

Luxatio patellae beim Hund – Untersuchungen  
zum Therapieerfolg und Methodenentwicklung  
einer computertomographisch basierten Vermessung  
der Hintergliedmaße

von Bronson Schmitz

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

Luxatio patellae beim Hund – Untersuchungen  
zum Therapieerfolg und Methodenentwicklung  
einer computertomographisch basierten Vermessung  
der Hintergliedmaße

von Bronson Schmitz

aus Remagen

München 2016

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

Lehrstuhl für Chirurgie der Kleinen Haus- und Heimtiere

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

Mitbetreuung durch:  
Dr. Andreas Brühschwein

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

**Dekan:** Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun

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

**Korreferent/en:** Prof. Dr. Johann Maierl

Tag der Promotion: 16. Juli 2016

Meiner Mutter und meiner Oma

## INHALTSVERZEICHNIS

<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>X</b>
<b>TABELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>XVI</b>
<b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....</b>	<b>XIX</b>
<b>I. EINLEITUNG.....</b>	<b>1</b>
<b>II. LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>3</b>
<b>1. Knöcherner Anatomie der Hintergliedmaßen des Hundes (Femur, Patella, Tibia, Fibula und Talus).....</b>	<b>3</b>
1.1. Femur .....	3
1.2. Patella.....	4
1.3. Tibia und Fibula .....	4
1.4. Talus .....	5
<b>2. Das Kniegelenk.....</b>	<b>5</b>
2.1. Muskulatur und Faszien des Kniegelenks.....	6
<b>3. Das Tarsalgelenk.....</b>	<b>6</b>
<b>4. Torsion und Rotation (Biomechanik) der Knochenachsen.....</b>	<b>7</b>
4.1. Biomechanik des Kniegelenks .....	7
4.2. Definition der anatomischen Achse .....	8
4.3. Definition von Torsion und Rotation .....	8
4.4. Anatomische Ebenen.....	9
4.4.1. Transversalebene.....	10
4.4.2. Sagittalebene .....	10
4.4.3. Frontalebene.....	10
4.5. Definition von anatomischer und mechanischer Achse .....	10
4.5.1. Abweichungen von der anatomischen Achse .....	11
<b>5. Formen und Pathophysiologie der Luxatio patellae.....</b>	<b>11</b>
5.1. Formen der Luxatio patellae .....	11
5.1.1. Vorkommen der Luxatio patellae congenita medialis (MPL).....	12
5.1.2. Vorkommen der Luxatio patellae congenita lateralis (LPL).....	13
5.2. Diagnose der Patellaluxation.....	13
5.3. Pathophysiologie der MPL.....	13
5.3.1. Zugrichtungsabweichung des M. quadriceps femoris bei MPL...	14
5.3.2. Deformationen des Femurs bei MPL .....	16
5.3.3. Deformationen der Tibia bei MPL.....	17
5.3.4. Femorotibiale Rotation bei MPL .....	17

5.4. Pathophysiologie der LPL.....	18
5.4.1. Zugrichtungsabweichung des M. quadriceps femoris bei LPL....	19
5.4.2. Deformationen des Femurs bei LPL .....	19
5.4.3. Deformationen der Tibia und femorotibiale Rotation bei LPL....	19
5.5. Abnormalität des Sulcus trochlearis.....	19
5.6. Klinik der MPL .....	20
5.7. Klinik der LPL .....	21
5.8. Bildgebung und präoperative Planung .....	21
5.8.1. Röntgen .....	21
5.8.2. Computertomographie.....	25
5.9. Therapie der medialen oder lateralen Luxatio patellae .....	25
5.9.1. Konservative Therapie .....	26
5.9.2. Faszien- und Gelenkkapselraffung.....	26
5.9.3. Faden- und Faszienzügel.....	26
5.9.4. Mobilisierung des M. quadriceps femoris.....	27
5.9.5. Transposition der Tuberositas tibiae .....	27
5.9.6. Trochleavertiefung .....	28
5.9.7. Trochleavertiefung durch Knorpelresektion .....	29
5.9.8. Subchondrale Trochleavertiefung .....	29
5.9.9. Patellektomie.....	29
5.9.10. Patellar Groove Replacement.....	30
5.9.11. Korrekturosteotomie des Femurs .....	30
5.9.12. Korrekturosteotomie der Tibia.....	32
5.10. Ergebnisse und Komplikationen nach operativer Versorgung der Patellaluxation.....	32
5.10.1. Arthroseentwicklung.....	37
<b>6. Winkelmessung .....</b>	<b>38</b>
6.1. Grundlagen der Winkelmessung .....	38
6.2. Winkelmessung Patellaluxation assoziierter Fehlstellungen .....	39
6.2.1. Torsion des Femurs (Antetorsionswinkel; ATW).....	39
6.2.2. Abwinklung des Femurs (Varus-Valgus-Winkel Femur; VVW Femur).....	42
6.2.3. Torsion der Tibia (Tibiatorsionswinkel; TTW) .....	45
6.2.4. Abwinklung der Tibia (Varus-Valgus-Winkel Tibia; VVW Tibia).....	48
6.2.5. Femorotibiale Rotation (FTR).....	48
6.2.6. Tibiotarsale Rotation (Tibiotalare Rotation; TTR) .....	49
<b>7. Statistische Untersuchungen zum Vergleich von Daten.....</b>	<b>50</b>

7.1. Korrelation .....	50
7.2. Streuung .....	50
7.2.1. Varianz und Standardabweichung.....	51
7.2.2. Variationskoeffizient.....	51
7.3. Bland-Altman-Verfahren .....	52
7.4. Passing-Bablok-Regression.....	53
<b>III. UNTERSUCHUNGSGUT, MATERIAL UND METHODEN.....</b>	<b>54</b>
<b>1. Retrospektive Untersuchung .....</b>	<b>54</b>
1.1. Untersuchungsgut und Einschlusskriterien .....	54
1.2. Nachkontrolle der klinischen Patienten.....	55
<b>2. Prospektive Untersuchung.....</b>	<b>59</b>
2.1. Ablauf der Methodenentwicklung der dreidimensionalen Vermessung der Hintergliedmaße des Hundes .....	59
2.2. Verwendeter Computertomograph.....	59
2.3. Verwendete Software .....	59
2.4. Entwicklung der dreidimensionalen Messmethode.....	60
2.4.1. 3D-Torsionsmessung am Femur (Antetorsionswinkel; ATW) ....	63
2.4.1.1. Definition der Bezugsachsen für die Messung des ATW .....	63
2.4.1.2. Definition des Koordinatensystems für die Messung des ATW.....	70
2.4.2. 3D-Varus-Valgus-Messung Femur (VFW-Femur, mediale/laterale Achsenabweichung).....	74
2.4.2.1. Definition der Bezugsachsen für die Messung des VFW.....	74
2.4.3. 3D-Torsionsmessung an der Tibia (Tibiotorsionswinkel; TTW).....	78
2.4.3.1. Definition der Bezugsachsen zur Messung des TTW.....	78
2.4.3.2. Definition des Koordinatensystems für die Messung des TTW .....	82
2.4.4. 3D-Varus-Valgus-Messung Tibia (VFW-Tibia, mediale/laterale Achsenabweichung).....	86
2.4.4.1. Definition der Bezugsachsen für die Messung des VFW- Tibia .....	87
2.4.5. Femorotibialer Rotationswinkel (FTR).....	90
2.4.6. Tibiotalarer Rotationswinkel (TTR) .....	93
2.5. Voruntersuchungen .....	95
2.5.1. Auswahl des geeigneten Femurknochenmodells zur manuellen ATW- Messung.....	96

2.5.1.1. Interobserver- Agreement zur Bestimmung des geeigneten Femurknochenmodells.....	101
2.5.2. Untersuchung am Tibia-Knochenmodell zu manuellen Messung des TTW .....	102
2.5.2.1. Validierung des verwendeten Tibiaknochenmodells .....	104
2.5.3. Vergleich der softwaregestützten Messung des Tibia- und Femurknochenmodells mit manueller Torsionseinstellung (ATW u. TTW) .....	104
2.5.4. Untersuchung der Lagerungsunabhängigkeit der dreidimensionalen Messmethode an Femur und Tibia .....	105
2.6. Untersuchung an Hunden mit kongenitaler Patellaluxation.....	107
2.6.1. Untersuchungsgut und Material .....	107
2.6.2. Durchführung der CT- Untersuchung .....	108
2.7. Beurteilung der Messergebnisse bei Patienten mit Patellaluxation ..	110
2.7.1. Beurteilung der Messmethode in Abhängigkeit zur Luxationsrichtung .....	110
2.7.2. Beurteilung der Messmethode in Abhängigkeit zum Luxationsgrad.....	111
2.7.3. Validierung der Messmethode .....	111
2.7.3.1. Interobserver Agreement der Messungen am Patienten .....	111
2.7.3.2. Intraobserver Agreement der Messungen am Patienten .....	112
<b>IV. ERGEBNISSE.....</b>	<b>113</b>
<b>1. Retrospektive Untersuchung .....</b>	<b>113</b>
1.1. Patienten .....	113
1.2. Rasse-, Geschlechts- und Altersverteilung.....	113
1.3. Luxationsformen .....	115
1.4. Grad der Patellaluxation und angewandte Operationstechnik .....	116
1.5. Komplikationen.....	118
1.5.1. Komplikationen nach OP-Methode.....	119
1.6. Ergebnisse der Nachkontrolle .....	120
1.6.1. Lahmheitsgrad.....	121
1.6.1.1. Lahmheitsgrade der klinischen Nachuntersuchung nach OP-Methode .....	122
1.6.1.2. Vergleichende Betrachtung der klinischen Lahmheitskontrolle mit der Lahmheitsbeurteilung der Patientenbesitzer .....	123
1.6.2. Beurteilung des Arthrosegrades .....	124
1.6.3. Bewertung des Therapieerfolgs.....	125

1.7. Patientenbesitzer-Befragung .....	127
1.7.1. Allgemeine Patientenbesitzer-Zufriedenheit mit durchgeführter Therapie.....	127
<b>2. Prospektive Untersuchung .....</b>	<b>128</b>
2.1. Vorversuche zur Validierung der Messmethode.....	128
2.1.1. Auswahl des geeigneten Femurknochenmodells .....	128
2.1.2. Validierung des verwendeten Tibiaknochenmodells .....	129
2.1.3. Vergleich der softwarebasierten Torsionsmessung mit der manuellen Torsionsmessung an Tibia (TTW) und Femur (ATW).....	129
2.1.4. Lagerungsmessungen von Femur und Tibia zur Prüfung der Lagerungsunabhängigkeit .....	132
2.1.4.1. Lagerungsmessungen der Tibia .....	132
2.1.4.2. Lagerungsmessung des Femurs .....	133
2.2. Torsionsmessungen am Patienten (in vivo) .....	135
2.2.1. Beurteilung der Messergebnisse nach Luxationsrichtung.....	135
2.2.2. Beurteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad.....	149
2.2.2.1. Einfluss des Luxationsgrades auf die Messergebnisse bei MPL .....	149
2.2.2.2. Einfluss des Luxationsgrades auf die Messergebnisse bei LPL.....	152
2.2.3. Intraobserver Agreement.....	153
2.2.4. Interobserver Agreement.....	153
2.2.5. Unabhängigkeit der Gliedmaßenseite .....	153
<b>V. DISKUSSION .....</b>	<b>154</b>
<b>1. Retrospektive Untersuchung .....</b>	<b>154</b>
<b>2. Prospektive Untersuchung.....</b>	<b>161</b>
2.1. Torsionsmessung am Patienten mit Patellaluxation.....	161
2.1.1. Antetorsionswinkel (ATW).....	162
2.1.2. Abwinklung Femur (VFW-Femur) .....	165
2.1.3. Tibiatorsionswinkel (TTW) .....	166
2.1.4. Abwinklung Tibia (VFW-Tibia) .....	168
2.1.5. Femorotibiale Rotation (FTR).....	169
2.1.6. Tibiotalare Rotation (TTR) .....	170
2.2. Beurteilung der Messergebnisse nach Luxationsrichtung.....	171
2.3. Beurteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad.....	174
2.4. Intra- und Interobserver Agreement.....	176

---

2.5. Vorevaluierung der Messmethode .....	177
2.5.1. Vorversuche zur manuellen Messung .....	178
2.5.2. Lagerungsmessung .....	179
2.5.3. Vergleich der Software-Messung mit manueller Messung .....	181
2.6. Schlussfolgerungen der dreidimensionalen CT-basierten Vermessung der Hintergliedmaße des Hundes .....	182
<b>VI. ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>185</b>
<b>VII. SUMMARY .....</b>	<b>187</b>
<b>VIII. LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>189</b>
<b>IX. ANHANG .....</b>	<b>201</b>
<b>X. DANKSAGUNG .....</b>	<b>224</b>

**ABBILDUNGSVERZEICHNIS**

<b>Abbildung 1:</b> Anatomische Ebenen.....	9
<b>Abbildung 2:</b> Schematische Darstellung von Fehlstellungen und Eigenschaften bei MPL.....	14
<b>Abbildung 3:</b> Schematische Darstellung des medialen Q- Winkels bei gesunder Gliedmaße.....	16
<b>Abbildung 4:</b> schematische Darstellung der Fehlstellungen und Eigenschaften der LPL.....	18
<b>Abbildung 5:</b> medio-laterale Aufnahme des Kniegelenks, die Femurkondylen sind exakt übereinander gelagert. Patella in situ.....	23
<b>Abbildung 6:</b> kranio-kaudale Röntgenaufnahme der Hüft- und Kniegelenke, die Patellae sind beidseits in situ.....	24
<b>Abbildung 7:</b> disto-proximale Skyline-Röntgenaufnahme des Kniegelenks, die Patella ist in situ, der Sulcus trochlearis deutlich ausgeprägt.....	24
<b>Abbildung 8:</b> Messung des ATW nach Towle et al. (2005), Markierung der Femurhalsachse und der Kondylenachse (Waagerechte).....	40
<b>Abbildung 9:</b> Varus- und Valguswinkelbestimmung des Femurs.....	44
<b>Abbildung 10:</b> TTW Messung nach Apelt (2005).....	47
<b>Abbildung 11:</b> unterschiedliche Messachsen zur TTW Messung nach Aper (2005).....	47
<b>Abbildung 12:</b> Bland-Altman-Diagramm, die Punkteverteilung entlang der Mittellinie der Differenz signalisiert die Schwankungsbreite der Abweichungen.....	53
<b>Abbildung 13:</b> Streudiagramm der Passing-Bablok-Regression, die lineare Verteilung der Punkte signalisiert eine sehr hohe Übereinstimmung der verglichenen Messmethoden.....	53
<b>Abbildung 14:</b> Kranio-kaudale Röntgenaufnahme von Hüft- und Kniegelenk.....	57
<b>Abbildung 15:</b> Medio-laterale Röntgenaufnahme des Kniegelenks.....	57
<b>Abbildung 16:</b> Darstellung der Lagerung des Hundekadavers/Patienten im 3D-Modell (volume rendering bzw. Volumengrafik) mit Weichteilen vor der Segmentierung (Screenshot).....	61
<b>Abbildung 17:</b> Darstellung des im CT untersuchten Skeletts der Hintergliedmaßen im 3D-Modell (volume rendering bzw. Volumengrafik) der Knochen nach Entfernung der Weichteile durch Segmentierung (Screenshot).....	62

<b>Abbildung 18:</b> Messpunkt des lateralen Kondylenpunktes an kaudalster Position der lateralen Femurkodyle in a) Sagittalebene, b) Transversalebene, c) 3D- Rekonstruktion und d) Frontalebene .....	64
<b>Abbildung 19:</b> Markierungspunkte der Femurschaftachse in a) Transversalebene b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht .....	65
<b>Abbildung 20:</b> Femurhalsbasis auf Höhe d. Trochhanter minors a) Transversalebene b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht .....	66
<b>Abbildung 21:</b> Femurhalsmittelpunkt der über die Ebene definiert wurde a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht .....	67
<b>Abbildung 22:</b> Bestimmung des Femurkopfmittelpunktes durch Polylinien, dargestellt in a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht.....	68
<b>Abbildung 23:</b> Darstellung der verwendeten FHW, grün: FHW HB Femurhalsachse durch das Zentrum der Femurhalsbasis, rot: FHW E .....	69
<b>Abbildung 24:</b> schematische Darstellung der Femurachsen. ....	70
<b>Abbildung 25:</b> Darstellung der drei Ebenen des Koordinatensystems.....	72
<b>Abbildung 26:</b> Projektion der Messpunkte des ATW HB in der Transversalebene.....	73
<b>Abbildung 27:</b> Darstellung des projizierten ATW HB in der Transversalebene.....	74
<b>Abbildung 28:</b> Femurmittelpunkt mit Fadenkreuz markiert, Bestimmung der proximalen Femurachse .....	75
<b>Abbildung 29:</b> Darstellung der eigenen Methode zur VVW d- Bestimmung am gesunden Hund, der VVW wird über den distalen Femurachsenpunkt bestimmt. ....	77
<b>Abbildung 30:</b> modifizierte VVW p- Messung nach (Dudley et al., 2006; Swiderski et al., 2008; Tomlinson et al., 2007). ....	78
<b>Abbildung 31:</b> proximaler Tibiaachsenpunkt auf Höhe des Foramen nutritium .....	79
<b>Abbildung 32:</b> Markierung der Tangentenpunkte der proximalen Tibiahinterkante .....	80
<b>Abbildung 33:</b> Markierung der Tangentenpunkte der distalen Tibiavorderkante .....	81
<b>Abbildung 34:</b> Darstellung der Tibiaachsen zur Messung des TTW; .....	82
<b>Abbildung 35:</b> Ebenen des Tibiakoordinatensystems .....	84

<b>Abbildung 36:</b> Projektion der Messpunkte in die Transversalebene (rot).....	85
<b>Abbildung 37:</b> Projektion der Messpunkte plus Darstellung des Torsionswinkel in der Transversalebene.....	86
<b>Abbildung 38:</b> Darstellung der Achsen zur Berechnung des VVW-Tibia am gesunden Hund;.....	87
<b>Abbildung 39:</b> Markierung der proximalen Tibiagelenksflächen unter Kontrolle der 4 Ansichten: a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht .....	88
<b>Abbildung 40:</b> Markierung der distalen Tibiagelenksflächen in 4 Ansichten: a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht.....	89
<b>Abbildung 41:</b> Messpunkte zur Bestimmung der Kondylenachse (kaudalster Punkt der lat. und med. Femurkondyle) und der proximalen Tibiahinterkante (kaudalste Ausziehung des Tibia Plateaus).....	91
<b>Abbildung 42:</b> Achsen zur bestimmung der femorotibialen Rotation; .....	92
<b>Abbildung 43:</b> Achsen in Originalposition und in Projektion auf Höhe der Markierung der distalen Tibiachse am gesunden Hund (distaler Tibiaachsenpunkt ist der 0-Punkt des Tibiakoordinatensystems) .....	93
<b>Abbildung 44:</b> Markierung der distalen Tibiavorderkante und der Talusachse in a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und in der d) 3D-Ansicht.....	94
<b>Abbildung 45:</b> Projektion der TTR Berechnungspunkte in die Transversalebene des Tibiakoordinatensystems .....	95
<b>Abbildung 46:</b> Manuelle ATW-Messung modifiziert nach Kaiser (Kaiser 1999), der ATW wird durch visuelle Projektion an der Winkelskala abgelesen .....	97
<b>Abbildung 47:</b> Manuelle ATW-Messung nach Lör (1999), der ATW wird am Goniometer abgelesen .....	98
<b>Abbildung 48:</b> Erstellung des eigenen Femurknochenmodells: Der Femurkopfmittelpunkt wird durch vorherige Messung des Femurkopfdurchmessers bestimmt. ....	99
<b>Abbildung 49:</b> Identifizierung und Vermessung der Femurhalsachse zur Erstellung des eigenen Femurknochenmodells.....	99
<b>Abbildung 50:</b> eigenes Femurknochenmodell mit Plastikscharnier und verlängerter Femurlängsachse und Femurhalsachse.....	100
<b>Abbildung 51:</b> Manuelle ATW-Messung nach eigener Methode .....	101
<b>Abbildung 52:</b> mazerierte Tibia, präpariert zur manuellen Torsionsmessung, mit Scharnier zur Einstellung der Torsion und roter Markierung der distalen Tibiavorderkante .....	102

<b>Abbildung 53:</b> Lagerung der mazerierten Tibia zur manuellen Tibiatorsionsmessung.....	103
<b>Abbildung 54:</b> manuelle Messung des TTW mithilfe eines Goniometers entlang der rot markierten distalen Tibiavorderkante .....	103
<b>Abbildung 55:</b> CT-Lagerung von Femur (a) und Tibia (b) parallel zur Tischlängsachse: 0° .....	106
<b>Abbildung 56:</b> leicht schräge CT-Lagerung von Femur (a) und Tibia (b): 15° Abweichung zur Tischlängsachse in Höhe und Parallelität .....	106
<b>Abbildung 57:</b> schräge CT-Lagerung von Femur (a) und Tibia (b): 45° Abweichung zur Tischlängsachse in Höhe und Parallelität .....	107
<b>Abbildung 58 a, b:</b> Patientenlagerung im CT, Beckengliedmaßen werden in Extension parallel zur Tischlängsachse fixiert.....	109
<b>Abbildung 59:</b> Altersverteilung operierter Patienten .....	115
<b>Abbildung 60:</b> Luxationsformen der vorgestellten Patienten.....	115
<b>Abbildung 61:</b> angewendete OP-Techniken bei MPL, LPL und MPL+LPL Patienten (n=97).....	117
<b>Abbildung 62:</b> Operationen bei Hunden mit medialer Patellaluxation (n=87) aufgeteilt nach Luxationsgrad .....	117
<b>Abbildung 63:</b> Operationen bei Hunden mit lateraler Patellaluxation (n=8) aufgeteilt nach Luxationsgrad .....	118
<b>Abbildung 64:</b> Postoperative Komplikationen (gesamt) .....	118
<b>Abbildung 65:</b> Postoperative Komplikationen (n=44) der drei häufigsten OP-Methoden (Tibiatransposition plus Trochleakeilvertiefung (n=18); Trochleakeilvertiefung (n=5); Transposition der Tuberositas tibiae (Tibiatransposition) (n=17) .....	120
<b>Abbildung 66:</b> Lahmheitsgrade zum Zeitpunkt der Nachkontrolle.....	122
<b>Abbildung 67:</b> Lahmheitsgrade zum Zeitpunkt der Nachkontrolle aufgeteilt nach OP-Methode.....	123
<b>Abbildung 68:</b> vergleichende Lahmheitsbeurteilung durch Nachuntersuchung in der Klinik und durch Befragung der Patientenbesitzer per Fragebogen .....	124
<b>Abbildung 69:</b> Lahmheitskategorisierung in permanente und intermittierende Lahmheit durch Nachuntersuchung in der Klinik und durch Befragung der Patientenbesitzer per Fragebogen.....	124
<b>Abbildung 70:</b> prä- und postoperativer Arthrosegrad bei operierten Gliedmaßen .....	125

<b>Abbildung 71:</b> Patientenbesitzer-Zufriedenheit in Prozent (%) bezogen auf das Ergebnis der Operation .....	128
<b>Abbildung 72:</b> Übereinstimmung der Untersucher-Messungen am Tibiaknochenmodell im Bland-Altman-Diagramm dargestellt .....	129
<b>Abbildung 73:</b> Darstellung des Vergleichs der manuellen und der softwarebasierten Messung des ATW im Bland-Altman-Diagramm.....	130
<b>Abbildung 74:</b> Darstellung des Vergleichs der manuellen und der softwarebasierten Messung des TTW im Bland-Altman-Diagramm.....	130
<b>Abbildung 75:</b> Die Passing-Bablok-Regression zeigt die Linearität zwischen manueller und softwarebasierter Messung des ATW.....	131
<b>Abbildung 76:</b> Die Passing-Bablok-Regression zeigt die Linearität zwischen manueller und softwarebasierter Messung des TTW. ....	131
<b>Abbildung 77:</b> Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des FHW HB, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen.....	139
<b>Abbildung 78:</b> Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des FHW E, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen .....	140
<b>Abbildung 79:</b> Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des ATW HB, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen.....	141
<b>Abbildung 80:</b> Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des ATW E, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen .....	142
<b>Abbildung 81:</b> Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des VVW d (VVW 1), aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen.....	143
<b>Abbildung 82:</b> Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des VVW p (VVW 2), aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen.....	144

---

<b>Abbildung 83:</b> Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des TTW, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen .....	145
<b>Abbildung 84:</b> Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des VVW Tibia, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen.....	146
<b>Abbildung 85:</b> Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane der FTR, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen .....	147
<b>Abbildung 86:</b> Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane der TTR, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen .....	148
<b>Abbildung 87:</b> Verteilung der Messergebnisse des ATW HB von gesunden Gliedmaßen und von Gliedmaßen mit MPL, aufgeteilt nach Luxationsgrad (keine Luxation bis Luxationsgrad 4) .....	150
<b>Abbildung 88:</b> Verteilung der Messergebnisse des VVW d von gesunden Gliedmaßen und von Gliedmaßen mit MPL, aufgeteilt nach Luxationsgrad (keine Luxation bis Luxationsgrad 4) .....	151
<b>Abbildung 89:</b> Verteilung der Messergebnisse der FTR von gesunden Gliedmaßen und von Gliedmaßen mit MPL, aufgeteilt nach Luxationsgrad (keine Luxation bis Luxationsgrad 4) .....	152
<b>Abbildung 90:</b> Patientenbesitzer Fragebogen.....	201

**TABELLENVERZEICHNIS**

<b>Tabelle 1:</b>	Postoperative Relaxationen nach Literaturangaben.....	33
<b>Tabelle 2:</b>	Postoperative Lahmheit nach Literaturangaben.....	35
<b>Tabelle 3:</b>	Therapieerfolg bezogen auf die Unterschiede zwischen MPL und LPL nach Literaturangaben.....	36
<b>Tabelle 4:</b>	Ergebnisse des Langzeiterfolges bei chirurgischer Therapie von Patellaluxation nach Literaturangaben.....	37
<b>Tabelle 5:</b>	Postoperative Arthroseprogression nach Literaturangaben .....	38
<b>Tabelle 6:</b>	Ergebnisse von ATW Messungen nach Literaturangaben.....	41
<b>Tabelle 7:</b>	Ergebnisse von VVW Messungen nach Literaturangaben.....	43
<b>Tabelle 8:</b>	Ergebnisse von TTW Messungen mit Hilfe des CT nach Literaturangaben .....	46
<b>Tabelle 9:</b>	Anzahl und Rasseverteilung der operierten Hunderassen getrennt nach Luxationsart und Luxationsrichtung sowie Aufzählung der Nachkontrollen.....	114
<b>Tabelle 10:</b>	Bewertung des Therapieerfolges getrennt nach klinischer Nachuntersuchung und Ergebnissen der Patientenbesitzerbefragung per Fragenkatalog .....	127
<b>Tabelle 11:</b>	Vorversuch zur manuellen Messung.....	128
<b>Tabelle 12:</b>	Abweichungen der Messmittelwerte bei der Lagerungsmessung der Tibia für Tibiatorsionswinkel, und Varus-Valgus-Winkel (in Abhängigkeit der Lagerung 0°, 15° und 45° im CT) (n=60).....	132
<b>Tabelle 13:</b>	Ergebnisse des Intraobserverer Agreements bei der Lagerungsmessung der Tibia .....	132
<b>Tabelle 14:</b>	Ergebnisse des Interobserver Agreements bei der Lagerungsmessung der Tibia .....	133
<b>Tabelle 15:</b>	Abweichungen der Messmittelwerte bei der Lagerungsmessung des Femurs für Antetorsionswinkel E und HB, Femurhalswinkel E und HB, Varus-Valgus-Winkel d und p (in Abhängigkeit der Lagerung 0°, 15° und 45° im CT) .....	133
<b>Tabelle 16:</b>	Ergebnisse des Intraobserverer Agreements bei der Lagerungsmessung des Femurs (n=39).....	134
<b>Tabelle 17:</b>	Ergebnisse des Interobserver Agreements bei der Lagerungsmessung des Femurs.....	135

<b>Tabelle 18a:</b>	Messergebnisse der Winkel des Femurs aufgeteilt nach Luxationsrichtung .....	136
<b>Tabelle 18b:</b>	Messergebnisse der Winkel der Tibia, der Femorotibialen Rotation und der Tibiotalaren Rotation aufgeteilt nach Luxationsrichtung .....	137
<b>Tabelle 19:</b>	Abhängigkeit der Patellaluxation in Bezug auf die Gliedmaßenseite .....	153
<b>Tabelle 20:</b>	Vorversuch zur manuellen Messung, Einzelergebnisse von Untersucher 1 (U1) und Untersucher 2 (U2) zur Berechnung des Interobserver Agreements bei manueller Torsionsmessung am Knochenmodell nach Methode 1 (modifiziert nach Dudley), 2 (modifiziert nach Lör) und 3 (eigene Methode). Auswahl und Validierung des geeigneten Femurknochenmodells .....	202
<b>Tabelle 21:</b>	manuelle Tibiamessung am Tibiaknochenmodell von Untersucher 1 und Untersucher 2 zur Bestimmung des Interobserver Agreements zur Validierung des Tibiaknochenmodells .....	202
<b>Tabelle 22:</b>	Ergebnisse zum Vorversuch von manueller und softwarebasierter Lagerungsmessung am Femur. Validierung der softwarebasierten Messungen bei Femurwinkeln .....	203
<b>Tabelle 23:</b>	Ergebnisse zum Vorversuch von manueller und softwarebasierter Lagerungsmessung an der Tibia. Validierung der softwarebasierten Messungen bei Tibiawinkeln .....	203
<b>Tabelle 24:</b>	Lagerungsmessung Tibia im Vorversuch: die Einzelergebnisse der Messungen von Tibiatorsionswinkel und Varus-Valgus-Winkel der Tibia von Untersucher 1 (U1 (1) und (2)); und von Untersucher 2 (U2) .....	204
<b>Tabelle 25a:</b>	Lagerungsmessung Femur im Vorversuch: die Einzelergebnisse der Messungen der Femurhalswinkel (FHW HB und FHW E) von Untersucher 1 (U1 (1) und (2)); und von Untersucher 2 (U2) .....	206
<b>Tabelle 25b:</b>	Lagerungsmessung Femur im Vorversuch: (die Einzelergebnisse der Messungen der Antetorsionswinkel (ATW HB und ATW E) von Untersucher 1 (U1 (1) und (2)); und von Untersucher 2 (U2) .....	207
<b>Tabelle 25c:</b>	Lagerungsmessung Femur im Vorversuch: (die Einzelergebnisse der Messungen der Varus-Valgus-Winkel (VW d und VW p) von Untersucher 1 (U1 (1) und (2)); und von Untersucher 2 (U2) .....	208
<b>Tabelle 26:</b>	Patienten der dreidimensionalen Messung .....	210

<b>Tabelle 27:</b>	Post-hoc-Test zum Vergleich der signifikanten Unterscheidung der Mittelwertverteilung von den Winkelmessergebnissen, aufgeteilt nach Luxationsrichtung (keine Patellaluxation (0), mediale Patellaluxation (m), laterale Patellaluxation (l) .....	211
<b>Tabelle 28:</b>	Korrelation von Luxationsgraden mit den Messergebnissen der bestimmten Winkel (bei MPL) .....	213
<b>Tabelle 29:</b>	Korrelation von Luxationsgraden mit den Messergebnissen der bestimmten Winkel (bei LPL).....	213
<b>Tabelle 30a:</b>	Verteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad bei Gliedmaßen mit MPL und ohne Patellaluxation (Winkel des Femurs) (keine Luxation (0), Grad I (1), Grad II (2), Grad III (3), Grad IV (4)).....	214
<b>Tabelle 30b:</b>	Verteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad bei Gliedmaßen mit MPL und ohne Patellaluxation (Winkel der Tibia und Femorotibiale Rotation und Tibiotolare Rotation) (keine Luxation (0), Grad I (1), Grad II (2), Grad III (3), Grad IV (4)).....	215
<b>Tabelle 31a:</b>	Verteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad bei Gliedmaßen mit LPL und ohne Patellaluxation (Winkel des Femurs) (keine Luxation (0), Grad I (1), Grad II (2), Grad III (3), Grad IV (4)).....	217
<b>abelle 31b:</b>	Verteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad bei Gliedmaßen mit LPL und ohne Patellaluxation (Winkel der Tibia und Femorotibiale Rotation und Tibiotolare Rotation) (keine Luxation (0), Grad I (1), Grad II (2), Grad III (3), Grad IV (4)).....	218
<b>Tabelle 32:</b>	Ergebnisse des Intraobserver Agreements der Messungen am Patienten .....	219
<b>Tabelle 33:</b>	Ergebnisse des Interobserver Agreements der Messungen am Patienten .....	220
<b>Tabelle 34a:</b>	Einzelergebnisse von Untersucher 1 (US1a und US1b) und Untersucher 2 (US2) der Messungen am Patienten (Teil1) .....	221
<b>Tabelle 34b:</b>	Einzelergebnisse von Untersucher 1 (US1a und US1b) und Untersucher 2 (US2) der Messungen am Patienten (Teil2) .....	222
<b>Tabelle 34c:</b>	Einzelergebnisse von Untersucher 1 (US1a und US1b) und Untersucher 2 (US2) der Messungen am Patienten (Teil3) .....	223

**ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS**

Abb.	Abbildung
Art.	Articulatio
ATW	Antetorsionswinkel
CT	Computertomograph
dist. (d)	distal
E	Ebene
FHW	Femur-Hals-Winkel
FTR	Femorotibiale Rotation
ggr.	geringgradig
HB	Halsbasis
hgr.	hochgradig
Lig.	Ligamentum
LPL	laterale Patellaluxation
M	Median
m	männlich
M.	Muskel (Musculus)
mgr.	mittelgradig
MPL	mediale Patellaluxation
MRT	Magnetresonanztomographie
NK	Nachkontrolle
prox. (p)	proximal
Rö	Röntgen
Tab.	Tabelle
TKV	Trochleakeilvertiefung
TTR	Tibiotalare Rotation
TTT	Tuberositas tibiae- Transposition (Tibiatransposition)
TTW	Tibiatorsionswinkel
VVW	Varus- Valgus- Winkel
w	weiblich

## I. EINLEITUNG

Die Patellaluxation als Verlagerung der Kniescheibe aus ihrer normalen Position in der Trochlea ossis femoris stellt eine der häufigsten kongenitalen Missbildungen des Hundes dar und ist mit einer der am häufigsten diagnostizierten Lahmheitsursachen bei Miniatur- und Zwergrassen. Sie steht im Zusammenhang mit Fehlstellungen der Hintergliedmaßen (Bound et al., 2009; Denny, 1996; Piermattei et al., 2006; Priester, 1972; Schulz, 2009). Die mediale Patellaluxation (MPL) tritt bei 7% aller untersuchten Welpen auf und wird auch bei Hunden größerer Rassen immer häufiger diagnostiziert (Gibbons et al., 2006; Lavrijsen et al., 2013; Priester, 1972; Ruble & Hird, 1993). Viele Autoren beschreiben, dass die kongenitale Patellaluxation mit einer Reihe struktureller anatomischer Veränderungen der Hintergliedmaßen einhergeht, die in der Folge die Biomechanik des Kniegelenkes entscheidend beeinflussen (Hulse, 1995; L' Eplatténier & Montavon, 2002; Nunamaker, 1974; Olmstead, 1981; Piermattei et al., 2006; Putnam, 1968; Schawalder, 1987; Schulz, 2009; Ythier & Baron, 1987). Entscheidende Parameter sind hierbei die Rotation und Torsion des Femurs und der Tibia (Dudley et al., 2006; Fitzpatrick et al., 2012; Palmer et al., 2011; Swiderski et al., 2008). Unterschiedliche Studien beschäftigen sich mit der dreidimensionalen Torsions- und Rotationsmessung der Hintergliedmaßen beim Hund, jedoch liefern diese Studien abweichende Ergebnisse und unterschiedliche Rückschlüsse (Apelt et al., 2005; Aper et al., 2005; Dudley et al., 2006; Kaiser, Cornely, Colder, et al., 2001; Lör, 1999). Reproduzierbare dreidimensionale Vermessungen der Hintergliedmaßen beim Hund gibt es bisher nicht und somit auch keine akkurate präoperative Planung von Korrekturosteotomien (Mostafa et al., 2014). Die Reluxationsrate nach chirurgischer Versorgung der Luxatio patellae, liegt je nach Studie zwischen acht und 48 Prozent (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Gibbons et al., 2006; Oboladze, 2010; Swiderski & Palmer, 2007; Willauer & Vasseur, 1987).

Aufgrund der sehr unterschiedlichen Ergebnisse der verschiedenen Studien soll im 1. Teil dieser Arbeit zunächst der Therapieerfolg der in den Jahren 2008 - 2015 an der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-

Maximilians-Universität München durchgeführten chirurgischen Versorgung der Patellaluxation bei Hunden kontrolliert werden.

Im Hinblick auf eine Optimierung der Therapie der Patellaluxation ist im 2. Teil der Arbeit das Ziel, die präoperative Planung zu verbessern. Dazu soll mit Hilfe einer eigens programmierten Software eine computergestützte dreidimensionale Messmethode etabliert werden, mit der die Torsions- und Rotationswinkel der Hintergliedmaßen von Hunden mit und ohne Patellaluxation, lagerungsunabhängig und reproduzierbar, gemessen werden können.

In bisherigen Studien wurden derartige Messungen lediglich auf biplanaren Röntgenaufnahmen (Bardet et al., 1983; Cahuzac & Autefage, 1989; Madsen & Svalastoga, 1994; Nunamaker et al., 1973; Schawalder & Sterchi, 1981; Swiderski et al., 2008) oder im CT-Datensatz (Apelt et al., 2005; Aper et al., 2005; Dudley et al., 2006; Fitzpatrick et al., 2012; Lör, 1999; Oxley et al., 2013) ohne vollkommene Lagerungsunabhängigkeit mangels unabhängiger Referenzebenen durchgeführt.

Folgende Hypothesen sollen hier geprüft werden:

1. Mit der programmierten Software ist eine lagerungsunabhängige dreidimensionale Vermessung der Hintergliedmaßen von Hunden mit und ohne Patellaluxation möglich, hierbei ist auch die Vermessung von extremen Fehlstellungen möglich.
2. Der Torsionsgrad und der Varus- Valgus- Winkel (VW) des Femurs und der Tibia ändern sich mit hohem Luxationsgrad.
3. Die angewendete Methode besitzt ein hohes Inter- und Intraobserver Agreement und die einzelnen Messungen sind objektiv und im hohen Maße reproduzierbar.

## II. LITERATURÜBERSICHT

### 1. Knöcherne Anatomie der Hintergliedmaßen des Hundes (Femur, Patella, Tibia, Fibula und Talus)

#### 1.1. Femur

Das Femur (Os femoris, Oberschenkelbein) lässt sich in drei wesentliche Abschnitte einteilen: das proximale Endstück mit dem Caput ossis femoris, das Mittelstück als Corpus ossis femoris und das distale Endstück mit den Condylus lateralis und medialis (König & Liebich, 2014; NAV, 2012). Das proximale Endstück krümmt sich medial und weist als markantes Merkmal den Gelenkkopf (Caput ossis femoris) auf, der mit seiner halbkugeligen gewölbten Gelenkfläche den Körper des Femurs weit überragt. Durch diese mediale Drehung wird die Gelenkfläche zur Längsachse des Körpers versetzt angeordnet. (König & Liebich, 2014). Der Kopf ist durch das Collum ossis femoris vom Schaft abgesetzt (Nickel et al., 2001). Das Femur weist lateral vom Caput den Trochanter major auf, an dem – wie an einem verlängerten Hebelarm – Muskeln der Kruppe als Strecker des Hüftgelenks ansetzen. Der Trochanter major liegt lateral auf Höhe des Caput. Medial etwas weiter distal liegt der Trochanter minor, er springt warzenförmig kaudomedial vor und dient als Ansatz des M. iliopsoas (König & Liebich, 2014; Nickel et al., 2001). Der Femurschaft ist nach kranial gebogen und ist bei den einzelnen Hunderassen von unterschiedlicher Gestalt (Nickel et al., 2001). Das distale Endstück trägt den Condylus lateralis et medialis. Diese artikulieren mit der Tibia unter Einbezug der beiden Kniegelenksmenisken in der Articulatio femorotibialis und mit der Trochlea ossis femoris, die mit der Patella im Articulatio femoropatellaris gelenkig in Verbindung steht (Evans & de Lahunta, 2013). Der Femur artikuliert proximal mit dem Os coxae und formt kranial einen Beugewinkel von 110°. Distal artikuliert der Femur mit der Tibia und formt kaudal einen Beugewinkel von 110° (Nickel et al., 2001).

## 1.2. Patella

Die Patella ist das größte Sesambein im Körper (Evans & de Lahunta, 2013). Die Patella ist nach kranial gebogen und doppelt so lang wie breit (Nickel et al., 2001). Die Basis patellae ist stumpf und nach proximal gerichtet. Der Apex patellae ist leicht spitzer als die Basis und nach distal gerichtet. Die Patella ist kaudal bogenförmig geformt und artikuliert mit der Trochlea des Femurs (Evans & de Lahunta, 2013). Die Patella ist eine Verknöcherung in der Ansatzsehne des Streckmuskels des Kniegelenkes, dem Musculus quadriceps femoris (Evans & de Lahunta, 2013).

## 1.3. Tibia und Fibula

Die Tibia ist ein langer, dicker Knochen und artikuliert proximal mit der Facies articularis zum Femur und distal mit der Gelenkschraube (Cochlea tibiae) mit dem Tarsus (König & Liebich, 2014; Nickel et al., 2001). Die Tibia des Hundes ist leicht S-förmig gekrümmt (Nickel et al., 2001). Die proximale Hälfte der Fibula ist dreieckig im Querschnitt und massiver als der distale Teil, der nahezu zylindrisch ist (Evans & de Lahunta, 2013). Das proximale Ende der Tibia weist zwei verbreiterte Condylus lateralis und medialis auf. Jeder Kondylus ist durch eine flache Facies articularis proximalis eingezogen, die den entsprechenden Kondylus des Femurs bzw. die faserknorpelig distale Meniskusfläche aufnimmt. Zwischen den beiden Gelenkflächen erhebt sich zentral die Eminentia intercondylaris (König & Liebich, 2014; NAV, 2012). Das distale Ende der Tibia ist im Querschnitt viereckig und etwas massiver als der proximal anschließende Teil des Schienbeinkörpers. Die distale Artikulationsfläche der Tibia ist geprägt durch die Cochlea tibiae die bei sagittal stehenden Gelenkrinnen mit der Trochlea des Talus artikuliert (Evans & de Lahunta, 2013; König & Liebich, 2014; NAV, 2012; Nickel et al., 2001).

Die Fibula ist ein dünner abgeplatteter Knochen, der in Längsrichtung um 90° gedreht ist. Man unterscheidet an der Fibula einen Kopf (Caput fibulae), Hals (Collum fibulae), das Mittelstück (Corpus fibulae) und das distale Endstück (Malleolus lateralis). Das Wadenbein dient als Ansatzfläche für Muskulatur und zur Unterstützung des Sprunggelenks (Frewein & Vollmerhaus, 1994; König & Liebich, 2014; NAV, 2012).

#### 1.4. Talus

Der Talus artikuliert mit der Cochlea der Tibia. Der Talus bildet gemeinsam mit dem Calcaneus das Kernstück proximaler Anteile des Sprunggelenks. Man unterscheidet am Talus die Trochlea tali und den Corpus tali (NAV, 2012). Die plantare Oberfläche des Talus artikuliert mit dem Calcaneus, seitlich befinden sich die Artikulationsflächen mit den Malleoli (Evans & de Lahunta, 2013).

## 2. Das Kniegelenk

Das Articulatio genus umfasst die Articulatio femoropatellaris und die Articulatio femorotibialis, die beide funktionell voneinander abhängig sind (Frewein & Vollmerhaus, 1994). Das Kniegelenk ist ein komplexes kondyläres Synovialgelenk (Evans & de Lahunta, 2013).

Im Kniegelenk artikulieren die beiden stark gekrümmten Condyli ossis femoris mit den nahezu ebenen proximalen Gelenkflächen der Tibia (Condyli tibiae). Die Inkongruenz gegenüberliegender Gelenkflächen wird im Falle des Kniekehlgelenks zu jedem Kondylus durch je einen Meniscus articularis ausgeglichen (Frewein & Vollmerhaus, 1994; König & Liebich, 2014). Die Bänder des Kniekehlgelenks gliedern sich in Femorotibialbänder und Haltebänder der Menisken (Nickel et al., 2001). Laut Nomina Anatomica Veterinaria (NAV, 2012) sind nur zwei Meniskusbänder anerkannt: eines vom lateralen Meniskus zum Femur und das verbindende Querband. Die Femorotibialbänder bestehen aus den kräftigen Lig. collaterale laterale und mediale und den Ligg. cruciata genus (Nickel et al., 2001).

Das Kniescheibengelenk wird von der Trochlea femoris und der Patella gebildet. Das Kniescheibengelenk ist ein Schlittengelenk (König & Liebich, 2014; Nickel et al., 2001), in dem die Kniescheibe großflächig mit der Trochlea femoris artikuliert. Als Bänder des Kniescheibengelenks fungieren das Ligamentum patellae und die Retinacula patellae. Das Lig. patellae ist die Endsehne des M. quadriceps femoris (Frewein & Vollmerhaus, 1994; NAV, 2012).

### 2.1. Muskulatur und Faszien des Kniegelenks

Das Kniegelenk wird durch eine Vielzahl von Hüftgelenksmuskeln, vorzugsweise den Hinterbackenmuskeln, bewegt. Diese Muskeln wirken in der Regel durch ihre mehrfach gelenksüberspannenden Verläufe sekundär. Muskeln, die primär die Streckung und Beugung des Kniegelenks bewirken, sind lediglich zwei Muskeln: Der M. quadriceps femoris (Streckung) und der M. politeus (Beugung) (König & Liebich, 2014; Nickel et al., 2001). Der M. quadriceps femoris stellt die Hauptmasse der Muskeln an der Vorderseite des Oberschenkels. Er liegt als kräftige Muskelmasse kranial am Oberschenkel. Alle Muskelköpfe finden an der Patella ihren Ansatz und übertragen ihre Zugkraft über das Lig. patellae auf die Tuberositas tibiae.

Der M. popliteus überspannt die kaudale Seite des Kniegelenks und liegt der Kapsel des Kniekehlgelenks direkt auf. Er entspringt sehnig in der Fossa musculi poplitei des Condylus lateralis ossis femoris und windet sich unter fächerförmiger Verbreiterung spiralig über die kaudale zur medialen Seite der Tibia, wo er im proximalen Drittel am medialen Rand und an der Hinterfläche inseriert (Frewein & Vollmerhaus, 1994; König & Liebich, 2014; Nickel et al., 2001).

## 3. Das Tarsalgelenk

Das Tarsalgelenk (Articulatio tarsi) ist ein zusammenhängendes Gelenk, das von den distalen Enden der Unterschenkelknochen (Tibia und Fibula), den drei Reihen der Tarsalknochen und den Basen der Mittelfußknochen gebildet wird (Evans & de Lahunta, 2013; Frewein & Vollmerhaus, 1994). Die bedeutendste Gelenketape des Sprunggelenks stellt die Art. tarsocruralis dar. In diesem Schraubengelenk artikuliert die Cochlea tibiae mit der Trochlea tali. Schraubenrinnen und Rollkämme weichen beim Hund etwa um 25° von der Sagittalebene ab. Auch die Fibula ist mit ihrem Malleolus lateralis an der Gelenkbildung beteiligt.

## 4. Torsion und Rotation (Biomechanik) der Knochenachsen

### 4.1. Biomechanik des Kniegelenks

Beim Hund ist die Gewichtsverteilung auf Vorder- und Hintergliedmaßen ungleich. Die Vordergliedmaße tragen 60% des Körpergewichts, die Hintergliedmaßen 40% (Budsberg et al., 1987; Unkel- Mohrmann, 1999). In Abhängigkeit der Rasse kann diese Gewichtsverteilung auch variieren (Hulse & Hyman, 1993; Off, 1997). Aufgrund ihrer Funktion als Stemmwerk bei der Vorwärtsbewegung des Rumpfes sind die Hintergliedmaßen kräftiger bemuskelt und stärker gewinkelt als die Vordergliedmaßen (König & Liebich, 2014; Nickel et al., 2001).

Bei Beugung und Streckung des Kniekehlgelenks gleitet die Tibia über die Femurkondylen, deren gemeinsame Drehachse exzentrisch liegt. Neben der vorherrschenden Streck- und Beugebewegung sind durch die Verschiebbarkeit der Menisken auch Drehbewegungen möglich. Man spricht deshalb auch von einem unvollkommenen Wechselgelenk (König & Liebich, 2014) oder Spiralgelenk (Nickel et al., 2001).

Beim stehenden Tier ist das Kniegelenk physiologisch (ca. 130°) gebeugt. Die Beugung geht zu Beginn der Schwungphase in eine Streckung über, deren Maximum am Ende der Phase liegt. Am Ende der maximalen Streckung des Knies und gleichzeitiger maximalen Hüftflexion erfolgt das Aufsetzen. Bei der sich anschließenden Stützbeinphase sind das Knie- und Sprunggelenk gebeugt, das Hüftgelenk hingegen ist in diesem Augenblick im Begriff sich wieder zu strecken (De Camp et al., 1993; Hottinger et al., 1996; Unkel- Mohrmann, 1999). Das Hüftgelenk hat an der Gesamtbewegung der Hintergliedmaßen den größten Anteil. Nur wenig Bewegung kommt bis zum Ende der Stützbeinphase aus dem Kniegelenk (Vasseur, 2003).

Fehler und Abweichungen im Kräftegleichgewicht der Muskulatur führen zu einer gestörten Gelenkbewegung. Die Längsachse von M. quadriceps, Patella, Patellarsehne, Trochlea und Tuberositas tibiae liegt physiologisch in einer Geraden. Der Zug des M. quadriceps über die Patellasehne stellt eine proximale Kraft dar, welche die tibiale Rotation einschränkt. Die Funktion des M. quadriceps femoris ist abhängig von der Stabilität der Patella. Die Stabilität der Patella wiederum, wird

durch eine Kombination verschiedener Mechanismen gesichert, welche die femorotibiale Rotation in axialer Richtung kontrollieren. Dazu gehören die Achse des M. quadriceps und der Patellasehne, die Muskelkraft der angrenzenden Muskulatur, die auf die Faszie wirkt, die Gestalt der Trochlea ossis femoris und der Zug des Retinakulums (Outerbridge & Dunlop, 1975; Piermattei et al., 2006; Roush, 1993).

#### **4.2. Definition der anatomischen Achse**

Die anatomische Achse eines Knochensegments ist eine Linie, die im Knochenzentrum durch die Epiphyse, Diaphyse und Metaphyse verläuft. Die Linie kann entweder gerade oder gekrümmt verlaufen, abhängig von der Anatomie des Knochens (Dismukes et al., 2008). Zur einfacheren Messbarkeit können bei gekrümmten Knochen eine proximale und distale Achse gezogen werden, um Winkel mit Geraden zu bestimmen (Petazzoni & Jaeger, 2008).

#### **4.3. Definition von Torsion und Rotation**

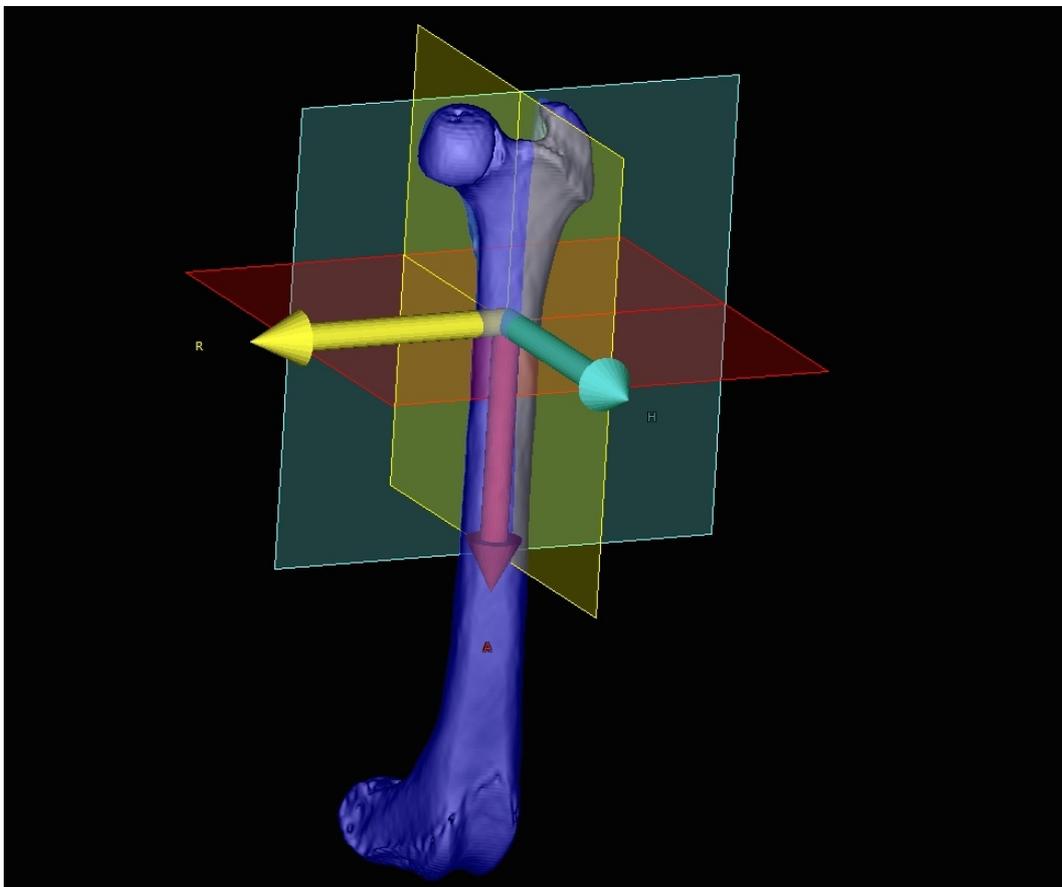
Torsion ist definiert als Verdrehung eines Körpers um seine Längsachse und die Verwindung des Körpers in sich selbst. Die Längsachse eines Röhrenknochens ist eine Gerade, die im Knochenzentrum von distal nach proximal verläuft (Stedman, 2005). Unter Torsion in Bezug auf einen langen Röhrenknochen versteht man eine Verdrehung um die Knochenlängsachse, sie kann als Winkel zwischen einer proximalen und distalen transversalen Achse im Bereich der Gelenkflächen angesehen werden (Aper et al., 2005; Weber, 1977). Die Drehrichtung ist grundsätzlich in proximo- distaler Betrachtungsweise zu beschreiben (Kummer, 1961).

Als Rotation wird die Bewegung zwischen zwei Segmenten um eine Achse verstanden. Aktive und passive Knochenbewegungen um eine Achse sind Rotationen, wobei diese nur auf die jeweiligen Knochenbewegungen in den betreffenden Gelenkachsen zutreffen. Die anguläre Bewegung ist eine Rotationsbewegung, bei der sich der jeweilige Knochen im Raum um die jeweilige Gelenkachse dreht. Die Rotation einer Gliedmaße, ist ein Vorgang, der sich auf Gelenkebene abspielt und von dessen Morphologie begrenzt wird (Löer, 1999).

Während der Rotationswinkel bei jeder Bewegung unterschiedliche Größen annehmen kann, ist eine Änderung der Knochentorsion unter physiologischen Bedingungen nur während des Wachstums möglich. Pathologische Voraussetzungen für die Entstehung eines Torsionsfehlers, sind reduzierte mechanische Resistenzen des Stützgewebes oder erhöhte Torsionskräfte im Zuge des Wachstums. Ein Rotationsfehler kann durch Deformation der Gelenkkörper oder eine Insuffizienz der Weichteile hervorgerufen werden (Jend et al., 1981; Kummer, 1961; Lör, 1999; Weber, 1977).

#### 4.4. Anatomische Ebenen

Die Position des Hundekörpers in der computertomographischen Bildgebung kann räumlich in drei anatomischen Ebenen dargestellt werden (Abb. 1). Die Ebenen sind senkrecht zueinander angeordnet. Man unterscheidet die sagittale, dorsale (frontale, Humanmedizin: coronare) und transversale (axiale) anatomische Ebene (NAV, 2012).



**Abbildung 1:** Anatomische Ebenen  
(rot = transversal/axial; grün = frontal/dorsal; gelb = sagittal)

#### **4.4.1. Transversalebene**

Die Transversalebene teilt den Tierkörper in einen kranialen und einen kaudalen Teil. Die Gliedmaßen teilt die Transversalebene in einen oberen bzw. dorsalen Teil und einen unteren bzw. ventralen Teil. Die anatomischen Strukturen, die näher an der Wirbelsäule liegen, werden mit proximaler Lage bezeichnet, die Entferneren als distal (Petazzoni & Jaeger, 2008).

#### **4.4.2. Sagittalebene**

Die Sagittalen sind in einer kranio- kaudalen Position orientiert und unterteilen den Körper in linke und rechte Hälfte. Die mittlere sagittale Ebene teilt den Kopf, Gliedmaße oder den Körper in gleiche rechte und linke Hälften. Die sagittalen Ebenen sind parallel zur medianen sagittalen Ebene angeordnet und werden als paramediane sagittale Ebenen bezeichnet. Körperteile oder anatomische Strukturen, die näher an der medianen Ebene sind, werden als medial bezeichnet. Strukturen, die sich von der Ansicht weiter außen befinden, werden als lateral beschrieben (Petazzoni & Jaeger, 2008).

#### **4.4.3. Frontalebene**

Die dorsale (frontale) Ebene teilt den Körper in kraniale/anteriore und kaudale/posteriore Hälften. Die Ebene verläuft entlang der Längsachse des Tieres oder der Vorder- und Hintergliedmaßen. Die anatomischen Strukturen näher zum vorderen Tierkörper/Kopf werden als kranial gelegen bezeichnet. Auf der gegenüberliegenden Seite als kaudal (Petazzoni & Jaeger, 2008; Schwarz & Saunders, 2011).

#### **4.5. Definition von anatomischer und mechanischer Achse**

Die anatomische Achse eines Knochensegments ist eine Linie, die im Knochenzentrum durch die Epiphyse, die Diaphyse und die Metaphyse verläuft. Die Linie kann entweder gerade oder gekrümmt verlaufen, abhängig von der Anatomie des Knochens. Zur einfacheren Messbarkeit werden bei gekrümmten Knochen eine proximale und distale Achse gezogen, um Winkel mit Geraden zu bestimmen (Petazzoni & Jaeger, 2008). Die mechanische Achse ist eine gerade Linie, die das

Zentrum des proximalen und distalen Gelenks verbindet (Petazzoni & Jaeger, 2008).

