der „Region of Interest“ zur Signalintensität der umgebenden Skelettmuskulatur in den T1-gewichteten Sequenzen (in beiden Punkten sowohl prä als auch post Kontrastmittelapplikation).

Der Methodenvergleich ergab für die Malignitätskriterien Kapsel bzw. Kapselunterbrechung, Invasivität und Osteolyse eine statistisch signifikante Übereinstimmung zwischen Computer- und Magnetresonanztomographie. Dies konnte für die Ergebnisse der Parameter Lymphadenopathie, Vaskularisation, Heterogenität, Menge der Kontrastmittelanreicherung und Verteilungsmuster des Kontrastmittels nicht festgestellt werden.

## **8 Summary**

The aim of the study was to evaluate and compare findings of magnetic resonance imaging and computed tomography in dogs and cats with orbital mass lesions. The results of MRI and CT were referred to the diagnosis of malignancy respectively. The diagnostic performance of both modalities in distinguishing malignant from non-malignant lesions was evaluated. Image features which characterize malignancy were identified.

An anatomic overview of the orbit is presented as well as of the aetiology and clinical signs of orbital mass lesions. The basic concepts of computed tomography and magnetic resonance imaging are described. After physical and complete ophthalmic examination diagnostic imaging was performed in general anesthesia. Cross sectional imaging studies of 45 patients were included. Of these 33 were dogs and 12 are cats. Neoplasia was found in 23 patients (12 dogs, 8 cats). 22 patients (18 dogs, 4 cats) had an inflammatory, traumatic or infectious disease. Gold standard examination was available in form of pathologic diagnosis in 31 cases and cytologic diagnosis in 5 cases. In 9 patients with inflammatory disease, the final diagnosis was made based on the correlation of the clinical examination, diagnostic imaging and surgical findings in combination with microbiological results and follow-up examination.

Based on computed tomography the correct diagnosis of malignant processes was made in 22 of 23 cases and of benign lesions in 18 of 21 cases. This is consistent with an estimated sensitivity of 95,7 % and an estimated specificity of 85,7 %.

The results of magnetic resonance imaging led to the correct diagnosis of dignity in 13 of 13 cases of malignant and in 11 of 12 cases of benign orbital mass lesions. Thus, the estimated sensitivity is up to 100 % and the estimated specificity is 84,6 %.

For the evaluation of the dignity of an orbital process, the results of CT and MRI correlated in case of malignancy in 12 of 13 cases (92 %) and in case of benign lesions in 10 of 12 cases (83 %). The frequency of correct tentative diagnosis based on computed tomography was 75 % and based on magnetic resonance imaging characteristics 69 %.

The following qualitative criteria by CT and MRI are significantly correlated with malignancy of an orbital process: irregular margination and local tissue invasion, high vascularity, osteolysis, heterogeneity of the lesion (only CT), grade of contrast enhancement and a different distribution pattern of contrast media in CT. There was no significant difference of the parameters lymphadenopathy and heterogeneity (MRI).

The quantitative criteria with statistical significance of malignancy were for CT: attenuation values of a selected „region of interest“ (ROI) before and after contrast media injection, the linear attenuation coefficient of the ROI before and after contrast media injection, the ratio of

the linear attenuation coefficient of the ROI to the linear attenuation coefficient of the normal skeletal muscles (before and after contrast media injection).

For MRI, the following quantitative parameters showed a statistical significant, positive correlation with malignancy: signal intensity of the ROI in T2 weighted images and, also in T2 weighted images, the ratio of the measured signal intensity of the ROI to the signal intensity of the normal skeletal muscles. In T1 weighted images of MRI, neither the signal intensity of the ROI was significantly different nor the ratio of the signal intensity of the ROI to the signal intensity of the normal skeletal muscles (both before and after contrast media injection).

There was significant agreement between CT and MRI for the criteria irregular margination, local tissue invasion and osteolysis. This was not the case for the parameters of lymphadenopathy, vascularisation, heterogeneity of the lesion, grade of contrast enhancement and the distribution pattern of contrast media.

## 9 Literatur

- ACKERMANN, H. (2010). BiAS. für Windows, Biometrische Analyse von Stichproben, Version 9.08. Hochheim, Darmstadt, Epsilon Verlag.
- ARMOUR, M. D., BROOME, M., DELL'ANNA, G., BLADES, N. J. und ESSON, D. W. (2011). "A review of orbital and intracranial magnetic resonance imaging in 79 canine and 13 feline patients (2004-2010)." *Vet Ophthalmol* 14(4): 215-226.
- ATTALI-SOUSSAY, K., JEGOU, J. P. und CLERC, B. (2001). "Retrolbulbar tumors in dogs and cats: 25 cases." *Vet Ophthalmol* 4(1): 19-27.
- BARCETTI, F., PRANNO, N., GIRALDI, G., SARTORI, A., GIGLI, S., BARCETTI, G., LO MELE, L. und MARSELLA, L. T. (2014). "The role of 3 Tesla diffusion-weighted imaging in the differential diagnosis of benign versus malignant cervical lymph nodes in patients with head and neck squamous cell carcinoma." *Biomed Res Int* 2014: 532095.
- BARON, M. L., HECHT, S., WESTERMEYER, H. D., MANKIN, J. M., NOVAK, J. M. und DONNELL, R. L. (2011). "Intracranial extension of retrolbulbar blastomycosis (*Blastomyces dermatitidis*) in a dog." *Vet Ophthalmol* 14(2): 137-141.
- BARTELS, P. (1990). "Obstructed secretion of the glandula zygomatica as cause for exophthalmos." *Kleintierpraxis* 35(2): 77-80.
- BELLOMI, M., BONOMO, G., LANDONI, F., VILLA, G., LEON, M. E., BOCCIOLONE, L., MAGGIONI, A. und VIALE, G. (2005). "Accuracy of computed tomography and magnetic resonance imaging in the detection of lymph node involvement in cervix carcinoma." *European Radiology* 15(12): 2469-2474.
- BEN SIMON, G. J., ANNUNZIATA, C. C., FINK, J., VILLABLANCA, P., MCCANN, J. D. und GOLDBERG, R. A. (2005). "Rethinking orbital imaging establishing guidelines for interpreting orbital imaging studies and evaluating their predictive value in patients with orbital tumors." *Ophthalmology* 112(12): 2196-2207.
- BERRY, C. R. (2002). *Physical Principles of Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging. Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*, D. E. Thrall, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 28-35.
- BOROFFKA, S. A., GORIG, C., AURIEMMA, E., PASSON-VASTENBURG, M. H., VOORHOUT, G. und BARTHEZ, P. Y. (2008). "Magnetic resonance imaging of the canine optic nerve." *Vet Radiol Ultrasound* 49(6): 540-544.
- BOROFFKA, S. A., VERBRUGGEN, A. M., GRINWIS, G. C., VOORHOUT, G. und BARTHEZ, P. Y. (2007). "Assessment of ultrasonography and computed tomography for the evaluation of unilateral orbital disease in dogs." *J Am Vet Med Assoc* 230(5): 671-680.

