

**Dreidimensionale vektorbasierte  
computertomographische Winkelmessung der  
Hintergliedmaße des Hundes**

von Juliette Bénédicte Burg-Personnaz

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

**Dreidimensionale vektorbasierte  
computertomographische Winkelmessung der  
Hintergliedmaße des Hundes**

von Juliette Bénédicte Burg-Personnaz  
aus Mulhouse, Frankreich

München 2022



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

Lehrstuhl für Chirurgie der Kleintiere

Arbeit angefertigt unter der Leitung von:  
Univ.-Prof. Dr. Andrea Meyer-Lindenberg

Mitbetreuung durch:  
Dr. Andreas Brühshwein



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

**Dekan:** Univ.-Prof. Dr. Reinhard K. Straubinger, Ph. D.  
**Berichterstatter:** Univ.-Prof. Dr. Andrea Meyer-Lindenberg  
**Korreferent:** Priv.-Doz. Dr. Rebecca A.-M. Kenngott

**Tag der Promotion:** 30. Juli 2022



# Inhaltsverzeichnis

<b>I</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>II</b>	<b>Literaturübersicht</b>	<b>5</b>
II.1	Die Anatomie der Hintergliedmaße des Hundes . . . . .	5
II.1.1	Die Knochen der Beckengliedmaße . . . . .	5
II.1.1.1	Das Femur . . . . .	5
II.1.1.2	Die Patella . . . . .	6
II.1.1.3	Das Skelett des Unterschenkels (Zeugopodium) . . . . .	6
II.1.1.4	Die Tibia . . . . .	6
II.1.1.5	Die Fibula . . . . .	7
II.1.1.6	Das Skelett des Hinterfußes . . . . .	7
II.1.1.7	Der Tarsus . . . . .	8
II.1.2	Die Gelenke der Hintergliedmaße . . . . .	8
II.1.2.1	Das Kniegelenk . . . . .	8
II.1.2.2	Die Verbindung zwischen Tibia und Fibula . . . . .	10
II.1.2.3	Die Articulatio tarsi . . . . .	10
II.1.2.4	Der Bandapparat des Tarsus . . . . .	11
II.1.2.5	Die Muskulatur des Kniegelenks . . . . .	12
II.1.3	Statik und Dynamik der Hintergliedmaße . . . . .	13
II.2	Orientierung im Raum . . . . .	14
II.2.1	Anatomische Ebenen . . . . .	14
II.2.2	Die anatomische und mechanische Achse . . . . .	16
II.2.3	Abnormale Knochenwinkel . . . . .	16
II.2.3.1	Varus- und Valgusfehlstellung . . . . .	16
II.2.3.2	Prokurvation und Rekurvation . . . . .	16
II.2.3.3	Torsion und Anteversion . . . . .	17
II.2.3.4	Translation . . . . .	17
II.2.4	Abnormale Gelenkstellung . . . . .	17
II.3	Ursachen von Knochendeformationen . . . . .	18

II.4	Die Patellaluxation . . . . .	19
II.4.1	Formen der Patellaluxation . . . . .	20
II.4.1.1	Luxatio patella traumatica . . . . .	20
II.4.1.2	Luxatio patellae congenita medialis . . . . .	20
II.4.1.3	Luxatio patellae congenita lateralis . . . . .	20
II.4.2	Pathophysiologie der medialen Patellaluxation . . . . .	20
II.4.3	Pathophysiologie der lateralen Patellaluxation . . . . .	24
II.4.4	Diagnose der Patellaluxation . . . . .	24
II.4.5	Rassenprädispositionen für die Patellaluxation . . . . .	27
II.4.6	Therapie der Patellaluxation . . . . .	27
II.4.6.1	Konservative Therapie . . . . .	27
II.4.6.2	Operative Therapie . . . . .	27
II.4.6.2.1	Trochleakeilvertiefung, Trochleablock- resektion und subchondrale Trochleaver- tiefung . . . . .	27
II.4.6.2.2	Desmotomie (Fasziotomie), Faszien- und Gelenkkapseldopplung . . . . .	28
II.4.6.2.3	Transposition der Tuberositas tibiae . . . . .	29
II.4.6.2.4	Faden- und Faszienzügel . . . . .	29
II.4.6.2.5	Korrekturosteotomie . . . . .	29
II.4.6.2.6	Korrekturosteotomie des Femurs . . . . .	29
II.4.6.2.7	Korrekturosteotomie der Tibia . . . . .	30
II.4.7	Komplikationsraten und Vergleiche der Operations- methoden der Patellaluxation . . . . .	30
II.5	Präoperative Planung und Evaluierung von Fehlstellungen der Hintergliedmaßen . . . . .	34
II.5.1	Röntgenologische Untersuchung . . . . .	34
II.5.2	Computertomographische Untersuchung . . . . .	35
II.5.3	Winkelmessung . . . . .	35
II.5.3.1	Allgemeines . . . . .	35
II.5.3.2	Röntgenologische Winkelmessungen . . . . .	36
II.5.3.2.1	Messungen am Femur . . . . .	36
II.5.3.2.2	Messungen an der Tibia . . . . .	40
II.5.4	Computertomographische Winkelmessungen . . . . .	42
II.5.4.1	Femur . . . . .	42
II.5.4.1.1	Patella . . . . .	45
II.5.4.1.2	Tibia . . . . .	46
II.5.4.2	VoXim® gestützte Messmethode . . . . .	48
II.5.4.3	Messergebnisse . . . . .	50

II.6	Mathematische Grundlagen der vektorbasierten Winkel-	
	messung . . . . .	53
II.6.1	Klinische Bedeutung von Winkelmessungen . . . . .	53
II.6.2	Vektoren . . . . .	53
II.6.2.1	Definition . . . . .	53
II.6.2.2	Addition und Skalierung . . . . .	54
II.6.2.3	Skalarprodukt . . . . .	55
II.6.2.4	Kreuzprodukt . . . . .	56
II.6.3	Ebenen . . . . .	57
II.7	Statistik . . . . .	58
II.7.1	Bland-Altman Diagramm . . . . .	58
<b>III</b>	<b>Untersuchungsgut, Material und Methoden</b>	<b>61</b>
III.1	Erster Teil: Entwicklung einer vektorbasierten dreidimen-	
	sionalen Messmethode . . . . .	61
III.1.1	Untersuchungsgut und Einschlusskriterien . . . . .	62
III.1.2	Auswahlkriterien für das Programm . . . . .	63
III.1.3	Installation des Programms . . . . .	64
III.1.4	Winkelmessung . . . . .	64
III.1.5	Benutzung des Programms . . . . .	64
III.1.5.1	Definition der Projektionsebene zur Torsions-	
	winkelmessung . . . . .	66
III.1.5.2	Definition der Projektionsebene zur Varus-	
	oder Valguswinkelmessung . . . . .	67
III.1.5.3	Mathematische Durchführung der Winkelmes-	
	sung . . . . .	67
III.1.5.4	Bestimmung der Winkelrichtung . . . . .	70
III.1.5.5	Berechnung des Antetorsionswinkels . . . . .	71
III.1.5.6	Berechnung des Varus- oder Valguswinkel des	
	Femurs . . . . .	79
III.1.5.7	Berechnung der femorotibialen Rotation . . . . .	81
III.1.5.8	Berechnung der Tibiatorsion . . . . .	83
III.1.5.9	Berechnung des Varus- oder Valguswinkels der	
	Tibia . . . . .	85
III.1.5.10	Berechnung der tibiotalaren Rotation . . . . .	88
III.1.6	Validierung der Messmethode . . . . .	89
III.1.7	Statistik zum Vergleich beider Messmethoden . . . . .	90
III.2	Zweiter Teil: Untersuchung der Winkel der Hintergliedma-	
	ße von sechs unterschiedlichen Rassen bei Patienten ohne	
	Patellaluxation . . . . .	91

III.2.1	Untersuchungsgut und Einschlusskriterien . . . . .	91
III.2.2	Durchführung der Untersuchung der Winkelung der Hintergliedmaße . . . . .	92
III.2.3	Statistik und Datenanalyse der Winkel der Hinter- gliedmaße im Vergleich zwischen den Hunderassen .	92
III.2.4	Die CT-Untersuchung der Hintergliedmaßen . . . . .	93
<b>IV</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>95</b>
IV.1	Ergebnisse des vektorbasierten dreidimensionalen Pro- gramms . . . . .	95
IV.1.1	Ergebnis der Umsetzung in 3D Slicer . . . . .	95
IV.1.2	Ergebnisse des Vergleichs von VoXim® und 3D Sli- cer softwaregestützter Winkelmeßmethode . . . . .	96
IV.1.3	Der Antetorsionswinkel . . . . .	101
IV.1.4	Der Varus- oder Valguswinkel des Femurs . . . . .	102
IV.1.5	Die femorotibiale Rotation . . . . .	103
IV.1.6	TibiatorSION . . . . .	104
IV.1.7	Varus- oder Valguswinkel der Tibia . . . . .	105
IV.1.8	Die tibiotalare Rotation . . . . .	106
IV.1.9	Experiment zur Erklärung der Winkelunterschiede .	107
IV.2	Vergleich der Winkel der Hintergliedmaßen orthopädisch gesunder Hunde nach Hunderasse . . . . .	108
IV.2.1	Vergleich des Antetorsionswinkels verschiedener Hunderassen . . . . .	111
IV.2.2	Vergleich des Varus- oder Valguswinkels des Femurs verschiedener Hunderassen . . . . .	114
IV.2.3	Vergleich der femorotibialen Rotation verschiedener Hunderassen . . . . .	117
IV.2.4	Vergleich der TibiatorSION verschiedener Hunderassen	120
IV.2.5	Vergleich des Varus- oder Valguswinkels der Tibia verschiedener Hunderassen . . . . .	123
IV.2.6	Vergleich der tibiotalaren Rotation verschiedener Hunderassen . . . . .	126
<b>V</b>	<b>Diskussion</b>	<b>129</b>
V.1	Entwicklung einer neuen Winkelmeßmethode . . . . .	129
V.2	Vergleich der Winkel der Hintergliedmaßen ausgewählter Hunderassen . . . . .	135
<b>VI</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>145</b>

<b>VII Summary</b>	<b>149</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>153</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>157</b>
<b>Literatur</b>	<b>159</b>
<b>Danksagung</b>	<b>171</b>



# Abkürzungsverzeichnis

- aLDFA** *anatomic lateral distal femoral angle*
- aLPFA** *anatomic lateral proximal femoral angle*
- collat.** collateral
- CORA** *center of rotation and angulation*
- CT** Computertomographie
- DFC** distaler Femurschaftmittelpunkt
- FHC** Femurkopfmittelpunkt *femur head center*
- FNBC** Femurhalsbasismittelpunkt *femur neck base center*
- KI** künstlicher Intelligenz
- lat.** lateral
- LCCT** kraniolateraler Punkt auf der Cochlea tibiae
- LCT** kaudalster Punkt auf dem lateralen Kondylus der Tibia
- LFCC** kaudalster Punkt des lateralen Femurkondylus
- Lig.** Ligamentum
- Ligg.** Ligamenta
- LPL** laterale Patellaluxation
- M.** Musculus
- MCCT** kraniomedialer Punkt auf der Cochlea tibiae
- MCT** kaudalster Punkt des medialen Kondylus der Tibia
- med.** medial
- MFCC** kaudalster Punkt des medialen Femurkondylus
- mLDFA** *mechanic lateral distal femoral angle*
- mMDTA** *mechanical medial distal tibial angle-*
- mMPTA** *mechanical medial proximal tibial angle*

**MPL** mediale Patellaluxation

**MPR** multiplanare Rekonstruktion

**PFC** proximaler Femurschaftmittelpunkt

**Q-Winkel** Quadriceps-Winkel

**VR** *volume rendering*





# I. Einleitung

Die Luxatio patellae stellt eine der häufigsten orthopädischen Krankheiten des Hundes dar (Priester 1972). Diese tritt häufiger in medialer als in lateraler Richtung auf und kommt vermehrt bei kleinen Hunderassen vor (Alam et al. 2007; Arthurs und Langley-Hobbs 2006).

Die Pathophysiologie der Patellaluxation ist multifaktoriell (Aghapour et al. 2019; Kaiser et al. 2001b; Soparat et al. 2012; Yasukawa et al. 2016). Als Kofaktoren der Patellaluxation werden Knochendeformationen und eine Veränderung des Quadriceps-Winkels (Q-Winkel) beschrieben (Aghapour et al. 2019; Kaiser et al. 2001b; Soparat et al. 2012; Yasukawa et al. 2016). Der Antetorsionswinkel und die proximale Tibiavalgusstellung sinken, wenn der Grad der medialen Patellaluxation steigt (Fitzpatrick et al. 2012; Yasukawa et al. 2016). Der Varuswinkel des Femurs und die Außentorsion der distalen zur proximalen Tibia steigen bei einer Erhöhung des medialen Patellaluxationsgrades (Aghapour et al. 2019; Soparat et al. 2012; Yasukawa et al. 2016).

Die Therapie der medialen Patellaluxation ist meistens multimodal (Di Donna et al. 2018; Schulz 2009). Diese beinhaltet eine Transposition der Tuberositas tibiae, eine Trochleavertiefung, eine Doppelung des lateralen Retinaculum, der Oberschenkel- und Kniefaszie und die mediale Desmotomie (Di Donna et al. 2018; Schulz 2009). Je nach Autor liegt die postoperative Relaxationsrate zwischen 8 % und 48 % (Arthurs und Langley-Hobbs 2006; Gibbons et al. 2006; Oboladze 2010; Swiderski und Palmer 2007; Willauer und Vasseur 1987). Um die postoperative Relaxationsrate zu verbessern, ist eine gute präoperative Evaluation und Operationsplanung not-

wendig (Arthurs und Langley-Hobbs 2006). Bei einer deutlichen Fehlstellung der Hintergliedmaße kann eine Korrekturosteomie von Vorteil sein und ist sogar nach manchen Autoren indiziert, wenn der erste operative Versuch nicht gelingt (Bonath und Prieur 1998; Matis 2006).

Zur präoperativen Planung kann bei einer unilateralen Erkrankung die kontralaterale Gliedmaße zur Orientierung benutzt werden. Bei einer bilateralen Erkrankung sind Referenzwerte zur korrekten Einschätzung einer Gliedmaßendeformität notwendig. Als Indikation wurde von einem Autor der Grenzwert von zwölf Grad Varuswinkel und von einem anderen Autor der Grenzwert von zehn Grad Varuswinkel des Femurs röntgenologisch empfohlen, ab der eine Korrekturosteotomie sinnvoll sein könnte (Slocum und Slocum 2000; Swiderski und Palmer 2007). Neben der Röntgenuntersuchung ist die Computertomographie eine sehr präzise Methode zur Winkelmessung an der Hintergliedmaße. Hinsichtlich der Reproduzierbarkeit ist die auf Computertomographie (CT) basierende Messung der röntgenologischen Messung überlegen (Apelt et al. 2005; Barnes et al. 2015). Manche Autoren führen Messungen anhand von Röntgenbildern durch (Aghapour et al. 2019; Bardet et al. 1983; Dismukes et al. 2007; Johnson et al. 2006; Lambert und Wendelburg 2010), andere anhand von CT-Bildern (Adams et al. 2017; Al Aiyani et al. 2007; Al Aiyani et al. 2019; Aper et al. 2005; Barnes et al. 2015; Dobbe et al. 2011; Fitzpatrick et al. 2012; Georgiadis et al. 2015; Jend et al. 1980; Lör 1999; Oxley et al. 2013; Yasukawa et al. 2016) und die wenigsten anhand einer magnetresonanztomographischen Untersuchung (Ginja et al. 2009; Kaiser et al. 2001b; Kaiser et al. 1997). Innerhalb derselben Modalität werden unterschiedliche Winkel und Referenzpunkte der Hintergliedmaße benutzt (Apelt et al. 2005; Aper et al. 2005; Dudley et al. 2006; Fitzpatrick et al. 2012; Lör 1999; Oxley et al. 2013). Selbst bei der Durchführung der Messungen mithilfe von CT- oder

Magnetresonanztomographie (MRT)-Bildern wird meist im zweidimensionalen Raum gerechnet: es wird ein geeignetes Schnittbild gesucht, das alle Punkte beinhaltet, die zur Messung benötigt werden (Apelt et al. 2005; Aper et al. 2005; Dudley et al. 2006; Fitzpatrick et al. 2012; Lör 1999; Oxley et al. 2013). Es wurde bisher nur eine Methode im dreidimensionalen Raum beschrieben, diese kann leider nicht weiterentwickelt werden, da das dafür benutzte Programm nicht mehr verfügbar ist (Schmitz 2016).

Das erste Ziel dieser Dissertation ist eine neue Methode zu entwickeln, die es durch Vektorgeometrie ermöglicht Winkel anhand von Punkten im dreidimensionalen Raum zu berechnen. Diese neue Winkelmessmethode soll lagerungsunabhängig und benutzerfreundlich sein. Außerdem soll sie zukünftig beliebig angepasst und erweitert werden können, da der Programmcode veröffentlicht werden soll.

Das zweite Ziel dieser Dissertation ist ein Vergleich der Winkel der Hintergliedmaße zwischen Hunden unterschiedlicher Rassen ohne Patellaluxation. Dies soll die Einschätzung der normalen Winkelverhältnisse bei den jeweiligen Rassen zukünftig vereinfachen. Unsere Hypothese ist, dass diese sich je nach Rasse signifikant unterscheiden.



## II. Literaturübersicht

### II.1 Die Anatomie der Hintergliedmaße des Hundes

#### II.1.1 Die Knochen der Beckengliedmaße

##### II.1.1.1 Das Femur

Das Femur stellt den proximalen freibeweglichen Knochen der Beckengliedmaße dar und wird somit als Stylopodium bezeichnet. Es handelt sich um den stärksten Knochen des Skeletts. Distal am Femur liegen kranial die Kniescheibe und kaudal zwei Sesambeine in den Ursprungssehnen des Musculus (M.) gastrocnemius, auch Fabellae genannt, sowie ein Sesambein in der Ursprungssehne des M. popliteus, das Cyamella genannt wird (Benthien und Brunner 2010; König und Liebich 2014; Nickel et al. 2001; Waibl et al. 2012). Das Femur wird in drei Teile unterteilt. Im proximalen Endstück liegt der Femurkopf, Caput ossis femoris, der nach medial herausragt und der mit den Beckenknochen das Hüftgelenk bildet. Der Femurkopf wird mit dem Femurschaft durch den Femurhals verbunden. Lateral des Femurkopfes findet man den Trochanter major, auch als großer Umdreher bezeichnet, medial ist er zur Fossa trochanterica, der Umdrehergrube, vertieft. Dort setzen die Muskeln der Kruppe an, die zur Hüftgelenksstreckung dienen. Distal des Femurkopfes liegt der Trochanter minor, der kleine Umdreher, der den Ansatz des M. iliopsoas darstellt. (König und Liebich 2014; Nickel et al. 2001).

Das distale Endstück des Femurs besteht aus den zwei kaudal abgebo- genen Femurkondylen, einem lateralen und einem medialen, zwischen denen die Fossa intercondylaris liegt. Auf den Seiten der Kondylen befindet sich je eine Bandgrube und der Epicondylus lateralis und medialis. Distal am lateralen Kondylus liegt kraniolateral die Fossa extensoria und weiter kau- dal die Fossa M. poplitei (König und Liebich 2014; Nickel et al. 2001). Die Kniescheibenrolle, Trochlea ossis femoris, die aus einer Rollfurche, Sulcus, und zwei flankierenden Rollkämmen besteht, befindet sich kraniodistal am Femur.

#### **II.1.1.2 Die Patella**

Die Patella befindet sich in der Endsehne des M. quadriceps femoris und gilt als das größte Sesambein im Körper (E. Evans und De Lahunta 2013). Diese besteht aus einer femurnahen, glatten Facies articularis, einer unter der Haut liegenden, rauen Facies cranialis, sowie aus einer Basis, die pro- ximal zum Muskelansatz dient und distal zur Spitze, Apex, wird (Nickel et al. 2001).

#### **II.1.1.3 Das Skelett des Unterschenkels (Zeugopodium)**

Der Unterschenkel besteht aus der stärkeren Tibia und der schwächeren Fibula. Diese liegen nahezu parallel und können sich nicht gegeneinander drehen. Dazwischen liegt das Spatium interosseum. Beim Hund sind Tibia und Fibula gleich lang.

#### **II.1.1.4 Die Tibia**

Die Tibia erfährt in der ersten Lebenszeit eine Umformung, die durch den Muskelzug bedingt ist (Nickel et al. 2001). Proximal besitzt ihr Quer- schnitt eine dreieckige Form. Kranioproximal liegt die Tuberositas tibiae,

die die mediale, gewölbte und muskelfreie Facies medialis von der lateralen, bemuskelten, leicht ausgehöhlten Facies lateralis trennt. Proximal liegen ebenso Condylus lateralis und medialis, die beide durch die Incisura poplitea getrennt sind. Beide besitzen eine Facies articularis proximalis, die wichtig für das Kniegelenk ist. Die Eminentia intercondylaris liegt zwischen beiden Kondylen. An ihr erheben sich die Tubercula intercondylaria mediale und laterale, die durch die Area intercondylaris centralis getrennt sind. Am lateralen Kondylus liegt die Facies articularis fibulae, die Artikulationsfläche zur Fibula. Kranial davon findet man den Sulcus extensorius (König und Liebich 2014; Nickel et al. 2001).

An der distalen Tibia liegt die mit dem Tarsus artikulierende Cochlea tibiae. Auf der Seite der Fibula liegt die Incisura fibularis tibiae, während medial der Malleolus medialis die Cochlea tibiae überragt (Nickel et al. 2001).

### **II.1.1.5 Die Fibula**

Die Fibula, auch Wadenbein genannt, überragt distal die Tibia. Proximal besteht sie aus dem Caput fibulae, der über die Facies articularis capitis mit der Tibia gelenkig verbunden ist. Distal besteht die Fibula aus dem Malleolus lateralis, diese artikuliert über die Facies articularis malleoli mit der Tibia (König und Liebich 2014; Nickel et al. 2001; Waibl et al. 2012).

### **II.1.1.6 Das Skelett des Hinterfußes**

Der Hinterfuß besteht aus der Hinterfußwurzel (Tarsus), der Ossa metatarsalia und der Ossa digitorum pedis. Am Tarsus befindet sich dorsal die Beugeseite und plantar die Streckseite (Nickel et al. 2001).

### II.1.1.7 Der Tarsus

Der Tarsus besteht aus drei Reihen: einer proximalen oder kralen, einer mittleren oder intertarsalen und einer distalen, auch metatarsal genannten Reihe (Nickel et al. 2001).

Talus und Calcaneus stellen die proximale Reihe dar. Der Talus besteht aus einem Corpus tali, einer dorsoproximal gelegenen Gelenkrolle, der Trochlea tali und distal aus einer Gelenkfläche, die als Caput tali bezeichnet wird. Die Abgrenzung zwischen Caput und Corpus tali wird Collum tali genannt (Waibl et al. 2012).

Die freie Seite des Calcaneus wird als Tuber calcanei bezeichnet, mediodistal findet man das Sustentaculum tali (Nickel et al. 2001).

Die Ossa metatarsalia werden von medial nach lateral als Os metatarsale primum bis quintum bezeichnet. Diese werden von proximal nach distal in eine Basis, einen Corpus und in ein Caput unterteilt.

Die Hinterzehen, Digni pedis, bestehen aus drei Zehenknochen, den Phalanges. Die paarigen Sesambeine finden sich als Ossa sesamoida proximalia und distalia an den jeweiligen proximalen und distalen Zehengelenken (Nickel et al. 2001).

## II.1.2 Die Gelenke der Hintergliedmaße

### II.1.2.1 Das Kniegelenk

Die Articulatio femoropatellaris und die Articulatio femorotibialis bilden das komplexe Kniegelenk. Beide Gelenke sind funktionell voneinander getrennt (Frewein und Vollmerhaus 1994).

Das Kniekehlgelenk oder Articulatio femorotibialis, wird durch die Kondylen des Femurs und durch die Facies articularis der Tibia gebildet. Es han-

delt sich um ein Spiral- und Wechselgelenk. Beide Kondylen sind stark gekrümmt, während die Artikulationsflächen der Tibia recht eben sind. Zum Ausgleich liegen die Menisci articularis vor. Diese sind mandarinenförmig und innen dünn und konkav, während sie außen dick und konvex sind. Zur Tibia hin sind die Menisken gerade, zum Femur hin sind diese ausgehöhlt (Nickel et al. 2001).

Die Gelenkkapsel des Kniegelenks setzt an allen Gelenkrändern und an den Außenrändern der Menisken mit ihrer Membrana fibrosa an. Zwei Gelenkhöhlen, eine laterale und eine mediale, werden axial getrennt, stehen aber in offener Verbindung zueinander. Die laterale Höhle umgreift sowohl die Ursprungssehne des langen Zehenstreckers, *M. extensor digitorum longus*, als auch die des Kniekehlmuskels, *M. popliteus* (Nickel et al. 2001).

Nach der Nomina Anatomica Veterinaria (Waibl et al. 2012) gibt es nur zwei Meniskusbänder. Das vom lateralen Meniskus ausgehende und zum Femur reichende Ligamentum (Lig.) meniscofemorale laterale stellt das erste Meniskusband dar und das Querband, Ligamentum transversum genu, das die kranialen Winkel der beiden Menisken miteinander verbindet stellt das zweite Meniskusband dar.

Zwischen Femur und Unterschenkel liegen Seiten- und Kreuzbänder. Die Ligamenta (Ligg.) collateralia sind zwischen den Bandhöckern des Femurs und der Tibia sowie der Fibula zu finden. Die Kreuzbänder liegen zwischen beiden Gelenkhöhlen. Das Lig. cruciatum craniale kommt von der Interkondylarfläche des lateralen Femurknorrens und zieht zur Area intercondylaris centralis tibiae (Nickel et al. 2001). Das Lig. cruciatum caudale kommt von der Interkondylarfläche des medialen Femurknorrens und zieht zur Incisura poplitea tibiae (König und Liebich 2014; Nickel et al. 2001).

Das Kniescheibengelenk oder *Articulatio femoropatellaris* wird von der Kniescheibe und von der *Trochlea ossis femoris* gebildet. Es handelt sich um ein Schlittengelenk. Die *Patella* gleitet bei Bewegung des Kniekehlgelenks entlang der Femurrolle (König und Liebich 2014; Nickel et al. 2001).

Die Gelenkhöhle geht bis zum *M. quadriceps* und wird von der Kniegelenkhöhle durch die Gelenkkapsel begrenzt. Zu den Bändern des Kniescheibengelenks gehören die *Retinacula patellae* (Faszienverstärkungen zur Fixierung der *Patella* am Oberschenkel) und das *Lig. patellae*, das die Endsehne des *M. quadriceps femoris* darstellt (König und Liebich 2014; Nickel et al. 2001).

Im Verlauf des *M. quadriceps femoris* wird die *Patella* eingelagert, distal davon spricht man vom *Lig. patellae*, das an der *Tuberositas tibiae* ansetzt. Zwischen diesem und der Gelenkkapsel liegt der *Corpus adiposum infrapatellare* und proximal der *Tibia* liegt die *Bursa infrapatellaris* (Nickel et al. 2001).

### **II.1.2.2 Die Verbindung zwischen Tibia und Fibula**

Die *Articulationes tibiofibularis proximalis* und *distalis* stellen ein straffes Gelenk dar. (Nickel et al. 2001).

### **II.1.2.3 Die *Articulatio tarsi***

Die *Articulatio tarsi* ist ein zusammengesetztes Gelenk, das aus vier Gelenkspalten mit eigenen Gelenkhöhlen besteht (E. Evans und De Lahunta 2013; Frewein und Vollmerhaus 1994):

1. Die *Articulatio tarsocruralis*, gebildet durch die *Trochlea tali*, die *Cochlea tibiae* und die distale Fibulagelenksfläche ist ein Schraubengelenk.

2. Die Articulationes talocalcaneocentralis et calcaneoquartalis verbinden Talus und Calcaneus mit dem Os tarsi centrale und dem Os tarsi quartum.
3. Die Articulatio centrodistalis verbindet die Tarsalknochen mit Ausnahme des Os tarsale quantum mit dem Os tarsi centrale. Es handelt sich um ein straffes Gelenk.
4. Die Articulationes tarsometatarsae verbinden die distalen Tarsalknochen mit den Metatarsalknochen. Es handelt sich um straffe Gelenke.

Zwischen den Knochen der jeweiligen Reihen bestehen Articulationes intertarsae, die straffe Gelenke darstellen (Nickel et al. 2001).

#### **II.1.2.4 Der Bandapparat des Tarsus**

Die Seitenbänder des Tarsus bestehen aus den langen Kollateralbändern und den kurzen Seitenbändern (Nickel et al. 2001).

1. Das Lig. collateral (collat.) lateral (lat.) longum kommt vom Malleolus lateralis, um am lateralen Tarsalknochen, proximal der lateralen Metatarsalknochen, anzusetzen.
2. Das Lig. collat. lat. breve entspringt zum Teil am Malleolus lateralis und setzt zweischenklig am Calcaneus an.
3. Das Lig. collat. lat. wird als Pars calcaneofibularis bezeichnet. Die Pars calcaneometatarsae kommt vom proximalen Fersenbein, um im lateralen Kollateralband zu enden.
4. Das Lig. collat. medial (med.) longum kommt vom Malleolus medialis, um medioproximal an den Metatarsalknochen anzusetzen.
5. Das Lig. collat. med. breve ist in eine Pars tibiotalaris und eine Pars tibio calcanea unterteilt.

6. Die Ligg. talocalcanei laterale und plantare verbinden Talus und Calcaneus lateralis und plantaris.
7. Die Ligg. tarsi dorsalia, plantaria et interossea stellen die distalen Fußwurzelbänder dar. Die Ligg. tarsi dorsalia entspringen am Talus, um am Os tarsi centrale, Os tarsale tertium und quantum anzusetzen.
8. Das Lig. plantare longum ist das wichtigste Band unter den Ligg. tarsi plantaria. Es entspringt am Fersenbein und verbindet lateral die Knochen des Tarsus und Metatarsus.
9. Die Ligg. tarsi interossea verlaufen zwischen den Tarsalknochenflächen.
10. Zur dorsalen Verbindung der Tarsalknochen mit den Ossa metatarsalia liegen die Ligg. tarsometatarsae vor (Nickel et al. 2001).

### II.1.2.5 Die Muskulatur des Kniegelenks

Das Kniegelenk wird durch viele Muskeln der Hüfte, vor allem die der Hinterbackenmuskulatur, bewegt. Zu den besonderen Muskeln des Kniegelenks gehören der M. quadriceps femoris und der M. popliteus. (Nickel et al. 2001).

Der auch als vierköpfiger Kniegelenkstrecker bezeichnete M. quadriceps femoris liegt kranial am Oberschenkel in der Tiefe. Einer seiner Köpfe entspringt an der Darmbeinsäule, während die drei anderen am Oberschenkelbein entspringen. Als stärkster Strecker des Kniegelenkes ist er an der Vorwärtsbewegung sowie allgemein an der Fixation der Hintergliedmaße beteiligt (König und Liebich 2014; Nickel et al. 2001).

Der Beuger des Kniegelenkes und Pronator des Unterschenkels, der M. popliteus, entspringt an der Fossa M. poplitei und verläuft spiralig von der

kaudalen zur medialen Seite der Tibia, wo er dort am medialen Rand und an der Hinterfläche inseriert (König und Liebich 2014; Nickel et al. 2001).

### **II.1.3 Statik und Dynamik der Hintergliedmaße**

Die Hintergliedmaßen wirken bei den Landsäugetern als Stemm- und Wurfhebelwerk und sind stärker gewinkelt als die Vordergliedmaßen. Die Patella wird durch den Tonus des M. quadriceps femoris fixiert (Nickel et al. 2001). Die Gewichtsverteilung auf Vorder- und Hintergliedmaßen ist beim Hund so, dass die Vordergliedmaßen 60 % und die Hintergliedmaßen 40 % des Körpergewichts tragen (Unkel-Mohrmann 1999). Diese variiert rasseabhängig (Off und Matis 1997).

Wenn das Kniekehlgelenk gebeugt und gestreckt wird, gleitet die Tibia über die Kondylen des Femurs, deren gemeinsame Drehachse exzentrisch liegt. Eine leichte Drehbewegung des Knies ist auch durch die Menisken möglich. Das Kniegelenk wird deshalb als Spiralgelenk bezeichnet (Nickel et al. 2001). Das Kniegelenk ist beim Hund physiologisch um circa 130° im Stand gebeugt (Nickel et al. 2001). In der mittleren Stellung des Gelenks überbrücken die Seitenbänder den kleinen Radius des Gelenks. Beim Strecken oder Beugen des Gelenks geht der Radius zum größeren Radius über, wodurch eine Bremswirkung entsteht, die das Gelenk schützen soll (Nickel et al. 2001).

Die Schwungphase beginnt an der Hintergliedmaße, indem das Gelenk aus dem Beugen zum Strecken kommt. Hier kommt es zum Auffußen. Der Beginn der Stützbeinphase erfolgt bei gebeugten Sprung- und Kniegelenken, das Hüftgelenk ist wieder zum Strecken bereit (Hottinger et al. 1996; Unkel-Mohrmann 1999). Bei der Bewegung der Hintergliedmaße ist das Hüftgelenk das wichtigste Gelenk, das Kniegelenk ist erst am Ende der Stützbeinphase an der Bewegung aktiv beteiligt (Vasseur 2003).

Die Entwicklung der Knochenform, wie der der Tibia, ist stark vom Muskelzug abhängig. Fehler können somit zu Knochendeformationen und zu gestörten Gelenkbewegungen führen (Nickel et al. 2001).

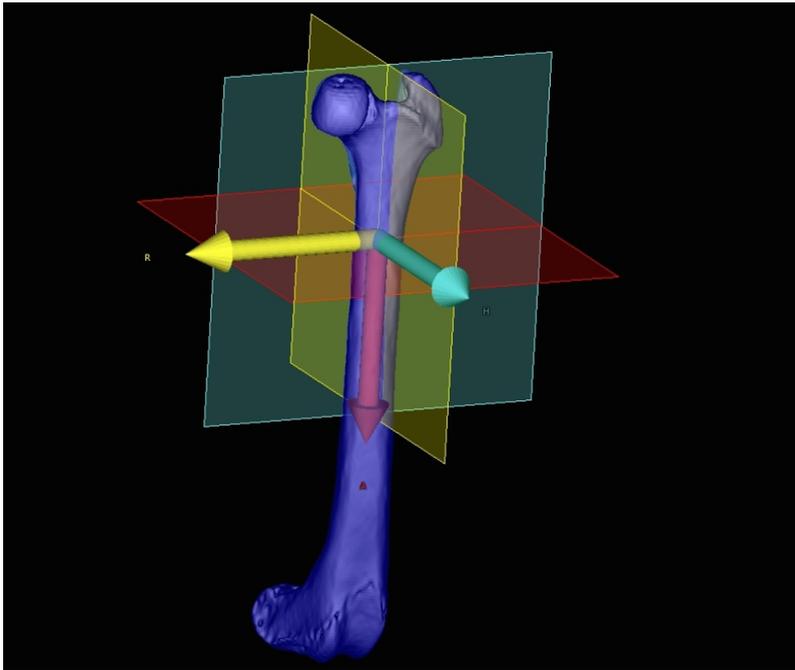
Der M. quadriceps ist für die korrekte Lage der Patella von starker Bedeutung. Allgemein sollten der M. quadriceps, die Patella, die Patellarsehne und die Tuberositas tibiae in einer Achse liegen. Der Muskelzug des M. quadriceps femoris hindert die Rotation der Tibia. Die Stabilität der Kniescheibe ist für die Quadricepsfunktion ausschlaggebend. Die Stabilität der Patella wird durch die Faktoren der femorotibialen Rotation sichergestellt. Diese Faktoren stellen die umgebende Muskulatur und Faszien, die Trochlea ossis femoris, den Retinakulumzug, die Patellarsehne und den M. quadriceps femoris dar (Brinker 2006; Nickel et al. 2001).

## II.2 Orientierung im Raum

### II.2.1 Anatomische Ebenen

Zur räumlichen Beschreibung von Schnittebenen werden in der Anatomie drei zueinander senkrecht liegende Ebenen definiert. Diese werden im Körper als transversale, dorsale und sagittale Ebenen bezeichnet (siehe Abb. II.1) (Nickel et al. 2001; Smallwood et al. 1985; Waibl et al. 2012). Die Medianebene zerlegt den Körper in zwei Hälften, eine rechte und eine linke. Die seitlich gelegenen, parallelen Ebenen zur Medianebene werden auch Paramedian- oder Sagittalebene genannt. Die Sagittalebene teilt die Gliedmaße in einen lateralen und medialen Teil. Die Transversalebene teilt den Körper in einen kranialen und einen kaudalen Teil und wird auch als axiale Ebene bezeichnet (Aghapour et al. 2019; Nickel et al. 2001; Smallwood et al. 1985; Waibl et al. 2012). Die Transversalebene liegt orthogonal zur Körperlängsachse. An den Gliedmaßen teilt die Transversalebene diese

in einen proximalen und einen distalen Teil und liegt senkrecht zur Körperlängsachse. Die dorsale Ebene teilt den Körper in eine obere und untere Hälfte und liegt parallel zur Dorsalfläche des Körpers oder eines Körperteils. An der Gliedmaße teilt die dorsale Ebene diese in eine kraniale und kaudale Hälfte und wird auch in der Humanmedizin als Frontalebene oder coronare Ebene bezeichnet (Barnes et al. 2015; Smallwood et al. 1985; Waibl et al. 2012).



**Abbildung II.1:** Anatomische Ebenen am Beispiel des Femurknochens (aus Schmitz 2016). grün = dorsale Ebene, gelb = sagittale Ebene, rot = transversale Ebene

## **II.2.2 Die anatomische und mechanische Achse**

Die anatomische Achse verläuft durch das Zentrum der Epi-, Dia- und Metaphyse. Diese Linie kann eine Gerade wie auch eine gebogene Linie darstellen. Wenn der Knochen gebogen ist, ist es einfacher zwei Linien, eine distale und eine proximale, zu bestimmen (Petazzoni und Jaeger 2008).

Im Gegensatz dazu ist die mechanische Achse immer eine gerade Linie, da diese durch die Verbindung des Zentrums des proximalen Gelenks mit dem Zentrum des distalen Gelenks entsteht (Petazzoni und Jaeger 2008).

## **II.2.3 Abnormale Knochenwinkel**

Knochenfehlstellungen werden als Abweichungen der anatomischen Achse definiert (Petazzoni und Jaeger 2008).

### **II.2.3.1 Varus- und Valgusfehlstellung**

Eine Valgusfehlstellung ist eine Knochendeformation, bei der das distale Ende des Knochens in der Dorsalebene nach lateral abweicht. Wenn das distale Knochenende in der dorsalen Ebene nach medial abweicht, spricht man von einer Varusfehlstellung (Petazzoni und Jaeger 2008).

### **II.2.3.2 Prokuration und Rekurvation**

Eine Prokuration bezeichnet die kaudale Abweichung des distalen Knochens in der Sagittalebene. Eine Rekurvation liegt vor, wenn der distale Knochen nach kranial in der Sagittalebene abgewinkelt ist (Petazzoni und Jaeger 2008).

### **II.2.3.3 Torsion und Anteversion**

Eine Torsion bezeichnet die Innen- oder Außendrehung des Knochens um seine Längsachse. Die Torsion wird per Konvention proximodistal definiert (Petazzoni und Jaeger 2008; Tomlinson et al. 2007). Die Torsion eines Knochens wird als eine Verdrehung des Knochens um seine eigene Longitudinalachse definiert. Diese Longitudinalachse ist eine Gerade, die von proximal nach distal in der Mitte des Knochenchaftes verläuft. Der Anteversionswinkel quantifiziert die kraniomediale Stellung des Femurhalses. In der Tiermedizin sind bisher keine Kriterien beschrieben, die Version und Torsion unterscheiden lassen würden, weshalb beide Begriffe oft synonym verwendet werden (Georgiadis et al. 2015; Kate 1976).

### **II.2.3.4 Translation**

Als Translation bezeichnet man einen parallelen Versatz der mechanischen Achse des Knochens, der durch eine vorherige Fraktur entstanden ist (Heijens et al. 1999). Diese wird ebenfalls proximodistal beschrieben.

## **II.2.4 Abnormale Gelenkstellung**

Im Falle eines Gelenks spricht man von Valgus, wenn die anatomische Achse des distalen gegenüber dem proximalen Knochen in der Dorsalebene lateral abweicht. Zum Beispiel wird als Genu valgum eine „X-Beinigkeit“ bezeichnet.

Von einem Varus wird beim Gelenk gesprochen, wenn die anatomische Achse des distalen Knochens gegenüber dem proximalen Knochen in der Dorsalebene medial abweicht. Das Genu varum wird auch im Deutschen „O-Beinigkeit“ genannt.

Eine Prokurvatur bezeichnet die kaudale, eine Rekurvatur die kraniale Abweichung eines distalen Knochens zum proximalen in der Sagittalebene.

Eine Rotation eines Gelenks bezeichnet die nach innen oder außen bestehende Deviation eines Knochens im Gelenk in proximodistaler Betrachtung (Chaudier et al. 2015; Petazzoni und Jaeger 2008; Tomlinson et al. 2007). Fehler in der Rotation können durch Gelenkkörperveränderung oder Ungleichgewichte der Weichteile hervorgerufen werden (Löer 1999; Weber et al. 1977).

### II.3 Ursachen von Knochendformationen

Ein vermindertes Knochenwachstum kann durch einen frühzeitigen Fugenschluss durch eine Salter-Harris-Typ V/VI-Fraktur hervorgerufen werden. Zur Fehlstellung kommt es vor allem, wenn paarige Knochen wie an der Hintergliedmaße die Tibia und die Fibula betroffen werden, da diese ein synchrones Wachstum beider Knochen zur Kongruenz der proximalen und distalen Gelenke benötigen (Gower et al. 2008; Jevens und DeCamp 1993; Pepler und Kramer 2014; Pratt 2001). Ein vermehrter Zug auf die Patella kann durch frühzeitigen Schluss der Apophysenfuge der Tuberositas tibiae zustande kommen, weil dies zu einer distalen Verlagerung der Tuberositas tibiae führen kann (Pratt 2001).

Ein Trauma des kaudalen Anteils der proximalen Tibiaepiphyse kann zu einer Vergrößerung des Tibiaplateauwinkels führen. Dieser kann wiederum zu einer Veränderung der Biomechanik des Kniegelenks führen (Gower et al. 2008). Bei den chondrodystrophischen Rassen wie dem Dackel ist eine angeborene Fehlstellung der distalen Tibia im Sinne eines Pes varus bekannt. Diese Fehlstellung entsteht durch einen frühzeitigen exzentrischen medialen Fugenschluss. Ein Pes valgus wird hingegen vor allem bei groß-

wüchsigen Hunderassen gesehen, bei denen ein unvollständiges Wachstum der distalen Fibulaeaphyse dafür verantwortlich ist (Jevens und DeCamp 1993).