#### **4.5.1. Abweichungen von der anatomischen Achse**

Abweichungen der anatomischen Achse werden als Knochenfehlstellung bezeichnet. Man unterscheidet unterschiedliche Knochenabweichungen (Löer, 1999; Petazzoni & Jaeger, 2008; Tobias & Johnston, 2011; Tomlinson et al., 2007):

1. Varus-Fehlstellung: eine Fehlstellung, bei der das proximale und/oder distale Ende des Knochens nach innen, Richtung Mediane abgelenkt ist.
2. Valgus-Fehlstellung: eine Fehlstellung, bei der das proximale und/oder distale Knochenende nach außen, weg von der mittleren Sagittalebene gestellt ist.
3. Prokurvatumstellung: eine Fehlstellung, bei der das proximale und/oder distale Knochenende kaudal geneigt ist.
4. Rekurvatumstellung: eine Fehlstellung, bei der das proximale und/oder distale Knochenende nach kranial geneigt ist.
5. Torsionsfehlstellung: Torsion ist die interne oder externe Abweichung um die Längsachse des Knochens.

## **5. Formen und Pathophysiologie der Luxatio patellae**

### **5.1. Formen der Luxatio patellae**

Je nach Pathogenese unterscheidet man die erworbene Patellaluxation (Luxatio patellae traumatica) von der angeborenen Patellaluxation (Luxatio patellae congenita), wobei die Patella nach medial (Luxatio patellae congenita medialis), nach lateral (Luxatio patellae congenita lateralis) und in beide Richtungen (Luxatio patellae congenita medialis et lateralis) luxieren kann (Reif, 2012; Schulz, 2009).

In der Literatur werden unterschiedliche Methoden zur Einteilung des Schweregrads einer Patellaluxation beim Hund beschrieben. Die Einteilung der Grade ist bei MPL und LPL identisch. Die erste Einteilung stammt von Putnam (1968):

- Grad 1: Durch manuellen Druck in Beuge- und Streckbewegung kann die Patella luxiert werden. Bei nachlassendem Druck kommt es zur spontanen Reposition.
- Grad 2: Die Patella kann durch Fingerdruck oder durch Streckung des Knies durch den Untersucher oder das Tier selbst luxiert werden. Die Patella bleibt luxiert und springt nur durch Druck oder durch aktives Beugen und Strecken zurück.
- Grad 3: Die Patella ist luxiert. Sie kann durch manuellen Druck in ihre reguläre Stellung in der Trochlea ossis femoris gebracht werden. Ein Einstellen des Druckes führt zum erneuten Luxieren der Patella
- Grad 4: Die Patella ist permanent nach medial lateral luxiert. Eine Reposition ist nicht möglich.

#### **5.1.1. Vorkommen der Luxatio patellae congenita medialis (MPL)**

In der Literatur werden Rasseprädispositionen in Zusammenhang mit medialer Patellaluxation (MPL) gezogen (Bound et al., 2009; Denny, 1996; Fitzpatrick et al., 2012; Gibbons et al., 2006; Lavrijsen et al., 2013; Oboladze, 2010; Priester, 1972). So tritt bei kleinen Hunderassen die MPL deutlich häufiger auf als bei Hunden mittlerer und großer Rassen. Am häufigsten sind Yorkshire Terrier, Chihuahuas und Pudel betroffen (Fitzpatrick et al., 2012; Oboladze, 2010). Die Prädisposition kleiner Hunderassen bei MPL ist unbestritten, dennoch häufen sich die Berichte zunehmender Fallzahlen von MPL bei größeren Hunderassen (Flat Coated Retriever, Labrador Retriever, Golden Retriever, Boxer, Husky, Malamute, Akita) (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Lavrijsen et al., 2013; Piermattei et al., 2006; Roush, 1993).

Geschlechtsspezifische Prädisposition von Hündinnen lässt sich durch unterschiedliche Ergebnisse vorangegangener Arbeiten nicht zwingend bestätigen. So sehen einige Autoren Rüden prädisponiert (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Remedios et al., 1992; Willauer & Vasseur, 1987), andere wiederum Hündinnen (Albrecht, 1999; DeAngelis & Hohn, 1970; Denny & Minter, 1973; Hayes et al., 1994; Oboladze, 2010; Priester, 1972). Auch die Annahme, dass große Hunde eher unter lateraler Luxatio patellae (LPL) und kleine Hunde unter MPL leiden

(DeAngelis, 1971; Hulse, 1981; Johnson & Hulse, 2012; Nunamaker, 1985) kann nicht von allen Autoren bestätigt werden (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Lavrijsen et al., 2013).

### **5.1.2. Vorkommen der Luxatio patellae congenita lateralis (LPL)**

Die laterale Patellaluxation kommt deutlich seltener als die MPL vor (Albrecht, 1999; Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Denny, 1996; Endres, 1977; Fehr et al., 1998; Hoffmann, 1983; Hulse, 1981; Matis, 2005; Oboladze, 2010; Piermattei et al., 2006; Roush, 1993). Es herrscht in der Literatur Uneinigkeit über die Rasseprädisposition. Laut Hulse (1995) und L' Eplattenier und Montavon (2002) kommt die LPL hauptsächlich bei großwüchsigen Hunderassen vor. Roush (1993) sieht Klein- und Großwüchsige Hunderassen gleichmäßig betroffen, statistisch signifikante Studien fehlen.

### **5.2. Diagnose der Patellaluxation**

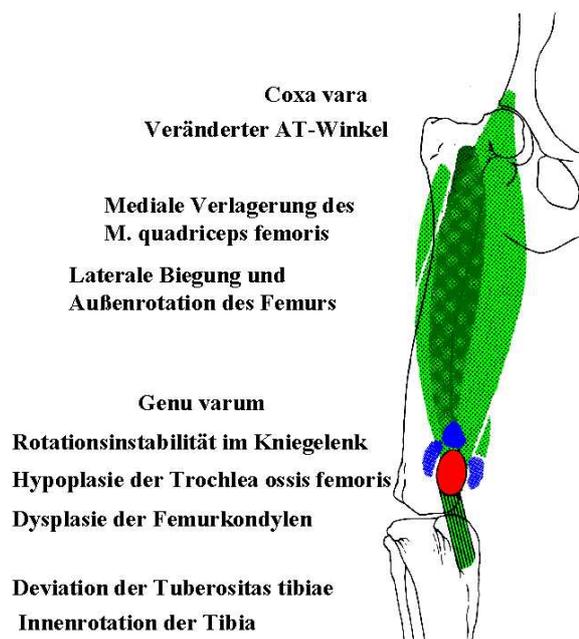
Die Diagnose der Patellaluxation wird palpatorisch anhand der klinisch- orthopädischen Untersuchung gestellt. Bei der Ganganalyse im Schritt und Trab sollte neben dem Lahmheitsgrad auf anatomische Seitenunterschiede und offensichtliche skelettale Veränderungen geachtet werden (Kowaleski et al., 2012). Bei der Erstuntersuchung erfolgt die Palpation am wachen Hund. Dabei wird am stehenden und liegenden Tier der Sitz und die Lage der Patella unter Beugung und Streckung, Adduktion und Abduktion, Exo- und Endorotation mit und ohne Druck des Daumens auf die Patella geprüft (Brunnberg et al., 2014). Die Gradeinteilung erfolgt nach der Einteilung von Putnam (1968) Die genaue palpatorische Diagnose ist notwendig, um den richtigen Luxationsgrad zu bestimmen (Kowaleski et al., 2012). Zusätzlich ist auf Symmetrieunterschiede durch Muskelatrophie der betroffenen Gliedmaße zu achten (Reif, 2012).

### **5.3. Pathophysiologie der MPL**

Die Pathophysiologie der kongenitalen MPL ist komplex und nicht vollständig geklärt (Kowaleski, 2006; Matis, 2006; Nunamaker, 1985; Singleton, 1969). Fest steht, dass verschiedene Ursachen und Kombinationen aus Fehlstellungen, die eine hohe erbliche Komponente aufweisen, ursächlich für eine MPL sind. Ursache

und Folge der Luxatio patellae congenita sind nur schwer voneinander zu trennen und eine vollständige Differenzierung ist nicht möglich (Cazieux, 1964; Fitzpatrick et al., 2012; Kaiser, 1999; Lör, 1999; Nunamaker, 1985; Singleton, 1969). Lör (1999) spricht von einem Circulus vitiosus, da sich Luxation und Pathophysiologie im Sinne eines Teufelskreises gegenseitig verschlimmern. Die Erkrankung manifestiert sich häufig in der Wachstumsphase im ersten Lebensjahr und kann häufig innerhalb der ersten sechs Lebensmonate diagnostiziert werden (Newton & Nunamaker, 1985).

Die häufigsten Fehlstellungen, der MPL sind Coxa vara, Retorsion des Femurhal- ses, distaler Femurvarus, flacher Sulcus trochlearis, mediale Torsion der Tuberositas tibiae einhergehend mit Innenrotation der gesamten Tibia, proximaler Tibia- valgus, Innenrotation der Pfote trotz lateraler Torsion der distalen Tibia und hy- poplastische mediale Femurkondylen (Abb.2) (Kinscher, 2007; Lör, 1999; Putnam, 1968; Schulz, 2009; Singleton, 1969; Towle et al., 2005).



**Abbildung 2:** Schematische Darstellung von Fehlstellungen und Eigenschaften bei MPL (Kaiser, 1999)

### 5.3.1. Zugrichtungsabweichung des M. quadriceps femoris bei MPL

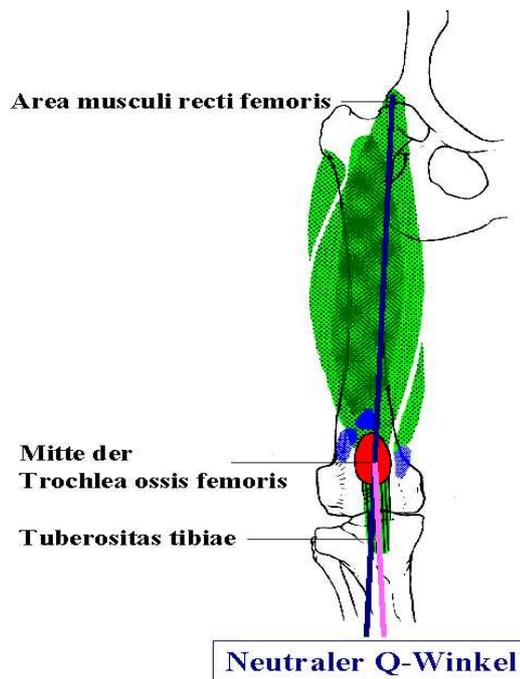
Die MPL ist Folge einer seitlichen Abweichung der Zugrichtung des M. quadriceps femoris. Die Endsehen des M. quadriceps femoris und die Trochlea ossis

femoris sind bei MPL nicht auf einer Geraden ausgerichtet (Kaiser, 1999). Die Verlagerung der Quadrizepsmuskulatur beruht auf einer Außenrotation der distalen Femurabschnitte, einer Varusdeformität des Femurs sowie einer Fehlstellung der Tibia oder einer Kombination dieser Faktoren (Petazzoni, 2011). Aufgrund der Achsenabweichungen verlagert sich bei MPL die Zugkraft der Quadrizeps-Muskelgruppe auf die Gliedmaßeninnenseite (Löer, 1999). Der Ansatz an der Tuberositas tibiae und die damit verbundene Innenrotation des Unterschenkels gemeinsam mit der nach lateral verlagerten femoralen Gleitfläche, führen zur Luxation der Patella. Je stärker die mediale Abweichung des M. quadriceps femoris ist, desto höher ist der Luxationsgrad (Singleton, 1969).

Die Verlagerung des M. quadriceps femoris wird als Folge knöcherner Deformitäten beschrieben. (Hulse, 1981; Kaiser, 1999; Shuttleworth, 1935) Unabhängig davon kann sie für die Entwicklung weiterer Deformationen am Knochengestüt verantwortlich sein (Kaiser, 1999). Die Medialisierung des M. quadriceps femoris verursacht einen medialen Druck auf die distale Wachstumsfuge des Femurs, der ausreichend groß ist, um das Wachstum zu retardieren. Gleichzeitig ist der Druck auf die laterale Seite der Wachstumsfuge vermindert, sodass das Wachstum hier beschleunigt ist (Schulz, 2009). Jedoch hängt es vom Entwicklungsgrad des Skelettes ab, wie stark es von den einwirkenden Kräften der verlagerten Muskulatur modelliert wird (Hulse, 1995; Putnam, 1968).

Die Zugrichtungsabweichung des M. quadriceps femoris wird mit dem Q- Winkel bestimmt. Die Messung des Q- Winkels wurde beim Hund in der Röntgen und MRT-Aufnahme beschrieben (Kaiser, 1999; Palmer, 2011). Der Verlauf des M. rectus femoris und das Lig. Patellae sind bei gestreckter Gliedmaße die Basislinien zur Messung des Q-Winkels (Kaiser, Cornely, Golder, et al., 2001). Zur Messung des Q-Winkels wird an der gestreckten Gliedmaße die Linie des M. rectus femoris vom Ursprung der Area musculi recti femoris bis zur Mitte der Trochlea femoris und weiter zur Tuberositas tibiae gezogen. Das Lig. patellae verläuft bei gesunden Gliedmaßen gerade von der Trochlearille bis zu seinem Ansatz an der Tuberositas tibiae. Eine seitliche Abweichung des Lig. patellae zum Verlauf des M. rectus femoris bestimmt die Größe des Q-Winkels. Mit zunehmenden Schweregrad der MPL wird der mediale Q- Winkel größer. (Kaiser, Cornely,

Golder, et al., 2001; Roush, 1993; Slocum & Slocum, 1998). Der physiologische mediale Q- Winkel liegt nach Kaiser (1999) bei  $10^\circ$  (Abb. 3).



**Abbildung 3:** Schematische Darstellung des medialen Q- Winkels bei gesunder Gliedmaße (Kaiser, 1999)

### 5.3.2. Deformationen des Femurs bei MPL

Deformationen des Femurs die mit MPL assoziiert werden sind Femurvarus und pathologische Femurtorsion (Maltorsion). Bei der Coxa vara kommt es zu einer Verkleinerung des Centrum-Collum-Diaphysenwinkels (CCD), bei dem der Winkel zwischen Femurhals und Femurschaft verkleinert ist (Löer, 1999; Putnam, 1968). Die Wachstumsdeformität des Femurs wird von Druckkräften auf das Epiphysenwachstum maßgeblich beeinflusst. Wirken die Kräfte parallel zur Wachstumsrichtung, wird die Längenzunahme gehemmt. Fehlt hingegen eine physiologische Belastung kann daraus ein übersteigertes Längenwachstum resultieren. Ändert sich die Richtung der Krafteinwirkung und setzt sie im rechten Winkel zur Fuge ein, entsteht eine Varusdeformität (Arkin & Katz, 1966). Hulse (1981) beschreibt ebenfalls die mediale Abwinklung des distalen Femurdrittels durch abnormes Epiphysenwachstum. Eine distale Verkrümmung des Femurs resultierend aus einer Medialverlagerung des M. quadriceps femoris. Durch den erhöhten Druck auf die mediale Epiphysenfuge des Femurs wird die Proliferation der

Chondroblasten gehemmt und in der Folge kommt es zu einer Hypoplasie des medialen Condylus und zu verstärktem Wachstum der lateralen Seite durch verminderten Druck (Nunamaker, 1985; Piermattei et al., 2006; Putnam, 1968).

Erstmalig formulierte Putnam (1968) die Hypothese einer Maltorsion des Femurs in Zusammenhang mit MPL. Laut Putnam ist die verstärkte Drehung des proximalen Femurendes der Auslöser der Maltorsion, da sie die Ausgestaltung distal liegender Gliedmaßenabschnitte beeinflusst. Luxationsauslösende Fehlstellung für die MPL ist der reduzierte Antetorsionswinkel im Sinne einer Außentorsion der distalen Femurabschnitte (Capmarty, 1990; Schawalder, 1987; Ythier & Baron, 1987).

### **5.3.3. Deformationen der Tibia bei MPL**

Zu den, bei medialen Patellaluxationen beschriebenen, Tibiadeformationen gehören eine Medialverlagerung der Tuberositas tibiae, eine Medialtorsion des proximalen Tibiaabschnittes mit oder ohne Lateraltorsion der distalen Tibia, wobei es zu einer Auswärtsstellung des Sprunggelenkes kommen kann (Bonath & Prieur, 1998; Fitzpatrick et al., 2012; Löer, 1999; Schulz, 2009). Die mediale Verlagerung der Tuberositas tibiae führt zu einer Prädisponierung der MPL (Apelt et al., 2005; Singleton, 1969; Swiderski & Palmer, 2007; Towle et al., 2005). Insbesondere die proximale Valgusdeformität der Tibia ist eine charakteristische Fehlstellung bei Hunden mit MPL (Roush, 1993; Singleton, 1969). Es ist allerdings fraglich, ob die Medialisierung des Tibiaplateaus eine Varuswinkelung im Verhältnis der proximalen Tibiahälfte zur distalen Tibiahälfte ist oder eine Medialverlagerung der gesamten Tibia durch femorotibiale Rotation (Roush, 1993). Beide Möglichkeiten könnten koexistieren (Barnes et al., 2014). Bisher gibt es keine Studien die Tibiadeformitäten definitiv als Ursache oder Folge der Patellaluxation einordnen können.

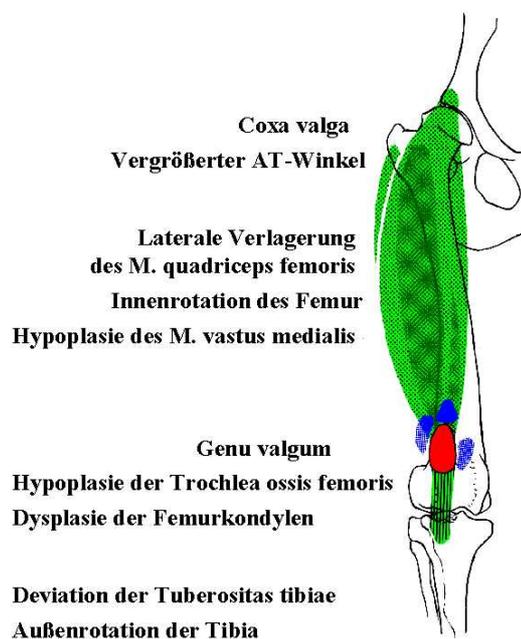
### **5.3.4. Femorotibiale Rotation bei MPL**

Die Medialverlagerung des M. quadriceps femoris kann bei höheren Luxationsgraden mit Innenrotation des Kniegelenks (Tibia in Verhältnis zum Femur; femorotibiale Rotation) einhergehen (Fitzpatrick et al., 2012). Die Innenrotation des Femorotibialgelenks (negative FTR) zwingt Unterschenkel und Pfote zur

Einwärtsdrehung. Um diese Einwärtsdrehung zu kompensieren rotiert der Patient die Pfote vermehrt nach außen (Löer, 1999). Von den Drehwinkeln zwischen Hüftgelenk und Pfote ist die Innenrotation der Tibia im Verhältnis zum Femur im Femorotibialgelenk am sichersten nachweisbar und somit mit medialer Patellaluxation assoziiert (Fitzpatrick et al., 2012; Löer, 1999; Piermattei et al., 2006).

#### 5.4. Pathophysiologie der LPL

Die LPL wird ähnlich wie die MPL häufig im frühen Lebensalter diagnostiziert. Die LPL zeichnet sich durch laterale Kniescheibenverlagerung und durch Coxa valga aus (Olmstead, 1981; Piermattei et al., 2006). Die LPL geht in der Regel mit einer deutlichen X- Beinigkeit (Genu valgum) einher (Piermattei et al., 2006). Betroffene Patienten leiden zusätzlich häufig unter einer Hüftgelenkdsplasie (Rudy, 1974). Bei der LPL ist der M. quadriceps femoris nach lateral verlagert (Abb.4). Die Tibia ist im Verhältnis zum Femur nach außen rotiert (Johnson & Hulse, 2012; Kaiser, 1999; Olmstead, 1981).



**Abbildung 4:** schematische Darstellung der Fehlstellungen und Eigenschaften der LPL (Kaiser, 1999)

#### **5.4.1. Zugrichtungsabweichung des M. quadriceps femoris bei LPL**

Die LPL ist Folge einer lateralen Abweichung der Zugrichtung des M. quadriceps femoris (DeAngelis, 1971; Kaiser, 1999; Singleton, 1969). Die Verlagerung der Quadrizepsmuskulatur beruht auf einer Innenrotation der distalen Femurabschnitte und einer Valgusdeformität des Femurs (Petazzoni, 2011; Shuttleworth, 1935). Aufgrund der Achsenabweichungen verlagert sich bei LPL die Zugkraft der Quadrizeps- Muskelgruppe auf die Gliedmaßenaußenseite (Löer, 1999). Je stärker die laterale Abweichung des M. quadriceps femoris ist, desto höher ist der Luxationsgrad (Singleton, 1969). Kaiser (2001) konnte in seiner Studie bei der LPL keine Vergrößerung des lateralen Q- Winkels messen.

#### **5.4.2. Deformationen des Femurs bei LPL**

Valgusstellung des Femurs und vermehrte Antetorsion führen zur lateralen Luxation (Capmarty, 1990; Olmstead, 1981; Schawalder, 1987; Ythier & Baron, 1987). Die genannten Autoren nennen das Genu valgum als charakteristischste Fehlstellung der LPL. Im Gegensatz zur medialen Patellaluxation kommt es bei der lateralen Kniescheibenverlagerung zur medialen Torsion. Bei der LPL ist der Antetorsionswinkel vergrößert, es liegt eine Coxa vara vor (Olmstead, 1981; Piermattei et al., 2006).

#### **5.4.3. Deformationen der Tibia und femorotibiale Rotation bei LPL**

Typische Fehlstellungen der Tibia bei höhergradiger (Grad 3- 4) LPL ist die Außenrotation der Tibia, die von manchen Autoren als Fehlstellung im Sinne einer Außentorsion des Knochens verstanden wird (Apelt et al., 2005; Aper et al., 2005) oder als Außenrotation der gesamten Tibia im Verhältnis zum Femur (Piermattei et al., 2006; Schawalder, 1987).

#### **5.5. Abnormalität des Sulcus trochlearis**

Hunde mit kongenitaler medialer und lateraler Patellaluxation zeigen eine abnorme Entwicklung des Sulcus trochlearis (Albrecht, 1999; Kinscher, 2007; Kowaleski et al., 2012; Nunamaker, 1985; Putnam, 1968; Schnappauf, 2005). Der Grad der Veränderung reicht von einer annähernd normalen Trochlea bis hin zu

einem vollständigen Fehlen derselben (Schulz, 2009), dabei ist die Ursache der Hypoplasie der Trochlea ossis femoris unklar. Teilweise wurde die flache Gleitrinne als Ursache für die Kniescheibenverlagerung angesehen (Henschel et al., 1981; Kodituwakku, 1962), die meisten Autoren betrachten die hypoplastische Gleitrinne als Folge der Verlagerung (Hutter et al., 1983; Putnam, 1968; Singleton, 1969). Einige Autoren postulieren die Entstehung der hypoplastischen Trochlea ossis femoris aufgrund eines fehlenden formativen Reizes durch die Patella, wenn diese nicht physiologisch auf der Trochlea gleitet (DeAngelis, 1971; Hutter et al., 1983).

### **5.6. Klinik der MPL**

Die Klinik der MPL ist variabel und hängt vom Luxationsgrad und vom Grad der degenerativen Veränderungen ab (Schulz, 2009). Patienten mit Grad 1 Luxation zeigen gewöhnlich keine Lahmheit und die Diagnose ist häufig ein Nebenbefund der orthopädischen Untersuchung. Patienten mit einer Grad 2 Luxation zeigen gelegentliche intermittierende Lahmheit beim Laufen oder Rennen (Reif, 2012; Schulz, 2009). Bei Luxationsgrad 3 variiert die Lahmheit von einem gelegentlichen Hochziehen der betroffenen Gliedmaße bis zu einer Stützbeinlahmheit. Durch beidseitige und mittel- hochgradige (Grad 3 und 4) Luxationen führt die Fehlstellung der Gliedmaße (Einwärtsdrehen der distalen Gliedmaße und Genu varum) zu einer typischen Lahmheit, bei der sich Hunde mit gebeugter Haltung der Hintergliedmaßen und kurzen Schritten fortbewegen (Kowaleski, 2006; Oboladze, 2010). Patienten mit Grad 4 zeigen hochgradige Lahmheit und Ganganomalien, sie laufen mit eingeknickten Hinterbeinen, da sie nicht in der Lage sind, das Kniegelenk vollständig zu strecken (Kowaleski et al., 2012; Schulz, 2009).

Die Symptome werden einerseits durch die inkorrekte oder fehlende Funktion des Streckmechanismus des Kniegelenks verursacht, andererseits durch die im weiteren Verlauf der Krankheit eintretende Abnutzung des Gelenkknorpels an der Patella, der Trochlea ossis femoris und der sich allmählich entwickelnden Osteoarthritis (Reif, 2012; Schulz, 2009).

### **5.7. Klinik der LPL**

Bei Grad 1 und 2 LPL tritt ähnliche Lahmheitssymptomatik wie bei der MPL auf, bestehend aus intermittierendem Anziehen der betroffenen Gliedmaße (Reif, 2012; Schulz, 2009). Bei Grad 3 oder 4 LPL gehen die Hunde häufig in X-beiniger Haltung. Das klinische Bild des X-Beines entsteht durch Valgusstellung des Femurs und durch Innentorsion des distalen Femurendes oder durch Außenrotation der Tibia mit entsprechender Lateralisation der Tuberositas tibiae (Bardet et al., 1983; Schawalder, 1987). Der Lahmheitsgrad mit LPL betroffener Hunde ist ausgeprägter als bei Patienten mit MPL gleichen Grades (Oboladze, 2010; Olmstead, 1981; Rudy, 1974).

### **5.8. Bildgebung und präoperative Planung**

#### **5.8.1. Röntgen**

Die röntgenologische Untersuchung ist hilfreich um die bestehende Luxation zu dokumentieren und den Grad der degenerativen Veränderungen des Kniegelenks beurteilen zu können. Die Röntgenbefunde bei der Luxatio patellae sind variabel und hängen von Art und Grad der Erkrankung ab (Dudley et al., 2006; Hecht & Adams, 2008). Standardmäßig wird eine kraniokaudale (Abb. 6) und mediolaterale (Abb. 5) Aufnahme des Kniegelenks angefertigt. Bei jungen Hunden ist oft der auffälligste Befund die Verlagerung der Patella aus der Trochlea ossis femoris nach medial oder lateral (Grad 3 und 4). Werden Hunde erst im Alter von ein bis drei Jahren wegen einer Lahmheit vorgestellt, ist die Patellaluxation meist bereits von Knorpelläsionen und Osteoarthrose begleitet (Johnson & Hulse, 2012). Röntgenologisch kann häufig eine Achsenabweichung nach medial mit Varuskrümmung des distalen Femurs diagnostiziert werden (Kowaleski, 2006; Roch & Gemmill, 2008; Swiderski et al., 2008). Eine Krümmung der proximalen Tibia nach medial und eine weiter medial lokalisierte Tuberositas tibiae können bei höhergradigen Luxationen festgestellt werden (Apelt et al., 2005; Dismukes et al., 2007). Bei Grad 3 und 4 der MPL (LPL) kann röntgenologisch bei kraniokaudalen und mediolateralen Standardaufnahmen des Kniegelenks eine mediale (laterale) Verlagerung der Patella erkennbar sein. Bei Grad 1 und 2 kann die Patella in situ

oder medial (lateral) verlagert sein (Harasen, 2006; Kowaleski et al., 2012; Olmstead, 1981).

Die Trochlea ossis femoris ist häufig abnorm entwickelt oder hypoplastisch, was mit einer Skyline-Aufnahme des Kniegelenks näher beurteilt werden kann. Beim Skyline-Röntgen des Knies wird eine Tangentialaufnahme des Kniescheibengelenks gemacht. Hierzu wird das Kniegelenk auf ca. 95 bis 115° gebeugt. Die Aufnahme der Patella und der Trochlea erfolgt in der Regel im horizontalen Strahlengang von distal nach proximal, wobei sich der Patient in Rückenlage befindet. Die Kassette wird proximal des gebeugten Knies platziert, der Zentralstrahl wird über der Patella zentriert (Abb. 7). Skyline-Aufnahmen sind sehr hilfreich um prä- und postoperativ die Trochleattiefe zu beurteilen (Hecht & Adams, 2008; Schulz, 2009; Tobias & Johnston, 2011).

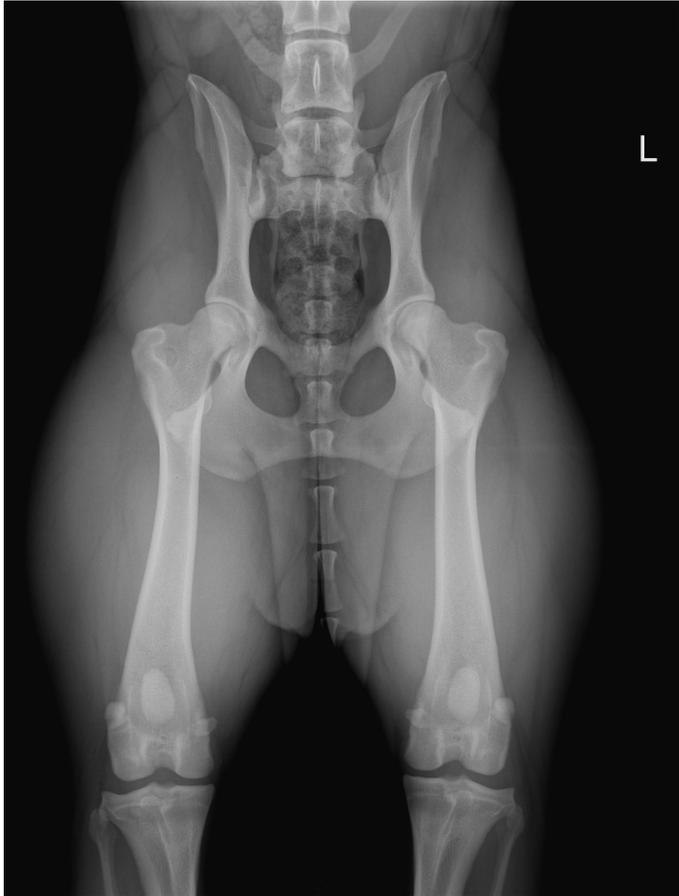
Zur röntgenologischen präoperativen Planung bei Korrekturosteotomien ist eine akkurate präoperative radiologische Planung indiziert. Dies beinhaltet mindestens vollständige kraniokaudale und mediolaterale Aufnahmen des Femurs und der Tibia inklusive Tarsus (Harasen, 2006; Kowaleski, 2006; Soparat et al., 2012; Tobias & Johnston, 2011). Die akkurate präoperative Planung anhand Röntgenaufnahmen erfordert eine exakte Lagerung die unter starker Sedierung oder Vollnarkose erfolgen sollte (Dudley et al., 2006; Kowaleski, 2006; Swiderski et al., 2008). Bei Varus- und Valguskorrekturosteotomien des Femurs und der Tibia wird in der Tiermedizin (Kowaleski, 2006; Palmer, 2011; Soparat et al., 2012) ein aus der Humanmedizin stammendes Messverfahren bei biplanaren Röntgenaufnahmen zur Planung von Korrekturosteotomien beschrieben dem CORA (Center of Rotation and Angulation). Bei diesem Verfahren wird auf der Röntgenaufnahme eine Knochenlängsachse (Femurlängsachse, Tibialängsachse) vom Zentrum der distalen und proximalen Diaphyse eingezeichnet. Zusätzlich werden zwei mechanische Achsen bestimmt. Diese verlaufen von den Zentren der proximalen und distalen Gelenke des langen Röhrenkochen aufeinander zu. Der Schnittpunkt der beiden mechanischen Achsen auf der Knochenlängsachse ist das CORA, auf dessen Höhe die Korrekturosteotomie vollzogen wird (Kowaleski, 2006; Palmer, 2011; Soparat et al., 2012).

Mit kraniokaudalen oder mediolateralen Aufnahmen des Femurs, können allerdings keine Torsionsfehlstellungen determiniert werden (Kowaleski, 2006; Lör,

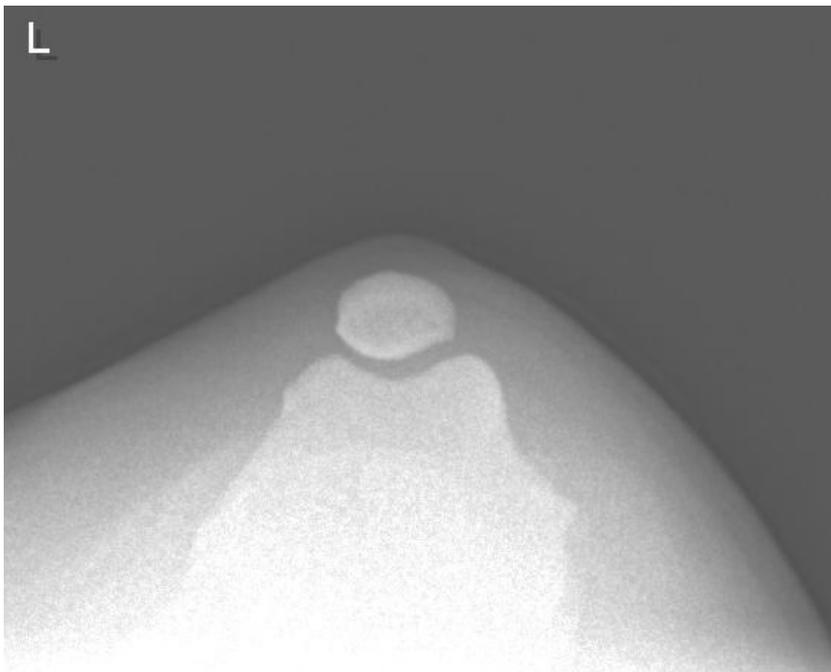
1999). Hierfür ist eine Axialaufnahme des Femurs notwendig (Abb. 8) (Dudley et al., 2006; Kowaleski, 2006; Nunamaker et al., 1973; Towle et al., 2005). Bei der Axialaufnahme werden Femurhals und Femurkondylen übereinanderprojiziert. Die Axialaufnahme des Femurs erfolgt durch senkrechte Aufnahme der Femurlängsachse. Hierfür wird die Hintergliedmaße des Hundes in Rückenlage bei gebeugter Hüfte so positioniert, dass der Zentralstrahl der Röntgenröhre in das Zentrum der Femurdiaphyse gerichtet ist. Der Röntgendetektor befindet sich unter dem jeweiligen Hüftknochen (Dudley et al., 2006; Kowaleski, 2006; Nunamaker et al., 1973; Towle et al., 2005). Die Axialaufnahmen und die röntgenologische Torsionsbestimmung des Femurs unterliegen einer hohen Fehlerquote, da die exakte Lagerung des Femurs schwierig ist und die Röntgenaufnahmen mit Positionsartefakten behaftet sind (Dudley et al., 2006; Kowaleski, 2006; Lör, 1999).



**Abbildung 5:** medio-laterale Aufnahme des Kniegelenks, die Femurkondylen sind exakt übereinander gelagert. Patella in situ



**Abbildung 6:** krano-kaudale Röntgenaufnahme der Hüft- und Kniegelenke, die Patellae sind beidseits in situ



**Abbildung 7:** disto-proximale Skyline-Röntgenaufnahme des Kniegelenks, die Patella ist in situ, der Sulcus trochlearis deutlich ausgeprägt

### **5.8.2. Computertomographie**

Zur präoperativen Planung bei Korrekturosteotomien bei Patellaluxation empfehlen einige Autoren die Computertomographie als sinnvolle Alternative oder Ergänzung zur biplanaren Röntgenaufnahme (Apelt et al., 2005; Aper et al., 2005; Dudley et al., 2006; Griffon, 2011; Kowaleski, 2006; Löer, 1999). Die Computertomographie mit der Möglichkeit zur dreidimensionalen Rekonstruktion zeigt gegenüber biplanaren Röntgenaufnahmen klare Vorteile bei der präoperativen Planung der Luxatio patellae beim Hund (Apelt et al., 2005; Aper et al., 2005; Dudley et al., 2006; Fitzpatrick et al., 2012; Kowaleski, 2006; Löer, 1999). So können Torsionswinkel des Femurs (Dudley et al., 2006; Löer, 1999) und der Tibia (Aper et al., 2005; Fitzpatrick et al., 2012; Löer, 1999) deutlich einfacher bestimmt werden (siehe Punkt 6).

### **5.9. Therapie der medialen oder lateralen Luxatio patellae**

Die chirurgische Therapie der MPL basiert auf der Neuausrichtung des Quadrizeps-Mechanismus, Korrektur der Knochenachse und Stabilisierung der Patella in der Trochlea ossis femoris. Zielsetzung hierbei ist die Beseitigung der Patellaluxation (Horne, 1979; Nunamaker, 1985). Es kann eine Reihe verschiedener Knochen- und Weichteiloperationen angewendet werden, um dieses Ziel zu erreichen (Kowaleski et al., 2012). Eine alleinige Anwendung von Weichteiloperationen unterliegt allerdings einer strengen Indikation und sollte auf geringe Schweregrade der Patellaluxation beschränkt bleiben (Piermattei et al., 2006). Weichteilkorrekturen sind zumeist nur stabilisierende Methoden, mit denen die Luxationsursache nicht behoben wird (Brunnberg et al., 2014; DeAngelis, 1971). Operationen am Knochen verfolgen das Ziel die Ursache der Patellaluxation zu beheben. Allerdings gibt es keine einheitliche Operationsmethode, die alle Luxationsformen und alle Schweregrade behebt (Horne, 1979). Je nach Schweregrad der Luxation und Lokalisation der Fehlstellung werden unterschiedliche OP-Methoden beschrieben. Häufig werden mehrere Methoden kombiniert, um die assoziierten Fehlstellungen zu behandeln (Piermattei et al., 2006). In jedem Fall ist bei allen Therapieansätzen eine genaue präoperative Planung indiziert (Dismukes et al., 2007). Trotz chirurgischer Stabilisierung des Kniegelenks und Reponierung der Patella werden bei vielen Operationsmethoden immer wieder Komplikationen

beschrieben, die häufigste Komplikation ist die Reluxationen (Tab.1) (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Oboladze, 2010; Swiderski & Palmer, 2007). Die Entstehung bzw. das Fortschreiten degenerativer Gelenkerkrankungen können trotz OP häufig nicht vollständig verhindert werden (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Oboladze, 2010; Roy et al., 1992; Swiderski & Palmer, 2007).

### **5.9.1. Konservative Therapie**

Die konservative Therapie mit Ruhighaltung, Muskelaufbau und Physiotherapie wird heute nur bei Luxationsgrad 1 empfohlen (Johnson & Hulse, 2012; Reif, 2012; Roy et al., 1992). In der Vergangenheit wurden scharfe Einreibungen, lokale gewebereizende Lösungen, hyperämisierende Salbe, kutanes Punktbrennen und Bewegungstherapie als Therapieversuche beschrieben. Diese Methoden sind als obsolet anzusehen und werden als unwirksam abgelehnt (DeAngelis & Hohn, 1970; Lör, 1999; Matis, 2006).

### **5.9.2. Faszien- und Gelenkkapselraffung**

Die Faszien- und Gelenkkapselraffung wird isoliert, laut Matis (1999), nur bei geringgradigen Patellaluxationen durchgeführt, ansonsten häufig mit Torchleakeilvertiefungen und/oder Tuberositas tibiae Transpositionen kombiniert. Das Prinzip dieser Methoden ist die Verkürzung der überdehnten Gelenkkapsel und Faszien (Hulse, 1981; Matis, 1999; Singleton, 1969; Überreiter, 1966). Es entsteht ein stabiler und straffer Faszien- bzw. Kapselverschluss, der in entgegengesetzter Richtung zur Luxationsrichtung wirkt. Flo und Brinker (1970) beschreiben die Dopplung der Knie- und Oberschenkelfaszie, die als alleinige Methode nur bei Grad 1 MPL und bei jungen Hunden indiziert ist (Gitterle, 1999).

### **5.9.3. Faden- und Faszienzügel**

Ziel dieser Methode ist die Patella durch Faden- oder Faszienzügel in Position zu halten. Bei der Fadenzügelmethode werden nichtresorbierbare Fäden um das laterale und/oder mediale Sesambein geschlungen und durch zwei Bohrkanäle, die sich in der Tuberositas tibiae befinden, gezogen und verknotet (Bonath & Prieur, 1998; Henschel et al., 1981; Vasseur, 2003). Es können auch präparierte Gewebestreifen der Fascia lata und genu um das jeweilige Os sesamoideum gastrocnemii

geführt und unter Spannung vernäht werden (Matis, 1999). Bei Bewegung bleibt der Faszienstreifen annähernd im Drehpunkt der Patellabewegung und erhält somit einen konstanten Zug auf die Patella (DeAngelis, 1971; Hoffmann, 1983; Paatsma & Kärkkäinen, 1981).

#### **5.9.4. Mobilisierung des M. quadriceps femoris**

Bei starker Verlagerung des M. quadriceps femoris und einhergehender MPL Grad 4 ist eventuell eine Verlagerung der Patella nicht möglich. Dafür wird die Mobilisierung des M. quadriceps femoris beschrieben. Hierbei wird der Muskel bis zur Mitte des Femurs vom Knochen gelöst. Die Gelenkkapsel und Retinacula werden beidseits der Patella durchtrennt und die angrenzenden Muskeln vom M. quadriceps femoris gelöst. Dabei wird auch der Ansatz der Gelenkkapsel proximal der Trochlea ossis femoris mobilisiert. Danach ist eine Reponierung der Patella möglich (Piermattei et al., 2006).

#### **5.9.5. Transposition der Tuberositas tibiae**

Die Transposition der Tuberositas tibiae wurde von Singleton (1969) etabliert. Die Korrektur der Zugrichtung des M. quadriceps femoris durch die Transposition der Tuberositas tibiae ist die am häufigsten verwendete Methode (Denny & Minter, 1973; Hulse, 1981; Piermattei et al., 2006; Vasseur, 2003). Ziel der Methode bei MPL ist die Medialverlagerung der Tuberositas tibiae durch eine Transposition der Tuberositas nach lateral zu korrigieren, bei LPL entsprechend umgekehrt. Durch Transposition der Tuberositas tibiae wird der bei Patellaluxation typische unphysiologische Seitwärtszug des M. quadriceps femoris korrigiert. Die Transposition der Tuberositas tibiae hat in der Literatur viele Befürworter, weil sie den Quadrizepswinkel dem physiologischen Grad annähert und somit einer Ursache der MPL entgegenwirkt (Campbell & Pond, 1972; Denny & Minter, 1973; Gibbons et al., 2006; Hulse, 1981; Piermattei et al., 2006; Vasseur, 2003).

Die Tuberositas tibiae wird hierbei mit einer Knochensäge unter Erhaltung einer distalen Knochenbrücke osteotomiert und mit Kirschner Bohrdrähten, Zuggurtung oder Schraube fixiert (Matis, 1999; Schulz, 2009). Das Ausmaß der Lateralverschiebung ist subjektiv, orientiert sich aber daran, die Tuberositas in die Verlängerung der Längsachse durch den Sulcus trochlearis zu platzieren (Schulz, 2009).

Diese Operationsmethode wird häufig mit einer Vertiefung der Trochlea verbunden, da in vielen Fällen ab einer Grad 2 oder 3 Patellaluxation eine Abflachung der Trochlea ossis femoris besteht (Bonath & Prieur, 1998).

#### **5.9.6. Trochleavertiefung**

Die Trochleakeilvertiefung wurde von Slocum (1982) erstmals beschrieben. Dabei wird der Sulcus trochlearis, in der die Patella gleitet, unter Erhalt des hyalinen Knorpels vertieft um das Patellagleitlager zu verbessern (Slocum & Slocum, 1993; Vasseur, 2003). Bei der Trochleakeilvertiefung wird mit zwei keilförmig zulaufenden Sägeschnitten ein Knochenkeil aus der Trochlea ossis femoris entfernt wobei die Basis des Keils etwa dem Durchmesser der Patella entsprechen sollte. Mit einem weiteren Sägeschnitt, der parallel zu einem der ersten verläuft, wird vom Rand eine dünne Knochenscheibe entfernt. Dadurch wird der entstandene Knochendefekt erweitert und vertieft. Der zuvor entnommene Knochenkeil wird wieder eingesetzt und gut angedrückt. Die Tiefe der Trochlea ossis femoris soll nach Slocum (1993) annähernd der halben Höhe der Patella entsprechen.

Es gibt unterschiedliche Modifizierungen der Trochleavertiefung, die sich im Wesentlichen durch die Form des entnommenen Knochenstücks unterscheiden (Piermattei et al., 2006). Johnson et al. (2001) halten die Trochleablockresektion nach Talcott (2000) bei der das entnommenen Knochenstück quaderförmig ist, für überlegen, haben dies allerdings nur am Kadaver getestet. Ballatori (2005) verglich die Trochleakeilvertiefung mit der Trochleablockresektion an 4 bilateral MPL erkrankter Hunde, mit dem Ergebnis, dass postoperativ bei der Trochleablockresektion eine geringgradig höhere Stabilität der Patella im Sulcus trochlearis beim gestreckten Gelenk zu verzeichnen war. Allerdings wird bei der Trochleablockresektion auch ein höherer operativer Schwierigkeitsgrad diskutiert (Ballatori et al., 2005).

Linney und Hammer (2011) operierten 91 MPL-Patienten mit unterschiedlichen OP Methoden, jedoch ohne Trochleakeilvertiefung, hier lag die postoperative Relaxationsrate mit 18% deutlich über den Relaxationsraten vergleichbarer Studien bei denen die Trochleakeilvertiefung isoliert und in Kombination mit der Transposition der Tuberositas tibiae angewendet wurde und die Relaxationsraten ledig-

lich bei 8 - 8,6% lagen (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Gibbons et al., 2006; Oboladze, 2010).

### **5.9.7. Trochleavertiefung durch Knorpelresektion**

Die Knorpelresektion ist die einfachste Methode die Gleitfläche der Patella zu vertiefen. Dabei wird der Gelenkknorpel mit einer Knochenraspel, einer Knochenfräse oder einem Rongeur mehrere Millimeter abgetragen und somit die Gleitfläche der Patella vertieft, sodass die Patella nicht mehr luxiert (DeAngelis, 1971; Horne, 1979). Diese Methode wird als obsolet bezeichnet, da sie zu einem Verlust des hyalinen Knorpels führt (Kowaleski et al., 2012; Schulz, 2009).

### **5.9.8. Subchondrale Trochleavertiefung**

Die subchondrale Trochleavertiefung sollte nur bei Tieren unter sechs Monaten durchgeführt werden (Piermattei et al., 2006). Hierbei wird der Gelenkknorpel im Gleitlager der Patella lappenförmig mit der Basis nach proximal vorsichtig vom subchondralen Knochen gelöst. Der darunter liegende subchondrale Knochen wird bis zur benötigten Tiefe mit einer Lüerschen Zange, einem Rongeur, einer Raspel oder einer Kürette abgetragen. Der gelöste Knorpellappen wird zurückgeklappt und angedrückt (Bonath & Prieur, 1998; Kowaleski et al., 2012; Piermattei et al., 2006).

### **5.9.9. Patellektomie**

In früheren Jahren häufiger angewendete Methode, vor der mittlerweile aber ausdrücklich gewarnt wird, da nach einer kurzfristigen Besserung der Beschwerden, schmerzhafte Veränderungen am Kniegelenk eintreten, die den Gebrauch der Gliedmaße stark beeinträchtigen (Bonath & Prieur, 1998). Im Rahmen der Patellektomie wird die ganze Kniescheibe oder Teile der Kniescheibe aus der Sehne des M. quadriceps geschält und der entstandene Sehnendefekt mithilfe von rückläufigen Nähten verschlossen (Matis, 2007; Piermattei et al., 2006). Die Patellektomie sollte laut Piermattei (2006) nur dann erwogen werden, wenn durch langanhaltendes gravierendes Krankheitsbild, bereits erhebliche chondrotische Läsionen eingetreten sind und ein Korrekturingriff keinen Erfolg auf Besserung verspricht.

### **5.9.10. Patellar Groove Replacement**

Das Patellar Groove Replacement ist eine neue Operationsmethode für MPL und LPL, bei der die Trochlea ossis femoris durch eine künstliche Trochlea ersetzt wird. Diese Methode soll insbesondere bei erheblicher Arthroseprogression im Bereich der Trochlea ossis femoris zu postoperativer Schmerzfreiheit führen, bei der dies durch herkömmliche Operationsmethoden nicht erreicht werden kann. Zur Fixierung des Implantats wird die Trochlea ossis femoris kranial des M. extensor digitorum longus mit einer Knochensäge plan abgetragen. Das Implantat besteht aus zwei Komponenten, einer perforierten Basisplatte aus Titan, die ein knöchernes Einwachsen erlaubt, sowie einer mit Karbon ummantelten Trochlea-Prothese (Tepic & De Haan, 2012). Das Patellar Groove Replacement kann mit einer Korrekturosteotomie des Femurs oder der Tibia kombiniert werden (Tepic & De Haan, 2012). Bisher wurde das Patellar Groove Replacement in einer Fallstudie mit 35 Fällen Grad 2 und 3 MPL evaluiert. Dabei traten in sechs Fällen Komplikationen auf, davon benötigten drei Patienten chirurgische Nachversorgung. Bei 24 Patienten wurde komplette Lahmheitsfreiheit nach drei Monaten und bei weiteren sieben Patienten nach einem längeren Zeitraum erreicht (Dokic et al., 2015).

### **5.9.11. Korrekturosteotomie des Femurs**

Die chirurgische Versorgung der MPL durch Korrekturosteotomie des Femurs beim Hund wurde erstmals 1935 von Schuttleworth beschrieben und gewinnt an Bedeutung (Kowaleski, 2006; Roch & Gemmill, 2008; Swiderski & Palmer, 2007). Hohe Relaxationsraten und ernsthafte Komplikationen werden fehlender Beachtung der Varusdeformität des Femurs zugeschrieben (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Gibbons et al., 2006; Palmer et al., 2011; Slocum & Slocum, 1998; Willauer & Vasseur, 1987).

Die Entscheidungskriterien für die Durchführung einer Korrekturosteotomie sind umstritten (Swiderski & Palmer, 2007). Manche Autoren empfehlen eine Korrekturosteotomie bei MPL oder LPL, sobald diese in Kombination mit nicht näher definierter Varusdeformität des Femurs auftritt (Peruski et al., 2006; Roch & Gemmill, 2008; Swiderski & Palmer, 2007). Einige Autoren favorisieren Korrekturosteotomien nur bei hochgradigen Verkrümmungen der Knochen mit gleichzeitiger Schrägstellung der Kniegelenksachse, wenn die Kombination aus Tubero-

sitas tibiae- Transposition, Trochleavertiefung und Faszien- und Kapselraffung nicht zu dem gewünschten Ergebnis führen können (Bonath & Prieur, 1998; Matis, 2005). Erstmalig nennt Swiderski (2007) eine konkrete Varusfehlstellung bei MPL ab der eine Korrekturosteotomie durchgeführt werden soll. Es wird eine Korrekturosteotomie ab einer Femurvarusstellung von  $> 12^\circ$  empfohlen. Hier bleiben rassespezifische Unterschiede allerdings unberührt und die Messgenauigkeit und die Reproduzierbarkeit der Messmethoden sind nicht gegeben (Palmer, 2011).

Korrekturosteotomien sind mit hohen Risiken behaftet und sollten nur von erfahrenen Chirurgen durchgeführt werden (Bonath & Prieur, 1998; Hulse, 1995). Beim Femur sind das im wesentlichen die Closing-Wedge-Osteotomie, die Opening-Wedge-Osteotomie (Keilosteotomien) und Rotationsosteotomie (Kowaleski, 2006; Tobias & Johnston, 2011; Vasseur, 2003).

Bei MPL wird häufig eine laterale Closing-Wedge-Osteotomie durchgeführt (Palmer, 2011). Hierbei wird an der Stelle der größten Deformität (CORA) der Knochenkeil entnommen, dessen offene Winkelseite nach lateral zeigt. Sollte eine Torsionsfehlstellung vorliegen, kann der Femur im gleichen Schritt rotiert werden (Johnson & Hulse, 2012). Hierzu gibt es allerdings kaum verlässliche Empfehlungen in der Literatur. Im Anschluss werden freigelegte Knochenenden aufeinander gesetzt und über Schrauben, Knochenplatten, oder Fixateur externe verbunden (Johnson & Hulse, 2012; Kowaleski, 2006; Palmer, 2001). Der herausgesägte Winkel des osteotomierten Knochenkeils sollte der Winkeldifferenz zwischen präoperativ gemessenen Varuswinkel und postoperativ angestrebten Winkel entsprechen (Palmer, 2011; Tobias & Johnston, 2011). Bei unilateral betroffenen Patienten kann sich an der Winkelung der gesunden Gliedmaße orientiert werden. Bei bilateral betroffenen Hunden, muss die physiologische Winkelung geschätzt werden, da verlässliche rassespezifische Parameter fehlen (Palmer, 2011). Nachteil der Closing-Wedge-Osteotomie ist eine Verkürzung des operierten Knochens (Kowaleski, 2006; Tobias & Johnston, 2011).

Bei der Opening-Wedge-Osteotomie wird kein Keil entnommen, sondern ein einziger Sägeschnitte gesetzt und der Femur entsprechend der zu korrigierenden Fehlstellung aufgeklappt. Im Anschluss wird der Osteotomiespalt über Platten oder Fixateur externe stabilisiert. Der Osteotomiespalt wird mit autogener Spon-

giosa ausgefüllt (Johnson & Hulse, 2012; Tobias & Johnston, 2011). Nachteil dieser Methode gegenüber der Closing-Wedge-Osteotomie ist eine höhere Instabilität des Knochens, da ein Osteotomiespalt entsteht (Kowaleski, 2006).

Closing- und Opening- Wedge- Osteotomie können auch in Kombination eingesetzt werden, hierbei wird der entnommene Keil halbiert und in umgekehrter Richtung in den Osteotomiespalt gesetzt. Die Verkürzung des Knochens wird dadurch reduziert (Tobias & Johnston, 2011).

Swiderski und Palmer (2007) untersuchten den Langzeittherapieerfolg von Femurkorrekturosteotomien bei MPL-Patienten bei großwüchsigen Patienten über 5 Jahre. Die Ergebnisse waren zufriedenstellend und die Patienten zeigten postoperativ guten Heilungsverlauf, keine Reluxationen (Tab.1) und deutlich verringerte Lahmheit.

#### **5.9.12. Korrekturosteotomie der Tibia**

Tibiakorrekturosteotomien können ab Grad 3- 4 MPL/LPL notwendig werden, je nach Tibiafehlstellung (Weh et al., 2011). Bei der Tibia können ähnlich wie beim Femur die Closing-Wedge-Osteotomie und die Opening-Wedge-Osteotomie angewendet werden (Weh et al., 2011). Reif (2012) empfiehlt bei höhergradigen Achsenabweichungen des Femurs und der Tibia bei Patellaluxation, die Fehlstellung über eine distale Femurkorrekturosteotomie zu beheben, konkrete Erfolgsstudien fehlen.

#### **5.10. Ergebnisse und Komplikationen nach operativer Versorgung der Patellaluxation**

Die Prognose ist abhängig vom Zeitpunkt der Vorstellung und vom Grad der Patellaluxation (Gibbons et al., 2006; Oboladze, 2010; Tobias & Johnston, 2011). Die Komplikationsrate steigt deutlich mit Zunahme des Luxationsgrades (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006). Bei Grad 4 Patellaluxation mit starker Knochenfehlstellung, Osteoarthrose, Knorpelverlust, Muskelatrophie, und Rotationsdeformität ist die Prognose schlecht (Tobias & Johnston, 2011). Die Komplikationsrate korreliert außerdem mit dem Patientengewicht. Bei Patienten >20 kg ist die Komplikationsrate signifikant höher (Gibbons et al., 2006). Laut Matis (2005) sind die Aus-

sichten auf eine vollständige Wiederherstellung der Gliedmaßenfunktion am günstigsten, wenn die Operation frühzeitig, noch vor einem Verschleiß des Femoropatellargelenks erfolgt. Eingriffe an der Gelenkfläche haben stets eine Arthropathia deformans zur Folge. Deshalb ist die Prognose bei Luxationen, die mit einer Transposition der Tuberositas tibiae ausreichend korrigiert werden können, besser als in Fällen, in denen eine Sulcoplastik durchgeführt werden muss (Fritz, 1989; Matis & Fritz, 1990).

Häufige Komplikationen nach chirurgischer Versorgung der Patellaluxation sind Reluxationen (Tab.1), Implantatbrüche, Implantatlockerungen, Tuberositas tibiae Frakturen (Ausrisse), Frakturen der proximalen Tibia und Fibula, septische Arthritiden, Synovialitis, Überkorrekturen mit Luxationen zur kontralateralen Seite, Serombildungen, Wundheilungsstörungen, Trochleakeilwanderungen, Entwicklungen von degenerativen Gelenksveränderungen und die Unfähigkeit zur Extension des Kniegelenks (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Denny, 1996; Fehr et al., 1998; Gibbons et al., 2006; Oboladze, 2010; Remedios et al., 1992; Singleton, 1969; Weh et al., 2011; Willauer & Vasseur, 1987). Die Reluxationsrate nach chirurgischer Versorgung der Luxatio patellae liegt je nach Studie zwischen 8% und 48% (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Gibbons et al., 2006; Oboladze, 2010; Swiderski & Palmer, 2007; Willauer & Vasseur, 1987) (Tab.1).

**Tabelle 1:** Postoperative Reluxationen nach Literaturangaben

Autor	Luxationsrichtung	Angewendete OP-Methoden	Anzahl der Patienten	Patienten-Besonderheit	Reluxation n= (%)
(Arthurs & Langley-Hobbs, 2006)	MPL u. LPL	unterschiedliche Kombinationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen	109		9 (8%)
(Oboladze, 2010)	MPL u. LPL	unterschiedliche Kombinationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen	236		19 (8,1%)

Autor	Luxations- richtung	Angewendete OP- Methoden	Anzahl der Patienten	Patienten- Besonder- heit	Reluxation n= (%)
(Gibbons et al., 2006)	MPL u. LPL	unterschiedliche Kombinationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen	70	Große Hunde	6 (8,6%)
(Willauer & Vasseur, 1987)	MPL	unterschiedliche Kombinationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen	34		16 (48%)
(Swiderski & Palmer, 2007)	MPL	Femur Korrekturosteotomie	14		0
(Linney & Hammer, 2011)	MPL	Tuberositas tibia Transposition + Weichteilkorrekturen ohne Trochleakeilvertiefung	91		18 (19,8%)
(Ballatori et al., 2005)	MPL	Trochleakeilvertiefung Trochleablockresektion	4 4		0 0

Hohe Komplikationsraten sind teilweise der inadäquaten Beachtung der skelettalen Fehlstellung und folglich falscher OP-Methoden geschuldet (Kowaleski, 2006; Tobias & Johnston, 2011). Eines der wesentlichen Gründe für therapeutisches Versagen ist die präoperative Fehlbeurteilung und daraus resultierend die unzureichende chirurgische Behandlung (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Remedios et al., 1992). Die gewissenhafte Voruntersuchung und korrekte, alle funktionellen Störungen an der betroffenen Extremität berücksichtigende, Operationstechnik verbessert die Prognose erheblich (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Bonath & Prieur, 1998; Robbins, 1990).