- BOROFFKA, S. A. und VOORHOUT, G. (1999). "Direct and reconstructed multiplanar computed tomography of the orbits of healthy dogs." *Am J Vet Res* 60(12): 1500-1507.
- BOYDELL, P. (1991). "Fine Needle Aspiration Biopsy in the Diagnosis of Exophthalmos." *Journal of Small Animal Practice* 32(11): 542-546.
- CALIA, C.M., KIRSCHNER, S.E., BAER, K.E. und STEFANACCI, J.D. (1994). "The Use of Computed Tomography Scan for the Evaluation of Orbital Disease in Cats and Dogs." *Veterinary & comparative ophthalmology: an international journal of clinical and investigational ophthalmology* 4(1): 24-30.
- CARPENTER, J. L., SCHMIDT, G. M., MOORE, F. M., ALBERT, D. M., ABRAMS, K. L. und ELNER, V. M. (1989). "Canine bilateral extraocular polymyositis." *Vet Pathol* 26(6): 510-512.
- CULLEN, C. L., SNEAD, E. und GRAHN, B. H. (2005). "Diagnostic ophthalmology. Orbital neoplasm (primary or secondary)." *Can Vet J* 46(1): 83-84.
- CYTEL STUDIO STATXACT Version 9.0.0 (2010). Statistical Software for Exact Non-parametric Interference, User Manual, CYTEL Inc., Cambridge, MA 02139, U.S.A.
- DANIEL, G. B. und MITCHELL, S. K. (1999). "The eye and orbit." *Clin Tech Small Anim Pract* 14(3): 160-169.
- DAVIS, G. J., KAPATKIN, A. S., CRAIG, L. E., HEINS, G. S. und WORTMAN, J. A. (2002). "Comparison of radiography, computed tomography, and magnetic resonance imaging for evaluation of appendicular osteosarcoma in dogs." *J Am Vet Med Assoc* 220(8): 1171-1176.
- DAVNALL, F., YIP, C. S., LJUNGQVIST, G., SELMI, M., NG, F., SANGHERA, B., GANESHAN, B., MILES, K. A., COOK, G. J. und GOH, V. (2012). "Assessment of tumor heterogeneity: an emerging imaging tool for clinical practice?" *Insights Imaging* 3(6): 573-589.
- DENNIS, R. (2000). "Use of magnetic resonance imaging for the investigation of orbital disease in small animals." *J Small Anim Pract* 41(4): 145-155.
- DITERS, R. W., DUBIELZIG, R. R., AGUIRRE, G. D. und ACLAND, G. M. (1983). "Primary ocular melanoma in dogs." *Vet Pathol* 20(4): 379-395.
- DIXON, W. J. (1993). *BMDP Statistical Software Manual, Volume 1 und 2*. Berkeley, Los Angeles, London, University of California Press.
- DOOMS, G. C., HRICAK, H., MOSELEY, M. E., BOTTLES, K., FISHER, M. und HIGGINS, C. B. (1985). "characterization of lymphadenopathy by magnetic-resonance relaxation-times - preliminary-results." *Radiology* 155(3): 691-697.
- DUBIELZIG, R. R., AGUIRRE, G. D., GROSS, S. L. und DITERS, R. W. (1985). "Choroidal melanomas in dogs." *Vet Pathol* 22(6): 582-585.

- DUBIELZIG, RICHARD R., KETRING, KERRY, MCLELLAN, GILLIAN J. und ALBERT, DANIEL M. (2010). Diseases of the Orbit. *Veterinary Ocular Pathology - a comparative review*, Saunders Elsevier, 115-141.
- EPSTEIN, J. I., OESTERLING, J. E., EGGLESTON, J. C. und WALSH, P. C. (1986). "Frozen section detection of lymph node metastases in prostatic carcinoma: accuracy in grossly uninvolved pelvic lymphadenectomy specimens." *J Urol* 136(6): 1234-1237.
- FIKE, J.R., LECOUTEUR, R.A. und CANN, C.E. (1984). "Anatomy of the Canine Orbital Region: Multiplanar Imaging by CT." *Vet Radiol* 25(1): 32-36.
- GILGER, B. C., MCLAUGHLIN, S. A., WHITLEY, R. D. und WRIGHT, J. C. (1992). "Orbital neoplasms in cats: 21 cases (1974-1990)." *J Am Vet Med Assoc* 201(7): 1083-1086.
- GLATT, H. J., CUSTER, P. L., BARRETT, L. und SARTOR, K. (1990). "Magnetic resonance imaging and computed tomography in a model of wooden foreign bodies in the orbit." *Ophthal Plast Reconstr Surg* 6(2): 108-114.
- GLEN, J. B. (1972). "Canine salivary mucocoeles. Results of sialographic examination and surgical treatment of fifty cases." *J Small Anim Pract* 13(9): 515-526.
- GRAHN, B. H., STEWART, W. A., TOWNER, R. A. und NOSEWORTHY, M. D. (1993). "Magnetic resonance imaging of the canine and feline eye, orbit, and optic nerves and its clinical application." *Can Vet J* 34(7): 418-424.
- GRAHN, B. H., SZENTIMREY, D., PHARR, J. W., FARROW, C. S. und FOWLER, D. (1995). "Ocular and orbital porcupine quills in the dog: a review and case series." *Can Vet J* 36(8): 488-493.
- GRAHN, B., WOLFER, J. und RANDALL, J. (1994). "Diagnostic ophthalmology. Orbital mast cell neoplasia." *Can Vet J* 35(11): 730-731.
- GROSKOPF, B. S., DUBIELZIG, R. R. und BEAUMONT, S. L. (2010). "Orbital extraskeletal osteosarcoma following enucleation in a cat: a case report." *Vet Ophthalmol* 13(3): 179-183.
- HALEND, R. M. und REED, A. L. (1997). "Ultrasound computed tomography diagnosis - Fungal, sinusitis and retrobulbar myofascitis in a cat." *Vet Radiol Ultrasound* 38(3): 208-210.
- HARTLEY, C., MCCONNELL, J. F. und DOUST, R. (2007). "Wooden orbital foreign body in a Weimaraner." *Vet Ophthalmol* 10(6): 390-393.
- HEATH, S., RANKIN, A. J. und DUBIELZIG, R. R. (2003). "Primary ocular osteosarcoma in a dog." *Vet Ophthalmol* 6(1): 85-87.
- HENDRIX, D. V. und GELATT, K. N. (2000). "Diagnosis, treatment and outcome of orbital neoplasia in dogs: a retrospective study of 44 cases." *J Small Anim Pract* 41(3): 105-108.
- HO, V. T., MCGUCKIN, J. F., JR. und SMERGEL, E. M. (1996). "Intraorbital wooden foreign body: CT and MR appearance." *Am J Neuroradiol* 17(1): 134-136.

- HYMAN, J. A., KOCH, S. A. und WILCOCK, B. P. (2002). "Canine choroidal melanoma with metastases." *Vet Ophthalmol* 5(2): 113-117.
- KALENDER, W. A. (1999). "[Basics and techniques of spiral CT]." *Radiologe* 39(9): 809-819.
- KALENDER, W. A. (2005). *Computed Tomography*. Erlangen, Germany, Publicis Corporate Publishing.
- KAUFFMANN, G. W., WUNSCH, C. und SCHNEIDER, B. (2001). *Röntgendiagnostik. Radiologie, G. W. Kauffmann, E. Moser and R. Sauer, Urban und Fischer, München, Jena, 86 - 243.*
- KERN, T. J. (1985). "Orbital neoplasia in 23 dogs." *J Am Vet Med Assoc* 186(5): 489-491.
- KHAN, S. N. und SEPAHDARI, A. R. (2012). "Orbital masses: CT and MRI of common vascular lesions, benign tumors, and malignancies." *Saudi J Ophthalmol* 26(4): 373-383.
- KOMAR, G. und SCHUSTER, A. (1967). "A rare ophthalmological picture of disease (exophthalmus pulsans) in a dog." *Berl Munch Tierarztl Wochenschr* 80(18): 359-360.
- KRAHE, T., KOSTER, O., TRIER, H. G., LACKNER, K. und FLATTEN, M. (1987). "Computed tomography of primary and secondary tumors of the eye and orbit." *Fortschr. Röntgenstr.* 147(6): 599-606.
- KUNTZ, C. A., DERNELL, W. S., POWERS, B. E. und WITHROW, S. (1998). "Extraskeletal osteosarcomas in dogs: 14 cases." *J Am Anim Hosp Assoc* 34(1): 26-30.
- LANGENBACH, A., ANDERSON, M. A., DAMBACH, D. M., SORENMO, K. U. und SHOFER, F. D. (1998). "Extraskeletal osteosarcomas in dogs: a retrospective study of 169 cases (1986-1996)." *J Am Anim Hosp Assoc* 34(2): 113-120.
- LAUS, J. L., CANOLA, J. C., MAMEDE, F. V., ALMEIDA, D. E., GODOY, G. S., OLIVEIRA, C. J., PONTIN, K., ALBUQUERQUE, S. und ALESSI, A. C. (2003). "Orbital cellulitis associated with *Toxocara canis* in a dog." *Vet Ophthalmol* 6(4): 333-336.
- LAVIN, L. M. (2007). *Radiographic Theory and Equipment: Exposure Factors. Radiography in Veterinary Technology, Saunders Elsevier, St. Louis, USA, 35-42.*
- LECOUTEUR, R. A., FIKE, J. R., SCAGLIOTTI, R. H. und CANN, C. E. (1982). "Computed tomography of orbital tumors in the dog." *J Am Vet Med Assoc* 180(8): 910-913.
- LEDERER, K., LUDEWIG, E., HECHINGER, H., PARRY, A. T., LAMB, C. R. und KNEISSL, S. (2015). "Differentiation between inflammatory and neoplastic orbital conditions based on computed tomographic signs." *Vet Ophthalmol* 18(4): 271-275.
- LIEBICH, H.-G. und KÖNIG, H. E. (2001). *Skelett des Stammes (Skeleton axiale). Anatomie der Haussäugetiere, H. E. König and H.-G. Liebich, Schattauer, Stuttgart, Germany, 29 - 98.*
- MASON, D. R., LAMB, C. R. und MCLELLAN, G. J. (2001). "Ultrasonographic findings in 50 dogs with retrolbulbar disease." *J Am Anim Hosp Assoc* 37(6): 557-562.