Bei einer fehlerhaften Frakturheilung kann es ebenfalls zu Knochendeformitäten und Fehlstellungen kommen (Kim und Lewis 2014). Beispielsweise kann es bei einer distalen Epiphysenfraktur vom Femur ohne Gelenkbeteiligung zu einer Fehlheilung kommen, in der die Epiphyse kaudoproximal verlagert ist (Kim und Lewis 2014; Marretta und Schrader 1983). Daraus resultiert eine Prokurvation, die oft von dem Tier schlecht toleriert wird. Dies kann zu einer Patellaluxation führen (Kim und Lewis 2014). Stoffwechselerkrankungen wie ein hypophysärer Zwergwuchs oder auch Kalzium- und Vitamin-D-Mangel können beim Hund zu Wachstumsstörungen und Fehlstellungen führen (Eigenmann et al. 1984; Hazewinkel 1989). Genetisch bedingte Fehlstellungen im Sinne einer Chondrodystrophie wurden beim Alaskan Malamute, Norwegian Elkhound Grey, Zwergpudel, Labrador Retriever, English Pointer, Pyrenäenberghund und Irish Red Setter beschrieben (Florczuk-Kołomyja und Gruszczynska 2016).

## **II.4 Die Patellaluxation**

Unter einer Patellaluxation versteht man den Zustand, in der die Kniescheibe nicht orthotop, das heißt nicht im Sulcus trochlea ossis femoris, liegt. Es handelt sich um eine der häufigsten Kniegelenkserkrankungen des Hundes (Priester 1972). Ätiologisch wird zwischen einer erworbenen und einer kongenitalen Patellaluxation unterschieden. Die Patella kann nach medial, lateral oder abwechselnd nach medial oder lateral luxiert sein.

## II.4.1 Formen der Patellaluxation

### II.4.1.1 Luxatio patella traumatica

Als erworbene Form gilt eine traumatisch bedingte Patellaluxation aber auch eine Patellaluxation, die als Konsequenz eines anderen Problems auftritt, wie zum Beispiel einer Luxatio ossis femoris. (Brinker 2006). Diese ist stark schmerzhaft, weil es zu einer akuten Verletzung des umliegenden Gewebes kommt, und kommt vor allem in medialer Richtung vor (Brinker 2006).

### II.4.1.2 Luxatio patellae congenita medialis

Die Luxatio patellae congenita medialis stellt die häufigste Form der Patellaluxation dar und kann bei 1,5 % bis 8 % der Hundewelpen aufgefunden werden (O'Neill et al. 2016). Allgemein ist die Inzidenz für eine mediale Patellaluxation beim kleinen Hund zwölfmal höher als beim großen Hund. Weibliche Tiere und kastrierte Tiere scheinen häufiger davon betroffen zu sein (Di Dona et al. 2018; Vidoni et al. 2006).

### II.4.1.3 Luxatio patellae congenita lateralis

Eine laterale Patellaluxation ist vor allem bei großen Hunderassen zu erkennen und kommt weniger häufig vor. Der Flat Coated Retriever ist dabei überdurchschnittlich repräsentiert (Brinker 2006).

## II.4.2 Pathophysiologie der medialen Patellaluxation

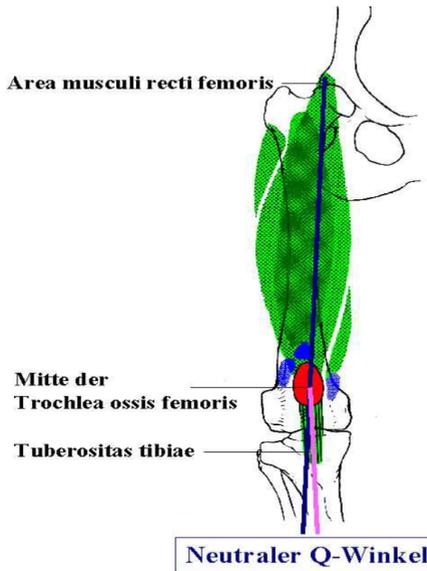
Die Pathophysiologie ist multifaktoriell und nicht vollständig geklärt, jedoch gehen verschiedene Veränderungen der Anatomie der Beckengliedmaßen damit einher (Kowaleski 2012; Matis 2006; Nunamaker et al. 1973; Singleton 1969). Verlagerter Quadricepsmuskelnzug, Kniegelenkscapsel-

schwäche, Bänderschwäche und Skelettdeformationen spielen dabei eine Rolle (Kinscher 2007; Lör 1999; Putnam 1968; Schulz 2009; Singleton 1969; Towle et al. 2005).

Ein verlagertes Zug des *M. quadriceps femoris* entsteht durch eine Varusdeformität des Femurs, einer Innenrotation der Tibia und einer Außenrotation des distal zur Tibia liegenden Gliedmaßenabschnittes (Petazzoni und Jaeger 2008). Die Zugkraft wird nach medial verlagert (Lör 1999). Die Luxation der Patella entsteht dann durch den Zug an der *Tuberositas tibiae*, der zur medialen Rotation der Tibia führt. Diese veränderten Krafteinwirkungen auf die Gliedmaße können zu weiteren Deformationen führen, deren Ausmaß davon abhängig ist, ob das Tier sich noch in der Wachstumsphase befindet (Hulse 1981; Nickel et al. 2001). Um die Zugrichtungsabweichung zu quantifizieren, wird der Q-Winkel bestimmt. Er wird als der Winkel zwischen der Zugrichtung des *M. quadriceps femoris*, der Kniescheibe und der Patellarsehne definiert (Kaiser et al. 2001b).

Zur Messung wird die Gliedmaße in gestreckter Lage gehalten. Es wird eine Linie entlang des *M. rectus femoris* zwischen *Area musculi recti femoris*, Mitte der *Trochlea ossis femoris* und *Tuberositas tibiae* gezogen (Abb. II.2). Eine eventuelle Abweichung der Patellarsehne gegenüber dieser ersten Linie wird dann als Q-Winkel gemessen. Wenn sich der Grad der medialen Patellaluxation (MPL) erhöht, steigt auch der Q-Winkel und wird medial größer (Kaiser et al. 2001a). Physiologisch sollte der Q-Winkel bei ungefähr  $10^\circ$  liegen (Kaiser et al. 1997).

Knochen werden von den verschiedenen Krafteinwirkungen im Wachstum beeinflusst. Grundsätzlich wird bei einer asymmetrischen Krafteinwirkung auf einen Knochen während des Wachstums ein asymmetrischer Knochen entstehen. Bei einer medialen Patellaluxation ist der Druck lateral auf die Epiphysenwachstumsfuge höher, wodurch ein verringerter Antetorsions-



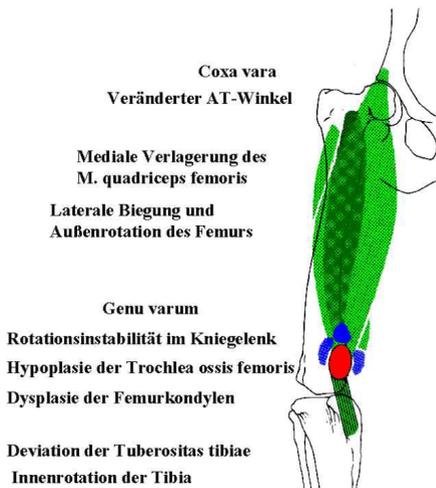
**Abbildung II.2:** Neutraler Q-Winkel bei gesunder Gliedmaße (aus Kaiser et al. 1997): Zur Messung wird eine Linie, hier blau eingezeichnet, zwischen Area musculi recti femoris, Mitte der Trochlea femoris und Tuberositas tibiae gezogen. Die Linie zwischen Tuberositas tibiae und Patella entspricht den Zug der Patellarsehne und ist rosa eingezeichnet.

winkel und eine Varusstellung des Femurs entstehen können (DeCamp et al. 2016; Nunamaker et al. 1973; Putnam 1968; Schulz 2009) (siehe Abb. II.3).

Ob eine Hypoplasie der Trochlea ossis femoris als Ursache oder als Folge einer medialen Patellaluxation gilt, wird immer noch diskutiert (Matis 2005). Der Sulcus ossis femoris braucht einen bestimmten Kniescheibendruck, um sich auszubilden. Wenn dieser wegen einer Lockerheit nicht vorhanden ist, kann es zu einer Hypoplasie führen. Durch diese Hypoplasie gleitet die Patella leichter über den medialen Rollkamm (Abb. II.3) (DeCamp et al. 2016; Di Dona et al. 2018).

Bei einer medialen Patellaluxation kann es zu einer Laxität im Kniegelenk, besonders in der Gelenkskapsel und im Bandapparat kommen. Dies führt zu einer Rotation im Kniegelenk. Insbesondere infolge des verlagerten Quadricepszuges kommt es zu einer lateralen Deviation der proximalen Tibia im Sinne einer Valgusstellung (Löer 1999).

Bei der medialen Patellaluxation kann es an der Tibia zu einer Reihe von Veränderungen kommen, wie einer medialen Verlagerung der Tuberositas tibiae und einer Innentorsion der Tibia (Fitzpatrick et al. 2012; Löer 1999; Schulz 2009). Diese Torsion führt auf Dauer zu einer Anpassung der distalen Gliedmaßenanteile und somit zu einer auswärts gerichteten Ferse (Löer 1999). Oft ist ebenfalls eine proximale Valgusdeformität der Tibia deutlich (Abb. II.3) (Roush 1993).



**Abbildung II.3:** Kofaktoren der medialen Patellaluxation (aus Kaiser et al. 1997).

### II.4.3 Pathophysiologie der lateralen Patellaluxation

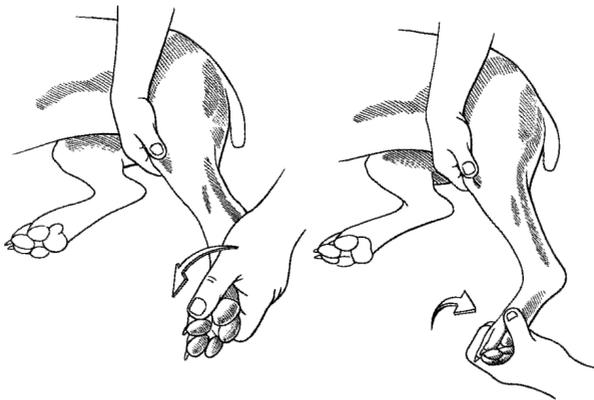
Eine laterale Patellaluxation (LPL) wird oft schon im frühen Alter erkannt und ist mit verschiedenen Muskel- und Knochenveränderungen assoziiert.

Dazu gehören die Coxa valga, die mit einem vergrößerten Antetorsionswinkel in Verbindung steht (Brinker 2006). Analog zur MPL entstehen durch eine Hypoplasie des lateralen Kondylus am Femur eine Innentorsion und eine Valgusstellung des distalen Femurs. Bei der Tibia ist der Varuswinkel erhöht. Der Musculus quadriceps femoris ist lateral verlagert (Brinker 2006). Der Sulcus ossis femoris braucht einen bestimmten Kniescheibendruck, um sich auszubilden. Wenn dieser wegen einer Lockerheit nicht vorhanden ist, kann es zu einer Hypoplasie kommen. Durch diese Hypoplasie gleitet die Patella leichter über den lateralen Rollkamm (DeCamp et al. 2016; Di Dona et al. 2018). Ein Genu valgum ist ebenfalls meistens zu erkennen (DeCamp et al. 2016). Eine Veränderung des Q-Winkels konnte bei der LPL nicht nachgewiesen werden (Kaiser et al. 2001b). Eine Vergrößerung des Antetorsionswinkels liegt bei einer lateralen Patellaluxation vor (DeCamp et al. 2016). Da der Druck bei einer lateralen Patellaluxation lateral vermehrt ist, kommt es zu einer vermehrten Valgusstellung des Femurs. Typischerweise kommt eine Außentorsion der Tibia bei der LPL zum Vorschein. Dies ist ebenfalls durch den vermehrten Druck auf die medioproximale Wachstumsfuge der Tibia bedingt (DeCamp et al. 2016; Schwalder 1987).

### II.4.4 Diagnose der Patellaluxation

Meist werden die Besitzer aufgrund einer gelegentlich bis häufig vorkommenden Lahmheit, die mit einer Dreibeinigkeit einhergeht, einem sogenannten Patellahüpfen, vorstellig. Oft ist die Patella auf beiden Hintergliedmaßen luxierbar, wodurch diese Lahmheit abwechselnd links oder rechts

zu sehen sein kann (Schulz 2009). Die Diagnose einer Patellaluxation wird durch eine manuelle orthopädische Untersuchung durchgeführt. Der Hund wird auf die Seite gelegt. Die Patella wird zwischen Daumen und Zeigefinger der einen Hand genommen, während die andere Hand die Pfote am Tarsus nimmt und eine leichte Innen- und Außenrotation bei gestreckter Gliedmaße herstellt (Abb. II.4) (Schulz 2009). Die Patella ist dann bei positivem Untersuchungsbefund entweder außerhalb der Trochlea zu finden oder kann aus dem Sulcus ossis femoris medial, bei einer MPL, oder lateral, bei einer LPL, herausverlagert werden. Die Patella kann gelegentlich auch in medialer und lateraler Richtung verlagert werden, in diesem Fall spricht man von einer bilateralen Patellaluxation (Schulz 2009).



**Abbildung II.4:** Links: Diagnose der medialen Patellaluxation: Mit der zweiten Hand wird eine leichte Innenrotation der Gliedmaße am Tarsus durchgeführt, während die erste Hand einen leichten Druck auf die Patella nach medial ausübt. Rechts: Diagnose der medialen Patellaluxation: Mit der zweiten Hand wird eine leichte Außenrotation der Gliedmaße am Tarsus durchgeführt, während die erste Hand einen leichten Druck auf die Patella nach lateral ausübt (aus Johnson 2009).

Wenn der Patient im Liegen die Muskulatur zu sehr anspannt, ist es von Vorteil die Untersuchung auf gleiche Art und Weise im Stehen durchzu-

führen. Die zu untersuchende Gliedmaße wird leicht nach hinten gestreckt. Die eine Hand führt zur leichten Innendrehung der Gliedmaße durch Zug am Tarsus, während die andere Hand die Patella zwischen Daumen und Zeigefinger fasst und auf sie einen leichten Druck in medialer Richtung ausübt (Schulz 2009). Bei positivem Untersuchungsbefund lässt sich die Patella aus dem Sulcus trochlea ossis femoris nach medial herausverlagern. Es besteht eine MPL. Um das Vorliegen einer LPL nachzuweisen, führt eine Hand zur leichten Außendrehung der Gliedmaße durch Zug am Tarsus, während die andere Hand die Patella zwischen Daumen und Zeigefinger fasst und auf sie einen leichten Druck in lateraler Richtung ausübt. Bei positivem Untersuchungsbefund lässt sich die Patella aus dem Sulcus trochlea ossis femoris lateral herausverlagern. Es besteht eine LPL (Schulz 2009).

Die Patellaluxation wird nach Putnam (1968) in vier unterschiedliche Grade unterteilt:

- Grad 1 Die Patella liegt im Sulcus der Trochlea ossis femoris. Durch manuellen Druck kann der Untersucher die Patella luxieren. Diese geht aber spontan wieder in ihre physiologische Lage zurück.
- Grad 2 Die Patella liegt im Sulcus der Trochlea ossis femoris. Durch manuellen Druck kann der Untersucher die Patella luxieren. Diese luxiert aber auch ohne manuelle Hilfe, also spontan, wenn der Hund läuft, aber kann wieder in ihre physiologische Lage durch Beugen und Strecken spontan zurückverlagert werden.
- Grad 3 Die Patella liegt luxiert vor und kann durch den Untersucher wieder in ihre physiologische Lage zurückverlagert werden.
- Grad 4 Die Patella liegt luxiert vor und kann durch den Untersucher nicht wieder in ihre physiologische Lage zurückverlagert werden.

## II.4.5 Rassenprädispositionen für die Patellaluxation

Pudel, Pomeranian, Yorkshire Terrier, Chihuahua, Französische Bulldoggen, Cavalier King Charles Spaniel, Malteser, Möpse, West Highland White Terrier, Jack Russell Terrier und andere Rassen sind bekanntermaßen für eine MPL prädisponiert (Alam et al. 2007; Arthurs und Langley-Hobbs 2006).

Der Flat Coated Retriever, Labrador Retriever, Husky, Boxer und der Pomerian sind beispielsweise für eine LPL prädisponiert (Arthurs und Langley-Hobbs 2006; DeCamp et al. 2016; Lavrijsen et al. 2013; Roush 1993).

## II.4.6 Therapie der Patellaluxation

### II.4.6.1 Konservative Therapie

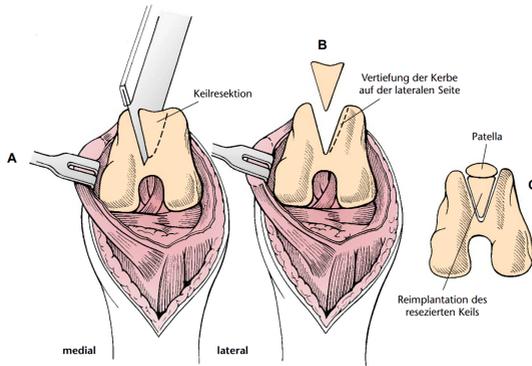
Die konservative Therapie mit Ruhighaltung, Muskelaufbau und Physiotherapie wird heute nur bei Luxationsgrad eins empfohlen oder bei alten Patienten, bei welchen eine Narkose ein zu hohes Risiko darstellen würde (Roy et al. 1992).

### II.4.6.2 Operative Therapie

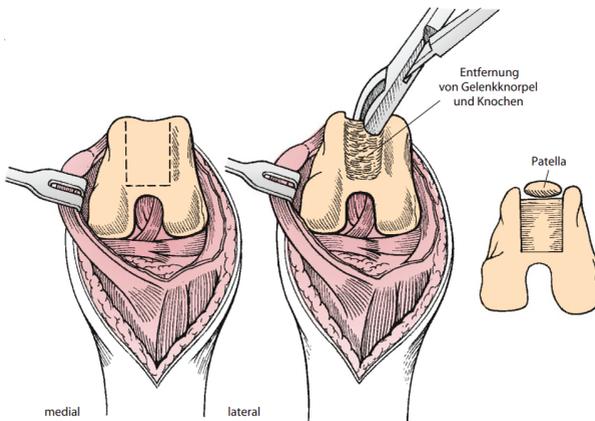
Eine operative Therapie wird bei Grad zwei bis vier empfohlen, sowie bei allen Patienten, die eine Lahmheit zeigen (Schulz 2009).

#### II.4.6.2.1 Trochleakeilvertiefung, Trochleablockresektion und subchondrale Trochleavertiefung

Ziel der Trochleakeilvertiefung, Trochleablockresektion und subchondrale Trochleavertiefung ist die Vertiefung des Sulcus trochlearis, wodurch die Patella eher in physiologischer Lage gehalten wird (Boone 1983; Brinker 2006; Matis et al. 2007; Slocum et al. 1982) (Abb. II.5, Abb. II.6).



**Abbildung II.5:** Die Trochleakeilvertiefung: (A) Ein Knorpel-Knochen-Keil wird aus dem Sulcus trochlearis entfernt. (B) Der Sulcus wird vertieft indem von beiden Seiten Knochen entfernt wird. (C) Der Knorpel-Knochen-Keil wird wieder eingesetzt (aus Schulz 2009).



**Abbildung II.6:** Die subchondrale Trochleavertiefung (aus Schulz 2009).

**II.4.6.2.2 Desmotomie (Fasziotomie), Faszien- und Gelenkkapsel-dopplung** Die Desmotomie wird benötigt, falls das Gewebe fibrotisch verändert ist, wodurch die Patella nicht mehr in ihre physiologischer Lage zurückgelagert werden kann (Brinker 2006). Die Faszien- und Gelenkkap-

seldopplung stellen Methoden dar, die den Zug auf die Patella entgegen der Verlagerungsrichtung aufbringen (Matis et al. 2007).

**II.4.6.2.3 Transposition der Tuberositas tibiae** Ziel ist die Tuberositas tibiae auf der Femurlängsachse in der Trochlearrinne zu platzieren, um die Lage der Patella zu verbessern (Schulz 2009).

Ein Risiko dieser Methode ist, dass die Patella und die Tuberositas tibiae kranial verlagert werden, falls die Operation nicht gelingt. In diesem Fall muss sie erneut durchgeführt werden und das Risiko einer verbleibenden Lahmheit ist hoch (Schulz 2009).

**II.4.6.2.4 Faden- und Faszienzügel** Diese Methode verhindert die tibiale Innenrotation und kann hierdurch einer Patellaluxation entgegenwirken. Beim Faszienzügel wird ein Stück der Fascia Lata mobilisiert, während beim Fadenzügel ein Kunststoffaden oder ein Stahldraht benutzt wird (Hoffmann 1983; Horne 1979; Paatsama 1980; Schäfer et al. 1982).

**II.4.6.2.5 Korrekturosteotomie** Zusätzlich zu den Standardtherapien können bei starken Fehlstellungen der Hintergliedmaßen Korrekturosteotomien durchgeführt werden. Wenn die Varusdeformität des Femurs nicht behandelt wird, kommt es oft zu hohen Reluxationsraten (Gibbons et al. 2006).

Wann genau eine Korrekturosteotomie zu empfehlen ist, ist bisher noch unbekannt. Manche Autoren empfehlen bei einer Deformation eine Korrekturosteotomie durchzuführen, wenn die Standardtherapie nicht ausreicht (Bonath und Prieur 1998; Matis 2005).

**II.4.6.2.6 Korrekturosteotomie des Femurs** Die bisher einzigen Daten zur Korrekturosteotomie haben den Richtwert von mehr als 12° und

mehr als und  $10^\circ$  Varuswinkel empfohlen (Slocum und Slocum 2000; Swiderski und Palmer 2007). Dieser Wert ist aber nicht rassespezifisch und dient somit lediglich als Entscheidungshilfe aber nicht als Grenzwert. Zur Femurkorrekturosteotomie im Falle einer Patellaluxation stehen verschiedene Methoden zur Verfügung:

**Quer- und Schrägosteotomie** Diese Operationsmethode wird bei Rotationsfehlern und Achsenknicken verwendet (Matis 2007).

**Keilosteotomie** Die Keilosteotomie wird in *Closing Wedge Osteotomy* und in *Opening Wedge Osteotomy* unterteilt. Bei einer *Closing Wedge Osteotomy* wird ein Knochenkeil entnommen und der Knochen wird dann wieder mithilfe einer Platte oder eines Fixateurs externe zusammen fixiert. Bei der *Opening Wedge Osteotomy* wird ein Schnitt durch den Knochen durchgeführt und dieser wird dann dort aufgeklappt (Schulz 2009).

**II.4.6.2.7 Korrekturosteotomie der Tibia** Eine Tibiakorrekturosteotomie kann genau wie eine Femurkorrekturosteotomie notwendig sein, wenn die Tibiafehlstellung prominent ist (Weh et al. 2011). Die *Closing Wedge Osteotomy* und die *Opening Wedge Osteotomy* können bei der Tibia auch angewendet werden (Petazzoni et al. 2012; Weh et al. 2011).

## II.4.7 Komplikationsraten und Vergleiche der Operationsmethoden der Patellaluxation

Der postoperative Verlauf und die Prognose sind von der Dauer der Symptomatik und vom Grad der Luxation abhängig (Gibbons et al. 2006; Oboladze 2010; Schmitz 2016).

Die Komplikationsrate steigt mit dem Patellaluxationsgrad (Arthurs und Langley-Hobbs 2006). Die Prognose ist am schlechtesten bei einem Grad vier, einer starken Arthrose, einer bereits vorliegenden Muskelatrophie, sowie einer starken Gliedmaßen- und Knochenfehlstellung. Das Gewicht spielt ebenfalls für die Prognose eine Rolle: ab 20 Kilogramm steigt die Komplikationsrate (Gibbons et al. 2006).

Die Reluxation ist die häufigste Komplikation nach einer chirurgischen Versorgung (Schmitz 2016). Andere Komplikationen sind die typischen Komplikationen einer Knochenoperation wie beispielsweise Implantatbruch, Implantatlockerung, Fraktur, Infektion, Arthrose, Serombildung und Wundheilungsstörung. Dazu kommen auch manchmal eine laterale Luxation und eine Unfähigkeit zum Strecken des Kniegelenks (Arthurs und Langley-Hobbs 2006; Gibbons et al. 2006; Oboladze 2010; Weh et al. 2011). Je nach Studie wird von einer Reluxationsrate zwischen 8 % und 48 % berichtet (Tab. II.1) (Arthurs und Langley-Hobbs 2006; Gibbons et al. 2006; Oboladze 2010; Swiderski und Palmer 2007; Willauer und Vasseur 1987).

Die meisten Patienten laufen nach einer Operation lahmheitsfrei (Tab. II.2). Bei erfolglosen Fällen liegt meistens eine inadäquate Operationsplanung zugrunde (Arthurs und Langley-Hobbs 2006). Durch eine umfangreiche präoperative Planung, wie zum Beispiel eine präoperative Computertomographie, werden die Erfolgchancen erhöht (Arthurs und Langley-Hobbs 2006).

Die Reluxationsraten sind bei der MPL gegenüber der LPL besser (Arthurs und Langley-Hobbs 2006). Die Arthroseentwicklung schreitet trotz erfolgreicher Operation weiter fort, allerdings weniger als ohne Operation (Kowaleski et al. 2012).

**Tabelle II.1:** Vergleich der Relaxationsraten je nach Autor und Operationsverfahren. Abkürzungen: mediale Patellaluxation (MPL), laterale Patellaluxation (LPL)

<b>Autor</b>	<b>Richtung</b>	<b>Angewendete OP-Methoden</b>	<b>Patienten</b>	<b>Relaxationsrate</b>
Arthurs und Langley-Hobbs 2006	MPL, LPL	Kombinationen aus Transposition der Tuberositas tibiae, Trochleavertiefung, Weichteilkorrekturen	109	8 %
Oboladze 2010	MPL, LPL	Kombinationen aus Transposition der Tuberositas tibiae, Trochleavertiefung, Weichteilkorrekturen	236	8,1 %
Gibbons et al. 2006	MPL, LPL	Kombinationen aus Transposition der Tuberositas tibiae, Trochleavertiefung, Weichteilkorrekturen	70	8,6 %
Willauer und Vasseur 1987	MPL	Kombinationen aus Transposition der Tuberositas tibiae, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen	34	48 %
Swiderski und Palmer 2007	MPL	Femurkorrekturosteotomie	14	0 %
Linney und Hammer 2011	MPL	Transposition der Tuberositas tibiae und Weichteilkorrekturen	91	19,8 %
Ballatori et al. 2005	MPL	Trochleakeilvertiefung, Trochleablockresektion	4, 4	0 %
Schmitz 2016	MPL, LPL	Trochleakeilvertiefung, Tuberositas Tibia Transposition und Kombination	12, 38, 40	15 %, 29 %, 33,3 %

**Tabelle II.2:** Vergleich der postoperativen Lahmheitsraten je nach Autor und Operationsverfahren. Abkürzungen: mediale Patellaluxation (MPL), laterale Patellaluxation (LPL)

<b>Autor</b>	<b>Rich- tung</b>	<b>Angewendete OP-Methoden</b>	<b>Pati- enten</b>	<b>Lahmheit nach chirurgischer Therapie</b>
Oboladze 2010	MPL, LPL	Kombinationen aus Transposition der Tuberositas tibiae, Trochleavertiefung, Weichteilkorrekturen	17	56 % gut, 22 % befriedigend, 22 % unbefriedigend
Weh et al. 2011	MPL, LPL	TPLO und Tibiakor- rekturosteotomie	12	82 % sehr gut bis gut, 18 % unbefriedigend
Linney und Hammer 2011	MPL	Transposition der Tuberositas tibiae und Weichteilkorrekturen	91	23,1 % mit intermittierender Lahmheit
Dokic et al. 2015	MPL, LPL	Patellar Groove Replacement	35	69 % sehr gut
Schmitz 2016	MPL, LPL	Trochleakeilvertie- fung, Tuberositas Tibia Transposition und Kombination	58	50 % lahmheitsfrei

## II.5 Präoperative Planung und Evaluierung von Fehlstellungen der Hintergliedmaßen

### II.5.1 Röntgenologische Untersuchung

Um eine Korrekturosteotomie zu planen, sind gut gelagerte und qualitativ hochwertige Röntgenaufnahmen notwendig. Dazu werden Aufnahmen des Femurs und der Tibia inklusive Tarsus, mindestens in einer mediolateralen und einer kraniokaudalen Aufnahme empfohlen (Fox und Tomlinson 2012; Kowaleski 2011).

Zur Planung kann eine Methode aus der Humanmedizin angewendet werden, die *center of rotation and angulation* (CORA) genannt wird. Das CORA wird auf dem Röntgenbild einer Knochenlängsachse bestimmt (Kowaleski 2011; Palmer et al. 2011; Soparat et al. 2012). Auf dem Röntgenbild werden die Knochenlängsachse und die mechanischen Achsen des Femurs und der Tibia bestimmt. Das CORA ist der Punkt, an dem sich die mechanischen Achsen auf der Knochenlängsachse kreuzen. Bei der Tibia wird es auch als der Kreuzpunkt einer distalen und proximalen anatomischen Achse definiert (Kishi und Hulse 2016). Dort sollte die Korrekturosteotomie durchgeführt werden (Kowaleski 2011; Palmer et al. 2011; Soparat et al. 2012). Das CORA wird in der Humanmedizin beim Femur mithilfe einer computerbasierten Methode bestimmt, in der sechs verschiedene Achsen bestimmt werden (Paley 2002).

Die kraniokaudalen und mediolateralen Aufnahmen liefern zur Bestimmung einer Torsionsfehlstellung nur wenige Informationen. Der Röntgenstrahl muss in der koronaren oder dorsalen Ebene verlaufen (Nunamaker et al. 1973). Mit dem disto-proximalen Strahlengang entlang der Femurdiaphyse werden bei dieser Methode Femurhals und Femurkondylen in ei-

ne transversale Aufnahmeebene projiziert (Nunamaker et al. 1973), was von anderen Autoren als Axialaufnahme bezeichnet wird (Aghapour et al. 2019). Der Hund liegt in Rückenlage bei gebeugter Hüfte, sodass der Zentralstrahl auf das Femurdiaphysezentrum gerichtet ist (Nunamaker et al. 1973). Das Bildaufnahmesystem liegt unter dem Hüfthöcker (Dudley et al. 2006).

Röntgenologische Messungen sind stark von der Lagerung abhängig und somit ungenau, deshalb wird eine begleitende Fluoroskopie zur Optimierung der Aufnahmetechnik empfohlen (Dudley et al. 2006; Kowaleski 2011; Löer 1999; Nunamaker et al. 1973).

## **II.5.2 Computertomographische Untersuchung**

Die Computertomographie (CT) ist für die Messung von Winkeln an den Hintergliedmaßen, beispielsweise zur Planung von Korrekturosteotomien, die aktuell reproduzierbarste Methode (Barnes et al. 2015). Mithilfe von CT-Bildern können die Knochen dreidimensional visualisiert werden. Die Punkte zur Winkelmessung können dann auf den 3D Bildern und in verschiedenen Schnittebenen gesetzt werden. Dadurch wird die Unabhängigkeit der Lagerung gewährleistet (Barnes et al. 2015). Obwohl in den letzten Jahren viele Methoden zur Winkelmessung im CT beschrieben wurden, hat sich bisher noch keine als Standard durchgesetzt (Löer 1999; Longo et al. 2018; Schmitz 2016; Yasukawa et al. 2016).

## **II.5.3 Winkelmessung**

### **II.5.3.1 Allgemeines**

Winkel werden anhand von zwei Vektoren bestimmt. Zur Winkelmessung müssen beide Vektoren in derselben Ebene liegen. Dies ist im Röntgen im-

mer der Fall, da es sich um ein 2D Bild handelt. In der computertomographischen Untersuchung werden viele Schnittbilder angefertigt, in denen die Referenzpunkte liegen. Die Referenzpunkte liegen meistens nicht in derselben Schnittebene. Insofern müssen bei Winkelmessungen durch Vektoren diese Vektoren in dieselbe Ebene projiziert werden (Schmitz 2016). Die Projektion kann mathematisch mithilfe von Vektorrechnungen gelöst werden. Bisher beschreiben die meisten Autoren Messtechniken, in denen im multiplanaren Rekonstruktions- (MPR) oder *volume rendering*- (VR) oder im *maximum intensity projection*-Modus eine Bildebene zur Messung ausgesucht wird, in denen alle benötigten Referenzpunkte liegen (Apelt et al. 2005; Aper et al. 2005; Barnes et al. 2015).

In verschiedenen Studien wurde bewiesen, dass eine Winkelmessung anhand von Röntgenbildern grundsätzlich eine gute Reproduzierbarkeit und Genauigkeit darstellt (Aghapour et al. 2019; Jaeger et al. 2007; Lambert und Wendelburg 2010). Jedoch wurde auch bewiesen, dass im Röntgen der Fehler durch ungenaue Lagerung nicht vernachlässigbar ist (Jackson und Wendelburg 2012). Ein Zusammenhang zwischen dem Wert des *anatomic lateral distal femoral angle* (aLDFA) und der Lagerung des Femurs („Elevation“) wurde bewiesen (Jackson und Wendelburg 2012). Ab einer Fehllagerung von  $5^\circ$  war der aLDFA signifikant verändert. Allgemein ist bei einer Fehllagerung der Gliedmaße oder einer Knochendeformation eine standardisierte Lagerung erschwert.

### II.5.3.2 Röntgenologische Winkelmessungen

**II.5.3.2.1 Messungen am Femur** Anhand einer kraniokaudalen Aufnahme wird am Femur der aLDFA bestimmt.

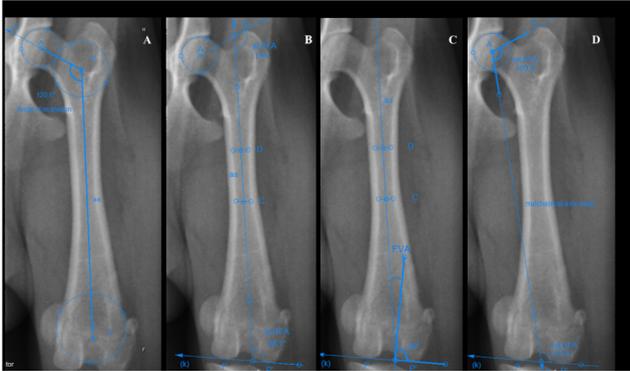
Die kraniokaudale Aufnahme muss mit gestreckten geraden Hintergliedmaßen erfolgen, beide Fabellae sollten etwa 50 % axial vom Femur überlagert

und 50 % abaxial der Femurkompakta freiprojiziert sein. Eine genauere Lagerung wird durch die Messung der Distanz zwischen lateraler Femurcortex und Kniescheibenzentrum sichergestellt, die nicht mehr als 5 % lateral oder medial von der Mitte verlagert sein darf (Aghapour et al. 2019; Tomlinson et al. 2007).

Zur Messung des aLDFA wurde eine Linie zwischen dem Zentrum der Intercondylargrube zum distalsten Punkt proximal am Femurhals gezogen. Auf dieser Linie wird ein Punkt bei einem Drittel und einer Hälfte der Strecke, zum Femurhals hin, gelegt. Das Femurzentrum wird bei diesen beiden Strecken im Mittelpunkt des Femurschaftes festgelegt. Von diesen beiden Punkten aus wird eine Linie, die anatomische Achse des Femurs, bis zum distalsten und proximalsten Punkt des Femurs festgelegt. Zwischen beiden Femurkondylen wird eine Linie an deren distalsten Punkten gezogen. Der Winkel zwischen diesen beiden Linien wird als aLDFA, wie in Abb. II.7 gezeigt, bezeichnet (Jackson und Wendelburg 2012; Soparat et al. 2012).

Zur Messung des *mechanic lateral distal femoral angle* (mLDFA) wird eine Linie zwischen dem Zentrum der Intercondylargrube zum Zentrum des Femurkopfes gezogen. Diese Linie wird bis zum Gelenk verlängert und gilt als mechanische Achse des Femurs. Zwischen beiden Femurkondylen wird eine Linie an deren distalsten Punkten gezogen. Der Winkel zwischen diesen beiden Linien wird als mLDFA, wie in Abb. II.7 gezeigt, bezeichnet (Aghapour et al. 2019; Olimpo et al. 2016; Soparat et al. 2012).

Zwischen dem Femurkopfzentrum und dem Trochanter major des Femurs wird eine Linie gezogen, die einen Winkel mit der anatomischen Achse bildet. Dieser Winkel wird als *anatomic lateral proximal femoral angle* (aLPFA), wie in Abb. II.7 gezeigt, bezeichnet (Olimpo et al. 2016; Tomlinson et al. 2007).



**Abbildung II.7:** *anatomic lateral proximal femoral angle* (aLPFA): Winkel zwischen anatomischer Femurachse und einer Linie die zwischen Femurkopffzentrum und dem Trochanter major verläuft.

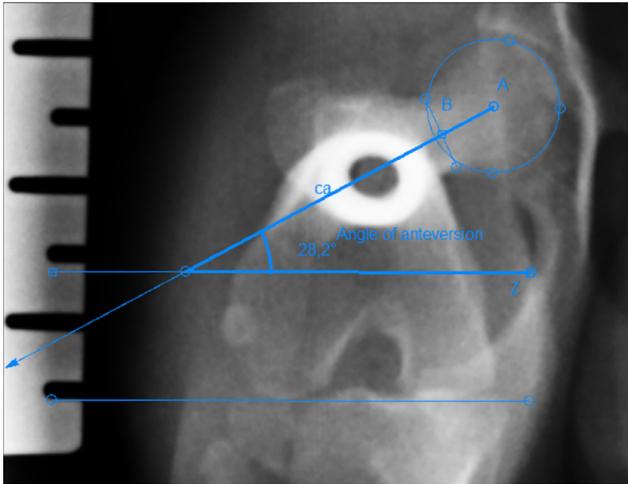
*anatomic lateral distal femoral angle* (aLDFA) : Winkel zwischen anatomischer Femurachse und einer Tangente die durch die distalsten Punkte der Femurkondylen verläuft. *mechanic lateral proximal femoral angle* (mLPFA) : Winkel zwischen mechanischer Femurachse und einer Linie die zwischen Femurkopffzentrum und dem Trochanter major des Femurs verläuft.

*mechanic lateral distal femoral angle* (mLDFA) : Winkel zwischen anatomischer Femurachse und einer Tangente die durch die distalsten Punkte der Femurkondylen verläuft. *Inklinationswinkel* (ICA): Winkel zwischen der anatomischen Femurachse und einer Linie zwischen Femurkopf und Femurhals.

*femur varus angle* (FVA): Winkel zwischen anatomischer Femurachse und einer perpendikularen zur Tangente die durch die distalsten Punkte der Femurkondylen verläuft (aus Aghapour et al. 2019).

Der *mechanic lateral proximal femoral angle* (mLPFA) ist der Winkel zwischen der davor definierten Linie und der mechanischen Achse (Abb. II.7) (Olimpo et al. 2016; Soparat et al. 2012; Tomlinson et al. 2007).

Der Antetorsionswinkel wird auf Röntgenbildern im distoproximalen Strahlengang entlang der Femurdiaphyse bestimmt (Aghapour et al. 2019; Nunamaker et al. 1973). Eine erste Linie wird zwischen Femurkopffzen-



**Abbildung II.8:** Winkel zwischen einer ersten Linie die zwischen Femurkopfzentrum und Mittelpunkt des Femurhalses verläuft und einer zweiten Linie, die zwischen der Gelenkfläche des medialen und lateralen Kondylus verläuft (aus Aghapour et al. 2019).

trum und Mittelpunkt des Femurhalses gezogen. Eine zweite Linie wird zwischen der Gelenkfläche des medialen und lateralen Kondylus gezogen. Der Winkel zwischen diesen beiden Linien wird als Antetorsionswinkel bezeichnet, und wird auf Abb. II.8 abgebildet.

Als Inklinationswinkel (ICA) bezeichnet man den Winkel zwischen der anatomischen Femurachse und einer Linie zwischen Femurkopf und Femurhals (Abb. II.7) (Olimpo et al. 2016; Soparat et al. 2012). Der auf einer kraniokaudalen Röntgenaufnahme projizierte Inklinationswinkel ist stark lagerungsabhängig und unterscheidet sich von dreidimensionalen Messungen des cervico-diaphysealen Femurhalswinkel anhand von Knochenpräparaten, da Femurhals- und Kopf physiologischerweise kranial abgeneigt sind (Palierne et al. 2006).

Die Kondylenachse wird auch als Tangente zur distalen Gelenksoberfläche an den Kondylen gezeichnet und es wird senkrecht zu dieser eine Linie in der Mitte zwischen den Kondylen gezeichnet. Der Winkel zwischen der anatomischen Achse und dieser Achse wird als Varus- oder Valguswinkel des Femurs bezeichnet (Aghapour et al. 2019; Mortari et al. 2009; Soparat et al. 2012).

**II.5.3.2.2 Messungen an der Tibia** Zur Messung des *mechanical medial proximal tibial angle* (mMPTA) sollte eine kaudokraniale Röntgenaufnahme erfolgen (Dismukes et al. 2007; Lambert und Wendelburg 2010). Eine Linie wird durch zwei Punkte gezogen: den Mittelpunkt der proximalen Fossa intercondylaris und den distalsten und mittleren Punkt des subchondralen Knochens (Dismukes et al. 2007). Diese wird als mechanische Achse bezeichnet. Nach Lambert und Wendelburg (2010) verläuft diese Linie ebenfalls durch die Mitte der Tuberositas tibiae. An der proximalen Gelenkfläche der Tibia zwischen dem distalsten medialen und lateralen Punkt der Gelenkfläche der Condylus tibiae wird ebenfalls eine Linie gezogen (*proximal joint orientation line*). Der mMPTA ist auf Abb. II.9 eingezeichnet und wird als Winkel zwischen diesen beiden Linien gemessen (Aghapour et al. 2019; Dismukes et al. 2007; Lambert und Wendelburg 2010).

Zur Messung des *mechanical medial distal tibial angle*- (mMDTA) wird die distale Gelenkflächenlinie eingezeichnet. Diese verläuft zwischen den proximalsten Gelenkflächenpunkten der medialen und lateralen Cochlea tibiae (*distal joint orientation line*) (Aghapour et al. 2019; Dismukes et al. 2007; Lambert und Wendelburg 2010). Der mMDTA stellt den Winkel zwischen dieser Tangente zur Cochleaartikulationsfläche und der mechanischen Achse dar (Dismukes et al. 2007).



**Abbildung II.9:** *mechanical medial proximal tibial angle (mMPTA)*: Winkel zwischen mechanischer Achse und *proximal joint orientation line* (aus Lambert und Wendelburg 2010).

Die mechanischen kranialen und kaudalen proximalen Winkel werden zwischen der proximalen Gelenklinie (*proximal joint orientation line*) und der mechanischen Achse auf der mediolateralen Röntgenaufnahme der Tibia gemessen (Aghapour et al. 2019; Olimpo et al. 2016). Die mechanischen kranialen und kaudalen distalen Winkel werden hingegen zwischen der distalen Gelenklinie (*distal joint orientation line*) und der mechanischen Achse auch auf der mediolateralen Aufnahme gemessen (Aghapour et al. 2019; Olimpo et al. 2016).

## II.5.4 Computertomographische Winkelmessungen

Zur Ausführung von Messungen anhand von CT-Bildern werden verschiedene Methoden angewendet: Es können Schnitte ausgewählt werden, worin alle winkeldefinierenden Punkte liegen, um eine direkte Messung durchzuführen (Barnes et al. 2015). Ein knochenbasiertes Koordinatensystem kann definiert werden, um in den verschiedenen Ebenen Messungen durchzuführen (Schmitz 2016). Es können auch durch mathematische Vektormessungen im Raum Vektoren auf Messebenen projiziert werden.