Postoperative Lahmheiten können bei allen Operationsmethoden auftreten, ein Großteil der MPL und LPL operierten Patienten läuft postoperativ allerdings lahmheitsfrei (Tab.2).

**Tabelle 2:** Postoperative Lahmheit nach Literaturangaben

Autor	Luxations- richtung	Angewendete OP- Methoden	Kontrollierte Patienten post- OP (n=)	Patienten- Besonder- heit	Lahmheit post- OP n = (%)
(Albrecht, 1999)	MPL u. LPL	unterschiedliche Kom- binationen aus Tubero- sitas tibiae Transpositi- on, Trochleavertiefung und Weichteilkorrektu- ren, ohne Arthroskopi- sche Kontrolle  unterschiedliche Kom- binationen aus Tubero- sitas tibiae Transpositi- on, Trochleavertiefung und Weichteilkorrektu- ren, mit Arthroskopi- scher Kontrolle	30  38		23 (76,7%) lahmheitsfrei  34 (89,5%) lahmheitsfrei
(Oboladze, 2010)	MPL u. LPL	unterschiedliche Kom- binationen aus Tubero- sitas tibiae Transpositi- on, Trochleavertiefung und Weichteilkorrektu- ren	17		9 (55,6%) gut, 4 (22,2%) befriedigend, 4 (22,2%) unbe- friedigend
(Linney & Hammer, 2011)	MPL	Tuberositas tibiae Transposition ohne Trochleakeilvertiefung	91	Große Hunde	Bei 21 (23,1%) be- steht post OP min. eine intermittieren- de Lahmheit
(Dokic et al., 2015)	MPL u. LPL	Patellar Groove Re- placement (Trochleapro- these)	35		24 (68,6%) lahmheitsfrei
(Weh et al., 2011)	MPL u. LPL	TPLO plus Tibiakorrektu- rosteotomie	12		10 (82%) Lahmheitsfrei oder gering- gradig lahm 2 (17,6%) hochgradig lahm
(Roch & Gemmill, 2008)	MPL	Distale Femurkorrektu- rosteotomie	4 (5 Kniege- lenke)	Alle Pati- enten re- operiert	4 (80%) Fälle post- OP ohne Lahmheit, 1 (20%) Fall von höchstgradig auf mittelgra- dig reduziert

Es gibt unterschiedliche Operationserfolge bei MPL und LPL. Die MPL kann erfolgreicher als die LPL therapiert werden (Tab. 3). Sowohl die langfristige Gesamtbeurteilung aus Komplikationen und postoperativer Lahmheit (Oboladze, 2010), als auch die isolierte Betrachtung der Reluxationsrate (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006) zeigen bessere Ergebnisse bei der MPL.

**Tabelle 3:** Therapieerfolg bezogen auf die Unterschiede zwischen MPL und LPL nach Literaturangaben

Autor	Angewendete OP-Methode	Anzahl MPL	Ergebnis MPL n= (%)	Anzahl LPL (n=)	Ergebnis LPL n= (%)
(Oboladze, 2010)	unterschiedliche Kombinationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen	102	58 (57,1%) gut, 29 (28,6%) befriedigend, 15 (14,3%) unbefriedigend	22	12 (55,6%) gut, 5 (22,2%) befriedigend, 5 (22,2%) unbefriedigend
(Arthurs & Langley-Hobbs, 2006)	unterschiedliche Kombinationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen	107	Reluxation: 7 (6,5%)	24	Reluxation: 4 (17%)

Bei Langzeitbetrachtung der Komplikationen werden Reluxationen, Komplikationen, Lahmheitsgrad und Arthroseprogression beurteilt. Unbefriedigende Ergebnisse werden unabhängig von der Operationsmethode nur selten festgestellt (Ballatori et al., 2005; Gibbons et al., 2006; Remedios et al., 1992) (Tab. 4).

**Tabelle 4:** Ergebnisse des Langzeiterfolges bei chirurgischer Therapie von Patellaluxation nach Literaturangaben

Autor	Luxations- richtung	Angewendete OP- Methoden	Kontrollierte Gelenke post- OP (n=)	Ergebnis post- OP n= (%)
(Gibbons et al., 2006)	MPL u. LPL	unterschiedliche Kombina- tionen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleaver- tiefung und Weichteilkor- rekturen	50	Ausgezeichnet: 28 (56% ) Gut: 19 (38% ) befriedigend: 2 (4% ) unbefriedigend: 1 (2%)
(Albrecht , 1999)	MPL u. LPL	unterschiedliche Kombina- tionen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleaver- tiefung und Weichteilkor- rekturen, ohne Arthroskopi- sche Kontrolle  unterschiedliche Kombina- tionen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleaver- tiefung und Weichteilkor- rekturen, mit Arthroskopi- scher Kontrolle	40  43	Ausgezeichnet: 3 (6,7%)  Ausgezeichnet: 20 (47,2%)
(Ballatori et al., 2005)	MPL	Trochleakeilvertiefung  Trochleablockresektion	4  4	Gut: 4 (100%)  Gut: 4 (100%)
(Remedio s et al., 1992)	MPL	unterschiedliche Kombina- tionen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleaver- tiefung und Weichteilkor- rekturen	18	Ausgezeichnet: 9 (50%) Gut: 8 (44,4%) Unbefriedigend: 1 (5,6%)

### 5.10.1. Arthroseentwicklung

Über die Arthroseentwicklung bei Luxatio patellae gibt es in der Literatur unterschiedliche Angaben (Tab. 5). Einige Autoren stellen fest, dass trotz erfolgreicher Operation degenerative Gelenkerkrankungen fortschreiten, allerdings in geringerem Maße als ohne Operation (Matis & Fritz, 1990; Roy et al., 1992; Tobias & Johnston, 2011). Hecht (2008) beschreibt intrakapsuläre Weichteilschwellung und sekundäre Gonarthrose im Gegensatz zu anderen Erkrankungen des Kniegelenks in der Regel als eher mild.

**Tabelle 5:** Postoperative Arthroseprogression nach Literaturangaben

Autor	Luxations- richtung	Angewendete OP- Me- thode	Kontrollierte Gelenke post- OP (n=)	Kein Arthrose- Fortschritt post- OP n= (%)
(Oboladze, 2010)	MPL u. LPL	unterschiedliche Kombi- nationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen	45	7 (16%)
(Albrecht, 1999)	MPL u. LPL	unterschiedliche Kombi- nationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen, ohne Arthroskopische Kontrolle	43	11 (26,7%)
		unterschiedliche Kombi- nationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen, mit Arthroskopischer Kontrolle	40	20 (50%)
(Willauer & Vasseur, 1987)	MPL	unterschiedliche Kombi- nationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen	52	26 (50%)
(Roy et al., 1992)	Bilaterale MPL	unterschiedliche Kombi- nationen aus Tuberositas tibiae Transposition, Trochleavertiefung und Weichteilkorrekturen	12	0
		Keine OP	12	0

## 6. Winkelmessung

### 6.1. Grundlagen der Winkelmessung

Die Beschreibung anatomischer Winkel erfordert zunächst die Festlegung von Achsen, um Winkelschenkel bilden zu können. Diese Achsen wiederum liegen zwischen zwei Markierungen, die an prägnanten Knochenpunkten und gut repro-

duzierbaren Strukturen gesetzt werden. Ein Winkel sind zwei Strahlen, die von einem Punkt P ausgehen. Die Strahlen dürfen nicht entgegengesetzt sein. Der Punkt P wird auch Scheitelpunkt des Winkels genannt. Die beiden Strahlen sind die Schenkel des Winkels (Weyl, 2013).

Neben der Bestimmung von Winkeln durch Schenkel, ist die trigonometrische Berechnung über das trigonometrische Setzen von drei Punkten möglich. Die Berechnung erfolgt hierbei mit dem Kosinussatz (Koecher & Krieg, 2007).

Kosinussatz:  $b = \text{Strecke } P_2P_3$   $c = \text{Strecke } P_1P_2$   $a = \text{Strecke } P_1P_3$

$\cos(\alpha) = (b^2 + c^2 - a^2) / (2 * b * c)$  (Koecher & Krieg, 2007)

## 6.2. Winkelmessung Patellaluxation assoziierter Fehlstellungen

In der Literatur werden einige röntgenologische Methoden zur Messung von Winkeln der Hintergliedmaßen von Hunden beschrieben. Darunter der Antetorsionswinkel (ATW) (Bardet et al., 1983; Dudley et al., 2006; Nunamaker et al., 1973), der Varus-Valgus-Winkel (VVW) des Femurs (Dudley et al., 2006; Tomlinson et al., 2007), die Tibiatorsion (Apelt et al., 2005) und die Tibiaabwinklung (Dismukes et al., 2007; Lambert & Wendelburg, 2010).

Neben röntgenologischen Methoden werden in der Literatur auch computertomographische Methoden zur Messung von Antetorsion (ATW) (Dudley et al., 2006; Lör, 1999; Oxley et al., 2013; Towle et al., 2005), tibialer Torsion (TTW) (Apelt et al., 2005; Aper et al., 2005) und femorotibialer und tibiotalarer Rotation (Lör, 1999) beschrieben.

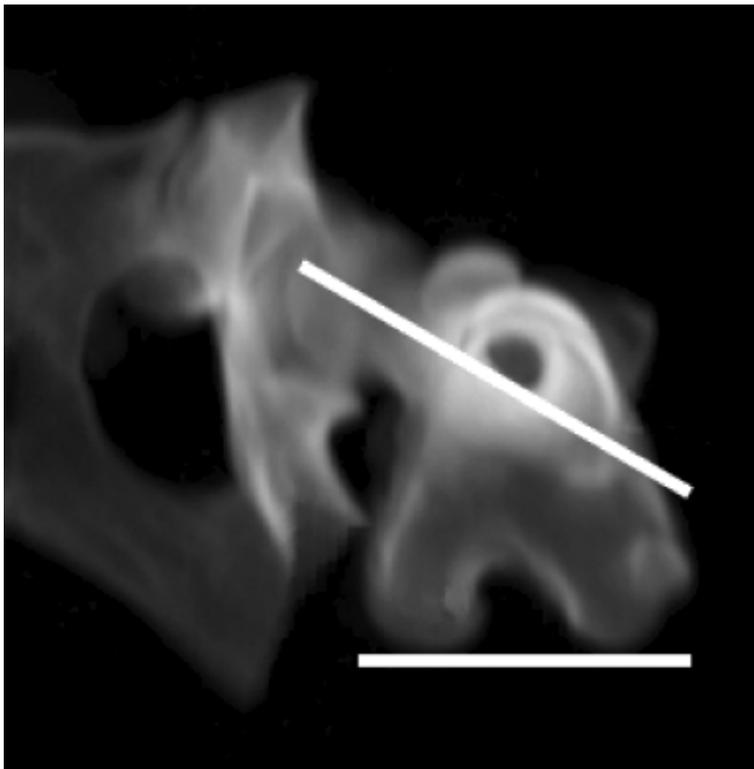
Kaiser (1999) hat den ATW an MRT Aufnahmen bestimmt.

### 6.2.1. Torsion des Femurs (Antetorsionswinkel; ATW)

Die Torsion des Femurs ist die Drehung des Femurs um seine Längsachse. Die Verdrehung der Femurkondylen gegenüber Femurkopf und -hals wird als sogenannter Antetorsionswinkel (ATW) gemessen. Dabei ist der Antetorsionswinkel die relative Ausrichtung des Femurhalses in Bezug auf die Kondylenachse. Die femorale Antetorsion entspricht einer Außendrehung des proximalen oder einer Innendrehung des distalen Femurendbereiches (Schulz & Dejardin, 2003). Ein

positiver Antetorsionswinkel indiziert einen kranial geneigten Femurhals, ein negativer Antetorsionswinkel zeigt einen kaudal geneigten Femurhals (Löer, 1999). Die femorale Torsion und der Antetorsionswinkel werden von den meisten Autoren als identische Messungen betrachtet (Bardet et al., 1983; Dudley et al., 2006; Löer, 1999). Unter ATW wird der Winkel zwischen der Kollumachse und der hinteren Kondylentangente verstanden. Sie ist als die Gerade durch die Auflagepunkte der Kondylen definiert.

Der Antetorsionswinkel wird in vielen Studien (Tab. 6) durch röntgenologische oder computertomographische Überlagerung der Femurhalsachse und Kondylenachse bestimmt (Abb. 8), diese Technik wird in der Tiermedizin erstmals von Nunamaker (1973) beschrieben und seitdem von diversen Autoren genutzt und modifiziert (Dudley et al., 2006; Löer, 1999; Towle et al., 2005).



**Abbildung 8:** Messung des ATW nach Towle et al. (2005), Markierung der Femurhalsachse und der Kondylenachse (Waagerechte)

Der mittlere Antetorsionswinkels liegt in verschiedenen vorangegangenen Studien zwischen  $5^\circ$  und  $34,1^\circ$ .

**Tabelle 6:** Ergebnisse von ATW Messungen nach Literaturangaben

<b>Autoren</b>	<b>Patienten</b>	<b>Anzahl (n=)</b>	<b>Aufnahme- technik</b>	<b>ATW° Min. bis Max. (Mit- telwert)</b>
(Löer, 1999)	Patienten mit MPL	28	CT	-2 – 43 (23)
(Dudley et al., 2006)	Orthopädisch gesunde Hundekadaver	9	CT	5 – 25 (19,6)
(S. Kaiser et al., 2001)	Hunde unterschiedlicher Größe mit MPL	42	MRT	-11 – 35 (5)
(Nunamaker et al., 1973)	Isolierte orthopädisch gesunde Femora	29	Röntgen	12 – 40 (27)
(Schwalder & Sterchi, 1981)	Gesunde DSH, (Berliner Sennenhunde)	50 (27)	Röntgen	18 – 50 (34,1)
(Bardet, 1981)	Gesunde adulte Hunde	15	Röntgen	18 – 43 (31,3)
(Montavon et al., 1985)	Gesunde adulte Mischlinge	30	Röntgen	18 – 47 ( 31,3)
(Cahuzac & Autefage, 1989)	Gesunde Mischlinge, 1 bis 2 J.	11	Röntgen	17 – 39 (31,2)
(Madsen & Svalastoga, 1994)	gesunde Hunde	13	Röntgen	32,5 (31 – 33,5)

Zur Berechnung der Femurtorsion werden in der Literatur (Dudley et al., 2006; Löer, 1999; Nunamaker et al., 1973) meist einheitlich folgende Achsen beschrieben:

1. Die Femurschaftachse/Femurachse/Femurlängsachse liegt auf halber Strecke zwischen den Kortikalisrändern.
2. Die Femurhalsachse ist die Verbindungslinie vom Femurkopfmittelpunkt zum Femurhalsbasismittelpunkt (Löer, 1999) bzw. vom Femurkopfmittelpunkt zum Femurhalsmittelpunkt (Dudley et al., 2006). Dudley et al. definieren die Femurhalsachse zwischen Femurkopf- und Femurhalszentrum. Das Femurkopfmittelpunkt wird durch eine Durchmesserbestimmung ermittelt, das Femurhalszentrum wird im Bereich des Collum ossis femoris am Mittelpunkt der stärksten Taillierung gesetzt.

3. Die Kondylenachse entsteht durch Anlegen einer Tangente an die Kondylenhinterfläche an der maximalen Ausprägung der Kondylen (Nunamaker et al., 1973). Die Kondylenachse ist die Verbindungslinie zwischen den beiden kaudalsten Punkten der lateralen und medialen Femurkondyle. Diese ergibt sich aus der Verbindung der Markierung des kaudalsten Punkts der maximalen Wölbung beider Knorren. Die transkondyläre Achse ist die Tangente an der kaudalsten Artikulationsfläche (Dudley et al., 2006; Lör, 1999).

Dudley et al. (2006) und Lör (1999) berechnen den ATW im CT durch Addition und Subtraktion der beiden Winkel, die von der Femurhalsachse und der Kondylenachsen mit der Waagerechten gebildet werden. Ob dabei abgezogen oder summiert wird, richtet sich danach, ob beide Achsen gleich- oder gegensinnig von der Waagerechten abweichen. Bei gleichsinniger Neigung wird subtrahiert, bei gegensinniger addiert. Die Messung richtet sich nach der Supraponierung der Schichtbilder der Kopf-, Hals- und Kondylenschnitte.

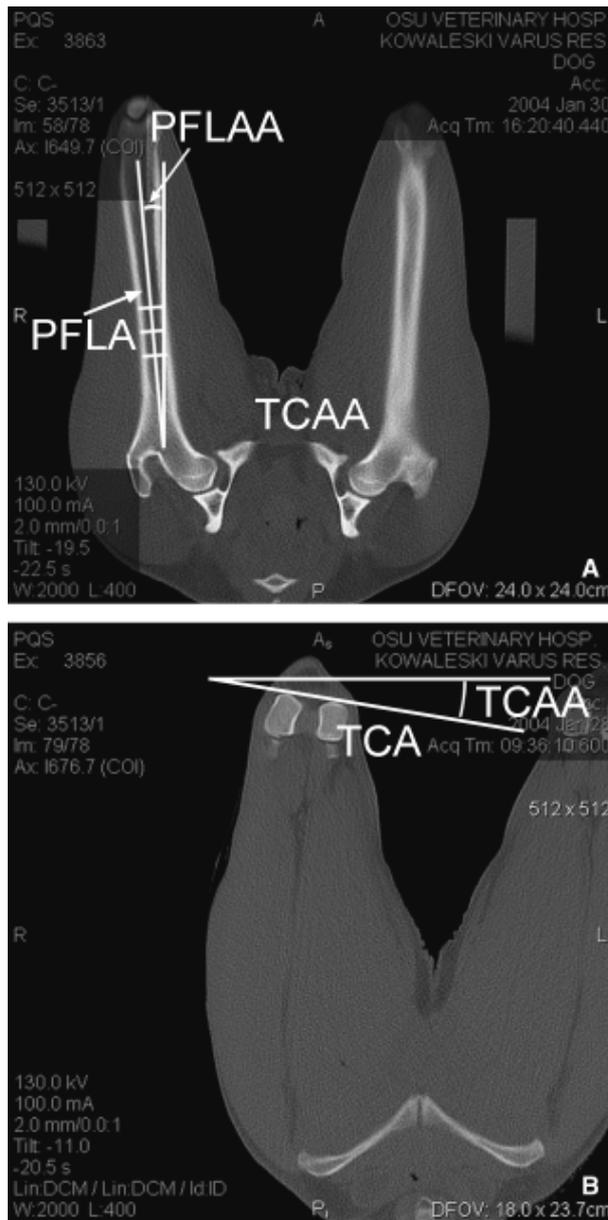
#### **6.2.2. Abwinklung des Femurs (Varus-Valgus-Winkel Femur; VVW Femur)**

Femorale Varus- bzw. Valgus-Sellung (Varus-Valgus-Winkel, VVW) ist die Abwinklung des Femurs zur Mittellinie (Varus) bzw. Außenseite (Valgus) des Körpers. Radiologische Messungen von Varus- und Valgusdeformitäten des Hundefemurs wurde bereits durch verschiedene Autoren (Tab.7) beschrieben und es gibt erste Studien zur Erhebung von rassespezifischen Parametern und Studien zur präoperativen Planung von Korrekturosteotomien (Dudley et al., 2006; Mortari et al., 2009; Oxley et al., 2013; Peruski et al., 2006; Roch & Gemmill, 2008; Soparat et al., 2012; Swiderski & Palmer, 2007; Tomlinson et al., 2007).

**Tabelle 7:** Ergebnisse von VVW Messungen nach Literaturangaben

<b>Autoren</b>	<b>Patienten</b>	<b>Anzahl (n=)</b>	<b>Aufnahme- technik</b>	<b>VVW° Min. bis Max. (M)</b>
(Dudley et al., 2006)	gesunde Hunde	9	CT	(M) $\pm$ SD (8,8) $\pm$ 3,3
(Oxley et al., 2013)	Femora von Hunden mit und ohne MPL	66	CT	-0,4 – 20,3 (1,7)
(Swiderski et al., 2008)	Orthopädisch gesunde Hundekadaver	5	Rö	2,47– 9,6 (5,8)
(Soparat et al., 2012)	34 Zwergspitze (gesund, MPL I-II, MPL II-III)	34	Rö	2-12,68 (5), 3,29-16,6 (10), 5,31-36 (12,8)

In der Tiermedizin wurde erstmals 2006 von Dudley et al. die femorale Varusbestimmung per CT beschrieben. Dudley et al. verwenden hierbei ein in der dorsalen Ebene des Femurs mittels MPR-Technik rekonstruiertes zweidimensionales CT-Bild. Dudley et al. bestimmten eine proximale Längsachse die durch Markierung und Verbindung von drei Punkten in der Mitte der proximalen Diaphyse gezogen wird. An diese proximale Längsachse wird eine vertikale Referenzlinie gesetzt und ein proximaler Längsachsenwinkel bestimmt. Im nächsten Schritt wird die transkondyläre Achse als Tangente an der kaudalsten Artikulationsfläche, in Bezug zu einer Horizontalen gesetzt, welche die transkondyläre Achse schneidet. So entsteht der Winkel der transkondylären Achse. Der Varuswinkel wird berechnet indem die Summe der Winkel der Femurlängsachse und der Winkel der transkondylären Achse bestimmt werden. Wobei einer axialen Abweichung des proximalen Femurlängsachsenwinkels bzw. der abaxialen Abweichung des Kondylenwinkels ein negatives Vorzeichen gegeben wird (Abb. 9).



**Abbildung 9:** Varus- und Valguswinkelbestimmung des Femurs  
 (a) proximaler Femurlängsachsenwinkel (PFLA = proximal femoral long axis; PFLAA proximal femoral long axis angle) (b) Winkel der transkondylären Achse (TCA = transcondylar axis; TCAA = transcondylar axis angle (Dudley et al., 2006)

Die Messung der femoralen Varusdeformität erlangt insbesondere hinsichtlich Femurfehlstellungen klinische Bedeutung (Kowaleski et al., 2012; Löer, 1999). So ist eine Varusstellung des Femurs häufig maßgeblich am Krankheitsbild der MPL beteiligt. Es wird aus klinischer Erfahrung empfohlen, Patienten mit MPL die eine Varusdeformität des Femurs von über  $10^\circ$  aufweisen mit Femur-Korrekturosteotomie zu therapieren (Palmer, 2001). Allerdings gibt es bisher keine rassespezifischen Referenzwerte (Dudley et al., 2006).

### 6.2.3. Torsion der Tibia (Tibiatorsionswinkel; TTW)

Die tibiale Torsion beschreibt die Winkelbeziehung der proximalen Gelenkachse zur distalen Gelenkachse um die Längsachse der Tibia. Manche Autoren geben der Tibiatorsion Mitschuld an der Luxatio patellae: ein veränderter Torsionswinkel, außerhalb der physiologischen Referenz, führt zu Gangveränderungen, Gelenkpathologien durch Torsionsfehlstellungen (Krengel & Staheli, 1992; Reikeras et al., 2001). Lör (1999) beschreibt eine korrekturhaltungsbedingte Torsion der Tibia. In der Wachstumsphase wirken durch Kompensationsbemühungen Torsionskräfte auf die distale Wachstumsfuge, die zur Außendrehung führen.

In der Tiermedizin wurden Verfahren zur Messung und Evaluierung von Torsionswinkeln der Tibia beschrieben. Darunter Methoden mit konventionellem Röntgen (Slocum & Slocum, 1998) und Methoden mit CT (Tab.8) (Apelt et al., 2005; Aper et al., 2005; Fitzpatrick et al., 2012; Lör, 1999). Nachteil der röntgenologischen Methode ist die Projektion einer komplexen dreidimensionalen Struktur in eine zweidimensionale Ansicht. Dies führt zur Überlagerung von Strukturen, die zur Torsionsmessung herangezogen werden sollten. Zusätzlich können nicht ideal gelagerte Patienten zu fehlerhaften Messergebnissen führen (Apelt et al., 2005).

In der Literatur werden mehrere geeignete Achsen an der proximalen Epiphyse und der distalen Epiphyse der Tibia beschrieben, die zueinander in Bezug gesetzt werden (Abb. 11).

So wird proximal die transkondyläre Achse beschrieben, die als Verbindungslinie zwischen Sulcus extensorius und medialem Kondylus definiert wird (Ythier & Baron, 1987). Jakob et al. (1980) beschreiben den maximalen Kondylendurchmesser als geeignete Achse. Des Weiteren wird die proximale Tibiahinterkante als geeignete Achse an der proximalen Tibiaepiphyse beschrieben (Jend et al., 1981).

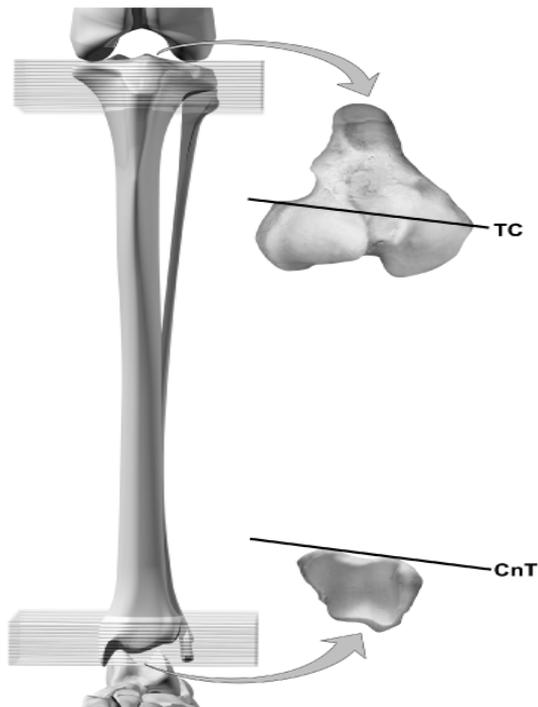
Weitere beschriebene Achsen sind die kraniale kondyläre Achse, definiert als Verbindungslinie der kranialen Gelenkflächen der tibialen Kondylen und die Tuberositas tibiae-Achse, als definierte Linie zwischen medialer und lateraler Tuberositas tibiae auf Höhe des Patellasehnen-Ansatzes (Abb. 11). Diese Achsen sind laut Aper et al. (2005) nicht zur Torsionsmessung geeignet, da sie wenig reproduzierbar sind.

Distal wird die distale Tibiavorderkante und die Tibiahinterkante (Aper et al., 2005; Lör, 1999) als Bemessungsachsen beschrieben.

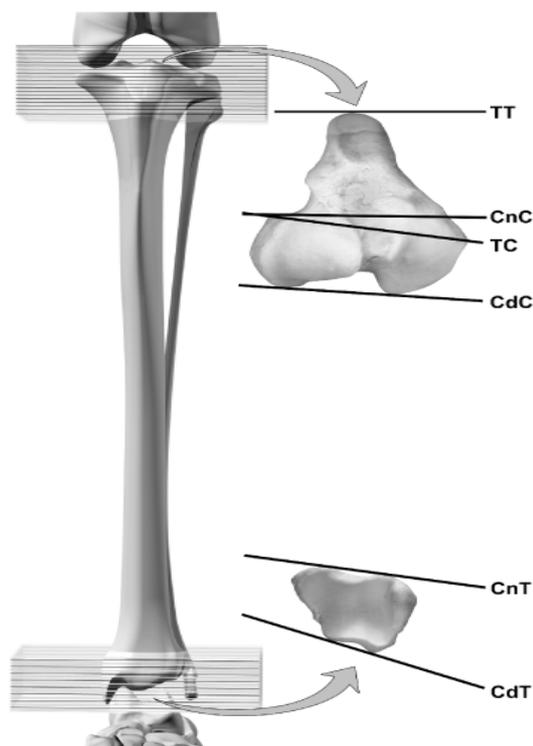
Lör (1999) untersucht zur Auswahl geeigneter Epiphysenachsen zur Berechnung des TTW proximal und distal je drei Bezugsgeraden. Durch Zehnfachmessung und Berechnung der mittleren Abweichung wird sie auf ihre Reproduzierbarkeit hin geprüft. Als Ergebnis und somit reproduzierbarste Bezugsachsen ermittelt Lör (1999) die proximale Tibiahinterkante und die distale Tibiavorderkante. An der distalen Epiphyse wird von Apelt (2005) übereinstimmend die distale Tibiavorderkante als geeignete Achse zur Torsionsbestimmung der Tibia genannt (Abb. 10). Die Achse der distalen Tibiavorderkante verläuft parallel zum kranialen tibialen Kortex unmittelbar über dem Talokruralgelenk.

**Tabelle 8:** Ergebnisse von TTW Messungen mit Hilfe des CT nach Literaturangaben

<b>Autoren</b>	<b>Material</b>	<b>Anzahl (n=)</b>	<b>TTW° Min. bis Max. (M) Mean ± SD</b>
(Lör, 1999)	Hunde mit MPL	28	0-10 (15 ± 3
(Aper et al., 2005)	Orthopädisch gesunde Hundekadaver	10	-4,85 ± 5,19
(Fitzpatrick et al., 2012)	Yorkshire Terrier, gesunde Hunde und Hunde mit MPL	30	9,1 ± 4,1 Grad 0
			9,2 ± 6,2 Grad I
			8,6 ± 5,8 Grad II
			6,7 ± 4,2 Grad III



**Abbildung 10:** TTW Messung nach Apelt (2005)  
(TC = transkondyläre Achse; CnT = distale kraniale Tibiaachse)



**Abbildung 11:** unterschiedliche Messachsen zur TTW Messung nach Aper (2005)  
(TT = Tuberositas Tibiae Achse; CnC = kraniale Kondylenachse; TC = transkondyläre Achse; CdC = kaudale Kondylenachse; CnT = distale kraniale Tibiaachse; CdT = distale kaudale Kondylenachse)

#### **6.2.4. Abwinklung der Tibia (Varus-Valgus-Winkel Tibia; VVW Tibia)**

Trotz des sigmoidalen Tibiaschaftes stehen beim gesunden Knochen die distalen und proximalen Gelenkflächen senkrecht übereinander. Durch die Tibiaabwinklung kann es an den Gelenkflächen des Kniegelenks jedoch zu anormalen Belastungskräften kommen, die eine Patellaluxation begünstigen (Read & Robins, 1982). Experimentelle Studien haben ergeben, dass tibialer Varus oder Valgus pathologischen Belastungsstress auf die Kniestabilisatoren und den Gelenkknorpel hervorrufen (Ogata et al., 1977; Panula et al., 1997). Eine beschriebene röntgenologische Möglichkeit der Bestimmung des VVW der Tibia ist die Markierung der mechanischen Achse. Die proximale mechanische Achse (eine Tangente in Querlage auf dem Tibiaplateau) wird in Relation zur Tibialängsachse gebracht und mit der Lage der distalen mechanischen Achse (Achse der distalen Gelenkfläche) zur Längsachse verglichen (Dismukes et al., 2007; Weh et al., 2011). Barnes (2014) misst in einer CT-basierten Messung der Tibia den proximalen mechanischen medialen Tibiawinkel. Dieser Winkel wird durch die mechanische Tibiachse – Achse zwischen den tiefsten Punkten des Condylus lateralis und medialis – und die Tibialängsachse bestimmt. Eine Einbeziehung der Cochlea tibiae findet nicht statt.

#### **6.2.5. Femorotibiale Rotation (FTR)**

Das Rotationsverhältnis von beiden am Kniegelenk beteiligten Epiphysen zueinander wird als FTR bezeichnet. Der FTR definiert die Rotation zwischen Stylo- und Zeugopodium (Löer, 1999). Bei der Messung gelenksbezogener Rotation ist die physiologische Bewegungsdynamik des Kniegelenks zu berücksichtigen und auf eine optimale Lagerung des Patienten zu achten. Die Gliedmaßen müssen gestreckt und in physiologischer Innenrotation gelagert werden (Löer, 1999). Erstmals beschäftigte sich Singleton (1969) mit der Rotationsinstabilität des Kniegelenks bei Patellaluxation. Er beschreibt eine erhöhte Innendrehung der Tibia im Vergleich zum Femur bei MPL. Unklar und umstritten ist die Ätiologie der erhöhten Rotationsbewegung. Es ist nicht möglich zu unterscheiden, ob eine seitliche Verlagerung Folge einer Varus- oder Valgus-Fehlstellung, einer vermehrten Außen- oder Innenrotation oder einer tatsächlichen Seitverschiebung der Tuberositas tibiae ist (Jend et al., 1981; Müller, 1985). Derweil sind verschiedene Mechanis-

men gesichert, welche die femorotibiale Rotation in axialer Richtung kontrollieren und beeinflussen. Dazu gehören die Achse des M. quadriceps femoris und der Patellasehne, die Muskelkraft, die auf die Faszie wirkt, die Gestalt der Trochlea ossis femoris und der Zug des Retinakulums (Outerbridge & Dunlop, 1975; Piermattei et al., 2006; Roush, 1993).

Neigt sich die proximale Tibiaepiphysenachse im Verhältnis zur distalen Femurepiphysenachse nach außen, erhält man einen positiven oder Außenrotationswinkel. Bei Einwärtsdrehung einen negativen oder Innenrotationswinkel. Gemessen wird die FTR durch Winkelbestimmung zweier Bezugsachsen die auch zur Messung des ATW und des TTW benötigt werden: die distale Femurepiphysenachse (Kondylenachse) und die proximale Tibiaepiphysenachse (proximale Tibiahinterkante) (Löer, 1999).

#### **6.2.6. Tibiotarsale Rotation (Tibiotalare Rotation; TTR)**

Die tibiotarsale Rotation, oder besser tibiotalare Rotation, ist das Rotationsverhältnis zwischen Zeugo- und Autopodium (Löer, 1999). Der TTR spiegelt das Verhältnis von Cochlea tibiae und Trochlea tali wieder. Gemessen wird der Winkel zwischen distaler Tibiaepiphysenachse und einer Tangente an der Trochlea tali. Von einem direkten Einfluss des TTR auf eine Patellaluxation ist nicht auszugehen. Die Patellaluxation und assoziierte Fehlstellungen können zu einem kompensierenden Ausgleich im Sprunggelenk führen, um die korrekte Fußung des Patienten zu ermöglichen. Die TTR ist eine Folge der Patellaluxation um die Fehlstellungen weiter proximal liegender Gliedmaßenabschnitte auszugleichen. Löer (1999) spricht von einem submalleolären Kompensationsmechanismus. Der TTR wird bestimmt um eine zehenweite oder zehenenge Gliedmaßenstellung zu erkennen, die durch die alleinige Messung der Tibatorsion nicht bestimmt werden kann (Löer, 1999). Es wird angenommen, dass durch Innenrotation im Femorotibialgelenk der Unterschenkel und Pfote einwärts gedreht werden. Um diese Innenstellung zu kompensieren, rotiert der Patient die Pfote vermehrt nach außen.

Bestimmt wird die TTR durch das Winkelverhältnis zwischen der distalen Tibiatangente (distale Tibiavorderkante) und der Talustangente (eine Tangente an der maximalen Ausprägung des Talus) (Löer, 1999).

## 7. Statistische Untersuchungen zum Vergleich von Daten

### 7.1. Korrelation

Mit der Korrelation lässt sich der Zusammenhang zwischen zwei Merkmalen beschreiben. Zur Berechnung wird der Korrelationskoeffizient von Bravais und Pearson, daher auch Pearson-Korrelation genannt, verwendet. Er ist ein dimensionsloses Maß für den Grad des linearen Zusammenhangs zwischen zwei mindestens intervallskalierten Merkmalen. Er kann Werte zwischen  $-1$  und  $+1$  annehmen. Ein positives Vorzeichen zeigt an, dass die beiden Merkmale einen gleichsinnigen Zusammenhang haben. Ein negatives Vorzeichen signalisiert einen gegenläufigen Zusammenhang. Wenn der Korrelationskoeffizient den Wert  $0$  aufweist, sind die Merkmale unkorreliert, hängen also nicht linear zusammen. Allerdings können diese ungeachtet dessen in nicht-linearer Weise voneinander abhängen. Damit ist der Korrelationskoeffizient kein geeignetes Maß für die (reine) stochastische Abhängigkeit von Merkmalen (Gaus & Muche, 2013; Hilgers et al., 2013).

### 7.2. Streuung

Bei Messungen können Fehler auftreten. Die absolute Abweichung zwischen dem exakten aber unbekanntem Wert und dem gemessenen Wert wird absoluter Fehler genannt. Der absolute Fehler bleibt unbekannt. Deshalb werden zwei Fehlercharakteristika geprüft, der systematische Fehler und der zufällige Fehler.

Systematische Fehler (Verzerrung, bias) beeinflussen die Messungen in eine bestimmte Richtung (Vorzeichen). Systematische Fehler sind im Prinzip bestimmbar und sollten möglichst vermieden werden. Eine Messung heißt richtig, wenn sie keinem systematischen Fehler unterliegt (Richtigkeit und Validität).

Zufällige Fehler treten zufällig auf. Sie entstehen in der Regel aus einer Messunsicherheit und führen zu einer Streuung (Variabilität) um den realen, exakten Wert. Ihre Erfassung und Quantifizierung ist das Ziel der Fehlerrechnung (Bourier, 2011; Sachs & Hedderich, 2011; Tamari et al., 2005).

### 7.2.1. Varianz und Standardabweichung

Die Varianz ( $\sigma^2$ ,  $s^2$ ) und die Standardabweichung ( $\sigma$ ,  $s$ ) gehören zu den am häufigsten eingesetzten Streuungsmaßen (Bourier, 2011). Die Varianz kennzeichnet die Verteilung von Werten um den Mittelwert. Die Standardabweichung gibt an, wie weit die einzelnen Messwerte im Durchschnitt vom Erwartungswert (Mittelwert) entfernt sind. Zur Messung der Varianz werden die quadrierten Entfernungen der Merkmalswerte zum arithmetischen Mittel herangezogen. Sie werden addiert und durch die Anzahl der Merkmalsträger dividiert.

Die Standardabweichung ist die Quadratwurzel aus der Varianz (Bourier, 2011; Eid et al., 2013; Sachs & Hedderich, 2011).

$$s_x^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}$$

$$s_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}}$$

### 7.2.2. Variationskoeffizient

Der Variationskoeffizient ist ein relatives Streuungsmaß, das keine Maßeinheit besitzt und in praxi meist in Prozent angegeben wird. Der Variationskoeffizient berücksichtigt bei der Berechnung der Streuung die Lage der Häufigkeitsverteilung. In der deskriptiven Statistik verwendet man oft die folgende Faustregel: Ein Variationskoeffizient größer als 0,5 bzw. 50% ist ein Indiz dafür, dass der Durchschnitt wegen einer zu großen Streuung kein geeigneter Repräsentant der Einzelwerte ist. Der Variationskoeffizient wird in der deskriptiven Statistik vor allem für den Streuungsvergleich und/oder unterschiedlich dimensionierte Merkmale verwendet (Bortz & Döring, 2006; Bourier, 2011; Eckstein, 2013; Sachs & Hedderich, 2011).

Der Variationskoeffizient ist der Quotient aus Standardabweichung, ein Maß für die Streuung der Werte einer Zufallsvariablen um ihren Erwartungswert  $= \sigma$ , und arithmetischem Mittel ( $\bar{x}$ ), multipliziert mit 100.

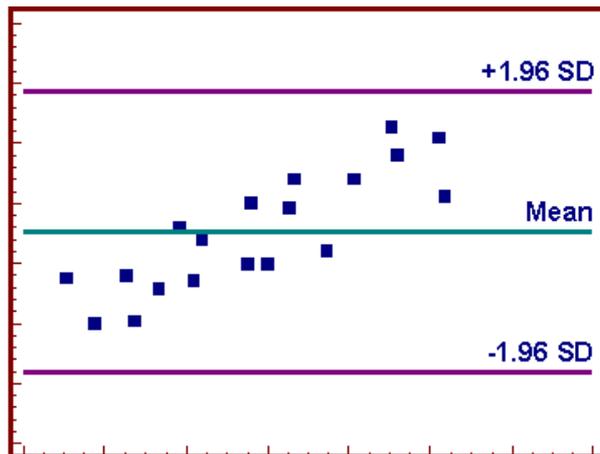
$$VK = \frac{\sigma}{\bar{x}} \cdot 100$$

### 7.3. Bland-Altman-Verfahren

Das Bland-Altman-Verfahren kann die Darstellung und Bewertung der Übereinstimmung (Agreement) von Messwerten (z.B. nach zwei verschiedenen Methoden oder durch zwei Untersucher bestimmt) sehr übersichtlich widerspiegeln. Das Bland-Altman-Verfahren ist dem reinen Korrelationskoeffizienten (als Maß für die Stärke eines linearen Zusammenhangs) überlegen, da es eine Analyse der Abweichung (Differenzen) zwischen den Messwerten in Abhängigkeit von der Höhe der Messungen (Mittelwert) ist. Hierbei wird mit den Grenzen der Übereinstimmung (limits of agreement) ein Bereich in Anlehnung an den Normbereich definiert (Toleranzintervall).

Das Bland-Altman-Diagramm (Abb. 12) ist eine modifizierte Punktwolke. Es berücksichtigt die Verzerrung und Streuung der Daten und stellt die systematische Abweichung, Ausreißer sowie Abhängigkeiten der Varianz von der Größe der Messwerte dar. Streuen die Punkte gleichmäßig um die x-Achse, so ist die Übereinstimmung im gesamten Wertebereich gleich gut (Bland & Altman, 1986; Gaus & Muche, 2013).

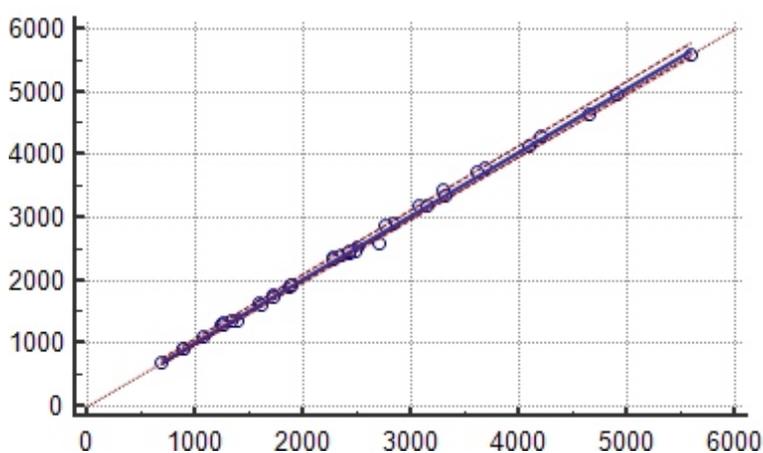
Es wird die Differenz der verschiedenen Messungen berechnet und gegen den Mittelwert der beiden Messungen grafisch aufgetragen. Die Hilfslinien stellen den Mittelwert und den Mittelwert der Differenz plus 1,96 (Standardabweichung der Differenz) dar (Grouven et al., 2007; Sachs & Hedderich, 2011). Die Mittelwertlinie beschreibt eine in der Regel systematische, korrigierbare Abweichung, der Übereinstimmungsbereiche (beziehungsweise die „limits of agreement“) eine in der Regel nicht korrigierbare Abweichung. Das Bland-Altman-Diagramm eignet sich gut, um Messdifferenzen visuell zu bewerten (Kwiecien et al., 2011).



**Abbildung 12:** Bland-Altman-Diagramm, die Punkteverteilung entlang der Mittellinie der Differenz signalisiert die Schwankungsbreite der Abweichungen  
(Bland & Altman, 1986)

#### 7.4. Passing-Bablok-Regression

Die Regression nach Passing-Bablok ist ein Verfahren zum Nachweis der Gleichheit von Messungen zweier unterschiedlicher analytischer Methoden, das keine Verteilungsannahmen an Einzelbeobachtung und Messfehler (Messgenauigkeit) macht. Es handelt sich dabei um ein lineares Regressionsverfahren, bei dem die Schätzer für den Achsenabschnitt und die Steigung (Regressionskoeffizient) der Regressionsgeraden über die Berechnung des Medians der Steigungsdreiecke aller möglichen Messwertpaare ermittelt werden (Abb. 13) (Gressner & Arndt, 2013; Passing & Bablok, 1983).



**Abbildung 13:** Streudiagramm der Passing-Bablok-Regression, die lineare Verteilung der Punkte signalisiert eine sehr hohe Übereinstimmung der verglichenen Messmethoden  
(Passing & Bablok, 1983)

### **III. UNTERSUCHUNGSGUT, MATERIAL UND METHODEN**

Diese Arbeit wurde in einen retrospektiven und einen prospektiven Teil gegliedert. Bei der retrospektiven Studie wurde der Therapieerfolg der in den Jahren 2008 – 2015 an der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführten chirurgischen Versorgung der Patellaluxation bei Hunden kontrolliert.

In der prospektiven Studie wurde in Hinblick auf eine Optimierung der Therapie der Patellaluxation eine computergestützte dreidimensionale Messmethode anhand von CT- Datensätzen entwickelt, mit der die Torsions- und Rotationswinkel der Hintergliedmaßen von Hunden, lagerungsunabhängig und reproduzierbar gemessen werden sollten. Die angewendete Methode wurde in Vorversuchen auf Messgenauigkeit, Lagerungsunabhängigkeit und Wiederholbarkeit überprüft und im Anschluss an Hunden angewendet, die an einer Patellaluxation erkrankt waren.

#### **1. Retrospektive Untersuchung**

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

Im Untersuchungszeitraum von 2008 bis 2015 wurden alle Hunde die aufgrund einer Patellaluxation an der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München vorgestellt wurden in das Untersuchungsgut aufgenommen. Selektiert wurden die Patienten mit Filterfunktionen in der Patientenverwaltungssoftware Vetera® der Firma GP.Software GmbH. Es wurden nur Hunde mit Patellaluxation ohne Sekundär- oder Vorerkrankungen der Hintergliedmaßen berücksichtigt. Anhand der klinischen Dokumentation in der Verwaltungssoftware wurde neben der Patientenzahl, die Rasseverteilung, die Geschlechtsverteilung, die Altersverteilung, die Luxationsform, der Luxationsgrad und die Operationsmethode untersucht. Bei der Rasseverteilung wurden Mischlinge in drei Größenkategorien eingeteilt: kleinwüchsig (1kg bis 10kg), mittelwüchsig (10,1kg bis 25 kg) und großwüchsig (>25kg). Bei der Altersverteilung wurde das Alter zum Zeitpunkt der Operation festgehalten. Bei Hunden die beidseits an Patellaluxation operiert wurden, wurde das Alter der ersten Operation

berücksichtigt. Bei den Luxationsformen wurde die Verteilung der Patellaluxation auf bilaterales oder unilaterales Auftreten bei MPL und LPL untersucht, unabhängig ob ein Patient ein- oder beidseitig operiert wurde. Bei den Operationsmethoden wurde anhand der klinischen Dokumentation das Behandlungsergebnis und die Komplikationsraten untersucht. Bei der Betrachtung der Operationstechnik wurden die Gliedmaßen im Einzelnen begutachtet. Ist ein Patient beidseitig operiert worden, wurden beide Kniegelenke unabhängig betrachtet.

Die Nachkontrolle der Patienten wurde frühestens sechs Monate post OP durchgeführt. Dazu wurden die Besitzer angeschrieben und zu einer klinischen und radiologischen Nachuntersuchung der letzten Patellaluxations- OP einbestellt. Zudem wurde ihnen mit der Einladung ein Fragebogen zugeschickt, in dem nach dem Heilungsverlauf, nach möglichen Komplikationen und dem Gangbild gefragt wurde (Abb. 90 Anhang).

## **1.2. Nachkontrolle der klinischen Patienten**

Bei Patienten die zur Nachkontrolle in der Klinik vorstellig wurden, wurde immer der identische Untersuchungsablauf eingehalten:

### **Adspektion im Stand und in der Bewegung**

Bei der Adspektion des Patienten im Stand wurde insbesondere auf Achsenabweichung und Muskelatrophie der Hintergliedmaßen geachtet. Bei der Adspektion in der Bewegung wurde das Gangbild im Schritt und Trab in fünf Lahmheitsgrade eingeteilt. Bei der Lahmheitsbeurteilung wurde nur das operierte Bein beurteilt, Hunde die aufgrund einer Luxatio patellae auf der nicht operierten kontralateralen Seite Lahmheiten zeigten, auf der operierten Seite aber lahmheitsfrei waren, wurden als lahmheitsfrei eingestuft.

- Grad 0 = keine Lahmheit
- Grad 1 = undeutlich geringgradig (im Schritt nicht erkennbar) intermittierend/permanent
- Grad 2 = deutlich geringgradig (im Schritt erkennbar) intermittierend/permanent

- Grad 3 = mittelgradig (mittelgradige Belastung der gesamten Sohle, auch im Schritt deutlich erkennbar) intermittierend/permanent
- Grad 4 = hochgradig (nur kurzzeitige Belastung der Zehenspitze) intermittierend/permanent
- Grad 5 = höchstgradig (keine Belastung) intermittierend/permanent

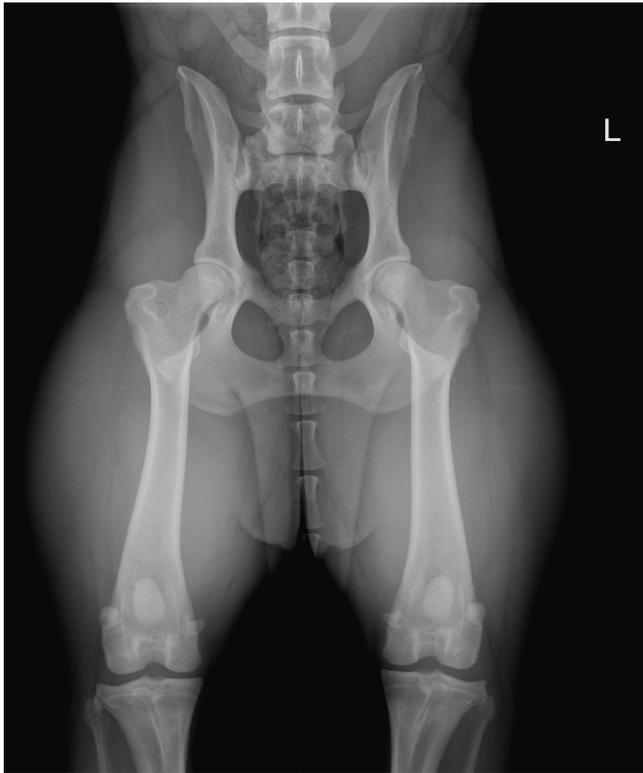
### **Palapatorische Untersuchung**

Die Palpation beider Kniegelenke erfolgte am stehenden und am liegenden Tier. Hierbei wurde der Untersuchung des Luxationsgrades besondere Bedeutung zugemessen.

Am stehenden Tier wurde geprüft ob die Patella in situ oder luxierbar war. Am liegenden Tier wurde zusätzlich die Luxierbarkeit der Patella bei Endo- oder Exorotation der Gliedmaße geprüft. Die Beurteilung des Luxationsgrades erfolgte nach Singleton in den Graden 0 bis 4 (Singleton, 1969).

### **Röntgenologische Untersuchung**

Alle Röntgenaufnahmen wurden in der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München angefertigt. Für die Röntgenaufnahmen wurde das direkte digitale Flachdetektor-Röntgensystem AXIOM Luminos dRF vom Hersteller Siemens Medizintechnik (Erlangen) verwendet. Das verwendete Gerät mit der Röntgenröhre vom Typ OptiTop 150/40/80HC, Seriennummer 505231141 hat eine maximale Röhrenspannung von 150 kV und die kleinste Gesamtfilterung von 2,5 mm Al. Standardmäßig wurden zur Kontrolluntersuchung von beiden Kniegelenken Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen angefertigt. Eine kranio- kaudale Aufnahme beider Kniegelenke mit Darstellung der gesamten Femora inklusive Hüftgelenke und der proximalen Tibia (Abb. 14), sowie die medio-laterale Aufnahme (Abb. 15) beider Kniegelenke. Die Röntgenaufnahmen der Nachuntersuchung wurden mit den präoperativen Aufnahmen verglichen, die im klinikeigenen Bildablage- und Kommunikationssystem (dicomPACS®vet der Firma Oehm und Rehbein GmbH) gespeichert waren.



**Abbildung 14:** Kranio-kaudale Röntgenaufnahme von Hüft- und Kniegelenk



**Abbildung 15:** Medio-laterale Röntgenaufnahme des Kniegelenks

### **Einteilung der Arthrosegrade**

Die Beurteilung der Arthrose am Kniegelenk erfolgte nach der Einteilung von Roy (1992). Es wurden vier Grade unterschieden:

- 1 = normal: keine radiologischen Anzeichen für arthrotische Veränderungen
- 2 = ggr: geringe Unschärfen an den Gelenkenden von Tibia und Femur, leichte Ausziehungen an der Patella
- 3 = mgr: Strukturverdichtung der Gelenkenden von Tibia und Femur, Zubildungen an den Kondylen der Tibia, stärkere Ausziehungen an der Patella, unscharfe Konturen der Ossa sesamoidea des M. gastrocnemius
- 4 = hgr: starke Knochenzubildungen an den Gelenkenden, vermehrte Plateaubildung an den kaudalen Tibiagelenkflächen, sehr starke Patellaausziehung, deutliche Bildung von Pommerschen Randwülsten, starker Konturverlust an den Sesambeinen, Gelenkspaltverengung

### **Befragung der Patientenbesitzer**

Die Patientenbesitzer sollten den Lahmheitsgrad ihres Hundes postoperativ beurteilen. Es sollte bewertet werden, ob der Hund lahmt oder lahmheitsfrei läuft. Bei bestehender Lahmheit sollte die Lahmheit in permanente oder intermittierende Lahmheit eingeteilt werden. Zusätzlich wurde nach der allgemeinen Zufriedenheit mit dem Therapieerfolg gefragt (Abb. 90 Anhang).

### **Gesamtbeurteilung**

Die Gesamtergebnisse der Nachkontrolle und der Patientenbesitzerbefragung wurden anschließend miteinander verglichen. Zur Vergleichbarkeit wurden die Ergebnisse der abgeschlossenen Behandlung in drei Gesamtbeurteilung (gut, befriedigend, unbefriedigend) eingeteilt. Als „gut“ wurden Patienten ohne Lahmheit eingeteilt. Patienten mit intermittierender Lahmheit wurden als „befriedigend“ und Patienten mit permanenter Lahmheit als „unbefriedigend“ eingeteilt.

## **2. Prospektive Untersuchung**

### **2.1. Ablauf der Methodenentwicklung der dreidimensionalen Vermessung der Hintergliedmaße des Hundes**

Die Methodenentwicklung der dreidimensionalen Vermessung der Hintergliedmaßen des Hundes teilte sich in drei Abschnitte auf. Im ersten Schritt wurden die Bezugsachsen zur Winkelmessung und die dreidimensionalen Koordinatensysteme zur lagerungsunabhängigen Messung an gescannten mazerierten Knochen (Femur und Tiba) und am gescannten Hundekadaver definiert. Im zweiten Abschnitt wurde eine Reihe Vorversuche durchgeführt um die softwarebasierte Messmethode zu validieren. Zusätzlich wurde in einem Vor- Vorversuch manuelle Knochenmodelle zur Validierung der softwarebasierten Methode evaluiert und auf Reproduzierbarkeit der Anwendung kontrolliert. Im dritten Schritt erfolgte die dreidimensionale Messung am Patienten.

### **2.2. Verwendeter Computertomograph**

Alle Aufnahmen zur Torsionsmessung wurden mit dem CT SOMATOM Definition AS 64, CT070/13/S, Seriennummer 66198 des Herstellers Siemens in der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilian-Universität München erstellt.

### **2.3. Verwendete Software**

Die zur dreidimensionalen Messung der Beckengliedmaßen genutzte Software war das Programm Voxim® Version 6.5.1.1 (T2160910) Copyright© der Firma IVS Technology GmbH. Die Software wurde speziell auf die Torsions- und Rotationsmessung bei Hunden angepasst und programmiert.

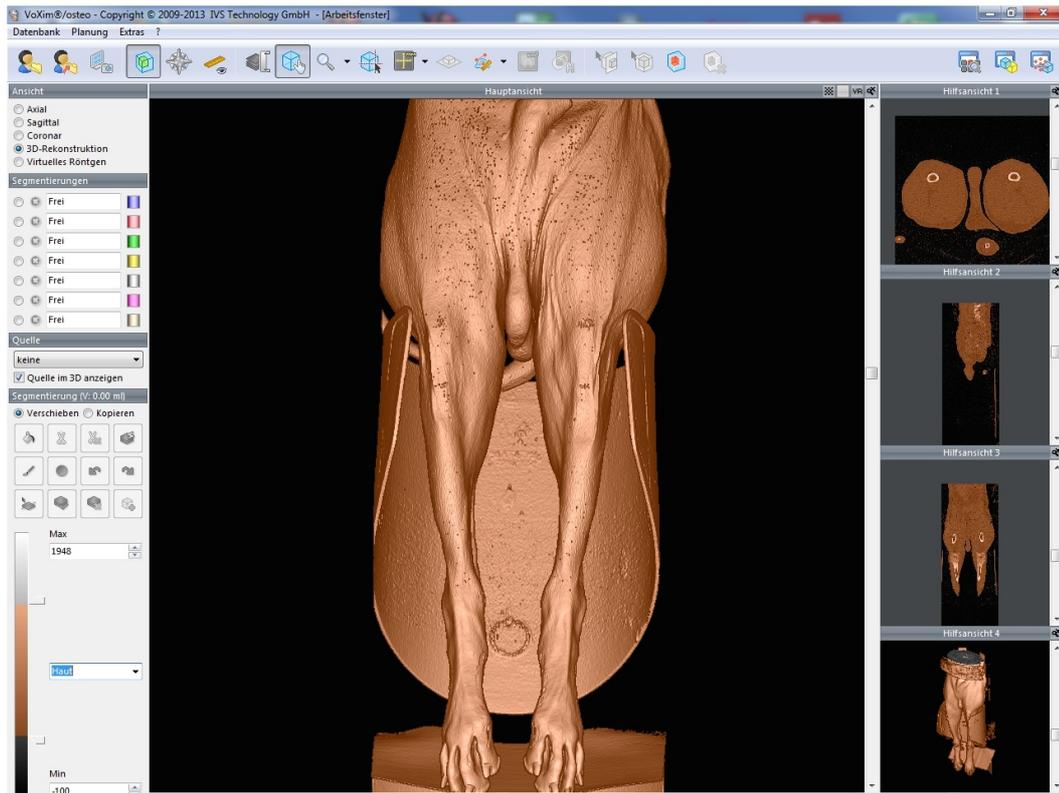
Mit der programmierten Software war es möglich unterschiedliche Behandlungspläne anzulegen und gemeinsam mit Messergebnissen von Untersuchern zu speichern.