- MATTOON, J. S. (2007). Digital Radiography. Radiography in Veterinary Technology, L. M. Lavin, Saunders Elsevier, St. Louis, USA, 329-347.
- MCGUCKIN, J. F., AKHTAR, N., HO, V. T., SMERGEL, E. M., KUBACKI, E. J. und VILLAFANA, T. (1996). "CT and MR evaluation of a wooden foreign body in an in vitro model of the orbit." *Am J Neuroradiol* 17(1): 129-133.
- MCROBBIE, D.W., MOORE, E.A., GRAVES, M.J. und PRINCE, M.R. (2007). MRI - From Picture to Proton. Cambridge, Cambridge University Press.
- MILLER, P. E. (2008). Orbit. Slatter's Fundamentals of Veterinary Ophthalmology, D. J. Maggs, P. E. Miller and R. Ofri, Saunders Elsevier, St. Louis, USA, 352 - 372.
- MILLICHAMP, N. J. und SPENCER, C. P. (1991). "Orbital Varix in a dog." *J Am Anim Hosp Assoc* 27(1): 56-60.
- MITRA, S. (1998). "Eosinophilic myositis of the extraocular muscles. A case report." *Tierarztl Prax Ausg K Kleintiere Heimtiere* 26(5): 336-340.
- MIWA, Y., MATSUNAGA, S., KATO, K., OGAWA, H., NAKAYAMA, H., TSUJIMOTO, S. und SASAKI, N. (2005). "Choroidal melanoma in a dog." *J Vet Med Sci* 67(8): 821-823.
- MORGAN, R. V., DANIEL, G. B. und DONNELL, R. L. (1994). "Magnetic Resonance Imaging of the normal Eye and Orbit of the Dog and Cat." *Vet Radiol Ultrasound* 35(2): 102-108.
- MORGAN, R. V., RING, R. D., WARD, D. A. und ADAMS, W. H. (1996). "Magnetic Resonance Imaging of Ocular and Orbital Disease in 5 Dogs and a Cat." *Vet Radiol Ultrasound* 37(3): 185-192.
- MUGLER III, J.P. (2006). Basic Principles. Clinical Magnetic Resonance Imaging, R. Edelman, J. R. Hesselink, M. B. Zlatkin and J. V. Cruess III, Saunders Elsevier, Philadelphia, USA, 23-57.
- NELL, B. und WALDE, I. (1994). "Retention Cyst of the Zygomatic Salivary-Gland of a Dog with secondary Exophthalmus and Strabismus." *Kleintierpraxis* 39(8): 569-&.
- NEWKIRK, K. M., BRANNICK, E. M. und KUSEWITT, D. F. (2016). Neoplasia and Tumor Biology. Pathologic Basis of Veterinary Disease, J. F. Zachary, Mosby, St. Louis, Missouri, USA, 286-323.
- NICKEL, R., SCHUMMER, A. und SEIFERLE, E. (2003). Band 1, Bewegungsapparat. Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, J. Frewein, K.-H. Wille and H. Wilkens, Parey, Stuttgart, Germany 128 - 169.
- O'CONNOR, J. P. B., ROSE, C. J., WATERTON, J. C., CARANO, R. A. D., PARKER, G. J. M. und JACKSON, A. (2015). "Imaging Intratumor Heterogeneity: Role in Therapy Response, Resistance, and Clinical Outcome." *Clinical Cancer Research* 21(2): 249-257.

- OHLERTH, S. und SCHARF, G. (2007). "Computed tomography in small animals--basic principles and state of the art applications." *Vet J* 173(2): 254-271.
- OHNESORGE, B., FLOHR, T., SCHALLER, S., KLINGENBECK-REGN, K., BECKER, C., SCHOPF, U. J., BRUNING, R. und REISER, M. F. (1999). "The technical bases and uses of multi-slice CT." *Radiologe* 39(11): 923-931.
- OLSON, E. J. und CARLSON, C. S. (2016). *Bones, Joints, Tendons, and Ligaments. Pathologic Basis of Veterinary Disease*, J. F. Zachary, Mosby, St. Louis, Missouri, USA, 954-1008.
- PENNINCK, D., DANIEL, G. B., BRAWER, R. und TIDWELL, A. S. (2001). "Cross-sectional imaging techniques in veterinary ophthalmology." *Clin Tech Small Anim Pract* 16(1): 22-39.
- PENTLARGE, V. W., POWELL-JOHNSON, G., MARTIN, C. L., WHITE, M. R., LATIMER, K. S., WALLACE, K. und RAMSEY, J. (1989). "Orbital neoplasia with enophthalmos in a cat." *J Am Vet Med Assoc* 195(9): 1249-1251.
- PEREIRA, J. M., SIRLIN, C. B., PINTO, P. S., JEFFREY, R. B., STELLA, D. L. und CASOLA, G. (2004). "Disproportionate fat stranding: a helpful CT sign in patients with acute abdominal pain." *Radiographics* 24(3): 703-715.
- PHILIPS, B. W. J., FORTUIN, A. S., ORZADA, S., SCHEENEN, T. W. J. und MAAS, M. C. (2016). "High Resolution MR Imaging of Pelvic Lymph Nodes at 7 Tesla." *Magn Reson Med* Oct 7. doi: 10.1002/mrm.26498. [Epub ahead of print].
- PROKOP, M. (2007). *Bildanalyse. Ganzkörper-Computertomographie, Spiral- und Multislice-CT*, M. Prokop, M. Galanski, C. Schaefer-Prokop and A. J. van der Molen, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Germany, 199-236.
- PROKOP, M. (2007). *Grundlagen. Ganzkörper-Computertomographie, Spiral- und Multislice-CT*, M. Prokop, M. Galanski, C. Schaefer-Prokop and A. J. van der Molen, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Germany, 1-50.
- PROKOP, M. (2007). *Optimierung der Untersuchungstechnik. Ganzkörper-Computertomographie, Spiral- und Multislice-CT*, M. Prokop, M. Galanski, C. Schaefer-Prokop and A. J. van der Molen, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Germany, 116-138.
- PROKOP, M. und STAMM, G. (2007). *Strahlendosis und Bildqualität. Ganzkörper-Computertomographie, Spiral- und Multislice-CT*, M. Prokop, M. Galanski, C. Schaefer-Prokop and A. J. van der Molen, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Germany, 139-170.
- PROKOP, M. und VAN DER MOLEN, A.J. (2007). *Patientenvorbereitung und Kontrastmittelapplikation. Ganzkörper-Computertomographie, Spiral- und Multislice-CT*, M. Prokop, M. Galanski, C. Schaefer-Prokop and A. J. van der Molen, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Germany, 90-114.