### II.5.4.1 Femur

Der Femurhalswinkel wird als Winkel zwischen der longitudinalen Achse des Femurschaftes, definiert durch Punkte in der Mitte der Diaphyse auf  $1/3$  und  $1/2$  der Höhe des Femurs, und dem Femurhals definiert. In mittleren bis großen Hunderassen wurde dieser Wert zwischen  $129,11^\circ$  und  $153,8^\circ$  gemessen (Al Aiyan et al. 2019; Longo et al. 2018).

Der *anatomic lateral distal femoral angle* (aLDFA) wird analog zur Messung mithilfe von Röntgenbildern bestimmt. Es sollte eine dorsale (frontale) Ebene in der MPR des Femurs ausgewählt werden, in der der kaudalste Punkt jedes Femurkondylus und der kaudalste Punkt des proximalen Femurs liegen (Barnes et al. 2015). Somit kann das „perfekt gelagerte Röntgenbild“ imitiert werden. Die transkondyläre Achse wird als Linie zwischen dem distalsten Punkt der lateralen und medialen Femurkondylen definiert (Barnes et al. 2015; Longo et al. 2018; Newman und Voss 2017; Tomlinson et al. 2007). Der aLDFA ist der Winkel zwischen longitudinaler Femurachse und transkondylärer Achse.

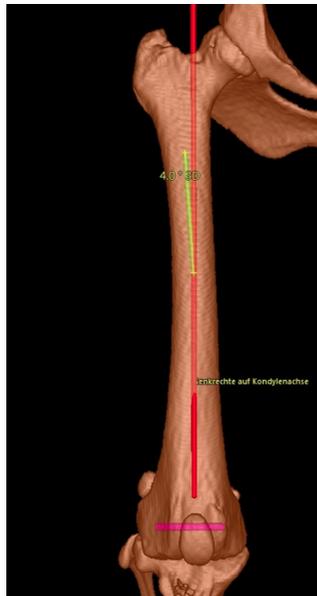
Der Antetorsionswinkel wird als Winkel zwischen einer kaudalen Kondylenachse, einer Achse zwischen dem kaudalsten Punkt des medialen und la-

teralen Kondylus, und der Femurkopfhalsachse gemessen (Georgiadis et al. 2015; Löer 1999). Die Femurkopfhalsachse wird unterschiedlich bestimmt. Um den Mittelpunkt des Femurkopfes zu bestimmen, gibt es verschiedene Methoden. Analog zur Röntgenbildmessung kann im MPR-Modus ein Kreis manuell auf den Femurkopf gelegt werden in der transversalen Ebene, in der Femurkopf und -hals mit dem größten Durchmesser und der deutlichsten Kreisform zu erkennen sind (Barnes et al. 2015). Der Mittelpunkt des Femurhalses kann manuell bestimmt werden, indem der Mittelpunkt in der transversalen Schnittebene bestimmt wird, in der der Femurhals die deutlichste Kreisform besitzt (Dimovski et al. 2021), oder es kann die Linie in etwa der Mitte des Femurhalses bestimmt werden (Barnes et al. 2015). Der Punkt in der Mitte des Femurschaftes auf Höhe der größten Ausziehung des Trochanter minors kann ebenfalls als Femurhalsbasispunkt gewählt werden (Löer 1999).

Um sich von der zweidimensionalen Messmethode zu distanzieren, wurde im VR-Modus der Femurkopf als Kugel betrachtet, die mithilfe mehrerer Punkte auf der Oberfläche definiert wird. Der Mittelpunkt der Kugel stellt dann den Femurkopfmittelpunkt dar (Schmitz 2016). Der Antetorsionswinkel ist der Winkel zwischen der transkondylären Achse und der proximalen Femurkopfhalsachse.

Als Varus- oder Valguswinkel des Femurs wird der Winkel zwischen der transkondylären Achse und der longitudinalen Achse des Femurs (Dudley et al. 2006; Oxley et al. 2013), der der aL DFA entspricht, bezeichnet (Abb. II.10).

Um den *mechanic lateral distal femoral angle* (mLDFA) zu messen, wird eine mechanische Achse als Linie zwischen dem Femurkopfbasispunkt und dem proximalsten Punkt der Fossa intercondylaris im VR-Modus gezeich-



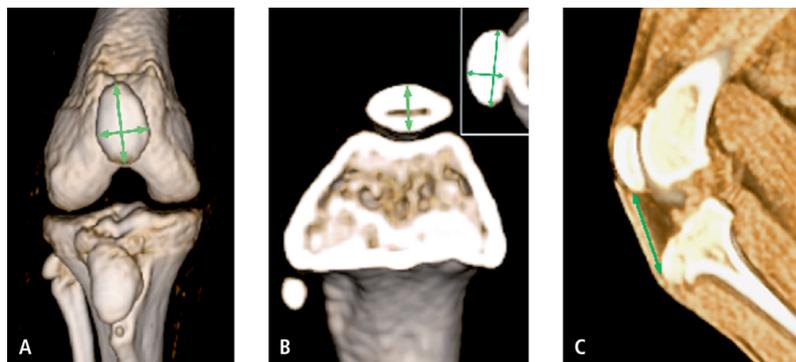
**Abbildung II.10:** Varus- oder Valguswinkel des Femurs: Winkel zwischen transkondylärer Achse (rosa) und Femurlongitudinalachse (rot). Zur Vereinfachung wurde ein zur transkondylären Achse orthogonaler Vektor auf der longitudinalen Femurachse projiziert und dort der Winkelwert eingezeichnet (grün) (aus Schmitz 2016).

net. Der Winkel zwischen dieser Linie und der distalen Femurgelenksfläche ist der mL DFA (Yasukawa et al. 2016).

Um den *anatomic lateral proximal femoral angle* (aLPFA) im VR-Modus zu messen, wird eine Linie zwischen dem Femurkopffzentrum und dem proximalsten Punkt des Trochanter majors des Femurs gezogen. Der Winkel wird zwischen dieser Linie und der anatomischen Achse gemessen. Gleichmaßen wird der *mechanical lateral proximal femoral angle* im VR-Modus bestimmt, der zwischen mechanischer Achse und der Linie zwischen dem Femurkopffzentrum und dem proximalsten Punkt des Trochanter majors des Femurs liegt (Tomlinson et al. 2007; Yasukawa et al. 2016).

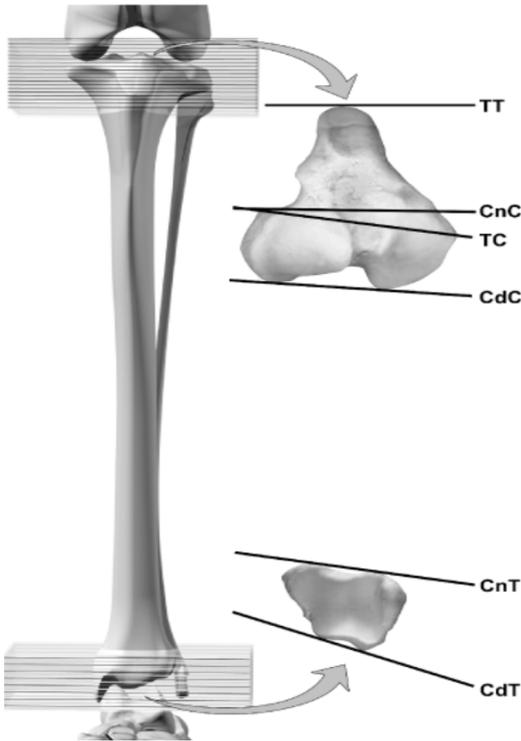
Analog zu den röntgenologischen Messungen kann der *anatomic caudal proximal femoral angle* (aCdPFA) im VR-Modus als Winkel zwischen der Femurkopfhalsachse und der proximalen anatomischen Achse gemessen werden. Der *anatomic caudal distal femoral angle* (aCdDFA) stellt im VR-Modus einen Winkel zwischen der distalen Femurachse und der Femurkopfhalsachse dar (Yasukawa et al. 2016).

**II.5.4.1.1 Patella** Die proximodistale Höhe und mediolaterale Breite der Patella werden wie auf Abb. II.11 gezeigt im VR-Modus computer-tomographisch gemessen. Die kraniokaudale Dicke der Patella wird wie auf Abb. II.11 gezeigt gemessen. Das Verhältnis zwischen Patellarsehne und proximodistaler Höhe der Patella kann ebenfalls berechnet werden (Abb. II.11) (Yasukawa et al. 2016).



**Abbildung II.11:** Messung der Patella: A) Länge der Patella und Breite der Patella B) Tiefe der Patella, orthogonal zur Längsachse der Patella. C) Länge des Ligamentum patellae: Länge vom Ansatz des Ligamentum patellae bis zur Insertion des Ligamentum Patellae an der Tuberositas tibiae (aus Yasukawa et al. 2016).

**II.5.4.1.2 Tibia** Zur Bestimmung der Tibiatorsion werden verschiedene Achsen proximal und distal am Femur beschrieben, wie auf Abb. II.12 gezeigt.



**Abbildung II.12:** Messung der Tibia : Tuberositas Tibiae Achse (TT), kraniale Kondylenachse (CnC), Transcondylarachse (TC), kaudale Kondylenachse (CdC), distokraniale Tibiaachse (CnT), distokaudale Tibiaachse (CdT), (aus Aper et al. 2005).

Die auf Abb. II.12 eingezeichnete Linien stellen alle Linien, die zur Bestimmung der Tibiatorsion benutzt werden können, dar. Die Tuberositas tibia und kraniale Kondylenachse waren beide nicht bei allen Untersuchungen konsequent und zuverlässig zu erkennen und sind nicht zur Bestimmung der Torsion der Tibia zu empfehlen (Aper et al. 2005). Proximal kann eine

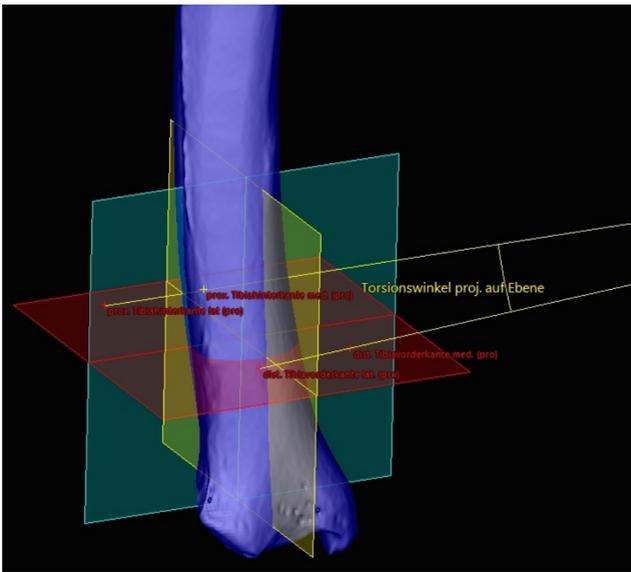
Linie zwischen zwei kaudal gelegenen Punkten an der lateralen Eminencia des Sulcus extensorius und an der tibialen Insertion des medialen Kollateralbandes gezeichnet werden, diese wird Transcondylarachse genannt. Die distokraniale Tibiaachse wird als Parallellinie zur distalen kranialen Tibiakortex, direkt über das Tibiotalgelenk gelegt (Apelt et al. 2005; Aper et al. 2005; Fitzpatrick et al. 2012; Lör 1999; Longo et al. 2018; Newman und Voss 2017). Die Tibiatorsion kann aber auch proximal mithilfe einer kaudalen Kondylenachse, die parallel zur kaudalen Tibiakortex direkt distal des Tibiaplateaus verläuft, bestimmt werden (Aper et al. 2005; Lör 1999). Distal kann ebenfalls die distokaudale Tibiaachse benutzt werden, eine Parallellinie zur distalen kaudalen Tibiakortex (Aper et al. 2005; Lör 1999).

Der Varus- oder Valguswinkel der Tibia, in dem Fall auch mMPTA, kann mithilfe einer Linie zwischen dem kaudalsten Punkt des medialen und lateralen Condylus tibiae gemessen werden, auch *proximal tibial joint reference line* genannt. Diese Messung verläuft analog zu den röntgenologischen Messungen im MPR-Modus in der Dorsalebene (Barnes et al. 2015). Die mechanische Achse wird als Linie zwischen Mittelpunkt der Eminencia intercondylaris, zentral zwischen medialem und lateralem Tuberculum intercondylare und kaudal an dem intermediären Kamm der Cochlea tibiae gelegt. Der Varus- oder Valguswinkel ist der Winkel zwischen diesen beiden Linien (Barnes et al. 2015).

Der Varus- oder Valguswinkel der Tibia kann auch als Winkel im MPR-Modus in der Dorsalebene zwischen der *proximal tibial joint reference line* und *distal tibial joint reference line* definiert werden (Dismukes et al. 2007; Newman und Voss 2017).

### II.5.4.2 VoXim® gestützte Messmethode

Mithilfe dieser Messmethode wurden Winkel im dreidimensionalen Raum bestimmt. Dazu wurde ein knochen eigenes Koordinatensystem bestimmt, das für die Tibia und für den Femur jeweils unterschiedlich definiert wurde. Es wurden alle Punkte in diese Koordinatensysteme projiziert, um dort die Winkelmessungen durchzuführen (Abb. II.13).



**Abbildung II.13:** Messung des Torsionswinkels der Tibia in der Transversalebene in VoXim®. Die Transversalebene wird anhand eines knochen-zentrierten Koordinatensystems bestimmt (aus Schmitz 2016).

Bei der Messung des Antetorsionswinkels wurden zwei Methoden verglichen. In der ersten wurde der Femurhalsbasispunkt als Mittelpunkt des Femurschaftes auf Höhe der maximalen Ausdehnung des Trochanter minors gewählt, in der zweiten wurde der Mittelpunkt einer virtuellen Femurkopfhalsresektion als Femurhalsmitte gewählt. Die erste Methode zeigte einen Variationskoeffizient von 5,5% im *interobserver agreement* während die

zweite Methode einen Variationskoeffizient von 13,5% im *interobserver agreement* zeigte. Deshalb wurde im weiteren Verlauf der Studie nur die erstere Methode benutzt. Die VoXim<sup>®</sup> (Version 6.5.1.1 (T2160910) Copyright©, von der medizinischen Bildgebungsfirma IVS Technology GmbH [LLC], Chemnitz, Germany) softwaregestützte Methode der Winkelberechnung wurde 2015 mit einem im Schnitt 2° höher liegenden Antetorsionswinkel und einem im Schnitt 0,2° höher liegenden Torsionswinkel der Tibia im Vergleich zur manuellen Messmethode validiert. Diese Ergebnisse wurden mithilfe eines Bland-Altman-Diagramms und einer Passing-Bablok-Regression statistisch deutlich gemacht. Darüber hinaus zeigte sich kein Unterschied bei einer Lagerungsveränderung des Femurs und der Tibia bei dieser Methode (Schmitz 2016). Damals wurde die Lagerungsunabhängigkeit der Messmethode mit bis zu 45° Abweichung von der Z-Achse des Tisches in der CT untersucht und nachgewiesen. Es waren dieselben Knochen, nur die Lage wurde verändert. Es konnte kein signifikanter Unterschied bei den Messungen im VoXim<sup>®</sup> in Abhängigkeit von der Knochenlage dargestellt werden. Der Variationskoeffizient des *intraobserver agreement* lag bei der Messung des Antetorsionswinkels, wie in diesem Versuch durchgeführt, unter 1,5%, der des Varus Valgus des Femurs war noch niedriger. Bei der Tibia wurden Variationskoeffizienten unter 11% berechnet. Im *interobserver agreement* waren die Variationskoeffizienten ebenfalls meistens unter 5%. Nach Schmitz (2016) kam es zu einer maximalen Standardabweichung im *intraobserver agreement* von bis zu 4°, und im *interobserver agreement* von bis zu 3°. Grundsätzlich zeigten nur die femorotibiale Rotation und die tibiotolare Rotation etwas schlechtere Ergebnisse. Aufgrund der Geschäftsaufgabe der Entwickler- und Betriebsfirma des Programms VoXim<sup>®</sup> kann die Software nicht mehr käuflich erworben werden. Das Programm wird nicht mehr betreut, weiterentwickelt und an aktuelle oder neue Betriebssysteme angepasst.

### II.5.4.3 Messergebnisse

In verschiedenen Studien wurde eine Korrelation zwischen medialem Patellaluxationsgrad und verschiedenen Winkel der Hintergliedmaße bewiesen. Erst bei Hunden mit einer medialen Patellaluxation dritten und vierten Grades zeigten sich signifikante Unterschiede in den gemessenen Winkeln im Vergleich zu den Messungen bei gesunden Tieren ohne Patellaluxation, die sich bei Hunden mit Patellaluxation ersten und zweiten Grades nicht nachweisen lassen. Diese Winkel sind der Varus- oder Valguswinkel des Femurs, der Antetorsionswinkel, die Tibiatorsion, der Varus- oder Valguswinkel der Tibia und die femorotibiale Rotation (Schmitz 2016).

Der Varuswinkel des Femurs ist bei medialen Patellaluxationsgraden drei und vier im Durchschnitt höher als bei Patienten ohne Patellaluxation oder mit medialem Patellaluxationsgrad eins oder zwei (Aghapour et al. 2019; Soparat et al. 2012; Yasukawa et al. 2016). Im Durchschnitt sinkt der Antetorsionswinkel bei steigendem Grad der medialen Patellaluxation (Fitzpatrick et al. 2012; Yasukawa et al. 2016). Der Valguswinkel der Tibia wird im Durchschnitt kleiner bei steigendem MPL Grad (Fitzpatrick et al. 2012). Bei steigendem Patellaluxationsgrad sinkt der Torsionswinkel der Tibia (Fitzpatrick et al. 2012; Yasukawa et al. 2016). Die femorotibiale Innenrotation steigt mit dem MPL Grad (Schmitz 2016).

Die bisherigen Studien zielten auf einen Vergleich zwischen orthopädisch gesunden Hunden und Patienten mit einer Patellaluxation oder anderen orthopädischen Erkrankungen (Aghapour et al. 2019; Fitzpatrick et al. 2012; Griffon 2011; Newman und Voss 2017; Schmitz 2016; Soparat et al. 2012; Yasukawa et al. 2016). Beim Vergleich der Ergebnisse verschiedener Studien bei gesunden Gliedmaßen zeigt sich eine hohe Diskrepanz zwischen den bei jeder Rasse gemessenen Werten. Die Werte des Antetorsionswinkels

weisen beispielsweise zwischen Staffordshire Bull Terrier (Newman und Voss 2017) und Kleinpudel (Yasukawa et al. 2016) eine große Differenz auf (Tab. II.3). Der Femurvarus oder –valguswinkel weist eine hohe Diskrepanz zwischen Pomeranian (Soparat et al. 2012) und Zwergpudel (Yasukawa et al. 2016) auf. Die möglichen Unterschiede sind insbesondere die unterschiedliche Methodenwahl je nach Autor und die unterschiedlichen untersuchten Rassen. Die technischen Unterschiede stellen die Bildgebungsmodalität, die Messdurchführung anhand von unterschiedlichen Referenzpunkten und Winkeldefinitionen, sowie die technische Ausführung (MPR-, VR-Modus, zweidimensionale oder dreidimensionale Methode) dar.

**Tabelle II.3:** Vergleich der Winkelmessergebnisse der Hintergliedmaße verschiedener Autoren je nach Winkel, Methode und Rasse. Es wird jeweils der Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung angegeben. Abkürzungen: Computertomographie (CT), Röntgen (Rx), Antetorsionswinkel (ATW), *anatomic lateral distal femoral angle* (aLDFA), Femur Varus- oder Valguswinkel (FVA), Tibia Varus- oder Valguswinkel (TVV), Tibiatorsion (TT)

Autor	Patienten	Gliedmaßen	CT/Rx	ATW	aLDFA	FVA	TVV	TT
Soparat et al. 2012	Pomeranian	15	Rx	121,72° - 151,10°	90° - 103,29°	2° - 12,68°		
Olimpo et al. 2016	Unter 7,5kg	17	Rx	20,4° $\pm$ 4,8°	95,0° $\pm$ 3,5°		95,1° $\pm$ 3,2°	
Lambert und Wendelburg 2010	Große und mittlere Hunde	8	Rx				84,25° - 94,71°	
Fitzpatrick et al. 2012	Yorkshire Terrier	15	CT					9,1° $\pm$ 4,5°
Dudley et al. 2006	Große Hunde	18	CT	19,6° $\pm$ 7,9°		8,8° $\pm$ 3,3°		
Ragetyl et al. 2011	Labrador Retriever	28	CT, Rx	26,1° $\pm$ 6,4°				
Newman und Voss 2017	English Staffordshire Bull Terrier	12	CT	30,79° $\pm$ 4,24°	96,59° $\pm$ 3,89°		11,75° $\pm$ 3,04°	7,24° $\pm$ 5,74°
Yasukawa et al. 2016	Zwergpudel	15	CT	19,8° $\pm$ 4,6°	90,3° $\pm$ 2,8°	0,3° $\pm$ 2,8°	94,8° $\pm$ 2,1°	11,3° $\pm$ 4,3°

## II.6 Mathematische Grundlagen der vektorbasierten Winkelmessung

### II.6.1 Klinische Bedeutung von Winkelmessungen

Winkel werden zur präoperativen Planung routinemäßig anhand von röntgenologischen Untersuchungen gemessen. Dafür werden die Koordinaten von beiden Referenzachsen, zwischen denen der Winkel liegt, verwendet. Analog zur Winkelmessung anhand von Röntgenbildern, können Winkel mithilfe von CT-Bildern gemessen werden. Diese Winkel können ebenfalls im zweidimensionalen Raum bestimmt werden, indem mithilfe einer MPR oder VR eine Schnittebene gesucht wird, die alle Referenzpunkte zur Messung beinhaltet. Wenn Referenzpunkte zur Winkelmessung verwendet werden, die nicht alle in einer Ebene liegen, werden dreidimensionale Messungen notwendig. In diesem Fall werden die Referenzpunkte mithilfe von drei Koordinaten bestimmt, die auf der x-, y- und z-Achse definiert sind.

### II.6.2 Vektoren

#### II.6.2.1 Definition

In der Geometrie versteht man unter einem dreidimensionalen Vektor eine orientierte Strecke, die durch ihre Länge, Richtung und Orientierung (Richtungssinn) definiert ist (Şanal 2020; Wittig 1971). Im Folgenden wird mit der Bezeichnung “Vektor“ immer ein dreidimensionaler Vektor gemeint. Graphisch wird ein Vektor durch einen Pfeil im dreidimensionalen Raum dargestellt, der einen Anfangspunkt  $P$  und einen Endpunkt  $Q$  besitzt. Der dazugehörige Vektor  $\vec{a}$  wird auch als  $\overrightarrow{PQ}$  bezeichnet (Şanal 2020; Wittig 1971). Durch die Wahl eines Koordinatensystems kann ein Vektor als Lis-

te von x-, y- und z-Koordinate beschrieben werden. Der Vektor  $\overrightarrow{PQ}$  ergibt sich aus der elementweisen Differenz der Punktkoordinaten (Şanal 2020):

$$\vec{a} = \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} = \overrightarrow{PQ} = \begin{pmatrix} x_q - x_p \\ y_q - y_p \\ z_q - z_p \end{pmatrix} \quad (\text{II.1})$$

Die Norm (Länge)  $\|\vec{a}\|$  eines Vektors  $\vec{a}$  kann mit Hilfe des Satzes des Pythagoras wie folgt bestimmt werden (Şanal 2020):

$$\|\vec{a}\| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (\text{II.2})$$

### II.6.2.2 Addition und Skalierung

Zwei Vektoren  $\vec{a}$ ,  $\vec{b}$  werden addiert, indem ihre Elemente addiert werden. Graphisch entspricht dies einer Aneinanderreihung der beiden Pfeile (Şanal 2020).

$$\vec{a} + \vec{b} = \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} b_x \\ b_y \\ b_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_x + b_x \\ a_y + b_y \\ a_z + b_z \end{pmatrix} \quad (\text{II.3})$$

Ein Vektor  $\vec{a}$  kann mit einem Skalar  $s$  (einer Zahl) multipliziert werden, indem jedes Element mit  $s$  multipliziert wird (Şanal 2020). Geometrisch gesehen ändert sich somit die Länge des Pfeils aber die Richtung bleibt gleich. Bei Multiplikation mit einem negativen Skalar wechselt zusätzlich die Orientierung.

$$s \cdot \vec{a} = s \cdot \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s \cdot a_x \\ s \cdot a_y \\ s \cdot a_z \end{pmatrix} \quad (\text{II.4})$$

### II.6.2.3 Skalarprodukt

Für die Multiplikation zweier Vektoren  $\vec{a}$  und  $\vec{b}$  gibt es zwei grundlegend verschiedene Definitionen. Die erste Definition ist das Skalarprodukt, das aus zwei Vektoren  $\vec{a}$  und  $\vec{b}$  einen Skalar  $s$  produziert. Es ist definiert als Summe der elementweisen Produkte (Şanal 2020):

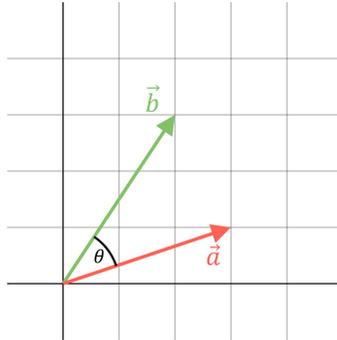
$$\vec{a} \circ \vec{b} = a_x \cdot b_x + a_y \cdot b_y + a_z \cdot b_z \quad (\text{II.5})$$

Eine Eigenschaft des Skalarproduktes ist, dass es die Längen der Vektoren und deren eingeschlossenen Winkel  $\theta$  (siehe Abb. II.14) verknüpft (Şanal 2020):

$$\vec{a} \circ \vec{b} = \|\vec{a}\| \cdot \|\vec{b}\| \cdot \cos \theta \quad (\text{II.6})$$

So lassen sich aus den Koordinaten über Vektoren Winkel berechnen. Hierbei gibt es zwei Spezialfälle:

1. Parallele Vektoren: Bei zwei parallelen Vektoren ist der eingeschlossene Winkel  $\theta = 0$ , wodurch folgt  $\cos \theta = 1$  und darum  $\vec{a} \circ \vec{b} = \|\vec{a}\| \cdot \|\vec{b}\|$ . Somit ist das Skalarprodukt zweier paralleler Vektoren gerade das Produkt ihrer Längen.
2. Zwei zueinander senkrechte Vektoren: Bei zwei zueinander senkrechten Vektoren ist der eingeschlossene Winkel  $\theta = 90^\circ$ , wodurch



**Abbildung II.14:** Das Skalarprodukt  $\vec{a} \circ \vec{b}$  ergibt eine Zahl, die abhängig von den Längen  $\|\vec{a}\|$  und  $\|\vec{b}\|$  sowie dem eingeschlossenen Winkel  $\theta$  ist (eigene Abbildung).

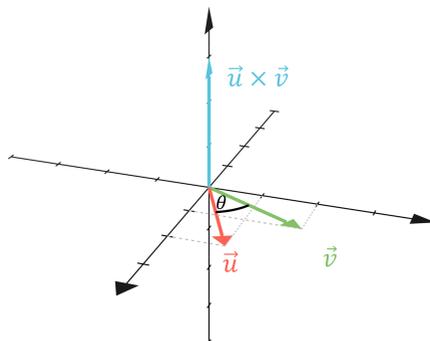
folgt  $\cos \theta = 0$  und darum  $\vec{a} \circ \vec{b} = 0$ . Somit ist das Skalarprodukt zweier zueinander senkrechter Vektoren immer null.

#### II.6.2.4 Kreuzprodukt

Eine andere Definition der Vektormultiplikation ist das Kreuzprodukt, auch Vektorprodukt genannt. Hierbei werden zwei Vektoren  $\vec{u}$  und  $\vec{v}$  zu einem neuen Vektor  $\vec{w} = \vec{u} \times \vec{v}$  multipliziert (Şanal 2020). Die Definition lautet:

$$\vec{u} \times \vec{v} = \begin{pmatrix} u_y \cdot v_z - u_z \cdot v_y \\ u_z \cdot v_x - u_x \cdot v_z \\ u_x \cdot v_y - u_y \cdot v_x \end{pmatrix} = \vec{w} \quad (\text{II.7})$$

Eine wichtige Eigenschaft des Kreuzproduktes ist, dass der resultierende Vektor  $\vec{w} = \vec{u} \times \vec{v}$  senkrecht auf den Vektoren  $\vec{u}$  und  $\vec{v}$  steht (Şanal 2020), wie in Abb. II.15 gezeigt.

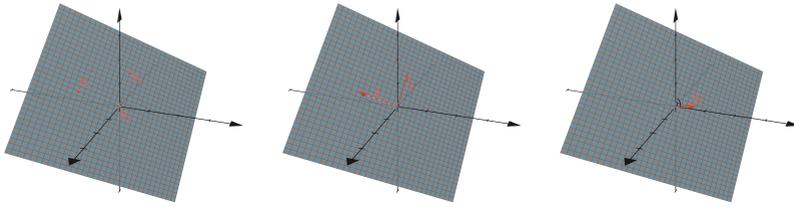


**Abbildung II.15:** Das Kreuzprodukt  $\vec{u} \times \vec{v}$  ergibt einen neuen Vektor, der senkrecht auf den beiden ursprünglichen Vektoren  $\vec{u}$  und  $\vec{v}$  steht (eigene Abbildung).

### II.6.3 Ebenen

Eine Ebene kann auf drei Arten bestimmt werden (Pfeffer und Zipsner 2018; Şanal 2020):

- Es sind drei Punkte auf dieser Ebene bekannt. (Abb. II.16a)
- Es sind zwei Vektoren bekannt, die in der Ebene liegen, also parallel zur Ebene sind. (Abb. II.16b)
- Der Normalenvektor der Ebene ist bekannt. Der Normalenvektor bestimmt die Ebenenrichtung und steht senkrecht (normal) zur Ebene. (Abb. II.16c)



(a) Aus drei Punkten

(b) Aus zwei Vektoren

(c) Mit Normalenvektor

**Abbildung II.16:** Verschiedene Arten der Ebenendefinition (eigene Abbildung).

Für die Projektion von Vektoren in die Ebene wird der Normalenvektor der Ebene benötigt. Falls dieser nicht bereits bekannt ist, kann er aus den beiden anderen Darstellungen errechnet werden. Falls zwei Vektoren  $\vec{u}$ ,  $\vec{v}$  in der Ebene bekannt sind, kann man den Normalenvektor  $\vec{n}$  mithilfe des Kreuzproduktes dieser beiden Vektoren berechnen:  $\vec{n} = \vec{u} \times \vec{v}$ . Wie in Abschnitt II.6.2.4 erwähnt, ist  $\vec{n}$  senkrecht zu den beiden in der Ebene liegenden Vektoren  $\vec{u}$  und  $\vec{v}$ . Somit ist er auch senkrecht zur Ebene und ist der Normalenvektor dieser Ebene. Falls drei Punkte  $P_1$ ,  $P_2$  und  $P_3$  in der Ebene bekannt sind, können zunächst die Vektoren  $\vec{u}$  und  $\vec{v}$  berechnet werden, z.B.  $\vec{u} = \overrightarrow{P_2P_1}$ ,  $\vec{v} = \overrightarrow{P_2P_3}$ . Danach kann der Normalenvektor  $\vec{n}$  wie oben beschrieben mittels des Kreuzproduktes bestimmt werden.

## II.7 Statistik

### II.7.1 Bland-Altman Diagramm

Beim Bland-Altman Diagramm handelt sich um eine modifizierte Punktwolke. Damit werden die Differenzen zwischen Messwerte einer zu untersuchenden und einer Referenzmethode bildlich dargestellt (Kwiecien et al.

2011). Eine Linie stellt den Mittelwert dar. Dadurch kann eine konstante Abweichung in die eine oder andere Richtung erkannt werden. Die zweiten Linien stellen die Standardabweichung der Differenz dar (Bland und Altman 1986). Es handelt sich um eine in der Statistik genutzte Darstellungsmethode zum Vergleich zweier Messmethoden mithilfe dessen sich die Übereinstimmung zweier Messwertreihen bewerten lässt.



# III. Untersuchungsgut, Material und Methoden

Diese Dissertation besteht aus zwei Teilen, im ersten Teil wurde eine computertomographische, open-source Winkelmessmethode entwickelt und in einem zweiten Teil wurden anhand dieser Methode Winkel der Hintergliedmaße verschiedener Rassen bestimmt. Im ersten Teil wurde eine neue Methode zur Winkelmessung der Hintergliedmaße anhand von CT-Bildern und Vektorrechnungen vorgestellt. Diese Methode wurde mit der bisher an der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians- Universität München benutzten Methode, einem kommerziellen medizinischen Programm, verglichen. Diese bisher verwendete Messmethode arbeitete mit einem zusätzlichen manuell und anatomisch definierten dreidimensionalen Koordinatensystem.

Im zweiten Teil wurden die Winkelwerte von sechs Parametern bei gesunden Hintergliedmaßen von sechs verschiedenen Hunderassen verglichen: der Antetorsionswinkel, der Varus- oder Valguswinkel des Femurs, die femorotibiale Rotation, der Varus- oder Valguswinkel der Tibia, die Tibiatorsion und die tibiotalar Rotation

## III.1 Erster Teil: Entwicklung einer vektorbasierten dreidimensionalen Messmethode

Das Ziel bei der Entwicklung der neuen Messmethode war, dass diese unabhängig von einem vorher bestimmten Koordinatensystem sein soll, das

heißt in einem beliebigen Koordinatensystem durchführbar war. Dabei sollte diese Messmethode sehr nahe an den Ergebnissen der VoXim<sup>®</sup> softwaregestützten Messmethode sein.

Anstatt ein auf den Knochen bezogenes Koordinatensystem zu benutzen, wurden die mathematischen Definitionen der Messebenen berechnet. Ziel war es, direkt Punkte aus dem CT-Koordinatensystem zu verwenden, um auf aufwändige Umrechnungen zwischen Koordinatensystemen verzichten zu können. Die Definitionen dieser Ebenen erfolgten analog zur Definition der Koordinatensysteme von Schmitz (2016).

### **III.1.1 Untersuchungsgut und Einschlusskriterien**

Es wurden CT-Untersuchungen von 114 Hintergliedmaßen von 63 Hunden retrospektiv gesammelt. Bei diesen Hunden lag die Indikation zur computertomographischen Untersuchung ohne Zusammenhang mit dieser Studie vor. Als Einschlusskriterium für diese Studie galt, dass die untersuchte Gliedmaße von Becken bis Metatarsen eingescannt wurde und dass diese bisher nicht operiert worden war. Dies war wichtig, damit alle benötigten anatomischen Referenzpunkte bestimmt werden konnten. Es ist hierbei zu beachten, dass diese Einschlusskriterien unterschiedlich zu denen der klinischen Studie in Abschnitt III.2.1 sind, da in diesem Fall Hunde mit und ohne Patellaluxation untersucht wurden. Es wurden auch bereits verstorbene oder euthanasierte Hunde untersucht. Diese wurden in Übereinstimmung mit den ethischen Regeln der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München computertomographisch an den Hintergliedmaßen untersucht. Es wurden 32 Hintergliedmaßen von 16 Chihuahuas, 33 von 17 Yorkshire Terriern, 20 von zehn Französischen Bulldoggen, jeweils zwölf von sechs Maltesern und sechs Jack Russell Terriern, acht

von vier Möpsen, sechs von drei Zwergspitzen, zwei von einem Zwergpu-del und eine eines Pinschers untersucht.

### **III.1.2 Auswahlkriterien für das Programm**

Als langfristige Perspektive wurde ein Nachfolgeprogramm für VoXim<sup>®</sup>, welches aus den oben genannten Gründen mittelfristig nicht mehr verwendet werden kann. Es wurde ein Programm gesucht, das möglichst nicht von einer kommerziellen Firma abhängig ist und die Möglichkeit weiterer Verbesserungen und Modifikation bietet. Für unsere Untersuchung wurde das Programm 3D Slicer (Fedorov et al. 2012; Kapur et al. 2016; Kikinis et al. 2014) verwendet, das eine multimodale dreidimensionale DICOM-Viewer Funktionalität besitzt. Somit eignete es sich gut für dreidimensionale Anwendungen bei CT-Daten. Es handelte sich um ein kostenloses, frei verfügbares und plattformübergreifendes Softwarepaket, das in der medizinischen bildgebenden Forschung vielfach verwendet wurde. Außerdem gab es eine aktive Gruppe von Programmierern, die das Programm kontinuierlich erweiterten und warteten. 3D Slicer verfügte über ein weitreichendes Plug-In-System, mit dem es mittels der Programmiersprache Python (Van Rossum und Drake 2009) erweitert werden kann. Das heißt, dass man das existierende Programm erweitern bzw. verändern konnte, um beispielsweise eigenen Messungen zu definieren. Hilfreich ist hierbei die ausführliche Dokumentation auf der Webseite von 3D Slicer, die viele Anwendungen und deren Pythoncode beinhaltet und deren Funktionen erklärte. Es wurden zur Bildung des 3D-Modells und der Knochensegmentierung bereits existierende Funktionen benutzt.

Die Winkelberechnungen selbst wurden ebenfalls in Python geschrieben und dabei wurde die Programmbibliothek NumPy (Harris et al. 2020) benutzt. Diese erlaubte das Ausführen von verschiedenen mathematischen

Operationen wie zum Beispiel der Vektorrechnung. Python war derzeit die beliebteste Programmiersprache weltweit (Tiobe 2022) und einfach zu erlernen. Ziel war es im freiverfügbaren Programm Messmethoden weiterzuentwickeln, damit diese auch in Zukunft von anderen erweitert werden können.

### **III.1.3 Installation des Programms**

3D Slicer wurde in der Version 4.11.20210226 auf der Homepage <https://www.slicer.org/> heruntergeladen. Es war mit Windows 7 und späteren Versionen im 64 Bit Format kompatibel, sowie mit Mac OS X Lion und Linux (neuere Versionen). Um 3D Slicer verwenden zu können, musste der Computer mindestens 4 GB Speicherkapazität und eine Bildschirmauflösung von 1024 auf 768 besitzen.

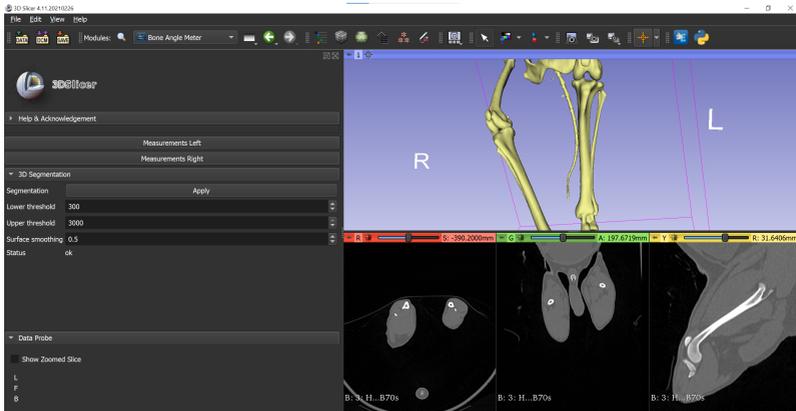
### **III.1.4 Winkelmessung**

Es wurden folgende Winkelmessungen, die aufgrund der klinischen Relevanz und basierend auf Literaturbeschreibungen ausgewählt wurden, programmiert: der Antetorsionswinkel, der Varus- oder Valguswinkel des Femurs, die femorotibiale Rotation, der Varus- oder Valguswinkel der Tibia, die Tibiatorsion, und die tibiotolare Rotation.

### **III.1.5 Benutzung des Programms**

Nach Import der CT-Bilder im DICOM Format wurde der Name des Plug-Ins im Aufklappmenü gewählt. Ab diesem Moment wurde das für dieser Studie programmierte Plug-In benutzt. Durch einfaches Klicken auf den „apply“-Knopf wurde ein 3D-Modell der Hintergliedmaße angezeigt. Die Benutzeroberfläche wird in Abb. III.1 gezeigt. Durch eine Veränderung des Schwellenwertes konnte die gewünschte Segmentierung erreicht werden.

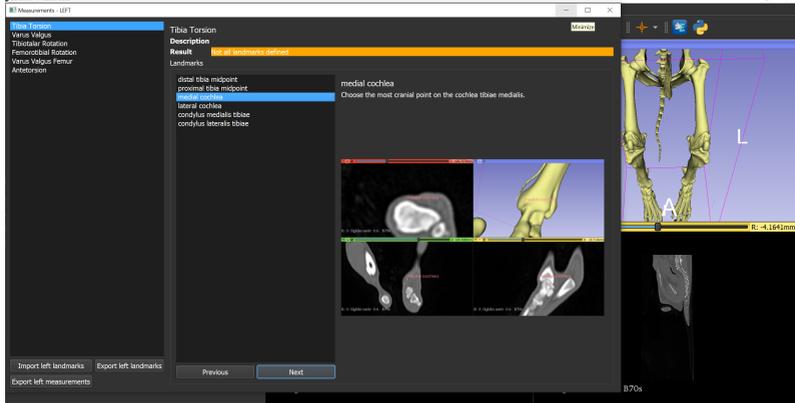
Eine Vergrößerungsfunktion bestand in allen vier Fenstern und das 3D-Modell konnte in alle Raumrichtungen gedreht werden.



**Abbildung III.1:** 3D Slicer: Links Wahl der Gliedmaße und des Schwellenwert-Fensters, rechts Visualisierung der Daten. Oben die dreidimensionale Darstellung der Beckengliedmaßen im VR-Modus. Unten in rot die transversale Ebene, in grün die dorsale Ebene und in gelb die sagittale Ebene.

Die Winkelmessung begann, indem man die Messung der rechten oder linken Hintergliedmaße anklickt. Es war nötig die Seiten zu unterscheiden, um die Winkelrichtung zu bestimmen. Danach erschien ein Pop-Up Fenster, auf dem alle möglichen Winkelmessungen mit den jeweiligen Punkten angezeigt wurden. Zur Benutzerfreundlichkeit wurden für jeden Punkt ein Bild und eine klare Beschreibung bereitgestellt (Abb. III.2). Am Ende erschienen oben der Winkel und die Winkelrichtung im Pop-Up Fenster in grün. Die Winkelmessungen und die Koordinaten der Punkte konnten danach für jeden Patienten exportiert werden. Außerdem war es möglich vorher exportierte Punkte zu importieren, um diese beispielsweise an einem

anderen Computer zu öffnen. Eine genaue Installations- und Benutzeranleitung wurde auf der Projekt-Webseite <sup>1</sup> veröffentlicht.



**Abbildung III.2:** Punkte setzen in 3D Slicer: Das Pop-Up Fenster ist sichtbar, ganz links wird die Winkelmessung gewählt, rechts sind die Punkte mit einer Beschreibung und ein Bild erkennbar.

### III.1.5.1 Definition der Projektionsebene zur Torsionswinkelmessung

Torsionswinkel wurden in der Transversalebene des jeweiligen Knochens bestimmt. Der Antetorsionswinkel wurde in der Femurtransversalebene bestimmt, die Torsion der Tibia, der femorotibiale Rotationswinkel und der tibiotalare Rotationswinkel wurden in der Tibiatransversalebene bestimmt. Die Transversalebene lag senkrecht zur Knochenlängsachse. Ein Vektor, der orthogonal zu einer Ebene lag, wurde als Normalenvektor bezeichnet. Dieser wurde zur Projektion von Vektoren benutzt (siehe Abschnitt III.1.5.3). Zur Femurlängsachsenbestimmung wurde der proximalste und distalste runde Schnitt der Femurdiaphyse in der Transversalebene gesucht und in diesem der Mittelpunkt der Diaphyse gewählt (siehe Abb. III.8 und Abb. III.9). Die Tibialängsachse wurde als Achse zwischen

<sup>1</sup>[https://github.com/jburgp/BoneAngleMeter\\_public](https://github.com/jburgp/BoneAngleMeter_public)

dem Mittelpunkt der Tibiadiaphyse auf Höhe des Foramen nutricium und dem Mittelpunkt der Tibiadiaphyse am Übergang von einer runden zu einer oval-abgeplatteten Schnittfläche in der Transversalebene definiert (siehe Abb. III.13 und Abb. III.12).