#### **2.4. Entwicklung der dreidimensionalen Messmethode**

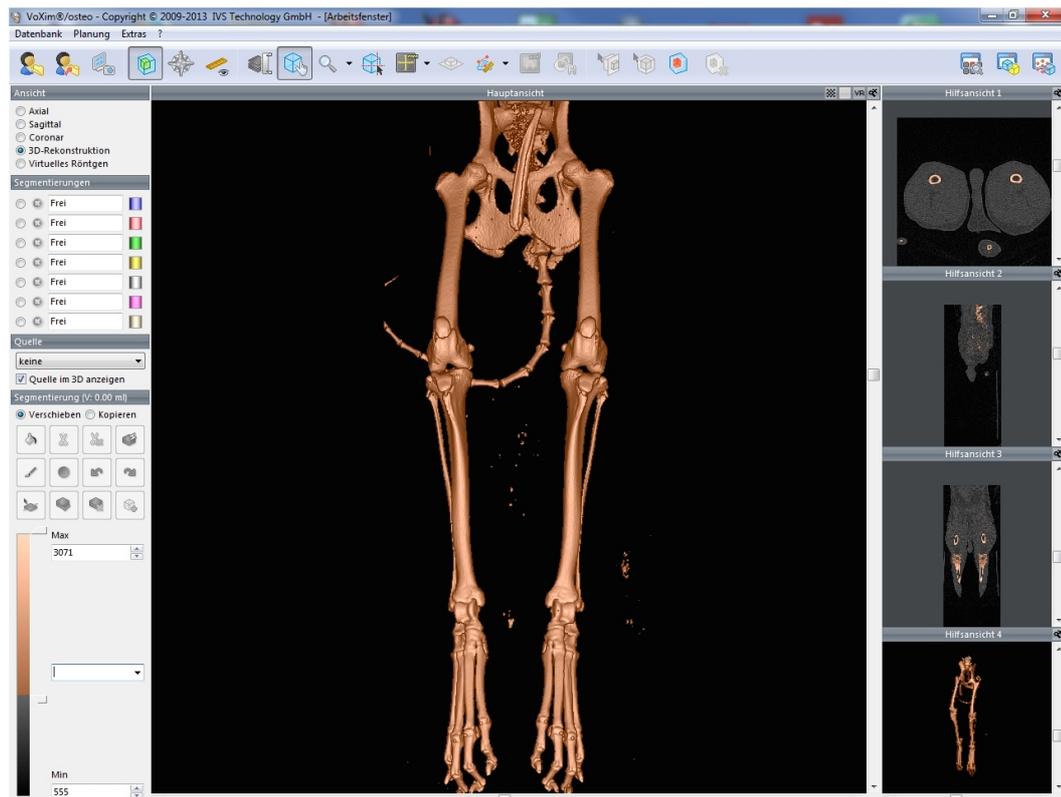
Die Definition der Winkel und der Koordinatensysteme zur dreidimensionalen Messung im freien Raum erfolgte vor den Vorversuchen und vor den Messungen am Patienten am Hundekadaver und an mazerierten Femora und Tibiae.

Nachdem die mazerierten Femora und Tibiae und der Hundekadaver im CT gescannt wurde, wurde ein DICOM-Datensatz (Digital Imaging and Communications in Medicine) erstellt. Dieser DICOM-Datensatz wurde in die Software Voxim® transferiert (Abb. 16). Zur Messvorbereitung wurde der Datensatz des Hundekadavers (bei mazerierten Knochen nicht notwendig) mit Hilfe der Software einer Segmentierung unterzogen (Abb. 17). Ziel der Segmentierung war die Darstellung der knöchernen Strukturen der Hintergliedmaßen. Mit Hilfe der Software war es möglich, Weichteilgewebe von Knochen zu trennen. Das Weichteilgewebe wurde bei der Auswahl des Knochenfensters automatisch ausgeblendet. Bei Bedarf bestand die Möglichkeit mit Bildbearbeitungswerkzeugen der Software Voxim® das Ergebnis manuell zu korrigieren. Die Software stellte neben der sagitalen, axialen und coronaren (dorsalen) Ansicht die Knochen in 3D dar. Die 3D-Ansicht war frei im Raum rotier- und verschiebbar. Die Markierungen der Messpunkte bei der späteren Messung konnten in allen drei Ebenen und zusätzlich in der 3D-Ansicht am PC gesetzt werden.

Die Segmentierung bei der späteren Patientenmessung erfolgte auf identische Art und Weise.



**Abbildung 16:** Darstellung der Lagerung des Hundekadavers/Patienten im 3D-Modell (volume rendering bzw. Volumengrafik) mit Weichteilen vor der Segmentierung (Screenshot)



**Abbildung 17:** Darstellung des im CT untersuchten Skeletts der Hintergliedmaßen im 3D-Modell (volume rendering bzw. Volumengrafik) der Knochen nach Entfernung der Weichteile durch Segmentierung (Screenshot)

Nach der 3D- Segmentierung wurde das für die Messungen programmierte Template in die Ansicht des Datensatzes geladen. Das Template beinhaltet einen Untersucherplan, der alle zur Messung notwendigen Werkzeuge, Ansichten, Messpunkte, Achsen und definierte Ebenen (ausgerichtete Koordinatensysteme) enthält.

Es sollten folgende Winkel definiert und gemessen werden:

- **Antetorsionswinkel (ATW HB)** mit Messpunkt an der manuell bestimmten Femurhalsbasis auf Höhe des Trochanter minor (vorab wurde der Inklinationswinkel (Femurhalswinkel = FHW HB) mit Messpunkt an der manuell bestimmten Femurhalsbasis auf Höhe des Trochanter minor gemessen)
- **Antetorsionswinkel (ATW E)** mit Messpunkt der Femurhalsmitte, bestimmt durch den Mittelpunkt einer virtuellen Femurkopfhalsresektion (vorab wurde der Inklinationswinkel (Femurhalswinkel = FHW E) mit Messpunkt im Mittelpunkt einer virtuellen Femurkopfhalsresektion gemessen)

- **Varus-Valgus-Winkel Femur (VVW d Femur)** gemessen mit Femurachse und distaler Femurachse
- **Varus-Valgus-Winkel Femur (VVW p Femur)** gemessen mit proximaler und distaler Femurachse
- **Tibiatorsionswinkel (TTW)**
- **Varus-Valgus-Winkel Tibia (VVW Tibia)**
- **Femorortibiale Rotation (FTR)**
- **Tibiotalare Rotation (TTR)**

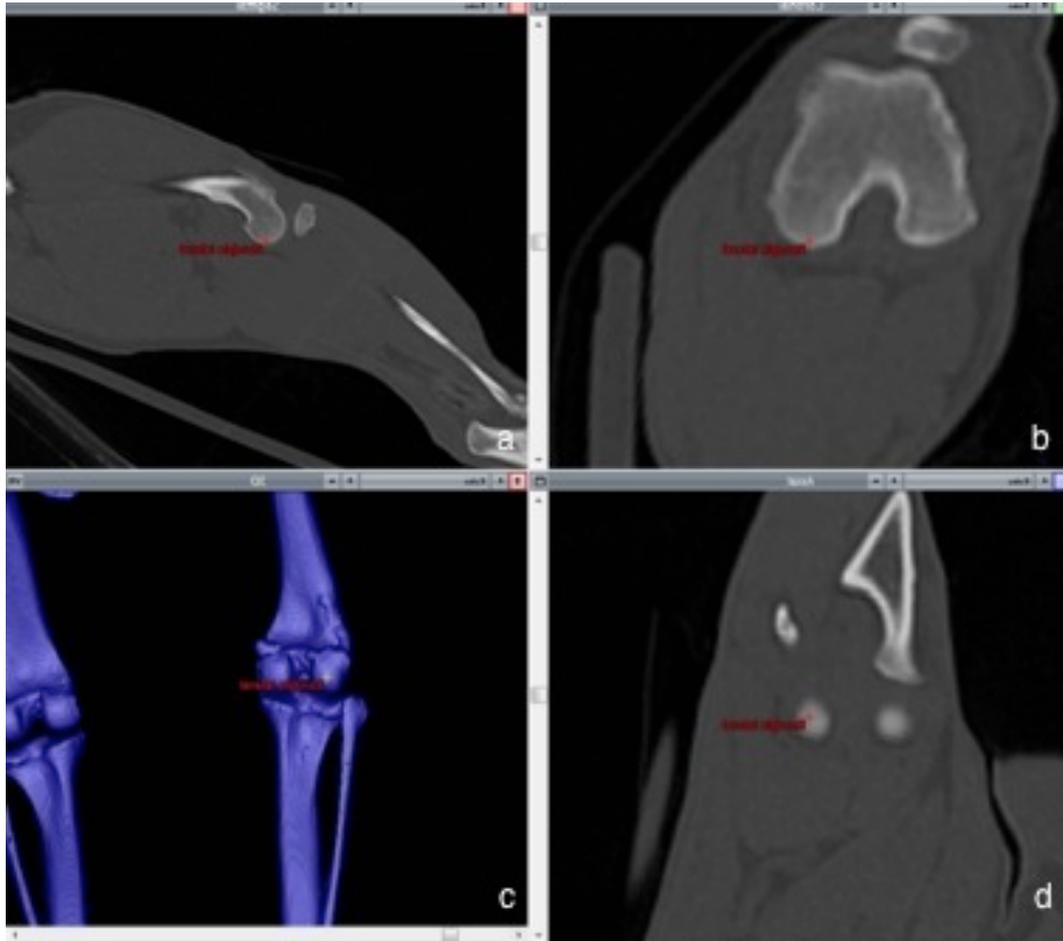
#### **2.4.1. 3D-Torsionsmessung am Femur (Antetorsionswinkel; ATW)**

Die Torsion der Femurkondylen gegenüber Femurkopf und -hals wurde als ATW gemessen. Der ATW wurde durch den Bezug einer proximalen zu einer distalen Achse bestimmt. In dieser Studie wurde der Winkel zwischen der Kollumachse (Femurhalsachse) und der hinteren Kondylenachse gemessen. Da in der Literatur unterschiedliche Antetorsionswinkel beschrieben sind (Dudley et al., 2006; Lör, 1999), wurden in dieser Arbeit zwei unterschiedliche ATW bestimmt, die sich aus zwei unterschiedlich bestimmten Inklinationswinkeln im Verhältnis zur Kondylenachse berechneten.

##### **2.4.1.1. Definition der Bezugsachsen für die Messung des ATW**

Zur Berechnung des ATW wurden zunächst die Bezugsachsen, die für seine Berechnung erforderlich waren bestimmt:

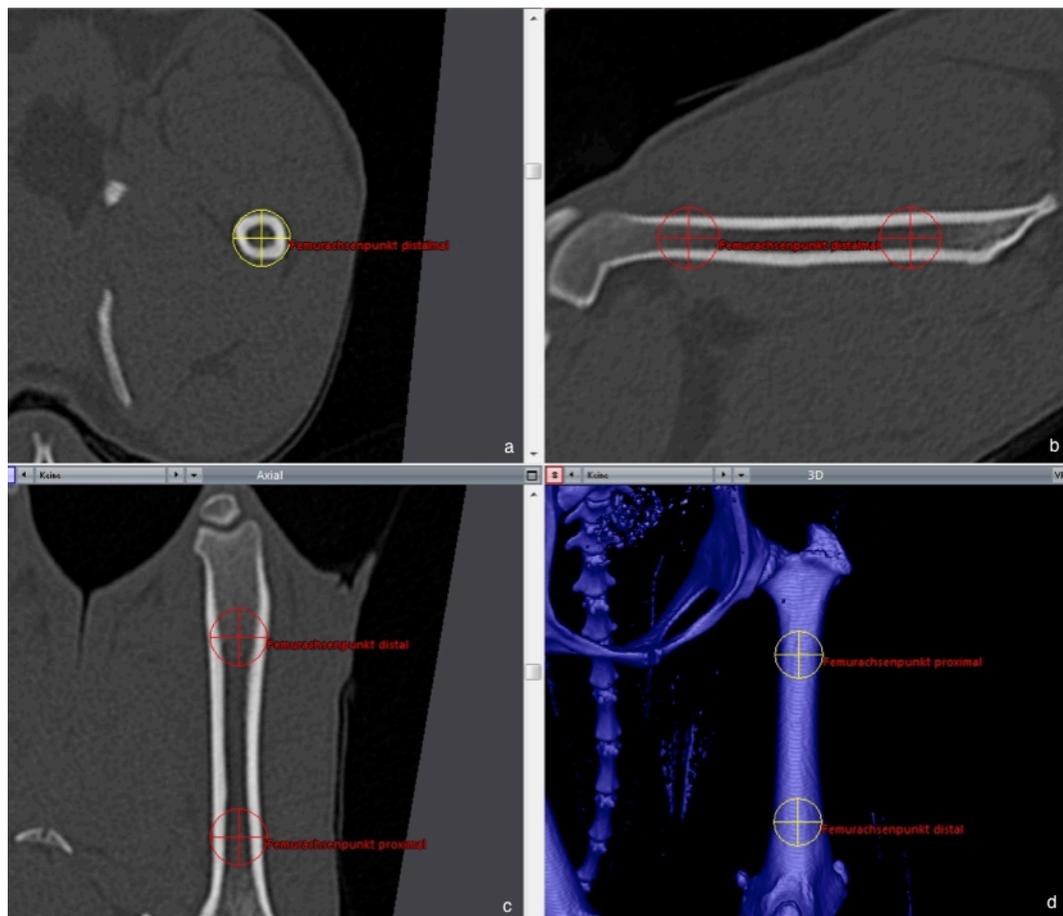
1. **Kondylenachse:** Die Kondylenachse wurde als Gerade durch die Auflagepunkte der Kondylen definiert. Sie war die Verbindungslinie zwischen den beiden kaudalsten Punkten der lateralen und medialen Femurkondyle (Abb. 24). Diese ergab sich aus der Verbindung der Markierung des kaudalsten Punktes der maximalen Wölbung beider Knorren. Dazu wurde mit dem Cursor nacheinander die mediale und laterale Kondyle (Abb. 18) an der maximalen kaudalen Wölbung markiert. Das Computerprogramm verband die beiden gesetzten Punkte automatisch.



**Abbildung 18:** Messpunkt des lateralen Kondylenpunktes an kaudalster Position der lateralen Femurkondyle in a) Sagittalebene, b) Transversalebene, c) 3D- Rekonstruktion und d) Frontalebene

2. Femurlängsachse: Sie wurde als mathematische Referenzachse benötigt, um die Femurhalsachse mit der Kondylenachse in Relation zu setzen und den ATW zu bestimmen. Dazu wurde im proximalen und distalen Bereich der Diaphyse der proximale und distale Femurschaftmittelpunkt bestimmt. Der proximale Femurschaftmittelpunkt wurde im proximalen Drittel des Femurschaftes gesetzt (Abb. 19b,c,d). Hierbei wurde mit dem Cursor in Form eines Fadenkreuzes der Durchmesser- und der Querschnittsmittelpunkt des Femurschaftes markiert (Abb. 19a). Die Markierung erfolgte am Übergang von eckiger in runde Schaftform (proximal nach distal). Bei der Markierung hilfreicher Orientierungspunkt war das proximale Foramen nutritium, das ungefähr auf gleicher Höhe liegt. Der distale Femurschaftmittelpunkt lag im distalen Drittel des Femurschaftes am Übergang von eckigen in runden Schaftquerschnitt (distal nach proximal; axiale Ansicht). Als Orientierung diente die Facies poplitea an dessen proxi-

malen Ende der distale Femurachsenpunkt gesetzt wurde. Der Punkt befindet sich knapp proximal des Tuberculum supracondylare laterale und knapp distal des distalen Foramen nutritium (Abb. 19b,c,d). Die Verbindung dieser Mittelpunkte ergab die Femurlängsachse (Abb. 24), die als Referenzlinie zur Bestimmung des ATW verwendet wurde.



**Abbildung 19:** Markierungspunkte der Femurschaftachse in a) Transversalebene b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht

3. Femurhalsachse: Zur Bestimmung der Femurhalsachse wurden in dieser Studie zwei Methoden, die in der Literatur beschrieben wurden, angewendet und miteinander verglichen (Abb. 23). In dieser Studie wurden beide Methoden in modifizierter Form angewendet und verglichen:
  - a) Die visuelle Bestimmung der Femurhalsbasis auf Höhe des Trochanter minors (Löer, 1999). Zur Markierung wurde der Cursor auf Höhe der maximalsten Ausprägung des Trochanter minors exakt in die Mitte des

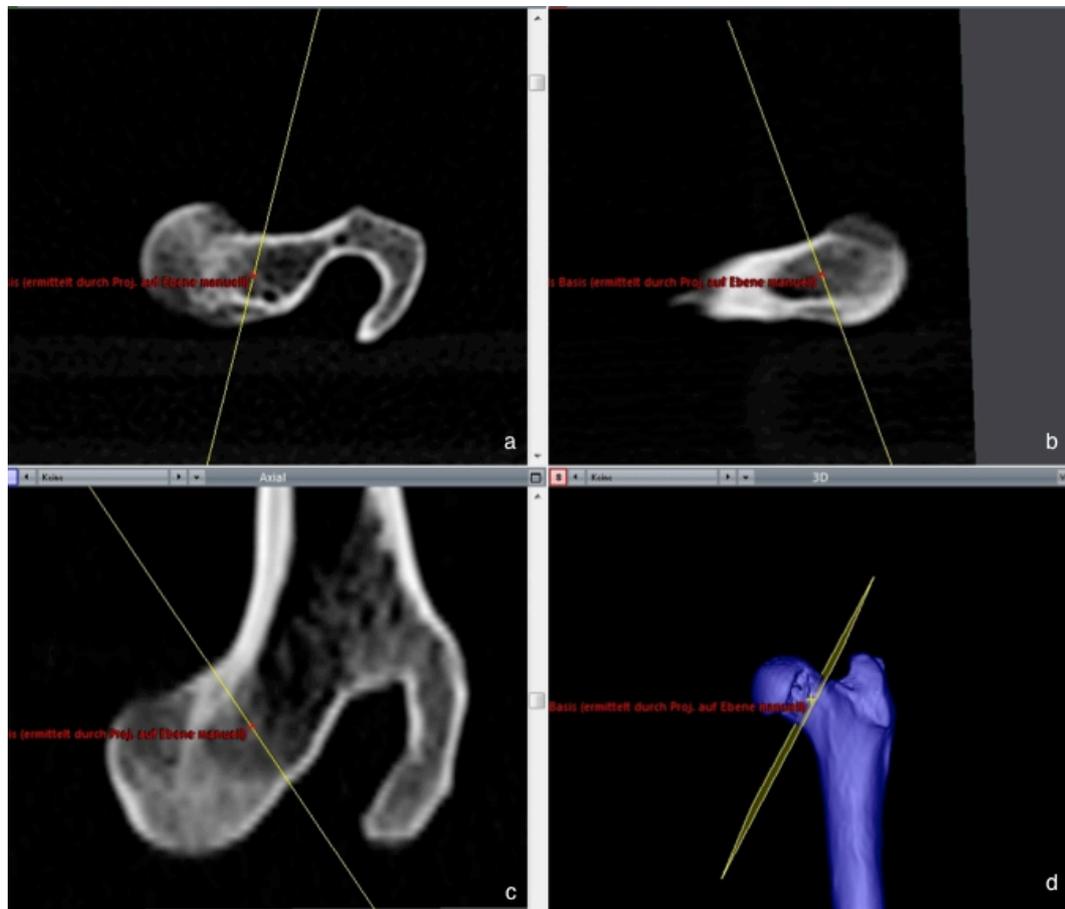
Femurschaftes platziert und die Femurbasis markiert (Abb. 20). Die Markierung wurde in allen drei Ansichten auf Zentrierung kontrolliert.



**Abbildung 20:** Femurhalsbasis auf Höhe d. Trochhanter minors a) Transversalebene b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht

- b) Bestimmung des Femurhalsmittelpunktes an der stärksten Taillierung des Femurhalses; der Mittelpunkt zwischen der kranialen und kaudalen Kortikalis (Dudley et al., 2006). In dieser Arbeit wurde eine „virtuelle Femurkopf- Halsresektions-Ebene“ an der stärksten Taillierung des Femurhalses gesetzt, deren Mittelpunkt markiert automatisch den Femurhalsmittelpunkt (Abb. 21). Der Femurhalsmittelpunkt wurde mit dem Mittelpunkt des Femurkopfmittelpunktes zur Femurhalsachse verbunden. Die Software setzt den Femurhalsmittelpunkt automatisch in das Zentrum des Femurhalses unter Berechnung des Lots vom Femurkopfmittelpunkt auf die gesetzte Ebene. Dazu wurde vom Femurkopfmittelpunkt das Lot auf die manuell ausgerichtete Ebene gefällt. Das Lot ist in

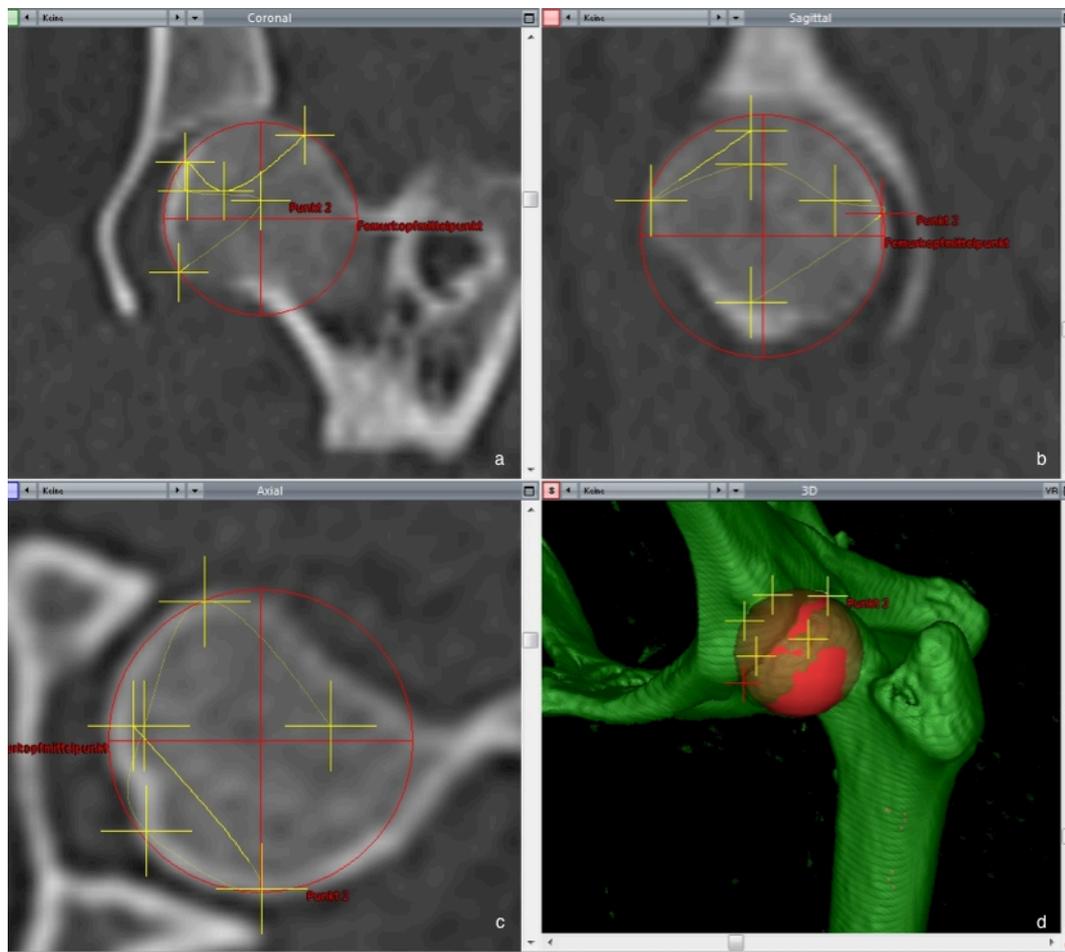
diesem Fall die Senkrechte, die auf der gesetzten Ebene steht und gerade in das Femurkopfzentrum verläuft (Lot (l) auf Ebene (E):  $l \perp E$ ).



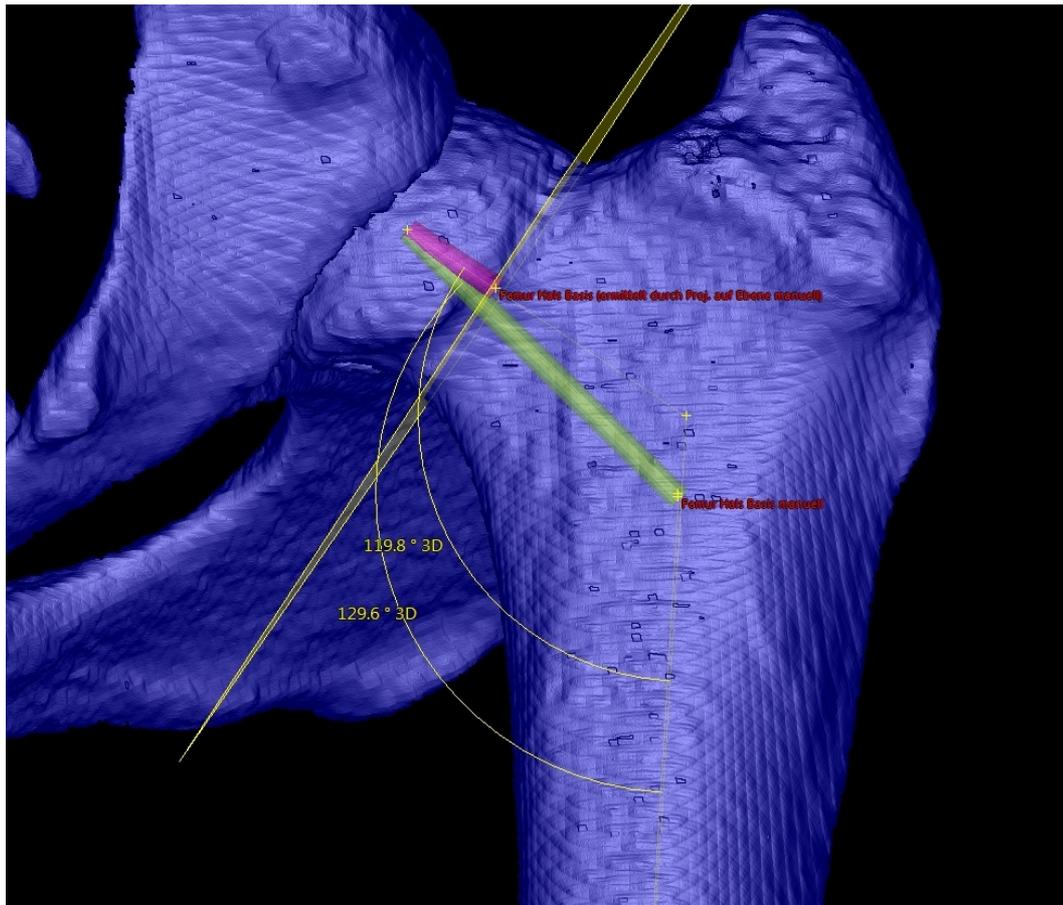
**Abbildung 21:** Femurhalsmittelpunkt der über die Ebene definiert wurde a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht

- c) Der Mittelpunkt des Femurkopfes wurde mit Hilfe der Software Voxim® automatisch erkannt, nachdem in der transversalen, sagittalen und frontalen Bildansicht der Umriss des Femurkopfes per Mausklick markiert wurde. Hierfür wurde in allen drei Ansichten der Femurkopf vergrößert und mit dem Lokalisierungswerkzeug zentriert. In jeder Ansicht wurden rund um den Femurkopf je zwei bis drei Markierungen gesetzt, die Fovea capitis wurde dabei ausgespart. Aus den gesetzten Markierungen berechnete das Programm eine Polylinie (Abb. 22a,b,c) woraus das Programm automatisch den Mittelpunkt des Femurkopfes ermittelt. Die Ermittlung des Femurkopfmittelpunktes erfolgte über Approximation des Kugelmittelpunktes aus der entstandenen Polylinie. Der Mittelpunkt ist der mittlere

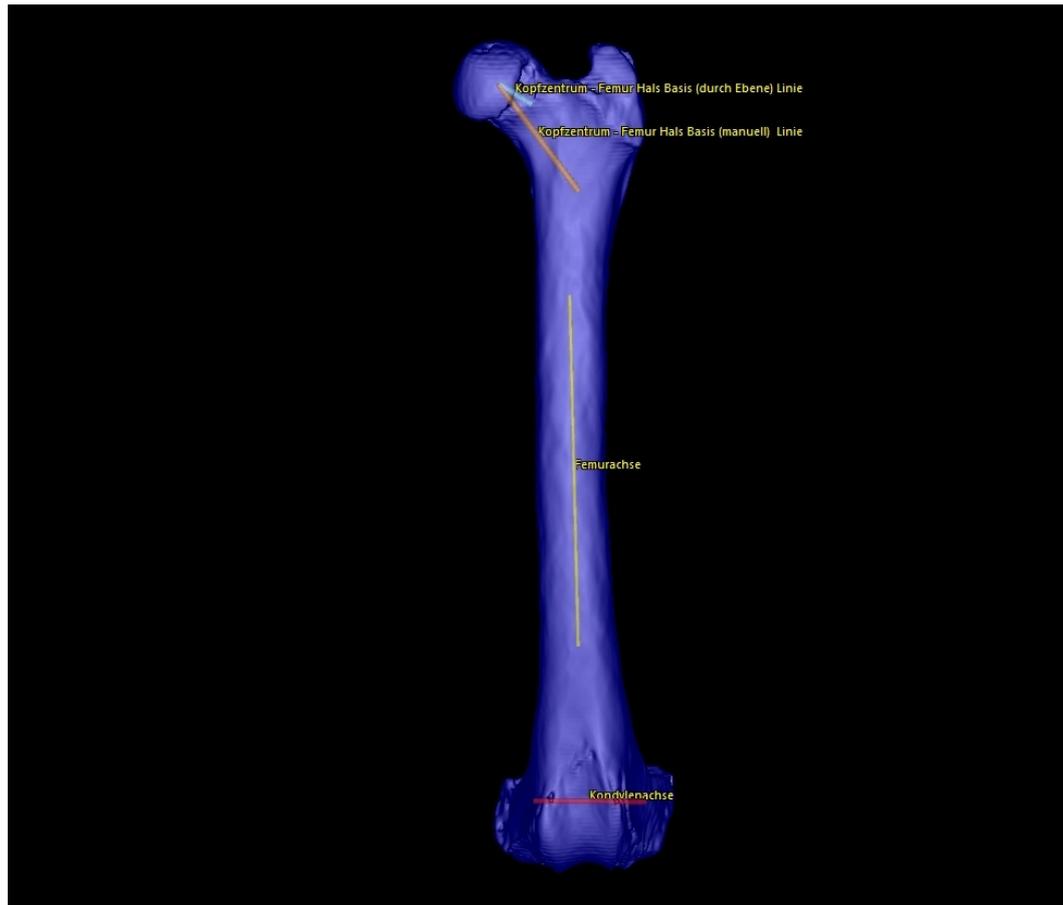
re Schnittpunkt aller Mittelsenkrechten, der einzelnen Strecken der Polylinie (Abb. 22).



**Abbildung 22:** Bestimmung des Femurkopfmittelpunktes durch Polylinien, dargestellt in a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht



**Abbildung 23:** Darstellung der verwendeten FHW, grün: FHW HB Femurhalsachse durch das Zentrum der Femurhalsbasis, rot: FHW E (Femurhalsachse durch das Zentrum der Ebene an der schmalsten Taillierung des Femurhalses)



**Abbildung 24:** schematische Darstellung der Femurachsen.

Blau = Femurhalsachse durch das Zentrum der Ebene an der schmalsten Taillierung des Femurhalses, orange = Femurhalsachse durch das Zentrum der Femurhalsbasis, gelb = Femurachse, rot = Kondylenachse

#### 2.4.1.2. Definition des Koordinatensystems für die Messung des ATW

Um lagerungsunabhängige Messungen durchzuführen, wurde ein Koordinatensystem etabliert werden, das durch fest definierte Punkte im Knochen verläuft. Das Koordinatensystem sollte unabhängig von der Tischoberfläche sein, auf dem der Patient (oder Kadaver und Knochen) gelagert wurde. Änderte sich die Lage des Knochens im Raum, veränderte sich die Lage des Koordinatensystems äquivalent. Die Messpunkte des Femurs wurden auf eine definierte Ebene des Koordinatensystems projiziert, um die Winkelberechnung zu ermöglichen.

Das Femur-Koordinatensystem richtete sich nach gesetzten Punkten am Femur. Für die Definition des Koordinatensystems wurden zwei Strecken und ein gesetzter Punkt benötigt. Der Koordinatenursprung war ein gesetzter Punkt, im Falle des

Femurkoordinatensystems der „Femurachsenpunkt proximal“. Er war der Nullpunkt des Koordinatensystems (Abb. 25).

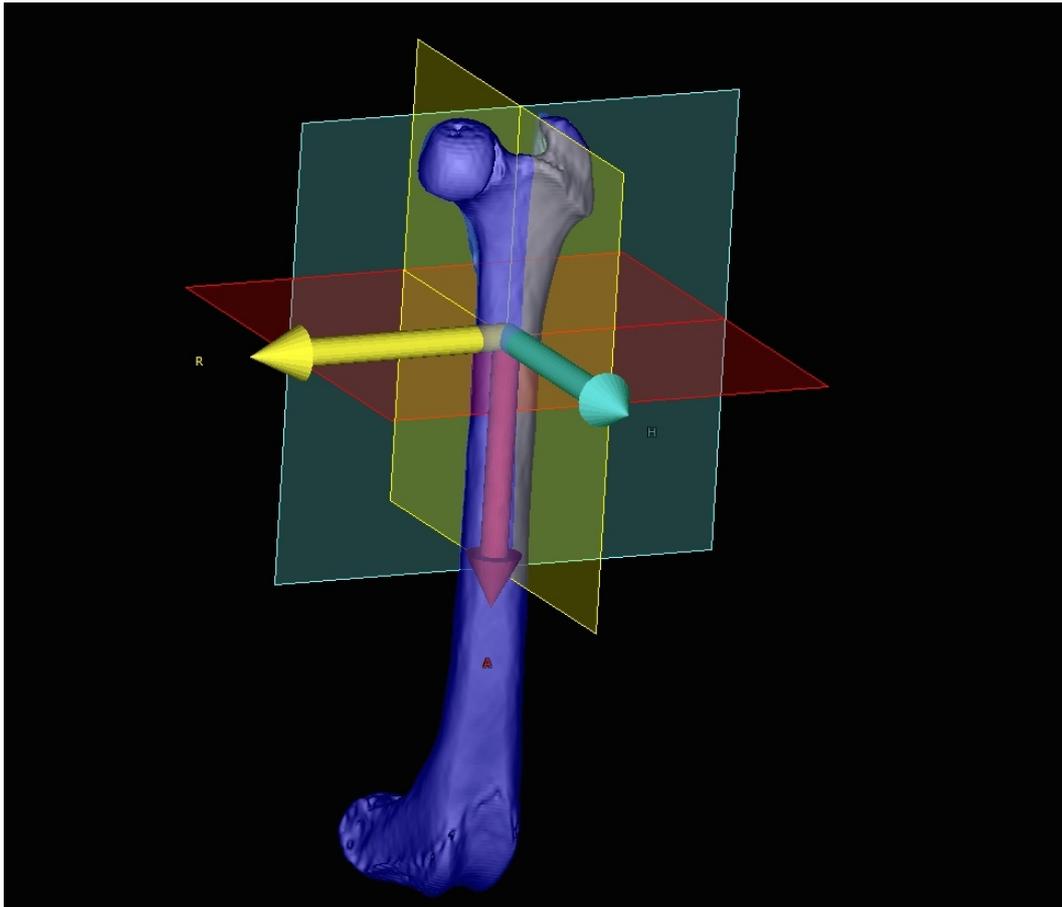
Die 1. Strecke, die als Referenzachse des Femurkoordinatensystems diente, war die Femurlängsachse, welche sich aus den Punkten „Femurachse proximal“ und „Femurachse distal“ ergab. Der Richtungsvektor der Femurachse war die y-Achse = Richtung der y-Achse. Im Femurkoordinatensystem entsprach die Femurachse exakt der y-Achse des Koordinatensystems, da der Nullpunkt des Koordinatensystems („Femurachsenpunkt proximal“) mit einem Punkt der Femurachse identisch war.

Die 2. Strecke (Linie) entsprach der Kondylenachse (Strecke zwischen Punkten „Kondyle lateral“ und „Kondyle medial“), deren Richtungsvektor die Richtung der x-Achse des Koordinatensystems entsprach, welche wiederum orthogonal zur y-Achse stand.

Die 3. Strecke (Ebene, z-Achse) ergab sich, da sie im rechten Winkel zu den beiden ersten Achsen stand (Kreuzprodukt).

Das Femur- Koordinatensystem bestand folglich aus drei Ebenen:

1. Die sagittale Ebene des Koordinatensystems (gelb): aus A (y-Achse) und H (z-Achse) gebildet
2. Die dorsale (coronale) Ebene des Koordinatensystems (blau) wurde aus H (z-Achse) und R (x-Achse) gebildet
3. Die transversale (axiale) Ebene des Koordinatensystems (rot) wurde aus A (y-Achse) und R (x-Achse) gebildet

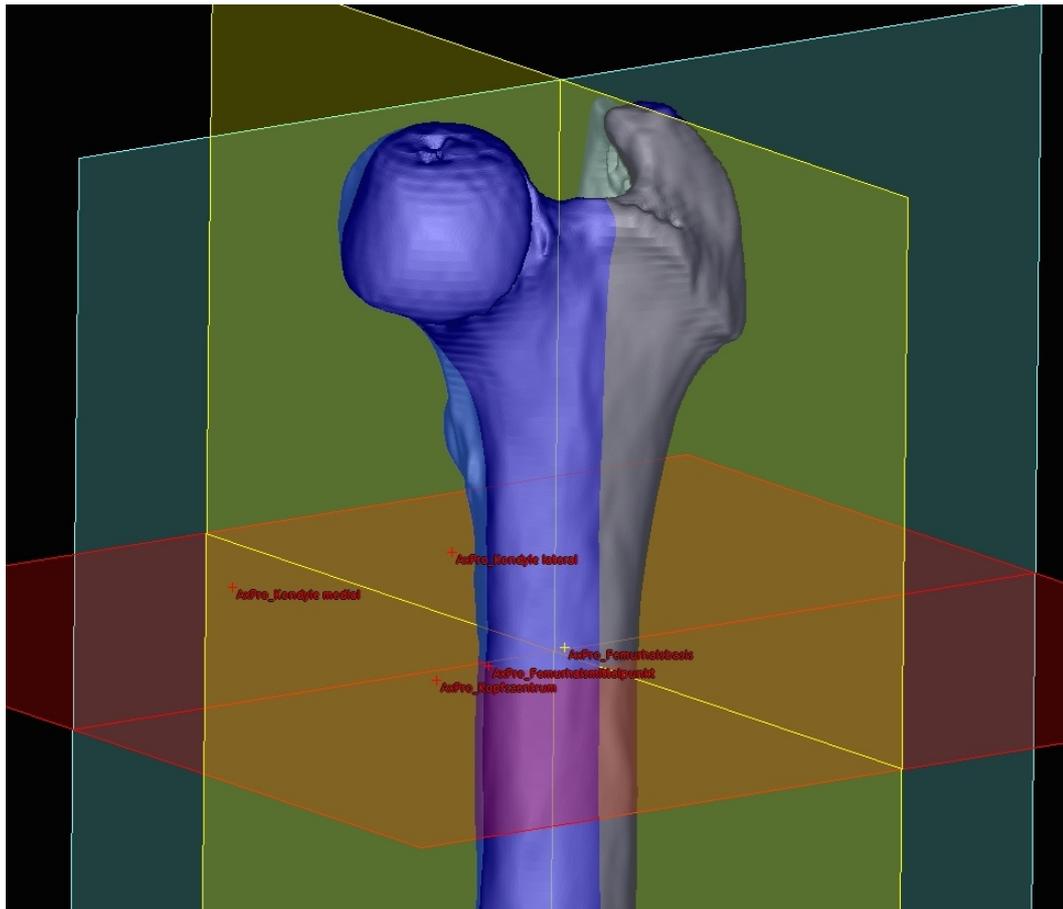


**Abbildung 25:** Darstellung der drei Ebenen des Koordinatensystems.  
In der Abbildung entspricht A-> y-Achse; R-> x-Achse und H-> z-Achse.

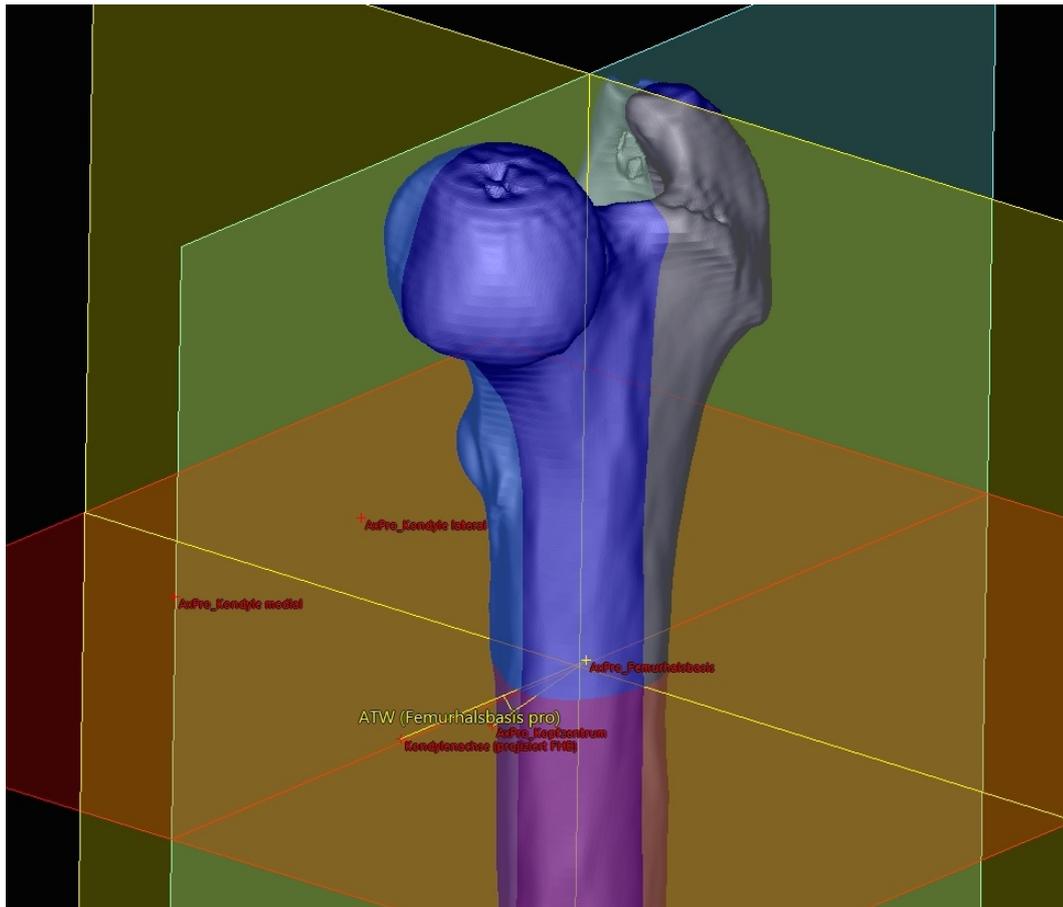
Um den ATW berechnen zu können, mussten die Punkte, die zu seiner Berechnung erforderlich waren, in eine Ebene projiziert werden. Die Projektion eines Punktes auf eine Ebene entsprach dem Fällen eines Lots vom Punkt auf eine Ebene (Linie die auf der Ebene senkrecht steht und den Punkt schneidet).

Linien (Achsen, Strecken) wurden in eine Ebene gebracht, indem deren Start- und Endpunkt in eine Ebene projiziert wurden (Abb. 26).

Die zur Bestimmung der beiden ATW (Femurhalsbasis-ATW und Femurhalsmittelpunkt-ATW) definierten Achsen mussten zur Berechnung des ATW in eine Ebene projiziert werden. Hierfür wurden die Kondylenachse (lateraler Kondylenpunkt und medialer Kondylenpunkt) und die jeweiligen Achsen der beiden ATW (Femurkopfmittelpunkt und Femurhalsbasis; Femurkopfmittelpunkt und Femurhalsmittelpunkt) in die transversale Ebene des Koordinatensystems (rot) projiziert (Abb. 27).



**Abbildung 26:** Projektion der Messpunkte des ATW HB in der Transversalebene



**Abbildung 27:** Darstellung des projizierten ATW HB in der Transversalebene

#### 2.4.2. 3D-Varus-Valgus-Messung Femur (VVW-Femur, mediale/laterale Achsenabweichung)

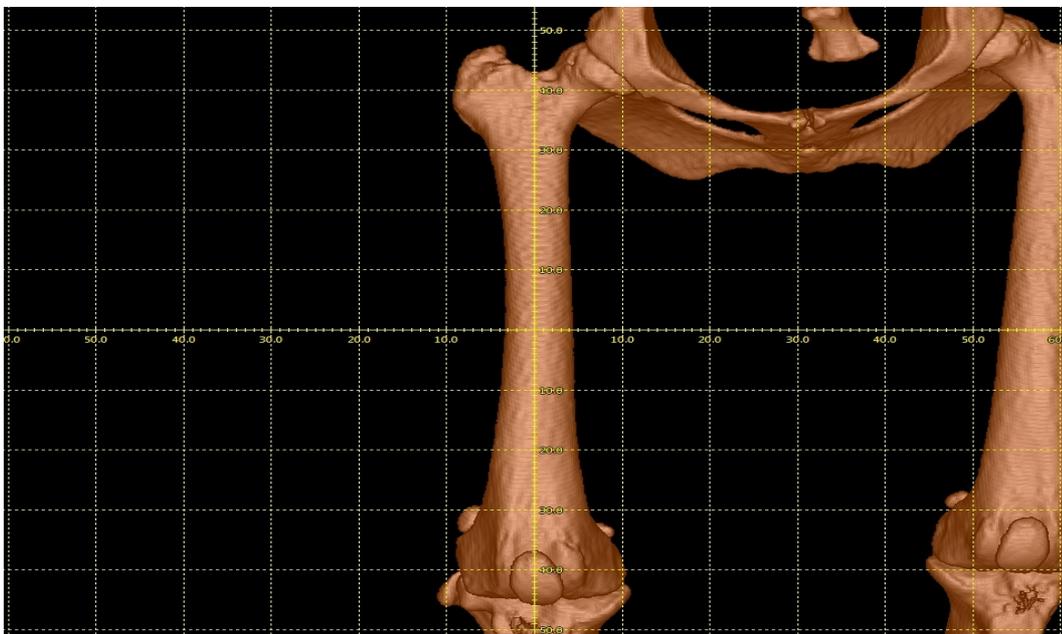
Der Femur-Varus-Winkel ist definiert als der Winkel zwischen der proximalen femoralen Längsachse und der distalen femoralen Längsachse. Zur Messung der Abwinklung des Femurs wurden die proximale femorale Längsachse in Bezug zur distalen femoralen Längsachse gesetzt. In dieser Studie wurden zwei Methoden zur VVW-Messung verglichen. Eine modifizierte Methode nach (Dudley et al., 2006; Swiderski et al., 2008; Tomlinson et al., 2007) und eine eigene Messmethode wurden verglichen.

##### 2.4.2.1. Definition der Bezugsachsen für die Messung des VVW

1. Proximale femorale Längsachse: Beide Methoden verwenden als ersten Schenkel des Winkels die Senkrechte auf der Kondylenachse (distale Femurachse). Der zweite Schenkel der beiden Methoden unterscheidet sich, bei der eigenen Messung wurde schlicht die Femurlängsachse (Abb. 29) ver-

wendet bei der Methode nach Tomlinson et al. (2007), Swiderski et al. (2008) und Dudley et al. (2006) wurde die proximale Femurachse verwendet (Abb. 30):

- a) (eigene Methode; VVW d) (Abb. 29): die proximale Messachse entsprach der Femurlängsachse (vgl. Punkt 2.4.1.1)
- b) Proximale Messachse nach (Dudley et al., 2006; Swiderski et al., 2008; Tomlinson et al., 2007) (VVW p) (Abb. 30): zur Bestimmung der proximalen Femurachse wurde der Femurmittelpunkt exakt auf halber Länge des Femurs identifiziert (Abb. 28) und der Femurmittelpunkt auf dem proximalen Drittelpunkt des Femurs. Zur einfachen Bestimmung des Femurmittelpunktes, wurde ein Messgitter verwendet, der 0-Punkt des Messgitters markiert den Mittelpunkt des Femurs exakt auf dessen Hälfte. Im 0-Punkt des Messgitters wurde der Femurmittelpunkt gesetzt. Der Femurschaft hat im Femurmittelpunkt physiologischerweise den geringsten Durchmesser. Die Verbindung der beiden Punkte ergab die proximale Femurachse.



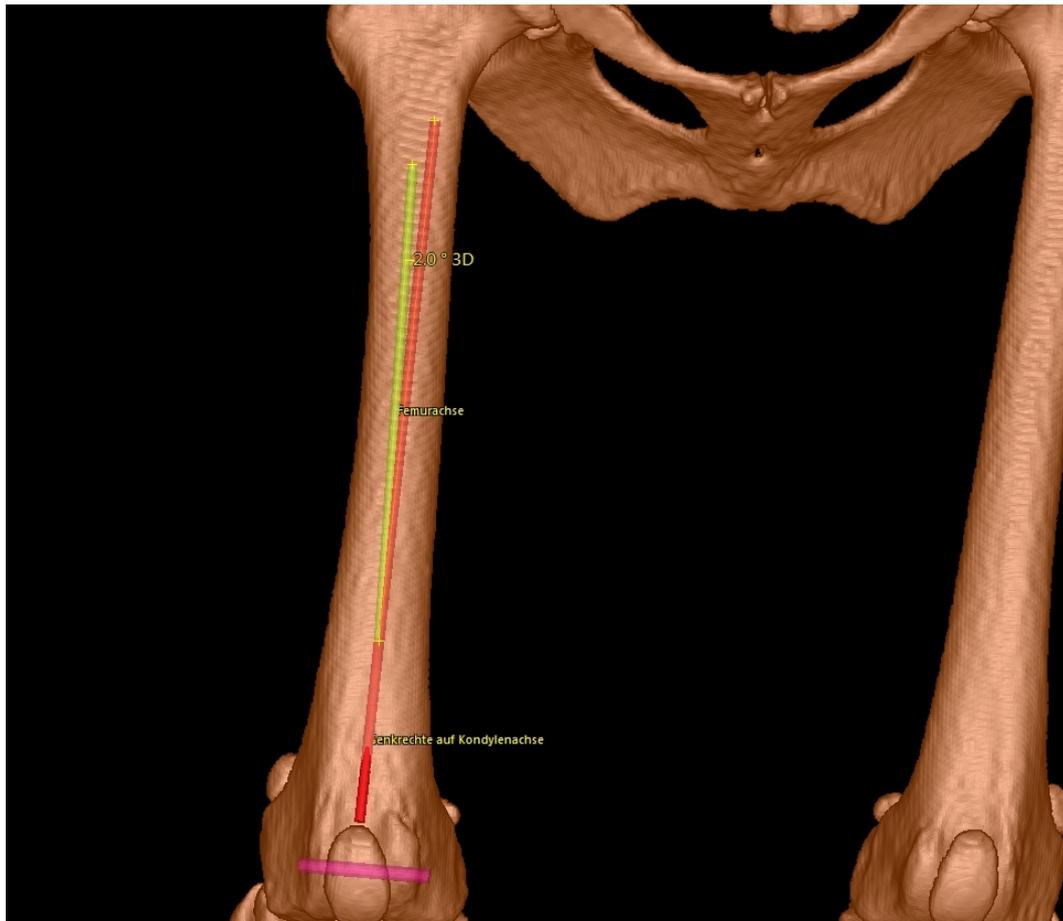
**Abbildung 28:** Femurmittelpunkt mit Fadenkreuz markiert, Bestimmung der proximalen Femurachse

2. Distale femorale Längsachse: Die distale Femurlängsachse wurde definiert, indem man zunächst die transkondyläre Achse bestimmte. Die transkondyläre

Achse ist eine gezogene Linie tangential der distalen Gelenkflächen der Femurkondylen (vgl. Punkt 2.4.1.1). Die Senkrechte dieser transkondylären Achse, die durch die Software automatisch in die gleiche Ebene zur proximalen femoralen Längsachse projiziert wurde, ist die distale femorale Längsachse.

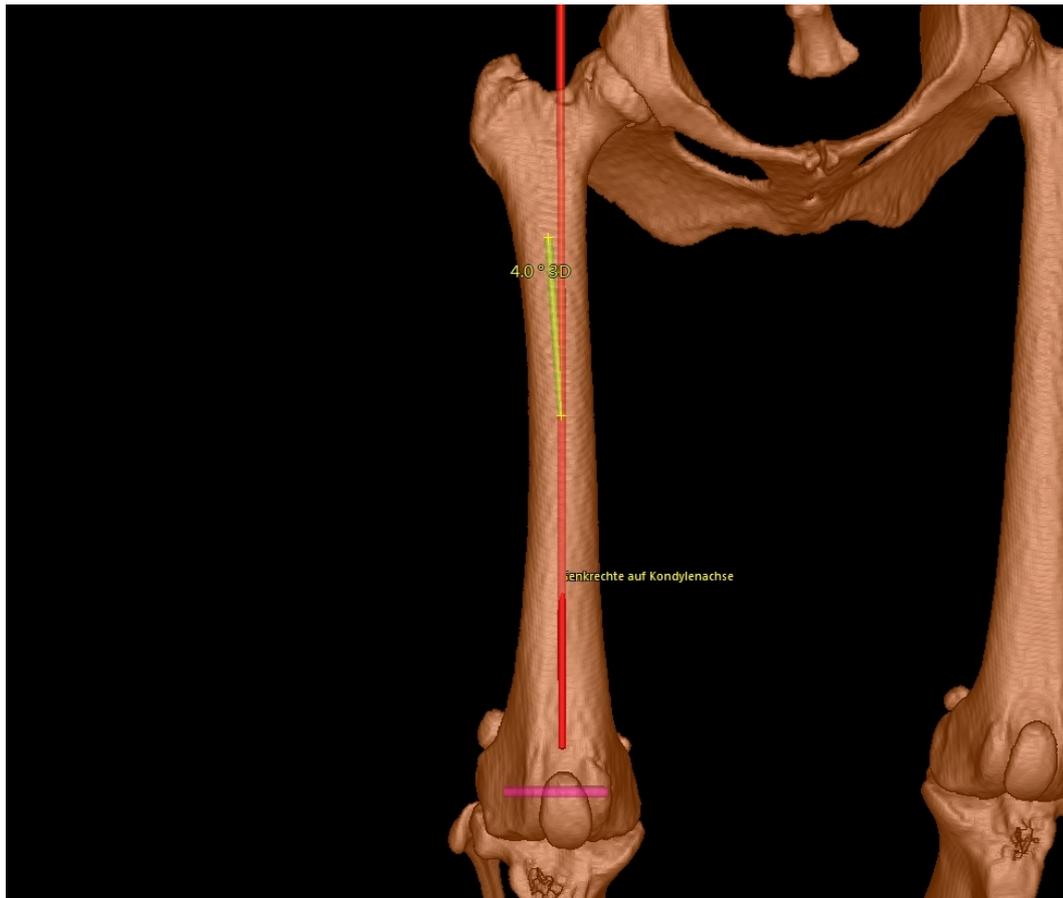
Die beiden Berechnungspunkte der Schenkel des VVW: 1. Verlängerung der Senkrechten auf Kondylenachse und 2. die Femurlängsachse (bei der eigenen Methode) bzw. die proximale Femurachse (nach Tomlinson et al. (2007)) wurden zur Berechnung auf eine Ebene projiziert. Zur Berechnung des VVW musste die distale Femurachse in einer Ebene mit der Femurlängsachse liegen. In diesem Fall war dies die transversale (axiale) Ebene des Koordinatensystems (rot) (vgl. Abb. 25).

Nachdem die Achsen gesetzt wurden, wurde der bestimmte Winkel automatisch angezeigt. An der 3D-Rekonstruktion konnte abgelesen werden, ob es sich bei dem ermittelten Winkel um einen Varus- oder Valguswinkel handelte. Beim Valguswinkel war die Winkelöffnung auf der lateralen Seite. Der ermittelte Winkel wurde mit  $180^\circ$  addiert und war somit größer als  $180^\circ$ . Lag ein Varuswinkel vor, war die Öffnung der Winkelschenkel medial. Der ermittelte Wert wurde von  $180^\circ$  subtrahiert und war kleiner als  $180^\circ$  (Abb. 29 + 30).



**Abbildung 29:** Darstellung der eigenen Methode zur VVW d- Bestimmung am gesunden Hund, der VVW wird über den distalen Femurachsenpunkt bestimmt.

Der Winkel beträgt  $178^\circ$ , es liegt ein Varuswinkel vor, da die Öffnung des Winkelschenkels medial liegt.



**Abbildung 30:** modifizierte VVW p- Messung nach (Dudley et al., 2006; Swiderski et al., 2008; Tomlinson et al., 2007).  
Beim identischen Femur (vgl. Abb. 29) wird ein niedriger VVW (176°) gemessen, der Varus wird größer.

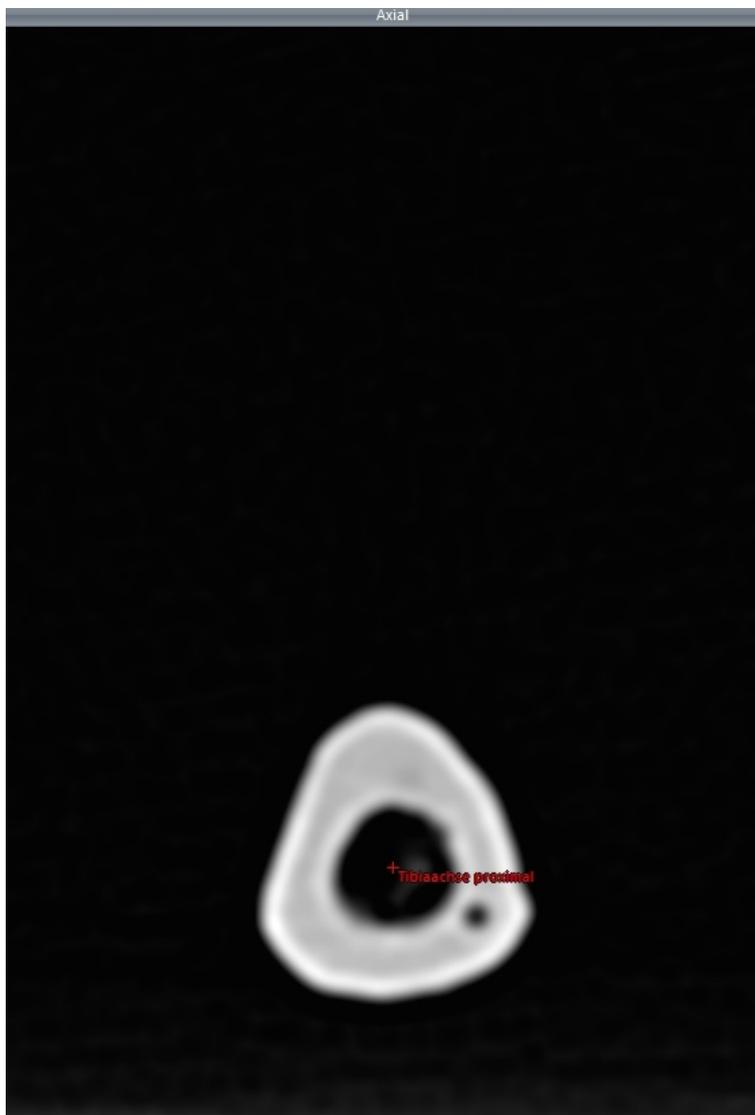
#### 2.4.3. 3D-Torsionsmessung an der Tibia (Tibiatorsionswinkel; TTW)

Die Torsionsmessung der Tibia wurde anhand einer proximalen und einer distalen Achse gemessen, welche über die Tibiaachse (Tibialängsachse) mathematisch in Bezug gesetzt wurden. Als Referenzachsen wurde proximal die Tibiahinterkante und distal die Tibiavorderkante verwendet.