- PSCHYREMBEL, WILLIBALD (2007). Pschyrembel Klinisches Woerterbuch. Berlin, Germany, de Gruyter.
- RAMSEY, D. T., MARRETTA, S. M., HAMOR, R. E., GERDING, P. A., JR., KNIGHT, B., JOHNSON, J. M. und BAGLEY, L. H., 2ND (1996). "Ophthalmic manifestations and complications of dental disease in dogs and cats." *J Am Anim Hosp Assoc* 32(3): 215-224.
- REGAN, D. P., KENT, M., MATHES, R., ALMY, F. S., MOORE, P. A. und HOWERTH, E. W. (2011). "Clinicopathologic findings in a dog with a retrobulbar meningioma." *J Vet Diagn Invest* 23(4): 857-862.
- RITTER, M. J. und STANLEY, B. J. (2012). Salivary Glands. *Veterinary Surgery Small Animal*, K. M. Tobias and S. A. Johnston, Elsevier Saunders, St. Louis, Missouri, USA, 1439-1447.
- RITTER, M. J., VON PFEIL, D. J., STANLEY, B. J., HAUPTMAN, J. G. und WALSHAW, R. (2006). "Mandibular and sublingual sialoceles in the dog: a retrospective evaluation of 41 cases, using the ventral approach for treatment." *N Z Vet J* 54(6): 333-337.
- RODALLEC, M. H., FEYDY, A., LAROUSSERIE, F., ANRACT, P., CAMPAGNA, R., BABINET, A., ZINS, M. und DRAPE, J. L. (2008). "Diagnostic imaging of solitary tumors of the spine: what to do and say." *Radiographics* 28(4): 1019-1041.
- ROGERS, L., DUNSTER, H. J., POLVANI, C. und STEVENS, D. J. (1973). ICRP Publication 22 - Implications of Commission Recommendations that Doses be kept as Low as Readily Achievable. Oxford, Great Britain, International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press.
- ROSSI, F., CALERI, E., BACCI, B., DREES, R., GROTH, A., HAMMOND, G., VIGNOLI, M. und SCHWARZ, T. (2013). "Computed tomographic features of basihyoid ectopic thyroid carcinoma in dogs." *Vet Radiol Ultrasound* 54(6): 575-581.
- RÜHLI, M. B. und SPIESS, B. M. (1995). "Retrobulbar space-occupying lesions in dogs and cats: symptoms and diagnosis." *Tierarztl Prax* 23(3): 306-312.
- RÜHLI, M. B. und SPIESS, B. M. (1995). "Treatment of orbital abscesses and phlegmon in dogs and cats." *Tierarztl Prax* 23(4): 398-401.
- SALOMON, F.-V. (2005). *Bewegungsapparat. Anatomie für die Tiermedizin*, F.-V. Salomon, H. Geyer and U. Gille, Enke, Stuttgart, Germany, 80-109.
- SAMUELSON, D. A. (2013). *Ophthalmic Anatomy. Veterinary Ophthalmology*, K. N. Gelatt, Wiley-Blackwell, Chichester, Great Britain, 37-149.
- SAUNDERS, J. H., CLERCX, C., SNAPS, F. R., SULLIVAN, M., DUCHATEAU, L., VAN BREE, H. J. und DONDELINGER, R. E. (2004). "Radiographic, magnetic resonance

- imaging, computed tomographic, and rhinoscopic features of nasal aspergillosis in dogs." *J Am Vet Med Assoc* 225(11): 1703-1712.
- SCHILD, H.H. (1990). *MRI Made Easy*, Schering, Nationales Druckhaus Berlin.
- SCHMIDT, G. M. und BETTS, C. W. (1978). "Zygomatic salivary mucoceles in the dog." *J Am Vet Med Assoc* 172(8): 940-942.
- SCHMITT-HANNIG, A (2009). *Das Europäische ALARA Netzwerk - Entwicklung, Arbeitsweise und fachliche Schwerpunkte*. Germany, Bundesamt für Strahlenschutz, Fachbereich Strahlenschutz und Gesundheit, Neuherberg.
- SCHWARZ, TOBIAS (2008). *Grundlagen der Kontrastmittelanwendung. Röntgendiagnostik in der Kleintierpraxis*, S. Hecht, Schattauer, Stuttgart, Germany, 203 - 204.
- SHANAMAN, M. M., SCHWARZ, T., GAL, A. und O'BRIEN, R. T. (2013). "Comparison between survey radiography, B-mode ultrasonography, contrast-enhanced ultrasonography and contrast-enhanced multi-detector computed tomography findings in dogs with acute abdominal signs." *Vet Radiol Ultrasound* 54(6): 591-604.
- SPIESS, B. M. und POT, S. A. (2013). *Diseases and Surgery of the Canine Orbit*. Veterinary Ophthalmology, K. N. Gelatt, Wiley-Blackwell, Chichester, Great Britain, 793-831.
- SPIESS, B. M., RÜHLI, M. B. und BAUER, G. A. (1995). "Therapy of orbital neoplasms in small animals." *Tierarztl Prax* 23(5): 509-514.
- STRAW, R. C., LECOUEUR, R. A., POWERS, B. E. und WITHROW, S. J. (1989). "Multilobular osteochondrosarcoma of the canine skull: 16 cases (1978-1988)." *J Am Vet Med Assoc* 195(12): 1764-1769.
- TADMOR, R. und NEW, P. F. J. (1978). "Computed tomography of orbit with special emphasis on coronal sections. 1. Normal anatomy." *Journal of Computer Assisted Tomography* 2(1): 24-34.
- TAEYMANS, O., PENNINGCK, D. G. und PETERS, R. M. (2013). "Comparison between clinical, ultrasound, ct, MRI, and pathology findings in dogs presented for suspected thyroid carcinoma." *Vet Radiol Ultrasound* 54(1): 61-70.
- TAILOR, T. D., GUPTA, D., DALLEY, R. W., KEENE, C. D. und ANZAI, Y. (2013). "Orbital Neoplasms in Adults: Clinical, Radiologic and Pathologic Review." *Radiographics* 33(6): 1739-1758.
- TAKASHIMA, S., TAKAYAMA, F., WANG, J., KOBAYASHI, S. und KADOYA, M. (2003). "Using MR imaging to predict invasion of the recurrent laryngeal nerve by thyroid carcinoma." *Am J Roentgenol* 180(3): 837-842.
- TAUPITZ, M. (2010). *Imaging of Lymph Nodes - MRI and CT. MRI and CT of the Female Pelvis*, B. Hamm and R. Forstner, Springer, Berlin, Germany, 321-329.

- THORNTON, E., MENDIRATTA-LALA, M., SIEWERT, B. und EISENBERG, R. L. (2011). "Patterns of fat stranding." *Am J Roentgenol* 197(1): W1-14.
- THRALL, D. E. und WIDMER, W. R. (2002). *Radiation Physics, Radiation Protection, and Darkroom Theory. Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*, D. E. Thrall, W.B. Saunders Company, Philadelphia, USA, 1-19.
- TIDWELL, A. S. und JONES, J. C. (1999). "Advanced imaging concepts: a pictorial glossary of CT and MRI technology." *Clin Tech Small Anim Pract* 14(2): 65-111.
- TOVAR, M. C., HUGUET, E. und GOMEZI, M. A. (2005). "Orbital cellulitis and intraocular abscess caused by migrating grass in a cat." *Vet Ophthalmol* 8(5): 353-356.
- VAN DER WOUDE, H. J., BLOEM, J. L. und POPE, T. L., JR. (1998). "Magnetic resonance imaging of the musculoskeletal system. Part 9. Primary Tumors." *Clin Orthop Relat Res*(347): 272-286.
- VON KROSIGK, F. (2009). *Sonographische und kernspintomographische Untersuchungen intraokulärer und orbitaler Erkrankungen bei Hund und Katze*, Universität Leipzig.
- WANG, A. L., LEDBETTER, E. C. und KERN, T. J. (2009). "Orbital abscess bacterial isolates and in vitro antimicrobial susceptibility patterns in dogs and cats." *Vet Ophthalmol* 12(2): 91-96.
- WILLIS, A. M., MARTIN, C. L. und STILES, J. (1999). "Sino-orbital aspergillosis in a dog." *J Am Vet Med Assoc* 214(11): 1644-1647, 1639.
- WOOLFSON, J. M. und WESLEY, R. E. (1990). "Magnetic resonance imaging and computed tomographic scanning of fresh (green) wood foreign bodies in dog orbits." *Ophthal Plast Reconstr Surg* 6(4): 237-240.
- YOUSEM, D. M., KRAUT, M. A. und CHALIAN, A. A. (2000). "Major salivary gland imaging." *Radiology* 216(1): 19-29.