### **III.1.5.2 Definition der Projektionsebene zur Varus- oder Valguswinkelmessung**

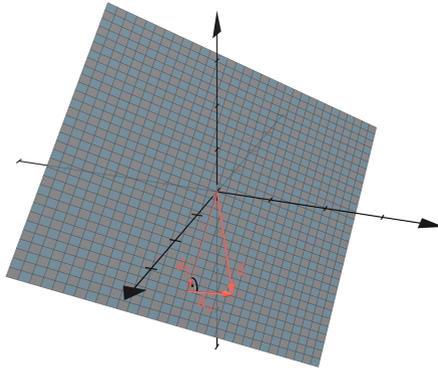
Varus- oder Valguswinkel wurden in der Dorsalebene bestimmt. Diese wurde durch zwei Achsen bestimmt, die in der Ebene liegen. Die erste Achse war jeweils die Knochenlängsachse während die zweite Achse eine besondere Tangente am Knochen war. Die Ebene wurde wieder über den Normalenvektor definiert, der in diesem Fall durch das Kreuzprodukt der beiden Achsen erzeugt wurde. Um einen Winkel auf dieser Ebene bestimmen zu können, wurde der Normalenvektor bestimmt. Dieser wurde durch das Kreuzprodukt der zwei Achsen bestimmt. Für den Varus- oder Valguswinkel der Tibia wurden hierfür die Tibialängsachse und die proximokaudale Tibialinie, die zwischen dem kaudalsten Punkt des medialen Kondylus der Tibia (MCT) und dem kaudalsten Punkt auf dem lateralen Kondylus der Tibia (LCT) verläuft, verwendet. Der Varus- oder Valguswinkel des Femurs wurde in der Dorsalebene des Femurs bestimmt, die durch die beiden winkelbildenden Vektoren definiert wird, wodurch eine Projektion nicht durchgeführt werden musste (Schmitz 2016).

### **III.1.5.3 Mathematische Durchführung der Winkelmessung**

Die Winkel wurden mithilfe von Punkten berechnet, die aus drei Koordinaten bestehen. Alle Punkte wurden im CT-Koordinatensystem definiert und verarbeitet.

Die beiden Vektoren, zwischen denen der gewünschte Winkel lag, wurden zuerst in die gewünschte Messebene projiziert, um den Winkel zu berechnen. Ein Vektor  $\vec{a}$  wurde in Bezug auf eine Ebene  $P$  in einen parallelen Anteil  $\vec{a}_{\parallel}$  und eine Normalenkomponente  $\vec{a}_{\perp}$  unterteilt. Zum Projizieren wurde anschließend die Normalenkomponente des Vektors vom Vektor subtrahiert. Übrig blieb die Parallelkomponente  $\vec{a}_{\parallel}$ , welche genau der Projektion des Vektors auf die Ebene entsprach. Dies ist in Abb. III.3 graphisch dargestellt.

$$\vec{a} = \vec{a}_{\parallel} + \vec{a}_{\perp} \Rightarrow \vec{a}_{\parallel} = \vec{a} - \vec{a}_{\perp} \quad (\text{III.1})$$



**Abbildung III.3:** Projektion eines Vektors in eine Ebene. Der Vektor  $\vec{a}$  wird als Summe der Parallelkomponente  $\vec{a}_{\parallel}$  und der Normalenkomponente  $\vec{a}_{\perp}$  geschrieben.

Die Normalenkomponente  $\vec{a}_{\perp}$  des Vektors ließ sich mittels des Skalarproduktes berechnen. Dazu wurde der Vektor  $\vec{a}$  in seine Parallel- und Normalenkomponente zerlegt und das Skalarprodukt mit dem Normalenvektor  $\vec{n}_P$  der Ebene berechnet.

$$\vec{a} \circ \vec{n}_P = (\vec{a}_{\parallel} + \vec{a}_{\perp}) \circ \vec{n}_P = \vec{a}_{\parallel} \circ \vec{n}_P + \vec{a}_{\perp} \circ \vec{n}_P \quad (\text{III.2})$$

Im nächsten Schritt wurden die Spezialfälle des Skalarproduktes aus Abschnitt II.6.2.3 angewendet, um die Gleichung zu vereinfachen. Die Parallelkomponente  $\vec{a}_{\parallel}$  stand per Definition senkrecht auf dem Normalenvektor  $\vec{n}_P$ , weshalb ihr Skalarprodukt null ergab. Die Normalenkomponente  $\vec{a}_{\perp}$  war per Definition parallel zum Normalenvektor  $\vec{n}_P$ , weshalb ihr Skalarprodukt gerade das Produkt der Längen war.

$$\underbrace{\vec{a}_{\parallel} \circ \vec{n}_P}_{=0} + \underbrace{\vec{a}_{\perp} \circ \vec{n}_P}_{= \|\vec{a}_{\perp}\| \cdot \|\vec{n}_P\|} = \|\vec{a}_{\perp}\| \|\vec{n}_P\| \quad (\text{III.3})$$

Somit lautete die Länge der Normalenkomponente

$$\|\vec{a}_{\perp}\| = \frac{\vec{a} \circ \vec{n}_P}{\|\vec{n}_P\|}. \quad (\text{III.4})$$

Die Normalenkomponente hatte per Definition die gleiche Richtung wie der Normalenvektor. Die Richtung des Normalenvektors war eine skalierte Version des Normalenvektors mit Länge 1. Diese wurde als  $\frac{\vec{n}_P}{\|\vec{n}_P\|}$  berechnet. Schlussendlich konnte die Normalenkomponente als Produkt der Länge und der Richtung geschrieben werden.

$$\vec{a}_{\perp} = \|\vec{a}_{\perp}\| \cdot \frac{\vec{n}_P}{\|\vec{n}_P\|} = \frac{\vec{a} \circ \vec{n}_P}{\|\vec{n}_P\|^2} \cdot \vec{n}_P \quad (\text{III.5})$$

Schließlich konnte mit Gleichung (III.1) und Gleichung (III.5) die Projektion des Vektors  $\vec{a}$  berechnet werden:

$$\vec{a}_{\parallel} = \vec{a} - \vec{a}_{\perp} = \vec{a} - \frac{\vec{a} \circ \vec{n}_P}{\|\vec{n}_P\|^2} \cdot \vec{n}_P \quad (\text{III.6})$$

Um den Winkel zwischen zwei Vektoren  $\vec{a}$  und  $\vec{b}$  in der Ebene  $P$  zu bestimmen, wurden ihre Projektionen  $\vec{a}_{\parallel}$  und  $\vec{b}_{\parallel}$  berechnet wie oben beschrieben. Der Winkel zwischen den projizierten Vektoren wurde anschließend mit Hilfe von Gleichung (II.6) berechnet:

$$\vec{a}_{\parallel} \circ \vec{b}_{\parallel} = \|\vec{a}_{\parallel}\| \cdot \|\vec{b}_{\parallel}\| \cdot \cos \theta \Rightarrow \theta = \cos^{-1} \left( \frac{\vec{a}_{\parallel} \circ \vec{b}_{\parallel}}{\|\vec{a}_{\parallel}\| \cdot \|\vec{b}_{\parallel}\|} \right) \quad (\text{III.7})$$

#### III.1.5.4 Bestimmung der Winkelrichtung

Zur Bestimmung der Winkelrichtung in 3D Slicer wurde das Vorzeichen des Winkels benutzt, das über die Rechte-Hand-Regel bestimmt wird. Die auf Voxim<sup>®</sup> basierende Methode misst nur den Winkel und nicht seine Richtung. Zum Vergleich der beiden Methoden wurde deshalb die Winkelrichtung der Messungen von Voxim<sup>®</sup> visuell bestimmt und manuell eingetragen. Zum numerischen Vergleich der Methoden wurde die Winkelrichtung als Vorzeichen des Winkels benutzt. Bei einem Varus, einer Außenrotation oder einer Außentorsion war das Vorzeichen negativ, bei einem Valgus, einer Innenrotation oder einer Innentorsion positiv. Bei der Winkelmessung in 3D Slicer werden nicht die Vorzeichen der Winkel angezeigt, sondern direkt eine Beschreibung, beispielsweise „Varus“ oder „Valgus“. Dies vereinfacht die Benutzung des Programms und beugt Fehler durch Missinterpretation der Vorzeichen vor.

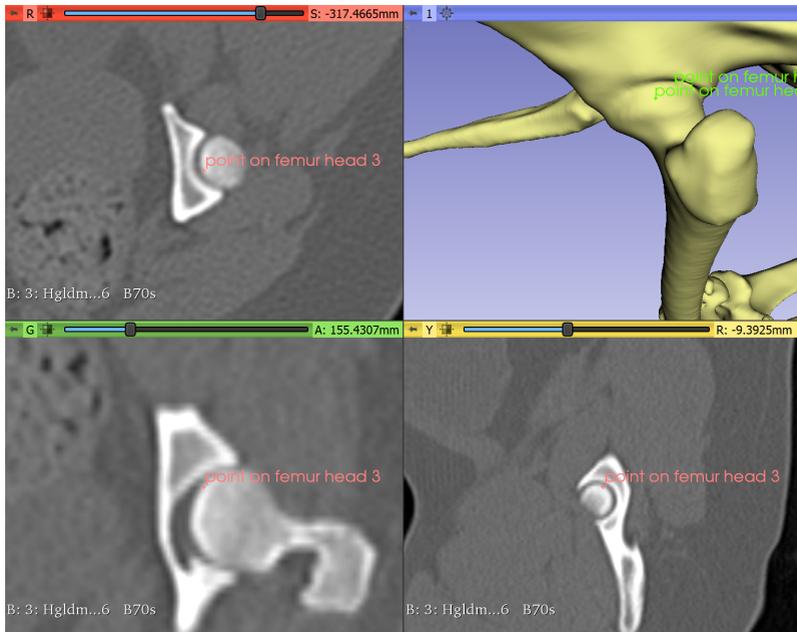
### III.1.5.5 Berechnung des Antetorsionswinkels

Zur Berechnung des Antetorsionswinkels (ATW) wurde der Femurkopfmittelpunkt *femur head center* (FHC) semi-automatisiert bestimmt, in dem fünf Punkte vom Benutzer auf dem Femurkopf ausgewählt wurden (Abb. III.4). Die bisher beschriebenen Methoden, mit einer manuellen Auswahl des Femurkopfzentrums oder einer manuellen Auswahl eines geeigneten Kreises, dessen Mittelpunkt bestimmt wird (Barnes et al. 2015), wurden durch die Methode der kleinsten Quadrate ersetzt (Viste et al. 2014). Anhand dieser Methode wird die Kugel und deren Mittelpunkt gefunden, die den Abstandsfehler zu den fünf gewählten Punkten minimiert. Hierzu wurde zuerst der Mittelpunkt approximiert, indem man die Koordinaten der Punkte addierte und diese durch die Anzahl der Punkte dividierte. Dieser vorläufige Mittelpunkt und der Radius wurden dann mithilfe der Methode der kleinsten Quadrate iterativ optimiert.

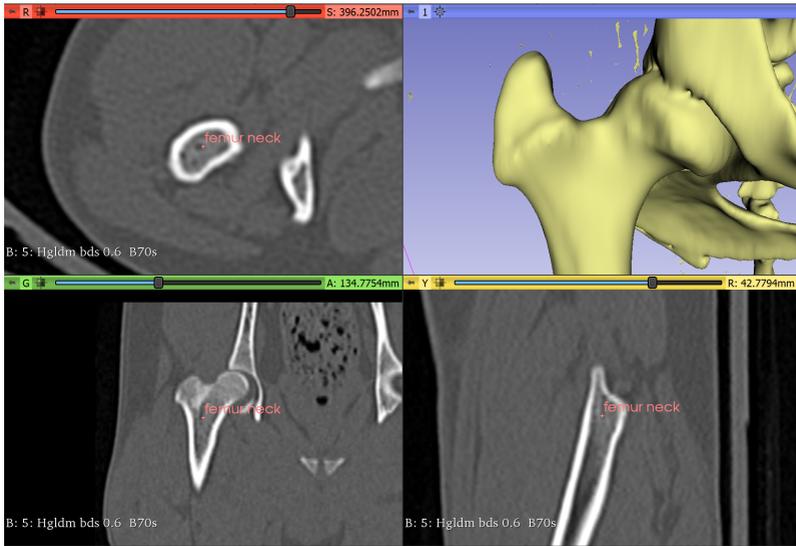
Der Femurhalsbasismittelpunkt *femur neck base center* (FNBC) wurde manuell gesetzt, indem der Mittelpunkt der proximalen femoralen Metaphyse im Transversalschnitt auf Höhe der maximalen Ausdehnung des Trochanter minor ausgewählt wurde (Abb. III.5). Am distalen Femur liegt der kaudalste Punkt des lateralen Femurkondylus (LFCC) (Abb. III.6) und der kaudalste Punkt des medialen Femurkondylus (MFCC) (Abb. III.7), die manuell auf der 3D Rekonstruktion ausgewählt wurden. Um die Projektionsebene zu bestimmen, wurde als Normalenvektor der Transversalebene des Femurs die anatomische Achse des Femurs gewählt, die hier als longitudinale Femurachse bezeichnet wurde. Diese stellte eine Linie zwischen dem proximalen Mittelpunkt der Femurmetaphyse (Abb. III.8) und dem distalen Mittelpunkt der Femurmetaphyse (Abb. III.9) dar. Beide Punkte wurden in der Transversalebene ausgewählt, auf Höhe des proximalsten und distals-

ten Schnittbildes des Femurschaftes mit rundem Schnitt (Newman und Voss 2017).

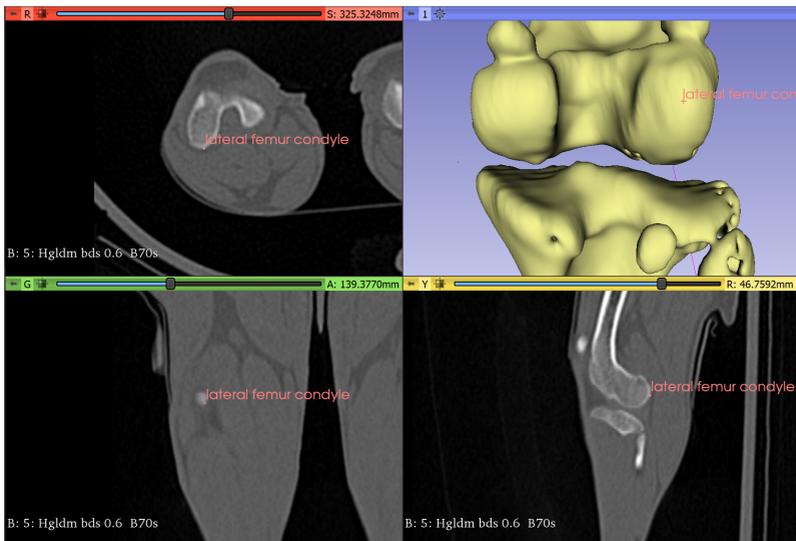
Der Antetorsionswinkel stellte den Winkel zwischen der distalen kaudalen Femurlinie, einer Linie zwischen dem LFCC und MFCC, und der Femurkopfhalslinie, einer Linie zwischen FHC und FNBC, dar. Beide Vektoren wurden in die Transversalebene des Femurs projiziert, deren Normalenvektor durch die Femurlongitudinalachse definiert wurde. Diese Achse ist der Vektor zwischen dem distalen Femurschaftmittelpunkt (DFC) und dem proximalen Femurschaftmittelpunkt (PFC).



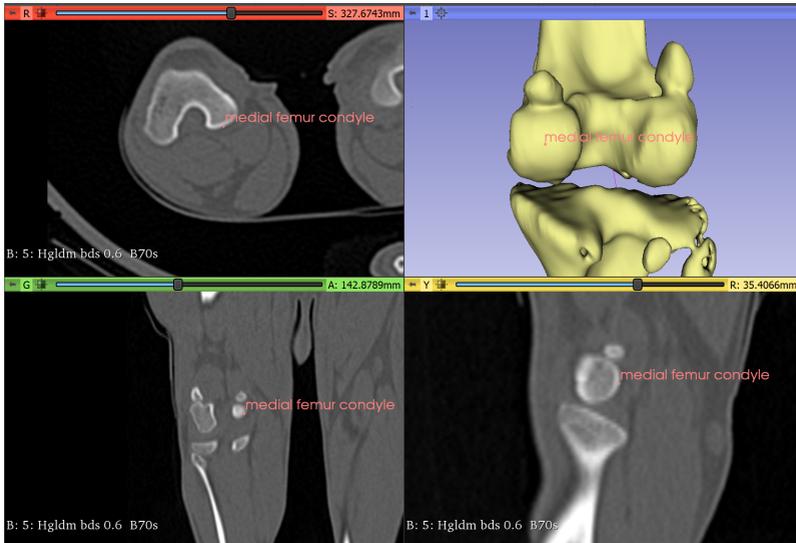
**Abbildung III.4:** Computertomographische Untersuchung des linken Hüftgelenks eines Hundes im 3D Slicer: In verschiedenen Ebenen werden fünf voneinander entfernte Punkte an unterschiedlichen Stellen der Artikulationsfläche des Femurkopfes unter Aussparung der Fovea capitis gelegt. Oben links die transversale Ebene, oben rechts die dreidimensionale Ansicht im VR-Modus, unten links die dorsale Ebene, unten rechts die sagittale Ebene.



**Abbildung III.5:** Computertomographische Untersuchung des rechten Femurs eines Hundes im 3D Slicer: In der Transversalebene wurde der Mittelpunkt der proximalen femoralen Metaphyse auf Höhe des Trochanter minor als Femurhalsbasismittelpunkt ausgewählt. Der Femurhalsbasismittelpunkt ist in der VR-Ansicht nicht erkennbar, da er intraossär liegt. Oben links die transversale Ebene, oben rechts eine dreidimensionale Abbildung im VR-Modus, unten links die dorsale und unten rechts die sagittale Ebene.



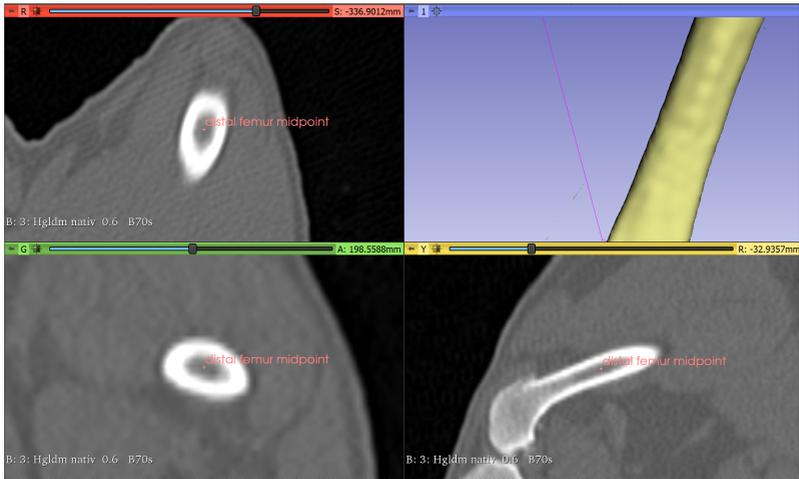
**Abbildung III.6:** Computertomographische Untersuchung des rechten Femurs eines Hundes im 3D Slicer: der am distalen Femur gelegener kaudalster Punkt des lateralen Femurkondylus (LFCC) wurde manuell auf der 3D Rekonstruktion ausgewählt und in den drei Ebenen dessen Lage verbessert. Oben links die transversale Ebene, oben rechts die dreidimensionale Ansicht im VR-Modus, unten links die dorsale und unten rechts die sagittale Ebene.



**Abbildung III.7:** Computertomographische Untersuchung des rechten Femurs eines Hundes im 3D Slicer: am distalen Femur gelegener kaudalster Punkt des medialen Femurkondylus (MFCC) wurde manuell auf der 3D Rekonstruktion ausgewählt und in den drei Ebenen dessen Lage verbessert. Oben links die transversale Ebene, oben rechts eine dreidimensionale Abbildung im VR-Modus, unten links die dorsale und unten rechts die sagittale Ebene.



**Abbildung III.8:** Computertomographische Untersuchung des rechten Femurs eines Hundes im 3D Slicer: In der Transversalebene wurde der proximalste runde Schnitt der Femurdiaphyse gesucht und in diesem der Mittelpunkt der Diaphyse als proximaler Femurschaftmittelpunkt eingezeichnet. Der proximale Femurschaftmittelpunkt ist in der VR-Ansicht nicht erkennbar, da er intraossär liegt. Oben links die transversale Ebene, oben rechts eine dreidimensionale Abbildung im VR-Modus, unten links die dorsale Ebene, unten rechts die sagittale Ebene.

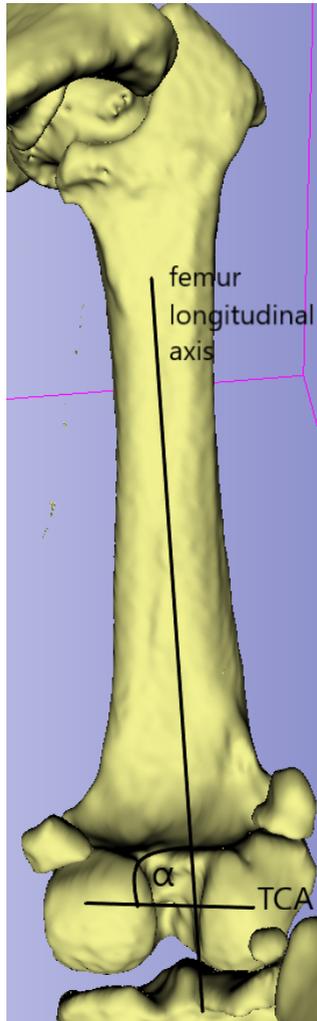


**Abbildung III.9:** Computertomographische Untersuchung des linken Femurs eines Hundes im 3D Slicer: In der Transversalebene wurde der distale runde Schnitt der Femurdiaphyse gesucht und in diesem der Mittelpunkt der Diaphyse als distaler Femerschaftsmittelpunkt eingezeichnet. Der distale Femerschaftsmittelpunkt ist in der VR-Ansicht nicht erkennbar, da er intraossär liegt. Oben links die transversale Ebene, oben rechts die dreidimensionale Ansicht im VR-Modus, unten links die dorsale Ebene, unten rechts die sagittale Ebene.

### III.1.5.6 Berechnung des Varus- oder Valguswinkel des Femurs

Der Varus- oder Valguswinkel des Femurs wurde zwischen zwei Vektoren berechnet: der distalen kaudalen Femurlinie, einer Linie zwischen LFCC und MFCC, siehe Abb. III.7 (Dudley et al. 2006) und der longitudinalen Femurachse, einer Achse zwischen PFC und DFC (Dudley et al. 2006; Oxley et al. 2013). Beide Vektoren befanden sich bereits in der Dorsalebene des Femurs, da diese durch beide Vektoren definiert wurde und mussten somit nicht projiziert werden (Abb. III.10) (Schmitz 2016). Von diesem Winkel wurden  $90^\circ$  abgezogen, um den endgültigen Varus-oder Valguswinkel des Femurs zu berechnen. Dies geschah zur Vergleichbarkeit mit Schmitz (2016), der eine Senkrechte zur distalen kaudalen Femurlinie zur Berechnung nutzte.

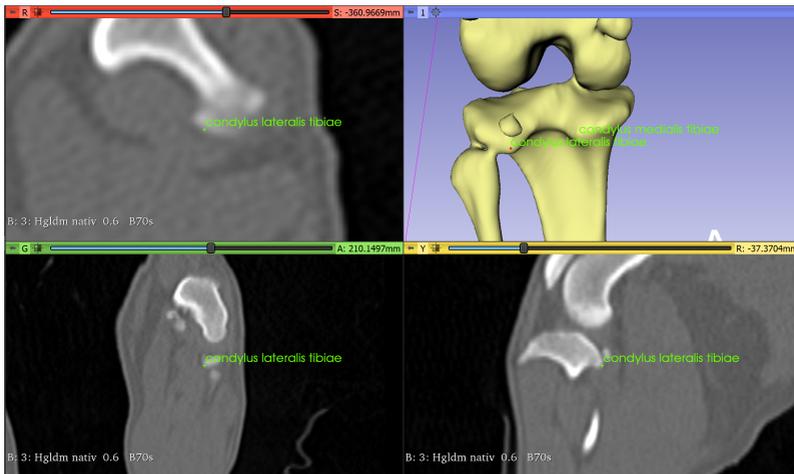
Man sprach von einem Valguswinkel, wenn die distale kaudale Femurlinie gegenüber der longitudinalen Femurachse laterodistal abwich. In diesem Fall wurde der Winkel der linken und rechten Gliedmaße mit einem positiven Vorzeichen versehen. Man sprach von einem Varuswinkel, wenn die distale kaudale Femurlinie gegenüber der longitudinalen Femurachse mediodistal abwich. In diesem Fall wurde der Winkel der linken und rechten Gliedmaße mit einem negativen Vorzeichen versehen.



**Abbildung III.10:** Kaudale Ansicht eines rechten Femurs im VR-Modus im 3D Slicer. Der Femur Varus- oder Valguswinkel ( $\alpha$ ) wird als Winkel zwischen der Transkondylarachse (TCA) und der Femurlongitudinalachse berechnet. In dem Fall handelt es sich um einen Varuswinkel des Femurs da die Transkondylarachse (TCA) gegenüber der Femurlängsachse medi-odistal abweicht.

### III.1.5.7 Berechnung der femorotibialen Rotation

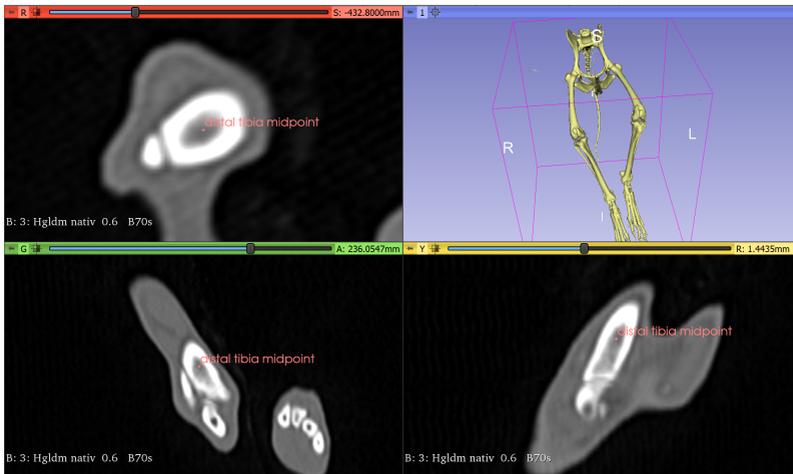
Die femorotibiale Rotation beschreibt das Rotationsverhältnis zwischen distalem Femur und proximaler Tibia innerhalb des Kniegelenks. Zur Messung wurden Punkte gelenknah ausgewählt. Die distale kaudale Femurlinie wurde, wie bereits beschrieben, als distale Femurlinie verwendet. Die proximale Tibialinie wurde als Linie zwischen dem kaudalsten Punkt des Condylus medialis (Abb. III.11) und des Condylus lateralis gewählt. Diese Punkte wurden manuell auf der dreidimensionalen Rekonstruktion ausgewählt und ihre Lage wurde in den drei Ebenen verbessert.



**Abbildung III.11:** Computertomographische Untersuchung einer linken Tibia des Hundes im 3D Slicer: der an der proximalen Tibia gelegene kaudalste Punkt des Condylus medialis und der des Condylus lateralis tibiae wurden manuell auf der dreidimensionalen Rekonstruktion ausgewählt und in den drei Ebenen deren Lage verbessert. Oben links die transversale Ebene, oben rechts eine dreidimensionale Abbildung im VR-Modus, unten links die dorsale und unten rechts die sagittale Ebene.

Diese beiden Vektoren wurden in eine Transversalebene projiziert, die durch den Normalenvektor definiert wurde. Der Normalenvektor stellte die

Tibialängsachse dar, eine Linie zwischen proximalem und distalem Tibiaschaftmittelpunkt. Distal wurde der Mittelpunkt in der Transversalebene am Übergang von einer runden zu einer oval-abgeplatteten Schnittfläche der Tibiadiaphyse gewählt, siehe Abb. III.12. Proximal wurde der Mittelpunkt der Tibiadiaphyse auf Höhe des Foramen nutriciums oder wenn dieser nicht einsehbar war, beim Übergang zwischen rundes und dreieckigem Transversalschnitt der Tibia in der Transversalebene gewählt, siehe Abb. III.13.



**Abbildung III.12:** Computertomographische Untersuchung der rechten Tibia eines Hundes im 3D Slicer: Distal wird der Punkt am Übergang von einer runden zu einer oval-abgeplatteten Schnittfläche in der Transversalebene, als distaler Tibiaschaftmittelpunkt gewählt und in den andere zwei Ebenen so angepasst, dass er überall in der Mitte der Tibiadiaphyse liegt. Der distale Tibiaschaftmittelpunkt ist in der VR-Ansicht nicht erkennbar, da er intraossär liegt. Oben links die transversale Ebene, oben rechts eine dreidimensionale Abbildung im VR-Modus, unten links die dorsale und unten rechts die sagittale Ebene.

War die proximale Tibiaepiphysenachse (proximale Tibiahinterkante) im Verhältnis zur distalen Femurepiphysenachse (Kondylenachse) bei der

rechten und linken Hintergliedmaße nach außen gedreht, erhielt man einen negativen oder Außenrotationswinkel, bei Einwärtsdrehung dahingegen einen positiven oder Innenrotationswinkel.



**Abbildung III.13:** Computertomographische Untersuchung der rechten Tibia eines Hundes im 3D- Slicer: Proximal wird der Mittelpunkt der Tibiadiaphyse im etwa auf Höhe des Foramen nutricium in der Transversalebene gewählt, und in den andere zwei Ebenen so angepasst, dass er überall in der Mitte der Tibiadiaphyse liegt. Der proximale Tibiaschaftmittelpunkt ist in der VR-Ansicht nicht erkennbar, da er intraossär liegt. Oben links die transversale Ebene, oben rechts eine dreidimensionale Abbildung im VR-Modus, unten links die dorsale und unten rechts die sagittale Ebene.

### III.1.5.8 Berechnung der Tibiatorsion

Der Torsionswinkel der Tibia wurde anhand von zwei Vektoren gemessen, der distokraniellen Tibiaachse, als Linie zwischen dem kraniallateraler Punkt auf der Cochlea tibiae (LCCT) und dem kranio-medialer Punkt auf der Cochlea tibiae (MCCT) (Abb. III.14), und der proximokaudalen Tibia-

linie, die zwischen dem dem MCT und LCT verlief. Der LCCT und der MCCT wurden als kranialste Punkte der medialen und lateralen Cochlea tibiae im dreidimensionalen VR-Fenster ausgewählt und deren Lage in den anderen drei Ebenen verbessert (Abb. III.14).

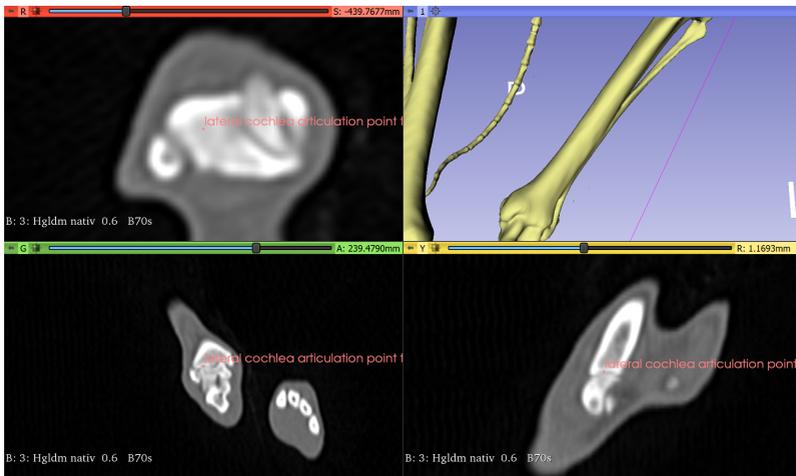


**Abbildung III.14:** Computertomographische Untersuchung der rechten Tibia eines Hundes im 3D- Slicer: Der LCCT und der MCCT wurden als medialen und lateralen kranialsten Punkt der Cochlea tibiae im dreidimensionalen VR-Fenster ausgewählt und deren Lage in den anderen drei Ebenen verbessert.

Diese beiden Vektoren wurden in eine Tibiatransversalebene projiziert, die durch die bereits definierte Tibialängsachse bestimmt ist. War die distokraniale Tibiaachse im Verhältnis zur proximalen Tibiaepiphysenachse (proximale Tibiahinterkante) bei der rechten und linken Hintergliedmaße nach außen gedreht, erhielt man einen negativen oder Außentorsionswinkel, bei Einwärtsdrehung dagegen einen positiven oder Innentorsionswinkel.

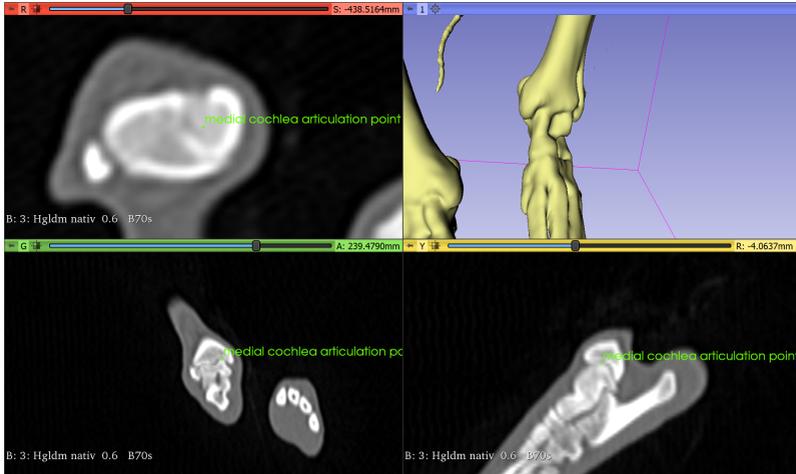
### III.1.5.9 Berechnung des Varus- oder Valguswinkels der Tibia

Der Varus- oder Valguswinkel der Tibia wurde mithilfe von zwei Vektoren berechnet. Der erste verlief auf der distalen Gelenksfläche der Tibia, als Verbindung zwischen dem tiefsten Mittelpunkt der medialen und lateralen Cochlea-Artikulationsfläche, wie auf Abb. III.15 und Abb. III.16 gezeigt (Barnes et al. 2015; Lör 1999). Diese wurden in der dorsalen Ebene ausgewählt und deren Lage in den anderen zwei Ebenen verbessert.



**Abbildung III.15:** Computertomographische Untersuchung der rechten Tibia eines Hundes im 3D Slicer: Es wird der tiefste Mittelpunkt der lateralen Cochleaartikulationsfläche in der dorsalen Ebene gewählt und dessen Lage in den anderen zwei Ebenen verbessert. Dieser Punkt ist in der VR-Ansicht nicht erkennbar, da er innerhalb der Artikulationsfläche liegt. Oben links die transversale Ebene, oben rechts eine dreidimensionale Abbildung im VR-Modus, unten links die dorsale und unten rechts die sagittale Ebene.

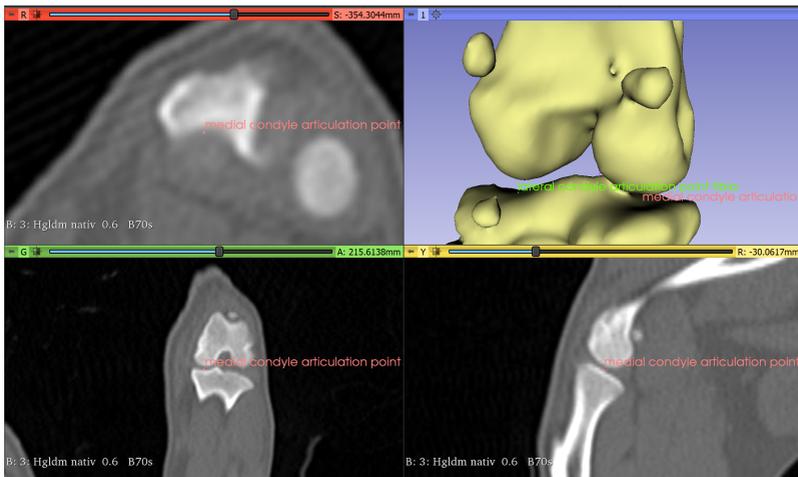
Der zweite verlief auf der proximalen Gelenksfläche der Tibia, als eine Linie zwischen dem lateralen und medialen tiefsten Mittelpunkt der Kondylen-Artikulationsfläche (Abb. III.17). Beide Vektoren wurden in eine Dorsalebene der Tibia projiziert. Zu Bestimmung des Normalenvektors



**Abbildung III.16:** Computertomographische Untersuchung der rechten Tibia eines Hundes im 3D Slicer: Es wird der tiefste Mittelpunkt der medialen Cochleaartikulationsfläche in der dorsalen Ebene gewählt und dessen Lage in den anderen zwei Ebenen verbessert. Dieser Punkt ist in der VR-Ansicht nicht erkennbar, da er innerhalb der Artikulationsfläche liegt. Oben links die transversale Ebene, oben rechts eine dreidimensionale Abbildung im VR-Modus, unten links die dorsale und unten rechts die sagittale Ebene.

dieser Ebene wurde das Kreuzprodukt von zwei Vektoren, die in dieser Ebene liegen, durchgeführt. Es handelte sich um das Kreuzprodukt der Tibialängsachse und des Vektors der proximalen kaudalen Hinterkante der Tibia.

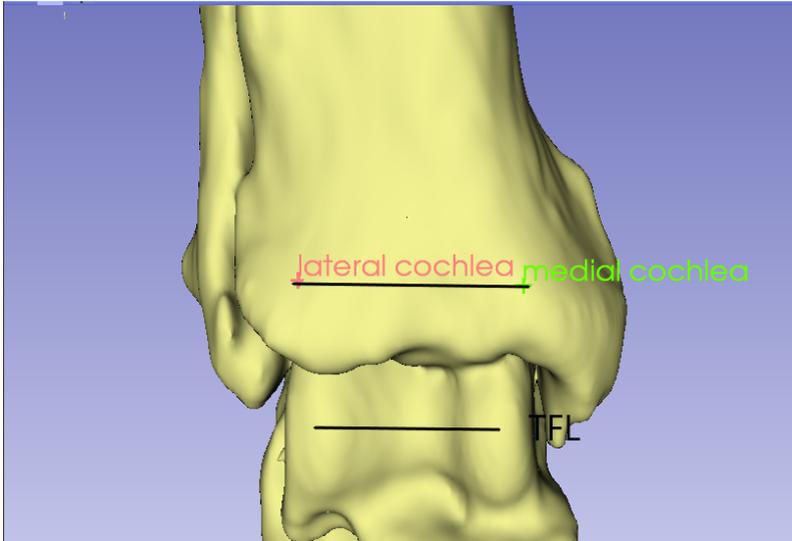
Ein Valguswinkel lag vor, wenn die distale Tibia gegenüber der proximalen Tibia lateral abwich. In diesem Fall ist der Winkel der linken und rechten Gliedmaße positiv. Ein Varuswinkel lag vor, wenn die distale Tibia gegenüber der proximalen Tibia medial abwich. In diesem Fall ist der Winkel beider Gliedmaßen negativ.



**Abbildung III.17:** Computertomographische Untersuchung der linken Tibia eines Hundes im 3D Slicer: Es wird der tiefste Mittelpunkt der medialen Kondylenartikulationsfläche in dem VR-Modus gewählt und dessen Lage in den anderen drei Ebenen verbessert. Oben links die transversale Ebene, oben rechts eine dreidimensionale Abbildung im VR-Modus, unten links die dorsale und unten rechts die sagittale Ebene.

### III.1.5.10 Berechnung der tibiotalaren Rotation

Zur Berechnung des tibiotalaren Rotationswinkels wurden zwei Vektoren benutzt. Eine Linie verlief dorsal am Talus zwischen dem lateralen kranialsten Punkt auf der Trochlea tali (LCTT) und dem medialen kranialsten Punkt der Trochlea tali (MCTT), die auf der dreidimensionalen VR-Abbildung zu wählen waren. Diese Linie wurde auch *talus front line* (TFL) genannt, siehe Abb. III.18. Die zweite Linie lag distal und kranial an der Tibia und verband den LCCT mit den MCCT (Abb. III.18) (Löer 1999).



**Abbildung III.18:** Computertomographische, 3D Slicer Darstellung des rechten Tarsus eines Hundes im VR-Modus. Die tibiotalare Rotation: Winkel zwischen der *talus front line* (TFL) und einer Linie zwischen den lateralen und medialen kranialsten Punkt auf der Cochlea.

Diese beiden Vektoren wurden in die Transversalebene der Tibia projiziert, die durch die Tibialängsachse als Normalenvektor definiert war.

War der Talus im Verhältnis zur kraniodistalen Tibiaachse bei der rechten und linken Hintergliedmaße nach außen rotiert, erhielt man einen negativen oder Außenrotationswinkel, bei Einwärtsdrehung dagegen einen positiven oder Innenrotationswinkel.

### **III.1.6 Validierung der Messmethode**

Zur Validierung der Messmethode wurde das Programm VoXim<sup>®</sup> als Referenz genommen. Bei dem Programm VoXim<sup>®</sup> handelt es sich um ein kommerzielles Medizinprodukt, das durch Schmitz (2016) und in anderen Arbeiten validiert wurde (Medelnik et al. 2011).

Die Punkte wurden, wie von Schmitz (2016) beschrieben gesetzt. Für die jeweilige Hintergliedmaße wurde eine Tabelle mit Winkeln und Koordinaten mithilfe von VoXim<sup>®</sup> hergestellt. Diese Tabellen erhielten in ihrem Namen die Patientenummer, die Gliedmaßenseite, den Patellaluxationsgrad und die Rasse. Diese Tabellen wurden in einem separaten Dokument gespeichert.

Eine zweite Tabelle mit den mit VoXim<sup>®</sup> berechneten Winkeln wurde erstellt. In dieser befand sich der Antetorsionswinkel, der Varus- Valguswinkel des Femurs, die femorotibiale Rotation, die Tibiatorsion, der Varus-Valguswinkel der Tibia und die tibiotolare Rotation. Jedem Winkel wurde manuell ein Vorzeichen gegeben, je nachdem ob es sich um eine Innen-Außenrotation, respektive -torsion oder einen Varus- Valguswinkel handelte. Bei einem Varus, einer Außenrotation oder einer Außentorsion wurden die Winkel mit einem Minuszeichen und mit einem Pluszeichen bei einem Valgus, einer Innenrotation oder einer Innentorsion versehen.