##### 2.4.3.1. Definition der Bezugsachsen zur Messung des TTW

1. Tibialängsachse: Die Tibialängsachse (Abb. 34) war die Bezugsachse für die Berechnung der tibialen Torsion. Zur Bestimmung der Tibialängsachse wurde in der proximalen Diaphyse der proximale Tibiaschaftmittelpunkt und in der distalen Diaphyse der distale Tibiaschaftmittelpunkt gesetzt. Der proximale Tibiaschaftmittelpunkt wurde auf Höhe des distalen Ende der Crista tibiae gesetzt, an der sich der Durchmesser des Tibiaschaftes (von proximal nach dis-

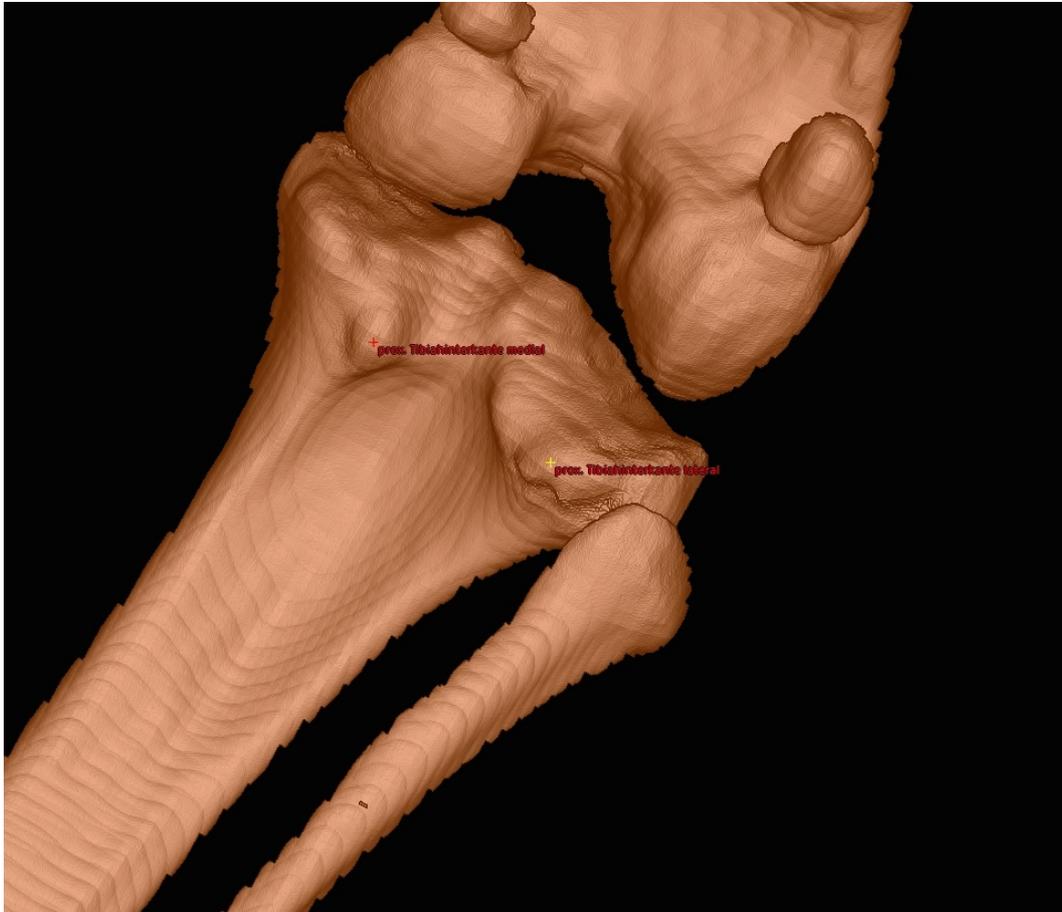
tal; axiale Ansicht) von dreieckig in rund änderte. Zur Orientierung wurde das Foramen nutritium in der axialen Ansicht genommen, was an dieser Stelle in die Knochenkompakta des Knochens eintritt (Abb. 31). Der distale Tibiaschaftmittelpunkt wurde an der Position des Schaftes gesetzt, an der sich der Durchmesser der Tibia (von distal nach proximal; axiale Ansicht) von dreieckig-queroval zu rundlich ändert, die Fibula erscheint an dieser Stelle dreieckig. Durch automatische Verbindung der beiden Markierungen der Punkte durch die Software Voxim® entstand die Tibialängsachse, die als Referenzachse zur tibialen Torsionsmessung diente.



**Abbildung 31:** proximaler Tibiaachsenpunkt auf Höhe des Foramen nutritiums

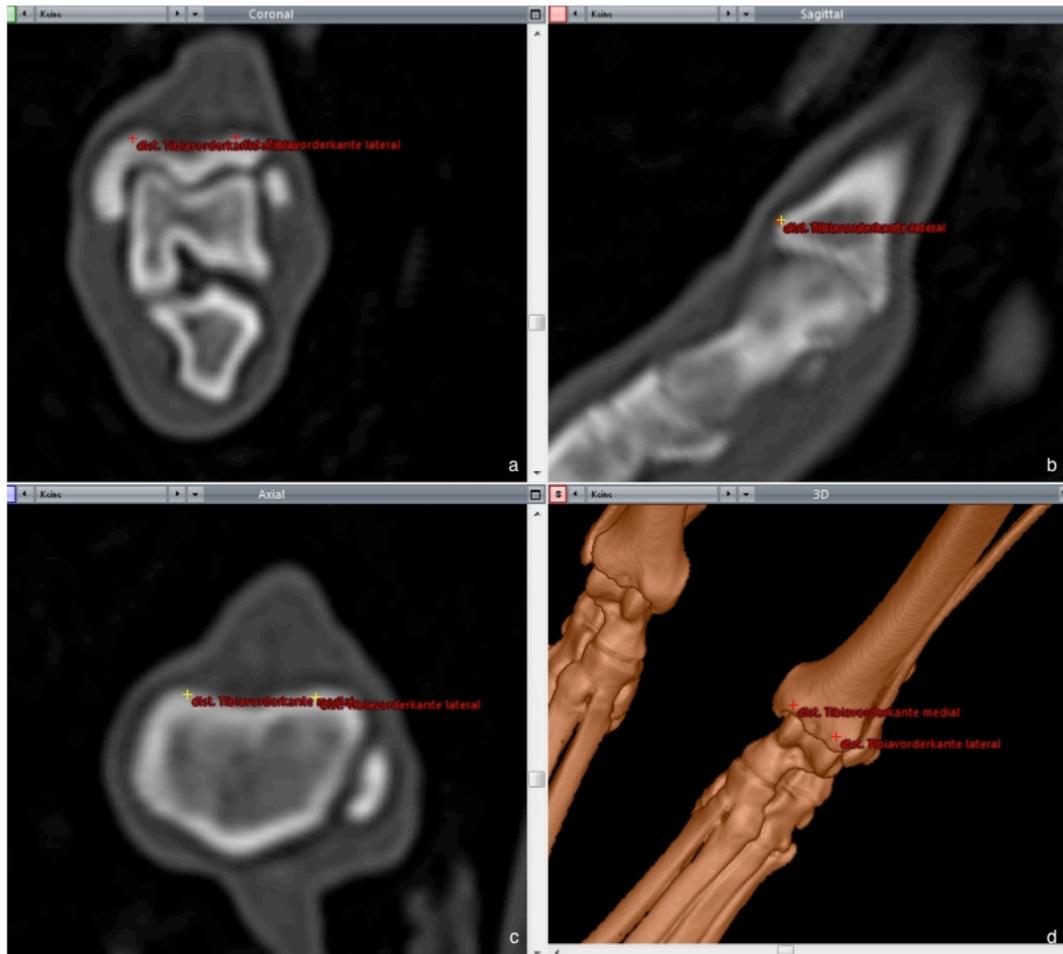
2. Proximale Tibiahinterkante: die proximale Tibiahinterkante (Abb. 34) ist die Tangente der beiden kaudalsten Ausziehungen der Artikulationsflächen

(Condylus lateralis und medialis tibiae) des Tibiaplateaus. Die Punkte wurden lateral und medial unter Kontrolle der drei Schnittebenen und der 3D-Ansicht gesetzt (Abb. 32).

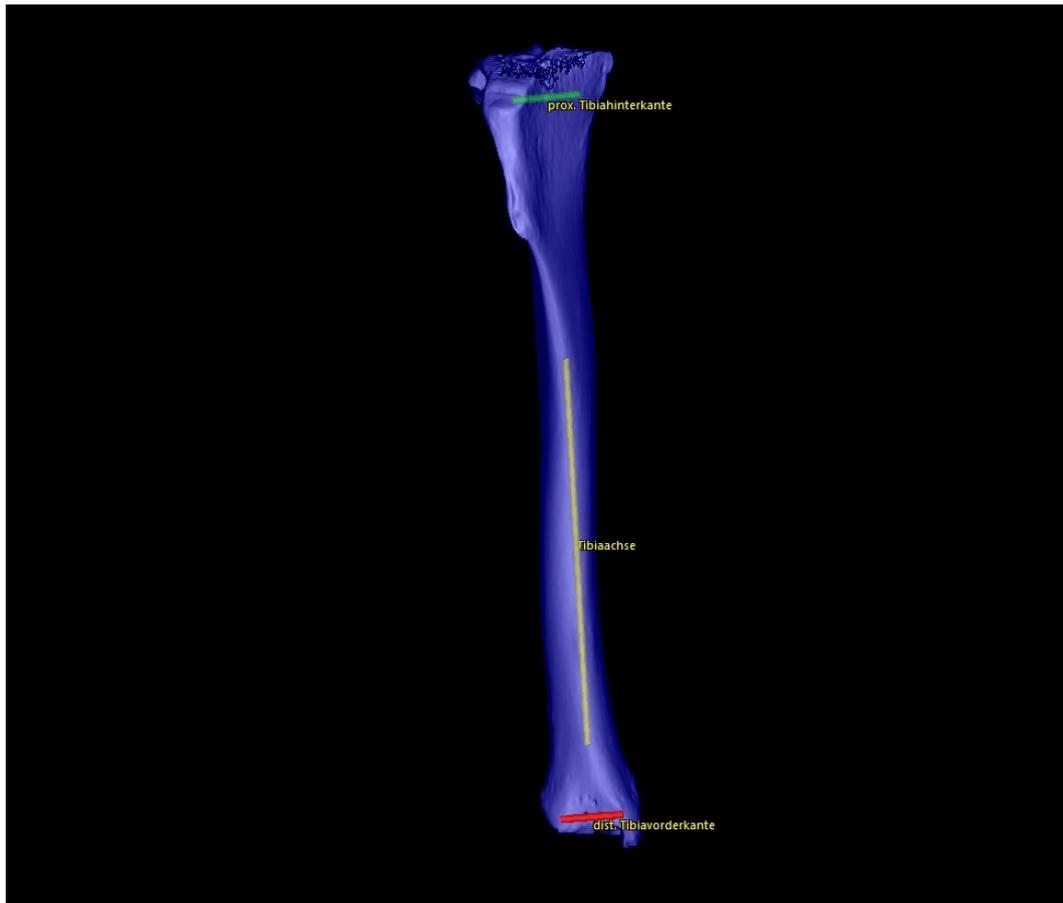


**Abbildung 32:** Markierung der Tangentialpunkte der proximalen Tibiahinterkante

3. Distale Tibiavorderkante: Die distale Tibiavorderkante (Abb. 34) ist die Tangente an der maximalsten Vorwölbung der distalen Tibiavorderfläche auf Höhe der weitesten kranialen Ausdehnung der Cochlea tibiae. Der mediale Punkt wurde unter Kontrolle aller Ansichten auf die maximale kraniale Ausziehung des medialen Anteils der Cochlea tibiae bzw. der am weitesten kranial gelegenen Kontur des Malleolus medialis gesetzt. Der laterale Punkt wurde auf die maximale Wölbung der lateralen Vorderfläche der Tibia auf Höhe der Cochlea tibia gesetzt (Abb. 33).



**Abbildung 33:** Markierung der Tangentenpunkte der distalen Tibiavorderkante  
a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht



**Abbildung 34:** Darstellung der Tibiaachsen zur Messung des TTW; prox. Tibiahinterkante (grün), Tibialängsachse (gelb), dist. Tibiavorderkante (rot)

#### 2.4.3.2. Definition des Koordinatensystems für die Messung des TTW

Die CT gestützte Torsionsmessung basiert auf den definierten Achsen der proximalen Tibiahinterkante und distalen Tibiavorderkante, die zueinander über die Tibialängsachse in Bezug gesetzt wurden. Um lagerungsunabhängig korrekte Winkel der Tibia bestimmen zu können, wurde ähnlich zum Femurkoordinatensystem ein Tibiakoordinatensystem (Abb. 35) programmiert, das über festgelegte Punkte der Tibia definiert wurde. Der Nullpunkt des Tibiakoordinatensystems wurde auf den distalen Tibiachsenpunkt definiert. Die Ausrichtung des Koordinatensystems erfolgte über die Tibialängsachse als erste Referenzachse und über die proximale Tibiahinterkante als zweite Referenzachse. Somit war die z-Achse des Tibiakoordinatensystems der Richtungsvektor der Tibiachse (aus den Punkten „Tibiaachse distal“ und „Tibiaachse proximal“). Die x-Achse war der Richtungsvektor der proximalen Tibiahinterkante (aus den Punkten „prox. Tibiahinterkante

lateral“ und „prox. Tibiahinterkante medial“). Die z-Achse ergab sich wiederum als Kreuzprodukt aus den orthogonal zueinander stehenden y- und x-Achsen.

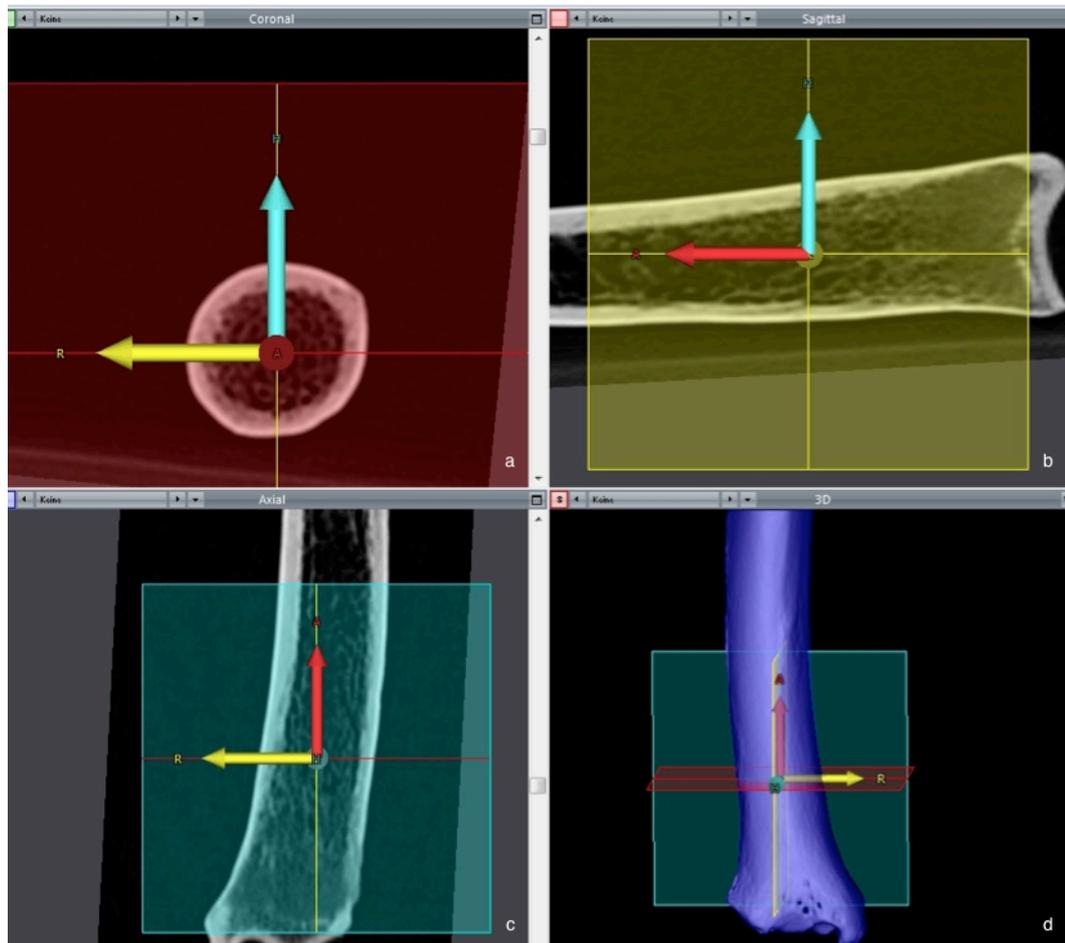
Auch die Tibialängsachse entsprach exakt der y-Achse, da der Nullpunkt des Koordinatensystems („Tibiaachse distal“) gleichzeitig ein Referenzpunkt der Tibiaachse war.

Die drei Ebenen des Tibiakoordinatensystem (Abb. 35):

1. Die sagittale Ebene des Koordinatensystems (gelb): aus A (y-Achse) und H (z-Achse) gebildet
2. Transversale (axiale) Ebene des Koordinatensystems (rot) wurde aus H (z-Achse) und R (x-Achse) gebildet
3. Dorsale (frontal, coronare) Ebene des Koordinatensystems (blau) wurde aus A (y-Achse) und R (x-Achse) gebildet

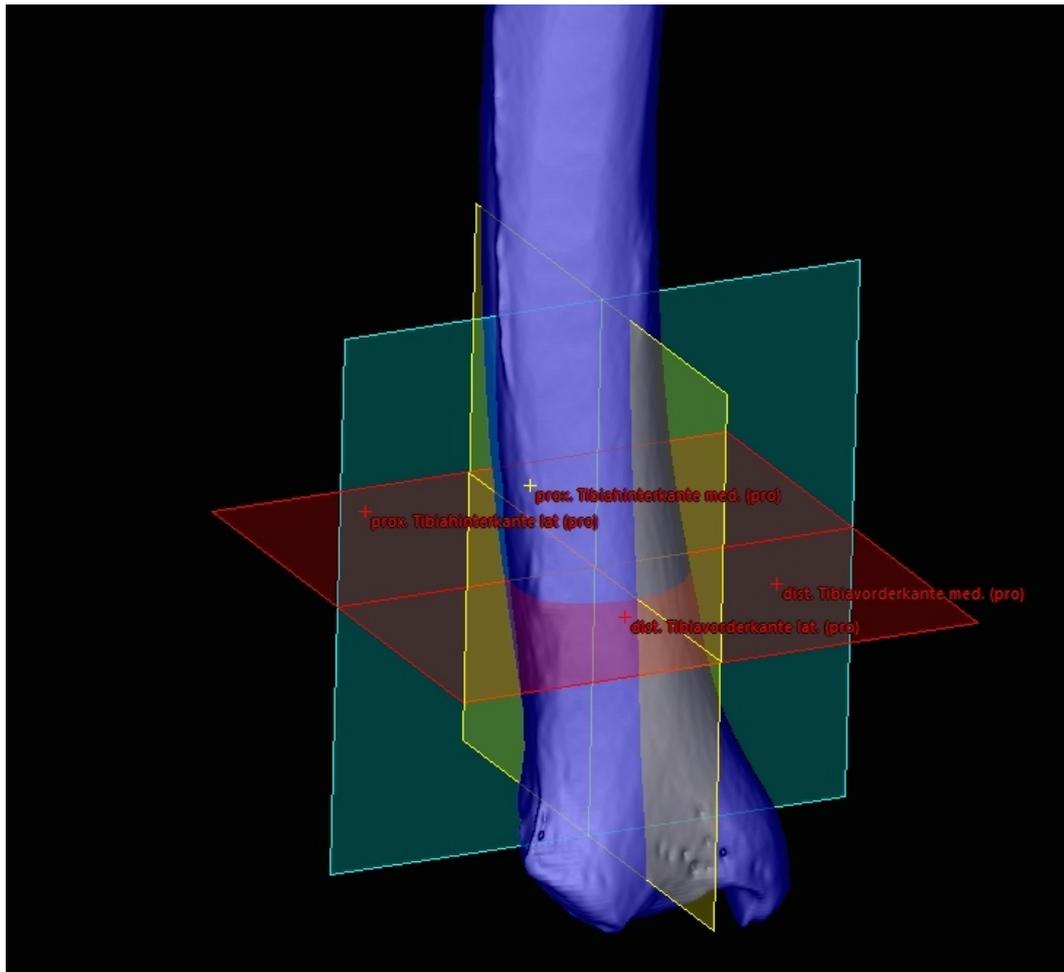
Zur Berechnung der Tibiatorsion wurden die zur Messung benötigten Achsenpunkte der proximalen Tibiahinterkante (prox. Tibiahinterkante lateral und medial) sowie die Achsenpunkte der distalen Tibiavorderkante (dist. Tibiavorderkante lateral und medial) und die transversale (axiale) Ebene projiziert (Abb. 36 + 37).

Zur Bestimmung des Vorzeichens beim TTW wurde die Gliedmaße von proximal betrachtet. War die distale Tibiavorderkante im Vergleich zur proximalen Tibiahinterkante nach medial geneigt, bekam der Winkel ein negatives Vorzeichen. Im Verhältnis lag eine Außentorsion des proximalen Tibiaabschnittes, bzw. eine Innentorsion des distalen Tibiaabschnittes vor. War die distale Tibiavorderkante im Verhältnis nach außen gedreht (Winkel wird lateral dargestellt) war das Vorzeichen positiv und zeigte eine Exorotation (Außentorsion) des distalen Tibiaabschnitts aus der Perspektive des proximalen Tibiasegments an.

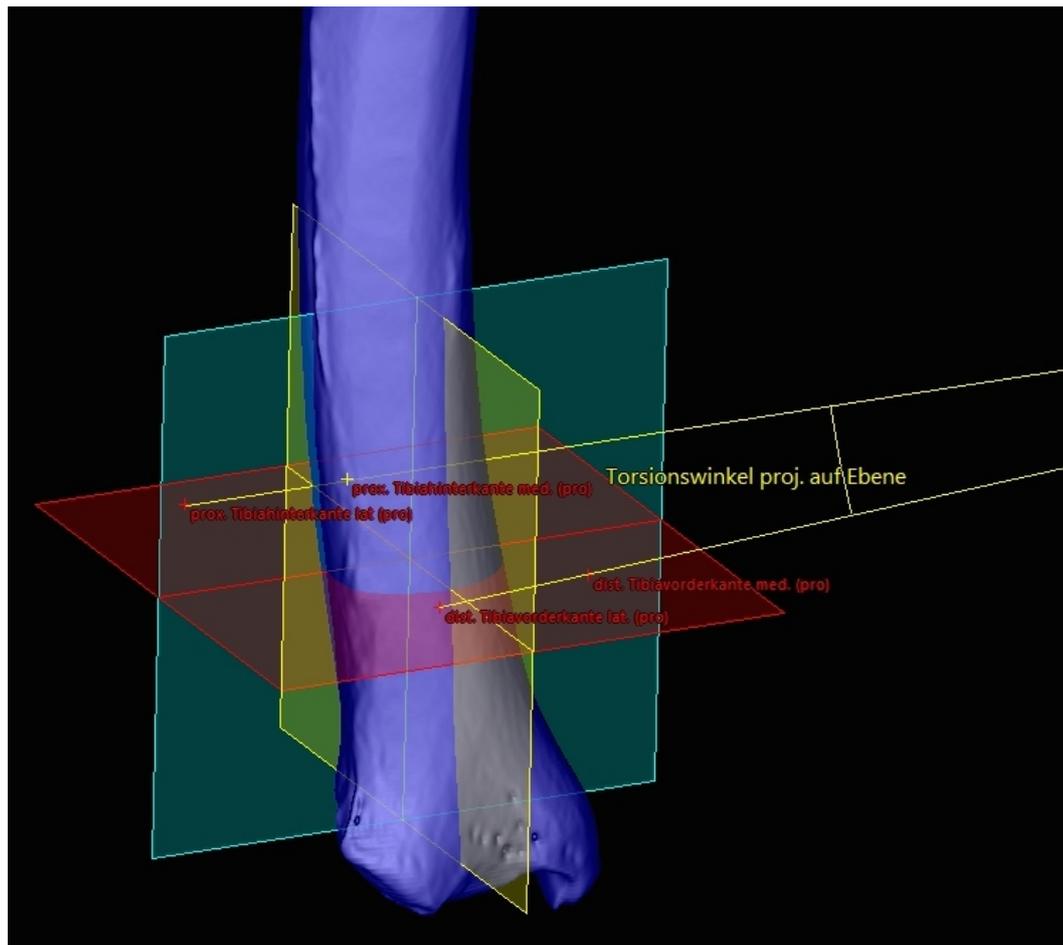


**Abbildung 35:** Ebenen des Tibiakoordinatensystems

a) Transversalebene (rot), b) Sagittalebene (gelb), c) Frontalebene (blau) und d) 3D-Ansicht



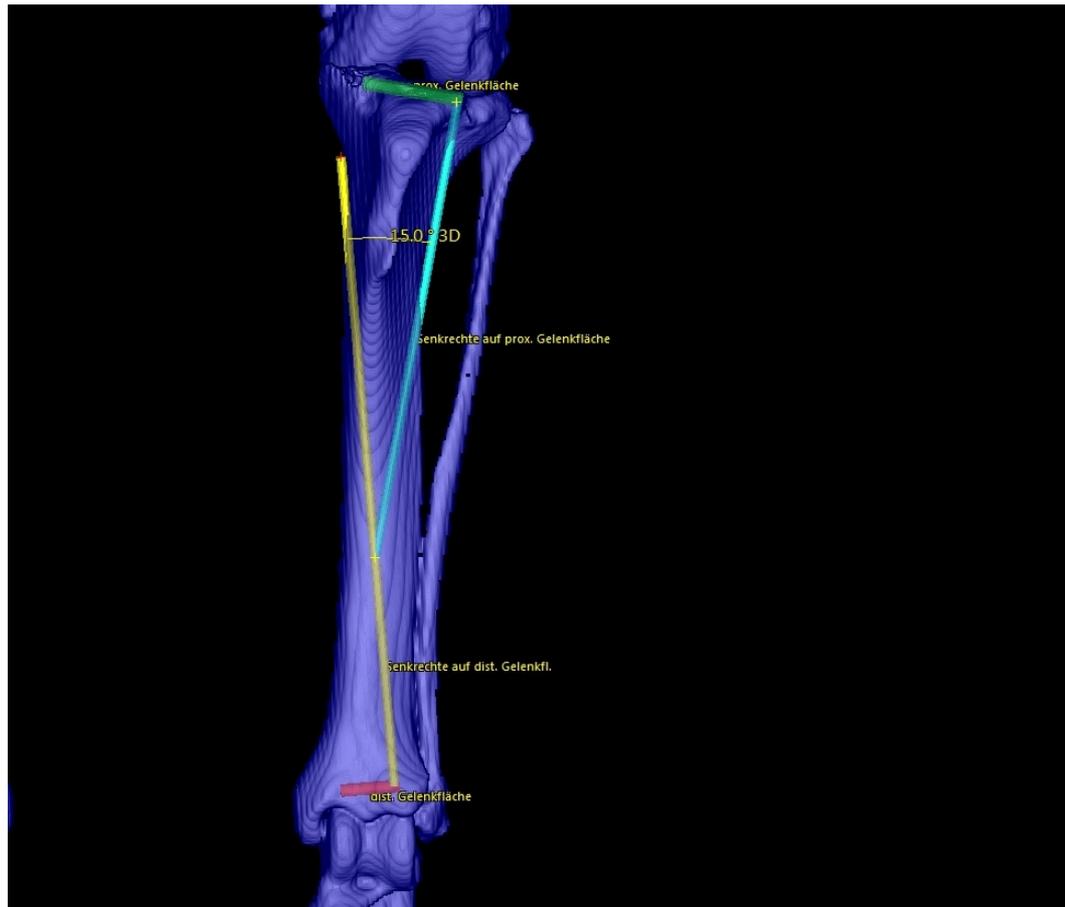
**Abbildung 36:** Projektion der Messpunkte in die Transversalebene (rot)



**Abbildung 37:** Projektion der Messpunkte plus Darstellung des Torsionswinkel in der Transversalebene

#### 2.4.4. 3D-Varus-Valgus-Messung Tibia (VW-Tibia, mediale/laterale Achsenabweichung)

Bei der VW-Messung der Tibia wurde die Stellung der proximalen und distalen Tibiagelenkflächen zueinander betrachtet. Da der *Corpus tibiae* einen sigmoidalen Verlauf aufweist, stand die Schaftkrümmung der Tibia bei der Varus-Messung nicht im Vordergrund. Es wurden ausschließlich die distalen und proximalen Gelenkflächen der Tibia zueinander in Bezug gesetzt. Standen die proximalen Gelenkflächen (*Condylus lateralis et medialis tibiae*) und die distalen Gelenkflächen (*Cochlea tibiae*) exakt parallel zueinander, so betrug der gemessene Winkel  $0^\circ$  bzw.  $180^\circ$ . Wichen eine oder beide Gelenkflächen nach lateral ab, war der Winkel  $>180^\circ$  bzw.  $<180^\circ$  bei medialer Abweichung.



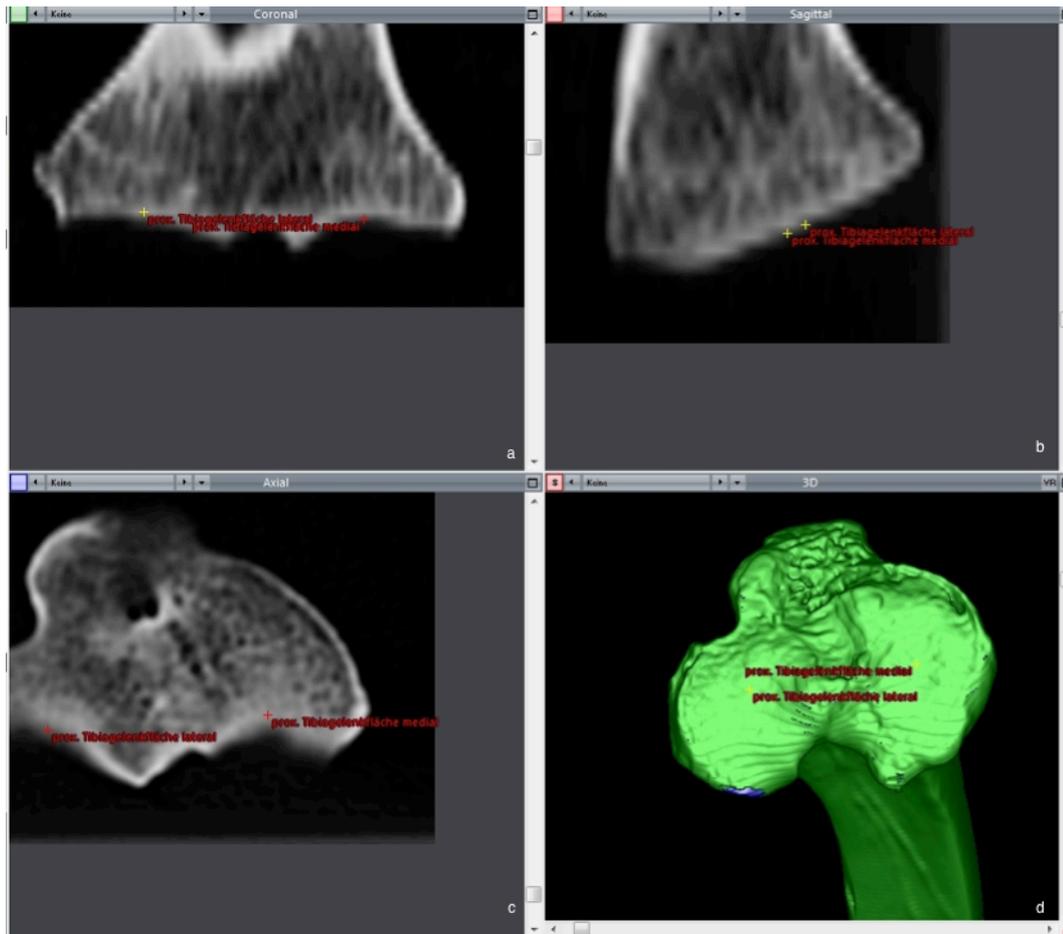
**Abbildung 38:** Darstellung der Achsen zur Berechnung des VVW-Tibia am gesunden Hund;  
 grün: proximale Tibiagelenksachse, rot: distale Tibiagelenksachse, türkis: proximale Tibiaachse (Senkrechte der proximalen Tibiagelenksachse), gelb: distale Tibiaachse (Senkrechte der distalen Tibiagelenksachse)

#### 2.4.4.1. Definition der Bezugsachsen für die Messung des VVW- Tibia

Zur Messung der tibialen Abwinklung wurden zwei neue Tibiaachsen definiert: die proximale Tibiagelenksachse (tibiale Kondylenachse) und die distale Tibiagelenksachse, die den mechanischen Achsen entsprechen. Auf diese Achsen errechnete die Software automatisch die Senkrechten, die auf eine Ebene mit der bereits bestimmten Tibialängsachse gebracht wurden und von proximal und distal aufeinander zuliefen, es entstanden die proximale und distale Tibiaachse (Abb. 38).

1. proximale Tibiaachse: Die proximale Tibiaachse ist die Senkrechte zur proximalen Tibiagelenksachse. Die proximale Tibiagelenksachse ist die Verbindungslinie des Zentrums der Gelenkfläche des Condylus lateralis et medialis tibiae. Im dorsalen Schnitt entsprach das den tiefsten Punkten in der Mitte des

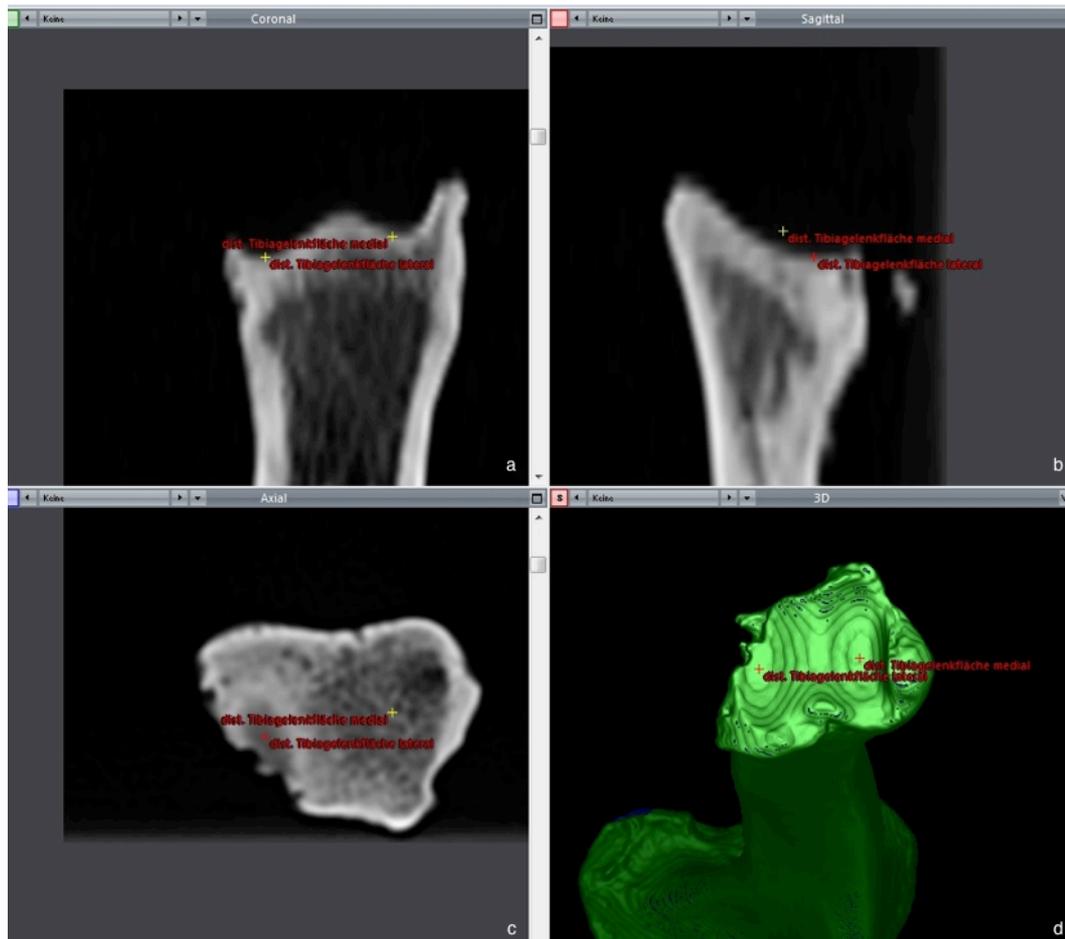
Condylus medialis und lateralis. Im Sagittalschnitt lagen die Punkte in der Mitte der jeweiligen Seite des Tibiaplateaus. Die Punkte wurden, unter Kontrolle der drei (insbesondere der dorsalen und sagittalen) Schnittebenen sowie unter Beachtung der Aufsicht auf die proximale tibiale Gelenkfläche im 3D-Modell im Zentrum der Gelenkfläche des medialen und lateralen Tibiakondylus gesetzt (Abb. 39).



**Abbildung 39:** Markierung der proximalen Tibiagelenksflächen unter Kontrolle der 4 Ansichten: a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht

2. distale Tibiaachse: die distale Tibiaachse ist die Senkrechte zur distalen Tibiagelenkachse. Die distale Tibiagelenksachse ist die Verbindung zwischen den tiefsten Punkten des lateralen und medialen Anteils der Cochlea tibiae im Zentrum der medialen und lateralen Vertiefung. Die Punkte der Tibiagelenksachse wurden am reproduzierbarsten in der transversalen Ansicht gesetzt. Hier dienten die Rollkämme der Trochlea tali als Orientierungshilfe, der proximalste Punkt der Trochlea tali war automatisch die tiefste Einziehung der

Cochlea tibiae. Scrollte man in der transversalen Ebene auf Höhe der Rollkämme hoch und runter, war der korrekte Punkt, die Position an welcher der laterale bzw. mediale Rollkamm aus dem Bild verstrich. Dies galt für die laterale und mediale Einziehung der Cochlea, an der jeweils der mediale und laterale Punkt der distalen Tibiagelenksachse gesetzt wurden, immer unter Kontrolle der anderen beiden Ebenen und der 3D-Ansicht (Abb. 40).



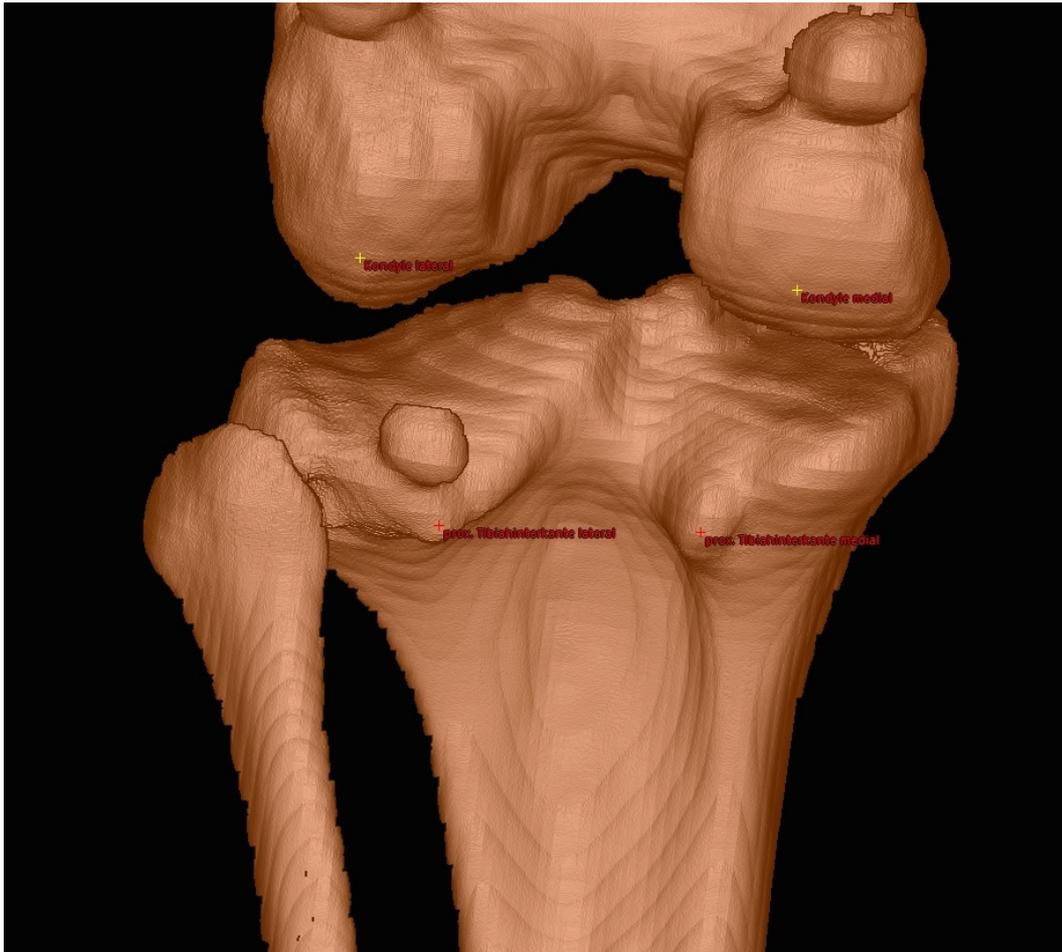
**Abbildung 40:** Markierung der distalen Tibiagelenksflächen in 4 Ansichten: a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und d) 3D-Ansicht

Der Winkel zwischen der proximalen Tibiaachse und der distalen Tibiaachse ist der VVW der Tibia. Hierfür wurden softwaregestützt die beiden Senkrechten der proximalen und distalen Gelenkflächen in eine die dorsale (coronare) Ebene projiziert. Die Projektion in eine Ebene war zwingend erforderlich, da eine mathematische Winkelberechnung nur mit sich schneidenden Achsen möglich ist.

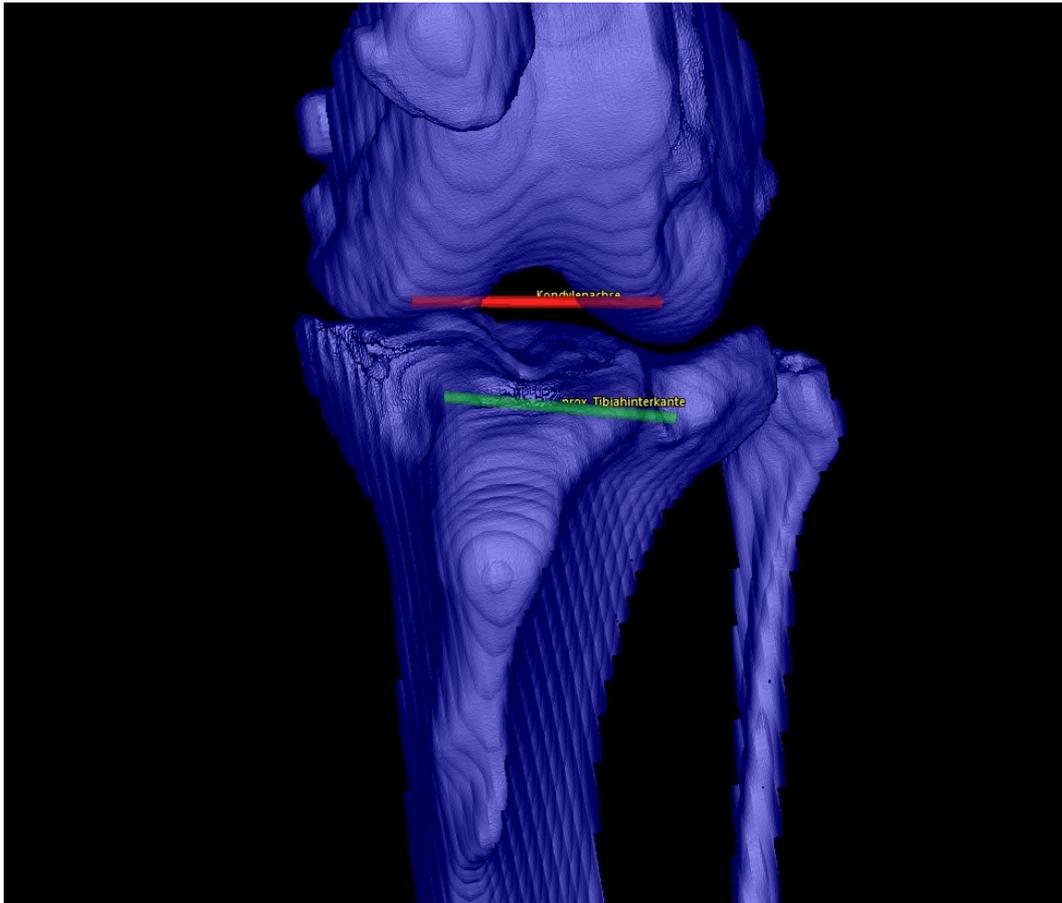
Lag eine Valgusstellung der Tibia vor, wurde der berechnete Wert mit  $180^\circ$  addiert, der Winkel war  $>180^\circ$ . Oberer (großer)Schenkel zeigte nach lateral: valgus  $>180$  (Abb. 44). Bei einer Varusstellung war der Wert kleiner als  $180^\circ$ .

#### **2.4.5. Femorotibialer Rotationswinkel (FTR)**

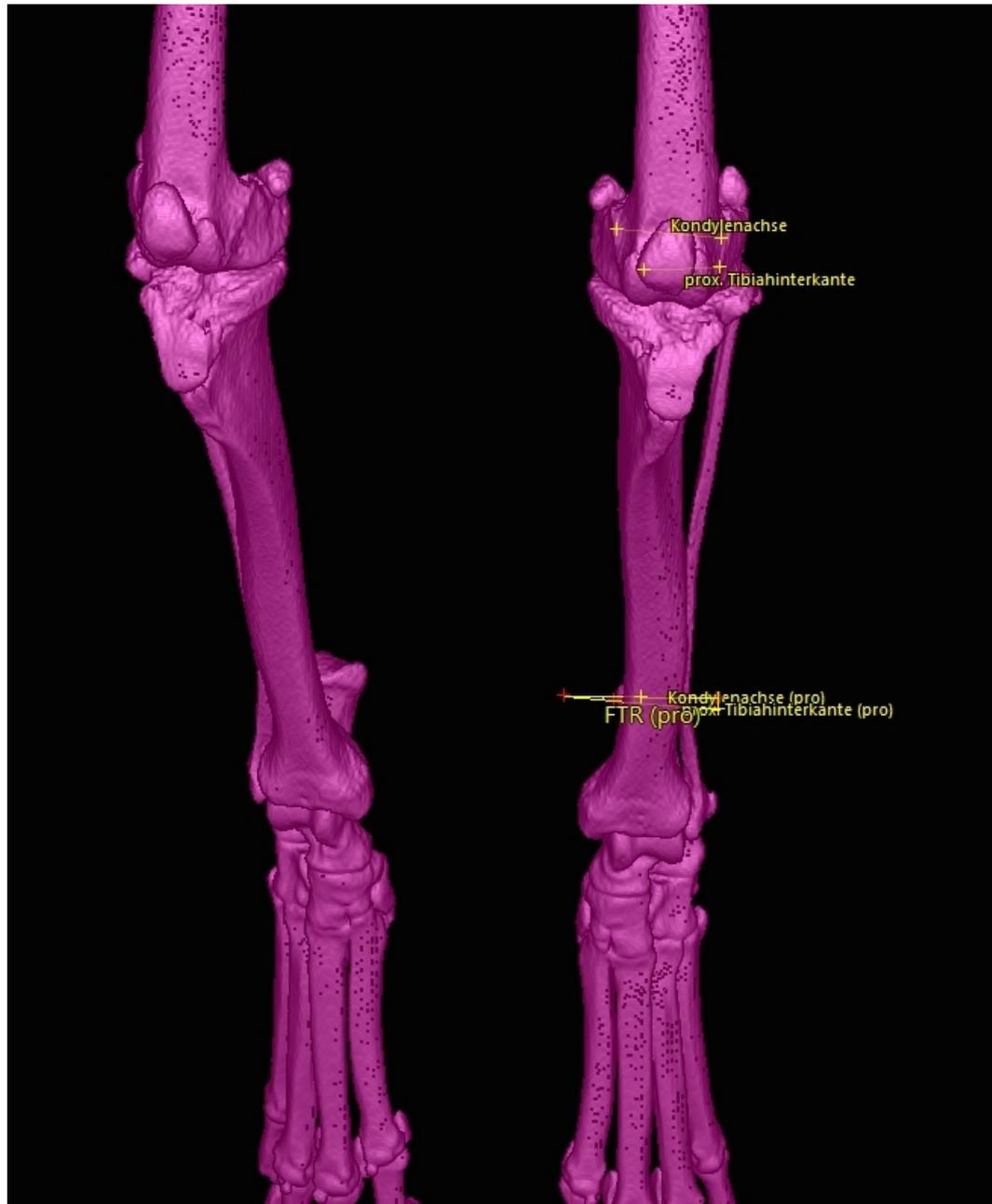
Der femorotibiale Rotationswinkel beschreibt das Rotationsverhältnis zwischen Femur und Tibia. Zur Ermittlung des femorotibialen Rotationswinkels benötigte man die Winkelung der beiden am Kniegelenk beteiligten Epiphysen zueinander. Die verwendete Referenzachse bei dieser Messung war die Tibialängsachse, welche in vorigen Messungen bereits ermittelt wurde. Das zur Projektion der Messpunkte benötigte Koordinatensystem war das Tibiakoordinatensystem. Die distale Femurepiphysenachse wurde durch die bereits bestimmte Kondylenachse definiert und die proximale Tibiaepiphysenachse durch die ebenfalls bereits bestimmte proximale Tibiahinterkante (Abb. 41 + 42). Beide Achsen wurden in die Transversalebene des Koordinatensystems projiziert, um die FTR berechnen zu können. Neigt sich die proximale Tibiaepiphysenachse (proximale Tibiahinterkante) im Verhältnis zur distalen Femurepiphysenachse (Kondylenachse) nach außen, erhielt man einen positiven oder Außenrotationswinkel, bei Einwärtsdrehung dagegen einen negativen oder Innenrotationswinkel (Abb. 43).



**Abbildung 41:** Messpunkte zur Bestimmung der Kondylenachse (kaudalster Punkt der lat. und med. Femurkondyle) und der proximalen Tibiahinterkante (kaudalste Ausziehung des Tibia Plateaus)



**Abbildung 42:** Achsen zur bestimmung der femorotibialen Rotation;  
Kondylenachse (rot) und prox. Tibiahinterkante (grün)



**Abbildung 43:** Achsen in Originalposition und in Projektion auf Höhe der Markierung der distalen Tibiachse am gesunden Hund (distaler Tibiaachsenpunkt ist der 0-Punkt des Tibiakoordinatensystems)

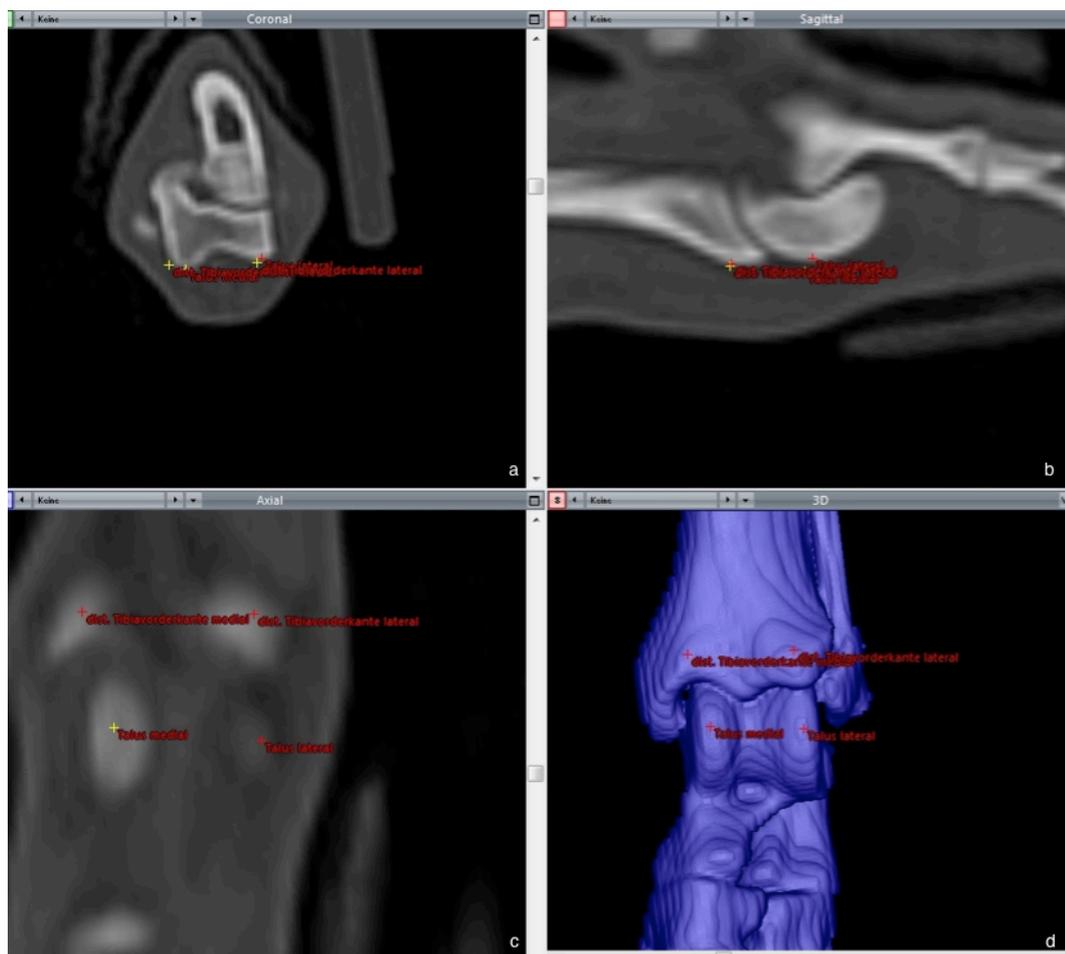
#### 2.4.6. Tibiotalarer Rotationswinkel (TTR)

Der tibiotarsale oder genauer tibiotalare Rotationswinkel beschreibt das Rotationsverhältnis zwischen Tibia und Talus. Zur Ermittlung des TTR wurden ebenfalls die Tibialängsachse und das Tibiakoordinatensystem als Referenz verwendet. Als proximale Gelenksachse wurde hier die bereits bestimmte distale Tibiavorderkante eingesetzt und am Talus wurde eine neue Achse bestimmt, eine Verbindungslinie zwischen dem lateral und medial jeweils am weitesten dorsal gelegen-

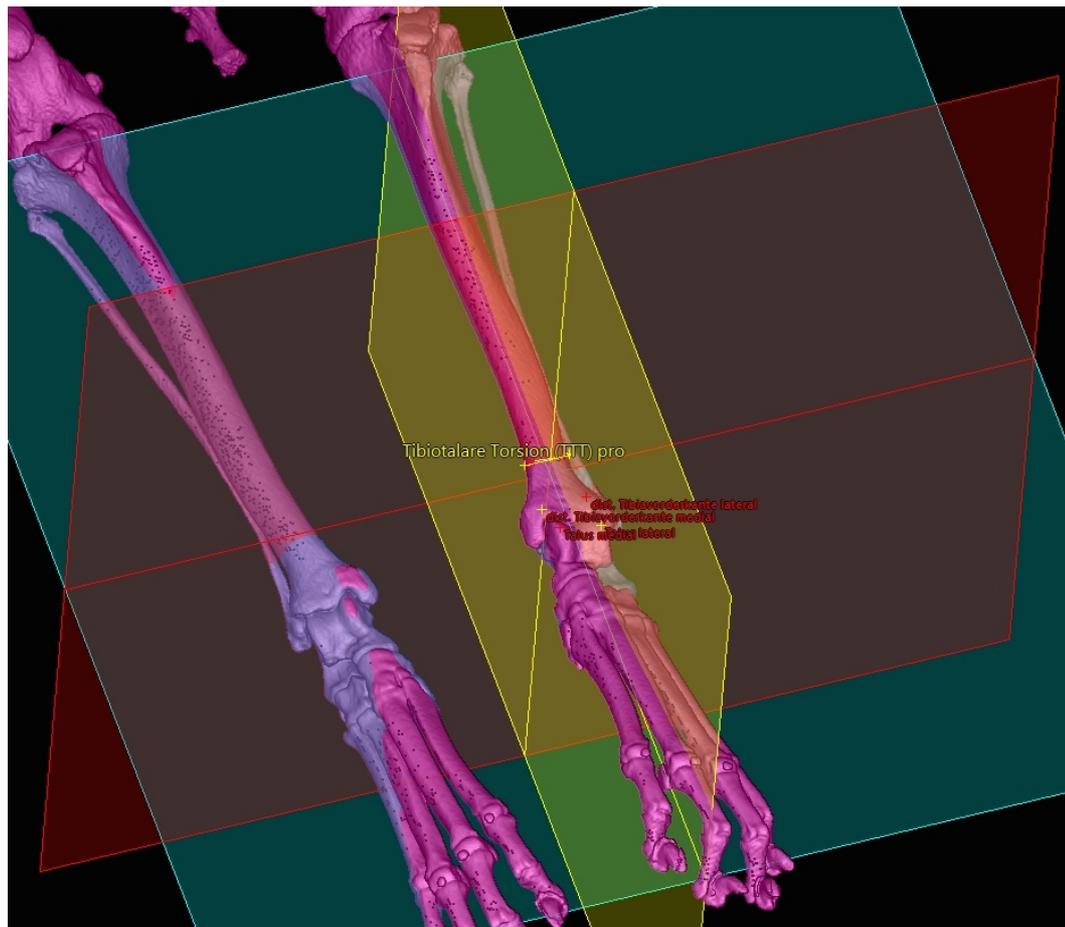
nen Punkt des Talus (Abb. 44). Beide Achsen wurden zur Berechnung in die Transversalebene des Tibiakoordinatensystems projiziert (Abb. 45).