**10 Anhang**

*Tabelle 75: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement			Befunde laut Goldstandard (Patho-Histologie, Zytologie)				Befunde laut Computertomographie						
Patienten-Nummer	Spezies	Alter (Monate)	Neoplasie	Dignität	Ursprungsgewebe / Tumorart	Neoplasie	Dignität	Ursprungsgewebe / Tumorart	Länge (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kapselunterbrechung	invasives Wachstum
5030	Hund	165	ja	maligne	Adenokarzinom	ja	maligne	Fibrosarkom	35	27	30	nein	nein
20640	Katze	166	ja	maligne	Osteosarkom	ja	maligne	Osteosarkom, Osteochondrosarkom	33	28	34	ja	ja
62355	Hund	91	ja	maligne	Fibrosarkom	ja	maligne	Fibrosarkom	50	39	65	ja	ja
64146	Katze	217	ja	maligne	Plattenepithelkarzinom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	53	35	35	ja	ja
66407	Hund	90	ja	maligne	Osteochondrosarkom	ja	maligne	Osteosarkom, Osteochondrosarkom	78	37	53	ja	ja
78431	Hund	79	ja	maligne	Osteochondrosarkom	ja	maligne	Osteosarkom, Osteochondrosarkom	41	32	50	ja	ja
84345	Hund	154	ja	maligne	Osteosarkom	ja	maligne	malignes Melanom	25	19	23	ja	ja
79018	Hund	19	ja	maligne	undifferenzierter neuroektodermaler Tumor	ja	maligne	Fibrosarkom	89	34	34	ja	ja

*Tabelle 76: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement			Befunde laut Goldstandard (Patho-Histologie, Zytologie)			Befunde laut Computertomographie							
Patienten-Nummer	Spezies	Alter (Monate)	Neoplasie	Dignität	Ursprungsgewebe / Tumorart	Neoplasie	Dignität	Ursprungsgewebe / Tumorart	Länge (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kapselunterbrechung	invasives Wachstum
93468	Katze	131	ja	maligne	B-Zell-Lymphosarkom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	48	26	28	ja	ja
99802	Hund	48	ja	maligne	Osteosarkom	ja	maligne	Osteosarkom, Osteochondrosarkom	35	35	46	ja	ja
116517	Hund	88	ja	maligne	undifferenziertes Karzinom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	74	32	47	ja	ja
124403	Katze	188	ja	maligne	Plattenepithelkarzinom	nein	benigne	Zellulitis, septisch	20	14	25	nein	nein
127249	Hund	94	ja	maligne	Karzinom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	42	37	48	ja	ja
21856	Katze	54	nein	benigne	Pilzgranulom	nein	benigne	Pilzgranulom	33	24	24	ja	nein
71794	Hund	56	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	41	24	40	nein	nein
74556	Katze	67	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	19	16	13	nein	nein
74870	Hund	27	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	34	27	56	nein	nein
86182	Katze	70	nein	benigne	Pilzgranulom	ja	maligne	Pilzgranulom	35	31	35	ja	ja
5840	Hund	103	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	35	29	32	nein	nein
99892	Hund	70	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	41	34	46	nein	nein
107499	Hund	65	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	17	16	33	nein	nein

*Tabelle 77: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement			Befunde laut Goldstandard (Patho-Histologie, Zytologie)				Befunde laut Computertomographie							
Patienten-Nummer	Spezies	Alter (Monate)	Neoplasie	Dignität	Ursprungsgewebe / Tumorart	Neoplasie	Dignität	Ursprungsgewebe / Tumorart	Länge (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kapselunterbrechung	invasives Wachstum	
111901	Hund	24	nein	benigne	Stöckchenverletzung	nein	benigne	Stöckchenverletzung	122	46	84	nein	nein	
120185	Katze	150	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	20	26	30	nein	nein	
124349	Hund	31	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	48	60	49	keine Kapsel	nein	
125055	Hund	24	nein	benigne	Zellulitis, septisch	nein	benigne	Zellulitis, septisch	47	31	85	keine Kapsel	nein	
14955	Hund	144	ja	maligne	Osteosarkom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	72	36	69	ja	ja	
17526	Katze	113	ja	maligne	Lymphosarkom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	36	19	26	ja	ja	
20207	Hund	129	ja	maligne	Plattenepithelkarzinom	ja	maligne	Osteosarkom, Osteochondrosarkom	95	84	65	ja	ja	
14815	Katze	100	ja	maligne	Karzinom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	27	34	33	ja	ja	
22914	Hund	120	ja	maligne	Übergangsepithelkarzinom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	89	35	48	ja	ja	
24439	Katze	112	ja	maligne	Plattenepithelkarzinom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	30	30	21	ja	ja	
29096	Hund	23	ja	maligne	malignes Melanom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	100	49	69	ja	ja	

*Tabelle 78: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement			Befunde laut Goldstandard (Patho-Histologie, Zytologie)				Befunde laut Computertomographie							
Patienten-Nummer	Spezies	Alter (Monate)	Neoplasie	Dignität	Ursprungsgewebe / Tumorart	Neoplasie	Dignität	Ursprungsgewebe / Tumorart	Länge (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kapselunterbrechung	invasives Wachstum	
57592	Hund	98	ja	maligne	Karzinom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	50	32	44	ja	ja	
62915	Katze	*	ja	maligne	Plattenepithelkarzinom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	41	30	32	ja	ja	
41843	Hund	133	ja	maligne	Karzinom	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	36	21	26	ja	ja	
15369	Hund	14	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	21	26	47	nein	nein	
19924	Hund	152	nein	benigne	Abszess	ja	maligne	Fibrosarkom	35	28	31	ja	ja	
27220	Hund	4	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	19	7	21	nein	nein	
30267	Hund	117	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	28	24	76	nein	nein	
35102	Hund	68	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	13	14	23	nein	nein	
33724	Hund	162	nein	benigne	Zellulitis, septisch	ja	maligne	Fibrosarkom	14	7	9	ja	ja	
43047	Hund	58	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	14	8	17	nein	nein	
10215	Hund	165	nein	benigne	Zellulitis, steril	nein	benigne	Zellulitis, steril	*	*	*	*	nein	
63691	Hund	7	nein	benigne	Abszess	nein	benigne	Abszess	37	28	28	nein	nein	
17143	Hund	100	nein	benigne	Abszess	*	*	*	*	*	*	*	*	

Tabelle 79: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie

Signalement	Befunde laut Computertomographie										
	Patienten-Nummer	Lymphadenopathie	Vaskularisation	Heterogenität	Osteolyse	CT: Dichte ROI Raumforderung (HE)	$\sigma$ Dichte ROI Raumforderung (HE)	$\mu$ Dichte ROI Raumforderung	CT: Dichte ROI SKM (HE)	$\sigma$ Dichte ROI SKM (HE)	$\mu$ Dichte ROI SKM
5030	keine	hgr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	46	8,5	1,046	74	7,4	1,074	
20640	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	heterogen mit Mineralisationen	ja	94	78,5	1,094	66	4,5	1,066	
62355	keine	hgr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	34	7,4	1,034	72	7,9	1,072	
64146	keine	mgr	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	39	36,6	1,039	58	4,3	1,058	
66407	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	heterogen mit Mineralisationen	ja	240	153,5	1,240	74	6,6	1,074	
78431	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	heterogen mit Mineralisationen	ja	79	22,1	1,079	77	8,4	1,077	
84345	keine	mgr	homogen	nein	57	7	1,057	73	6,1	1,073	
79018	keine	hgr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	43	9,6	1,043	77	6,5	1,077	
93468	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	hgr	heterogen mit Mineralisationen	ja	56	18,4	1,056	65	3,5	1,065	
99802	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	hgr	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	88	76,2	1,088	78	5,3	1,078	
116517	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	51	7,2	1,051	80	6,4	1,080	
124403	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	46	6,6	1,046	59	3,4	1,059	
127249	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	homogen	ja	45	6,8	1,045	78	8,6	1,078	

CT = Computertomographie, ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, HE = Hounsfield Einheiten, mgr = mittelgradig,  $\mu$  = linearer Schwächungskoeffizient, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SKM = Skelettmuskulatur

*Tabelle 80: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement	Befunde laut Computertomographie										
	Patienten- Nummer	Lymphadenopathie	Vaskularisation	Heterogenität	Osteolyse	CT: Dichte ROI Raumforderung (HE)	$\sigma$ Dichte ROI Raum- forderung (HE)	$\mu$ Dichte ROI Raum- forderung	CT: Dichte ROI SKM (HE)	$\sigma$ Dichte ROI SKM (HE)	$\mu$ Dichte ROI SKM
21856	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	50	7,8	1,050	69	4	1,069	
71794	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	homogen	nein	36	14,4	1,036	77	9,7	1,077	
74556	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	homogen	nein	22	8,4	1,022	70	3,4	1,070	
74870	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	heterogen mit Gaseinschlüssen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	42	16,2	1,042	73	5,9	1,073	
86182	mgr - hgr Lymphknotenvergrößerung und abnormales Kontrastverhalten	hgr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	34	10,1	1,034	64	4,3	1,064	
5840	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	32	15,6	1,032	66	5,8	1,066	
99892	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	homogen	nein	49	7,5	1,049	80	5,4	1,080	
107499	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	homogen	nein	28	14,2	1,028	62	4,2	1,062	
111901	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	heterogen mit Gaseinschlüssen	nein	-1	106	0,999	73	4,4	1,073	
120185	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	48	5,3	1,048	86	8	1,086	
124349	keine	mgr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	34	13	1,034	74	7,5	1,074	
125055	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	26	18,6	1,026	67	8,1	1,067	