Um die Ergebnisse der Winkelmessungen von 3D Slicer und VoXim<sup>®</sup> miteinander zu vergleichen, wurden dieselben Punkte benutzt. Dazu wurden

die Koordinaten im CT-Koordinatensystem aus den jeweiligen Patiententabellen genommen. Diese wurden im Pythoncode gelesen und für jeden Patienten mit der neuen Messmethode verarbeitet. Dabei wurde auch die Seiteninformation (rechts oder links) der ursprünglichen Daten berücksichtigt, um korrekte Winkelvorzeichen zu erhalten. Mithilfe von Pandas Dataframe (McKinney 2010) wurden danach neue Tabellen erstellt, in denen die Winkel in Grad mit Winkelrichtung für jede Gliedmaße zu erkennen waren.

Die Koordinaten der Punkte wurden mit einer Genauigkeit von einer Kommastelle von VoXim<sup>®</sup> exportiert. Dementsprechend wurde eine Rundung der Koordinatenwerte im 3D Slicer Programm vorgenommen. Um Rundungsfehler zu untersuchen wurden bei einem Patient die Koordinaten um eine Kommastelle beliebig erweitert. Das Ziel war den größtmöglichen Winkelunterschied durch Rundungsungenauigkeiten zu messen. Ohne besonders darauf zu achten, wo die zusätzliche Kommastelle gelegt wurde, wurden die Koordinatenwerte um  $-0,05$  mm bis  $0,04$  mm verkleinert oder vergrößert. Danach wurde die Differenz zwischen den Winkelwerten vor und nach Kommastellerweiterung berechnet, um diese miteinander zu vergleichen.

### **III.1.7 Statistik zum Vergleich beider Messmethoden**

Die Datenanalyse erfolgte mithilfe der Statistiksoftware MedCalc Statistical Software version 19.2.6 (MedCalc Software bv, Ostend, Belgium; <https://www.medcalc.org>; 2020). Für jeden Messwert wurde die Differenz zwischen den mittels VoXim<sup>®</sup> und mittels 3D Slicer bestimmten Winkelwerten berechnet. Die Winkelrichtung wurde miteinbezogen, indem ein negatives Vorzeichen bei einer Außenrotation oder einem Varuswinkel hinzugefügt wurde. Von diesen Differenzen wurden der Median, der Mittelwert, die Standardabweichung, das erste und dritte Quartil, das Maximum und

Minimum bestimmt. Da es sich um positive und negative Werte handelte, wurden außerdem der Mittelwert, der Median, das Maximum und das Minimum des absoluten Fehlers bestimmt. Für jede Messung wurde ein Bland-Altman Diagramm angefertigt.

## **III.2 Zweiter Teil: Untersuchung der Winkel der Hintergliedmaße von sechs unterschiedlichen Rassen bei Patienten ohne Patellaluxation**

### **III.2.1 Untersuchungsgut und Einschlusskriterien**

Es wurde die CT-Bilddatenbank der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München von 2008 bis 2022 durchsucht. Darüber hinaus wurde die CT-Datenbank von der Tierklinik Zebrasoma in Straßburg (Frankreich) zur Verfügung gestellt und durchsucht.

Es wurden Untersuchungen von Patienten von den Rassen mit einer Prädisposition für eine Patellaluxation ausgewählt. Es wurde gezielt nach CT-Studien gesucht, die die ganzen Hintergliedmaßen von Becken bis Metatarsen mit einer Schichtdicke von 0,6 mm oder 0,75 mm beinhalteten.

Bei allen Patienten musste eine orthopädische Untersuchung der Lage und Stabilität der Patella vorliegen. Die Patella sollte stabil und in situ sein. Dies wurde entweder selbst geprüft oder der Patientenakte entnommen. Die Hunde mussten auch bereits ausgewachsen sein. Die Wachstumsfugen waren bei diesen Patienten in der CT-Untersuchung geschlossen. Inse-

samt wurden 42 Gliedmaßen, bei denen keine Patellaluxation vorlag, eingeschlossen.

### **III.2.2 Durchführung der Untersuchung der Winkelung der Hintergliedmaße**

Bei den jeweiligen Hintergliedmaßen der sechs Rassengruppen wurden sechs Winkel der Hintergliedmaße bestimmt:

- Antetorsionswinkel
- Varus- oder Valguswinkel des Femurs
- Femorotibiale Rotationswinkel
- Tibiatorsionswinkel
- Varus- oder Valguswinkel der Tibia
- Tibiotalarer Rotationwinkel

### **III.2.3 Statistik und Datenanalyse der Winkel der Hintergliedmaße im Vergleich zwischen den Hunderassen**

Die Ergebnisse der Winkelmessungen wurden mit den anderen Rassen einzeln gegeneinander verglichen. Dafür wurde ein verallgemeinertes lineares Modell mit einer Bonferonni Anpassung für Mehrfachvergleiche in SPSS (IBM Corp. Released 2020. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 27.0. Armonk, NY: IBM Corp) berechnet. Die Statistiksoftware MedCalc Statistical Software Version 19.2.6 (MedCalc Software by, Ostend, Belgium; <https://www.medcalc.org>; 2020) wurde zur bildlichen Darstellung anhand von Boxplots benutzt. Für jeden Winkel von jeder Rasse wurde der Mittelwert, der Median, das Maximum, die Standardabweichung, das erste und dritte Quartil und der Standardfehler berechnet.

### III.2.4 Die CT-Untersuchung der Hintergliedmaßen

Beim lebenden Tier erfolgte die CT-Untersuchung unter Vollnarkose. Propofol wurde nach Wirkung intravenös zur Einleitung appliziert und Isofluran zur Aufrechterhaltung unter Intubation benutzt. Die Patienten wurden in Rücken- oder Bauchlage gelegt mit, soweit möglich, nach hinten gestreckten Gliedmaßen. Danach wurde die CT-Untersuchung des davor eingestellten, gewünschten Bereichs durchgeführt: Die Hintergliedmaßen von Becken bis einschließlich Tarsus. Es wurde in der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig- Maximilians- Universität München eine Mehrschicht-Spiral-Computertomographie benutzt (Somatom Definition AS VA48A\_02\_P12, 64 Excel Ed. software Somaris/7 syngo CT VA48A Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany). Das Inkrement (Rekonstruktionsintervall) betrug zwischen 0,75 mm und 0,6 mm und durfte nicht größer als die Schichtdicke sein, um lückenlose Datensätze zu gewährleisten. Die Röntgenspannung betrug 120 kV, die Rotationszeit 0,5 s bis 1 s, der Pitchfaktor 0,8 und der Röhrenstrom wurde an die Größe des Patienten angepasst. Es wurde eine Rekonstruktion im Knochenfenster mit einem Faltungskern „B70s, sehr scharf“ gewählt. In der Überweisungsklinik Zebrasoma wurde ebenfalls eine Mehrschicht-Spiral-Computertomographie benutzt (Canon Medical Aquilion Lightning, Software version V10.20FR005, Canon Medical Systems Europe B.V., Zoetermeer, Netherlands). Das Inkrement (Rekonstruktionsintervall) betrug 0,6 mm und durfte nicht größer als die Schichtdicke sein, um lückenlose Datensätze zu gewährleisten. Die Röntgenspannung betrug 120 kV, die Rotationszeit 0,5 s bis 1 s, der Pitchfaktor 0,64 und der Röhrenstrom wurde an die Größe des Patienten angepasst. Es wurde eine Rekonstruktion im Knochenfenster mit einem Faltungskern „FC30“ gewählt.

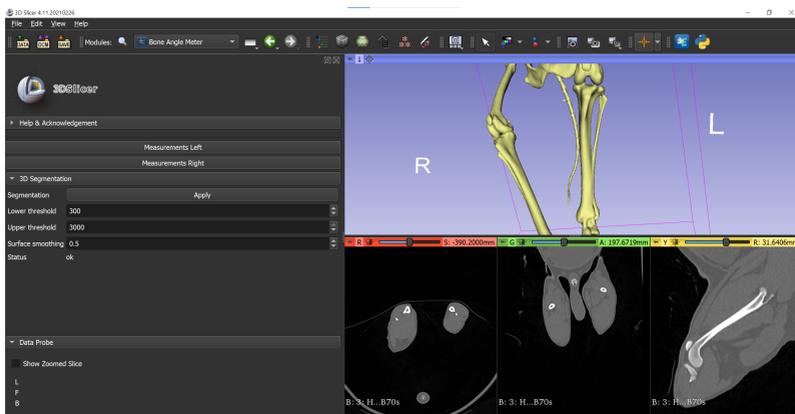


## IV. Ergebnisse

### IV.1 Ergebnisse des vektorbasierten dreidimensionalen Programms

#### IV.1.1 Ergebnis der Umsetzung in 3D Slicer

Es wurde eine Projekt-Webseite<sup>1</sup> mit einer Bedienungsanleitung geschrieben und bereitgestellt. Die Bedienungsanleitung erklärt, wie das Programm heruntergeladen werden kann, und wie die Messungen durchgeführt werden.



**Abbildung IV.1:** Arbeitsumfeld für die Messungen im 3D Slicer: rechts die vier Ansichten, links wird auf den *apply* Knopf gedrückt, um die 3D Darstellung zu sehen. Rechts wird auf den rechts (right) oder links (left) Knopf gedrückt, um die Messungen für die linke oder rechte Hintergliedmaße zu starten.

<sup>1</sup>[https://github.com/jburgp/BoneAngleMeter\\_public](https://github.com/jburgp/BoneAngleMeter_public)

Das Ergebnis der Umsetzung in 3D Slicer war eine Messung die aus folgenden Schritten bestand: zuerst müssen CT-Bilder in Form von DICOM-Dateien geladen werden. Danach wird mit einem Klick auf den *apply* Knopf die 3D-Darstellung erstellt (Abb. IV.1). Die Einstellung der Fensterwerte ermöglichen eine variable Darstellung der Knochen in der VR-Ansicht basierend auf der Knochendichte des jeweiligen Patienten. Anschließend wählt der Nutzer die gewünschte Seite aus, links oder rechts, und ein Pop-up-Fenster mit den Messungen und Punkten erscheint. Der Benutzer kann die relevanten Messungen auswählen und es werden die im Datensatz vom Benutzer zu setzenden Referenzpunkte angezeigt. Mit Hilfe der Schnittebenen und der 3D-Ansicht können diese platziert werden. Punkte, die für mehrere Messungen verwendet werden, müssen nur einmal gesetzt werden und werden automatisch in andere Messungen integriert. Zu jeder Messung wird ein Status angezeigt. Wenn alle Punkte gesetzt sind, wird der Status grün und es werden der Winkel in Grad und die Winkelrichtung angezeigt. Die Winkel können in Form einer CSV-Datei exportiert werden. Um die Punkte weiterzuverarbeiten oder zu speichern, können auch die Punktekoordinaten jeweils als CSV-Datei exportiert und wieder importiert werden.

### **IV.1.2 Ergebnisse des Vergleichs von VoXim® und 3D Slicer softwaregestützter Winkelmessmethode**

In Tab. IV.1 werden die Ergebnisse für jeden Winkel und jede Gliedmaße im Vergleich beider Messmethoden gezeigt. Die Winkelunterschiede liegen zwischen  $1,4^\circ$  und  $0^\circ$ . Die statistische Auswertung befindet sich in Tab. IV.2, wobei der Mittelwert der absoluten Differenz zwischen beider Messmethoden zwischen  $0,2^\circ$  und  $0,31^\circ$  liegt.

**Tabelle IV.1:** Die Tibiatorsion (TT), die tibiotalare Rotation (TTR), die femorotibiale Rotation (FTR), der Tibia Varus- oder Valguswinkel (TVV), der Femur Varus- oder Valguswinkel (FVA) und der Antetorsionswinkel (ATW) sind für die 3D Slicer Messmethode (3D-S) und die Referenzmethode VoXim<sup>®</sup> (VoX) für jede untersuchte Gliedmaße ausgeführt.

TT[°]		TTR[°]		FTR[°]		TVV[°]		FVA[°]		ATW[°]	
3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX
-1,0	-1,1	2,2	2,6	-4,8	-5,2	-3,5	-3,5	-4,6	-4,8	22,9	22,5
-10,8	-11,0	1,8	2,2	-1,2	-1,9	11,1	10,5	-24,6	-25,2	33,6	33,8
-5,8	-5,7	-0,5	-0,6	6,4	6,5	11,2	11,5	-4,6	-4,8	31,8	31,2
-9,8	-9,6	1,2	1,8	-1,7	-1,8	6,7	6,9	-8,1	-8,0	33,8	34,1
1,1	1,1	-2,3	-2,4	-0,6	-0,6	-0,7	-1,1	-2,7	-2,7	31,2	30,8
2,2	2,3	-2,4	-2,2	0,9	0,4	-0,9	-0,9	-0,9	-1,2	27,4	27,1
-8,8	-8,8	-0,6	-0,7	34,3	34,6	-5,6	-5,3	-9,2	-9,1	6,0	5,4
-1,8	-2,2	-6,3	-5,9	-2,6	-2,3	-3,5	-3,8	-5,7	-5,5	28,9	28,6
-20,4	-20,3	-6,0	-5,9	55,0	54,4	11,2	11,8	-10,4	-10,1	21,9	21,3
-13,1	-13,0	-6,9	-7,1	56,6	56,5	18,2	17,4	-2,1	-2,2	23,1	23,5
-0,2	0,3	-4,4	-5,1	-0,5	-0,5	12,6	12,8	-9,7	-9,7	21,8	22,2
0,3	-0,6	-4,4	-4,6	0,8	-0,2	17,1	16,8	-10,8	-11,0	24,2	24,7
-9,9	-9,9	-0,1	-0,6	6,9	7,1	2,5	2,4	1,6	1,5	19,6	19,8
-17,0	-16,8	-3,7	-3,7	5,6	5,6	-3,5	-3,7	-6,9	-7,0	22,7	22,1
-10,2	-10,7	5,2	5,2	1,7	2,0	-1,7	-2,2	-5,9	-5,9	22,6	22,6
-7,7	-7,7	1,2	1,2	-9,7	-10,3	12,4	13,3	-7,4	-7,3	19,2	19,5
5,5	5,2	-5,1	-5,9	-0,3	0,0	-2,1	-1,7	-2,1	-2,1	6,3	6,1
2,3	2,0	-5,9	-6,6	0,5	0,6	-2,4	-1,7	-3,8	-4,3	20,6	21,0
-0,1	0,0	-7,6	-7,8	-5,3	-5,4	0,2	0,1	-1,7	-1,8	21,5	21,7
-3,3	-3,4	-6,1	-5,7	-1,7	-1,6	7,4	7,3	-3,4	-3,2	23,7	23,3
-11,6	-12,3	3,0	3,1	9,6	9,7	11,5	11,1	-3,3	-3,5	34,6	34,6
4,8	5,0	-6,9	-7,0	4,2	4,0	2,0	2,0	-7,4	-7,3	17,9	17,7
-4,9	-4,8	-5,6	-5,8	21,3	21,1	-16,7	-17,1	-10,3	-10,2	17,1	17,3
-5,4	-5,3	-4,7	-4,7	0,0	-0,6	16,9	17,5	1,6	1,1	23,9	24,3
-14,4	-14,9	-5,0	-4,6	34,5	34,9	8,3	8,7	1,2	1,4	22,5	22,4
-0,8	-0,8	-0,4	-0,5	14,8	14,9	1,5	1,8	-6,4	-6,5	27,7	27,6
8,8	9,3	-5,1	-5,6	9,4	9,3	-7,3	-7,2	-7,4	-7,5	29,2	29,6
-2,2	-2,5	-7,0	-7,5	1,7	1,8	3,3	3,2	-3,5	-3,7	31,4	31,5
-2,4	-2,6	-5,1	-5,1	-3,8	-3,5	-0,6	-0,7	-10,7	-10,5	29,9	30,1
-0,8	-0,3	-0,7	-1,6	-3,2	-3,9	7,8	7,9	-2,2	-2,3	22,6	22,3
-12,7	-13,0	-1,9	-1,5	30,4	30,1	12,8	12,5	-12,2	-12,3	30,3	30,1
-6,2	-6,6	-5,1	-3,9	1,1	1,3	11,3	11,1	-8,0	-7,6	37,4	37,9
-8,3	-7,8	0,8	0,2	31,7	31,2	9,2	8,4	2,6	2,6	27,9	27,9
-1,2	-1,3	-2,6	-2,7	10,3	10,0	-26,6	-25,2	-9,2	-9,0	12,8	12,7
-7,7	-7,9	-0,4	-0,8	3,6	3,9	3,2	3,5	-8,1	-8,0	20,3	20,6
-13,2	-13,3	1,1	1,0	4,7	4,6	9,7	9,8	-12,5	-12,7	19,9	20,1

Tabelle IV.1: (Fortsetzung)

TT[°]		TTR[°]		FTR[°]		TVV[°]		FVA[°]		ATW[°]	
3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX
-2,7	-2,9	-1,4	-1,0	18,2	18,3	7,9	7,8	-0,9	-0,6	36,6	37,1
-16,7	-16,8	0,2	-0,1	5,5	5,3	10,0	9,1	0,0	0,0	25,0	25,5
-8,8	-8,7	-3,2	-3,6	3,6	3,6	1,8	1,5	-4,4	-4,6	9,6	9,4
-11,1	-10,7	-2,8	-2,9	-12,8	-13,0	0,5	0,5	-5,1	-5,1	29,2	29,4
7,0	6,8	-8,8	-9,1	-5,3	-4,8	9,7	10,0	-6,6	-6,3	13,2	13,2
-3,0	-2,6	-5,7	-5,6	6,9	6,9	2,2	2,2	-1,3	-1,3	11,6	11,6
-7,0	-6,9	-5,4	-5,6	0,4	0,8	2,1	2,0	-2,2	-1,8	34,5	34,4
11,3	11,0	-3,6	-3,3	-14,4	-14,6	9,3	9,3	7,9	7,5	39,6	39,5
12,0	11,8	-0,2	0,0	-14,1	-14,2	3,5	3,3	-5,6	-5,7	37,2	37,1
1,9	1,8	5,6	5,2	-9,9	-9,5	1,6	0,9	-7,9	-7,6	29,3	29,3
-14,0	-13,9	-3,2	-3,2	10,0	9,9	15,9	16,1	-0,9	-0,9	38,7	38,6
-17,4	-17,5	-3,3	-3,4	0,1	0,6	12,5	12,6	-2,8	-2,5	37,4	37,3
-12,2	-11,7	1,1	1,0	9,0	9,0	11,9	12,1	-7,3	-7,2	31,2	30,2
-6,5	-6,5	-2,3	-2,6	10,4	10,5	0,0	-0,4	-4,1	-3,9	46,7	47,0
-2,1	-2,7	-7,5	-6,3	-1,3	-1,2	17,3	16,9	-1,8	-1,7	25,1	25,0
-7,2	-7,4	-3,9	-4,7	1,9	2,2	10,1	10,7	-0,9	-0,7	20,5	20,8
1,7	1,9	0,8	0,5	-6,3	-6,1	8,1	8,0	-5,0	-4,7	21,0	21,3
-5,6	-5,6	-2,7	-2,5	-0,5	-0,5	20,9	20,8	-3,5	-3,6	15,2	14,7
-10,2	-10,8	-2,4	-2,1	-14,0	-14,1	26,1	25,6	-11,7	-12,0	28,3	28,0
-12,0	-11,9	-2,1	-2,7	0,7	0,8	3,6	3,2	-5,0	-5,2	21,6	22,1
-2,2	-2,3	-2,4	-2,4	10,3	10,2	-9,8	-9,6	-1,3	-1,3	35,6	35,7
-1,5	-2,0	-1,8	-1,5	11,0	11,5	8,6	8,6	-3,1	-3,2	32,7	33,1
-8,1	-8,3	4,8	4,6	9,6	9,7	11,1	10,6	-7,5	-7,3	38,4	38,4
-12,9	-13,0	3,3	3,3	11,2	10,9	24,4	24,4	-12,1	-12,4	17,2	17,5
-12,1	-12,2	-0,4	-0,5	-2,6	-2,6	29,6	29,1	1,5	-1,4	45,4	45,2
-4,9	-4,0	0,7	0,0	16,0	15,2	-2,5	-2,9	-1,2	-1,3	6,4	6,8
2,5	2,7	2,0	2,2	5,9	6,0	7,6	7,4	2,8	2,9	22,6	22,7
-11,8	-11,5	-0,6	-1,4	0,1	0,1	-20,9	-21,0	-5,7	-5,5	34,6	34,7
-8,2	-7,5	-4,4	-4,3	4,3	4,1	1,6	2,0	-4,5	-4,2	33,5	33,9
7,3	7,2	-3,2	-3,2	7,2	7,2	10,9	10,8	-4,4	-4,4	50,2	49,4
4,7	5,4	-2,9	-3,2	-6,5	-6,9	14,5	14,8	-8,8	-8,8	37,1	37,2
-2,8	-2,5	-9,5	-10,0	-10,7	-10,8	18,5	18,3	-5,0	-4,8	27,2	27,3
-6,9	-7,4	-9,6	-9,3	-10,6	-10,0	9,7	9,3	0,9	1,1	28,1	27,9
-9,2	-9,8	-4,4	-4,3	7,9	7,7	15,9	15,6	-2,1	-2,3	35,2	35,2
-9,8	-10,4	7,1	7,1	-6,3	-5,6	9,7	9,8	-7,2	-7,3	26,0	26,8
-9,0	-9,6	-8,4	-8,5	-4,8	-4,7	8,0	8,6	-39,8	-39,3	127,4	126,5
-9,7	-9,4	2,3	1,5	-1,5	-1,5	7,5	7,6	1,0	0,9	26,4	26,1
-2,6	-2,1	-0,8	-0,9	-0,2	-0,4	5,6	5,6	-3,1	-3,0	34,2	34,1
-13,2	-13,3	-0,2	-0,5	-3,5	-3,4	12,1	12,0	-3,2	-3,1	30,0	30,0
2,2	2,5	-6,4	-5,9	31,8	31,8	-8,3	-9,0	-8,6	-8,2	15,6	15,4
1,8	2,7	-4,8	-4,9	31,7	31,4	4,3	4,2	-5,5	-5,3	25,2	24,8

Tabelle IV.1: (Fortsetzung)

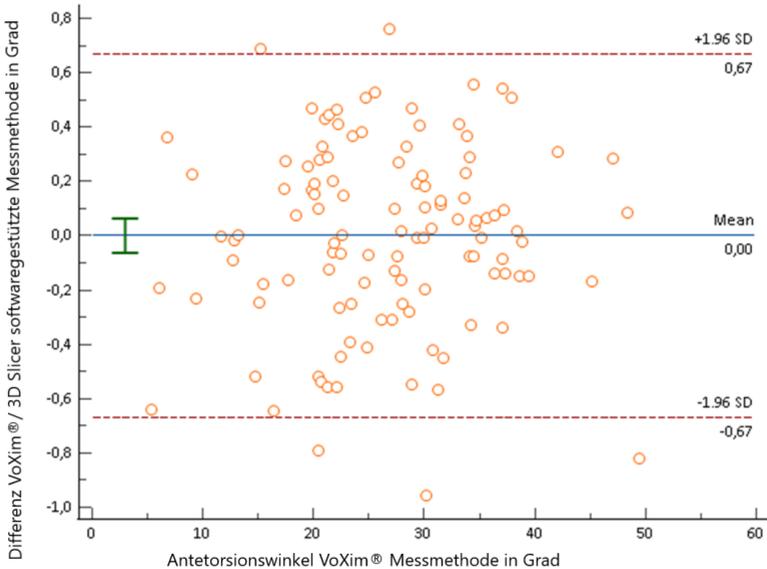
TT[°]		TTR[°]		FTR[°]		TVV[°]		FVA[°]		ATW[°]	
3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX	3D-S	VoX
0,2	-0,6	-1,4	-2,3	4,9	5,0	5,6	6,0	-0,5	-0,4	28,1	28,4
-10,5	-10,7	-3,0	-3,8	7,3	8,1	3,9	3,7	-3,6	-3,2	48,3	48,4
-15,8	-14,9	-3,2	-3,3	11,6	10,8	15,0	14,2	-10,0	-10,1	36,5	36,4
-0,2	0,0	-3,5	-3,9	14,8	14,2	10,3	10,5	-3,9	-4,1	36,2	36,3
-12,4	-12,5	-3,6	-3,3	21,8	21,7	14,1	13,8	-7,0	-6,9	38,8	38,8
-10,0	-10,4	-1,6	-1,3	5,3	5,1	14,6	14,7	-3,6	-3,9	21,0	21,4
-2,3	-2,7	-2,1	-0,9	0,6	0,5	12,8	12,6	-6,8	-6,8	30,0	30,1
-10,9	-10,5	-4,3	-4,0	23,9	24,1	11,4	11,4	-5,1	-4,8	20,9	20,4
-15,0	-15,0	-4,5	-5,2	15,9	15,8	11,8	11,5	-5,3	-5,4	21,8	21,7
-11,2	-11,1	-4,6	-4,7	9,6	9,2	13,8	14,3	-5,8	-6,0	12,8	12,8
-11,2	-10,8	-0,7	-1,5	4,4	4,7	0,8	1,1	-7,9	-7,6	21,5	21,4
-17,9	-18,0	3,7	3,1	4,1	4,6	13,3	12,7	-3,7	-3,3	28,4	28,9
-3,0	-2,9	-3,1	-3,0	29,9	30,1	20,2	20,1	-10,4	-10,2	19,9	20,1
-0,2	-0,3	-4,7	-3,9	20,2	19,8	-5,1	-4,6	-9,4	-9,9	24,8	24,6
-9,7	-9,8	-0,3	-1,0	19,9	20,8	20,2	20,3	-2,2	-2,1	20,3	20,4
-2,7	-2,4	-2,1	-2,4	11,6	11,3	9,7	9,9	6,0	6,0	33,8	34,4
-4,7	-4,7	-1,8	-1,5	-1,2	-1,2	5,5	5,8	-6,9	-6,7	30,6	30,6
-1,3	-1,3	-18,2	-18,5	8,2	8,6	12,0	11,7	-0,2	-0,1	29,4	28,9
4,8	4,6	-5,6	-5,5	9,5	9,7	3,6	3,1	-5,8	-5,6	18,3	18,4
-0,2	0,5	-2,2	-1,9	14,1	14,2	6,4	6,5	-7,6	-7,9	8,8	9,0
-2,1	-2,3	-0,6	-0,4	4,3	4,6	5,2	4,7	-6,9	-6,5	31,4	31,5
-4,7	-5,0	-1,5	-1,4	3,7	3,7	1,9	1,4	-3,6	-3,5	32,1	31,7
-14,9	-15,2	-2,9	-2,5	3,4	3,2	0,3	0,0	-1,3	-1,2	41,8	42,1
-2,6	-2,0	-6,0	-5,8	5,2	5,2	-2,8	-2,7	-3,0	-2,7	21,2	20,7
-1,6	-2,2	-3,0	-3,3	3,9	3,6	5,6	5,8	-3,0	-3,4	21,9	21,9
-21,1	-21,1	3,6	3,5	-8,3	-8,1	16,3	15,8	-12,9	-12,9	27,4	27,7
-15,6	-15,4	0,5	-0,2	-2,7	-2,8	-1,4	-1,0	-14,0	-14,2	37,4	37,1
-9,2	-10,0	-4,2	-3,2	19,3	19,7	6,2	5,8	-3,8	-4,0	19,4	19,9
1,3	0,8	-8,8	-8,7	33,5	33,4	11,1	11,0	-6,3	-6,6	14,5	15,2
14,3	14,3	-9,5	-9,5	-7,0	-7,5	-0,3	-0,3	1,2	0,9	29,6	29,8
15,7	15,6	-10,9	-10,9	-7,7	-7,6	1,6	1,4	-8,2	-7,6	32,9	33,0
2,4	3,1	-5,8	-6,3	42,7	42,3	16,7	17,6	-5,8	-5,7	34,5	34,2
7,4	7,1	-6,0	-5,1	-14,0	-13,6	1,2	0,9	-8,3	-7,9	33,5	33,6
6,9	7,0	-4,8	-5,4	-3,7	-3,7	4,3	4,7	2,1	2,3	23,6	23,4
6,7	7,0	-4,5	-4,2	-2,2	-2,3	1,9	2,1	-7,3	-7,0	15,3	15,1
-2,3	-2,4	-1,7	-1,5	4,1	3,5	1,1	1,5	-4,2	-4,4	17,0	16,4
-0,4	-0,1	-3,7	-4,0	3,5	3,4	2,6	2,3	-1,5	-1,7	21,2	20,4

**Tabelle IV.2:** Der Mittelwert, der Median, die Standardabweichung, das erste und dritte Quartil, das Maximum und Minimum aus den Winkelunterschieden beider Messmethoden. Der Mittelwert, die Mediane, das erste und dritte Quartil und der Variationskoeffizient der absoluten Winkelunterschiede beider Messmethoden. Abkürzungen: Tibiatorsion (TT), Tibia Varus- oder Valguswinkel (TVV), Femur Varus- oder Valguswinkel (FVA), tibio-talare Rotation (TTR), femorotibiale Rotation (FTR), Antetorsionswinkel (ATW)

	TT	TVV	FVA	TTR	FTR	ATW
<b>Mittelwert</b> [°]	-0,01	-0,04	0,02	-0,07	-0,03	-0,01
<b>Standardabweichung</b> [°]	0,37	0,39	0,24	0,44	0,34	0,35
<b>Median</b> [°]	-0,04	-0,06	0,03	-0,06	-0,01	0,01
<b>Maximum</b> [°]	0,93	1,40	0,61	1,23	1,02	0,96
<b>Minimum</b> [°]	0,01	0,00	0,01	0,01	0,00	0,00
<b>1. Quartil</b> [°]	-0,23	-0,33	-0,15	-0,32	-0,22	-0,20
<b>3. Quartil</b> [°]	0,22	0,17	0,19	0,21	0,16	0,16
<b>Mittelwert abs. Diff.</b> [°]	0,29	0,31	0,20	0,27	0,20	0,28
<b>Median abs. Diff.</b> [°]	0,23	0,27	0,17	0,27	0,20	0,23
<b>1. Quartil abs. Diff.</b> [°]	0,09	0,14	0,09	0,12	0,10	0,10
<b>3. Quartil abs. Diff.</b> [°]	0,47	0,44	0,28	0,49	0,36	0,41

### IV.1.3 Der Antetorsionswinkel

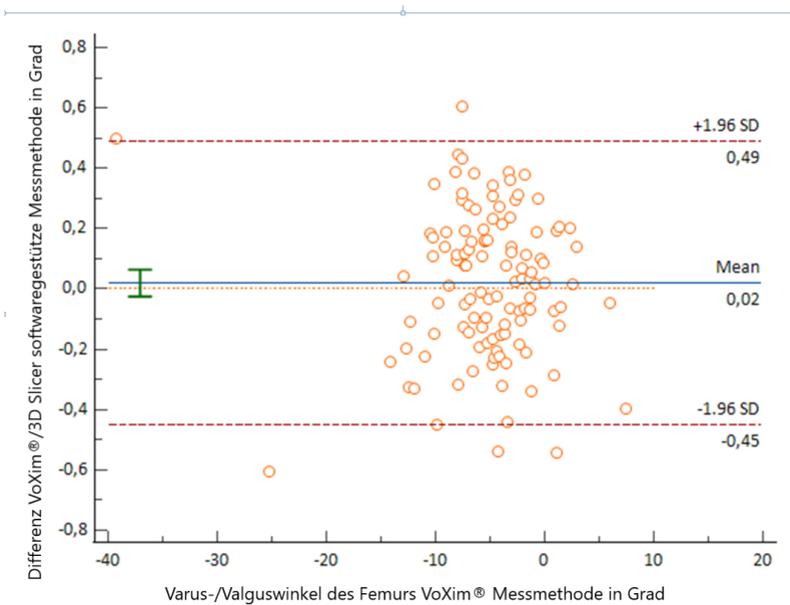
Der Unterschied zwischen der auf VoXim<sup>®</sup> und der auf 3D Slicer basierenden Methode war im Antetorsionswinkel im Maximum  $0,96^\circ$  und im Mittelwert  $0,27^\circ$ . Der Antetorsionswinkel zeigte im Bland-Altman Diagramm keinen konstanten Fehler in einer Richtung, da der Mittelwert bei null lag (Abb. IV.2). 95 % der Werte zeigten einen Unterschied von unter  $0,67^\circ$ . Insofern kann die 3D Slicer Methode gegenüber der VoXim<sup>®</sup> Methode für den Antetorsionswinkel als vergleichbar betrachtet werden.



**Abbildung IV.2:** Bland-Altman-Diagramm: Vergleich im Antetorsionswinkel der VoXim<sup>®</sup> und 3D Slicer Messmethode

### IV.1.4 Der Varus- oder Valguswinkel des Femurs

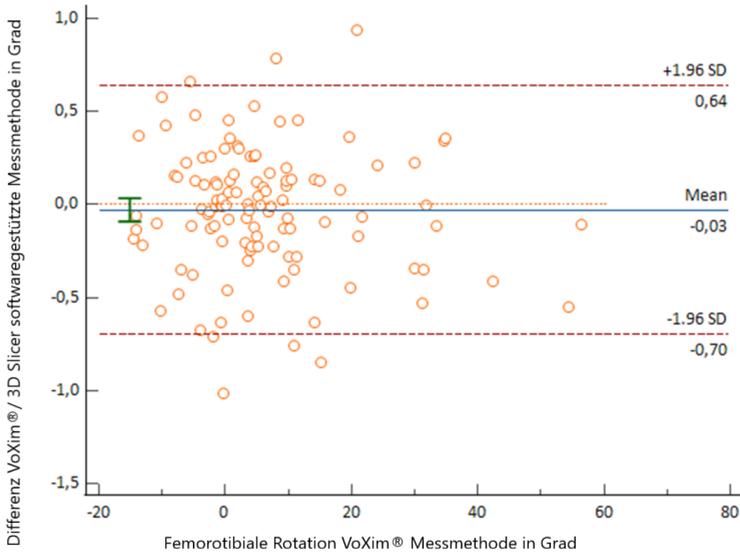
Beim Varus- oder Valguswinkel des Femurs wurde ein maximaler Unterschied von  $0,6^\circ$  berechnet. Die mittlere Differenz zwischen beiden Methoden lag bei weniger als  $0,2^\circ$ . 95 % der Unterschiede lagen in einem Bereich zwischen  $0,49^\circ$  und  $-0,45^\circ$ , wie auf Abb. IV.3 zu erkennen. Es zeigte sich im Vergleich beider Messmethoden eine Mittelwert im Bland-Altman Diagramm von  $0,02^\circ$ . Die auf 3D Slicer basierende Methode ist vergleichbar zur VoXim<sup>®</sup> Methode und kann zur Messung des Varus- oder Valguswinkels des Femurs zuverlässig verwendet werden.



**Abbildung IV.3:** Bland-Altman-Diagramm: Vergleich im Varus- oder Valguswinkel des Femurs der VoXim<sup>®</sup> und 3D Slicer Messmethode

### IV.1.5 Die femorotibiale Rotation

Bei der femorotibialen Rotation lag der Unterschied zwischen beiden Methoden bei maximal  $1^\circ$  und im Mittelwert bei weniger als  $0,2^\circ$ . Der interquartile Bereich ist klein und liegt zwischen  $0,36^\circ$  und  $0,1^\circ$ . 95 % der Werte lagen im Bland-Altman Diagramm (Abb. IV.4) zwischen  $-0,7^\circ$  und  $0,64^\circ$  Unterschied. Im Durchschnitt wurde die femorotibiale Rotation durch die 3D Slicer Methode um  $0,03^\circ$  unterschätzt. Diese Winkelmessung anhand der 3D Slicer Methode ist vergleichbar zu der VoXim<sup>®</sup> Methode.

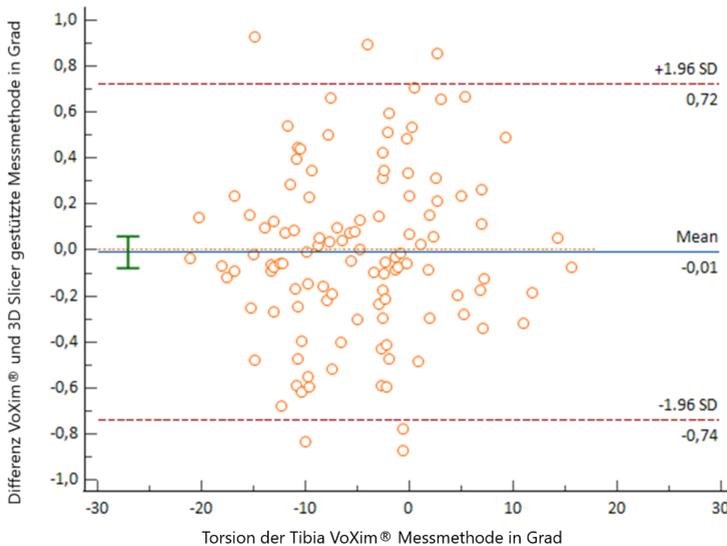


**Abbildung IV.4:** Bland-Altman-Diagramm: Vergleich in der femorotibialen Rotation der VoXim<sup>®</sup>- und 3D Slicer Messmethode

### IV.1.6 Tibiatorsion

Die mithilfe von 3D Slicer programmierte Methode erweist sich für die Torsion der Tibia als eine sehr gute und verlässliche Methode.

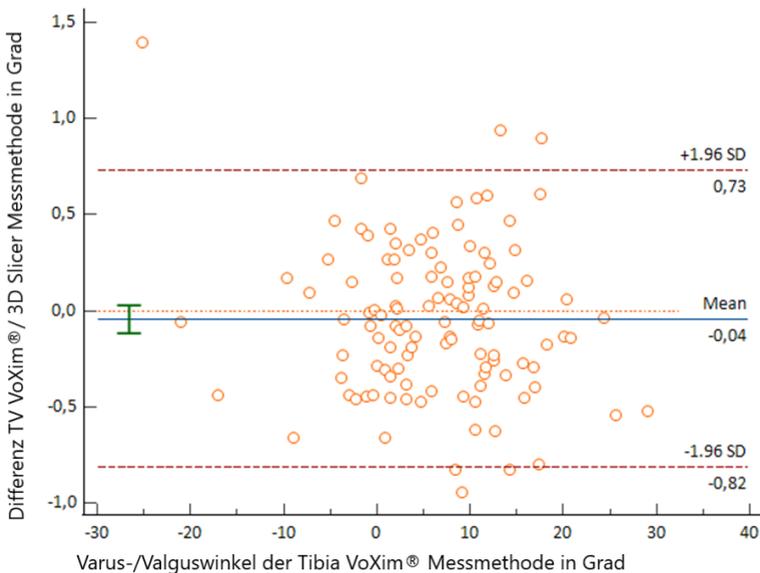
Bei der Torsion der Tibia lag die mittlere Differenz bei weniger als  $0,3^\circ$  und der mediane Unterschied bei  $0,2^\circ$ . Der maximale Unterschied lag bei  $0,9^\circ$ . Im Bland-Altman Diagramm (Abb. IV.5) lagen 95 % der Differenzen zwischen VoXim<sup>®</sup> und 3D Slicer zwischen  $0,72^\circ$  und  $-0,74^\circ$ . Im Durchschnitt wurden die Werte um  $0,01^\circ$  unterschätzt, was vernachlässigbar ist.



**Abbildung IV.5:** Bland-Altman-Diagramm: Vergleich in der Tibiatorsion der VoXim<sup>®</sup>- und 3D Slicer Messmethode

### IV.1.7 Varus- oder Valguswinkel der Tibia

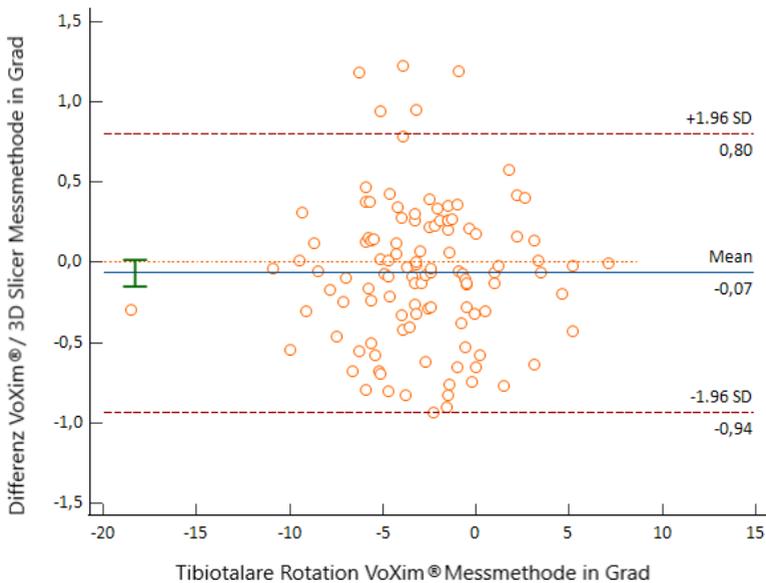
Bei der Tibia lag der höchste Unterschied, der in dieser Studie zu sehen war, zwischen VoXim<sup>®</sup> und 3D Slicer bei  $1,4^\circ$ . Die mittlere Differenz lag bei  $0,3^\circ$  und die Standardabweichung bei  $0,4^\circ$ . 95 % der Unterschiede zwischen der VoXim<sup>®</sup>- und 3D Slicer Messmethode lagen zwischen  $0,73^\circ$  und  $-0,82^\circ$ , siehe Abb. IV.6. Im Durchschnitt ergab die 3D Slicer Methode  $0,04^\circ$  kleinere Werte. Insgesamt stellt die 3D Slicer benutzende Methode eine vergleichbar präzise und damit im Vergleich zum Referenzstandard korrekte Methode zur Berechnung des Varus- oder Valguswinkels der Tibia dar.



**Abbildung IV.6:** Bland-Altman-Diagramm: Vergleich im Varus- oder Valguswinkel der Tibia der VoXim<sup>®</sup>- und 3D Slicer Messmethode

### IV.1.8 Die tibiotalare Rotation

Der maximale Unterschied lag bei  $1,2^\circ$  und der mediane und mittlere Unterschied bei  $0,3^\circ$ . Im Bland-Altman Diagramm (Abb. IV.7) lagen 95 % der Werte zwischen  $-0,94^\circ$  und  $0,8^\circ$  Unterschied. Insgesamt wurden die Werte leicht um  $0,07^\circ$  unterschätzt. Die 3D Slicer Messmethode, stellt sich als vergleichbare Methode zur VoXim<sup>®</sup> softwaregestützten Messmethode zur Messung der tibiotalaren Rotation dar.



**Abbildung IV.7:** Bland-Altman-Diagramm: Vergleich in der tibiotalaren Rotation der VoXim<sup>®</sup> - und 3D Slicer Messmethode

### IV.1.9 Experiment zur Erklärung der Winkelunterschiede

Bei einer Gliedmaße wurde zum Nachweis des vermuteten Rundungsfehlers eine zweite Kommastelle beliebig bei unterschiedlichen Koordinaten eingesetzt. Es entstanden Unterschiede zwischen fast  $0,7^\circ$  und  $0,2^\circ$ , siehe Tab. IV.3.