Der TTR war der Winkel zwischen distaler Tibiaepiphysenachse und einer Tangente an die Trochlea tali.

War der Talus im Verhältnis zur Tibia nach außen gedreht, erhielt der gemessene Winkel ein positives Vorzeichen bzw. ein negatives Vorzeichen bei Einwärtsdrehung des Talus.



**Abbildung 44:** Markierung der distalen Tibiavorderkante und der Talusachse in a) Transversalebene, b) Sagittalebene, c) Frontalebene und in der d) 3D-Ansicht



**Abbildung 45:** Projektion der TTR Berechnungspunkte in die Transversalebene des Tibiakoordinatensystems

## 2.5. Voruntersuchungen

Um die programmierte Software und die neuen Messmethoden zu validieren, wurden vor den Messungen am Patienten eine Reihe von Voruntersuchungen am Kunststoff-Knochenmodell und an mazerierten Femora und Tibiae durchgeführt:

1. Vergleich von drei manuellen ATW-Messungen am Femurmodell. In der Literatur wurden zwei Methoden zur manuellen ATW-Messung beschrieben. In den Voruntersuchungen wurde zusätzlich eine dritte eigene manuelle ATW-Messmethode entwickelt. Es sollte herausgefunden werden, welche der drei manuellen ATW-Messung am reproduzierbarsten (höchstes Interobserver-Agreement) ist und diese sollte in der Folge eingesetzt werden.
2. Validierung der manuellen Messmethode eines mazerierten Tibiaknochenmodells durch Bestimmung des Interobserver Agreement

3. Knochenmodelle des Femurs und der Tibia deren Torsionsgrade manuell verstellbar waren und die vorher auf Messreproduzierbarkeit (Interobserver Agreement) geprüft wurden, wurden manuell und softwaregestützt vergleichend gemessen um die Software auf korrekte Messergebnisse zu überprüfen.
4. Es wurden Untersuchungen zur Messgenauigkeit und Lagerungsunabhängigkeit des Programms und Messungen zur Validierung des Inter- und Intraobserver Agreement an 20 mazerierten Tibiae und 13 mazerierte Femora von Hunden unterschiedlicher Größen, in unterschiedlichen CT-Lagerungen durchgeführt.

#### **2.5.1. Auswahl des geeigneten Femurknochenmodells zur manuellen ATW-Messung**

Die Untersuchungen am Femur-Knochenmodell erfolgten mit dem modifizierten Kunststoff-Femurknochenmodell der Firma Synbone®, Modellnummer 0822.00. Die Femurknochenmodelle wurden unterschiedlichen Modifizierungen unterzogen, um exakte manuelle Messergebnisse generieren zu können. Dabei wurden zwei in der Literatur beschriebene Methoden (Kaiser, 1999; Löer, 1999) mit der eigenen Methode durch Mehrfachmessungen verglichen. Hierbei war das Ziel durch Bestimmung des Interobserver Agreement die Methode mit dem geringsten Variationskoeffizient zu identifizieren und für die eigentlichen Vorversuche zur Evaluierung der Messgenauigkeit mit der Software Voxim® weiterzuverwenden. Die verglichenen manuellen Messmethoden zur manuellen Bestimmung des ATW:

1. Die manuelle ATW-Messung nach Kaiser (1999)

Bei dieser Methode wurde der Femur entlang der Femurhalsachse aufgesägt und die Femurhalsachse farblich markiert. Die manuelle Messung erfolgte durch eine Winkelskala, die hinter dem Femur mit dem Nullpunkt auf Höhe der Femurlängsachse angebracht wurde und an der durch lineare visuelle Projektion der Winkel abgelesen werden konnte (Abb. 46). Um unterschiedliche Torsionswinkel manuell messen zu können wurde die Messmethode modifiziert und exakt in der Mitte senkrecht zur Femurlängsachse auseinandergesägt

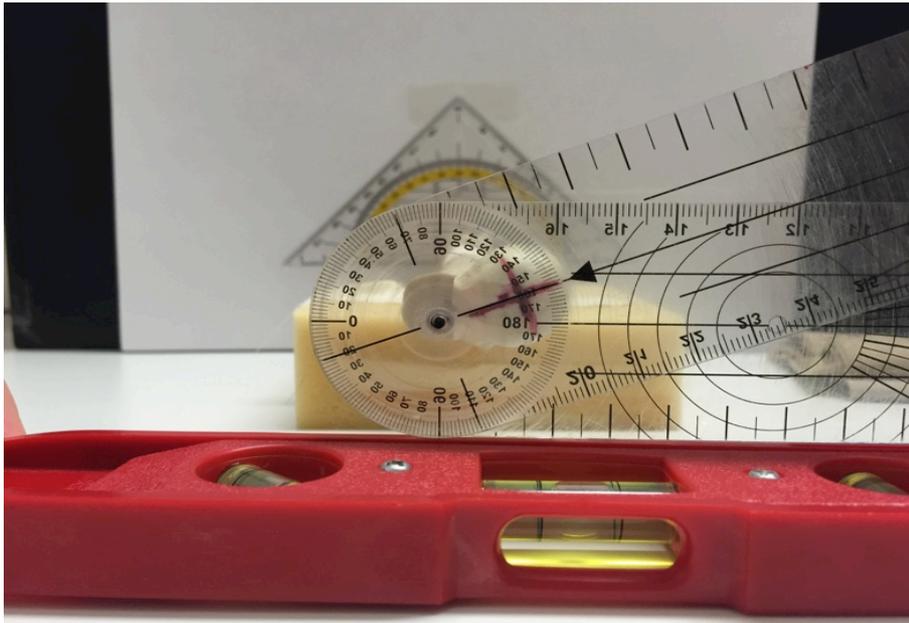
und mit einem Scharnier versehen, um eine künstliche Torsion des Knochens simulieren zu können.



**Abbildung 46:** Manuelle ATW-Messung modifiziert nach Kaiser (Kaiser 1999), der ATW wird durch visuelle Projektion an der Winkelskala abgelesen

## 2. Die manuelle ATW-Messung nach Lör (1999)

Hier wurde die Femurhalsbasis mit Hilfe einer Knochensäge und eines rechteckigen Schnittes auf Höhe des Trochanter minor freigelegt und mit einem Pin markiert. Das Femurkopfzentrum wurde mit einer farblichen Markierung versehen. Zur Messung des ATW wurde das Knochenmodell auf einer planen Fläche positioniert und ein handelsübliches Goniometer mit seinem Nullpunkt an der Markierung der Femurhalsbasis angesetzt. Der eine Schenkel des Goniometers verblieb parallel zur planen Fläche. Der zweite Schenkel wurde parallel zum Femurkopfmittelpunkt gesetzt, der ATW-Winkel konnte am Goniometer abgelesen werden (Abb. 47). Auch dieses Femurknochenmodell wurde mit einem Scharnier, zur manuellen Einstellung unterschiedlicher ATW, versehen.

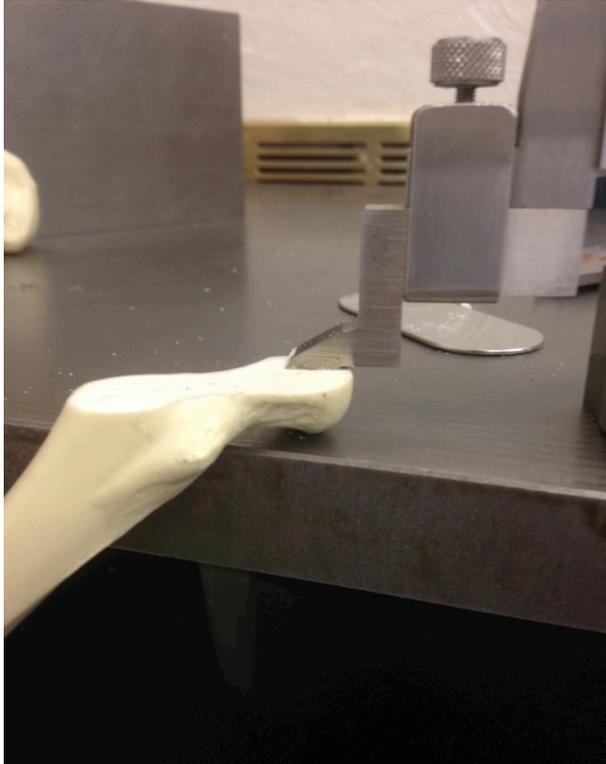


**Abbildung 47:** Manuelle ATW-Messung nach Lör (1999), der ATW wird am Goniometer abgelesen

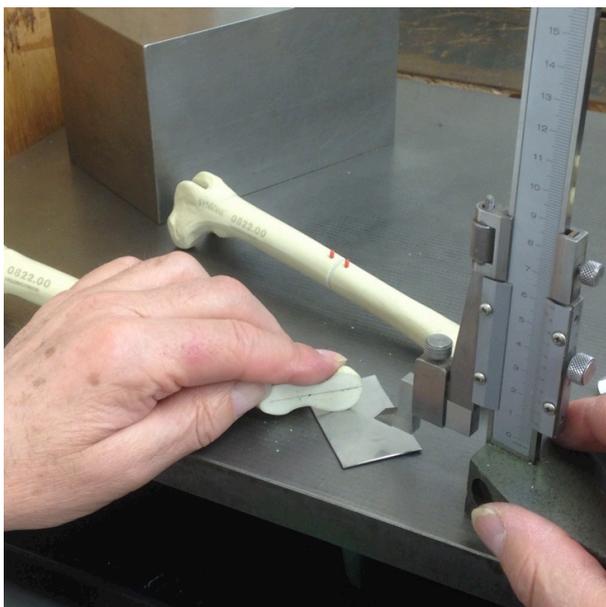
### 3. Die eigene Messmethode zur manuellen Bestimmung der ATW

Bei der eigens entwickelten Methode wurden rote Kunststoff-Pins in den Kunststoffemur eingelassen, welche die zu messenden Achsen (Femurhalsachse, Femurachse) geometrisch markierten und verlängerten. Hierzu wurden vorab drei identische Femurmodelle der Firma Synbone® zersägt und vermessen um die Lage und den Verlauf der Femurhalsachse und der Femurlängsachse exakt zu bestimmen. Durch verschiedene Knochenanschnitte wurden unterschiedliche Parameter für Markierungen des finalen Femurknochenmodells generiert. Zur Bestimmung der Femurhalsachse wurde mit Sägen und Fixationsinstrumenten die Femurhalsbasis durch zwei rechtwinkelige Schnitte von proximal und lateral auf Höhe des Trochanter minor freigelegt. Die Femurhalsbasis wurde mit einem senkrechten Pin markiert und simulierte somit gleichzeitig die verlängerte Femurachse, die exakt durch die Femurhalsbasis lief. Danach wurde der Femurkopf unmittelbar proximal des maximalen Querdurchmessers halbiert. Der Mittelpunkt des kreisrunden Querdurchmessers wurde durch Schiebelehren vermessen und als Femurkopfmittelpunkt identifiziert. Im nächsten Schritt wurde vom Mittelpunkt der Femurhalsbasis die Verbindung zum Femurkopfmittelpunkt gezogen, es entstand die Femurhalsachse (Abb. 48). Die erhaltenen Punkte, Ebenen und

Achsen wurden mit Schiebelehren und Fixationsinstrumenten vermessen (Abb. 49) und am finalen Femurmodell mit roten Plastikpins (Femurhalsachse und Femurachse) markiert (Abb. 50).



**Abbildung 48:** Erstellung des eigenen Femurknochenmodells: Der Femurkopfmittelpunkt wird durch vorherige Messung des Femurkopfdurchmessers bestimmt.



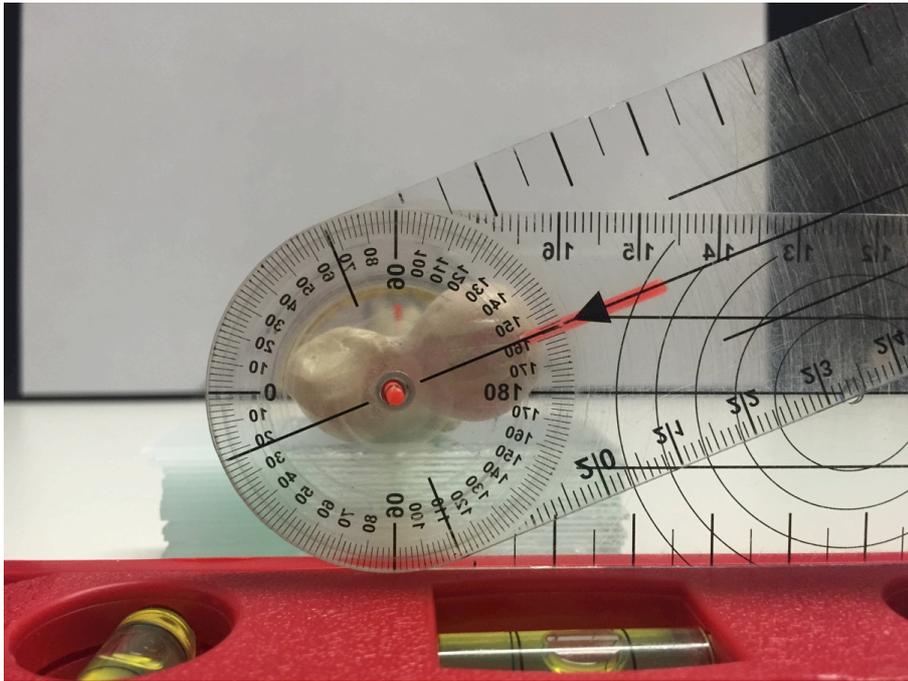
**Abbildung 49:** Identifizierung und Vermessung der Femurhalsachse zur Erstellung des eigenen Femurknochenmodells

Auch das eigene Femurknochenmodell wurde nachfolgend exakt in der Mitte senkrecht zur Femurlängsachse auseinandergesägt und mit einem Scharnier versehen, um eine künstliche Torsion des Knochens zu simulieren. Erneut zusammengesetzt lies sich der Knochen mittig um seine Längsachse (Torsions-Simulation) verstellen. Der Nullpunkt (ohne künstlich geschaffene Torsion) wurde an der distalen und proximalen Seite der Schnittstelle mit zwei roten Kunststoffpins versehen, um eine zusätzliche visuelle Markierung der Torsion zu erhalten, wenn das Modell um seine Längsachse verdreht wurde. Alle gesetzten Markierungen und Scharniere waren aus Kunststoff und nicht aus Metall, um Artefakte bei den eigentlichen Voruntersuchungen zur Methodenevaluierung im CT zu vermeiden (Abb 50).



**Abbildung 50:** eigenes Femurknochenmodell mit Plastikscharnier und verlängerter Femurlängsachse und Femurhalsachse

Zur manuellen Messung des Antetorsionswinkel wurde das Knochenmodell auf einer planen Fläche mit den Kondylen nach unten platziert. Die plane Fläche bildete automatisch zwischen den kaudal maximal ausgeprägten Stellen beider Kondylen, die Kondylenachse. Der proximale Schaftbereich wurde so gelagert, dass der Femurschaft zum Untersuchungstisch parallel lag (Abb. 51).



**Abbildung 51:** Manuelle ATW-Messung nach eigener Methode

#### **2.5.1.1. Interobserver- Agreement zur Bestimmung des geeigneten Femurknochenmodells**

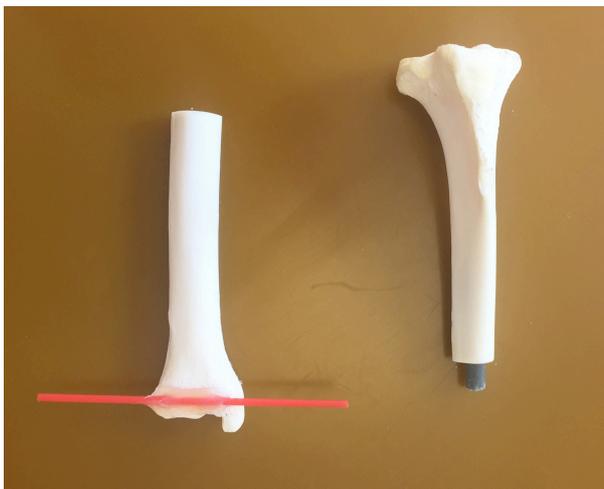
Zur manuellen Torsionsmessung des ATW wurden in dieser Studie die drei Messmethoden miteinander verglichen. Hierzu wurde jede der drei Methoden durch Zehnfachmessung von zwei Untersuchern auf Interobserver Agreement und Variationskoeffizient untersucht.

Die erste Messung am Knochenmodell wurde jeweils in der physiologischen anatomischen Torsionsstellung des Knochenmodells durchgeführt. Nachfolgend wurden Torsionsgrade der Knochenmodelle willkürlich von einem dritten Untersucher verstellt und die ATW von zwei Untersuchern unabhängig gemessen. Die Ergebnisse wurden verdeckt notiert und nach Abschluss der jeweils zehn Messungen miteinander verglichen. Da das eigene konstruierte Femurmodell den geringsten Variationskoeffizienten und somit das höchste Interobserver- Agreement auf-

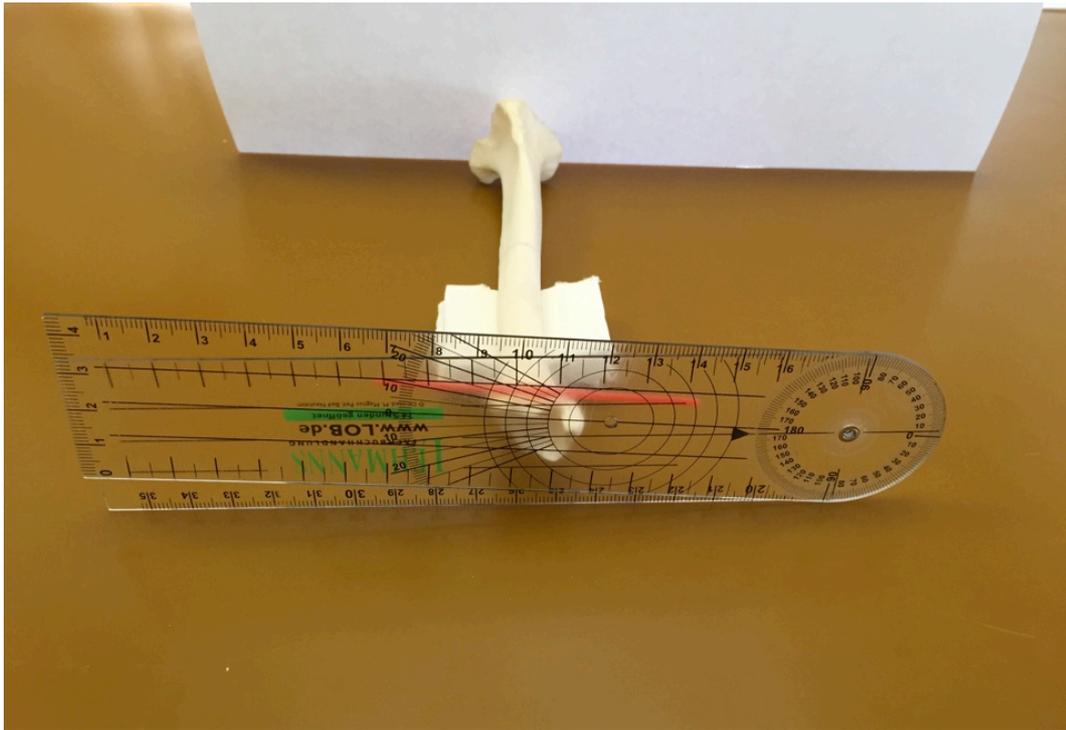
wies, wurde es zur weiteren Validierung der Software verwendet (vgl. Ergebnisse).

### 2.5.2. Untersuchung am Tibia-Knochenmodell zu manueller Messung des TTW

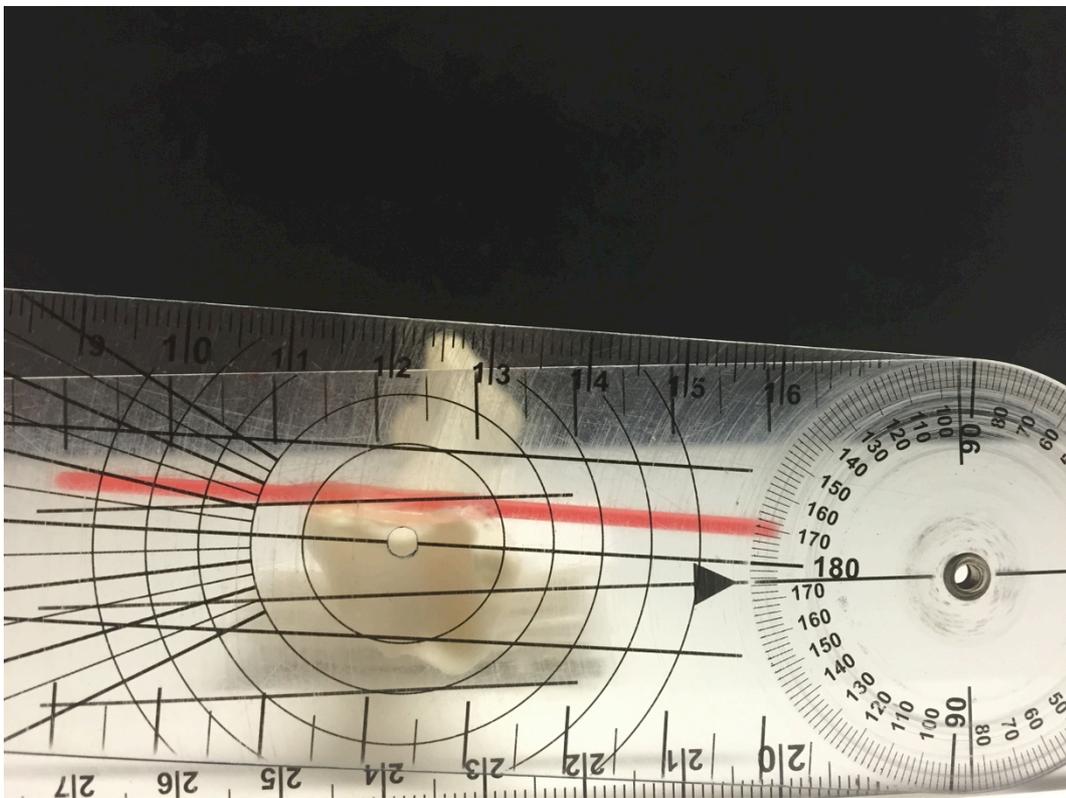
Zur manuellen Torsionsmessung der Tibia wurde in dieser Arbeit die manuelle Torsionsmessung nach Lör (1999) modifiziert angewendet. Dazu wurde eine mazerierte Tibia mittig quer zur Längsachse zersägt und mit einem Plastikscharnier versehen, um die Torsionsachse der Tibia manuell verändern zu können. Zur manuellen Messung wurden identische Messachsen, wie in der softwaregestützten Messung verwendet. Die proximale Achse war das kaudale Kondylenplanum. Zur manuellen Messung wurde die Tibia mit ihrer Facies caudalis nach unten auf eine plane Fläche gelegt, sodass die proximale Tibiahinterkante plan auflag. Die plane Fläche entsprach der im CT gemessenen proximalen Tibiahinterkante (Abb. 52 u. 53). Die distale Bezugsachse der Tibia war die distale Tibiavorderkante, sie wurde durch das Anbringen eines Kunststoffpins markiert (Abb. 52). Der tibiale Torsionswinkel wurde mit dem Goniometer gemessen, indem der eine Schenkel des Goniometers parallel zur proximalen Tibiahinterkante auf der planen Tischoberfläche platziert und der zweite Schenkel parallel zur distalen Kunststoffmarkierung gehalten wurde. Der Tibiatorsionswinkel konnte folgend am Goniometer abgelesen werden (Abb. 53 u. 54).



**Abbildung 52:** mazerierte Tibia, präpariert zur manuellen Torsionsmessung, mit Scharnier zur Einstellung der Torsion und roter Markierung der distalen Tibiavorderkante



**Abbildung 53:** Lagerung der mazerierten Tibia zur manuellen Tibiatorsionsmessung



**Abbildung 54:** manuelle Messung des TTW mithilfe eines Goniometers entlang der rot markierten distalen Tibiavorderkante

### **2.5.2.1. Validierung des verwendeten Tibiaknochenmodells**

Zur Validierung des verwendeten Tibiamodells wurde die Interobserver Variabilität geprüft. Hierzu wurde das Tibiaknochenmodell in zehn verschiedenen Torsionsgraden von zwei Untersuchern unabhängig gemessen. Hierfür wurde von einer dritten Person ein zufälliger Winkel im Tibiaknochenmodell eingestellt. Die beiden Untersucher maßen unabhängig voneinander den eingestellten Winkel und ließen ihn von der dritten Person notieren. Dieser Vorgang wurde in unterschiedlichen Winkeln zehn Mal wiederholt, um die Anwendbarkeit des Tibiaknochenmodells zu überprüfen. Die Übereinstimmung der Untersucherergebnisse wurde anhand des Variationskoeffizienten berechnet und durch das Bland-Altman-Diagramm veranschaulicht.

### **2.5.3. Vergleich der softwaregestützten Messung des Tibia- und Femurknochenmodells mit manueller Torsionseinstellung (ATW u. TTW)**

Nachdem die Torsionsmodelle des Femurs und der Tibia voruntersucht und die manuellen Messungen auf Reproduzierbarkeit untersucht wurden, wurden manuelle Messungen mit Softwaremessungen verglichen. Hierfür wurden die Knochenmodelle im CT in unterschiedlichen Torsionsgraden gescannt. Die manuelle Winkeleinstellung und der CT-Scan wurden vom ersten Untersucher durchgeführt. Die Torsionsgrade wurden vor jedem Scan am Knochenmodell manuell eingestellt und notiert. Im Anschluss wurden die CT-Datensätze für den zweiten Untersucher anonymisiert abgespeichert und in die Mess-Software Voxim® eingespeist. Nachfolgend wurden vom zweiten Untersucher ohne Kenntnis der vor-eingestellten Torsionsgrade die ATW und TTW softwaregestützt gemessen.

Es wurde zunächst der physiologische TTW bzw. ATW des Knochenmodells gemessen und von diesem ausgehend der Torsionsgrad in  $10^\circ$  Schritten bis  $+50^\circ$  erhöht und bis  $-50^\circ$  verringert. Zusätzlich wurden zwei extreme Torsionswinkel eingestellt. Jeweils plus und minus  $90^\circ$  von der physiologischen Torsionsstellung, um zu prüfen, ob mit der angewendeten Methode auch Knochen mit extremen Fehlstellungen präzise vermessen werden können. Im Anschluss wurden die manuell eingestellten ATW und TTW mit den softwarebestimmten Torsionsgraden verglichen und die Messgenauigkeit der Software geprüft. Um Unterschiede/Übereinstimmungen zwischen manuellen und softwaregestützten Winkelmes-

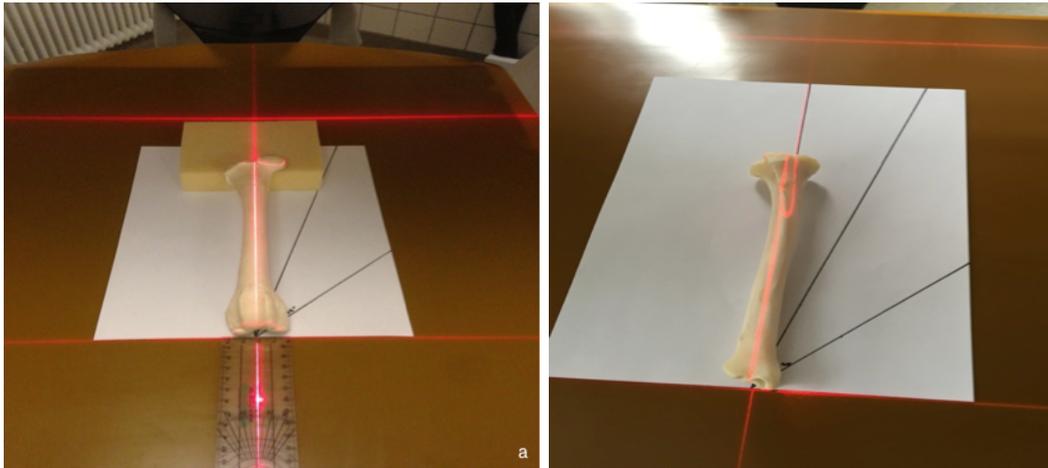
sungen zu bestimmen, wurden neben dem Vergleich der manuell voreingestellten Torsionsgrade und der Softwaremessung, zwei statistische Methoden zur Veranschaulichung verwendet: 1. das Bland-Altman-Diagramm und 2. die Passing-Bablok-Regression.

#### **2.5.4. Untersuchung der Lagerungsunabhängigkeit der dreidimensionalen Messmethode an Femur und Tibia**

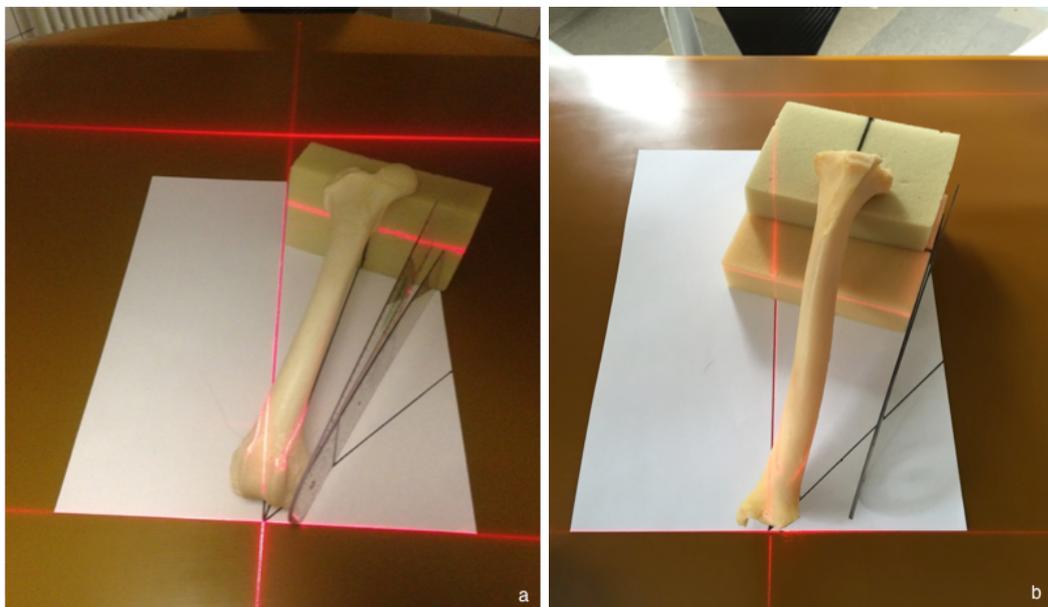
Zur Untersuchung der Lagerungsunabhängigkeit der angewendeten Methode wurden 20 mazerierte Hundetibiae und 13 mazerierte Hundefemora in jeweils drei unterschiedlichen Lagerungen im CT gescannt. Insgesamt wurden somit 60 Tibia- und 39 Femur-Scans angefertigt. Die Tibiae und Femora wurden 1. parallel zum Untersuchungstisch ( $0^\circ$ ) (Abb. 55), 2. in  $15^\circ$  Abweichung (Abb. 56) und 3. in  $45^\circ$  Abweichung (Abb. 57) zum Untersuchungstisch in Höhe und Parallelität gelagert.

Um die Wiederholbarkeit der Messmethode zu beurteilen, wurde das Inter- und Intraobserver Agreement (Variationskoeffizient) bestimmt. Folgende Winkel wurden von zwei Untersuchern softwaregestützt dreidimensional gemessen: ATW HB (im Rahmen der ATW HB Messung wurde außerdem der FHW HB bestimmt), ATW E (im Rahmen der ATW E Messung wurde außerdem der FHW E bestimmt) VVWd- Femur, VVWp- Femur, TTW und VVW Tibia.

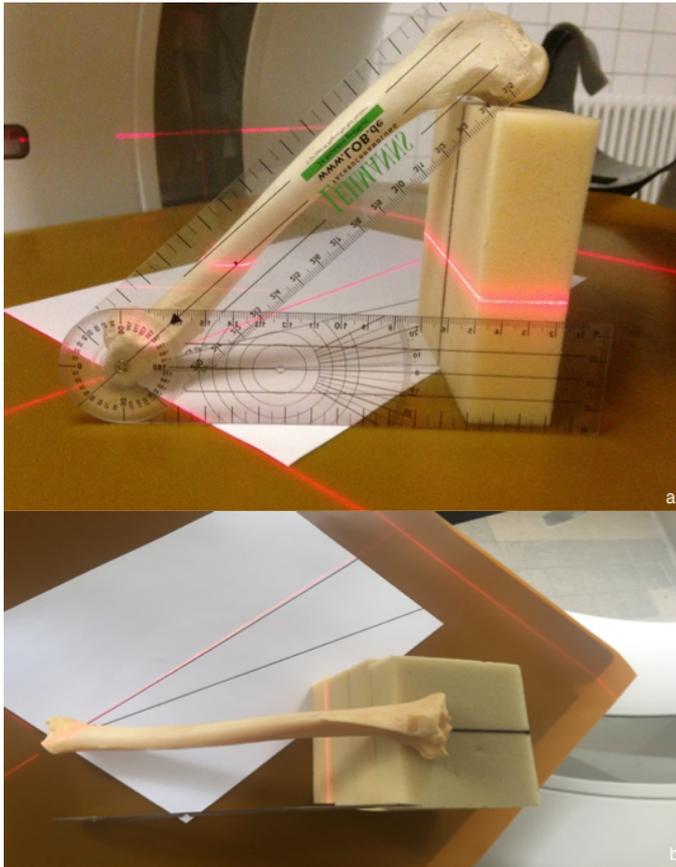
Bei jeder Messung wurde jeweils für einen mazerierten Knochen in drei unterschiedlichen Lagerungen von zwei Untersuchern (Untersucher 1a und 2) das Interobserver Agreement, bzw. vom ersten Untersucher in Abstand von sechs Wochen das Intraobserver Agreement untersucht (Untersucher 1b). Die Mittelwerte Messergebnisse der Untersucher-Messergebnisse berechnet wurden in drei Gruppen ( $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $45^\circ$ ) geordnet und miteinander verglichen. Dafür wurden für jeden Lagerungswinkelvergleich Bland-Altman-Diagramme erstellt, welche die Bias und die Signifikanz (p- Wert) der Messungen visualisieren.



**Abbildung 55:** CT-Lagerung von Femur (a) und Tibia (b) parallel zur Tischlängsachse: 0°



**Abbildung 56:** leicht schräge CT-Lagerung von Femur (a) und Tibia (b): 15° Abweichung zur Tischlängsachse in Höhe und Parallelität



**Abbildung 57:** schräge CT-Lagerung von Femur (a) und Tibia (b): 45° Abweichung zur Tischlängsachse in Höhe und Parallelität

## 2.6. Untersuchung an Hunden mit kongenitaler Patellaluxation

### 2.6.1. Untersuchungsgut und Material

Die entwickelte Methode zur dreidimensionalen Messung der Hintergliedmaße von Hunden wurde an Patienten mit angeborener Patellaluxation angewendet.

In den Jahren 2012 bis 2015 wurden insgesamt 34 Patienten, die zur chirurgischen Versorgung der Luxatio patellae congenita in der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München anstehen, computertomographisch präoperativ gescannt (Tab 26. Anhang). Von allen Patienten wurden im Anschluss beide Gliedmaßen dreidimensional vermessen, unabhängig ob der Patient eine uni- oder bilaterale Patellaluxation aufweist. Die Gesamtzahl der gemessenen Gliedmaßen betrug somit 68. Die Messungen der Torsions-, Rotations- und Varus-Valgus-Winkel erfolgte mit der speziell für diese Messungen adaptierten Software Voxim®.

Hunde mit Anzeichen anderer orthopädischer Erkrankungen der Hintergliedmaßen, wie zum Beispiel Hüftgelenkslockerung, Coxarthrose, aseptische Femurkopfnekrose oder Patienten mit traumatischer Patellaluxation und Patienten mit Knochenfehlstellungen nach Frakturen wurden nicht zur Messstudie zugelassen.

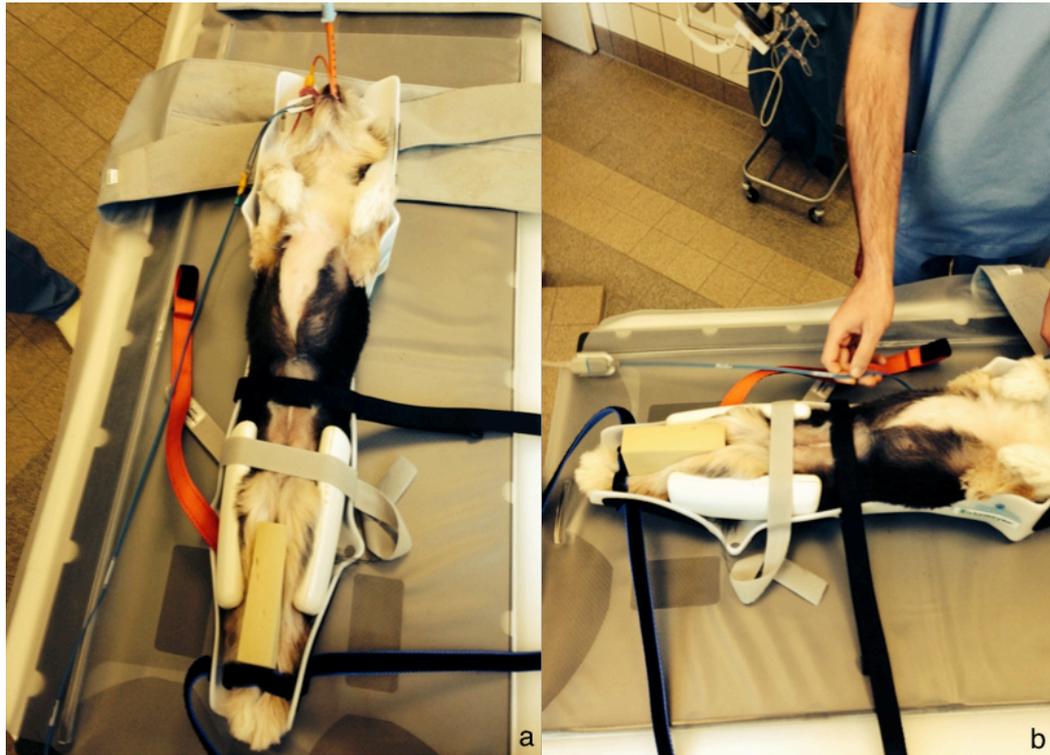
Zwei der gemessenen Hunde wurden nach der 3D-Messung nicht an Luxatio patellae operiert. Einer wegen fortgeschrittenem Alter, der andere auf Wunsch des Besitzers.

### **2.6.2. Durchführung der CT- Untersuchung**

#### **Lagerung:**

Die CT-Scans wurden unter Allgemeinanästhesie durchgeführt. Eingeleitet wurde die Narkose durch intravenöse Propofol-Injektion. Nach Trachealintubation wurde die Narkose durch ein Isofluran-Sauerstoffgemisch aufrechterhalten.

Zur Torsions- und Winkelmessung der Hintergliedmaßen wurde der Patient in gestreckter Lagerung der Hintergliedmaßen in Rückenlage mit den Hinterbeinen voran gelagert. Die Patienten wurden in Fixationsschalen (pawsitioner®, Firma Avail Concepts, LLC) gelagert. Zur Fixation wurden zusätzlich Schaumstoffkissen und Haltebänder verwendet. Die Beckengliedmaßen wurden in Extension weitestgehend parallel zur Tischlängsachse und zur Tischebene gebracht. Dazu wurden die Femora oberhalb der Kniescheiben, Tibia unterhalb des Kniegelenks und die Sprunggelenke durch Haltebänder fixiert. Zwischen die Sprunggelenke wurde zusätzlich ein Abstandhalter (z.B. Verbandsrollen, Schaumstoff) angebracht. Es wurde auf die gleichmäßige Eindrehung der Gliedmaßen geachtet (Abb. 58). Die Parallelität der Gliedmaßen zueinander und zur Tischlängsachse wurde vor dem finalen Scan anhand des Topogramms überprüft und gegebenenfalls korrigiert.



**Abbildung 58 a, b:** Patientenlagerung im CT, Beckengliedmaßen werden in Extension parallel zur Tischlängsachse fixiert

Nach der Anfertigung des Topogramms (Schichtdicke 0,6 mm, 35 mA, 120kV) in kaudokraniale Richtung, erfolgte der eigentliche CT-Scan in kraniokaudaler Aufnahmeorientierung. Die Röhrenspannung betrug 120 kV (Röhrenstromzeitprodukt 370 mAs) bei einer Rotationszeit der Röntgenröhre von 0,5 s und einem Pitch von 0,8.

Die dem Scan folgende Rekonstruktion der CT-Aufnahmen erfolgte immer im Faltungskern „B70s, sehr scharf“ im Knochen-Fenster. Das Rekonstruktionsintervall (Inkrement) betrug 0,6 mm bei einer Rekonstruktions-Schichtdicke von 0,6 mm.

Im Anschluss wurden die DICOM-Daten der Patienten CT-Serien zur dreidimensionalen Messung in die programmierte Software Voxim geladen, segmentiert und vermessen (vgl. Punkt 2.4).

Alle durchgeführten Softwaremessungen wurden von zwei Untersuchern durchgeführt und von einem der Untersucher darüberhinaus zweifach gemessen, um die Reproduzierbarkeit der Messungen zu belegen (vgl. Punkt 2.7.3).

## **2.7. Beurteilung der Messergebnisse bei Patienten mit Patellaluxation**

Nachdem die 68 Hintergliedmaßen dreidimensional vermessen wurden, wurden die Messergebnisse auf Abhängigkeit zur Luxationsrichtung und zum Luxationsgrad untersucht. Durch Bestimmung des Interobserver- und Intraobserver Agreements wurden die Messungen am Patienten auf Reproduzierbarkeit untersucht.

In der Messergebnisanalyse sollten die Untersuchungsergebnisse weitgehend unabhängig von der Gliedmaßenseite betrachtet werden (die linke Hintergliedmaße sollte unabhängig von der rechten Hintergliedmaße bewertet werden). Hierfür musste vorab ausgeschlossen werden, dass bei einer Patellaluxation nicht automatisch beide Hintergliedmaßen betroffen sind und dass die Stufe des Luxationsgrades ebenfalls seitenunabhängig ist. Hierfür wurde der Rangkorrelationstest nach Spearman durchgeführt und die Korrelation der Luxationsgrade der linken und rechten Gliedmaßenseite geprüft.

### **2.7.1. Beurteilung der Messmethode in Abhängigkeit zur Luxationsrichtung**

Im ersten Schritt der Messergebnisanalyse wurden die Messergebnisse hinsichtlich der Luxationsrichtung bewertet. Gliedmaßen ohne Patellaluxation (n= 9), mit MPL (n= 54), mit LPL (n=4) und eine Gliedmaße mit Patellaluxation nach medial und lateral wurden miteinander verglichen und auf Abhängigkeit zur Luxationsrichtung untersucht. Neben den Einzelmessergebnissen wurden die Mittelwerte, die Standardabweichung, der Standardfehler des Mittelwertes, der Median und das minimale und maximale Messergebnis der Winkelmessungen erfasst. Um die Abhängigkeit der bestimmten Winkel zur Luxationsrichtung (MPL, LPL und ohne Luxation) zu bestimmen, wurde für jeden an der Hintergliedmaße gemessenen Winkel der Mittelwert berechnet. Die Mittelwerte der MPL, LPL und gesunden Gliedmaße wurden miteinander über einen Signifikanztest (Post-hoc-Test, Bonferroni-Methode) verglichen. Eine statistische Signifikanz lag vor, wenn der p-Wert kleiner/gleich 0,05 war.

Zur Veranschaulichung der Messergebnisse wurden die Mittelwerte der Messwerte graphisch nach Luxationsrichtung im Dotplot-Diagramm dargestellt.

### **2.7.2. Beurteilung der Messmethode in Abhängigkeit zum Luxationsgrad**

Im zweiten Schritt der Messergebnisanalyse wurden die Messergebnisse hinsichtlich der Abhängigkeit des Luxationsgrades beurteilt. Um die Abhängigkeit der bestimmten Winkel zum Grad der Luxation zu beurteilen, wurde der Korrelationskoeffizient nach Spearman und die Signifikanz ( $\leq 0,05$ ) der Korrelation gemessen. Die Messungen wurden aufgeteilt nach den Ergebnissen von Gliedmaßen mit MPL und LPL durchgeführt. Zur übersichtlichen Veranschaulichung wurden die signifikant korrelierenden Winkel mit dem luxationsgrad im Dotplot-Diagramm dargestellt. Neben Einzelmessergebnissen und Mittelwerten wurden die Standardabweichung, der Standardfehler des Mittelwertes, der Median und das minimale und maximale Messergebnis der Winkelmessungen tabellarisch aufgeführt.

### **2.7.3. Validierung der Messmethode**

Im dritten Schritt der Messanalyse am Patienten wurden die Messungen auf Reproduzierbarkeit untersucht. Zur Evaluation der Anwendbarkeit und Wiederholbarkeit der Messungen an der Software Voxim® wurden Intra- und Interobserver Agreement durchgeführt. Es sollte bestimmt werden, wie hoch die Übereinstimmung bzw. Streuung der Messergebnisse zwischen demselben Untersucher (Intraobserver Agreement) und unterschiedlichen Untersuchern (Interobserver Agreement) war.

#### **2.7.3.1. Interobserver Agreement der Messungen am Patienten**

Um die Reproduzierbarkeit der Messung und die Unabhängigkeit der etablierten Methode vom Untersucher zu prüfen, wurden alle Messungen von zwei Untersuchern durchgeführt. Beide Untersucher waren Tierärzte, wobei Untersucher 1 chirurgisch und röntgenologisch unerfahren und Untersucher 2 Diplomate ECVDI war. Beim Interobserver Agreement wurden die Messungen von Untersucher 1 und Untersucher 2 auf Übereinstimmung untersucht, hierbei wurde der Variationskoeffizient bestimmt.

**2.7.3.2. Intraobserver Agreement der Messungen am Patienten**

Das Intraobserver Agreement sollte ähnlich wie das Interobserver Agreement die Reproduzierbarkeit der Messungen untersuchen. Hier wurden allerdings die Messungen eines Untersuchers zu zwei unterschiedlichen Zeitpunkten (mindestens sechs Wochen Abstand) miteinander verglichen und der Variationskoeffizient bestimmt.

## **IV. ERGEBNISSE**

### **1. Retrospektive Untersuchung**

#### **1.1. Patienten**

Innerhalb des Untersuchungszeitraums von 2008 bis 2015 wurden 84 Hunde an der Patellaluxation operiert, 13 davon beidseitig (insgesamt 97 Operationen) . 49 Patienten (Tab. 9) konnten klinisch und röntgenologisch nachkontrolliert werden, davon wurden neun Hunde beidseits an Luxatio patellae versorgt, es wurden somit 58 operierte Kniegelenke nachkontrolliert.

Von 72 Patientenbesitzern konnte der Patientenbesitzer-Fragebogen ausgewertet werden.

#### **1.2. Rasse-, Geschlechts- und Altersverteilung**

Insgesamt wurden Hunde 27 unterschiedlicher Rassen mit ein- oder beidseitiger Patellaluxation vorgestellt.

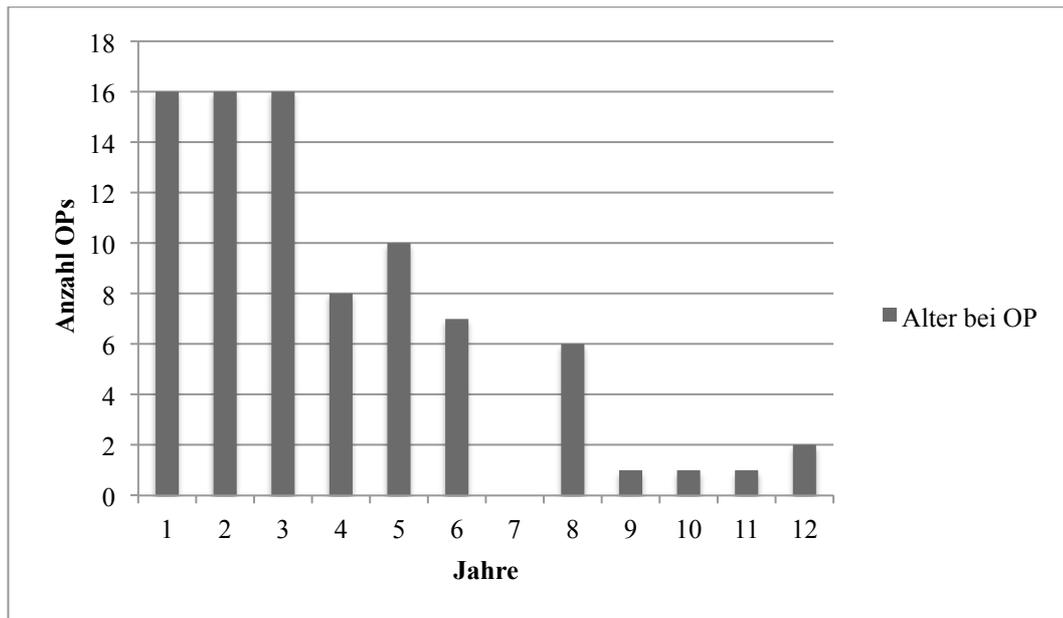
Von den 48 Hunden waren 40 weiblich und 44 männlich.

Das Durchschnittsalter der operierten Hunde lag zum Zeitpunkt der Vorstellung bei 3,83 Jahren (Abb. 59).

**Tabelle 9:** Anzahl und Rasseverteilung der operierten Hunderassen getrennt nach Luxationsart und Luxationsrichtung sowie Aufzählung der Nachkontrollen

Rasse	Anzahl operierter Hunde (n=84)	Anzahl Nachkontrollen	Anzahl NK Fragebögen	einseitige MPL	einseitige LPL	bds. MPL	bds. LPL	MPL u. LPL
Mischling (kleinwüchsig)	17	5	10	5	2	8	1	1
Mischling (mittelwüchsig)	4	3	3			3	1	
Mischling (großwüchsig)	1	1	1			1		
Chihuahua	12	9	12	3		9		
Yorkshire Terrier	11	8	10	2		9		
Zwergpudel	4	1	3			4		
Französische Bulldogge	3	3	3	2		1		
Havanese	3	1	2	1		2		
Jack Russel	3	1	2	2		1		
Prager Rattler	3	1	3			3		
Mops	2	2	2			2		
Spitz	2	2	2			1		1
Labrador	2	1	2	1		1		
Zwergspitz	2	1	2			2		
Bayr. Gebirgsschweißhund	1	1	1	1				
Bolonca	1	1	1	1				
Englische Bulldogge	1	1	1			1		
Irish Setter	1	1	1		1			
Papillon	1	1	1			1		
Pyrenäenberghund	1	1	1			1*		
Schnauzer	1	1	1			1		
Tibet Terrier	1	1	1	1				
Zwergpinscher	1	1	1			1		
Boxer	1	0	1	1				
Briard	1	0	1	1				
Flat Coated Retriever	1	0	1	1				
Kaukasischer Schäferhund	1	0	1		1			
Malteser	1	0	1			1		
Pudel	1	0	1				1	
<b>Gesamt</b>	<b>84</b>	<b>49</b>	<b>72</b>	<b>22</b>	<b>4</b>	<b>53</b>	<b>3</b>	<b>2</b>

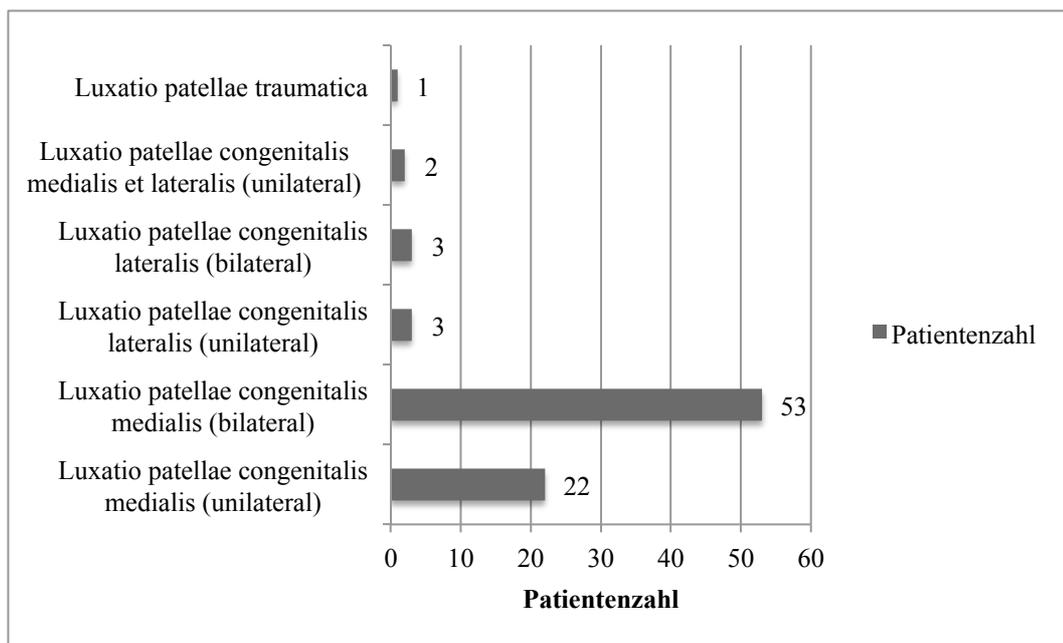
\*die traumatische einseitige LPL wurde in dieser Tabelle zu den einseitigen LPL gezählt



**Abbildung 59:** Altersverteilung operierter Patienten

### 1.3. Luxationsformen

Bei 53 der 84 (63,1%) vorgestellten Patienten lag eine bilaterale MPL vor. 22 (26,2%) Patienten hatten eine unilaterale MPL. Uni- und Bilaterale LPL kamen jeweils dreimal (jeweils 3,6%) vor. Bei zwei Patienten (2,4%) war die Patella unilateral nach medial und lateral luxierbar. Ein Hund wies eine Luxatio patellae traumatica lateralis auf (Abb. 60).



**Abbildung 60:** Luxationsformen der vorgestellten Patienten

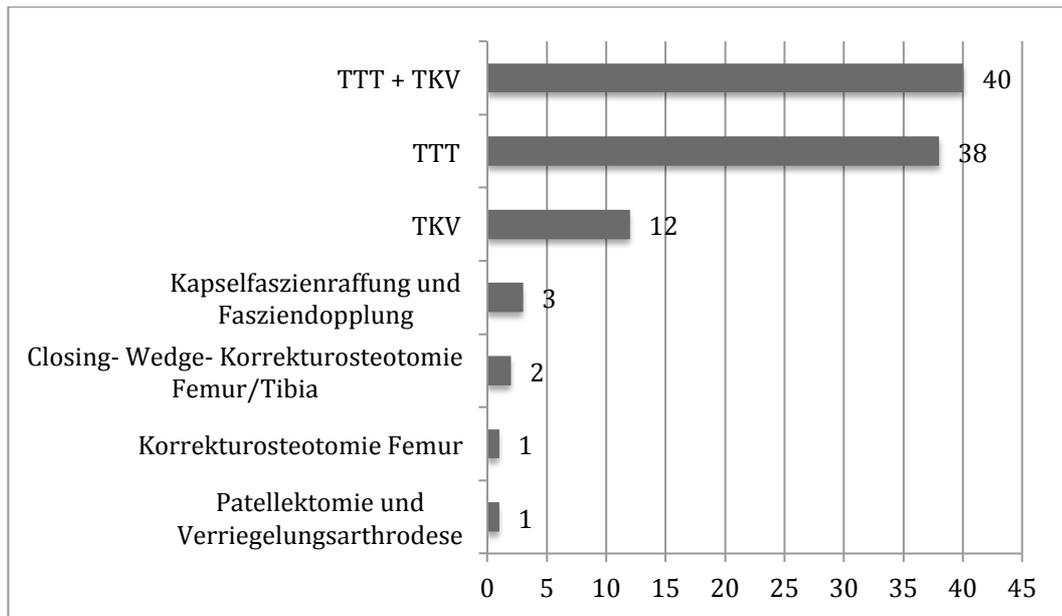
#### 1.4. Grad der Patellaluxation und angewandte Operationstechnik

Bei Operationen der MPL traten 24 Grad 2, 47 Grad 3 und 16 Grad 4 Luxationen auf. Bei Operationen der LPL traten eine Grad 2, 6 Grad 3 und eine Grad 4 Luxation auf. Bei 2 operierten Gelenken mit MPL + LPL lag Grad 2 vor. Grad 1 Luxationen wurden nicht operiert.

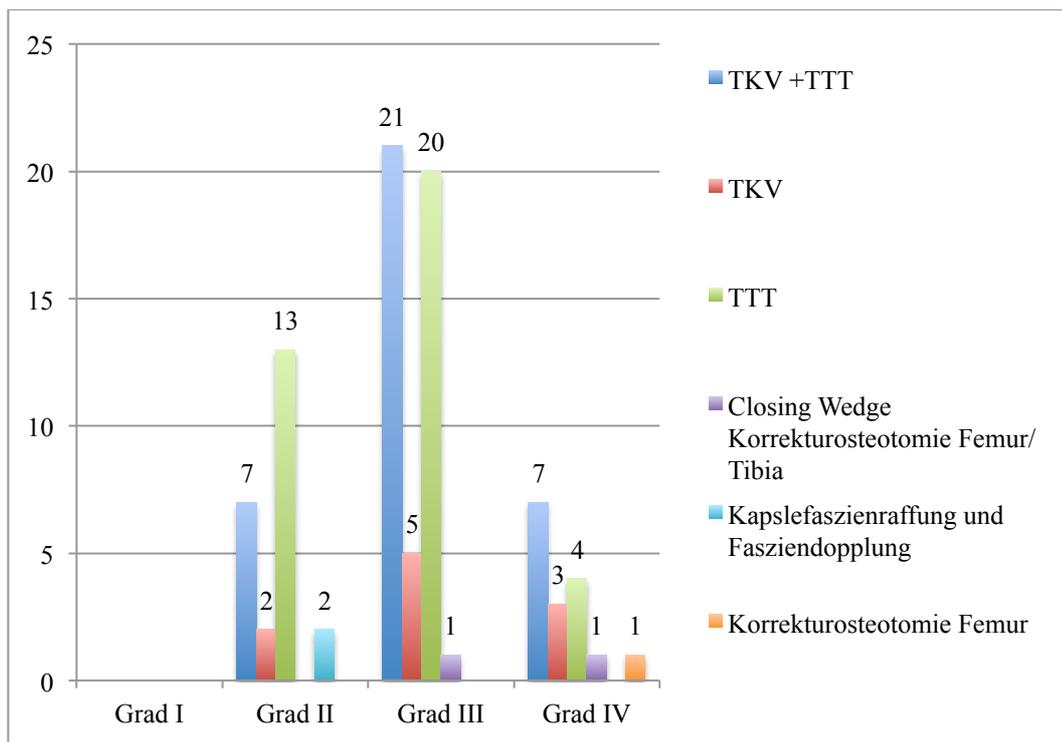
Die drei häufigsten OP-Methoden waren die Kombination aus Transposition der Tuberositas tibiae und Trochleakeilvertiefung (n=40), alleinige Transposition der Tuberositas tibiae (n=38) und die alleinige Trochleakeilvertiefung (n=12). (Abb. 61). Bei Grad 2 MPL wurde die Transposition der Tuberositas tibiae (n=13) am häufigsten angewendet, bei Grad 3 und Grad 4 MPL die Kombination aus Transposition der Tuberositas tibiae und Trochleakeilvertiefung (Grad 3: n=21) und bei Grad 4 MPL (Grad 4: n=7) (Abb. 62). Bei LPL wurde bei Grad 3 und Grad 4 ebenfalls die Kombination aus Transposition der Tuberositas tibiae und Trochleakeilvertiefung bevorzugt. Bei Grad 2 wurde die Trochleakeilvertiefung angewendet (Abb. 63).