CT = Computertomographie, ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, HE = Hounsfield Einheiten, mgr = mittelgradig,  $\mu$  = linearer Schwächungskoeffizient, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SKM = Skelettmuskulatur

**Tabelle 81: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie**

Signalement	Befunde laut Computertomographie										
	Patienten-Nummer	Lymphadenopathie	Vaskularisation	Heterogenität	Osteolyse	CT: Dichte ROI Raumforderung (HE)	$\sigma$ Dichte ROI Raumforderung (HE)	$\mu$ Dichte ROI Raumforderung	CT: Dichte ROI SKM (HE)	$\sigma$ Dichte ROI SKM (HE)	$\mu$ Dichte ROI SKM
14955	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	hgr	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	39	9,9	1,039	65	6,1	1,065	
17526	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	hgr	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	47	2,8	1,047	72	5,8	1,072	
20207	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	hgr	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	80	44	1,080	72	6,1	1,072	
14815	mgr - hgr Lymphknotenvergrößerung und abnormales Kontrastverhalten	hgr	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	29	10,5	1,029	70	4,5	1,070	
22914	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	hgr	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	51	13,7	1,051	70	7,3	1,070	
24439	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	hgr	heterogen mit Mineralisationen	ja	48	10	1,048	65	4,2	1,065	
29096	mgr - hgr Lymphknotenvergrößerung und abnormales Kontrastverhalten	hgr	homogen	ja	32	7,6	1,032	61	7,5	1,061	
57592	keine	hgr	heterogen mit Mineralisationen	ja	55	10,2	1,055	78	7,4	1,078	
62915	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	*	heterogen mit Mineralisationen	ja	70	46	1,070	57	3,7	1,057	
41843	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	hgr	heterogen	ja	63	4,7	1,063	83	7,8	1,083	
15369	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	homogen	nein	43	8,8	1,043	59	5,9	1,059	

CT = Computertomographie, ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, HE = Hounsfield Einheiten, mgr = mittelgradig,  $\mu$  = linearer Schwächungskoeffizient, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SKM = Skelettmuskulatur

*Tabelle 82: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement	Befunde laut Computertomographie										
	Patienten- Nummer	Lymphadenopathie	Vaskularisation	Heterogenität	Osteolyse	CT: Dichte ROI Raumforderung (HE)	$\sigma$ Dichte ROI Raum- forderung (HE)	$\mu$ Dichte ROI Raum- forderung	CT: Dichte ROI SKM (HE)	$\sigma$ Dichte ROI SKM (HE)	$\mu$ Dichte ROI SKM
19924	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	homogen	nein	38	7,5	1,038	75	6,4	1,075	
27220	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	homogen	nein	46	4,8	1,046	68	5,4	1,068	
30267	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	homogen	nein	36	10	1,036	71	4,75	1,071	
35102	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	homogen	nein	33,5	8,4	1,034	63	5,2	1,063	
33724	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	homogen	ja	60	6,2	1,060	84	4,2	1,084	
43047	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	keine	homogen	nein	30	7,8	1,030	65	8,5	1,065	
10215	keine	keine	homogen	nein	-50	15	0,950	70	6,3	1,070	
63691	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	homogen	nein	28	6,1	1,028	60	4,3	1,060	
17143	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	

CT = Computertomographie, ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, HE = Hounsfield Einheiten, mgr = mittelgradig,  $\mu$  = linearer Schwächungskoeffizient, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SKM = Skelettmuskulatur

*Tabelle 83: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement	Befunde laut Computertomographie									
Patienten-Nummer	CT: $\mu$ ROI Raumforderung / $\mu$ ROI SKM	CT post KM: Dichte ROI Raumforderung (HE)	CT post KM: $\sigma$ Dichte ROI Raumforderung (HE)	CT post KM: $\mu$ Dichte ROI Raumforderung	CT post KM: Dichte ROI SKM (HE)	CT post KM: $\sigma$ Dichte ROI SKM (HE)	CT post KM: $\mu$ Dichte ROI SKM	CT post KM: $\mu$ ROI Raumforderung / $\mu$ ROI SKM	KM-Anreicherung (Menge)	KM-Verteilungsmuster
5030	0,974	100	29,5	1,100	88	7,3	1,088	1,011	hgr	heterogen
20640	1,026	113	93,7	1,113	76	6,5	1,076	1,034	mgr	heterogen
62355	0,965	73	21,1	1,073	84	8,6	1,084	0,990	hgr	heterogen
64146	0,982	74	47,1	1,074	79	3,2	1,079	0,995	mgr	heterogen
66407	1,155	271	199,4	1,271	91	7,5	1,091	1,165	mgr	heterogen
78431	1,002	101	24,5	1,101	79	8,7	1,079	1,020	mgr	heterogen
84345	0,985	67	16,2	1,067	78	5,2	1,078	0,990	ggr	heterogen
79018	0,968	74	30,1	1,074	88	8,2	1,088	0,987	hgr	heterogen
93468	0,992	114	16	1,114	74	4,4	1,074	1,037	hgr	heterogen
99802	1,009	123	89,8	1,123	85	5,5	1,085	1,035	hgr	heterogen
116517	0,973	84	14,3	1,084	92	8,2	1,092	0,993	mgr	heterogen
124403	0,988	84	24,8	1,084	64	3,4	1,064	1,019	mgr	rim enhancement mit Kompartimentierung

CT = Computertomographie, ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, HE = Hounsfield Einheiten, KM = Kontrastmittel, mgr = mittelgradig,  $\mu$  = linearer Schwächungskoeffizient, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SKM = Skelettmuskulatur

*Tabelle 84: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement	Befunde laut Computertomographie									
Patienten-Nummer	CT: $\mu$ ROI Raumforderung / $\mu$ ROI SKM	CT post KM: Dichte ROI Raumforderung (HE)	CT post KM: $\sigma$ Dichte ROI Raumforderung (HE)	CT post KM: $\mu$ Dichte ROI Raumforderung	CT post KM: Dichte ROI SKM (HE)	CT post KM: $\sigma$ Dichte ROI SKM (HE)	CT post KM: $\mu$ Dichte ROI SKM	CT post KM: $\mu$ ROI Raumforderung / $\mu$ ROI SKM	KM-Anreicherung (Menge)	KM-Verteilungsmuster
127249	0,969	73	24,3	1,073	94	9,5	1,094	0,981	mgr	heterogen
21856	0,982	76	20,4	1,076	82	5	1,082	0,994	mgr	heterogen
71794	0,962	59	32,9	1,059	95	8,6	1,095	0,967	ggr	rim enhancement mit Kompartimentierung
74556	0,955	38	29,6	1,038	88	3,3	1,088	0,954	ggr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
74870	0,971	97	26,2	1,097	80	6,2	1,080	1,016	mgr	rim enhancement mit Kompartimentierung
86182	0,972	81	21,5	1,081	82	5,4	1,082	0,999	hgr	rim enhancement mit Kompartimentierung
5840	0,968	59	36	1,059	74	6,9	1,074	0,986	ggr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
99892	0,971	90	26,2	1,090	91	5,2	1,091	0,999	mgr	rim enhancement mit Kompartimentierung
107499	0,968	69	27,8	1,069	79	3,5	1,079	0,991	mgr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
111901	0,931	1	98	1,001	77	3,7	1,077	0,929	ggr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
120185	0,965	97	32,6	1,097	103	7,9	1,103	0,995	mgr	rim enhancement mit Kompartimentierung
124349	0,963	51	26	1,051	86	6,5	1,086	0,968	mgr	rim enhancement mit Kompartimentierung

CT = Computertomographie, ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, HE = Hounsfield Einheiten, KM = Kontrastmittel, mgr = mittelgradig,  $\mu$  = linearer Schwächungskoeffizient, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SKM = Skelettmuskulatur