**Tabelle IV.3:** Originale Winkelwerte und Winkelwerte nach Modifizierung der Nachkommastelle. Abkürzungen: Tibiatorsion (TT), Tibia Varus- oder Valguswinkel (TVV), Femur Varus- oder Valguswinkel (FVA), tibiotalare Rotation (TTR), femorotibiale Rotation (FTR), Antetorsionswinkel (ATW)

	TT	TVV	FVA	TTR	FTR	ATW
<b>Original</b>	2,81°	18,48°	9,45°	10,70°	5,03°	27,20°
<b>Modifiziert</b>	2,60°	18,17°	9,30°	11,37°	5,34°	27,85°

Die Diskrepanz zwischen der in VoXim<sup>®</sup> und in 3D Slicer programmierten Methode zur Messung von Winkeln der Hintergliedmaße beim Hund war vernachlässigbar niedrig. Der höchste Unterschied lag bei  $1,4^\circ$ . Wenn eine mittlere Über- oder Unterschätzung der Winkel vorlag, war diese unter  $0,1^\circ$ . Die Übereinstimmung beider Methoden wurde anhand des Bland-Altman Diagramms für jede Messung nachgewiesen. Insgesamt lag bei allen Messungen die Standardabweichung zwischen  $0,2^\circ$  und  $0,4^\circ$  und die Genauigkeit war damit bei allen Messungen also ungefähr gleich. Schlussfolgernd kann die 3D Slicer basierende Methode als vergleichbar zur VoXim<sup>®</sup> basierende Methode betrachtet werden.

## IV.2 Vergleich der Winkel der Hintergliedmaßen orthopädisch gesunder Hunde nach Hunderasse

Es wurden die Winkel der Hintergliedmaße von sechs unterschiedlichen Hunderassen computertomographisch mittels 3D Slicer und des erstellten Plug-Ins gemessenen und paarweise untereinander verglichen. Insgesamt wurden 42 Gliedmaßen, bei denen keine Patellaluxation vorlag, untersucht. Eine Übersicht über die untersuchten Gliedmaßen ist in Tab. IV.4 zu sehen.

**Tabelle IV.4:** Patientendaten, der untersuchten Gliedmaßen. Es sind Grad, Rasse, Seite, Alter, Gewicht und Geschlecht (weiblich (w), weiblich kastriert (wk), männlich (m), männlich kastriert (mk)) aufgeführt.

Rasse	Grad	Seite	Alter	Gewicht [kg]	Geschlecht
Chihuahua	0	R	9J, 03M	3,10	wk
Chihuahua	0	R	6J, 00M	2,85	m
Chihuahua	0	R	3J, 00M	2,50	m
Chihuahua	0	L	7J, 11M	3,90	wk
Chihuahua	0	R	7J, 11M	3,90	wk
Chihuahua	0	R	7J, 01M	2,70	w
Chihuahua	0	R	8J, 00M	3,00	m
Chihuahua	0	L	7J, 00M	2,60	m
Frz. Bulldogge	0	L	3J, 04M	18,00	m
Frz. Bulldogge	0	L	7J, 03M	8,50	m
Frz. Bulldogge	0	L	3J, 07M	12,50	w
Frz. Bulldogge	0	R	3J, 04M	18,00	m
Frz. Bulldogge	0	R	7J, 03M	8,50	m
Frz. Bulldogge	0	L	2J, 00M	15,70	m
Frz. Bulldogge	0	L	1J, 09M	10,50	w
Frz. Bulldogge	0	R	1J, 09M	10,50	w
Frz. Bulldogge	0	R	8J, 01M	11,20	wk
Frz. Bulldogge	0	L	8J, 01M	11,20	wk
Jack Russell Terrier	0	L	10J, 00M	6,50	mk
Jack Russell Terrier	0	R	10J, 00M	6,50	mk

Tabelle IV.4: (Fortsetzung)

Rasse	Grad	Seite	Alter	Gewicht [kg]	Geschlecht
Jack Russell Terrier	0	L	6J, 05M	9,00	mk
Jack Russell Terrier	0	L	9J, 09M	8,00	w
Jack Russell Terrier	0	R	6J, 05M	9,00	mk
Jack Russell Terrier	0	L	12J, 00M	7,00	m
Jack Russell Terrier	0	R	12J, 00M	7,00	m
Malteser	0	L	8J, 05M	4,10	wk
Malteser	0	R	8J, 05M	4,10	wk
Malteser	0	L	11J, 01M	3,50	w
Malteser	0	L	5J, 07M	5,95	mk
Malteser	0	R	5J, 07M	5,95	mk
Mops	0	L	7J, 00M	8,60	w
Mops	0	L	10J, 00M	6,80	wk
Mops	0	R	10J, 00M	6,80	wk
Mops	0	R	5J, 08M	9,50	wk
Mops	0	L	1J, 02M	8,10	m
Mops	0	R	1J, 02M	8,10	m
Zwergspitz	0	R	7J, 00M	3,00	mk
Zwergspitz	0	L	7J, 00M	3,00	mk
Zwergspitz	0	R	9J, 08M	5,20	w
Zwergspitz	0	L	9J, 08M	5,20	w
Zwergspitz	0	R	4J, 08M	7,30	m
Zwergspitz	0	L	4J, 08M	7,30	m

Es wurden 10 Hintergliedmaßen der Französischen Bulldogge, darunter sechs linke und vier rechte Hintergliedmaßen benutzt. Das Durchschnittsalter der Patienten dieser Rasse lag bei vier Jahren und acht Monaten. Es wurden fünf Gliedmaßen von männlichen, drei von weiblichen und zwei von weiblich kastrierten Tieren untersucht.

Bei den Chihuahuas wurden acht Hintergliedmaßen untersucht, darunter zwei linke und sechs rechte Hintergliedmaßen. Das Durchschnittsalter der Patienten dieser Rasse lag bei sieben Jahren und drei Monaten. Es handelt

sich um vier Gliedmaßen von männlichen, eins von weiblichen und drei von weiblich kastrierten Tieren.

Für die Rasse Mops wurden sechs Hintergliedmaßen untersucht, darunter drei linke und drei rechte Hintergliedmaßen. Das Durchschnittsalter der Patienten dieser Rasse war bei fünf Jahren und zehn Monaten. Es wurden zwei männliche, ein weibliches und drei weiblich kastrierte Tiere untersucht.

Bei den Maltesern wurden fünf Hintergliedmaßen untersucht, darunter drei linke und zwei rechte Hintergliedmaßen. Das Durchschnittsalter der Patienten dieser Rasse lag bei sieben Jahren und zehn Monaten. Es wurden zwei Gliedmaßen von männlich kastrierten, eins von weiblichen und zwei von weiblich kastrierten Tieren untersucht.

Es wurden sechs Hintergliedmaßen der Rasse Pomeranian untersucht, darunter drei linke und drei rechte Hintergliedmaßen. Das Durchschnittsalter der Patienten dieser Rasse lag bei sieben Jahren und einen Monat. Insgesamt wurden vier Gliedmaßen von männlichen und zwei von weiblichen Tieren in der Studie eingeschlossen.

Beim Jack Russell Terrier wurden sieben Hintergliedmaßen untersucht, darunter drei linke und vier rechte Hintergliedmaßen. Das Durchschnittsalter der Patienten dieser Rasse war bei neun Jahren und neun Monaten. Insgesamt gab es zwei Gliedmaßen von männlichen, eines von weiblichen und vier von männlich kastrierten Tieren.

Im Durchschnitt lag das Gewicht beim Chihuahua bei 3,1 kg, 4,7 kg beim Malteser, 7,6 kg beim Jack Russell Terrier, 8 kg beim Mops, 5,2 kg beim Pomeranian und 11,6 kg bei der Französischen Bulldogge.

Beim Vergleich der Winkelmessungen zwischen den einzelnen Hunderassen werden die Ergebnisse in Tab. IV.5 bis Tab. IV.15 und in den Boxplots Abb. IV.8 bis Abb. IV.13 dargestellt.

### IV.2.1 Vergleich des Antetorsionswinkels verschiedener Hunderassen

Im Antetorsionswinkel wurde eine Variation von  $9^\circ$  bis  $47^\circ$  beim Chihuahua, von  $7^\circ$  bis  $29^\circ$  bei der Französischen Bulldogge und  $27^\circ$  bis  $50^\circ$  beim Jack Russell Terrier, von  $20^\circ$  bis  $35^\circ$  beim Malteser, von  $28^\circ$  bis  $37^\circ$  beim Mops und von  $15^\circ$  bis  $23^\circ$  beim Zwergspitz gemessen (Abb. IV.8). Das arithmetische Mittel lag bei etwa  $19^\circ$  bei der Französischen Bulldogge und bei  $20^\circ$  beim Zwergspitz, während er beim Mops bei  $32^\circ$  und beim Jack Russell Terrier bei  $35^\circ$  lag.

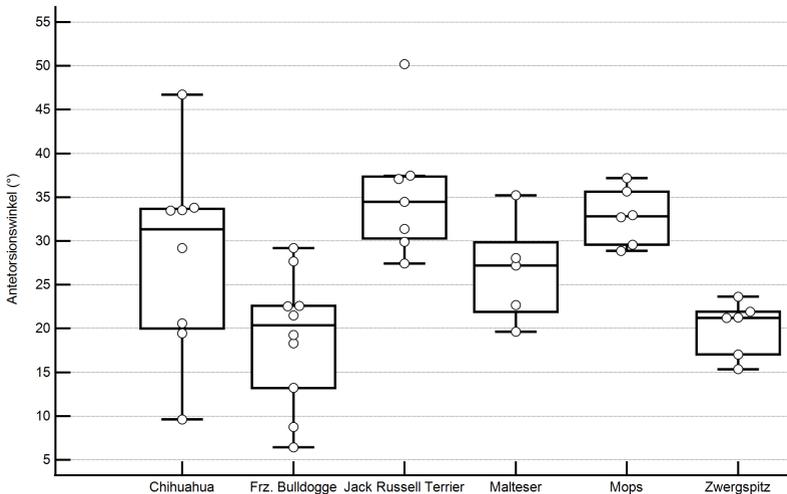
Die Standardabweichung war sehr unterschiedlich, mit niedrigen Werten beim Zwergspitz und beim Mops ( $2,9^\circ$  und  $2,97^\circ$ ) während er beim Chihuahua und bei der Französischen Bulldogge bei respektive  $10,67^\circ$  und  $7,12^\circ$  liegt, siehe Tab. IV.5.

Der Unterschied war signifikant, wenn die Französische Bulldogge mit Mops und Jack Russell Terrier verglichen wurde (Tab. IV.6). Er war ebenfalls signifikant im Vergleich der gesunden Gliedmaßen von Jack Russell Terriers gegenüber der von Französischen Bulldoggen und von Zwergspitzen (Tab. IV.6). Der Mops zeigte gegenüber der Französischen Bulldogge und dem Zwergspitz ebenfalls einen signifikanten Unterschied (Tab. IV.6).

Nachgewiesen wurde, dass die Antetorsionswinkelwerte bei gesunden Hunden verschiedener Rassen rasseabhängig deutlich variieren.

**Tabelle IV.5:** Numerische Ergebnisse der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im Antetorsionswinkel.

	Chihua- hua	Zwerg- spitz	Jack Russell Terrier	Mops	Frz. Bull- dogge	Malteser
<b>Mittelwert</b> [°]	28,30	20,06	35,42	32,82	18,95	26,55
<b>Median</b> [°]	31,33	21,21	34,48	32,82	20,37	27,20
<b>Maximum</b> [°]	46,71	23,65	50,22	37,18	29,19	35,21
<b>Minimum</b> [°]	9,63	15,34	27,43	28,88	6,44	19,63
<b>Std. abweichung</b> [°]	10,67	2,90	6,94	2,97	7,12	5,30
<b>1. Quartil</b> [°]	20,29	18,08	30,65	30,36	14,48	22,66
<b>3. Quartil</b> [°]	33,60	21,75	37,27	34,96	22,59	28,06
<b>Std. fehler</b> [°]	3,77	1,18	2,62	1,21	2,25	2,37



**Abbildung IV.8:** Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im Antetorsionswinkel: jeder Punkt stellt den Winkelwert in Grad einer Gliedmaße der Hunderasse ohne Patalluxation dar.

**Tabelle IV.6:** Vergleich der Hunderassen im Antetorsionswinkel. Bei einem  $p < 0,05$  wurde der Unterschied als signifikant gewertet und **fett** markiert.

Rasse 1	Rasse 2	Mittlere Differenz	Std. Fehler	p-Wert	95% Wald-Konfidenzintervall der Differenz	
					Unterer	Oberer
Chihuahua	Frz. Bulldogge	9,35°	4,45°	<b>0,036</b>	0,62°	18,07°
	Jack R. Terrier	-7,13°	4,67°	0,127	-16,29°	2,03°
	Malteser	1,74°	4,64°	0,708	-7,36°	10,85°
	Mops	-4,52°	3,89°	0,245	-12,15°	3,11°
	Zwergspitz	8,23°	3,75°	<b>0,028</b>	0,87°	15,59°
Frz. Bulldogge	Chihuahua	-9,35°	4,45°	<b>0,036</b>	-18,07°	-0,62°
	Jack R. Terrier	-16,48°	3,78°	<b>0,000</b>	-23,88°	-9,07°
	Malteser	-7,60°	3,74°	<b>0,042</b>	-14,93°	-0,28°
	Mops	-13,87°	2,75°	<b>0,000</b>	-19,26°	-8,48°
	Zwergspitz	-1,12°	2,55°	0,662	-6,11°	3,88°
Jack R. Terrier	Chihuahua	7,13°	4,67°	0,127	-2,03°	16,29°
	Frz. Bulldogge	16,48°	3,78°	<b>0,000</b>	9,07°	23,88°
	Malteser	8,87°	4,00°	<b>0,027</b>	1,03°	16,71°
	Mops	2,61°	3,10°	0,400	-3,46°	8,68°
	Zwergspitz	15,36°	2,92°	<b>0,000</b>	9,63°	21,09°
Malteser	Chihuahua	-1,74°	4,64°	0,708	-10,85°	7,36°
	Frz. Bulldogge	7,60°	3,74°	<b>0,042</b>	0,28°	14,93°
	Jack R. Terrier	-8,87°	4,00°	<b>0,027</b>	-16,71°	-1,03°
	Mops	-6,26°	3,05°	<b>0,040</b>	-12,25°	-0,28°
	Zwergspitz	6,49°	2,87°	<b>0,024</b>	0,86°	12,12°
Mops	Chihuahua	4,52°	3,89°	0,245	-3,11°	12,15°
	Frz. Bulldogge	13,87°	2,75°	<b>0,000</b>	8,48°	19,26°
	Jack R. Terrier	-2,61°	3,10°	0,400	-8,68°	3,46°
	Malteser	6,26°	3,05°	<b>0,040</b>	0,28°	12,25°
	Zwergspitz	12,75°	1,36°	<b>0,000</b>	10,09°	15,41°
Zwergspitz	Chihuahua	-8,23°	3,75°	<b>0,028</b>	-15,59°	-0,87°
	Frz. Bulldogge	1,12°	2,55°	0,662	-3,88°	6,11°
	Jack R. Terrier	-15,36°	2,92°	<b>0,000</b>	-21,09°	-9,63°
	Malteser	-6,49°	2,87°	<b>0,024</b>	-12,12°	-0,86°
	Mops	-12,75°	1,36°	<b>0,000</b>	-15,41°	-10,09°

## IV.2.2 Vergleich des Varus- oder Valguswinkels des Femurs verschiedener Hunderassen

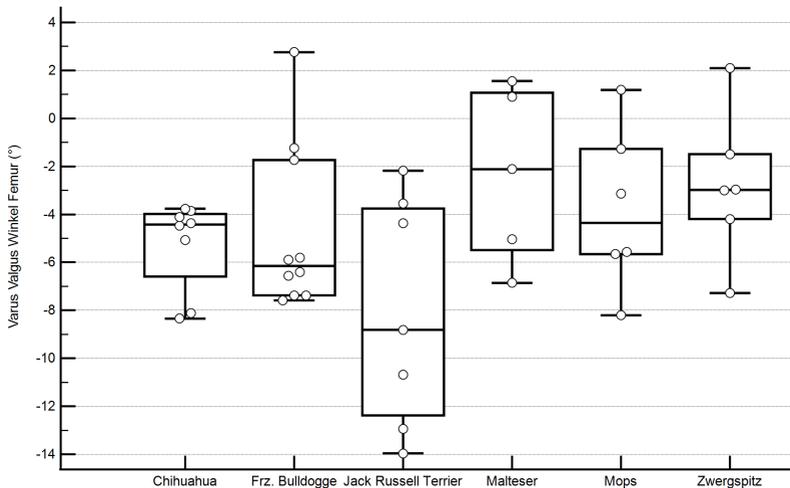
In dem Fall entspricht ein negativer Wert einem Varuswinkel und ein positiver einem Valguswinkel des Femurs. Der Chihuahua zeigte eine Variation im Varuswert bei Gliedmaßen mit einer nicht luxierbaren Patella von  $-8^\circ$  bis  $-4^\circ$  (Abb. IV.9). Bei der Französischen Bulldogge und dem Jack Russell Terrier lag eine größere Streuung vor, mit Werten von  $-8^\circ$  Varus- bis  $3^\circ$  Valguswinkel des Femurs für die erste Rasse und mit Werten von  $-14^\circ$  Varus- bis  $-2^\circ$  Varuswinkel des Femurs für die zweite (Abb. IV.9). Beim Malteser, Mops und Zwergspitz waren die Variationen in den Winkelwerten sehr ähnlich mit Werten zwischen  $-7^\circ$  Varus- und  $2^\circ$  Valguswinkel für den Malteser, zwischen  $-8^\circ$  Varus- und  $1^\circ$  Valguswinkel für den Mops, zwischen  $-7^\circ$  Varus- und  $2^\circ$  Valguswinkel für den Zwergspitz (Abb. IV.9). Der größte Unterschied war zwischen Jack Russell Terrier und Malteser darstellbar. Im arithmetischen Mittel lag der Jack Russell Terrier bei  $-8^\circ$  mit einer Standardabweichung des Mittelwertes von  $0,5^\circ$  und der Malteser lag bei  $-2^\circ$  mit einer Standardabweichung des Mittelwertes die bei  $1^\circ$  liegt (Tab. IV.7). Beim Chihuahua und Jack Russell Terrier haben wir größere Varuswerte gefunden, während beim Pomeranian, Malteser und Mops geringe Varus- bis Valguswinkel gefunden wurden. Beim Chihuahua lag der Mittelwert bei  $-5,3^\circ$  Varus, beim Jack Russell Terrier bei  $-8,1^\circ$  Varus, während es beim Pomeranian bei  $-2,8^\circ$  Varus, beim Malteser bei  $-2,3^\circ$  Varus und Beim Mops bei  $-3,8^\circ$  Varus lag.

Der Unterschied zwischen den Hunderassen war im Vergleich signifikant unter dem Wert von 0,05, nach Tab. IV.8: von Chihuahua gegenüber Malteser und Zwergspitz, von Jack Russell Terrier gegenüber Malteser, Mops und Zwergspitz, von Maltesern gegenüber Chihuahua, Jack Russell Terrier, Mops und Zwergspitz, vom Mops gegenüber Jack Russell Terrier und Mal-

teser und vom Zwergspitz gegenüber Jack Russell Terrier, Chihuahua und Malteser.

**Tabelle IV.7:** Numerische Ergebnisse des Vergleichs der verschiedenen Hunderassen im Varus- oder Valguswinkel des Femurs.

	Chihua- hua	Zwerg- spitz	Jack Russell Terrier	Mops	Frz. Bull- dogge	Malteser
<b>Mittelwert</b> [°]	-5,26	-2,80	-8,07	-3,78	-4,72	-2,31
<b>Median</b> [°]	-4,42	-2,98	-8,81	-4,35	-6,15	-2,12
<b>Maximum</b> [°]	-3,76	2,10	-2,18	1,19	2,76	1,56
<b>Minimum</b> [°]	-8,35	-7,28	-13,96	-8,20	-7,58	-6,86
<b>Std.abweichung</b> [°]	1,76	2,82	4,38	3,10	3,29	3,27
<b>1. Quartil</b> [°]	-5,83	-3,89	-11,81	-5,64	-7,17	-5,03
<b>3. Quartil</b> [°]	-4,05	-1,86	-3,96	-1,74	-2,75	0,91
<b>Std. fehler</b> [°]	0,62	1,15	1,66	1,27	1,04	1,46



**Abbildung IV.9:** Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im Vergleich des Varus- oder Valguswinkels des Femurs: jeder Punkt stellt den Winkelwert in Grad einer Gliedmaße der Hunderasse ohne Patellaluxation dar.

**Tabelle IV.8:** Vergleich der Hunderassen im Varus- oder Valguswinkel des Femurs. Bei einem  $p < 0,05$  wurde der Unterschied als signifikant gewertet und **fett** markiert.

Rasse 1	Rasse 2	Mittlere Differenz	Std. Fehler	p-Wert	95% Wald-Konfidenzintervall der Differenz	
					Unterer	Oberer
Chihuahua	Frz. Bulldogge	-0,54°	1,49°	0,715	-3,45°	2,37°
	Jack R. Terrier	2,81°	1,93°	0,145	-0,97°	6,59°
	Malteser	-2,96°	0,65°	<b>0,000</b>	-4,23°	-1,68°
	Mops	-1,49°	0,88°	0,091	-3,21°	0,24°
	Zwergspitz	-2,46°	0,63°	<b>0,000</b>	-3,70°	-1,22°
Frz. Bulldogge	Chihuahua	0,54°	1,49°	0,715	-2,37°	3,45°
	Jack R. Terrier	3,35°	2,27°	0,139	-1,09°	7,80°
	Malteser	-2,41°	1,36°	0,076	-5,08°	0,25°
	Mops	-0,94°	1,48°	0,524	-3,85°	1,96°
	Zwergspitz	-1,92°	1,35°	0,156	-4,56°	0,73°
Jack R. Terrier	Chihuahua	-2,81°	1,93°	0,145	-6,59°	0,97°
	Frz. Bulldogge	-3,35°	2,27°	0,139	-7,80°	1,09°
	Malteser	-5,77°	1,83°	<b>0,002</b>	-9,35°	-2,18°
	Mops	-4,30°	1,92°	<b>0,026</b>	-8,07°	-0,52°
	Zwergspitz	-5,27°	1,83°	<b>0,004</b>	-8,85°	-1,69°
Malteser	Chihuahua	2,96°	0,65°	<b>0,000</b>	1,68°	4,23°
	Frz. Bulldogge	2,41°	1,36°	0,076	-0,25°	5,08°
	Jack R. Terrier	5,77°	1,83°	<b>0,002</b>	2,18°	9,35°
	Mops	1,47°	0,64°	<b>0,022</b>	0,21°	2,73°
	Zwergspitz	0,50°	0,20°	<b>0,011</b>	0,11°	0,88°
Mops	Chihuahua	1,49°	0,88°	0,091	-0,24°	3,21°
	Frz. Bulldogge	0,94°	1,48°	0,524	-1,96°	3,85°
	Jack R. Terrier	4,30°	1,92°	<b>0,026</b>	0,52°	8,07°
	Malteser	-1,47°	0,64°	<b>0,022</b>	-2,73°	-0,21°
	Zwergspitz	-0,97°	0,62°	0,120	-2,20°	0,25°
Zwergspitz	Chihuahua	2,46°	0,63°	<b>0,000</b>	1,22°	3,70°
	Frz. Bulldogge	1,92°	1,35°	0,156	-0,73°	4,56°
	Jack R. Terrier	5,27°	1,83°	<b>0,004</b>	1,69°	8,85°
	Malteser	-0,50°	0,20°	<b>0,011</b>	-0,88°	-0,11°
	Mops	0,97°	0,62°	0,120	-0,25°	2,20°

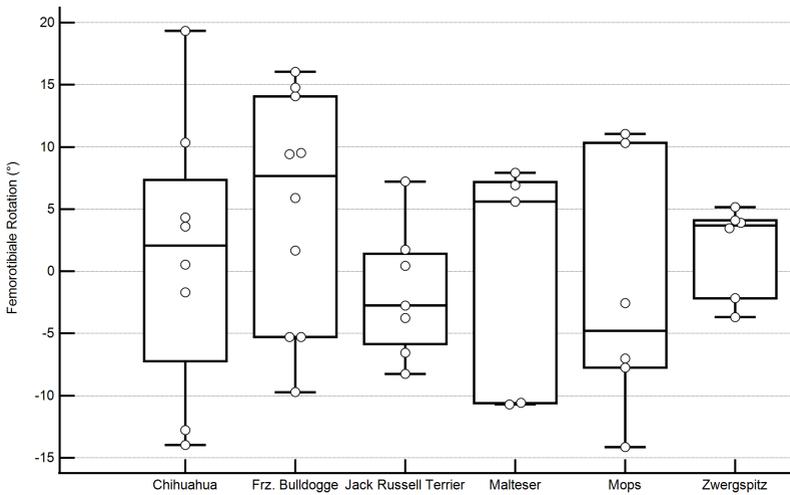
### IV.2.3 Vergleich der femorotibialen Rotation verschiedener Hunderassen

Die Variation bei vier der sechs Hunderassen war relativ groß gegenüber den anderen Winkelwerten. Beim Chihuahua lagen die Werte zwischen  $19^\circ$  Innenrotation und  $-14^\circ$  Außenrotation (Abb. IV.10), bei der Französischen Bulldogge zwischen  $-10^\circ$  Außenrotation und  $16^\circ$  Innenrotation, beim Malteser zwischen  $-11^\circ$  Außenrotation und  $7^\circ$  Innenrotation, und beim Mops zwischen  $-14^\circ$  Außenrotation und  $11^\circ$  Innenrotation (Abb. IV.10). Somit war die gesamte Streuung bei diesen Hunderassen zwischen  $33^\circ$  und  $18^\circ$  sehr groß. Beim Jack Russell Terrier und Zwergspitz war diese Streuung etwas kleiner mit respektive  $15^\circ$  und  $9^\circ$  (Abb. IV.10).

Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Hunderassen im femorotibialen Rotationswinkel nachgewiesen (Tab. IV.10, Tab. IV.9).

**Tabelle IV.9:** Numerische Ergebnisse des Vergleichs der verschiedenen Ergebnissen in der femorotibialen Rotation.

	Chihua- hua	Zwerg- spitz	Jack Russell Terrier	Mops	Frz. Bull- dogge	Malteser
<b>Mittelwert</b> [°]	1,22	1,80	-1,70	-1,68	5,11	-0,16
<b>Median</b> [°]	2,07	3,68	-2,74	-4,79	7,67	5,61
<b>Maximum</b> [°]	19,34	5,16	7,21	11,05	16,05	7,92
<b>Minimum</b> [°]	-13,97	-3,68	-8,25	-14,14	-9,73	-10,70
<b>Std. abweichung</b> [°]	10,39	3,40	4,89	9,38	8,83	8,58
<b>1. Quartil</b> [°]	-4,46	-0,76	-5,15	-7,57	-3,54	-10,58
<b>3. Quartil</b> [°]	5,84	4,05	1,09	7,11	12,93	6,93
<b>Std. fehler</b> [°]	3,67	1,39	1,85	3,83	2,79	3,84



**Abbildung IV.10:** Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im Femorotibialrotationswinkel: jeder Punkt stellt den Winkelwert in Grad einer Gliedmaße der Hunderasse ohne Patellaluxation dar.

**Tabelle IV.10:** Vergleich der femorotibialen Rotationswinkel unterschiedlicher Hunderassen. Bei einem  $p < 0,05$  wurde der Unterschied als signifikant gewertet.

Rasse 1	Rasse 2	Mittlere Differenz	Std. Fehler	p-Wert	95% Wald-Konfidenzintervall der Differenz	
					Unterer	Oberer
Chihuahua	Frz. Bulldogge	-3,89°	4,80°	0,417	-13,30°	5,52°
	Jack R. Terrier	2,92°	3,75°	0,437	-4,44°	10,28°
	Malteser	1,38°	6,26°	0,826	-10,90°	13,66°
	Mops	2,90°	5,38°	0,590	-7,64°	13,43°
	Zwergspitz	-0,58°	4,02°	0,886	-8,46°	7,31°
Frz. Bulldogge	Chihuahua	3,89°	4,80°	0,417	-5,52°	13,30°
	Jack R. Terrier	6,81°	3,50°	0,052	-0,05°	13,68°
	Malteser	5,27°	6,12°	0,388	-6,71°	17,26°
	Mops	6,79°	5,20°	0,192	-3,40°	16,99°
	Zwergspitz	3,32°	3,79°	0,381	-4,11°	10,74°
Jack R. Terrier	Chihuahua	-2,92°	3,75°	0,437	-10,28°	4,44°
	Frz. Bulldogge	-6,81°	3,50°	0,052	-13,68°	0,05°
	Malteser	-1,54°	5,33°	0,773	-11,99°	8,91°
	Mops	-0,02°	4,25°	0,996	-8,36°	8,32°
	Zwergspitz	-3,50°	2,32°	0,132	-8,05°	1,05°
Malteser	Chihuahua	-1,38°	6,26°	0,826	-13,66°	10,90°
	Frz. Bulldogge	-5,27°	6,12°	0,388	-17,26°	6,71°
	Jack R. Terrier	1,54°	5,33°	0,773	-8,91°	11,99°
	Mops	1,52°	6,58°	0,817	-11,37°	14,41°
	Zwergspitz	-1,96°	5,53°	0,723	-12,79°	8,87°
Mops	Chihuahua	-2,90°	5,38°	0,590	-13,43°	7,64°
	Frz. Bulldogge	-6,79°	5,20°	0,192	-16,99°	3,40°
	Jack R. Terrier	0,02°	4,25°	0,996	-8,32°	8,36°
	Malteser	-1,52°	6,58°	0,817	-14,41°	11,37°
	Zwergspitz	-3,48°	4,49°	0,439	-12,29°	5,33°
Zwergspitz	Chihuahua	0,58°	4,02°	0,886	-7,31°	8,46°
	Frz. Bulldogge	-3,32°	3,79°	0,381	-10,74°	4,11°
	Jack R. Terrier	3,50°	2,32°	0,132	-1,05°	8,05°
	Malteser	1,96°	5,53°	0,723	-8,87°	12,79°
	Mops	3,48°	4,49°	0,439	-5,33°	12,29°

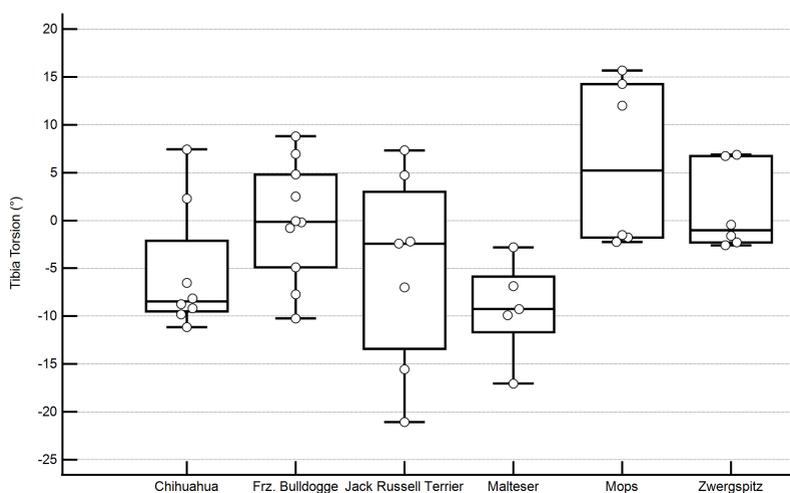
#### IV.2.4 Vergleich der Tibiatorsion verschiedener Hunderassen

Das arithmetische Mittel der Torsion der Tibia lag beim Malteser bei  $-9^\circ$  Außentorsion (Tab. IV.11), beim Jack Russell Terrier und beim Chihuahua bei  $-5^\circ$  Außentorsion (Tab. IV.11), bei der Französischen Bulldogge bei etwa  $0^\circ$  (Tab. IV.11), beim Pomeranian bei  $1^\circ$  Innentorsion und beim Mops bei  $6^\circ$  Innentorsion (Tab. IV.11). Die größte Differenz in der Tibia Torsion zeigte sich im arithmetischen Mittel zwischen Malteser und Mops mit  $15^\circ$  (Abb. IV.11).

Die Signifikanz dieser Unterschiede lag unter 0,05 beim Chihuahua gegenüber Mops und Zwergspitz, bei der Französischen Bulldogge gegenüber dem Malteser, beim Malteser gegenüber Französischer Bulldogge, Mops und Zwergspitz, beim Mops gegenüber Chihuahua und Malteser und beim Zwergspitz gegenüber Chihuahua und Malteser (Tab. IV.12). Lediglich der Jack Russell Terrier unterscheidet sich von keiner anderen Hunderasse signifikant. Dieser zeigte eine große Streuung mit Winkelwerten zwischen  $7,3^\circ$  Innentorsion und  $-21,1^\circ$  Außentorsion.

**Tabelle IV.11:** Numerische Ergebnisse des Hunderassenvergleichs der Tibiatorsion.

	Chihua- hua	Zwerg- spitz	Jack Russell Terrier	Mops	Frz. Bull- dogge	Malteser
<b>Mittelwert</b> [°]	-5,48	1,11	-5,17	6,06	-0,08	-9,17
<b>Median</b> [°]	-8,46	-1,02	-2,42	5,23	-0,14	-9,25
<b>Maximum</b> [°]	7,44	6,88	7,32	15,68	8,81	-2,81
<b>Minimum</b> [°]	-11,15	-2,60	-21,06	-2,25	-10,22	-17,03
<b>Std. abweichung</b> [°]	6,24	4,08	9,52	7,99	5,87	4,65
<b>1. Quartil</b> [°]	-9,33	-2,12	-11,28	-1,72	-3,87	-9,89
<b>3. Quartil</b> [°]	-4,33	4,94	1,26	13,68	4,22	-6,88
<b>Std. fehler</b> [°]	2,20	1,67	3,60	3,26	1,86	2,08



**Abbildung IV.11:** Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im Tibiatorsionswinkel: jeder Punkt stellt den Winkelwert in Grad einer Gliedmaße der Hunderasse ohne Patellaluxation dar.

**Tabelle IV.12:** Vergleich der Hunderassen im Tibiatorsionswinkel. Bei einem  $p < 0,05$  wurde der Unterschied als signifikant gewertet und **fett** markiert.

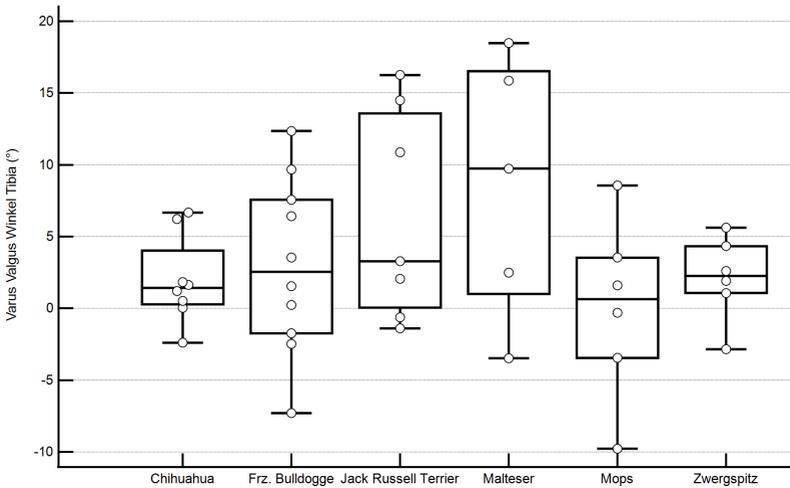
Rasse 1	Rasse 2	Mittlere Differenz	Std. Fehler	p-Wert	95% Wald-Konfidenzintervall der Differenz	
					Unterer	Oberer
Chihuahua	Frz. Bulldogge	-5,40°	3,17°	0,089	-11,61°	0,82°
	Jack R. Terrier	-0,31°	5,52°	0,955	-11,14°	10,51°
	Malteser	3,69°	3,37°	0,274	-2,92°	10,30°
	Mops	-11,54°	4,52°	<b>0,011</b>	-20,40°	-2,68°
	Zwergspitz	-6,60°	3,30°	<b>0,045</b>	-13,06°	-0,13°
Frz. Bulldogge	Chihuahua	5,40°	3,17°	0,089	-0,82°	11,61°
	Jack R. Terrier	5,08°	5,45°	0,351	-5,59°	15,76°
	Malteser	9,09°	3,25°	<b>0,005</b>	2,72°	15,46°
	Mops	-6,14°	4,43°	0,166	-14,82°	2,54°
	Zwergspitz	-1,20°	3,17°	0,705	-7,41°	5,01°
Jack R. Terrier	Chihuahua	0,31°	5,52°	0,955	-10,51°	11,14°
	Frz. Bulldogge	-5,08°	5,45°	0,351	-15,76°	5,59°
	Malteser	4,00°	5,57°	0,472	-6,91°	14,92°
	Mops	-11,23°	6,33°	0,076	-23,63°	1,18°
	Zwergspitz	-6,28°	5,52°	0,255	-17,11°	4,54°
Malteser	Chihuahua	-3,69°	3,37°	0,274	-10,30°	2,92°
	Frz. Bulldogge	-9,09°	3,25°	<b>0,005</b>	-15,46°	-2,72°
	Jack R. Terrier	-4,00°	5,57°	0,472	-14,92°	6,91°
	Mops	-15,23°	4,58°	<b>0,001</b>	-24,20°	-6,26°
	Zwergspitz	-10,29°	3,37°	<b>0,002</b>	-16,90°	-3,68°
Mops	Chihuahua	11,54°	4,52°	<b>0,011</b>	2,68°	20,40°
	Frz. Bulldogge	6,14°	4,43°	0,166	-2,54°	14,82°
	Jack R. Terrier	11,23°	6,33°	0,076	-1,18°	23,63°
	Malteser	15,23°	4,58°	<b>0,001</b>	6,26°	24,20°
	Zwergspitz	4,94°	4,52°	0,274	-3,92°	13,81°
Zwergspitz	Chihuahua	6,60°	3,30°	<b>0,045</b>	0,13°	13,06°
	Frz. Bulldogge	1,20°	3,17°	0,705	-5,01°	7,41°
	Jack R. Terrier	6,28°	5,52°	0,255	-4,54°	17,11°
	Malteser	10,29°	3,37°	<b>0,002</b>	3,68°	16,90°
	Mops	-4,94°	4,52°	0,274	-13,81°	3,92°

### IV.2.5 Vergleich des Varus- oder Valguswinkels der Tibia verschiedener Hunderassen

Beim Varus- oder Valguswinkel der Tibia konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Rassen nachgewiesen werden (Tab. IV.14). Jedoch lag der arithmetische Mittelwert des Maltesers bei  $9^\circ$  während er beim Mops bei  $0^\circ$  lag (Abb. IV.12). Während Chihuahua und Zwergspitz recht nah aneinander liegen mit Werten zwischen  $-3^\circ$  Varus- und  $7^\circ$  Valguswinkel, zeigten Malteser und Jack Russell Terrier höhere Werte mit mehreren Werten zwischen  $10^\circ$  und  $20^\circ$  Valguswinkel (Abb. IV.12). Die Standardabweichung des Mittelwerts war so hoch, mit  $3,6^\circ$  beim Malteser, dass sich kein signifikanter Unterschied ergab (Tab. IV.13).

**Tabelle IV.13:** Numerische Ergebnisse des Vergleichs der Varus- oder Valguswinkel der Tibia verschiedener Hunderassen

	Chihua- hua	Zwerg- spitz	Jack Russell Terrier	Mops	Frz. Bull- dogge	Malteser
<b>Mittelwert</b> [ $^\circ$ ]	1,97	2,12	6,42	0,03	2,99	8,62
<b>Median</b> [ $^\circ$ ]	1,43	2,26	3,28	0,65	2,55	9,74
<b>Maximum</b> [ $^\circ$ ]	6,67	5,63	16,25	8,56	12,36	18,48
<b>Minimum</b> [ $^\circ$ ]	-2,39	-2,85	-1,39	-9,77	-7,30	-3,47
<b>Std. abweichung</b> [ $^\circ$ ]	2,87	2,68	6,77	5,71	5,77	8,18
<b>1. Quartil</b> [ $^\circ$ ]	0,40	1,29	0,73	-2,66	-1,24	2,50
<b>3. Quartil</b> [ $^\circ$ ]	2,93	3,90	12,68	3,05	7,29	15,87
<b>Std. fehler</b> [ $^\circ$ ]	1,01	1,10	2,56	2,33	1,82	3,66



**Abbildung IV.12:** Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede: Vergleich der Varus- oder Valguswinkel der Tibia verschiedener Hunderassen. Jeder Punkt stellt den Winkelwert in Grad einer Gliedmaße der Hunderasse ohne Patellaluxation dar.

**Tabelle IV.14:** Vergleich der Varus- oder Valguswinkel der Tibia verschiedener Hunderassen. Bei einem  $p < 0,05$  wurde der Unterschied als signifikant gewertet.

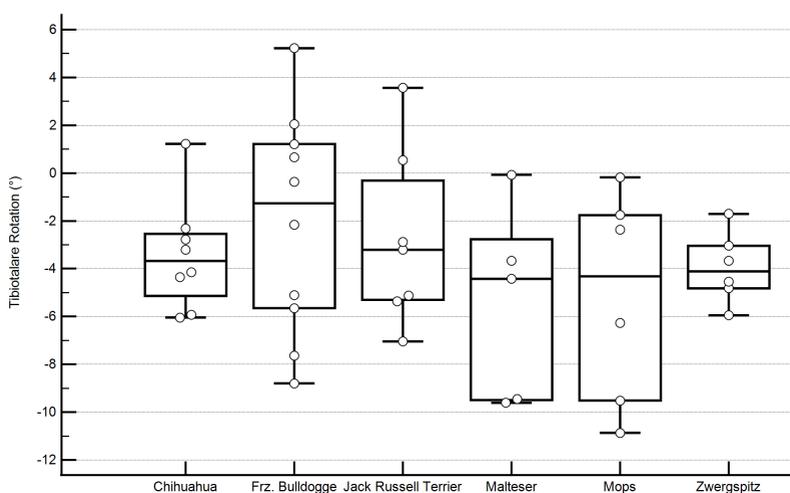
Rasse 1	Rasse 2	Mittlere Differenz	Std. Fehler	p-Wert	95% Wald-Konfidenzintervall der Differenz	
					Unterer	Oberer
Chihuahua	Frz. Bulldogge	-1,02°	1,82°	0,576	-4,59°	2,55°
	Jack R. Terrier	-4,45°	2,61°	0,088	-9,57°	0,66°
	Malteser	-6,66°	4,61°	0,149	-15,69°	2,37°
	Mops	1,94°	2,54°	0,444	-3,03°	6,92°
	Zwergspitz	-0,15°	1,10°	0,892	-2,31°	2,01°
Frz. Bulldogge	Chihuahua	1,02°	1,82°	0,576	-2,55°	4,59°
	Jack R. Terrier	-3,44°	2,84°	0,226	-9,00°	2,13°
	Malteser	-5,64°	4,74°	0,234	-14,93°	3,65°
	Mops	2,96°	2,77°	0,286	-2,48°	8,40°
	Zwergspitz	0,87°	1,57°	0,580	-2,21°	3,95°
Jack R. Terrier	Chihuahua	4,45°	2,61°	0,088	-0,66°	9,57°
	Frz. Bulldogge	3,44°	2,84°	0,226	-2,13°	9,00°
	Malteser	-2,20°	5,10°	0,666	-12,19°	7,79°
	Mops	6,40°	3,35°	0,056	-0,16°	12,95°
	Zwergspitz	4,30°	2,44°	0,078	-0,48°	9,09°
Malteser	Chihuahua	6,66°	4,61°	0,149	-2,37°	15,69°
	Frz. Bulldogge	5,64°	4,74°	0,234	-3,65°	14,93°
	Jack R. Terrier	2,20°	5,10°	0,666	-7,79°	12,19°
	Mops	8,60°	5,06°	0,089	-1,32°	18,52°
	Zwergspitz	6,51°	4,51°	0,149	-2,34°	15,35°
Mops	Chihuahua	-1,94°	2,54°	0,444	-6,92°	3,03°
	Frz. Bulldogge	-2,96°	2,77°	0,286	-8,40°	2,48°
	Jack R. Terrier	-6,40°	3,35°	0,056	-12,95°	0,16°
	Malteser	-8,60°	5,06°	0,089	-18,52°	1,32°
	Zwergspitz	-2,09°	2,36°	0,376	-6,73°	2,54°
Zwergspitz	Chihuahua	0,15°	1,10°	0,892	-2,01°	2,31°
	Frz. Bulldogge	-0,87°	1,57°	0,580	-3,95°	2,21°
	Jack R. Terrier	-4,30°	2,44°	0,078	-9,09°	0,48°
	Malteser	-6,51°	4,51°	0,149	-15,35°	2,34°
	Mops	2,09°	2,36°	0,376	-2,54°	6,73°

## IV.2.6 Vergleich der tibiotalaren Rotation verschiedener Hunderassen

Die Mittelwerte der sechs Rassen lagen zwischen  $-5^\circ$  Außenrotation und  $1^\circ$  Innenrotation des Talus in Bezug zur Tibia und die Mediane der sechs Hunderassen zwischen  $-4^\circ$  und  $-1^\circ$  Außenrotation (Tab. IV.15). Der größte Innenrotationswinkel aller Hintergliedmaßen aller Hunderassen lag bei  $7^\circ$  und der größte Außentorsionswinkel bei  $-10^\circ$  (Tab. IV.15). Die Schwankungen waren insgesamt nicht groß (Abb. IV.13). Bei allen Rassen betrug der Interquartilbereich zwischen  $4^\circ$  und  $6^\circ$  (Tab. IV.15). Dementsprechend konnten keine signifikanten Unterschiede im tibiotalaren Rotationswinkel im Vergleich der unterschiedlichen Hunderassen nachgewiesen werden (Tab. IV.16).