Alleinige Kapsel- und Fasziendopplung wurde bei MPL mit Luxationsgrad 2 in 2 Fällen durchgeführt. Eine Femurkorrekturosteotomie wurde bei einer MPL Grad 4 durchgeführt. Bei jeweils einer Grad 3 und Grad 4 MPL wurde eine Closing-Wedge-Korrekturosteotomie des Femurs und der Tibia durchgeführt.

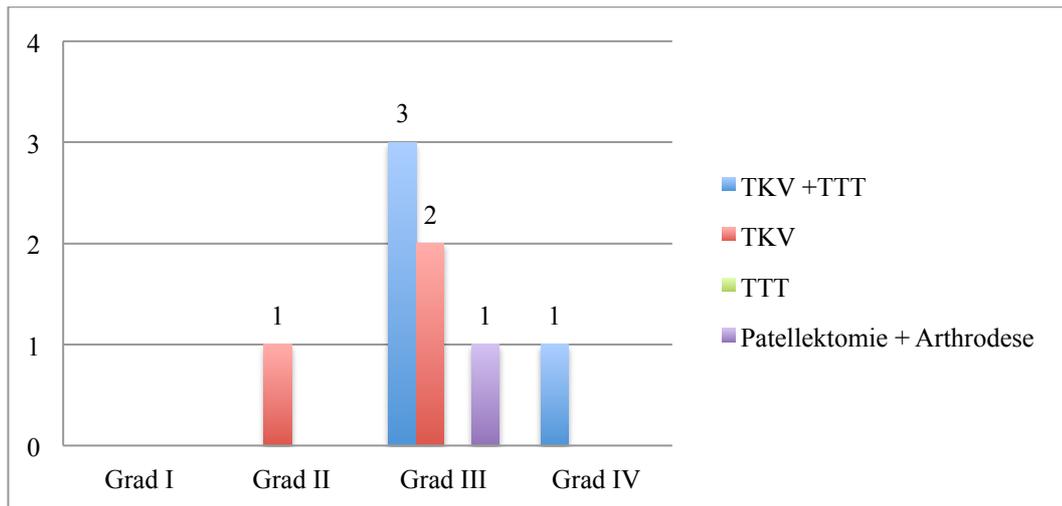
Von den zwei Patienten mit einer Patellaluxation nach medial und lateral, wurde bei einem Patienten (kleiner Mischling) eine Kapsel- und Fasziendopplung von medial und lateral durchgeführt. In dem anderen Fall (Spitz) wurde eine Trochleakeilvertiefung mit zusätzlicher Kapsel- und Fasziendopplung von medial und lateral durchgeführt. Bei einem Mischling mit LPL wurde eine Patellektomie mit Arthrodese durchgeführt.



**Abbildung 61:** angewendete OP-Techniken bei MPL, LPL und MPL+LPL Patienten (n=97)



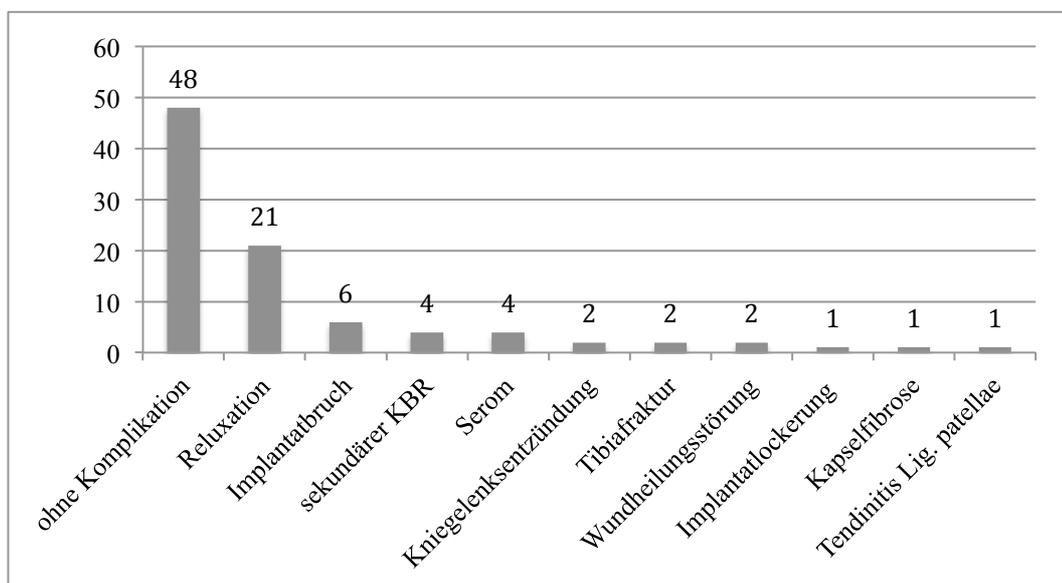
**Abbildung 62:** Operationen bei Hunden mit medialer Patellaluxation (n=87) aufgeteilt nach Luxationsgrad



**Abbildung 63:** Operationen bei Hunden mit lateraler Patellaluxation (n=8) aufgeteilt nach Luxationsgrad

### 1.5. Komplikationen

Bei 97 operierten Kniegelenken traten insgesamt 49 Komplikationen auf. Bei Operationen mit mehreren Komplikationen, wurde jede Komplikation einzeln erfasst. Bei 48 Operationen (49,5%) traten keine Komplikationen auf. Unabhängig vom Grad und Art der Patellaluxation stellte die häufigste Komplikation bei 21 (21,6%) Fällen die Relaxation dar. Weitere Komplikationen waren Implantatbruch (n=6), sekundärer Kreuzbandriss (n=4), Serom (n=4), Kniegelenksentzündungen (n=2), Tibiafraktur (n=2), Wundheilungsstörung (n=2), Implantatlockerung (n=1), Kapsel fibrose (n=1), Tendinitis des Lig. Patellae (n=1) (Abb. 64).



**Abbildung 64:** Postoperative Komplikationen (gesamt)

Reluxationen traten bei MPL 18 mal (20,7% im Verhältnis zu 87 MPL- Operationen), bei LPL 2 mal (25 % im Verhältnis zu 8 LPL- Operationen) und bei einer medialen und lateralen Patellaluxation einmal auf.

Reluxationen traten bei MPL, LPL und MPL + LPL in 7 Fällen bei Luxationsgrad 2 (25,9% von 27 operierten Grad 2 Luxationen), in 10 Fällen bei Luxationsgrad 3 (18,9% von 53 operierten Grad 3 Luxationen) und in 4 Fällen bei Luxationsgrad 4 auf (23,5% von 17 operierten Grad 4 Luxationen).

Bei MPL traten 6 Reluxationen (25% von 24 operierten Grad 2 MPL- Operationen), in 8 Fällen bei Luxationsgrad 3 (17% von 47 operierten Grad 3 MPL- Operationen) und in 4 Fällen bei Luxationsgrad 4 (25% von 16 operierten Grad 4 MPL- Operationen) auf.

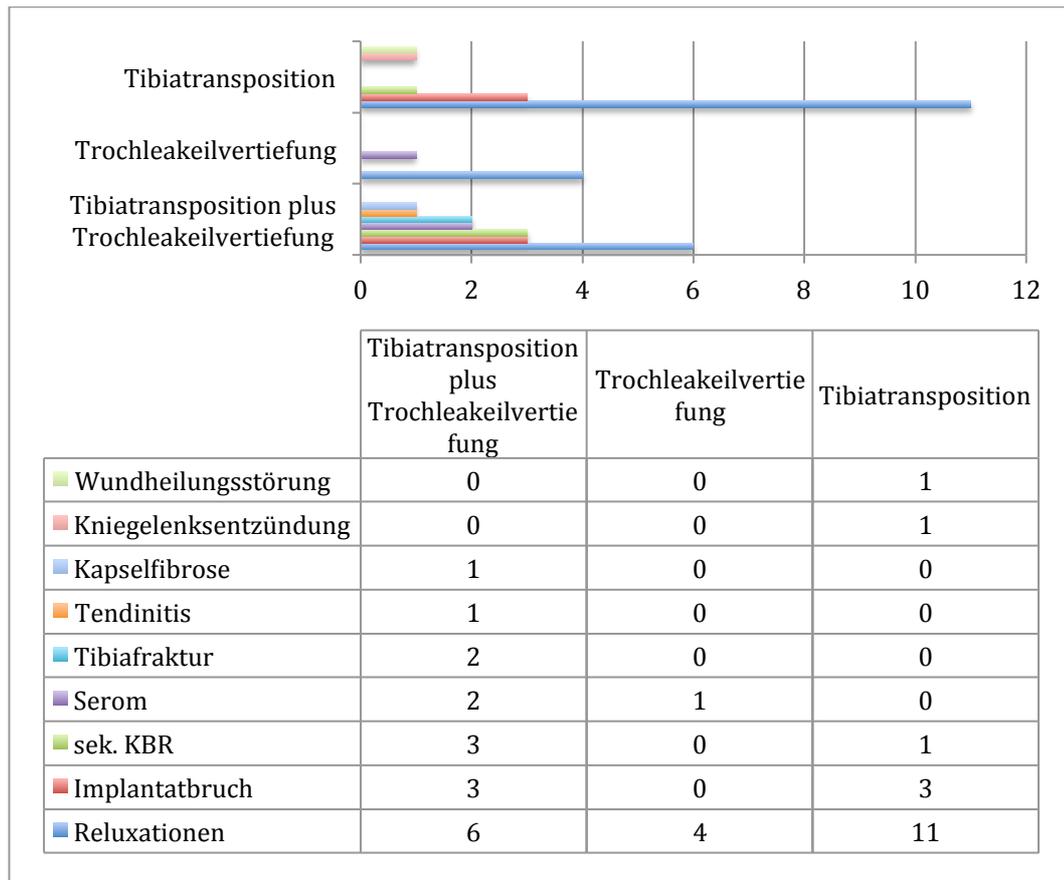
Bei LPL traten 2 Reluxationen bei Luxationsgrad 3 (33,3% von 6 Grad 3 LPL- Operationen) auf.

Beim Patienten mit MPL und LPL lag eine Grad 2 Patellaluxation vor.

### **1.5.1. Komplikationen nach OP-Methode**

Die Reluxation trat zahlenmäßig am häufigsten nach alleiniger Transposition der Tuberositas tibiae auf (11 mal), alle Patienten waren an MPL erkrankt. Bei alleiniger Trochleakeilvertiefung trat viermal eine Reluxation auf (zwei bei MPL, jeweils eine bei LPL und MPL + LPL). Bei der kombinierten OP-Methode aus Trochleakeilvertiefung und Tibiatransposition traten 6 Reluxationen auf (fünf bei MPL, eine bei LPL).

In prozentualer Betrachtung pro erfolgter OP, war die Reluxationsrate mit 15% ( $\cong 6/40$ ) bei der Kombination aus Trochleakeilvertiefung und Tuberositas tibiae Transposition am geringsten und bei der isolierten Trochleakeilvertiefung mit 33,3% ( $\cong 4/12$ ) am höchsten. Die Reluxationsrate nach alleiniger Tibiatransposition lag bei 29% ( $\cong 11/38$ ) in der Mitte (Abb. 65).



**Abbildung 65:** Postoperative Komplikationen (n=44) der drei häufigsten OP-Methoden (Tibiatransposition plus Trochleakeilvertiefung (n=18); Trochleakeilvertiefung (n=5); Transposition der Tuberositas tibiae (Tibiatransposition) (n=17))

### 1.6. Ergebnisse der Nachkontrolle

Es konnten von 49 Patienten insgesamt 58 operierte Kniegelenke klinisch und röntgenologisch nachkontrolliert werden. Bei der Nachuntersuchung wurden der Lahmheitsgrad, der Luxationsgrad, der Arthrosegrad und Komplikationen nach der chirurgischen Therapie untersucht. Bei 23 weiteren Patienten erfolgte die Nachkontrolle nur anhand des vom Besitzer ausgefüllten Fragebogens.

Bei der kombinierten Operationsmethode aus Trochleakeilvertiefung und Transposition der Tuberositas tibiae wurden klinisch 25 und mit der Nachkontrolle per Fragebogen insgesamt 26 von 40 (65%) operierte Gelenke untersucht.

Bei der alleinigen Transposition der Tuberositas tibiae wurden klinisch 23 Gliedmaßen und per Fragebogen 30 von 38 (78,9%) operierte Gelenke nachuntersucht.

Bei der alleinigen Trochleakeilvertiefung wurden 6 Gliedmaßen klinisch nachuntersucht und durch Patientenbesitzerbefragung 11 von 12 (91,7%) Operationen nachkontrolliert.

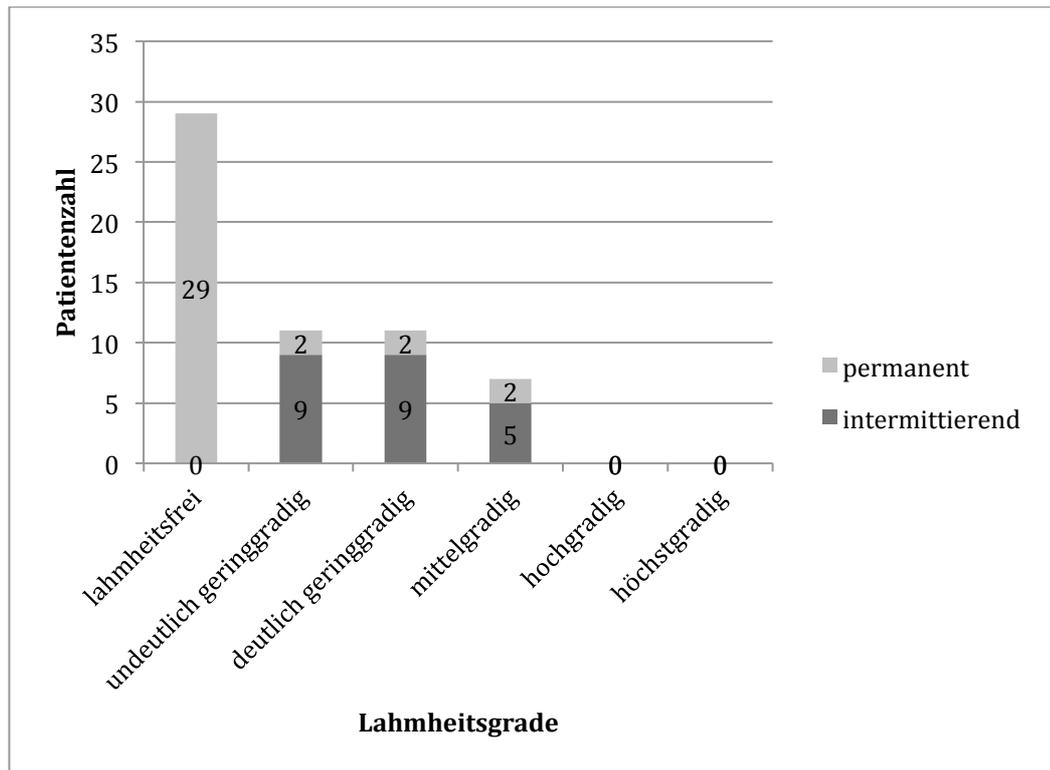
Bei der Kombination aus Kapsel- und Fasziendopplung wurde eine von drei Operationen klinisch und per Fragebogen kontrolliert.

Die Closing-Wedge-Korrekturosteotomie des Femurs und der Tibia, die Korrekturosteotomie des Femurs und die Patellektomie mit Verriegelungsarthrodese wurden jeweils klinisch und per Fragebogen nachuntersucht (vgl. Tab. 10).

### **1.6.1. Lahmheitsgrad**

Bei 58 nachkontrollierten Fällen liefen nach der OP 29 Patienten (50%) lahmheitsfrei. 29 Patienten zeigten eine Lahmheit, davon waren 23 Lahmheiten intermittierend (79%) und 6 Lahmheiten permanent (21%).

11 Patienten (19%) zeigten eine undeutlich geringgradige Lahmheit, dabei trat bei neun dieser Patienten die Lahmheit nur intermittierend auf. Bei zwei Patienten bestand die undeutlich geringgradige Lahmheit permanent. Eine deutlich geringgradige Lahmheit lag zum Zeitpunkt der Kontrolle bei 11 Gliedmaßen (19%) vor, davon war bei neun Gliedmaßen nur eine intermittierende deutlich geringgradige Lahmheit festzustellen. Sieben Patienten (12,1%) zeigten mittelgradige Lahmheit, davon fünf intermittierend. Keiner der Patienten lahmt nach der Operation hoch- oder höchstgradig (Abb. 66).



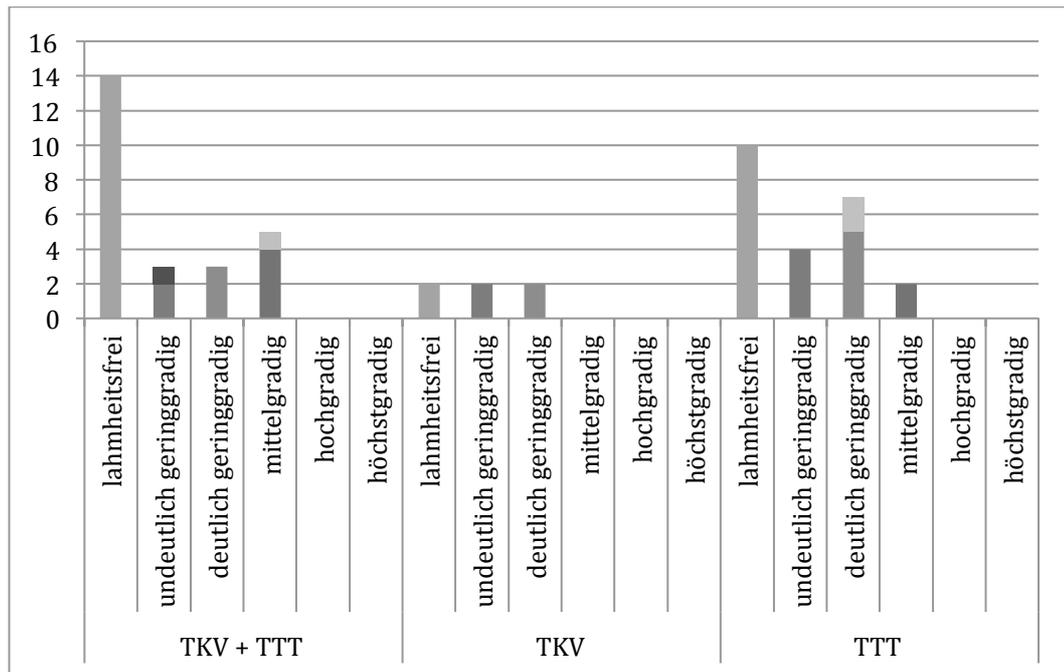
**Abbildung 66:** Lahmheitsgrade zum Zeitpunkt der Nachkontrolle

#### 1.6.1.1. Lahmheitsgrade der klinischen Nachuntersuchung nach OP-Methode

Bei der kombinierten OP-Methode mit Trochleakeilvertiefung und Tuberositas Tibiae Transposition waren 14 Gliedmaßen zum Zeitpunkt der Nachkontrolle lahmheitsfrei. Undeutlich geringgradige Lahmheit zeigten Hunde in drei Fällen, davon einer mit permanenter Lahmheit. Drei Hunde liefen intermittierend deutlich geringgradig lahm. Fünf Hunde zeigten mittelgradige Lahmheit, einer davon permanent. Kein Hund war hoch- oder höchstgradig lahm.

Nach der alleinigen Trochleakeilvertiefung liefen jeweils zwei Hunde lahmheitsfrei, intermittierend undeutlich geringgradig und intermittierend deutlich geringgradig lahm.

Nach alleiniger Transposition der Tuberositas tibiae liefen zehn untersuchte Hunde lahmheitsfrei. Vier Hunde zeigten eine intermittierende undeutlich geringgradige Lahmheit und sieben Hunde liefen deutlich geringgradig lahm, davon liefen fünf Patienten intermittierend und zwei permanent lahm. Zwei Hunde liefen intermittierend mittelgradig lahm. Kein Hund lahmt hoch- oder höchstgradig (Abb. 67).

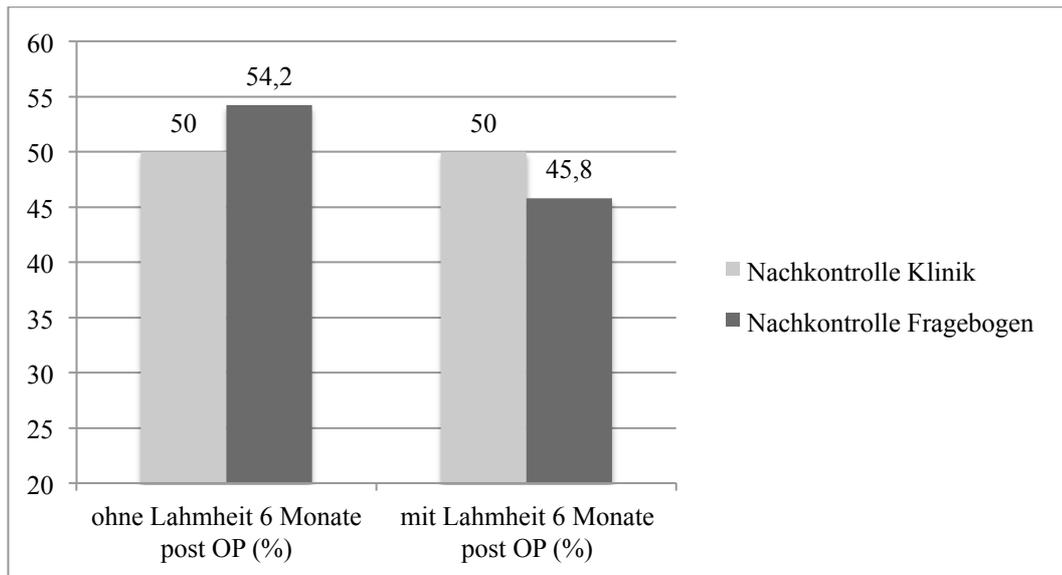


**Abbildung 67:** Lahmheitsgrade zum Zeitpunkt der Nachkontrolle aufgeteilt nach OP-Methode

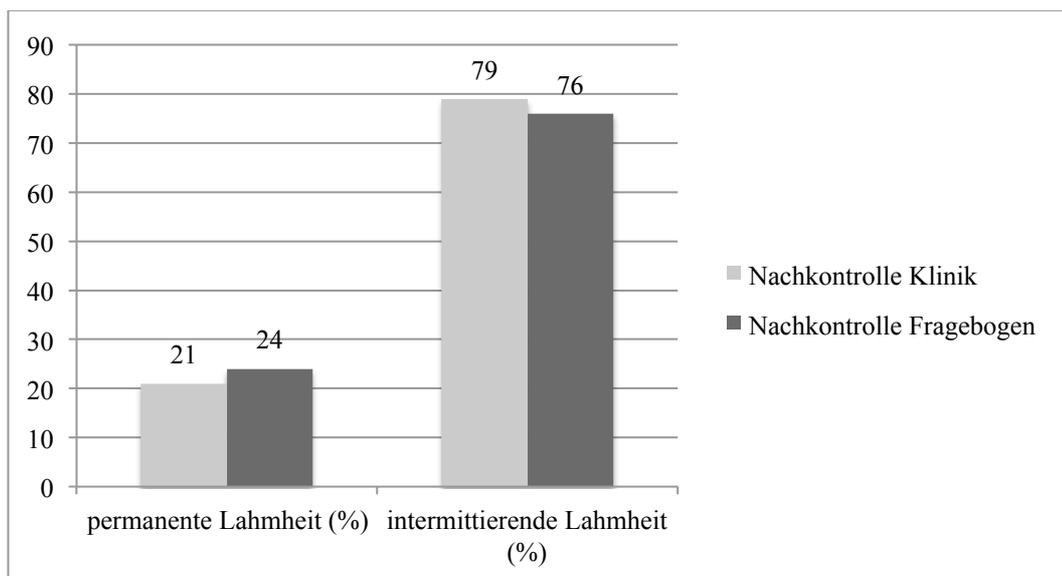
#### 1.6.1.2. Vergleichende Betrachtung der klinischen Lahmheitskontrolle mit der Lahmheitsbeurteilung der Patientenbesitzer

Von 72 befragten Patientenbesitzer gaben 39 Patientenbesitzer (54,2%) an, dass ihr Hund komplett lahmheitsfrei läuft, davon liefen sieben Hunde nach ein paar Tagen lahmheitsfrei, 28 Hunde nach wenigen Wochen und vier Hunde nach Monaten (max. 6 Monate post OP). Bei 33 Hunden (45,8%) wurde nach sechs Monaten noch immer eine Lahmheit beobachtet. Bei den 33 Hunden mit beobachteter Lahmheit, lahmten acht Hunde permanent (24%) und 25 Hunde zeitweise (76%), davon lahmten 18 Hunde ohne besonderen Anlass, ein Hund nach geringer Belastung, ein Hund nach Ruhe und fünf nach stärkerer Belastung.

Beim Vergleich der Lahmheitsbeurteilung durch Patientenbesitzer und durch Nachkontrolle in der Klinik war der Anteil lahrender Hunde bei der Beurteilung durch die Patientenbesitzer prozentual leicht niedriger, als bei der Beurteilung in der Klinik. In der Klinik wurde bei 50% der Hunde eine Lahmheit diagnostiziert. Von Patientenbesitzern wurden 45,8% der Hunde als lahmend eingestuft (Abb. 68). Bei der Einteilung der bestehenden Lahmheiten in permanente oder intermittierende Lahmheiten, wurden von den Patientenbesitzern 76% und in der Klinik 79% der Lahmheiten als intermittierend eingestuft (Abb. 69).



**Abbildung 68:** vergleichende Lahmheitsbeurteilung durch Nachuntersuchung in der Klinik und durch Befragung der Patientenbesitzer per Fragebogen

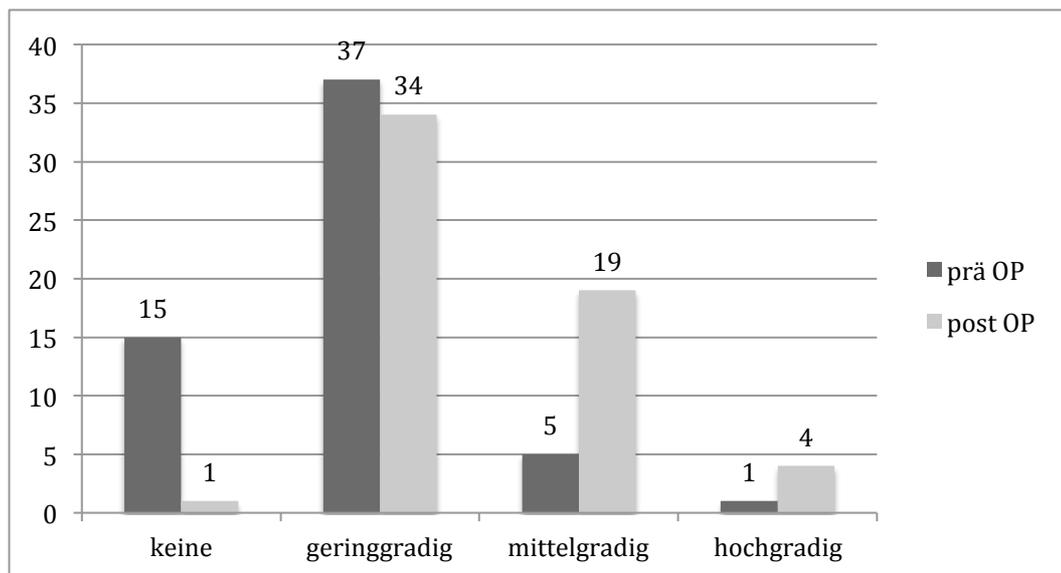


**Abbildung 69:** Lahmheitskategorisierung in permanente und intermittierende Lahmheit durch Nachuntersuchung in der Klinik und durch Befragung der Patientenbesitzer per Fragebogen

### 1.6.2. Beurteilung des Arthrosegrades

Ein Großteil der operierten und klinisch nachkontrollierten Patienten hatte präoperativ eine geringgradige (n= 37 Kniegelenke) oder keine Arthrose (n=15). 5 Patienten hatten präoperativ eine mittelgradige Arthrose und ein Patient hatte eine hochgradige Arthrose.

Zum Zeitpunkt der Nachkontrolle war ein Kniegelenk arthrosefrei. 34 Knie wiesen eine geringgradiger Arthrose und 19 Knie eine mittelgradiger Arthrose auf. Bei vier Knien lag zum Zeitpunkt der Nachkontrolle eine hochgradige Arthrose vor. Die Ergebnisse der röntgenologischen Arthroseuntersuchung zeigten, dass es trotz Operation zu einer fortschreitenden Arthrosebildung kam (Abb. 70).



**Abbildung 70:** prä- und postoperativer Arthrosegrad bei operierten Gliedmaßen

### 1.6.3. Bewertung des Therapieerfolgs

Bei 52 von 58 (89,7%) klinisch nachuntersuchten Gelenken, wurde der Therapieerfolg als gut oder befriedigend bewertet und 64 von 72 (88,9%) der per Fragebogen evaluierten Therapieerfolge wurden als gut oder befriedigend eingestuft. Gut schnitten nach klinischer Untersuchung 50% der Gliedmaßen ab, befriedigend 39,7% und unbefriedigend 10,3%. Nach Fragebogenevaluierung der Therapieergebnisse schnitten 54,2% gut, 34,7% befriedigend und 11,1% unbefriedigend ab. Bei Patienten die nur per Fragebogen erfasst wurden, schnitten elf (71,4%) gut, einer (7,2%) befriedigend und drei (21,4%) unbefriedigend ab.

Bei der kombinierten Operationsmethode aus Transposition der Tuberositas tibiae und Trochleakeilvertiefung wurden bei der klinischen Nachuntersuchung 14 (56% der klinisch nachuntersuchten Gliedmaßen) Gliedmaßen als gut, neun (36%) als befriedigend und zwei (8%) Gliedmaßen als unbefriedigend eingestuft. Per Patientenbesitzerfragebogen wurden 16 (61,5%) Gliedmaßen als gut, acht (30,8%)

Gliedmaßen als befriedigend und zwei (7,7%) Gliedmaßen als unbefriedigend eingestuft.

Bei der alleinigen Transposition der Tuberositas tibiae wurden nach klinischer Nachkontrolle zehn (43,5%) Gliedmaßen als gut, neun (39,1%) als befriedigend und vier (17,4%) als unbefriedigend eingestuft. Die Patientenbesitzer-Befragung ergab 16 (53,3%) gute Ergebnisse, zwölf (40%) befriedigende und zwei (6,7%) unbefriedigende Resultate.

Bei alleiniger Trochleakeilvertiefung gab es nach klinischer Nachuntersuchung zwei (33,3%) gute und vier (66,7%) befriedigende Endresultate. Nach Auswertung der Patientenbesitzerbefragung wurden bei der alleinigen Trochleakeilvertiefung sechs (54,5%) Ergebnisse als gut, drei (27,3%) als befriedigend und zwei (18,2%) als unbefriedigend gewertet.

Die nachuntersuchte Gliedmaße mit Kapsel- und Fasziendopplung wurde nach klinischer Untersuchung und durch Patientenbesitzerbefragung jeweils mit gut bewertet.

Zwei der Closing-Wedge-Korrekturosteotomien des Femur und der Tibia wurden nach Patientenbesitzerbefragung als befriedigend eingestuft. Nach klinischer Nachuntersuchung wurde eine Therapie als befriedigend, die andere als gut bewertet.

Die Behandlung der Femurkorrekturosteotomie wurde nach klinischer Nachuntersuchung als gut bewertet. Nach Fragenkatalog wurde die Behandlung als unbefriedigend eingestuft.

Die Patellektomie wurde nur per Fragebogen nachkontrolliert und das Ergebnis war unbefriedigend (Tab. 10).

**Tabelle 10:** Bewertung des Therapieerfolges getrennt nach klinischer Nachuntersuchung und Ergebnissen der Patientenbesitzerbefragung per Fragenkatalog

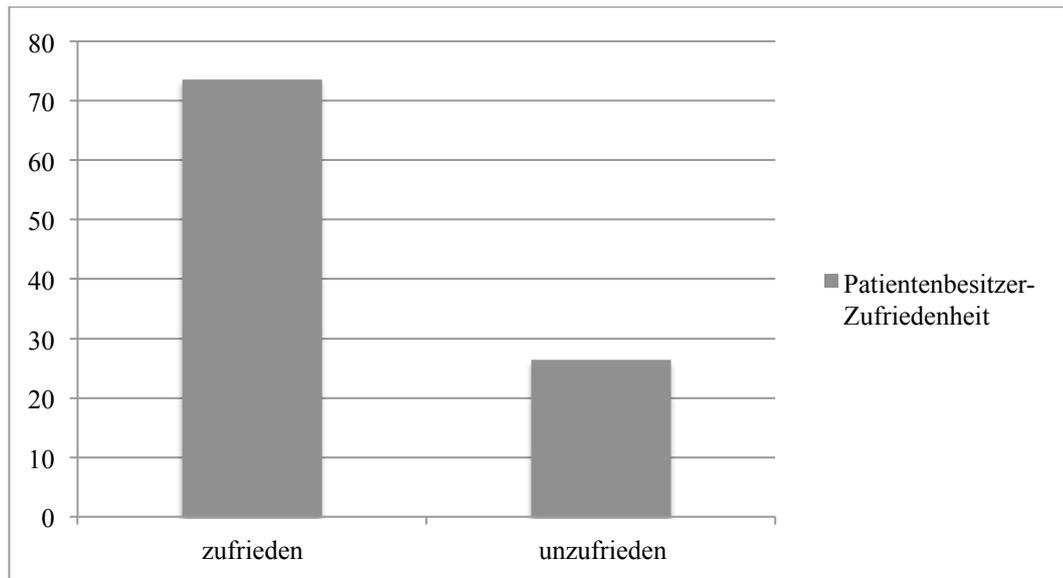
Op- Methode	Ergebnis Klinik			Ergebnis Fragenkatalog			Mit Kontrolle			Ohne Kontrolle	Gelenke (n=)
	1*	2*	3*	1*	2*	3*	in Klinik	per Fragebogen	nur per Fragebogen		
Bewertung	1*	2*	3*	1*	2*	3*	in Klinik	per Fragebogen	nur per Fragebogen		
TKV + TTT	14	9	2	16	8	2	25	26	1	14	40
TTT	10	9	4	16	12	2	23	30	7	8	38
TKV	2	4		6	3	2	6	11	5	1	12
Kapselfaszierraffung u. Fasziendopplung	1			1			1	1	0	2	3
Closing Wedge-Korrektur-Osteotomie Femur/Tibia	1	1			2		2	2	0	0	2
Korrekturosteotomie Femur	1					1	1	1	0	0	1
Patellektomie u. Verriegelungsarthrodese						1	0	1	1	0	1
Gesamtergebnis	29	23	6	39	25	8	58	72	14	25	97

\*Bewertung des Therapieerfolges (1= gut, 2= befriedigend, 3= unbefriedigend)

## 1.7. Patientenbesitzer-Befragung

### 1.7.1. Allgemeine Patientenbesitzer-Zufriedenheit mit durchgeführter Therapie

Bei 72 Patientenbesitzern konnten Aussagen über die generelle Zufriedenheit der Therapie eingeholt werden. 53 Patientenbesitzer (73,6%) waren mit der durchgeführten Therapie zufrieden, 19 (26,4%) waren mit der Therapie unzufrieden (Abb. 71). Bei der vergleichenden Betrachtung zwischen Patientenbesitzerzufriedenheit und bestehender Lahmheit gab es eine Differenz von 22,4%, 33 (48,8%) Hunde gingen noch lahm, aber nur 19 (26,4%) Patientenbesitzer waren mit der Therapie unzufrieden.



**Abbildung 71:** Patientenbesitzer-Zufriedenheit in Prozent (%) bezogen auf das Ergebnis der Operation

## 2. Prospektive Untersuchung

### 2.1. Vorversuche zur Validierung der Messmethode

#### 2.1.1. Auswahl des geeigneten Femurknochenmodells

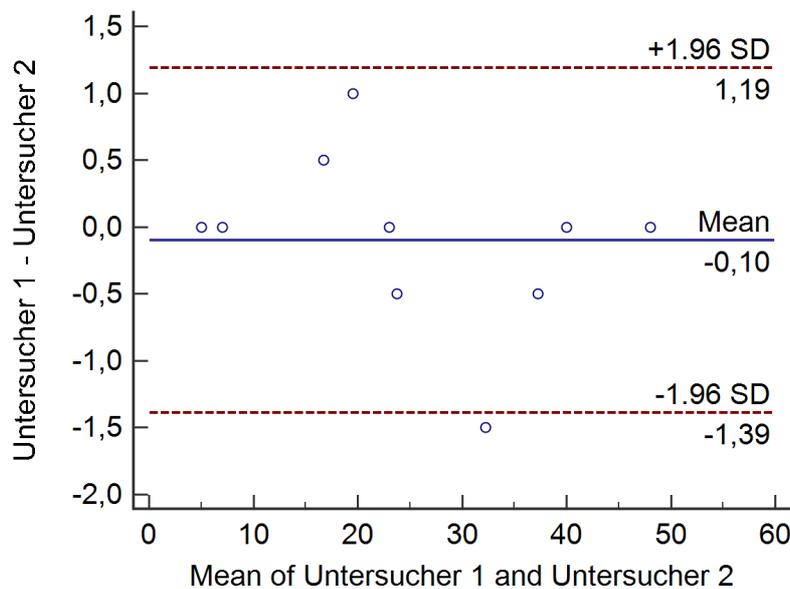
Das bei den Voruntersuchungen zur Methodvalidierung verwendete Femurknochenmodell wurde vorab aus drei unterschiedlichen Messmodellen ausgewählt und somit eine Vorevaluation der geeigneten manuellen Kontrollmessung erreicht. Dafür wurden Mehrfachmessungen durchgeführt und das Modell mit dem geringsten Variationskoeffizienten ausgewählt und gleichzeitig die Reproduzierbarkeit der manuellen Messmethode validiert. Der Variationskoeffizient lag bei der eigenen Methode (Methode 3) mit 2,9% am niedrigsten (Tab. 11.; Einzelergebnisse Tab. 20 Anhang). Daher wurde die Methode 3 als Referenz für die weiteren Untersuchungen verwendet.

**Tabelle 11:** Vorversuch zur manuellen Messung

Methode	Variationskoeffizient (%)
1) Modifiziert nach Dudley	21,97
2) Modifiziert nach Lör	4,69
3) eigene Methode	2,93

### 2.1.2. Validierung des verwendeten Tibiaknochenmodells

Bei der Validierung des Tibiamodells wurden von Untersucher 1 und 2 übereinstimmende Ergebnisse, mit einer Standardabweichung von 0,447 und einem Variationskoeffizienten von 1,771% gemessen. Das manuelle Messverfahren verfügte demnach über eine hohe Reproduzierbarkeit (Einzelmessergebnisse siehe Tab. 21 Anhang), wie im Bland-Altman-Diagramm (Abb. 72) dargestellt. Der Mittelwert der berechneten Ergebnisdifferenzen lag bei -0,1 und ging damit gegen 0.



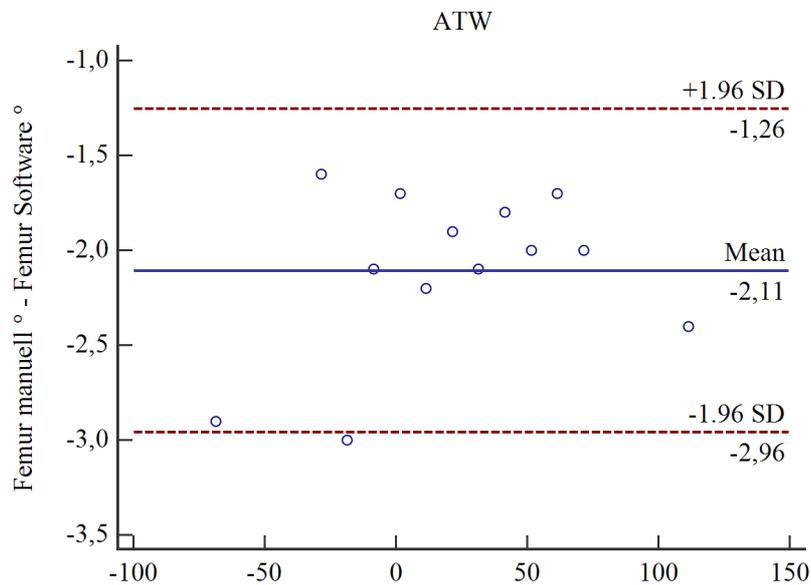
**Abbildung 72:** Übereinstimmung der Untersucher-Messungen am Tibiaknochenmodell im Bland-Altman-Diagramm dargestellt

### 2.1.3. Vergleich der softwarebasierten Torsionsmessung mit der manuellen Torsionsmessung an Tibia (TTW) und Femur (ATW)

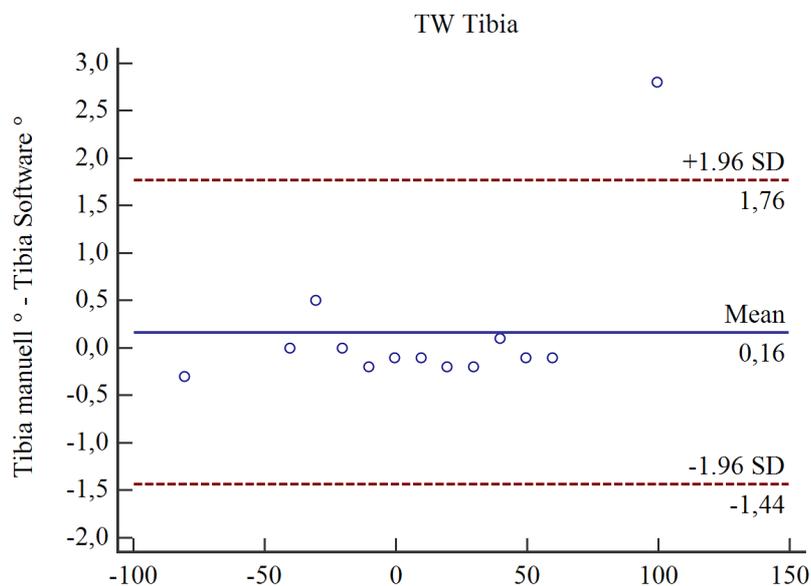
Die Übereinstimmung der manuellen und softwaregenerierten Messergebnisse war sowohl beim Femur, als auch bei der Tibia extrem hoch. Bei der softwaregenerierten Messung des ATW waren die gemessenen Ergebnisse im Schnitt  $2^\circ$  höher als bei der manuellen Methode. Bei der Torsionsmessung der Tibia lagen die Unterschiede zwischen manueller und softwarebasierter Messung nur bei durchschnittlich  $0,2^\circ$  (Einzelmessergebnisse Tab. 22 + 23 Anhang).

Aufgrund der hohen Übereinstimmung der Messergebnisse von manuell und software- gemessenen Winkeln konnte gezeigt werden, dass die Winkelmessungen der softwaregestützten Methode korrekt und verlässlich durchführbar waren.

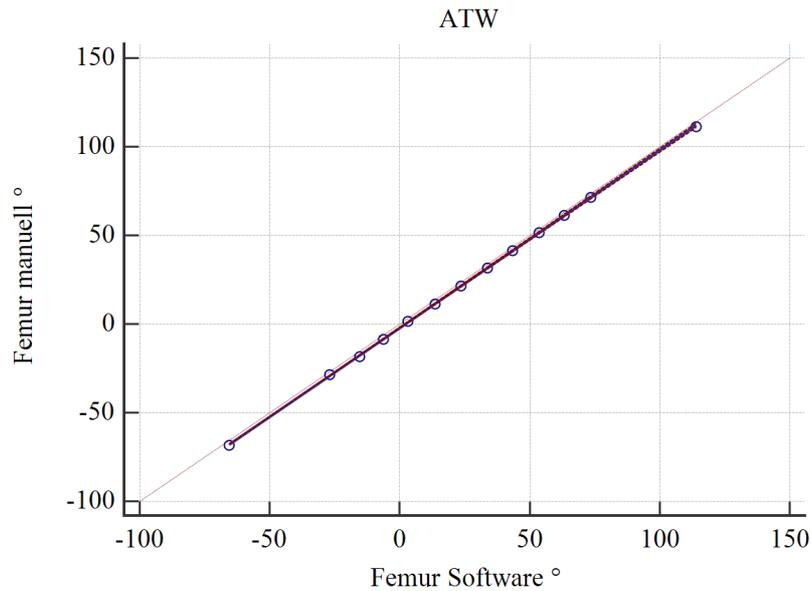
Die Übereinstimmung der manuellen und softwaregestützten Messung, wurde für beide Messungen sowohl durch das Bland-Altman-Diagramm, als auch durch die Passing-Bablok-Regression gezeigt (Abb. 73-76).



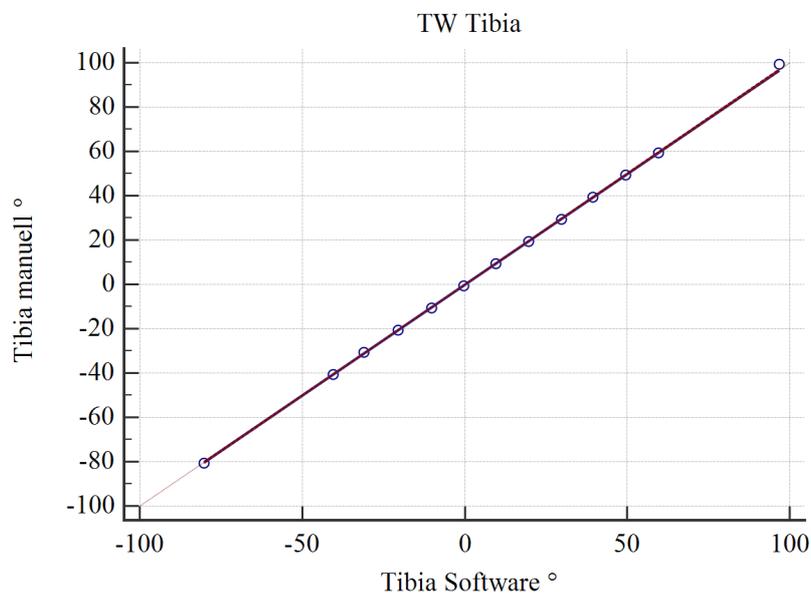
**Abbildung 73:** Darstellung des Vergleichs der manuellen und der softwarebasierten Messung des ATW im Bland-Altman-Diagramm



**Abbildung 74:** Darstellung des Vergleichs der manuellen und der softwarebasierten Messung des TTW im Bland-Altman-Diagramm



**Abbildung 75:** Die Passing-Bablok-Regression zeigt die Linearität zwischen manueller und softwarebasierter Messung des ATW. Die hohe Übereinstimmung der manuellen Messung wird mit der Punktwolke entlang der Winkelhalbierenden dargestellt.



**Abbildung 76:** Die Passing-Bablok-Regression zeigt die Linearität zwischen manueller und softwarebasierter Messung des TTW. Die hohe Übereinstimmung der manuellen Messung wird mit der Punktwolke entlang der Winkelhalbierenden dargestellt.

### 2.1.4. Lagerungsmessungen von Femur und Tibia zur Prüfung der Lagerungsunabhängigkeit

Die Ergebnisse der Lagerungsmessung verdeutlichen, dass unter Verwendung der Software Voxim® eine lagerungsunabhängige Messmethode zur Verfügung stand. Mit der verwendeten Software ließen sich unabhängig von der Lagerung korrekte Rotations- und Torsionsberechnungen der Hintergliedmaße beim Hund durchführen.

#### 2.1.4.1. Lagerungsmessungen der Tibia

Die Bias der Lagerungswinkelmessungen der Tibiawinkel (TTW und VVW) ging bei fast allen Messungen gegen 0 und es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Lagerungswinkeln (0°, 15° und 45°) bei den Messwinkeln (TTW und VVW Tibia) (Tab. 12; Einzelergebnisse Tab. 24 Anhang).

**Tabelle 12:** Abweichungen der Messmittelwerte bei der Lagerungsmessung der Tibia für Tibiatorsionswinkel, und Varus-Valgus-Winkel (in Abhängigkeit der Lagerung 0°, 15° und 45° im CT) (n=60)

	Verhältnis Lagerungswinkel	Arithmetisches Mittel	Signifikanz P
Mittelwert	TTW (0°) – TTW (15°)	0,188	0,123
TTW	TTW (0°) – TTW(45°)	0,203	0,232
	TTW(15°) – TTW (45°)	0,015	0,919
Mittelwert	VVW (0°) – VVW (15°)	1,242	0,191
VVW Tibia	VVW (0°) – VVW (45°)	0,487	0,093
	VVW (15°) – VVW (45°)	-0,755	0,408

Auch das Intraobserver Agreement war hoch, da die Variationskoeffizienten der Mittelwerte (Streuung) des TTW (Var 10,2%) und VVW Tibia (Var 0,3%) gering waren (Tab. 13).

**Tabelle 13:** Ergebnisse des Intraobserverer Agreements bei der Lagerungsmessung der Tibia

Winkel	Mittelwert	Standardabweichung	Variationskoeffizient (%)
TTW	-4,1883	0,427	10,1951
VVW Tibia	184,1708	0,5572	0,3025

Das Interobserver Agreement bei der Tibiavermessung war ebenfalls hoch. Die Werte des Variationskoeffizienten lagen leicht höher als beim Intraobserver Agreement, allerdings auf niedrigem Niveau: TTW (Var 17,5%), VVW Tibia (2,6%) (Tab. 14).

**Tabelle 14:** Ergebnisse des Interobserver Agreements bei der Lagerungsmessung der Tibia

Winkel	Mittelwert	Standardabweichung	Variationskoeffizient (%)
TTW	-4,1525	0,7267	17,5001
VVW Tibia	183,9392	4,8455	2,6343

#### 2.1.4.2. Lagerungsmessung des Femurs

Die Messungen beim Femur zeigten ebenfalls keine Abhängigkeit von der Lagerung. Die Mittelwerte der Differenzen beim Bland-Altman-Verfahren gingen gegen 0 und es gab (außer bei VVW p (0°) – VVW p (15°); FHW HB (0°) – FHW HB (45°) keine Signifikanzen der Lagerungswinkel auf die Messergebnisse (Tab. 15, Einzelergebnisse Tab. 25a-c Anhang).

**Tabelle 15:** Abweichungen der Messmittelwerte bei der Lagerungsmessung des Femurs für Antetorsionswinkel E und HB, Femurhalswinkel E und HB, Varus-Valgus-Winkel d und p (in Abhängigkeit der Lagerung 0°, 15° und 45° im CT)

	Verhältnis Lagerungswinkel	Arithmetisches Mittel	Signifikanz (p=)
Mittelwert ATW E	ATW E (0°) – ATW E (15°)	-0,626	0,075
	ATW E (0°) – ATW E (45°)	-0,933	0,201
	ATW E (15°) – ATW E (45°)	-0,308	0,362
Mittelwert ATW HB	ATW HB (0°) – ATW HB (15°)	-0,400	0,145
	ATW HB (0°) – ATW HB (45°)	-0,523	0,096
	ATW HB (15°) – ATW HB (45°)	-0,123	0,712
Mittelwert FHW E MW	FHW E (0°) – FHW E (15°)	-0,662	0,124
	FHW E (0°) – FHW E (45°)	-0,813	0,170
	FHW E (15°) – FHW E (45°)	-0,151	0,644

	Verhältnis Lagerungswinkel	Arithmetisches Mittel	Signifikanz (p=)
Mittelwert FHW HB	FHW HB (0°) – FHW HB (15°)	0,659	0,131
	FHW HB (0°) – FHW HB (45°)	1,29	0,002
	FHW HB (15°) – FHW HB (45°)	0,628	0,163
Mittelwert VVW d	VVW d (0°) – VVW d (15°)	0,359	0,089
	VVW d (0°) – VVW d (45°)	0,364	0,055
	VVW d (15°) – VVW d (45°)	0,005	0,966
Mittelwert VVW p	VVW p (0°) – VVW p (15°)	0,449	0,015
	VVW p (0°) – VVW p (45°)	0,31	0,154
	VVW p (15°) – VVW p (45°)	0,139	0,283

Das Intraobserver Agreement bei den Femurwinkeln war sehr hoch. Der Variationskoeffizient war durchgehend unter 4% und zeigte auf, dass die Streuung minimal war (Tab. 16).

**Tabelle 16:** Ergebnisse des Intraobserverer Agreements bei der Lagerungsmessung des Femurs (n=39)

Winkel	Mittelwert	Standardabweichung	Variationskoeffizient (%)
FHW HB	140,912	0,936	0,664
FHW E	124,769	0,4891	0,392
ATW HB	26,931	0,394	1,464
ATW E	17,913	0,699	3,899
VVW d	180,142	0,376	0,209
VVW p	179,264	0,396	0,221

Das Interobserver Agreement bei den Femurwinkeln war ebenfalls hoch und wies minimale Streuung auf. Die Variationskoeffizienten der Winkel waren gering und lagen bis auf Ausnahme des ATW E (13,4%) unter 5,5% (Tab 17).

**Tabelle 17:** Ergebnisse des Interobserver Agreements bei der Lagerungsmessung des Femurs

Winkel	Mittelwert	Standardabweichung	Variationskoeffizient (%)
FHW HB	141,055	2,012	1,426
FHW E	126,26	4,011	3,177
ATW HB	26,537	1,459	5,499
ATW E	18,509	2,49	13,454
VVW d	179,103	2,628	1,467
VVW p	178,987	2,338	1,306

Durch die ausführlichen Vorversuche konnte die verwendete Software für die Messungen am Patienten, bzw. an den Hintergliedmaßen mit Patellaluxation, eingesetzt werden.

## 2.2. Torsionsmessungen am Patienten (in vivo)

Bei der dreidimensionalen Vermessung der Hundehintergliedmaßen wurde die vorab evaluierte softwaregestützte Messmethode am Patienten mit Patellaluxation (n=34) eingesetzt (Tab. 26 Anhang). Bei neun Patienten lag eine einseitige Patellaluxation vor, sodass neun Hintergliedmaßen ohne Patellaluxation untersucht werden konnten. Bei 54 Gliedmaßen (79,4%) lag eine MPL und bei vier Hintergliedmaßen (5,9%) lag eine LPL vor. Bei MPL gab es sechs Grad 1, 15 Grad 2, 23 Grad 3 und zehn Grad 4 Luxationen. Bei LPL gab es jeweils zwei Grad 3 und 4 Luxationen. Bei einer Gliedmaße war die Patella nach lateral und medial luxierbar (Luxationsgrad 1), die Messergebnisse dieser Gliedmaße wurden bei der Beurteilung der Messergebnisse nach Luxationsrichtung einzeln betrachtet und bei der Beurteilung des Luxationsgrades jeweils den Ergebnissen der MPL und LPL hinzugerechnet.

### 2.2.1. Beurteilung der Messergebnisse nach Luxationsrichtung

Im ersten Schritt der Messanalyse wurden die Messergebnisse (Einzelergebnisse Tab. 31a-c Anhang) hinsichtlich der Luxationsrichtung unabhängig vom Luxationsgrad bewertet. Dazu wurden die Mittelwerte der Einzelmessergebnisse aufgeteilt nach Luxationsrichtung bestimmt (Tab. 18 a u. b). Die Mittelwerte der MPL,

LPL und gesunden Gliedmaße wurden miteinander über einen Signifikanztest (Post-hoc-Test, Bonferroni-Methode) verglichen (Tab. 27 Anhang).

**Tabelle 18a:** Messergebnisse der Winkel des Femurs aufgeteilt nach Luxationsrichtung

Luxationsrichtung	Werte	FHW HB	FHW E	ATW HB	ATW E	VVW d Femur	VVW p Femur
Keine Patellaluxation	Gliedmaßen	9	9	9	9	9	9
	Mittelwert	133,711	113,578	26,689	19,8	176,289	176,956
	Standardabweichung	7,2994	5,9449	5,0765	7,3502	5,1253	4,6728
	Standardfehler des Mittelwerts	2,4331	1,9816	1,6922	2,4501	1,7084	1,5576
	Median	130	112,9	26	18,6	177,7	178,2
	Minimum	125	106,8	19,1	11,8	166,7	168,9
	Maximum	142,9	127	36,7	34,8	181,8	184,5
Mediale Patellaluxation (MPL)	Gliedmaßen	54	54	54	54	54	54
	Mittelwert	137,098	117,97	21,946	19,711	173,622	174,469
	Standardabweichung	6,2017	8,1594	8,0812	8,4165	5,083	5,6394
	Standardfehler des Mittelwerts	0,8439	1,1103	1,0997	1,1453	0,6917	0,7674
	Median	137,65	117,7	22,35	19,8	174,5	175,65
	Minimum	121,1	100,6	1,2	4,1	161,7	160,3
	Maximum	146,7	139,5	42	39,8	182	183,8
Laterale Patellaluxation (LPL)	Gliedmaßen	4	4	4	4	4	4
	Mittelwert	146,475	125,975	29	23,85	185,15	186,175
	Standardabweichung	5,0698	5,0242	4,8717	5,0941	2,6988	1,898
	Standardfehler des Mittelwerts	2,5349	2,5121	2,4358	2,5471	1,3494	0,949
	Median	146,65	124,45	28,4	22,9	185	186,95
	Minimum	141,6	121,8	24,4	19,2	182,1	183,4
	Maximum	151	133,2	34,8	30,4	188,5	187,4

**Tabelle 18b:** Messergebnisse der Winkel der Tibia, der Femorotibialen Rotation und der Tibiotalaren Rotation aufgeteilt nach Luxationsrichtung

<b>Luxations- richtung</b>		<b>TTW</b>	<b>VVW Tibia</b>	<b>FTR</b>	<b>TTR</b>
Keine Patellaluxation	Gliedmaßen	9	9	9	9
	Mittelwert	2,411	188,944	-2,867	3,122
	Standardabweichung	4,971	3,9342	6,2572	1,6687
	Standardfehler des Mittelwerts	1,657	1,3114	2,0857	0,5562
	Median	3,2	190	-1,4	2,6
	Minimum	-5,4	182,7	-15,9	0,6
	Maximum	8,2	195,2	3,9	5,6
Mediale Patellaluxation (MPL)	Gliedmaßen	54	54	54	54
	Mittelwert	1,394	189,833	-12,287	4,093
	Standardabweichung	9,0089	4,7418	15,7833	2,3576
	Standardfehler des Mittelwerts	1,226	0,6453	2,1478	0,3208
	Median	1,9	190,35	-7,95	4,1
	Minimum	-25,4	180,4	-55,4	0,2
	Maximum	18,3	198,4	10,4	11
Laterale Patellaluxation (LPL)	Gliedmaßen	4	4	4	4
	Mittelwert	-10,925	176,6	3,5	5,525
	Standardabweichung	9,5587	2,2241	24,1218	5,0822
	Standardfehler des Mittelwerts	4,7794	1,1121	12,0609	2,5411
	Median	-8,3	176,5	12,75	5,9
	Minimum	-23,7	174,5	-32	0,1
	Maximum	-3,4	178,9	20,5	10,2

Die Luxationsrichtung beeinflusste die Verteilung der Messergebnisse. Es gab Abhängigkeiten zwischen Luxationsrichtung (keine, laterale, mediale und laterale + mediale Luxation) und Ergebnissen der Winkelmessungen. Bei einigen Winkeln (FHW HB, FHW E, VVW d Femur, VVW p Femur, TTW, VVW Tibia) bestanden eindeutige Signifikanzen ( $\leq 0,05$ ) der Abhängigkeiten zur Luxationsrichtung.