*Tabelle 85: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement	Befunde laut Computertomographie									
	Patienten- Nummer	CT: $\mu$ ROI Raumforderung / $\mu$ ROI SKM	CT post KM: Dichte ROI Raumforderung (HE)	CT post KM: $\sigma$ Dichte ROI Raumfor- derung (HE)	CT post KM: $\mu$ Dichte ROI Raumfor- derung	CT post KM: Dichte ROI SKM (HE)	CT post KM: $\sigma$ Dichte ROI SKM (HE)	CT post KM: $\mu$ Dichte ROI SKM	CT post KM: $\mu$ ROI Raumforderung / $\mu$ ROI SKM	KM- Anreicherung (Menge)
125055	0,962	42	21,5	1,042	79	8,9	1,079	0,966	mgr	rim enhancement mit Kompartimentierung
14955	0,976	66	19,4	1,066	74	6	1,074	0,993	mgr	heterogen
17526	0,977	115	9,4	1,115	83	6,5	1,083	1,030	hgr	heterogen
20207	1,007	140	64,7	1,140	81	6,8	1,081	1,055	hgr	heterogen
14815	0,962	56	37,9	1,056	78	4,3	1,078	0,980	mgr	heterogen
22914	0,982	92	28,6	1,092	80	7,2	1,080	1,011	hgr	heterogen
24439	0,984	130	13,7	1,130	81	5,2	1,081	1,045	hgr	heterogen
29096	0,973	72	20,8	1,072	77	6	1,077	0,995	hgr	heterogen
57592	0,979	105	23,6	1,105	91	6,4	1,091	1,013	hgr	heterogen
62915	1,012	*	*	*	*	*	*	*	*	*
41843	0,982	105	7,5	1,105	92	14,7	1,092	1,012	hgr	heterogen
15369	0,985	107	30,6	1,107	76	6,4	1,076	1,029	ggr	rim enhancement ohne Kompartimentierung

CT = Computertomographie, ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, HE = Hounsfield Einheiten, KM = Kontrastmittel, mgr = mittelgradig,  $\mu$  = linearer Schwächungskoeffizient, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SKM = Skelettmuskulatur

**Tabelle 86: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie**

Signalement	Befunde laut Computertomographie									
	Patienten- Nummer	CT: $\mu$ ROI Raumforderung / $\mu$ ROI SKM	CT post KM: Dichte ROI Raumforderung (HE)	CT post KM: $\sigma$ Dichte ROI Raumfor- derung (HE)	CT post KM: $\mu$ Dichte ROI Raumfor- derung	CT post KM: Dichte ROI SKM (HE)	CT post KM: $\sigma$ Dichte ROI SKM (HE)	CT post KM: $\mu$ Dichte ROI SKM	CT post KM: $\mu$ ROI Raumforderung / $\mu$ ROI SKM	KM- Anreicherung (Menge)
19924	0,966	55	19	1,055	80	8,5	1,080	0,977	mgr	heterogen
27220	0,979	63	10,9	1,063	75	5,3	1,075	0,989	ggr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
30267	0,967	75	24,7	1,075	81	5,4	1,081	0,994	mgr	rim enhancement mit Kompartimentierung
35102	0,972	64	25,7	1,064	74	6,8	1,074	0,991	ggr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
33724	0,978	95	11,2	1,095	94	5,9	1,094	1,001	mgr	homogen
43047	0,967	60	24	1,060	68	9,1	1,068	0,993	ggr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
10215	0,888	-30	18	0,970	80	4,5	1,080	0,898	ggr	homogen
63691	0,970	40	29,7	1,040	70	7	1,070	0,972	ggr	rim enhancement mit Kompartimentierung
17143	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*

CT = Computertomographie, ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, HE = Hounsfield Einheiten, KM = Kontrastmittel, mgr = mittelgradig,  $\mu$  = linearer Schwächungskoeffizient, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SKM = Skelettmuskulatur

Tabelle 87: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie

Signalement		Befunde laut Magnetresonanztomographie									
Patienten-Nummer	Neo-plasie	Dignität	Ursprungsgewebe / Tumorart	Länge (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kapsel-unterbrechung	invasives Wachstum	Lymphadenopathie	Vaskularisation	
5030	ja	maligne	Fibrosarkom	32	34	27	nein	nein	keine	mgr	
20640	ja	maligne	Osteosarkom, Osteochondrosarkom	53	25	28	ja	ja	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	
62355	ja	maligne	Fibrosarkom	54	60	24	ja	ja	*	hgr	
64146	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	54	38	32	ja	ja	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	
66407	ja	maligne	Osteosarkom, Osteochondrosarkom	74	30	54	ja	ja	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	
78431	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	49	30	51	ja	ja	keine	mgr	
84345	ja	maligne	malignes Melanom	23	23	24	ja	ja	keine	mgr	
79018	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	75	34	46	ja	ja	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	
93468	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	42	23	34	ja	ja	keine	mgr	
99802	ja	maligne	Osteosarkom, Osteochondrosarkom	35	29	36	ja	ja	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	hgr	
116517	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	65	37	50	ja	ja	*	mgr	
124403	ja	maligne	Lymphosarkom	23	30	37	ja	ja	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	
127249	ja	maligne	Adeno-, Plattenepithel-, Übergangszell-, undifferenziertes oder nicht weiter zu differenzierendes Karzinom	40	33	51	ja	ja	*	hgr	

ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, mgr = mittelgradig

*Tabelle 88: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement	Befunde laut Magnetresonanztomographie										
	Patienten-Nummer	Neoplasie	Dignität	Ursprungsgewebe / Tumorart	Länge (mm)	Breite (mm)	Höhe (mm)	Kapselunterbrechung	invasives Wachstum	Lymphadenopathie	Vaskularisation
21856	ja	maligne	Lymphosarkom	38	29	22	ja	ja	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	
71794	nein	benigne	Abszess	43	28	26	nein	nein	*	ggr	
74556	nein	benigne	Abszess	18	14	12	nein	nein	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	
74870	nein	benigne	Abszess	58	25	52	nein	nein	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	mgr	
86182	ja	maligne	Pilzgranulom	38	25	37	ja	ja	mgr - hgr Lymphknotenvergrößerung und abnormales Kontrastverhalten	hgr	
5840	nein	benigne	Abszess	23	24	14	nein	nein	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	
99892	nein	benigne	Abszess	33	25	35	nein	nein	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	
107499	nein	benigne	Abszess	11	31	11	nein	nein	*	keine	
111901	nein	benigne	Stöckchenverletzung	69	34	88	keine Kapsel	nein	*	ggr	
120185	nein	benigne	Abszess	28	17	30	nein	nein	*	ggr	
124349	nein	benigne	Abszess	30	37	27	nein	nein	*	keine	
125055	nein	benigne	Abszess	61	44	77	nein	nein	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	ggr	
17143	nein	benigne	Abszess	44	26	66	nein	nein	ggr Lymphknotenvergrößerung und normales Kontrastverhalten	keine	

ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, mgr = mittelgradig

*Tabelle 89: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement	Befunde laut Magnetresonanztomographie										
	Patienten- Nummer	Heterogenität	Osteo- lyse	MRT T1: SI ROI Raumforderung	MRT T1: $\sigma$ SI ROI Raumfor- derung	MRT T1: SI ROI SKM	MRT T1: $\sigma$ SI ROI SKM	MRT T1: SI ROI Raumforderung / SI ROI SKM	MRT T1 post KM: $\sigma$ SI ROI Raumfor- derung	MRT T1 post KM: $\sigma$ SI ROI Raumfor- derung	MRT T1 post KM: SI ROI SKM
5030	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	663	78	420	56	1,579	1066	204	469	
20640	heterogen mit Mineralisationen	ja	643	84	548	26	1,173	695	163	594	
62355	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	404	69	414	50	0,976	987	291	550	
64146	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	373	44	294	22	1,269	729	243	437	
66407	heterogen mit Mineralisationen	ja	549	83	481	38	1,141	668	300	549	
78431	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	631	62	559	56	1,129	1031	217	591	
84345	heterogen	nein	599	129	716	45	0,837	938	247	712	
79018	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	822	135	835	51	0,984	1006	368	692	
93468	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	539	52	631	48	0,854	920	197	552	
99802	heterogen mit Mineralisationen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	613	88	594	37	1,032	1003	245	609	
116517	homogen	ja	733	49	694	44	1,056	887	109	612	
124403	homogen	nein	534	49	759	51	0,704	768	131	725	
127249	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	818	63	446	68	1,834	1237	203	341	

KM = Kontrastmittel, MRT = Magnetresonanztomographie, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SI = Signalintensität, SKM = Skelettmuskulatur, T1 = T1-Wichtung