**Tabelle IV.15:** Numerische Ergebnisse der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen der tibiotalaren Rotation.

	Chihua- hua	Zwerg- spitz	Jack Russell Terrier	Mops	Frz. Bull- dogge	Malteser
<b>Mittelwert</b> [°]	-3,44	1,11	-2,79	-5,16	-2,06	-5,44
<b>Median</b> [°]	-3,67	-1,02	-3,21	-4,32	-1,26	-4,42
<b>Maximum</b> [°]	1,22	6,88	3,57	-0,18	5,22	-0,07
<b>Minimum</b> [°]	-6,04	-2,60	-7,04	-10,86	-8,79	-9,61
<b>Std. abweichung</b> [°]	2,17	4,08	3,42	4,02	4,35	3,65
<b>1. Quartil</b> [°]	-4,74	-2,12	-5,24	-8,70	-5,51	-9,45
<b>3. Quartil</b> [°]	-2,65	4,94	-1,17	-1,91	1,08	-3,67
<b>Std. fehler</b> [°]	0,77	1,67	1,29	1,64	1,38	1,63



**Abbildung IV.13:** Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im tibiotalaren Rotationswinkel: jeder Punkt stellt den Winkelwert in Grad einer Gliedmaße der Hunderasse ohne Patellaluxation dar.

**Tabelle IV.16:** Vergleich der Hunderassen im tibiotalaren Rotationswinkel. Bei einem  $p < 0,05$  wurde der Unterschied als signifikant gewertet.

Rasse 1	Rasse 2	Mittlere Differenz	Std. Fehler	p-Wert	95% Wald-Konfidenzintervall der Differenz	
					Unterer	Oberer
Chihuahua	Frz. Bulldogge	-1,38°	1,76°	0,432	-4,83°	2,06°
	Jack R. Terrier	-0,65°	1,88°	0,728	-4,34°	3,03°
	Malteser	2,00°	2,31°	0,386	-2,53°	6,54°
	Mops	1,72°	2,16°	0,427	-2,52°	5,95°
	Zwergspitz	0,52°	0,93°	0,579	-1,31°	2,34°
Frz. Bulldogge	Chihuahua	1,38°	1,76°	0,432	-2,06°	4,83°
	Jack R. Terrier	0,73°	2,33°	0,754	-3,84°	5,30°
	Malteser	3,39°	2,69°	0,209	-1,89°	8,67°
	Mops	3,10°	2,56°	0,226	-1,92°	8,13°
	Zwergspitz	1,90°	1,66°	0,253	-1,36°	5,16°
Jack R. Terrier	Chihuahua	0,65°	1,88°	0,728	-3,03°	4,34°
	Frz. Bulldogge	-0,73°	2,33°	0,754	-5,30°	3,84°
	Malteser	2,66°	2,77°	0,338	-2,78°	8,10°
	Mops	2,37°	2,65°	0,370	-2,82°	7,56°
	Zwergspitz	1,17°	1,79°	0,513	-2,34°	4,68°
Malteser	Chihuahua	-2,00°	2,31°	0,386	-6,54°	2,53°
	Frz. Bulldogge	-3,39°	2,69°	0,209	-8,67°	1,89°
	Jack R. Terrier	-2,66°	2,77°	0,338	-8,10°	2,78°
	Mops	-0,29°	2,97°	0,923	-6,11°	5,54°
	Zwergspitz	-1,49°	2,24°	0,507	-5,88°	2,91°
Mops	Chihuahua	-1,72°	2,16°	0,427	-5,95°	2,52°
	Frz. Bulldogge	-3,10°	2,56°	0,226	-8,13°	1,92°
	Jack R. Terrier	-2,37°	2,65°	0,370	-7,56°	2,82°
	Malteser	0,29°	2,97°	0,923	-5,54°	6,11°
	Zwergspitz	-1,20°	2,08°	0,564	-5,29°	2,88°
Zwergspitz	Chihuahua	-0,52°	0,93°	0,579	-2,34°	1,31°
	Frz. Bulldogge	-1,90°	1,66°	0,253	-5,16°	1,36°
	Jack R. Terrier	-1,17°	1,79°	0,513	-4,68°	2,34°
	Malteser	1,49°	2,24°	0,507	-2,91°	5,88°
	Mops	1,20°	2,08°	0,564	-2,88°	5,29°

# V. Diskussion

## V.1 Entwicklung einer neuen Winkelmessmethode

Das erste Ziel dieser Studie war es, ein Nachfolgerprogramm für die computergestützte Winkelmessung der Hintergliedmaßen unter Einsatz des kommerziellen Medizinproduktes VoXim<sup>®</sup> zu entwickeln, da dieses nicht mehr verfügbar ist. Das neue Programm sollte für den klinischen Einsatz und zukünftige Forschungsprojekte weiter entwickelt werden können. Hierfür wurde die frei verfügbare open-source Software 3D Slicer verwendet. Im Zuge der Entwicklung des neuen Programms wurde außerdem eine neue Messmethode entwickelt, die vektorbasiert ist. Dazu wurden sechs klinisch relevante Winkel ausgewählt, die Deformationen beschreiben. In CT-Untersuchungen von 142 Hintergliedmaßen wurden dreidimensionale vektorbasierte Winkelmessungen in zwei medizinischen Programmen, VoXim<sup>®</sup> und 3D Slicer, vergleichend durchgeführt, wobei VoXim<sup>®</sup> als Referenzstandard angesehen wurde.

Um ausschließlich die Messmethoden zu vergleichen, musste die Ungenauigkeit beim Setzen der Messpunkte eliminiert werden. Dies geschah, indem die gleichen Messpunkte in beiden Verfahren benutzt wurden. Dafür wurden die Koordinaten der Punkte in VoXim<sup>®</sup> exportiert und für die Messungen in 3D Slicer importiert. Somit wurde die Richtigkeit unserer Messtechnik im Vergleich zur VoXim<sup>®</sup> Methode untersucht und nicht die Präzision der gewählten Punkte, die bereits von Schmitz (2016) untersucht

wurde. Es war zu erwarten, dass die berechneten Winkel beider Methoden genau gleich sind, da diese theoretisch dieselben Punkte und Referenzachsen benutzen. Tatsächlich waren die Ergebnisse des Vergleichs zwischen den auf VoXim<sup>®</sup> und 3D Slicer basierenden Messmethoden sehr zufriedenstellend, jedoch ergaben sich kleine Differenzen. Es wurde ein maximaler Unterschied von  $1,4^\circ$  festgestellt, aber es war keine systematische Abweichung in die eine oder andere Richtung erkennbar, da der Mittelwert der Fehler nahe null lag. Diese Differenzen könnten durch numerische Ungenauigkeiten bedingt sein.

Die Koordinaten werden von VoXim<sup>®</sup> beim Exportieren mit einer Genauigkeit von einer Kommastelle angegeben, was einer Genauigkeit von 0,1 mm entspricht. Intern arbeiten die Programme allerdings mit deutlich mehr Nachkommastellen, um möglichst genau zu sein. Je nachdem, welche Ziffern nach der ersten Kommastelle vor einer Rundung stehen, kann es zu einem Unterschied im berechneten Winkel kommen. Da mehrere Punkte für eine Messung benötigt werden, können sich diese Fehler summieren oder aufheben.

Um diese Annahme zu verifizieren, wurden bei einem Patienten die letzten Kommastellen der Koordinaten leicht verändert, um die Ungenauigkeit der Rundung zu simulieren. Bei diesem Patienten wurden dadurch künstliche Unterschiede von bis zu  $0,7^\circ$  erstellt. Je nach Messung wird die Ungenauigkeit der Koordinaten verschiedene Auswirkungen haben und es ist schwer dies genau zu quantifizieren. Basierend auf diesem Experiment denken wir, dass der Unterschied auf einen Rundungsfehler zurückzuführen ist.

Die Standardabweichung des Messfehlers zwischen den Methoden ist mit etwa  $0,3^\circ$  deutlich niedriger als die Standardabweichung von etwa  $2^\circ$ , die durch das Setzen von Punkten in der Studie von Schmitz (2016) im *inter- und intraobserver agreement* entstand.

Die geringen Abweichungen zwischen den Messmethoden sollten kein wesentliches Problem für den klinischen Einsatz des Programms darstellen, welches vor allem zur chirurgischen Planung und Evaluierung von Fehlstellungen beim Hund dienen soll. Derart kleine Winkelungenauigkeiten sind für beide Verfahren nicht beeinträchtigend und können aus unserer Sicht vernachlässigt werden, da sie mit den aktuellen chirurgischen Methoden für orthopädische Operationen, die nach Park et al. (2021) eine maximale Genauigkeit von  $2,1^\circ$  aufweisen, derzeit irrelevant sein dürften. Gleichzeitig fällt auf, dass die Ungenauigkeit durch das Setzen der Punkte in der Größenordnung der aktuellen chirurgischen Genauigkeit liegt und somit nicht zu vernachlässigen ist. Die Schwachstelle des Verfahrens ist nicht die mathematische Messgenauigkeit, sondern die Auswahl und das Setzen der Punkte und die damit verbundene Variation. In der Zukunft könnte die chirurgische Präzision durch den Einsatz von Schablonen oder Robotern erhöht werden, wodurch eine höhere Messgenauigkeit erforderlich sein könnte.

Die wichtigste Verbesserung stellt ein genaueres Setzen der Punkte dar. In unserer Studie wurden das *inter-* und *intraobserver agreement* nicht untersucht, da die anatomischen Referenzpunkte von Schmitz (2016) für den Vergleich der Messmethoden benutzt wurden. Es wäre allerdings denkbar, dass unser *inter-* und *intraobserver agreement* besser ist, da eine genaue Benutzeranleitung vorliegt, die das Setzen der Punkte anhand eines Beispiels erklärt.

Außerdem wäre es hilfreich zu untersuchen, welche anatomischen Referenzpunkte ein schlechtes *inter-* und *intraobserver agreement* aufweisen. Bisher wurde nur die Genauigkeit der Winkel untersucht und nicht die der zugrundeliegenden Punkte. Dies könnte aufschlussreich sein, um zu verstehen, welche Referenzpunkte ungenau gesetzt werden und verbessert werden müssen.

Um die Reliabilität und Reproduzierbarkeit der genutzten Messungen zu verbessern, könnte man andere anatomische Referenzpunkte auswählen. Beispielsweise könnte als Alternative zur Bestimmung des LCT und MCT der mediale und laterale Kondylusmittelpunkt des Femurs durch Annäherung mit einer Kugel, ähnlich wie beim Femurkopfmittelpunkt, bestimmt werden und zur Messung des Antetorsionswinkels und Varus- oder Valguswinkels des Femurs benutzt werden. Da die Referenzpunkte von der röntgenologischen Winkelmessung abgeleitet wurden, werden diese an der Oberfläche des Knochens gewählt, obwohl mithilfe der Computertomographie Punkte intraossär gewählt werden könnten (Longo et al. 2018; Savio et al. 2016). Die Punkte auf den jeweiligen Femurkondylen werden analog zu den Untersuchungen in der Humanmedizin an der kaudalsten Stelle des Kondylus ausgewählt. Aufgrund der unterschiedlichen Hintergliedmaßenwinkelung des Hundes im Stand könnte eine andere Wahl der Punkte auf den Femurkondylen hilfreich sein. Beispielsweise könnten die Mittelpunkte der beiden Femurkondylen gewählt werden, da diese gerade auf der Drehachse des Gelenks liegen. Es könnte auch der femorotibiale Kontaktpunkt bei definierten Beuge- beziehungsweise Standwinkeln als Referenzpunkt für die Messung verwendet werden. Nach Kirby et al. (1993) und Lör (1999) ist die Methode der Bestimmung des Antetorsionswinkels mittels der Femurhalsbasis zur Bestimmung der Femurkopfhalsachse reproduzierbarer als die mit dem Femurhalszentrum. Aus diesem Grund wurde in unserer Studie die Femurhalsbasis zur Bestimmung der Femurkopfhalsachse verwendet. Jedoch wurden bei Kirby et al. (1993) und Lör (1999) diese Untersuchungen durch goniometrische Messungen am Knochen beim Menschen und nicht computertomographisch beim Hund bestimmt. Schmitz (2016) hat ebenfalls die Variation im *intraobserver* und *interobserver agreement* zwischen Femurhalsbasis und Femurhalszentrum untersucht und die Femurhalsbasis als überlegen beurteilt. In dem Fall wur-

de der Femurhalsmittelpunkt anhand einer virtuellen Femurkopfresektions-ebene bestimmt, auf der ein Lot vom Femurkopfzentrum geworfen wurde. Das Lot sollte im Femurhalszentrum verlaufen (Schmitz 2016). Die Femurhalsbasis, die zur Bestimmung der Femurkopfhalsachse benutzt wird, wird allerdings relativ ungenau platziert. Es wäre zu untersuchen, ob bei computertomographischen Messungen das Ersetzen des Femurhalsbasispunktes durch das Femurhalszentrum eine höhere Präzision der Femurkopfhalsachse bewirken würde. Eine virtuelle Schnittebene mittels doppelt schräger freier MPR-Funktion, die genau senkrecht zum Femurhals verläuft, könnte hierfür verwendet werden. Im dadurch entstandenen Querschnitt des Femurhalses könnte manuell einen Punkt in der Mitte gesetzt werden.

Ein weiterer Aspekt in der vorliegenden Studie war, eine Methode zu entwickeln, die einfach bedienbar ist und auch in Zukunft verwendet werden kann. Die Nachteile von kommerziellen Programmen stellen die Lizenzkosten und die mit dem Programm verbundenen Lizenzmodelle, wie beispielsweise die Benutzung des Programms an einem spezifischen Arbeitsplatz, dar. Die Wartung und Verfügbarkeit von kommerziellen Programmen und deren Anpassung an neue Betriebssysteme ist nicht sichergestellt, wie im Fall von VoXim<sup>®</sup> zu sehen ist. Vorteilhaft ist, dass man als Kunde einen abrufbaren Betreuer hat, der für die Installation, Wartung, Schulung sorgt und bei Problemen bei der Inbetriebnahme des Systems helfen kann. Bei einem open-source Programm ist die Gefahr, dass dieses eines Tages nicht mehr verfügbar ist, im Gegensatz zu kommerziellen Programmen deutlich geringer. 3D Slicer wird beispielsweise von verschiedenen unabhängigen Personen entwickelt und gewartet. Der Nachteil eines open-source Programms ist, dass es keinen professionellen Support gibt. Dieser wird allerdings häufig dadurch ersetzt, dass es Benutzerforen gibt, in denen die Entwickler und Nutzer ihre Ergebnisse und Erfahrungen, wie das Lösen

von Problemen diskutieren können. Wir haben uns für 3D Slicer entschieden, da es über eine hohe Zahl von Nutzern verfügt, die zusammen ihre Ergebnisse besprechen und auch ihren Code teilen. Dieses Programm wird bereits häufig zu medizinischen und tiermedizinischen Zwecken benutzt (Bakici et al. 2019; Velazquez et al. 2013).

Mit unserem frei verfügbaren Plug-In für 3D Slicer sollte erreicht werden, dass in interessierten Kliniken möglichst viele Patienten prä- und postoperativ untersucht werden können, um Korrekturosteomien zu planen und deren Erfolg zu evaluieren. Langfristig könnte aufgrund des präziseren Messverfahrens herausgefunden werden, welche Patienten von einer ergänzenden Korrekturosteomie profitieren könnten. Für den routinemäßigen Einsatz muss gewährleistet sein, dass es auch von ungeschulten Personen benutzt werden kann. Bei kommerziellen Programmen werden oft kostenpflichtige, mehrstündige Fortbildungsveranstaltungen angeboten, um Programme professionell einsetzen zu können. Parallel zu der eigenen Studie sollte erreicht werden, dass die entwickelte Messmethode, nach kurzer eigenständiger Einarbeitung mittels der Projektwebseite, von ungeschulten Personen benutzt werden kann. Darüber hinaus wurden alle Texte der Webseite und des Programms auf Englisch geschrieben, um auch Kliniken in anderen Ländern die Möglichkeit zu geben, mit diesem Programm zu arbeiten, damit es weltweit zu Forschungszwecken benutzt werden kann.

Um zukünftig andere Referenzpunkte und andere Approximationsmethoden, wie beispielsweise Kugelbestimmungen, leicht einbauen zu können, wurde der Programmcode modular aufgebaut. Durch diesen modularen Aufbau können neue Referenzpunkte und Messungen einfach hinzugefügt werden, ohne tiefgreifende Kenntnisse in der Programmiersprache Python zu besitzen. Um zukünftige Forschern und Benutzern diese Weiterentwicklungen zu ermöglichen, wurde auf der Projekt-Webseite eine zugehörige

Anleitung erstellt. Durch das Prinzip von open-source Programmen können auch Programmierer von anderen Instituten eigene Verbesserungen an der Methode vornehmen und diese dann mit allen anderen teilen. Der Programmcode wurde auf der Webseite GitHub veröffentlicht, damit andere Forscher von der Entwicklung profitieren und auch selbst dazu beitragen können.

Eine mögliche Weiterentwicklung unserer dreidimensionalen Messmethoden könnte mit künstlicher Intelligenz (KI), genauer *Deep Learning*, erfolgen, wodurch die Referenzpunkte automatisch und nicht mehr manuell gesetzt werden müssten. Um KI-Methoden nutzen zu können, benötigt man viele Daten mit zugehörigen Ergebnissen. Diese Daten werden benutzt, um das neuronale Netzwerk zu trainieren, das versucht das vorgegebene Ergebnis vorherzusagen. Dies wird auch als *Deep Learning* bezeichnet und wird schon zur Auswertung von bestimmten Röntgenbildern kommerzialisiert (Banzato et al. 2021). Es werden Datenmengen in der Größenordnung von 100-1000 ausgewerteten CT-Datensätzen benötigt, um neuronale Netzwerke zu trainieren und zu testen (Noothout et al. 2018; Noothout et al. 2020; Zheng et al. 2015). Die in dieser Studie programmierte Messmethode in 3D Slicer könnte hierfür verwendet werden, indem die manuell gesetzten Punkte gesammelt werden. Außerdem ist es technisch möglich, neuronale Netze mittels Python in unser entwickeltes Plug-In zu integrieren.

## V.2 Vergleich der Winkel der Hintergliedmaßen ausgewählter Hunderassen

Es wurden 42 Hintergliedmaßen von sechs unterschiedlichen Hunderassen computertomographisch untersucht. Bei diesen Hunden war auf der untersuchten Hintergliedmaße keine Patellaluxation auszulösen und die Patella

war in situ. Aufgrund der Lagerungsunabhängigkeit der dreidimensionalen Messmethode (Schmitz 2016) war keine besondere Patientenlagerung für die computertomographische Untersuchung erforderlich. Mithilfe eines verallgemeinerten linearen Modells mit einer Bonferonni Anpassung für Mehrfachvergleiche wurde die Signifikanz der Rassenunterschiede in den verschiedenen Winkeln berechnet. Diese Winkel waren der Antetorsionswinkel, der Varus- oder Valguswinkel des Femurs, die femorotibiale Rotation, die Tibiatorsion, der Varus- oder Valguswinkel der Tibia und die tibiotolare Rotation.

Der Antetorsionswinkel wurde als Winkel zwischen der Femurkopfhalsachse und der distalen Transkondylarachse in der Transversalebene des Femurs berechnet und es zeigten sich signifikante Unterschiede im paarweisen Vergleich der Rassen. In einer Studie über den Labrador Retriever fanden Ragetly et al. (2011) einen durchschnittlichen Antetorsionswinkel von  $26,1^\circ \pm 6,4^\circ$  bei orthopädisch gesunden Hunden. In diesem Fall wurde eine computertomographische VR-Messmethode angewendet, in der der Antetorsionswinkel zwischen Transkondylarachse und einer Femurkopfhalsachse in einer transversalen Ebene bestimmt wurde. Newman und Voss (2017) berichteten beim English Staffordshire Terrier von einem durchschnittlichen Antetorsionswinkel von  $30,79^\circ \pm 4,24^\circ$  bei orthopädisch gesunden Hunden. Der Antetorsionswinkel wurde bei Newman und Voss (2017) mithilfe einer MPR computertomographisch in der transversalen Ebene zwischen der Femurkopfhalsachse und der Transkondylarachse gemessen. Beim Zwergpudel fanden Yasukawa et al. (2016) einen durchschnittlichen Antetorsionswinkel von  $19,8^\circ \pm 4,6^\circ$  bei orthopädisch gesunden Hunden. Dieser Winkel wurde computertomographisch mithilfe einer multiplanaren Rekonstruktion in der Transversalebene als Winkel zwischen der Transkondylarachse und Femurkopfhalsachse bestimmt. Die Transver-

salebene wurde durch die Femurlängsachse bestimmt, die durch die Mittelpunkte der Diaphyse im proximalen Drittel und auf der Hälfte der Femurlänge verläuft. Die Werte im Antetorsionswinkel sind zwischen diesen drei Studien sehr unterschiedlich, obwohl sie alle computertomographisch in der Transversalebene des Femurs gemessen wurden. Al Aiyon et al. (2019) erklärt diese Unterschiede durch die Wahl unterschiedlicher Methoden. In unsere Studie wurde bewiesen, dass sich der Antetorsionswinkel rassespezifisch signifikant unterscheidet, was die verschiedenen Winkelwerte in diesen Studien ebenfalls erklären könnte. Palierne et al. (2006) und Al Aiyon et al. (2019) haben beim mittleren und großen Hund gezeigt, dass der Antetorsionswinkel nicht von der Länge des Femurs und somit nicht von der Größe des Hundes abhängig ist. Dies schließt einen Unterschied im Antetorsionswinkel je nach Rasse und auch zwischen kleinen und großen Hunderassen nicht aus, da in diesen beiden Studien viele unterschiedliche Rassen inkludiert waren. Um dies näher zu untersuchen könnte eine rassenspezifische Winkelmessung bei großen und mittelgroßen Hunderassen erfolgen.

Die klinische Relevanz des Antetorsionswinkels ist laut Al Aiyon et al. (2019) für die Durchführung einer Totalendoprothese des Hüftgelenkes gegeben. Das Ziel dieser Prothesen ist eine normale Hüftkonformation möglichst genau nachzubilden und somit der normalen Winkelung zu entsprechen. Für die Totalendoprothese des Hüftgelenkes könnte es von Vorteil sein, rassenspezifische Antetorsionswinkel zu bestimmen.

Im Varus- oder Valguswinkel des Femurs wurden in unserer Studie rassespezifische Besonderheiten gefunden. Es wurde gezeigt, dass sich jede Rasse gegenüber mindestens einer anderen Rasse signifikant unterscheidet, außer die Französische Bulldogge. Bei dieser war eine hohe Varianz des Varus- oder Valguswinkels des Femurs zu sehen.

Der Zwergspitz ist die einzige in der eigenen Studie untersuchte Rasse, die bereits in einer anderen Studie untersucht wurde. In der Studie von Soparat et al. (2012) wurde der Varus- oder Valguswinkel des Femurs zwischen einer Senkrechten zur Transkondylarachse und der Femurlängsachse bestimmt. In unsere Studie wurde dieser Winkel ebenfalls mithilfe der Transkondylarachse und der Femurlängsachse bestimmt, jedoch dreidimensional. Die von Soparat et al. (2012) erhobenen Werte reichten von  $2^\circ$  bis  $13^\circ$  Varuswinkel des Femurs bei Patienten, die keine Patellaluxation aufweisen, während in unserer Studie dieser zwischen  $2^\circ$  Valgus und  $7^\circ$  Varus lag. Der Unterschied kann sich durch die unterschiedliche Population erklären oder durch die Anzahl untersuchter Patienten. Es wurden 15 Hintergliedmaßen von Soparat et al. (2012) und in unserer Studie sechs Hintergliedmaßen untersucht. In unserer Studie wurden die Gliedmaßen computertomographisch dreidimensional und vektorbasiert untersucht, während es sich bei Soparat et al. (2012) um eine röntgenologische, zweidimensionale Untersuchung handelt. Dieser Unterschied in der Messmethode könnte die Unterschiede erklären, aber müsste noch weiter untersucht werden, entweder mit einer größeren Zwergspitzpopulation oder mit dem Vergleich der röntgenologischen und computertomographischen Messmethode in derselben Patientenpopulation. Außerdem ist der Varus- oder Valguswinkel des Femurs in der röntgenologischen Untersuchung stark lagerungsabhängig und für den klinischen Alltag ohne eine Optimierung und Präzisierung der Lagerungs- und Projektionstechnik, wie einer Fluoroskopie, wegen fehlender Präzision und Richtigkeit als fehlerbehaftet einzustufen (Jackson und Wendelburg 2012; Miles 2016; Miles et al. 2015; Swiderski et al. 2008). Nach Jackson und Wendelburg (2012) unterscheidet sich der gemessene Winkel ab einer Erhöhung des distalen Teils des Femurs gegenüber dem proximalen Teil von  $5^\circ$  signifikant vom ursprünglich gemessenen Winkelwert. Die gleiche Untersuchung wurde von Schmitz (2016) computertomographisch

durchgeführt und es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen der erhöhten und nicht-erhöhten Lagerung. Eine ungenaue Röntgenlagerung könnte deshalb auch die Unterschiede zwischen unseren Messungen und denen von Soparat et al. (2012) erklären.

Der Varus- oder Valguswinkel des Femurs beim Zwergpudel in der Studie von Yasukawa et al. (2016) unterscheidet sich von den bei großen Hunden in der Studie von Dudley et al. (2006) erhobenen Werten. Der Varus- oder Valguswinkel des Femurs wurde in der Studie von Yasukawa et al. (2016) als Winkel zwischen einer Senkrechten zur Transkondylarachse und der Femurlängsachse in der Dorsalebene gemessen. Die Dorsalebene wurde mithilfe einer multiplanaren Rekonstruktion anhand der Femurlängsachse computertomographisch bestimmt. In der Studie von Dudley et al. (2006) wurde dieser computertomographisch in der Dorsalebene des Femurs mithilfe einer multiplanaren Rekonstruktion bestimmt. Der Varus- oder Valguswinkel des Femurs wurde in der Studie von Dudley et al. (2006) als die Summe des Transkondylarwinkels und des proximalen Femurlängsachsenwinkels definiert. Nach Dudley et al. (2006) war der Transkondylarwinkel ein Winkel zwischen Transkondylarachse und einer Horizontallinie. Der proximale Femurlängsachsenwinkel stellte nach Dudley et al. (2006) den Winkel zwischen einer Femurlängsachse, die zwischen Punkten unterhalb des Trochanter minors in der Mitte der Femurdiaphyse jeweils in einen Zentimeter Abstand verläuft, und einer orthogonalen Linie dar. Diese Winkelunterschiede können durch die verschiedene Messmethoden und Protokolle erklärt werden. Unsere Ergebnisse unter Benutzung derselben Messmethode bei unterschiedlichen Rassen zeigten, dass sich der Varus- oder Valguswert des Femurs bei fünf der sechs Rassen gegenüber mindestens einer anderen Rasse signifikant unterscheidet. Deshalb kann davon ausgegangen werden, dass der Varus- oder Valguswinkel des Femurs vermutlich rasse-

spezifisch ist. Wenn es rassespezifische Referenzwerte gibt, dann könnten diese zur Orientierung für die Indikation einer Korrekturosteomie relevant sein.

Die bisher einzigen Daten zur Korrekturosteotomie haben den orientierenden Wert von mehr als  $12^\circ$  und  $10^\circ$  Varus empfohlen (Slocum und Slocum 2000; Swiderski und Palmer 2007; Swiderski et al. 2008). Jedoch wurde in unserer Studie gezeigt, dass bei einem Jack Russell Terrier ohne mediale Patellaluxation ein Wert von über  $13^\circ$  Femur Varusstellung möglich ist. Es könnte sein, dass bei bestimmten Rassen höhere Schwankungen der Winkel der Hintergliedmaße bestehen, ohne einen Einfluss auf die Patellaluxation zu haben, aber auch dass diese größeren Winkel durch den darüber oder darunterliegenden Winkel der Hintergliedmaße kompensiert werden. Beispielsweise könnte der Varuswinkel im Femur von diesem Jack Russell Terrier durch einen größeren proximalen Tibiavalguswinkel kompensiert werden. Bei diesem einen Patient war es auf einer Seite der Fall, da ein Valguswert der Tibia von  $16^\circ$  gemessen wurde. Auf der anderen Seite wurde ein Varuswert der Tibia von  $1^\circ$  gemessen. Dies müsste noch weiter untersucht werden, um genaue Schlussfolgerungen ziehen zu können. Wäre dies der Fall müsste man sich nicht nur auf einen Winkel fokussieren, sondern die Winkel der ganzen Hintergliedmaße für jede Ebene in der Summe gegeneinander aufrechnen. Diese Winkelunterschiede könnten ebenfalls durch die Präzision beim Setzen der Referenzpunkte bedingt sein. Um die Referenzpunkte zur Bestimmung der distalen Femurlinie zu präzisieren, könnten die Punkte bei der femorotibialen Kontaktfläche oder am kraniodistalsten Punkt des jeweiligen Femurkondylus ausgewählt werden. Ein Vergleich der Variation im *inter- und intraobserver agreement* dieser unterschiedlichen Möglichkeiten könnte zur Wahl präziserer Referenzpunkte hilfreich sein.

In den Studien von Fitzpatrick et al. (2012), Newman und Voss (2017) und Yasukawa et al. (2016) wurde die Torsion der Tibia computertomographisch mithilfe einer multiplanaren Rekonstruktion berechnet. Der Winkel wurde jeweils zwischen einer proximalen und distalen an der Tibia gelegenen Achse in der Transversalebene berechnet. Werte von  $9,1^\circ \pm 4,5^\circ$  wurden beim Yorkshire Terrier (Fitzpatrick et al. 2012) gemessen, Werte von  $7,24^\circ \pm 5,74^\circ$  wurden beim English Staffordshire Bull Terrier (Newman und Voss 2017) gemessen und Werte von  $11,3^\circ \pm 4,3^\circ$  wurden beim Zwergpudel (Yasukawa et al. 2016) gemessen. Diese Werte unterscheiden sich nicht sehr stark voneinander. In unserer Studie wurden jedoch signifikante Unterschiede zwischen den Rassen gezeigt. Es wurden Unterschiede zwischen Chihuahua und Mops, Chihuahua und Zwergspitz, Malteser und Französischer Bulldogge, Malteser und Mops sowie Malteser und Zwergspitz nachgewiesen.

Kein signifikanter Unterschied zwischen den Hunderassen konnte in unserer Studie bei den Winkelwerten der femorotibialen und tibiotalaren Rotation und des Varus- oder Valguswinkels der Tibia gezeigt werden. Bei der tibiotalaren und femorotibialen Rotation besteht der Verdacht, dass diese zu ungenau zu bestimmen sind. Diese zeigten bereits in der Untersuchung von Schmitz (2016) eine große Variation im *inter- und intraobserver agreement*. Generell sind die größten Standardabweichungen in unserer Studie bei diesen beiden Winkeln zu finden. Es könnte außerdem sein, dass diese beiden Winkel stark lagerungsabhängig sind, da sie die Lage zweier verschiedener Knochen zueinander beschreiben. Je nach Lagerung stehen diese unterschiedlich zueinander. Die tibiotalare und femorotibiale Rotation sind die einzigen Winkel, die zwischen verschiedenen Knochen gemessen werden, alle anderen Winkel werden innerhalb desselben Knochens gemessen. Die Lagerungsabhängigkeit der femorotibialen und tibiotalaren Rotation wur-

de bisher nicht untersucht und könnte in diesem Fall eine Rolle spielen. Möglicherweise sind diese Winkel nur im Stand in physiologischer Lage sinnvoll messbar.

Für den Varus- oder Valguswinkel der Tibia werden Punkte medial und lateral der Mitte der Artikulationsfläche bestimmt. Die Winkelwerte der unterschiedlichen Rassen waren ähnlich und es konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. In der Studie von Newman und Voss (2017) wurde der Varus- oder Valguswinkel der Tibia im MPR-Modus in der Dorsalebene zwischen der *proximal tibial joint reference line* und *distal tibial joint reference line* definiert. Hierbei ergaben sich Werte von  $11,8^\circ \pm 3,11^\circ$  beim English Staffordshire Bull Terrier (Newman und Voss 2017). Diese Werte unterscheiden sich jedoch stark von den in unserer Studie erhobenen Werten von  $1,97^\circ \pm 2,87^\circ$  beim Chihuahua. In unsere Studie konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den sechs aufgeführten Rassen nachgewiesen werden, da deren Werte sich nicht sehr stark voneinander unterscheiden. Dieses Ergebnis könnte durch die kleine untersuchte Population erklärt werden, da individuelle Besonderheiten bei einer kleinen Population eine größere Rolle spielen.

Die untersuchte Population war mit nur 42 Hintergliedmaßen relativ klein. Trotz der limitierten Anzahl an Gliedmaßen konnten signifikante Unterschiede dargestellt werden. Aus diesem Grund ist es wahrscheinlich, dass Referenzwerte hunderassespezifisch bestimmt werden sollten, um bei Korrekturosteotomien, wie auch bei der Entwicklung und Herstellung von Schablonen für die Durchführung von Korrekturosteotomien sowie anderen Operationen verwendet werden zu können. Zur robusten Bestimmung von Referenzwerten müssen in nachfolgenden Studien die Winkel an einer größeren Gruppe von Hunden erhoben werden. Die CT-Untersuchung limitiert die einfache Acquisition einer umfangreichen Anzahl von Hunden, da

eine Vollnarkose nicht ohne entsprechende medizinische Indikation durchgeführt werden kann. Jedoch stellt die CT-Untersuchung die präzisere und lagerungsunabhängigere Messmethode der Winkel der Hintergliedmaße im Vergleich zum Röntgen dar. Die dreidimensionale, computertomographische Messmethode wurde von Schmitz (2016) als lagerungsunabhängig bezeichnet. Dennoch wurde die Lagerungsunabhängigkeit nur bei Winkeln innerhalb eines Knochens nachgewiesen. Da die Winkelwerte in der femorotibialen und tibiotalaren Rotation innerhalb einer Rasse stark schwanken, gehen wir davon aus, dass Winkelmessungen zwischen verschiedenen Knochen nicht lagerungsunabhängig sind. Eine Möglichkeit zur Vereinheitlichung der Lagerung wäre, diese Winkel im Stand beim wachen Patienten zu messen, indem die Tiere in einem durchsichtigen Plexiglaskäfig in natürlicher Position stehen können (Tomo et al. 2021).

Ein generelles Problem stellt die Vielzahl der verwendeten Messtechniken im Hinblick auf die zugrundeliegende Modalität, zum Beispiel Röntgendiagnostik oder Computertomographie, dar. Innerhalb einer Modalität werden heterogene Messtechniken verwendet, insbesondere bei der Computertomographie, wo sowohl dreidimensional, zweidimensional, in der MPR als auch in der VR gemessen wird. Aktuell wurden nur sehr wenige Messungen im dreidimensionalen Raum beschrieben (Longo et al. 2021; Savio et al. 2016). Meist wird mithilfe einer MPR und VR eine Bildebene gesucht, was schlussendlich eine Messung im zweidimensionalen Raum darstellt. Die hier entwickelte Messmethode stellt nach unserem Kenntnisstand die erste dreidimensionale, vektorbasierte, frei verfügbare und open-source Winkelmessmethode dar. Das heißt, dass das 3D Slicer basierende Programm anderen Instituten zur Verfügung steht. Es kann zu Forschungszwecken und im klinischen Alltag eingesetzt werden und ermöglicht eine Zusammenarbeit von verschiedenen Instituten und Kliniken. Dadurch könnte die Ver-

gleichbarkeit zwischen unterschiedlichen Studien verbessert, und es könnten bei mehr Patienten einheitlichere Messungen durchgeführt werden.

## VI. Zusammenfassung

Die Patellaluxation stellt einer der häufigsten orthopädischen Erkrankungen der Hintergliedmaße dar. Die mediale Patellaluxation wird besonders oft bei kleinen Hunderassen gesehen. Diese Erkrankung geht mit Knochen- deformitäten einher, die für die operative Therapie wichtig sein können. Der Erfolg der operativen Therapie ist von der präoperativen Planung abhängig. Diese kann verbessert werden, indem eine computertomographische Untersuchung zur Evaluierung einer möglichen knöchernen Fehlstellung im Vorfeld stattfindet.

Aus diesem Grund war das erste Ziel dieser Studie eine Messmethode zu entwickeln, die eine Winkelmessung der ganzen Hintergliedmaße präzise, dreidimensional, vektorbasiert und möglichst einfach ermöglicht. Darüber hinaus sollten diese Messungen sofort die Winkelrichtung anzeigen. Dafür wurden Vektormessungen im Raum benutzt. Im zweiten Teil dieser Studie wurden diese Winkelmessungen bei 42 Hintergliedmaßen von sechs unterschiedlichen kleinwüchsigen Hunderassen durchgeführt. Das Ziel dieser Messungen war zu überprüfen, ob Winkelwerte der Hintergliedmaße rasse-spezifisch sind.

Zu diesem Zweck wurde ein Plug-In für ein open-source medizinisches multimodales Programm mit Fokus auf dreidimensionale Anwendungen, 3D Slicer (Kikinis et al. 2014) entwickelt. Damit konnte der Antetorsionswinkel, Varus- oder Valguswinkel des Femurs, Varus- oder Valguswinkel der Tibia, die tibiotolare und femorotibiale Rotation sowie die Tibiotion gemessen werden. Dafür mussten Punkte platziert werden, die von bildlichen und deskriptiven Beschreibungen unterstützt wird. Eine Methode zur

Bestimmung des Femurkopfzentrums wurde eingeführt. Mit dessen Hilfe wird der Mittelpunkt einer passenden Kugel auf dem Femurkopf bestimmt. Das Plug-In konnte ebenfalls mit neuen Punkten und Messungen erweitert werden, da der Programmcode bereitgestellt wird und modular aufgebaut wurde. Zur Validierung der neuen Messmethode wurden die anhand der neuen Messmethode errechneten Winkel mit denen der VoXim<sup>®</sup> Messmethode verglichen. Es wurden zu diesem Zweck CT-Bilder von 114 Hintergliedmaßen in beiden Messverfahren untersucht. Die Ergebnisse lagen im Vergleich beider Messmethoden für alle Winkel im Mittelwert unter  $0,31^\circ$ . Es ergab sich im Bland-Altman-Diagramm keine systematische Abweichung in eine Richtung bei den Messungen. Aus diesem Grund wurde unsere Messmethode als vergleichbar zur VoXim<sup>®</sup> Messmethode bewertet.

Im zweiten Teil wurden Patienten der Rassen selektiert, die eine Prädisposition für eine Patellaluxation zeigten. Die 42 Gliedmaßen wurden im Zeitraum von 2008-2022 gesammelt und sollten keine Luxatio patellae aufweisen und es sollte keine orthopädische Operation an der Gliedmaße bereits durchgeführt worden sein. Fünf Gliedmaßen des Maltesers, zehn der Französischen Bulldogge, sechs des Mopses, sieben des Jack Russell Terriers, sechs des Zwergspitzes und acht des Chihuahuas wurden untersucht.

Die Ergebnisse in der vorliegenden Untersuchung der programmierten Messmethode waren im Bland-Altman Diagramm sehr zufriedenstellend. Die 3D Slicer softwaregestützte Messmethode ergab vergleichbare Ergebnisse zur VoXim<sup>®</sup> softwaregestützten Messmethode und kann als Alternative zur weiteren Forschung von Winkelmessungen am Knochen benutzt werden.

Die Winkelmessungen der verschiedenen Rassen wurden gegeneinander verglichen. Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied beim Antetorsionswinkel, Varus- und Valguswinkel des Femurs und der Tibiotion.

Zusammenfassend wurde in der vorliegenden Studie eine neue Winkel-messmethode programmiert, die dreidimensional, freiverfügbar und open-source ist und es auch ermöglicht, die Messmethoden in nachfolgenden Studien weiterzuentwickeln.



## VII. Summary

Patella luxation is one of the most frequent orthopedic diseases in dogs. The medial patella luxation has a higher incidence rate than the lateral patella luxation and is often seen in small breeds. The pathophysiology of the medial luxatio patellae is multifactorial. The Quadriceps-angle, known as Q-angle, and multiple bone deformities have been described being co-factors of a patella luxation disease. The angle of antetorsion, the internal torsion of the tibia and the tibia valgus angle decrease when the grade of patella luxation increases. The varus angle of the femur increases when the grade of patella luxation increases. There exist multiple operative modalities as therapy for the medial patella luxation. Tuberositas tibiae transposition, femoral groove trochleoplasty, medial capsular release, are frequently used. Different relaxation rates from 8 % to 48 % are described. To improve the prognosis, a good preoperative evaluation and planning e.g., with a CT-evaluation, are necessary.

The aim of this study was therefore to create a new tool that measures angles precisely and three-dimensionally in CT-data. We developed a plugin to the 3D-Slicer software which is a free and open-source program to view and analyze medical imaging data. The plugin was written in the Python programming language. Angles are measured by manually setting points in the CT-slices or on the reconstructed 3D-model of the bones.

The user has to set points, which are either directly used to measure the angles, or first used to fit a sphere to calculate the best approximation of the femur head center. A description and an example are provided for each point. The program calculates the angle and the angle direction.

In this study, angles describing the angulation of the hind limb and those which were most used in recent papers were measured: the antetorsion angle, the varus valgus angle of the tibia and of the femur, the tibia torsion, the femorotibial rotation and the tibiotalar rotation angle. The angles were calculated using the points set by the user, which define vectors and planes on the bones. A comparison between our method and an already validated method was made using CT-studies of 114 canine pelvic limbs ensuring that the new method works well. This existing method used VoXim<sup>®</sup> and was validated by a comparison with goniometric measurements of these angles.