*Tabelle 90: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement	Befunde laut Magnetresonanztomographie										
	Patienten- Nummer	Heterogenität	Osteo- lyse	MRT T1: SI ROI Raumforderung	MRT T1: $\sigma$ SI ROI Raumfor- derung	MRT T1: SI ROI SKM	MRT T1: $\sigma$ SI ROI SKM	MRT T1: SI ROI Raumforderung / SI ROI SKM	MRT T1 post KM: SI ROI Raumfor- derung	MRT T1 post KM: $\sigma$ SI ROI Raumfor- derung	MRT T1 post KM: SI ROI SKM
21856	heterogen mit Mineralisationen	ja	527	44	305	17	1,728	726	248	367	
71794	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	542	120	531	43	1,021	1115	351	748	
74556	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	506	94	391	18	1,294	849	241	476	
74870	heterogen mit Gaseinschlüssen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	515	53	438	47	1,176	1163	280	586	
86182	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	ja	556	50	620	33	0,897	956	116	663	
5840	homogen	nein	536	63	544	48	0,985	*	*	*	
99892	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	960	129	681	50	1,410	1207	442	612	
107499	homogen	nein	446	89	748	31	0,596	745	415	850	
111901	heterogen mit Gaseinschlüssen und intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	519	215	559	44	0,928	696	422	690	
120185	heterogen mit intraläsionaler Ansammlung von Flüssigkeit bzw. nekrotischen Arealen	nein	552	88	408	32	1,353	796	400	432	
124349	homogen	nein	488	72	573	63	0,852	490	96	662	
125055	homogen	nein	549	81	745	48	0,737	571	231	738	
17143	homogen	nein	844	154	602	60	1,402	853	303	700	

KM = Kontrastmittel, MRT = Magnetresonanztomographie, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SI = Signalintensität, SKM = Skelettmuskulatur, T1 = T1-Wichtung

*Tabelle 91: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement	Befunde laut Magnetresonanztomographie								
	Patienten- Nummer	MRT T1 post KM: $\sigma$ SI ROI SKM	MRT T1 post KM: SI ROI Raumfor- derung / SI ROI SKM	MRT T2: SI ROI Raumfor- derung	MRT T2: $\sigma$ SI ROI Raumfor- derung	MRT T2: SI ROI SKM	MRT T2: $\sigma$ SI ROI SKM	MRT T2: SI ROI Raumforderung / SI ROI SKM	KM-Anreicher- ungsverhalten (Menge)
5030	58	2,273	1170	393	105	49	11,143	hgr	heterogen
20640	32	1,170	794	636	106	48	7,491	mgr	heterogen
62355	69	1,795	1332	275	122	52	10,918	hgr	heterogen
64146	30	1,668	499	212	76	28	6,566	hgr	heterogen
66407	35	1,217	395	102	80	30	4,938	hgr	heterogen
78431	56	1,745	897	177	90	27	9,967	hgr	heterogen
84345	42	1,317	490	92	86	31	5,698	hgr	heterogen
79018	77	1,454	1424	433	133	48	10,707	hgr	heterogen
93468	45	1,667	683	189	81	31	8,432	hgr	heterogen
99802	44	1,647	610	271	74	26	8,243	hgr	heterogen
116517	69	1,449	539	69	80	39	6,738	hgr	heterogen
124403	44	1,059	966	127	101	29	9,564	mgr	homogen
127249	54	3,628	611	151	71	34	8,606	hgr	heterogen

ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, KM = Kontrastmittel, mgr = mittelgradig, MRT = Magnetresonanztomographie, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SI = Signalintensität, SKM = Skelettmuskulatur, T1 = T1-Wichtung, T2 = T2-Wichtung

*Tabelle 92: Tabelle der Auswertung inkl. Signalement, Ergebnissen laut Goldstandard-Untersuchung sowie Ergebnissen der Computer- und Magnetresonanztomographie*

Signalement	Befunde laut Magnetresonanztomographie								
	Patienten- Nummer	MRT T1 post KM: $\sigma$ SI ROI SKM	MRT T1 post KM: SI ROI Raumfor- derung / SI ROI SKM	MRT T2: SI ROI Raumfor- derung	MRT T2: $\sigma$ SI ROI Raumfor- derung	MRT T2: SI ROI SKM	MRT T2: $\sigma$ SI ROI SKM	MRT T2: SI ROI Raumforderung / SI ROI SKM	KM-Anreicher- ungsverhalten (Menge)
21856	29	1,978	232	119	58	23	4,000	hgr	heterogen
71794	35	1,491	1290	378	70	32	18,429	mgr	rim enhancement mit Kompartimentierung
74556	31	1,784	1083	221	106	34	10,217	mgr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
74870	51	1,985	1162	297	113	51	10,283	mgr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
86182	35	1,442	579	101	87	43	6,655	hgr	heterogen
5840	*	*	1589	120	80	36	19,863	*	*
99892	39	1,972	1583	363	123	50	12,870	mgr	rim enhancement mit Kompartimentierung
107499	64	0,876	2472	331	142	76	17,408	ggr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
111901	58	1,009	546	388	140	67	3,900	mgr	heterogen
120185	37	1,843	1491	299	131	42	11,382	mgr	rim enhancement mit Kompartimentierung
124349	60	0,740	1775	339	81	33	21,914	ggr	rim enhancement ohne Kompartimentierung
125055	46	0,774	1666	110	89	46	18,719	ggr	rim enhancement mit Kompartimentierung
17143	62	1,219	1985	147	140	71	14,179	ggr	rim enhancement ohne Kompartimentierung

ggr = geringgradig, hgr = hochgradig, KM = Kontrastmittel, mgr = mittelgradig, MRT = Magnetresonanztomographie, ROI = Region of Interest,  $\sigma$  = Standardabweichung, SI = Signalintensität, SKM = Skelettmuskulatur, T1 = T1-Wichtung, T2 = T2-Wichtung

## 11 Danksagung

Ein herzliches Dankeschön an all diejenigen, die mich bei der Anfertigung und vor allem der Fertigstellung dieser Doktorarbeit unterstützt und motiviert haben.

Besonders bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. Kramer, meinem Doktorvater, ohne den die Durchführung dieser Dissertation nicht möglich gewesen wäre. Vielen Dank für die stetige Hilfe, Unterstützung und die schnellen Korrekturen!

Ein riesengroßes, herzliches Dankeschön gebührt meiner Betreuerin, Frau Dr. Nele Ondreka, die mir mit ihrer unendlichen Begeisterung für bildgebende Diagnostik immer helfend und motivierend zur Seite stand.

Vielen Dank auch den übrigen Mitarbeitern der radiologischen Abteilung für die Durchführung der Untersuchungen im Rahmen meiner Studie.

Für die statistische Auswertung danke ich Herrn Dr. Klaus Failing und Frau Marion Sparenberg von der AG Biomathematik und Datenverarbeitung des Fachbereichs Veterinärmedizin der Justus-Liebig-Universität Gießen.

Ganz herzlich bedanke ich mich bei meinen ehemaligen Kollegen der Klinik für Kleintiere, Chirurgie, sowohl für die seelische als auch für die moralische Unterstützung! Besonders erwähnen möchte ich hierbei meine Kollegen, die mit mir ein Büro teilten und Frau Dr. Diana Olerth, die meine Betreuung im Bereich der Ophthalmologie übernahm.

Ebenso möchte ich Dr. Stefan Kindler für die Unterstützung bei der Fertigstellung meiner Doktorarbeit danken und für die Möglichkeit, mich als Mitarbeiterin in seiner Tierarztpraxis im Bereich der Ophthalmologie weiterzubilden und zu spezialisieren.

Ich danke meinen lieben Eltern, die stets an mich glauben und mich in meinem beruflichen Werdegang immer bestärkt und unterstützt haben.

Zum Schluss gilt mein größtes und herzlichstes Dankeschön meinem Mann, Dr. Sven Steinmüller, der mich stets angespornt hat nicht aufzugeben und mir auch in schwierigen Zeiten als Partner und Freund immer zur Seite steht.

ISBN 978-3-86345-377-0



**Verlag: Deutsche Veterinärmedizinische Gesellschaft Service GmbH**  
**35392 Gießen · Friedrichstraße 17 · Tel. 0641 / 24466 · Fax: 0641 / 25375**  
**E-Mail: [info@dvj.de](mailto:info@dvj.de) · Internet: [www.dvj.de](http://www.dvj.de)**