No significant difference between our method and the existing methods was reported. The maximal difference was found for the tibia torsion with 1.4°. The mean in all Bland-Altman-Diagrams did not show a significant shift of the values for a measure. The results were all in all satisfying, so that the new measure method can be used safely to calculate angles for an operative planning.

These angle measures were used for the second part of this study. Computer tomographic studies from 2008 to 2022 of 42 dog pelvic limbs were selected from six different breeds. Ten limbs of French Bulldogs, eight of Chihuahuas, six of Pugs, five of Malteses, six of Pomeranians and seven of Jack Russel Terriers were examined. These breeds were chosen based on their patella luxation predisposition. The 42 selected pelvic limbs were without patella luxation, have not undergone an orthopedic operation and had no recognized orthopedic problems. The second aim of this study was to compare the measured angles of the patella luxation-free hind limbs of six for patella luxation predisposed breeds.

This study showed several significant differences in the normal values of the antetorsion, the varus or valgus of the femur and the tibia torsion angle

between some breeds. No significant difference was found in the values of dogs for the varus or valgus of the tibia, the tibiotalar rotation and the femorotibial rotation angle. Our hypothesis that the normal values of these angles depend on the breed is therefore partially true. A useful expansion of this study would be to collect more measures of single breeds to define reference values. Using reference values for operative planning could be a way to improve the prognosis of patellarluxation.

Our tool is released publicly along with the source-code and can be easily used and adjusted parallel to the advancement of research. This tool can therefore also be used to find reference values for breeds.



# Abbildungsverzeichnis

II.1	Anatomische Ebenen am Beispiel des Femurknochens . . .	15
II.2	Der Q-Winkel . . . . .	22
II.3	Kofaktoren der medialen Patellaluxation . . . . .	23
II.4	Diagnose der Patellaluxation . . . . .	25
II.5	Die Trochlealeilvertiefung und die Trochleablockresektion	28
II.6	Die subchondrale Trochleavertiefung . . . . .	28
II.7	aLPFA und aLDFA . . . . .	38
II.8	Antetorsionswinkel . . . . .	39
II.9	mMPTA und mMDTA . . . . .	41
II.10	Varus- oder Valguswinkel des Femurs . . . . .	44
II.11	Messung der Patella . . . . .	45
II.12	Messung der Tibia . . . . .	46
II.13	Messung des Torsionswinkels der Tibia in der Transversal- ebene in VoXim® . . . . .	48
II.14	Skalarprodukt . . . . .	56
II.15	Kreuzprodukt . . . . .	57
II.16	Verschiedene Arten der Ebenendefinition (eigene Abbil- dung). . . . .	58
III.1	3D Slicer . . . . .	65
III.2	3D Slicer: Pop-Up Fenster zur Messdurchführung . . . . .	66
III.3	Projektion eines Vektors in eine Ebene . . . . .	68
III.4	Wahl der Punkte im 3D Slicer auf dem Femurkopf . . . . .	73
III.5	Wahl des Femurhalsbasismittelpunktes im 3D Slicer . . . . .	74
III.6	Wahl des lateralen kaudalsten Punkt am Femurkondylus im 3D Slicer . . . . .	75
III.7	Wahl des medialen kaudalsten Punkt am Femurkondylus im 3D Slicer . . . . .	76
III.8	Wahl des proximalen Femurschaftmittelpunktes im 3D Slicer	77

III.9	Wahl des distalen Femurschaftmittelpunktes im 3D Slicer	78
III.10	Varus- oder Valguswinkel des Femurs im 3D Slicer . . . . .	80
III.11	Wahl des lateralen kaudalsten Punkt des Kondylus der Tibia im 3D Slicer . . . . .	81
III.12	Wahl des distalen Mittelpunkt der Tibiaschaftes im 3D Slicer	82
III.13	Wahl des proximalen Mittelpunkt der Tibiaschaftes im 3D Slicer . . . . .	83
III.14	Wahl des Punktes lateral und medial and der Cochlea der Tibia im 3D Slicer . . . . .	84
III.15	Wahl des Mittelpunkt der lateralen Cochleaartikulationsfläche im 3D Slicer . . . . .	85
III.16	Wahl des Mittelpunkt der medialen Cochleaartikulationsfläche im 3D Slicer . . . . .	86
III.17	Wahl des tiefsten Mittelpunkt der medialen Kondylenartikulationsfläche des Tibia im 3D Slicer . . . . .	87
III.18	Darstellung der tibiotalaren Rotation im 3D Slicer . . . . .	88
IV.1	3D Slicer Bildschirm . . . . .	95
IV.2	Bland-Altman-Diagramm: Vergleich im Antetorsionswinkel der VoXim <sup>®</sup> und 3D Slicer Messmethode . . . . .	101
IV.3	Bland-Altman-Diagramm: Vergleich im Varus- oder Valguswinkel des Femurs der VoXim <sup>®</sup> und 3D Slicer Messmethode . . . . .	102
IV.4	Bland-Altman-Diagramm: Vergleich in der femorotibialen Rotation der VoXim <sup>®</sup> - und 3D Slicer Messmethode . . . . .	103
IV.5	Bland-Altman-Diagramm: Vergleich der Tibiatorsion der VoXim <sup>®</sup> - und 3D Slicer Messmethode . . . . .	104
IV.6	Bland-Altman-Diagramm: Vergleich im Varus- oder Valguswinkel der Tibia der VoXim <sup>®</sup> - und 3D Slicer Messmethode . . . . .	105
IV.7	Bland-Altman-Diagramm: Vergleich in der tibiotalaren Rotation der VoXim <sup>®</sup> - und 3D Slicer Messmethode . . . . .	106
IV.8	Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im Antetorsionswinkel . . . . .	112
IV.9	Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im Vergleich des Varus- oder Valguswinkels des Femurs . . . . .	115

---

IV.10	Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im Femorotibialrotationswinkel . . . . .	118
IV.11	Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im Tibiatorsionswinkel . . . . .	121
IV.12	Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede: Vergleich der Varus- oder Valguswinkel der Tibia verschiedener Hunderassen . . . . .	124
IV.13	Boxplots zur bildlichen Darstellung der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im tibiotalaren Rotationswinkel . . . . .	127



# Tabellenverzeichnis

II.1	Vergleich der Relaxationsraten je nach Autor und Operationsverfahren. Abkürzungen: mediale Patellaluxation (MPL), laterale Patellaluxation (LPL) . . . . .	32
II.2	Vergleich der postoperativen Lahmheitsraten je nach Autor und Operationsverfahren. Abkürzungen: mediale Patellaluxation (MPL), laterale Patellaluxation (LPL) . . . . .	33
II.3	Vergleich der Winkelmessergebnisse der Hintergliedmaße verschiedener Autoren je nach Winkel, Methode und Rasse. Es wird jeweils der Mittelwert $\pm$ Standardabweichung angegeben. Abkürzungen: Computertomographie (CT), Röntgen (Rx), Antetorsionswinkel (ATW), <i>anatomic lateral distal femoral angle</i> (aLDFA), Femur Varus- oder Valguswinkel (FVA), Tibia Varus- oder Valguswinkel (TVV), Tibiatorsion (TT) . . . . .	52
IV.1	Die Tibiatorsion (TT), die tibiotolare Rotation (TTR), die femorotibiale Rotation (FTR), der Tibia Varus- oder Valguswinkel (TVV), der Femur Varus- oder Valguswinkel (FVA) und der Antetorsionswinkel (ATW) sind für die 3D Slicer Messmethode (3D-S) und die Referenzmethode VoXim <sup>®</sup> (VoX) für jede untersuchte Gliedmaße ausgeführt.	97

IV.2	Der Mittelwert, der Median, die Standardabweichung, das erste und dritte Quartil, das Maximum und Minimum aus den Winkelunterschieden beider Messmethoden. Der Mittelwert, die Mediane, das erste und dritte Quartil und der Variationskoeffizient der absoluten Winkelunterschiede beider Messmethoden. Abkürzungen: Tibiatorsion (TT), Tibia Varus- oder Valguswinkel (TVV), Femur Varus- oder Valguswinkel (FVA), tibiotolare Rotation (TTR), femorotibiale Rotation (FTR), Antetorsionswinkel (ATW) . . . . .	100
IV.3	Originale Winkelwerte und Winkelwerte nach Modifizierung der Nachkommastelle. Abkürzungen: Tibiatorsion (TT), Tibia Varus- oder Valguswinkel (TVV), Femur Varus- oder Valguswinkel (FVA), tibiotolare Rotation (TTR), femorotibiale Rotation (FTR), Antetorsionswinkel (ATW) . . . . .	107
IV.4	Patientendaten, der untersuchten Gliedmaßen. Es sind Grad, Rasse, Seite, Alter, Gewicht und Geschlecht (weiblich (w), weiblich kastriert (wk), männlich (m), männlich kastriert (mk)) aufgeführt. . . . .	108
IV.5	Numerische Ergebnisse der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen im Antetorsionswinkel. . . . .	112
IV.6	Vergleich der Hunderassen im Antetorsionswinkel . . . . .	113
IV.7	Numerische Ergebnisse des Vergleichs der verschiedenen Hunderassen im Varus- oder Valguswinkel des Femurs. . . . .	115
IV.8	Vergleich der Hunderassen im Varus- oder Valguswinkel des Femurs . . . . .	116
IV.9	Numerische Ergebnisse des Vergleichs der verschiedenen Ergebnissen in der femorotibialen Rotation. . . . .	117
IV.10	Vergleich der femorotibialen Rotationswinkel unterschiedlicher Hunderassen. . . . .	119
IV.11	Numerische Ergebnisse des Hunderassenvergleichs der Tibiatorsion. . . . .	120
IV.12	Vergleich der Hunderassen im Tibiatorsionswinkel . . . . .	122
IV.13	Numerische Ergebnisse des Vergleichs der Varus- oder Valguswinkel der Tibia verschiedener Hunderassen . . . . .	123
IV.14	Vergleich der Varus- oder Valguswinkel der Tibia verschiedener Hunderassen . . . . .	125
IV.15	Numerische Ergebnisse der Unterschiede im Vergleich der verschiedenen Hunderassen der tibiotolaren Rotation. . . . .	126
IV.16	Vergleich der Hunderassen im tibiotolaren Rotationswinkel	128

# Literatur

- Adams, R., Gilleland, B., Monibi, F. und Franklin, S. (2017). „The effect of valgus and varus femoral osteotomies on measures of anteversion in the dog“. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 30.03, S. 184–190.
- Aghapour, M., Bockstahler, B., Kneissl, S., Tichy, A. und Vidoni, B. (2019). „Femoral and tibial alignments in chihuahuas with patellar luxation by radiograph: Angular values and intra- and inter-observer agreement of measurements“. In: *PLoS One* 14.3.
- Al Aiyan, A., Richardson, K., Manchi, G., Ginja, M. und Brunberg, L. (2007). „Measurement of the femoral neck anteversion angle in the dog using computed tomography“. In: *The Veterinary Journal* 174.2, S. 378–83.
- Al Aiyan, A., Richardson, K., Manchi, G., Plendl, J. und Brunberg, L. (2019). „Measurement of the femoral neck angle in medium and large dog breeds using computed tomography“. In: *Acta Vet Hung* 67.1, S. 22–33.
- Alam, M., Lee, J., Kang, H., Kim, I., Park, S., Lee, K. und Kim, N. (2007). „Frequency and distribution of patellar luxation in dogs“. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 20.01, S. 59–64.
- Apelt, D., Kowaleski, M. und Dyce, J. (2005). „Comparison of computed tomographic and standard radiographic determination of tibial torsion in the dog“. In: *Veterinary Surgery* 34.5, S. 457–62.
- Aper, R., Kowaleski, M., Apelt, D., Drost, W. und Dyce, J. (2005). „Computed Tomographic Determination of Tibial Torsion in the Dog“. In: *Veterinary Radiology and Ultrasound* 46.3, S. 187–91.
- Arthurs, G. I. und Langley-Hobbs, S. J. (2006). „Complications Associated with Corrective Surgery for Patellar Luxation in 109 Dogs“. In: *Veterinary Surgery* 35.6, S. 559–566.
- Bakici, C., AKGÜN, R. O. und Çağdaş, O. (2019). „The applicability and efficiency of 3 dimensional printing models of hyoid bone in comparative veterinary anatomy education“. In: *Veteriner Hekimler Derneği Dergisi* 90.2, S. 71–75.
- Ballatori, C., Modenato, M. und Sbrana, S. (2005). „Comparison of Trochlear Block Recession and Trochlear Wedge Recession in four Dogs with bilateral Patellar Luxation.“ In: *Annali Fac Med Vet* 58.

- Banzato, T., Wodzinski, M., Burti, S., Osti, V. L., Rossoni, V., Atzori, M. und Zotti, A. (2021). „Automatic classification of canine thoracic radiographs using deep learning“. In: *Scientific Reports* 11.1, S. 3964.
- Bardet, J., Rudy, R. und Hoh, R. (1983). „Measurement of femoral torsion in dogs using a biplanar method“. In: *Veterinary Surgery* 12.1, S. 1–6.
- Barnes, D., Anderson, A., Frost, C. und Barnes, J. (2015). „Repeatability and reproducibility of measurements of femoral and tibial alignment using computed tomography multiplanar reconstructions“. In: *Veterinary surgery* 44.1, S. 85–93.
- Benthien, J. P. und Brunner, A. (2010). „A symptomatic sesamoid bone in the popliteus muscle (cyamella)“. In: *Musculoskeletal surgery* 94.3, S. 141–144.
- Bland, J. M. und Altman, D. G. (1986). „Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement“. In: *The lancet* 327.8476, S. 307–310.
- Bonath, K. und Prieur, W. (1998). *Kleintierkrankheiten: Band 3: Orthopädische Chirurgie und Traumatologie*. Eugen Ulmer.
- Boone, E. (1983). „Trochlear recession wedge technique for patellar luxation: an experimental study“. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 19, S. 735–742.
- Brinker, W. O. (2006). „The Stifle Joint.“ In: Piermattei, D. L., Flo, G. F. und DeCamp, C. E. *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair*. Bd. 4. St Louis, MO: Elsevier Saunders, S. 562–632.
- Chaudier, P., Villa, V. und Neyret, P. (2015). „Anomalías de torsión del esqueleto“. In: *EMC-Podología* 17.3, S. 1–11.
- DeCamp, DeJardin, S. und Schaefer (2016). „17 - Fractures of the femur and patella“. In: *Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair (Fifth Edition)*. Hrsg. von DeCamp, C. E., Johnston, S. A., DeJardin, L. M. und Schaefer, S. L. Fifth Edition. W.B. Saunders, S. 518–596.
- Di Dona, F., Della Valle, G. und Fatone, G. (2018). „Patellar luxation in dogs“. In: *Veterinary Medicine (Auckland)* 9, S. 23–32.
- Dimovski, R., Teitge, R., Bolz, N., Schafer, P., Bobba, V. und Vaidya, R. (2021). „Elimination of the Femoral Neck in Measuring Femoral Version Allows for Less Variance in Interobserver Reliability“. In: *Medicina* 57.12, S. 1363.
- Dismukes, D., Tomlinson, J., Fox, D., Cook, J. und Song, K. (2007). „Radiographic measurement of the proximal and distal mechanical joint angles in the canine tibia“. In: *Veterinary Surgery* 36.7, S. 699–704.

- Dobbe, J. G., Strackee, S. D., Schreurs, A. W., Jonges, R., Carelsen, B., Vroemen, J. C., Grimbergen, C. A. und Streekstra, G. J. (2011). „Computer-assisted and patient-specific 3-D planning and evaluation of a single-cut rotational osteotomy for complex long-bone deformities“. In: *Medical & Biological Engineering & Computing* 49.12, S. 1363–70.
- Dokic, Z., Lorinson, D., Weigel, J. und Vezzoni, A. (2015). „Patellar groove replacement in patellar luxation with severe femoro-patellar osteoarthritis“. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 28.02, S. 124–130.
- Dudley, R., Kowaleski, M., Drost, W. und Dyce, J. (2006). „Radiographic and computed tomographic determination of femoral varus and torsion in the dog“. In: *Veterinary Radiology and Ultrasound* 47.6, S. 546–52.
- E. Evans, H. und De Lahunta, A. (2013). *Miller's anatomy of the dog-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Eigenmann, J., Zanesco, S., Arnold, U. und Froesch, E. (1984). „Growth hormone and insulin-like growth factor I in German Shepherd dwarf dogs“. In: *Acta Endocrinologica* 105.3, S. 289–293.
- Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J. C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S. und Kikinis, R. (2012). „3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network“. In: *Magnetic Resonance Imaging* 30.9, S. 1323–41.
- Fitzpatrick, C., Krotscheck, U., Thompson, M., Todhunter, R. und Zhang, Z. (2012). „Evaluation of tibial torsion in Yorkshire Terriers with and without medial patellar luxation“. In: *Veterinary Surgery* 41.8, S. 966–72.
- Florczuk-Kołomyja, P. und Gruszczynska, J. (Dez. 2016). „Genetic background of chondrodysplasia in domestic dog (*canis lupus familiaris*)-in silico analysis“. In: *Acta Scientiarum Polonorum Zootechnica* 15, S. 5–14.
- Fox, D. B. und Tomlinson, J. L. (2012). „Principles of Angular Limb deformity Correction“. In: Tobias, K. und Johnston, S. *Veterinary Surgery: Small Animal*. Bd. 1. Veterinary Surgery: Small Animal 2. Elsevier/Saunders. Kap. IV, S. 68.
- Frewein, J. und Vollmerhaus, B. (1994). *Anatomie von Hund und Katze*. Berlin: Blackwell.
- Georgiadis, A., Siegal, D., Scher, C. und Zaltz, I. (2015). „Can femoral rotation be localized and quantified using standard CT measures?“ In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 473.4, S. 1309–14.

- Gibbons, S., Macias, C., Tonzing, M., Pinchbeck, G. und McKee, W. (2006). „Patellar luxation in 70 large breed dogs“. In: *Journal of Small Animal Practice* 47.1, S. 3–9.
- Ginja, M., A.J., F., Jesus, S., Melo-Pinto, P., Bulas-Cruz, J., Orden, M., San-Roman, F., Llorens-Pena, M. und Gonzalo-Orden, J. (2009). „Comparison of clinical, radiographic, computed tomographic, and magnetic resonance imaging methods for early prediction of canine hip laxity and dysplasia“. In: *Veterinary Radiology and Ultrasound* 50.2, S. 135–43.
- Gower, J., Bound, N. und Moores, A. (2008). „Tibial tuberosity avulsion fracture in dogs: a review of 59 dogs“. In: *Journal of Small Animal Practice* 49.7, S. 340–343.
- Griffon, D. (2011). „Evaluation of Femoral Torsion“. In: *ACVS-Meeting*, S. 331–333.
- Harris, C. R., Millman, K. J., Walt, S. J. van der, Gommers, R., Virtanen, P., Cournapeau, D., Wieser, E., Taylor, J., Berg, S., Smith, N. J., Kern, R., Picus, M., Hoyer, S., Kerkwijk, M. H. van, Brett, M., Haldane, A., Río, J. F. del, Wiebe, M., Peterson, P., Gérard-Marchant, P., Sheppard, K., Reddy, T., Weckesser, W., Abbasi, H., Gohlke, C. und Oliphant, T. E. (Sep. 2020). „Array programming with NumPy“. In: *Nature* 585.7825, S. 357–362.
- Hazewinkel, H. A. W. (1989). „Nutrition in relation to skeletal growth deformities“. In: *Journal of Small Animal Practice* 30.11, S. 625–630.
- Heijens, E., Gladbach, B. und Pfeil, J. (1999). „Definition, quantification, and correction of translation deformities using long leg, frontal plane radiography.“ In: *Journal of Pediatric orthopedics. Part B* 8.4, S. 285–291.
- Hoffmann, G. (1983). „Ergebnisse der chirurgischen Therapie bei der Luxatio patellae congenita des Hundes“. Diss. Uitgever niet vastgesteld.
- Horne, R. (1979). „Transplantation of the cranial head of the sartorius muscle for correction of medial patellar luxations“. In: *Journal of the American Animal Hospital Association* 15, S. 85–91.
- Hottinger, H., DeCamp, C., Olivier, N., Hauptman, J. und Soutas-Little, R. (1996). „Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs.“ In: *American journal of veterinary research* 57.3, S. 381–388.
- Hulse, D. (1981). „Pathophysiology and management of medial patellar luxation in the dog“. In: *Veterinary medicine, small animal clinician: VM, SAC* 76.1, S. 43–51.

- Jackson, G. und Wendelburg, K. (2012). „Evaluation of the Effect of Distal Femoral Elevation on Radiographic Measurement of the Anatomic Lateral Distal Femoral Angle“. In: *Veterinary Surgery* 41.8, S. 994–1001.
- Jaeger, G., Marcellin-Little, D. und Ferretti, A. (2007). „Morphology and correction of distal tibial valgus deformities“. In: *Journal of Small Animal Practice* 48.12, S. 678–82.
- Jend, H., Heller, M., Schöntag, H. und Schoettle, H. (1980). „[A computer tomographic method for the determination of tibial torsion (author's transl)]“. In: *Rofo* 133.1, S. 22–5.
- Jevens, D. und DeCamp, C. (1993). „Bilateral distal fibular growth abnormalities in a dog“. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 202.3, S. 421–422.
- Johnson, A., Broaddus, K., Hauptman, J., Marsh, S., Monsere, J. und Sepulveda, G. (2006). „Vertical patellar position in large-breed dogs with clinically normal stifles and large-breed dogs with medial patellar luxation“. In: *Veterinary Surgery* 35.1, S. 78–81.
- Johnson, A. L. (2009). „Grundlagen der orthopädischen Chirurgie und Frakturbehandlung“. In: Fossum, T. W., Hedlund, C., Johnson, A. und Schulz, K. *Chirurgie der Kleintiere*. Bd. 2. Mosby Elsevier St. Louis. Kap. 31, S. 985–1070.
- Kaiser, S., Cornely, D., Colder, W., Garner, M., Wolf, K.-J., Waibl, H. und Brunnberg, L. (2001a). „The correlation of canine patellar luxation and the anteversion angle as measured using magnetic resonance images“. In: *Veterinary Radiology and Ultrasound* 42.2, S. 113–8.
- Kaiser, S., Cornely, D., Golder, W., Garner, M., Waibl, H. und Brunnberg, L. (2001b). „Magnetic resonance measurements of the deviation of the angle of force generated by contraction of the quadriceps muscle in dogs with congenital patellar luxation“. In: *Veterinary Surgery* 30.6, S. 552–8.
- Kaiser, S., Waibl, H. und Brunnberg, L. (1997). „The quadriceps-angle in radiography and magnetic resonance tomography—a parameter to objectify soft tissue and bone deformities associated with the congenital dislocation of the patella [German]“. In: *Kleintierpraxis* 42, S. 953–964.
- Kapur, T., Pieper, S., Fedorov, A., Fillion-Robin, J.-C., Halle, M., O'Donnell, L., Lasso, A., Ungi, T., Pinter, C., Finet, J., Pujol, S., Jagadeesan, J., Tokuda, J., Norton, I., Estepar, R. S. J., Gering, D., Aerts, H. J., Jakab, M., Hata, N., Ibanez, L., Blezek, D., Miller, J., Aylward, S., Grimson, W. E. L., Fichtinger, G., Wells, W. M., Lorensen, W. E., Schroeder, W. und Kikinis, R. (2016). „Increasing the impact of medical image

- computing using community-based open-access hackathons: The NAMIC and 3D Slicer experience“. In: *Medical Image Analysis* 33. 20th anniversary of the Medical Image Analysis journal (MedIA), S. 176–180.
- Kate, B. R. (1976). „Anteversion versus torsion of the femoral neck“. In: *Acta Anatomica (Basel)* 94.3, S. 457–63.
- Kikinis, R., Pieper, S. D. und Vosburgh, K. G. (2014). „3D Slicer: A Platform for Subject-Specific Image Analysis, Visualization, and Clinical Support“. In: *Intraoperative Imaging and Image-Guided Therapy*. Hrsg. von Jolesz, F. A. New York, NY: Springer New York, S. 277–289.
- Kim, S. und Lewis, D. (2014). „Corrective osteotomy for procurvatum deformity caused by distal femoral physeal fracture malunion stabilised with String-of-Pearls locking plates: results in two dogs and a review of the literature“. In: *Australian Veterinary Journal* 92.3, S. 75–80.
- Kinscher, S. (2007). „Zur Luxatio patellae congenita direkte Beurteilung der Tiefe der Trochlea ossis femoris und bestimmter Parameter mittels der Computertomographie.“ Diss.
- Kirby, A., Wallace, A., Moulton, A. und Burwell, R. G. (1993). „Comparison of four methods for measuring femoral anteversion“. In: *Clinical Anatomy* 6.5, S. 280–288.
- Kishi, E. und Hulse, D. (2016). „Owner Evaluation of a CORA-Based Leveling Osteotomy for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Injury in Dogs“. In: *Veterinary Surgery* 45.4, S. 507–514.
- König, H. E. und Liebich, H.-G. (2014). *Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis*. Bd. 6. Schattauer Verlag in Stuttgart.
- Kowaleski, M. P. (2011). „Radiographic and Computed Tomographic Planning“. In: S. 170–174.
- Kowaleski, M. P. (2012). „Medial Patellar Luxation: Optimizing Outcome“. In: S. 632–637.
- Kowaleski, M. P., Boudrieau, R. J. und Pozzi, A. (2012). In: Tobias, K. und Johnston, S. *Veterinary Surgery: Small Animal*. Bd. 1. Veterinary Surgery: Small Animal 2. Elsevier/Saunders. Kap. IV, S. 61.
- Kwicien, R., Kopp-Schneider, A. und Blettner, M. (2011). „Konkordanzanalyse: Teil 16 der Serie zur Bewertung wissenschaftlicher Publikationen“. In: *Deutsches Arzteblatt* 108.30, S. 515–521.
- Lambert, R. und Wendelburg, K. (2010). „Determination of the mechanical medial proximal tibial angle using a tangential radiographic technique“. In: *Veterinary Surgery* 39.2, S. 181–6.

- Lavrijsen, I., Heuven, H., Breur, G., Leegwater, P., Meutstege, F. und Hazewinkel, H. (2013). „Phenotypic and genetic trends of patellar luxation in Dutch Flat-Coated Retrievers“. In: *Animal genetics* 44.6, S. 736–741.
- Linney, W. R. und Hammer, D. L. (2011). „Surgical treatment of medial patellar luxation without femoral trochlear groove deepening procedures in dogs: 91 cases (1998–2009)“. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 238(9), S. 1168–1172.
- Löer, B. (1999). „Computertomographische Torsionsmessung an Femur und Tibia des Hundes - Methode und klinische Anwendung bei der Luxatio patellae congenita“. Thesis.
- Longo, F., Nicetto, T., Banzato, T., Savio, G., Drigo, M., Meneghello, R., Concheri, G. und Isola, M. (2018). „Automated computation of femoral angles in dogs from three-dimensional computed tomography reconstructions: Comparison with manual techniques“. In: *The Veterinary Journal* 232, S. 6–12.
- Longo, F., Nicetto, T., Pozzi, A., Contiero, B. und Isola, M. (2021). „A three-dimensional computed tomographic volume rendering methodology to measure the tibial torsion angle in dogs“. In: *Veterinary Surgery* 50.2, S. 353–364.
- Marretta, S. M. und Schrader, S. C. (1983). „Physeal injuries in the dog: a review of 135 cases“. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 182.7, S. 708–10.
- Matis, U. (2006). „Improving our understanding of patellar luxation“. In: *13th Conference of the European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology. September*. Bd. 7.
- Matis, U. (2007). „Osteosynthese“. In: Schebitz, H., Brass, W. und Brunnberg, L. *Operationen an Hund und Katze*. Bd. 3. Stuttgart: Parey, S. 57–69.
- Matis, U., Brunnberg, L., Köstlin, R. und Waibl, H. (2007). „Kniegelenk-Zugang zum Kniegelenk bei Luxatio patellae“. In: Schebitz, H., Brass, W. und Brunnberg, L. *Operationen an Hund und Katze*. Bd. 3. Stuttgart: Parey, S. 395–411.
- Matis, U. (2005). „Erkrankungen des Kniegelenks beim Hund“. In: *Tierärztliche Praxis Ausgabe K: Kleintiere/Heimtiere* 33.03, S. 227–234.
- McKinney, W. (2010). „Data Structures for Statistical Computing in Python“. In: *Proceedings of the 9th Python in Science Conference*. Hrsg. von Walt, S. van der und Millman, J., S. 51–56.
- Medelnic, J., Hertrich, K., Steinhäuser-Andresen, S., Hirschfelder, U. und Hofmann, E. (2011). „Accuracy of anatomical landmark identification

- using different CBCT- and MSCT-based 3D images: an in vitro study“. In: *Journal of Orofacial Orthopedics* 72.4, S. 261–78.
- Miles, J. (2016). „Femoral rotation unpredictably affects radiographic anatomical lateral distal femoral angle measurements“. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 29.2, S. 156–9.
- Miles, J., Mortensen, M., Svalastoga, E. und Eriksen, T. (2015). „A comparison of anatomical lateral distal femoral angles obtained with four femoral axis methods in canine femora“. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 28.3, S. 193–8.
- Mortari, A., Rahal, S., Vulcano, L., Silva, V. da und Volpi, R. (2009). „Use of radiographic measurements in the evaluation of dogs with medial patellar luxation“. In: *Can The Veterinary Journal* 50.10, S. 1064–8.
- Newman, M. und Voss, K. (2017). „Computed tomographic evaluation of femoral and tibial conformation in English Staffordshire Bull Terriers with and without congenital medial patellar luxation“. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 30.3, S. 191–199.
- Nickel, R., Schummer, A. und Seiferle, E. (2001). *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere*. Bd. 8. Stuttgart: Parey Verlag.
- Noothout, J. M. H., Vos, B. D. de, Wolterink, J. M., Leiner, T. und Išgum, I. (Apr. 2018). „CNN-based Landmark Detection in Cardiac CTA Scans“. In: *arXiv:1804.04963 [cs]*.
- Noothout, J. M. H., Vos, B. D. de, Wolterink, J. M., Postma, E. M., Smeets, P. A. M., Takx, R. A. P., Leiner, T., Viergever, M. A. und Išgum, I. (Dez. 2020). „Deep Learning-Based Regression and Classification for Automatic Landmark Localization in Medical Images“. In: *IEEE Transactions on Medical Imaging* 39.12, S. 4011–4022.
- Nunamaker, D., Biery, D. und Newton, C. (1973). „Femoral Neck Anteversion in the Dog: Its Radiographic Measurement“. In: *Veterinary Radiology* 14.1, S. 45–48.
- O'Neill, D. G., Meeson, R. L., Sheridan, A., Church, D. B. und Brodbelt, D. C. (2016). „The epidemiology of patellar luxation in dogs attending primary-care veterinary practices in England“. In: *Canine genetics and epidemiology* 3.1, S. 1–12.
- Oboladze, T. (2010). „Die Luxatio patellae beim Hund-Behandlung und Ergebnisse in den Jahren 1999 bis 2008“. Diss. Imu.
- Off, W. und Matis, U. (1997). „Ganganalyse beim Hund. Teil 2: Aufbau eines Ganglabors und bewegungsanalytische Untersuchungen“. In: *Tierärztliche Praxis-Munich Then Stuttgart-* 25, S. 303–311.

- Olimpo, M., Piras, L. A. und Peirone, B. (2016). „Pelvic limb alignment in small breed dogs: a comparison between affected and free subjects from medial patellar luxation“. In: *Vet Ital.* 52, S. 45–50.
- Oxley, B., Gemmill, T., Pink, J., Clarke, S., Parry, A., Baines, S. und Malcolm McKee, W. (2013). „Precision of a novel computed tomographic method for quantification of femoral varus in dogs and an assessment of the effect of femoral malpositioning“. In: *Veterinary Surgery* 42.6, S. 751–8.
- Paatsama, S. (1980). „Klinik des Kniegelenks beim Hund“. In: *26. Jahrestag d. Fachgr. Kleintierkr. dtsch. Veterinärmed. Ges. Karlsruhe*, S. 149–164.
- Paley, D. (2002). „Frontal Plane Mechanical and Anatomical Axis Planning“. In: *Principles of deformity correction*. Springer Science & Business Media. Kap. 4, S. 61–98.
- Palierne, S., Asimus, E., Mathon, D., Meynaud-Collard, P. und Autefage, A. (2006). „Geometric analysis of the proximal femur in a diverse sample of dogs“. In: *Research in Veterinary Science* 80.3, S. 243–52.
- Palmer, R., Ikuta, C. und Cadmus, J. (2011). „Comparison of Femoral Angulation Measurement Between Radiographs and Anatomic Specimens Across a Broad Range of Varus Conformations“. In: *Veterinary Surgery*.
- Park, Y., Kim, W., Choi, J., Choi, G. und Kim, H. (2021). „How accurately can surgeons perform angle manipulation? Quantitative assessment of the accuracy of manual angle manipulation of orthopedic surgery: a cadaver study.“ In: *Arch Orthop Trauma Surg.* 8.
- Peppler, C. und Kramer, M. (Mai 2014). „Ausgewählte orthopädische Erkrankungen während der Wachstumsphase bei Hund und Katze“. In: *Kleintierpraxis* 58, S. 306–320.
- Petazzoni, M., Nicetto, T., Vezzoni, A., Piras, A. und Palmer, R. (2012). „Treatment of pes varus using locking plate fixation in seven Dachshund dogs“. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 25.03, S. 231–238.
- Petazzoni, M. und Jaeger, G. (2008). *Atlas of clinical goniometry and radiographic measurements of the canine pelvic limb*. Merial.
- Pfeffer, K.-H. und Zipsner, T. (2018). „Analytische Geometrie“. In: *Mathematik für Technische Gymnasien und Berufliche Oberschulen Band 2: Vektorrechnung und Analytische Geometrie*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 51–68".

- Pratt, J. (2001). „Avulsion of the tibial tuberosity with separation of the proximal tibial physis in seven dogs“. In: *Veterinary Record* 149.12, S. 352–356.
- Priester, W. (1972). „Sex, size, and breed as risk factors in canine patellar dislocation“. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 160.5, S. 740–2.
- Putnam, R. (1968). „Patellar luxation in the dog.“ Diss. University of Guelph, Ontario, CA.
- Ragetly, C. A., Evans, R., Mostafa, A. A. und Griffon, D. J. (2011). „Multivariate analysis of morphometric characteristics to evaluate risk factors for cranial cruciate ligament deficiency in Labrador retrievers“. In: *Veterinary Surgery* 40.3. 1532-950x Ragetly, Chantal A Evans, Richard Mostafa, Ayman A Griffon, Dominique J Journal Article Research Support, Non-U.S. Gov't United States 2011/02/15 Veterinary Surgery. 2011 Apr;40(3):327-33., S. 327–33.
- Roush, J. (1993). „Canine patellar luxation“. In: *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice* 23.4, S. 855–868.
- Roy, R., Wallace, L., Johnston, G. und Wickstrom, S. (1992). „A retrospective evaluation of stifle osteoarthritis in dogs with bilateral medial patellar luxation and unilateral surgical repair“. In: *Veterinary Surgery* 21.6, S. 475–479.
- Şanal, Z. (2020). „Vektorrechnung“. In: *Mathematik für Ingenieure: verständlich erklärt für Studium und Praxis*. Hrsg. von Şanal, Z. Wiesbaden: Springer Fachmedien, S. 323–401.
- Savio, G., Baroni, T., Concheri, G., Baroni, E., Meneghello, R., Longo, F. und Isola, M. (2016). „Computation of Femoral Canine Morphometric Parameters in Three-Dimensional Geometrical Models“. In: *Veterinary Surgery*.
- Schäfer, G., Nolte, I., Reinhard, F. und Rudolph, R. (1982). „Die Luxatio patellae congenita des Hundes.“ In: *Kleintierpraxis* 27, S. 121–129.
- Schawalder, P. (1987). „Beiträge zur Biomechanik, Klinik und Therapie des Hüftgelenks beim Hund“. Habilitationsverfahren Universität Bern (Schweiz).
- Schmitz, B. (2016). „Luxatio patellae beim Hund – Untersuchungen zum Therapieerfolg und Methodenentwicklung einer computertomographisch basierten Vermessung der Hintergliedmaße“. Thesis.
- Schulz, K. (2009). „Gelenkerkrankungen“. In: Fossum, T. W., Hedlund, C., Johnson, A. und Schulz, K. *Chirurgie der Kleintiere*. Bd. 2. Mosby Elsevier St. Louis. Kap. 33, S. 1199–1376.

- Singleton, W. (1969). „The surgical correction of stifle deformities in the dog“. In: *Journal of Small Animal Practice* 10.2, S. 59–69.
- Slocum, B. und Slocum, T. D. (2000). „Forum on pelvic limb alignment.“ In: *Summer Conference of the Association for Veterinary Orthopedic Research & Education, Sunriver, OR*.
- Slocum, B., Slocum, D. B., Devine, T. und Boone, E. (1982). „Wedge resection for treatment of recurrent luxation of the patella: a preliminary report.“ In: *Clinical orthopaedics and related research* 164, S. 48–53.
- Smallwood, J. E., Shively, M. J., Rendano, V. T. und Habel, R. E. (1985). „A STANDARDIZED NOMENCLATURE FOR RADIOGRAPHIC PROJECTIONS USED IN VETERINARY MEDICINE\*“. In: *Veterinary Radiology* 26.1, S. 2–9.
- Soparat, C., Wangdee, C., Chuthatep, S. und Kalpravidh, M. (2012). „Radiographic measurement for femoral varus in Pomeranian dogs with and without medial patellar luxation“. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 25.3, S. 197–201.
- Swiderski, J. und Palmer, R. (2007). „Long-term outcome of distal femoral osteotomy for treatment of combined distal femoral varus and medial patellar luxation: 12 cases (1999-2004)“. In: *Journal of the American Veterinary Medical Association* 231.7, S. 1070–5.
- Swiderski, J., Radeck, S., Park, R. und Palmer, R. (2008). „Comparison of radiographic and anatomic femoral varus angle measurements in normal dogs“. In: *Veterinary Surgery* 37.1, S. 43–8.
- Tiobe, i. (Feb. 2022). *TIOBE Index for February 2022*, <https://www.tiobe.com/tiobe-index/>. URL: <https://www.tiobe.com/tiobe-index/> (besucht am 22. 02. 2022).
- Tomlinson, J., Fox, D., Cook, J. L. und Keller, G. G. (2007). „Measurement of femoral angles in four dog breeds“. In: *Veterinary Surgery* 36.6, S. 593–8.
- Tomo, Y., Edamura, K., Yamazaki, A., Tanegashima, K., Seki, M., Asano, K., Tinga, S. und Hayashi, K. (2021). „Evaluation of Hindlimb Deformity and Posture in Dogs with Grade 2 Medial Patellar Luxation during Awake Computed Tomography Imaging while Standing“. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*.
- Towle, H. A., Griffon, D. J., Thomas, M. W., Siegel, A. M., Dunning, D. und Johnson, A. (2005). „Pre- and postoperative radiographic and computed tomographic evaluation of dogs with medial patellar luxation“. In: *Veterinary Surgery* 34.3, S. 265–72.
- Unkel-Mohrman, F. (1999). „Das ganganalytische Profil des Deutschen Schäferhundes“. Diss.

- Van Rossum, G. und Drake, F. L. (2009). *Python 3 Reference Manual*. Scotts Valley, CA: CreateSpace.
- Vasseur, P. (2003). „Stifle joint“. In: Bd. 2. Philadelphia: Saunders. Kap. 147, S. 2090–2132.
- Velazquez, E. R., Parmar, C., Jermoumi, M., Mak, R. H., Baardwijk, A. van, Fennessy, F. M., Lewis, J. H., De Ruysscher, D., Kikinis, R., Lambin, P. et al. (2013). „Volumetric CT-based segmentation of NSCLC using 3D-Slicer“. In: *Scientific reports* 3.1, S. 1–7.
- Vidoni, B., Sommerfeld-Stur, I. und Eisenmenger, E. (2006). „Diagnostic and genetic aspects of patellar luxation in small and miniature breed dogs in Austria“. In: *Companion Animal Practice* 16, S. 149.
- Viste, A., Trouillet, F., Testa, R., Chèze, L., Desmarchelier, R. und Fessy, M.-H. (2014). „An evaluation of CT-scan to locate the femoral head centre and its implication for hip surgeons“. In: *Surgical and Radiologic Anatomy* 36.3, S. 259–263.
- Waibl, H., Gasse, H., G.M., C., Hashimoto, Y. und Simoens, P. (2012). *Nomina anatomica veterinaria*.
- Weber, U. et al. (1977). „Zum Torsionsproblem des distalen Femurs. (Eine tierexperimentelle Untersuchung)“. In: *Orthopädie* 115, S. 707–715.
- Weh, J. L., Kowaleski, M. P. und Boudrieau, R. J. (2011). „Combination tibial plateau leveling osteotomy and transverse corrective osteotomy of the proximal tibia for the treatment of complex tibial deformities in 12 dogs“. In: *Veterinary Surgery* 40.6, S. 670–86.
- Willauer, C. und Vasseur, P. (1987). „Clinical results of surgical correction of medial luxation of the patella in dogs“. In: *Veterinary Surgery* 16.1, S. 31–36.
- Wittig, A. (1971). „Vektoren und Skalare“. In: *Einführung in die Vektorrechnung*. Hrsg. von Wittig, A. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, S. 1–8.
- Yasukawa, S., Edamura, K., Tanegashima, K., Seki, M., Teshima, K., Asano, K., Nakayama, T. und Hayashi, K. (2016). „Evaluation of bone deformities of the femur, tibia, and patella in Toy Poodles with medial patellar luxation using computed tomography“. In: *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* 29.1, S. 29–38.
- Zheng, Y., Liu, D., Georgescu, B., Nguyen, H. und Comaniciu, D. (2015). „3D Deep Learning for Efficient and Robust Landmark Detection in Volumetric Data“. In: *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2015*. Hrsg. von Navab, N., Hornegger, J., Wells, W. M. und Frangi, A. Cham: Springer International Publishing, S. 565–572.

# Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei Frau Prof. Dr. Andrea Meyer- Lindenberg für die Überlassung dieses interessanten Themas bedanken.

Besonderer Dank geht an Herrn Dr. Andreas Brüschwein, der mich immer unterstützt hat und (viel zu) viele Stunden in die Korrektur diese Dissertation investiert hat. Herrn Dr. Martin Zöllner möchte ich auch danken, dass er mir seinen Platz am CT regelmäßig überlassen hat. Beim ganzen Team der Radiologie, Birgit, Thomas, Julius und Sven möchte ich mich auch bedanken, für ihre netten Sprüche und Unterstützung als ich tagelang im dunklen Raum zur Auswertung saß. Für die Auswertung der Studienergebnisse und die Anfertigung der Statistik möchte ich Herrn Dr. Sven Reese herzlich bedanken. Selbstverständlich möchte ich mich auch für die Hilfe der ganzen Mitarbeiter der Klinik bedanken, besonders Jessica Frei, die mit mir regelmäßig ihre Wochenende mit Aufräumen verbracht hat.

Meiner ganzen Familie, ob zwei- oder vierbeinig, möchte ich für die Geduld und die mentale Unterstützung in den letzten Monaten bedanken. Meinem Freund, Andreas Voigt, möchte ich für die Hilfe beim Anfertigen des Programms und allgemein für seine Motivation und Liebe im Alltag bedanken. Zuletzt möchte ich meinen Freundinnen bedanken, besonders Céline Burrer und Katharina Kuzek, die immer an mich geglaubt haben.