Beim FHW HB bestanden signifikante Abhängigkeiten zwischen den Messergebnissen von LPL im Vergleich zu MPL ( $p= 0,017$ ) und Gliedmaßen ohne Luxation ( $p= 0,004$ ).

Beim FHW E bestand eine eindeutige Signifikanz zwischen Messergebnissen von LPL und den Ergebnissen von Gliedmaßen ohne Patellaluxation ( $p= 0,03$ ).

Die Ergebnisse von LPL standen bei der VVW d Femur Messung in signifikanter Abhängigkeit zu MPL ( $p= 0$ ) und gesunden Gliedmaßen ( $p= 0,013$ ).

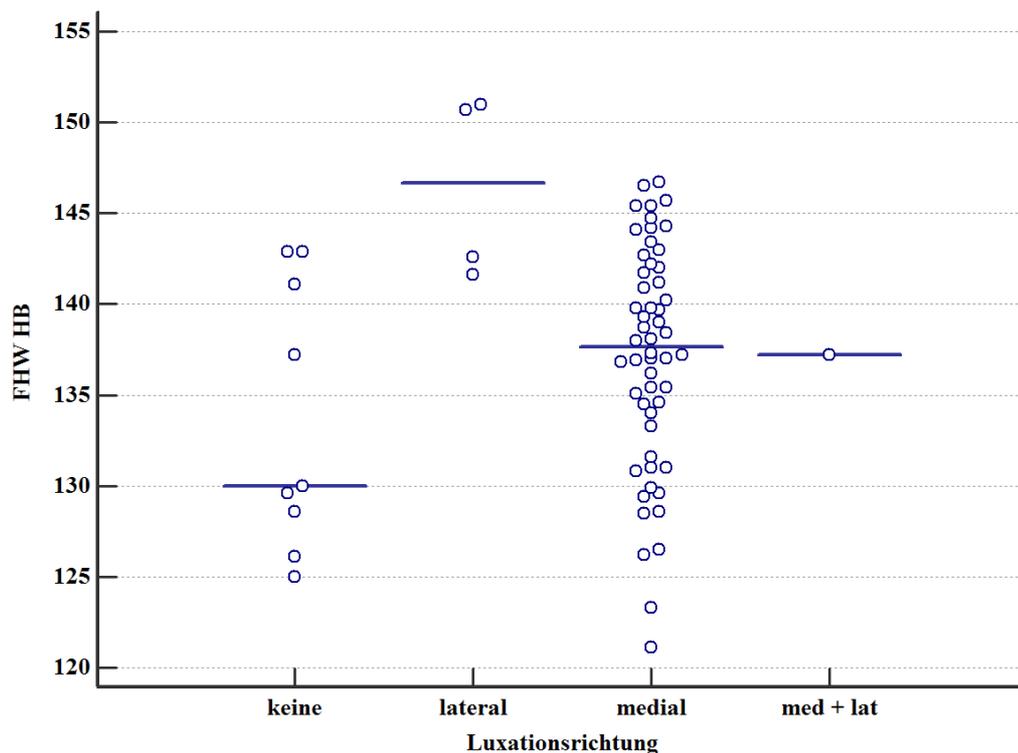
Beim VVW p Femur bestand eine signifikante Abhängigkeit der Messergebnisse von Gliedmaßen mit LPL im Verhältnis zu den Messergebnissen von MPL ( $p= 0$ ) und luxationsfreien Gliedmaßen ( $p= 0,018$ ).

Die TTW Messergebnisse zeigten signifikante Unterschiede bei LPL und MPL Messungen ( $p= 0,023$ ) und LPL im Vergleich zu Gliedmaßen ohne Patellaluxation ( $p= 0,038$ ).

Messergebnisse des VVW Tibia ergaben signifikante Abhängigkeiten zwischen LPL, MPL und Gliedmaßen ohne Patellaluxation ( $p= 0$ )

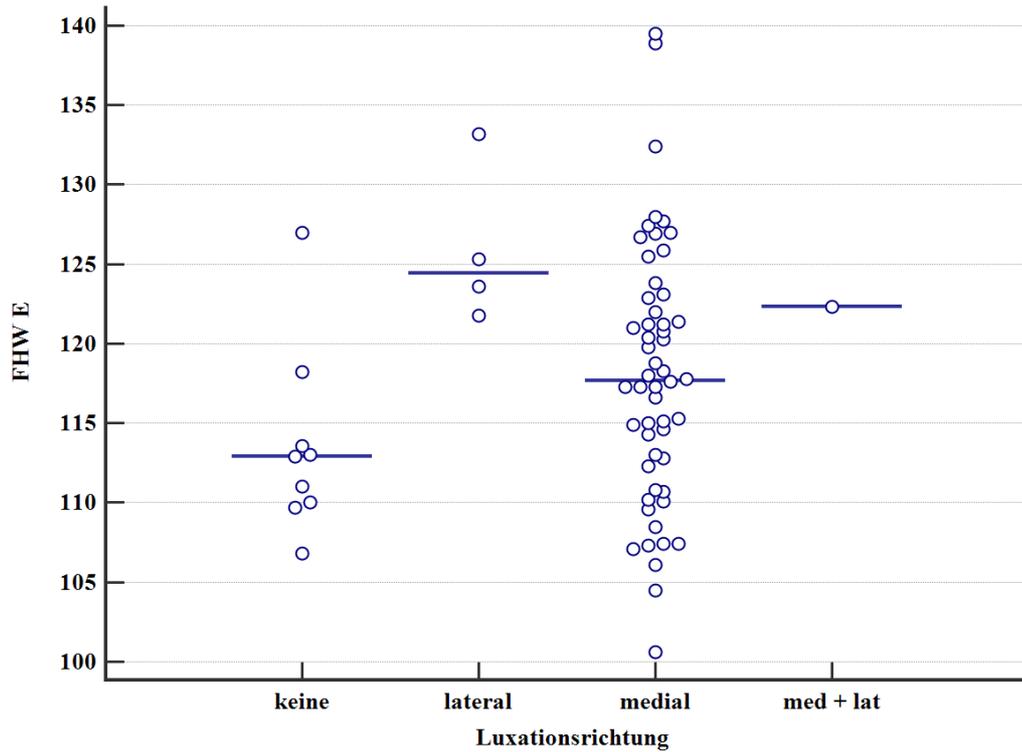
### Femurhalswinkel

Der Median des FHW HB der neun gesunden Gliedmaßen lag bei  $130^\circ$  (MW  $133,7^\circ$ ). Der Median des FHW HB bei Hunden mit MPL war  $137,7^\circ$  (MW  $137,1^\circ$ ). Der Median des FHW HB bei Hunden mit LPL  $146,7^\circ$  ( $146,5^\circ$ ) lag signifikant über dem gesunder Hunde. Bei der Gliedmaße mit MPL und LPL lag der Messwert bei  $137,2^\circ$  (Abb. 77).



**Abbildung 77:** Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des FHW HB, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen

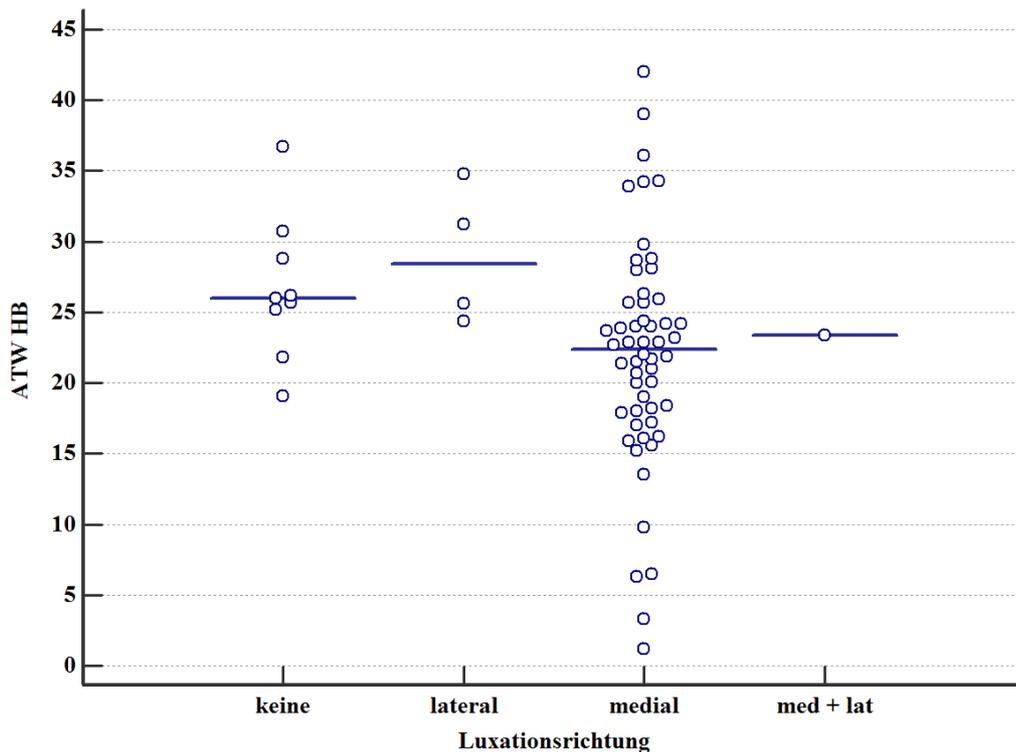
Die Messergebnisse des FHW E verhielten sich ähnlich wie die des FHW HB, allerdings mit kleineren Durchschnittswerten. Der Median gesunder Gliedmaße lag bei  $112,9^\circ$  (MW  $113,6$ ). Der Median der FHW E von Gliedmaßen mit LPL war mit  $124,5^\circ$  (MW  $126$ ) signifikant ( $0,031$ ) größer als der gesunder Gliedmaße. Bei MPL betrug der Median des FHW E  $117,7^\circ$  (MW  $118^\circ$ ). Der Median der Gliedmaße mit MPL + LPL lag bei  $122,3^\circ$  (Abb. 78).



**Abbildung 78:** Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des FHWE, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen

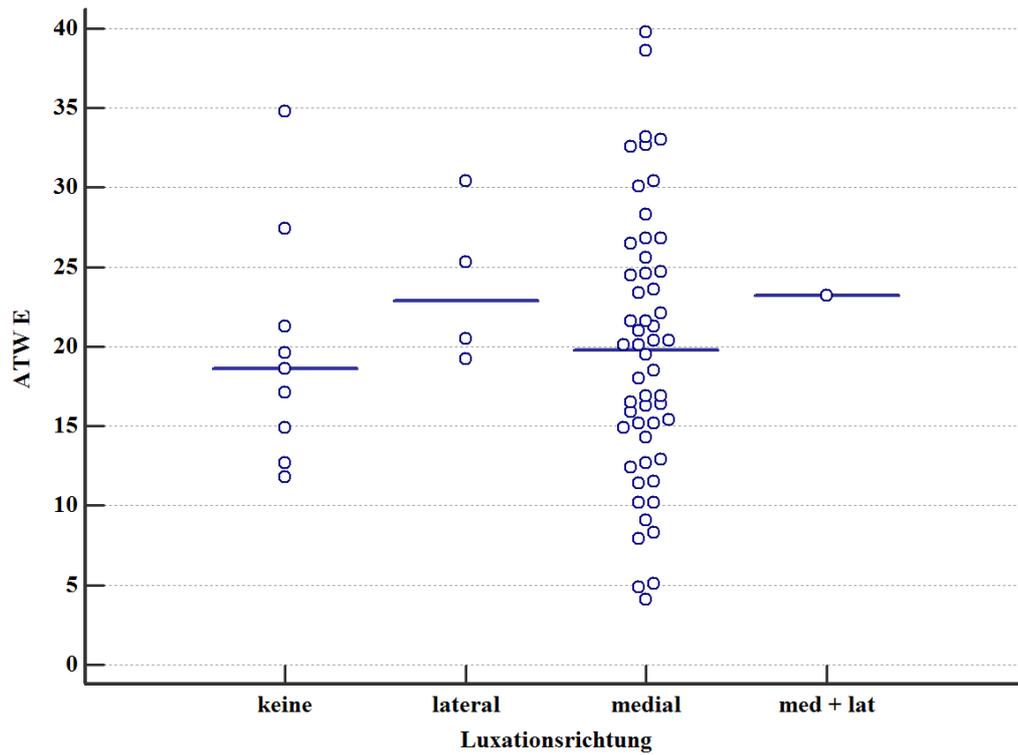
### Antetorsionswinkel

Der Median des ATW HB gesunder Gliedmaßen lag bei  $26^\circ$  (MW  $26,7^\circ$ ) bei Gliedmaßen mit MPL war dieser Wert mit  $22,4^\circ$  (MW 22) kleiner und bei Gliedmaßen mit LPL lag der Median mit  $28,4^\circ$  (MW  $29^\circ$ ) über dem der gesunden Gliedmaßen. Die Unterschiede der Messungen waren nicht signifikant. Bei der Gliedmaße mit MPL und LPL lag der ATW HB bei  $23,4^\circ$  (Abb. 79).



**Abbildung 79:** Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des ATW HB, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen

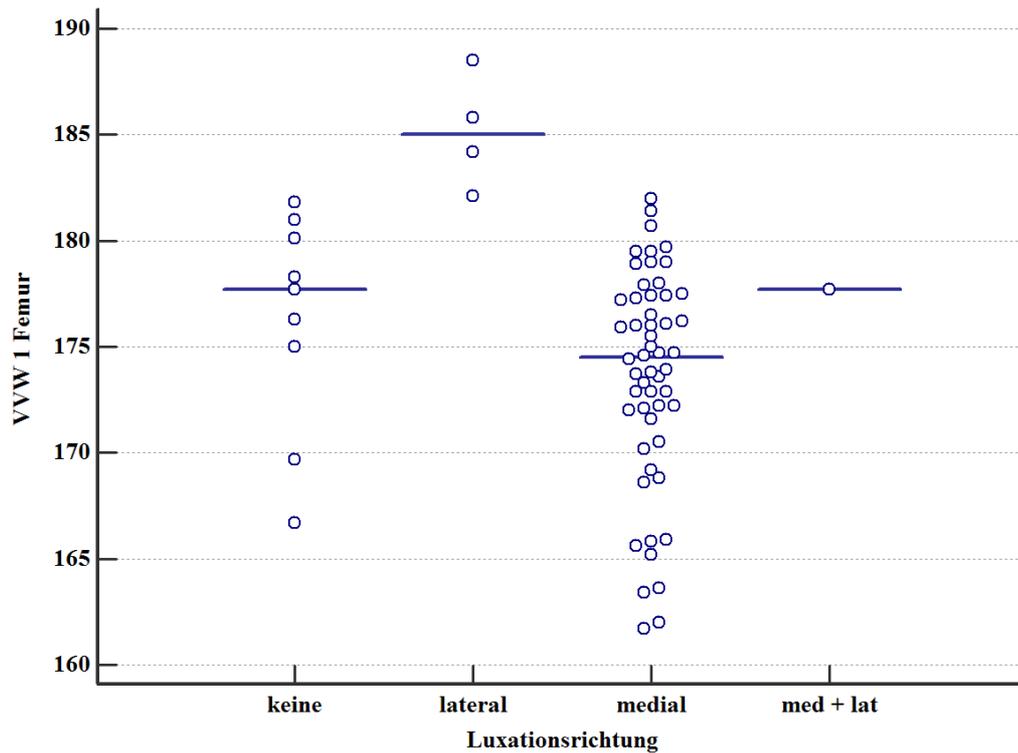
Der Median des ATW E lag bei gesunden Gliedmaßen bei  $18,6^\circ$  (MW  $19,8^\circ$ ), bei Gliedmaßen mit MPL bei  $19,8^\circ$  (MW  $19,7^\circ$ ) und bei Gliedmaßen mit LPL bei  $22,9^\circ$  (MW  $23,8^\circ$ ). Bei der Gliedmaße mit MPL und LPL lag der gemessene ATW E bei  $23,2^\circ$  (Abb. 80).



**Abbildung 80:** Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des ATW E, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen

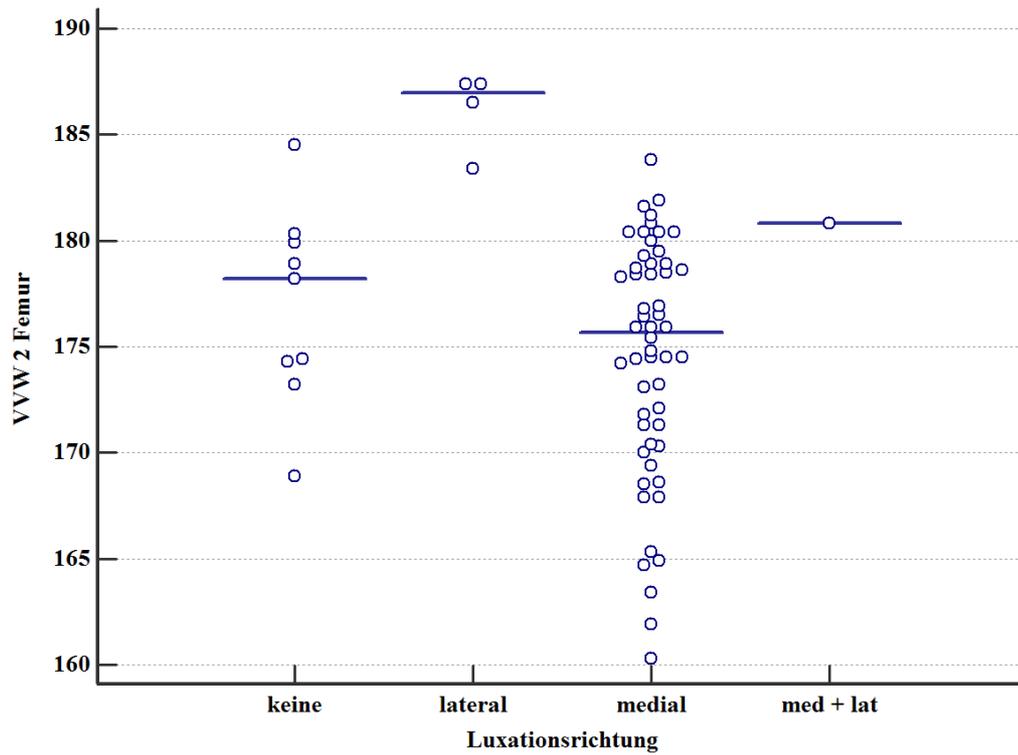
### Varus-Valgus-Winkel Femur

Beim VVW d lag der Median gesunder Gliedmaßen bei  $177,7^\circ$  (MW  $176,29^\circ$ ). Bei MPL wurde der Median kleiner  $174,5^\circ$  (MW  $173,6^\circ$ ) und bei LPL signifikant größer  $185^\circ$  (MW  $185,2^\circ$ ). Bei der Gliedmaße mit MPL und LPL war der VVW d  $177,7^\circ$  (Abb. 81).



**Abbildung 81:** Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des VVW d (VVW 1), aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen

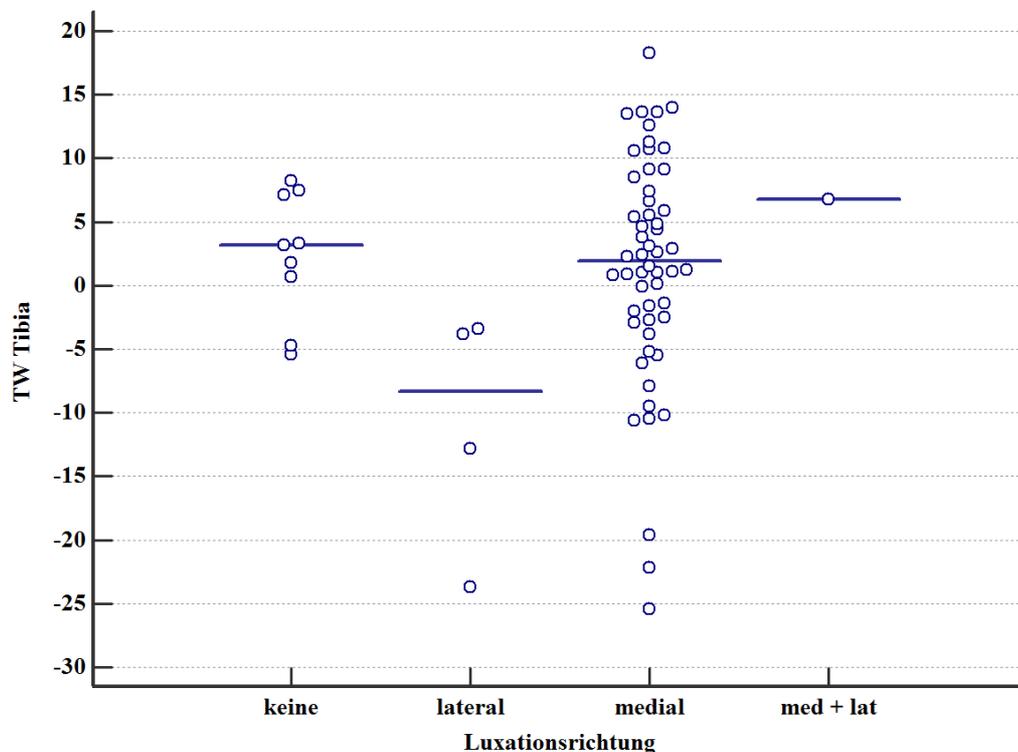
Beim VVW p war der Median bei LPL  $186,95^\circ$  (MW  $186,2^\circ$ ) ebenfalls signifikant größer als der VVW p bei medialer Luxation  $175,6^\circ$  (MW  $174,5^\circ$ ). Der Median des VVWp gesunder Gliedmaßen lag zwischen denen der LPL und MPL bei  $178,2^\circ$  (MW  $177^\circ$ ). Bei der Gliedmaßen mit MPL und LPL betrug der VVW p  $180,8^\circ$  (Abb. 82).



**Abbildung 82:** Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des VVW p (VVW 2), aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen

### Tibia Torsionswinkel

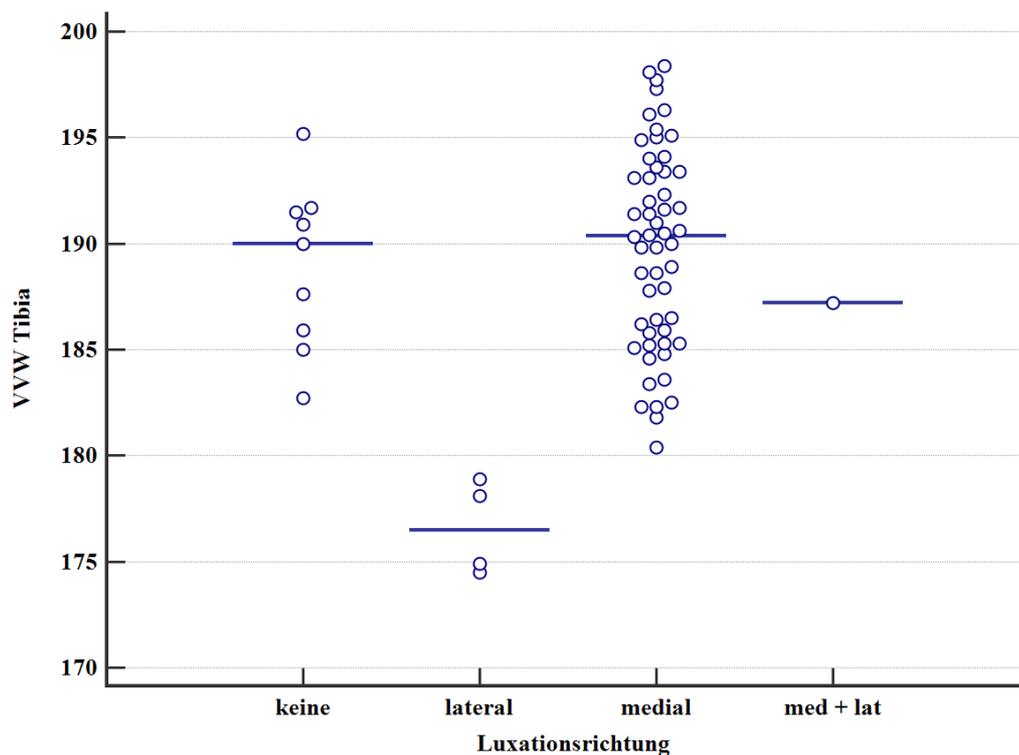
Die TTW-Bestimmung ergab einen Median von  $3,2^\circ$  (MW  $2,4^\circ$ ) bei gesunden Gliedmaßen, einen Median von  $1,9^\circ$  (MW  $1,4^\circ$ ) bei Gliedmaßen mit MPL und bei Gliedmaßen mit LPL einen Median von  $-8,3^\circ$  (MW  $-10,9^\circ$ ). Damit war der TTW bei lateralen Luxationen signifikant geringer als der von gesunden Gliedmaßen und Gliedmaßen mit MPL. Die Werte des TTW bei lateraler Luxation waren bei allen Gliedmaßen im negativen Bereich, die proximale Tibiahinterkante war im Verhältnis zur distalen Tibiavorderkante nach außen tordiert. Bei der Gliedmaße mit MPL und LPL lag der Winkel bei  $6,8^\circ$  (Abb. 83).



**Abbildung 83:** Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des TTW, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen

### Varus-Valgus-Winkel Tibia

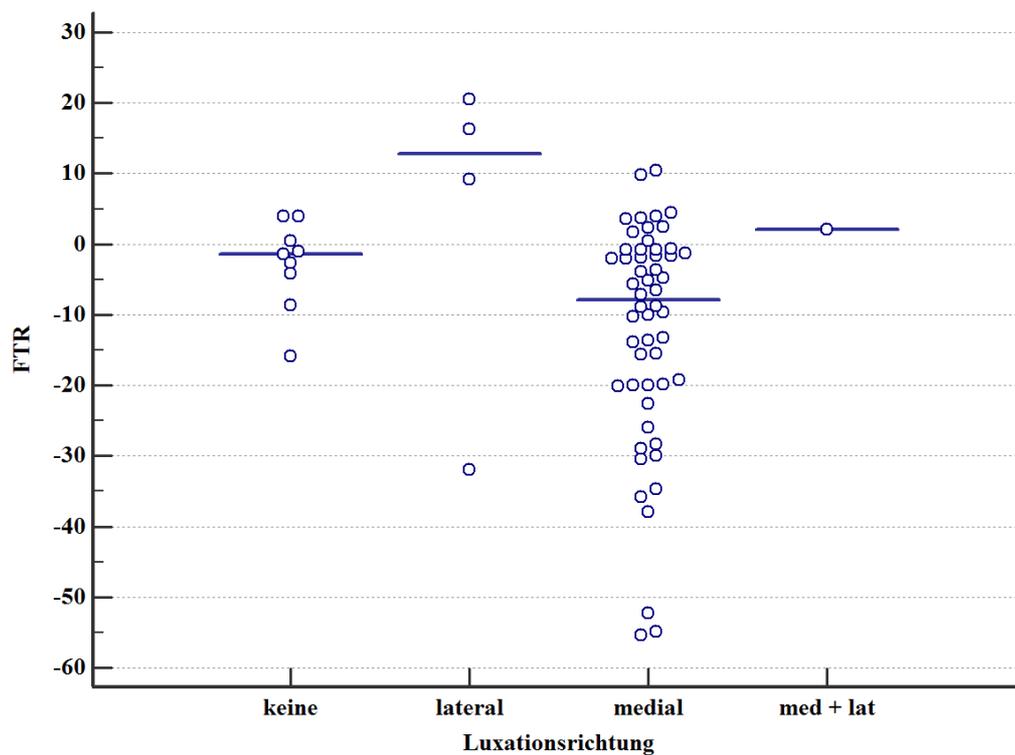
Der VVW der Tibia stand in signifikantem Zusammenhang mit der Luxationsrichtung. Der Median der VVW von Gliedmaßen mit LPL  $176,5^\circ$  (MW  $176,6^\circ$ ) war deutlich kleiner als der Median der VVW von Hunden mit MPL  $190,4^\circ$  (MW  $189,83^\circ$ ) und von gesunden Hunden  $190^\circ$  (MW  $188,9^\circ$ ). Der VVW lag bei der Gliedmaße mit MPL und LPL bei  $187,2^\circ$  (Abb. 84).



**Abbildung 84:** Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane des VVW Tibia, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen

### Femorotibiale Rotation

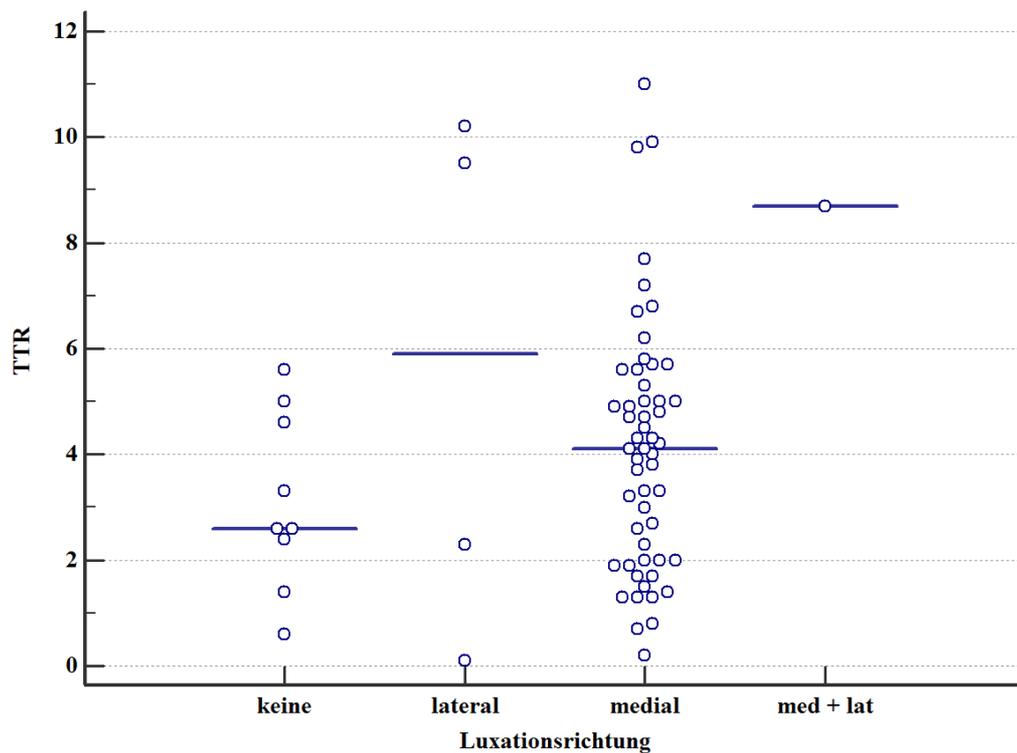
Der Median der FTR  $-1,4^\circ$  (MW  $-2,9^\circ$ ) bei gesunden Hunden lag zwischen den Medianen der FTR bei Gliedmaßen mit MPL  $-8^\circ$  (MW  $-12,3^\circ$ ) und Gliedmaßen mit LPL  $12,7^\circ$  (MW  $3,5^\circ$ ). Die MPL + LPL Gliedmaße hatte einen FTR von  $2,1^\circ$  (Abb. 85).



**Abbildung 85:** Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane der FTR, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen

### Tbitalare Rotation

Die Mediane der TTR zeigten keine Signifikanz bei unterschiedlichen Luxationsrichtungen. Bei gesunden Gliedmaßen lag der Median der TTR bei  $2,6^\circ$  (MW  $3,1^\circ$ ), bei Gliedmaßen mit MPL bei  $4,1^\circ$  (MW  $4,1^\circ$ ) und bei Gliedmaßen mit LPL bei  $5,9^\circ$  (MW  $5,5^\circ$ ). Beim LPL + LPL- Patienten lag der Winkel bei  $8,7^\circ$  (Abb. 86).



**Abbildung 86:** Verteilung der Einzelmessergebnisse und Mediane der TTR, aufgeteilt nach Luxationsrichtung bei Gliedmaßen mit Patellaluxation (lateral, medial und medial + lateral) und bei gesunden Gliedmaßen

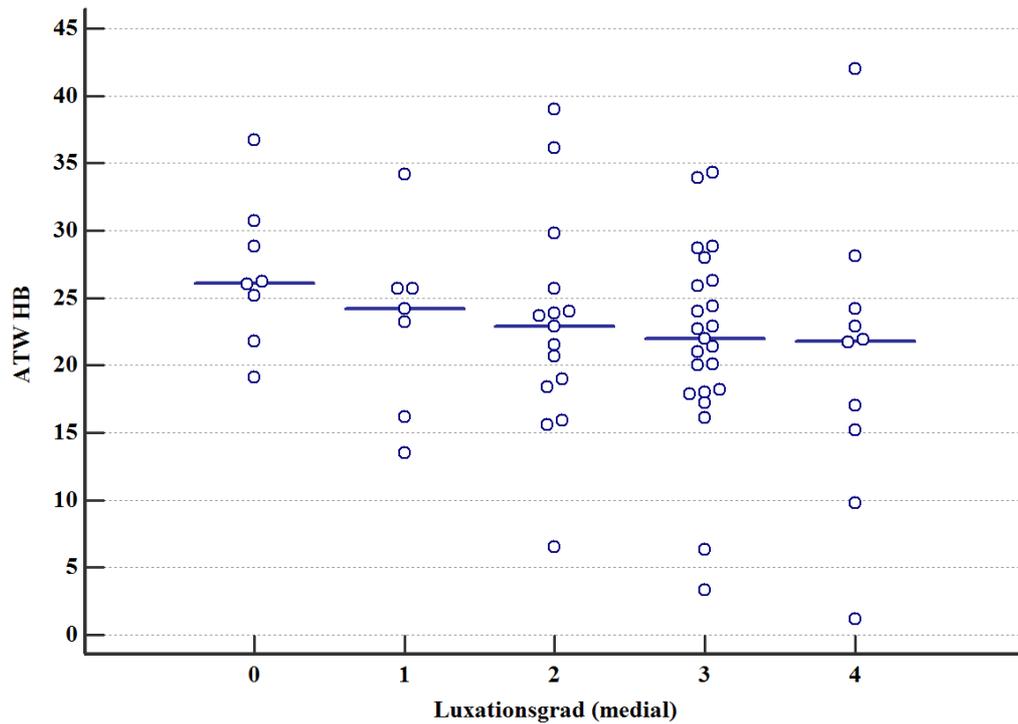
## 2.2.2. Beurteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad

### 2.2.2.1. Einfluss des Luxationsgrades auf die Messergebnisse bei MPL

Es wurden statistisch signifikante Korrelationen zwischen Luxationsgraden und den Messergebnissen von Gliedmaßen mit MPL und gesunden Gliedmaßen nachgewiesen. Es gab eine statistisch signifikante Korrelation zwischen dem Luxationsgrad und dem VVW d (Kor. 0,344;  $p=0,006$ ) und der FTR (Kor. 0,443;  $p=0,000$ ). Eine Korrelation, knapp ohne Signifikanz, bestand zwischen Luxationsgrad und ATW HB (Kor. 0,232;  $p=0,068$ ) (Tab. 28 Anhang).

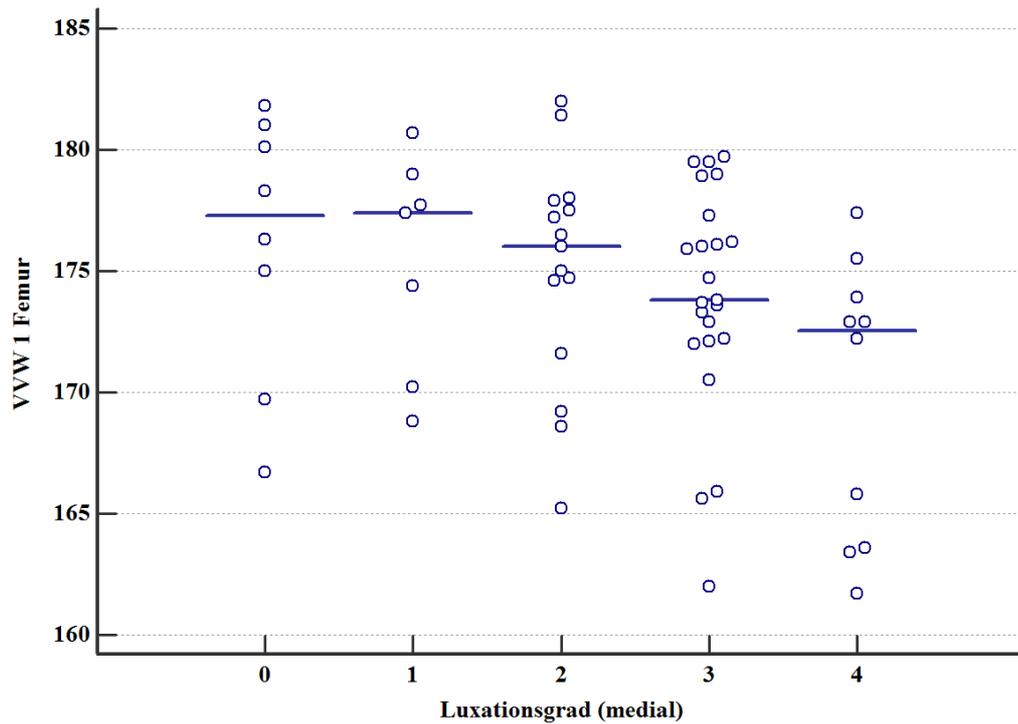
Je größer der Luxationsgrad bei MPL war, desto kleiner wurden die gemessenen ATW, VVW und die FTR. Dies bedeutet, dass bei höheren Luxationsgraden eine verhältnismäßige Retorsion vorlag, eine erhöhte Varusstellung des Femurs mit Werten  $< 180^\circ$  und eine mediale Verdrehung der Tibia im Verhältnis zum Femur (Tab. 28, Tab. 30 a u. b Anhang).

Die ATW HB-Werte reduzierten sich bei zunehmendem Luxationsgrad. Bei gesunden Patienten lag der Median des ATW HB bei  $26,1^\circ$  (MW  $26,8^\circ$ ). Bei Luxationsgrad I sank der Median bereits auf  $24,2^\circ$  (MW  $23,2^\circ$ ), bei Grad II auf  $22,8^\circ$  ( $22,9^\circ$ ) bei Grad III auf  $22^\circ$  (MW  $21,8^\circ$ ) und bei Grad IV MPL auf  $21,8^\circ$  (MW  $20,4^\circ$ ) (Abb. 87).



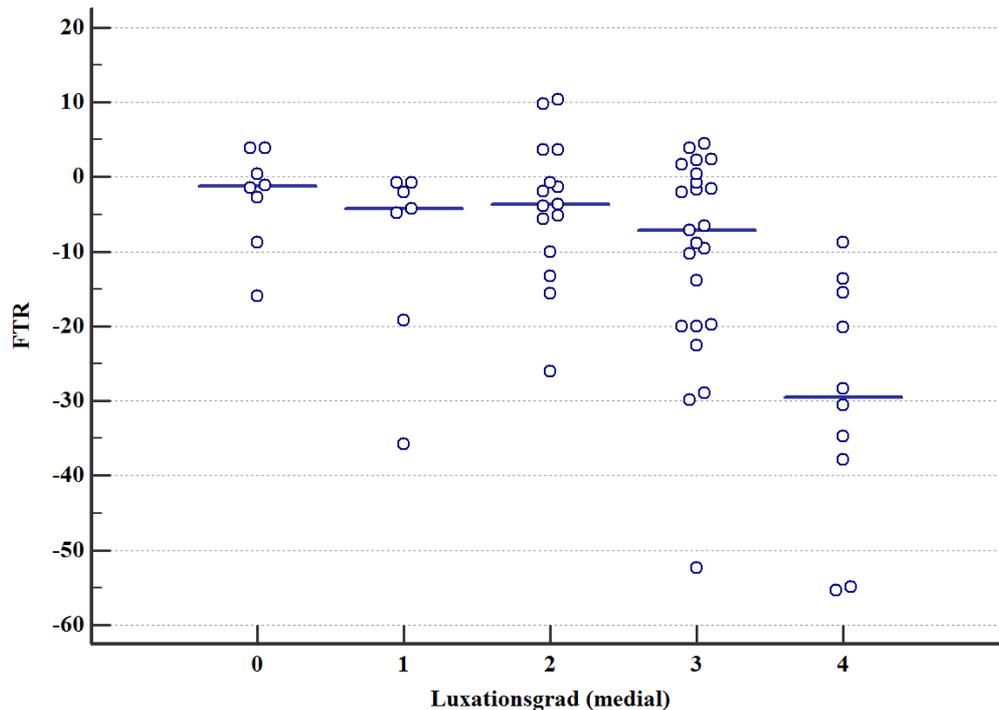
**Abbildung 87:** Verteilung der Messergebnisse des ATW HB von gesunden Gliedmaßen und von Gliedmaßen mit MPL, aufgeteilt nach Luxationsgrad (keine Luxation bis Luxationsgrad 4)

Die VVW d-Werte wurden bei MPL mit zunehmenden Luxationsgrad kleiner. Die Mediane des VVW d Femur sanken von  $177,3^\circ$  (MW  $176,1^\circ$ ) bei gesunden Gliedmaßen auf  $172,6^\circ$  (MW  $169,9^\circ$ ) bei Grad IV MPL. Die Varusdeformität des Femurs nahm somit mit zunehmenden Luxationsgrad zu (Abb 88).



**Abbildung 88:** Verteilung der Messergebnisse des VVW d von gesunden Gliedmaßen und von Gliedmaßen mit MPL, aufgeteilt nach Luxationsgrad (keine Luxation bis Luxationsgrad 4)

Die Mediane der FTR wurden mit zunehmendem Luxationsgrad kleiner. Bei Gliedmaßen ohne Luxation lag der Median bei  $-1,3^\circ$  (MW  $-2,7^\circ$ ), eine minimale Einwärtsdrehung der Tibia im Vergleich zum Femur. Die Innenrotation der Tibia verstärkte sich bei Grad I MPL bereits deutlich auf  $-4,2^\circ$  (MW  $-9,7^\circ$ ) und fiel sukzessive auf  $-29,6^\circ$  (MW  $-30^\circ$ ) bei MPL- Grad IV. Es lag eine deutliche Innenrotation der Tibia vor (Abb. 89).



**Abbildung 89:** Verteilung der Messergebnisse der FTR von gesunden Gliedmaßen und von Gliedmaßen mit MPL, aufgeteilt nach Luxationsgrad (keine Luxation bis Luxationsgrad 4)

#### 2.2.2.2. Einfluss des Luxationsgrades auf die Messergebnisse bei LPL

Bei den vier Gliedmaßen mit LPL gab es statistisch signifikante hohe Korrelation zwischen dem Luxationsgrad und dem VVW d Femur, VVW p Femur und dem VVW Tibia. Hohe nicht signifikante Korrelationen bestand zudem bei beiden FHW, beim ATW E, und beim TTW (Tab. 29; Tab 31 a u. b Anhang).

Die Mediane beim VVW d Femur lagen bei gesunden Gliedmaßen bei  $177,3^\circ$  (MW  $176,1^\circ$ ) bei LPL Grad 3 stieg der Median auf  $183,1^\circ$  und bei Grad 4 auf  $187,2^\circ$ .

Beim VVW p Femur lagen die Mediane gesunder Gliedmaßen bei  $176,5^\circ$ , bei LPL Grad 3 erhöhte sich der Mittelwert auf MW  $185^\circ$  und bei LPL Grad 4 auf MW  $187,4^\circ$ .

Beim VVW der Tibia lag der Messmittelwert gesunder Gliedmaßen bei  $189,3^\circ$  und bei zunehmendem Luxationsgrad verringerten sich die Mittelwerte. Der Mittelwert bei Luxationsgrad 3 lag bei  $178,5^\circ$ , bei Luxationsgrad 4 bei  $174,7^\circ$ .

### 2.2.3. Intraobserver Agreement

Zur Prüfung des Intraobserver Agreements wurden die 68 Gliedmaßen von einem Untersucher zweifach gemessen. Die Übereinstimmung der Messergebnisse war bei allen Messungen als hoch bis sehr hoch einzuordnen. Die Übereinstimmung der Messergebnisse wurde mit dem Variationskoeffizienten bestimmt der bei einem Großteil der Messungen bei oder unter 5% lag. Lediglich beim TTW und beim FTR sind höhere Variationskoeffizienten zu verzeichnen (Tab. 32 Anhang).

### 2.2.4. Interobserver Agreement

Die Übereinstimmung der Messergebnisse von zwei unterschiedlichen Untersuchern war hoch. Der Variationskoeffizient lag bei den meisten Messungen deutlich unter 10%, oft sogar bei nur rund 1% (FWW HB, FWW E, VVW d Femur, VVW p Femur und VVW der Tibia). Lediglich beim TTW und bei der TTT treten höhere Variationskoeffizienten auf (Tab. 33 Anhang).

### 2.2.5. Unabhängigkeit der Gliedmaßenseite

Im Ergebnisteil dieser Arbeit wurden die Hintergliedmaßen der untersuchten Hunde weitgehend seitenunabhängig betrachtet. Dies war möglich, weil das Krankheitsbild der Luxatio patellae nicht zwingend beidseitig auftrat. Die Gliedmaßenseite bei Luxatio patellae korrelierte bei den Patienten nicht miteinander. Der Rangkorrelationstest nach Spearman bewies keine signifikante Korrelation ( $p=0,251$ ) zwischen den Luxationsgraden der linken und rechten Gliedmaßenseite (Tab. 19).

**Tabelle 19:** Abhängigkeit der Patellaluxation in Bezug auf die Gliedmaßenseite

Luxationsgrad (l) + Luxationsgrad (r)	
Spearman-Korrelation	0,202
(p=) (2-seitig)	0,251
Untersuchte Patienten (n=)	34

## V. DISKUSSION

### 1. Retrospektive Untersuchung

Im retrospektiven Teil dieser Arbeit sollte der Therapieerfolg der chirurgischen Therapie der Luxatio patellae kontrolliert werden. Komplikationen, Lahmheiten und Entwicklung des postoperativen Arthrosegrades in Abhängigkeit der Operationsmethode, des Luxationsgrades und der Luxationsrichtung sollte untersucht werden. Dafür erfolgte die Nachkontrolle der operierten Patienten mit der größtmöglichen Standardisierung. Alle Untersuchungen wurden vom identischen Untersucher durchgeführt, der anhand eines Untersuchungsbogens (Leitfaden und Befunddokumentation) immer den identischen Untersuchungsablauf einhielt. Durch gründliche Anamnese wurden eventuelle Erkrankungen, die Einfluss auf die OP-Nachkontrolle hätten haben können, vorab ausgeschlossen.

Die drei häufigsten Operationsmethoden in dieser Studie waren die Kombination aus Tibiatransposition und Trochleakeilvertiefung; alleinige Trochleakeilvertiefung und alleinige Tibiatransposition. Die OP-Methode wurde bei jedem Patienten vom Chirurgen ausgewählt. Die Auswahl der Methode richtete sich nach Luxationsgrad, Fehlstellung und Trochleatiefe und wurde von den Operateuren von Fall zu Fall individuell getroffen. Die Methodenauswahl der chirurgischen MPL und LPL Therapie wurde bisher nicht vollständig standardisiert. Eine zufällige Auswahl und somit bessere Vergleichbarkeit der OP-Methoden war in dieser Studie nicht möglich. Dies könnte möglicherweise zu einer Selektion (Bias) geführt haben. Obwohl laut Gibbons et al. (2006) der Grad der Patellaluxation und die OP-Methode keinen Einfluss auf den langfristigen OP-Erfolg haben, wurde in dieser Studie besonderes Augenmerk auf auftretende Komplikationen, Lahmheiten und OP-Erfolge in Abhängigkeit der Operationsmethode und der Art der Patellaluxation (Grad und Richtung) gelegt.

Die am häufigsten erkrankten Hunde in dieser Studie waren Mischlinge, Chihuahuas und Yorkshire Terrier. Die hohe Anzahl von Chihuahuas und Yorkshire Terriern entsprach auch den Ergebnissen vorangegangener Studien, die diese Rassen als prädisponierte Rassen bezeichneten (Fitzpatrick et al., 2012; Oboladze, 2010).

Die hohe Anzahl an erkrankten Mischlingen lässt die Vermutung zu, dass es Mischlinge mit genetischen Anteilen prädisponierter Rassen sind.

Es war keine Tendenz einer geschlechtsspezifischen Prädisposition zu erkennen. Bei anderen Autoren gab es gegensätzlichen Aussagen bezüglich einer geschlechtsspezifischen Prädisposition von Patienten mit Patellaluxation. Einige Autoren sahen Rüden prädisponiert (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Remedios et al., 1992; Willauer & Vasseur, 1987), andere Hündinnen (DeAngelis & Hohn, 1970; Denny & Minter, 1973; Hayes et al., 1994; Oboladze, 2010; Priester, 1972; Willauer & Vasseur, 1987).

Bei den Nachkontrollen wurde durch Adspektion in Schritt und Trab der Lahmheitsgrad bestimmt. Zu Beginn dieser Studie wurde zur Lahmheitsdiagnostik eine ganganalytische Untersuchung via Laufband angestrebt. Die kinetische und kinematische Untersuchung des Patientenmaterials erwies sich allerdings als nicht zuverlässig, da die untersuchten Hunde in Gewicht und Körpergröße die zuverlässigen Kontrollmaße des zur Verfügung stehenden Laufbandes unterschritten. Für eine korrekte Messung musste der Patient sauber auf vier Gewichtsplatten aufzußen können. Dies war bei den häufig sehr kleinen Patienten dieser Studie nahezu unmöglich. Zusätzlich war das Gewicht der Patienten häufig zu gering, um mittels Gewichtsplatten exakte Schrittphasen messen zu können.

Bei den Nachuntersuchungen lief kein Patient hoch- oder höchstgradig lahm und 50% der Patienten liefen lahmheitsfrei. Jeweils 19% der Patienten zeigten eine undeutlich geringgradige bzw. deutlich geringgradige Lahmheit. 12% wiesen eine mittelgradige Lahmheit auf. Bei Oboladze (2010) liefen auch ca. 50% der untersuchten Hunde lahmheitsfrei, bei Linney und Hammer 2011 waren nach langfristiger Kontrolle über 80% der Patienten lahmheitsfrei. In der Studie von Gibbons et al. (2006) verbesserten sich die Lahmheiten bei 53% der Patienten um einen Lahmheitsgrad, bei 33% blieb der Lahmheitsgrad unverändert.

Bei der Betrachtung der Lahmheiten nach unterschiedlichen OP-Methoden schnitt die kombinierte OP-Methode aus Trochleakeilvertiefung und Tuberositas Tibiae Transposition am besten ab. Zu diesem Ergebnis kamen auch Gibbons et al. (2006) und Arthur und Langley-Hobbs (2006) und bei Oboladze (2010) zeigten Patienten mit Trochleakeilvertiefung plus Transposition der Tuberositas tibiae und

bei alleiniger Transposition der Tuberositas tibiae die besten postoperativen Gangbilder.

Bei der vergleichenden prä- und postoperativen Untersuchung des Arthrosegades operierter Kniegelenke war eine generelle Zunahme des Arthrosegades festzustellen. Trotz OP verstärkte sich die Arthrose. Dieses Resultat entsprach auch den Ergebnissen anderer Autoren, die feststellten, dass trotz erfolgreicher Operation degenerative Gelenkerkrankungen fortschritten. Oboladze (2010) stellte bei 84% der Operierten einen Arthrosefortschritt fest. Bei Albrecht (1999) gab es bei vergleichbaren Operationsmethoden eine Arthroseprogression in über 73% der Fälle und bei Willauer und Vasseur (1987) wurde bei über 50% eine Arthroseprogression nach OP beschrieben. Roy et al. (1992) und Tobias und Johnston (2011) attestieren ebenfalls einen Arthrosefortschritt nach MPL und LPL Operationen, allerdings in geringerem Maße als ohne Operation. Es war im Rahmen dieser Studie keine Zielsetzung die Arthroseentwicklung von operierten und nicht operierten an MPL erkrankten Kniegelenken zu vergleichen, da die Notwendigkeit eines korrigierenden chirurgischen Eingriffes ab MPL-Grad I bereits von vielen Autoren beschrieben wurde (Gibbons et al., 2006; Kowaleski et al., 2012; Roy et al., 1992; Willauer & Vasseur, 1987; Worth, 2012).

Die Reluxation war mit 21,7% in dieser Studie mit Abstand die häufigste Komplikation. Die Reluxationsrate nach chirurgischer Versorgung der Luxatio patellae lag, je nach Studie, zwischen 8% und 48% (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Gibbons et al., 2006; Oboladze, 2010; Swiderski & Palmer, 2007; Willauer & Vasseur, 1987). Die Reluxationsrate dieser Studie lag im Vergleich mit anderen Studien im unteren bis mittleren Bereich. Willauer und Vasseur (1987) beschrieben mit 48% die höchste Reluxationsquote, untersucht wurden von Willauer und Vasseur ausschließlich kleine Hunde. Bei Oboladze (2010) war die Ruptur des vorderen Kreuzbandes die häufigste Komplikation (41% aller Komplikationen). Die Reluxation trat bei Oboladze (2010) in 33,3% der Komplikationen auf.

Bei der vergleichenden Betrachtung der Reluxationsrate bei medialer und lateraler Patellaluxation fiel eine höhere Reluxationsrate bei LPL mit 25% im Verhältnis zu 11,5% bei MPL auf. Bei Betrachtung der Reluxationsrate in Abhängigkeit zum Luxationsgrad, ergab sich eine der Höhe des Luxationsgrades entsprechende Steigerung der Reluxationen. Bei steigendem Schweregrad der Patellaluxation stieg

die Reluxationsrate an, dies wurde auch von Willauer und Vasseur (1987) beschrieben. Eine Erklärung für den Anstieg der Reluxationsrate bei höheren Luxationsgraden könnte die stärkere Fehlstellung der Hintergliedmaßen sein (Fitzpatrick et al., 2012; Löer, 1999; Soparat et al., 2012), die chirurgisch korrigiert werden muss. Die kombinierte Therapie aus Trochleakeilvertiefung und Tibiatransposition hatte die geringste Reluxationsrate (15%). Auch Gibbons et al. stellten die geringste Reluxationsrate (6%) bei der Kombination aus Trochleakeilvertiefung und Transposition der Tuberositas tibiae fest. Die höchste Reluxationsrate wurde mit 33,3% bei der Trochleakeilvertiefung festgestellt. Dies könnte mit der mangelnden Korrektur der Zugrichtungsabweichung des M. quadriceps femoris zusammenhängen, die von vielen Autoren als zwingender Therapieansatz der Luxatio patellae beschrieben wird (Harasen, 2006; Hulse, 1981, 1995; Kaiser, 1999; Löer, 1999; Swiderski & Palmer, 2007). Häufige Reluxationen traten mit 29% Reluxationsrate bei der isolierten Transposition der Tuberositas tibiae auf. Gibbons et al. (2006) stellten ebenfalls eine hohe Reluxationsrate (22%) bei alleiniger Transposition der Tuberositas tibiae fest. Auch bei Linney und Hammer (2011) war bei der Durchführung von 91 MPL-Operationen mit alleiniger TTT eine relativ hohe Reluxationsrate von 19,8% zu verzeichnen. Bei der alleinigen Trochleakeilvertiefung wird zwar die Zugrichtung des M. quadriceps femoris ausgeglichen, der zu flache Sulcus trochlearis der (Kinscher, 2007; Kowaleski et al., 2012; Schnappauf, 2005; Schulz, 2009) häufig parallel zur Zugrichtungsabweichung des M. quadriceps femoris auftritt, wird bei dieser Methode allerdings nicht korrigiert. Fraglich ist auch inwieweit bei der Transposition der Tuberositas tibiae die tatsächlichen Femur- und Tibiafehlstellungen (Torsion und Abwinklung) ausgeglichen werden können. Die Transposition der Tuberositas tibiae verfolgt das Ziel die Zugrichtungsabweichung des M. quadriceps femoris zu korrigieren, die eigentliche Fehlstellung des Femurs (Varus-Valgus-Stellung und/oder Femurtorsion) können durch sie allerdings nicht korrigiert werden. Hierbei wäre eine, wie in dieser Studie entwickelte Messmethode hilfreich, um die tatsächliche Gliedmaßenfehlstellung präoperativ zu bestimmen. Eine entscheidende Rolle spielen bei der Vermessung der Hintergliedmaßen, sicherlich auch rassespezifische Referenzwerte, um die Gliedmaßenfehlstellung besser einordnen zu können.

In dieser Studie war ca. die Hälfte der Operationen komplikationsfrei. Bei Gibbons et al. und bei Oboladze et al. traten bei jeweils ca. 70% der Operationen kei-

ne Komplikationen auf. Einige Autoren stellten bereits fest, dass die Kombination aus Trochleakeilvertiefung und TTT die geringste Komplikationsrate mit sich bringt (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Gibbons et al., 2006; Harasen, 2006). Harasen (2006) und Arthurs u. Langley Hobbs (2006) kommen sogar zu dem Schluss, dass in allen chirurgischen Fällen eine Trochleakeilvertiefung mit TTT durchgeführt werden sollte, da sie die geringste Rate an postoperativen Komplikationen mit sich bringt. Auch in dieser Studie lieferte die kombinierte Therapie aus Trochleakeilvertiefung und TTT die besten Gesamtergebnisse (56% gute Ergebnisse). Dies unterstützt die These von Harasen (2006) und Arthurs & Langley Hobbs (2006), dass die Kombination aus Trochleakeilvertiefung und Tibiatransposition bessere Ergebnisse als alleinige Trochleakeilvertiefung oder Tuberositas tibiae Transposition bringt. Linney & Hammer (2011) sind der Meinung, dass eine Trochleaveriefung nicht immer indiziert ist, sondern stark von der Trochleatiefe abhängt. In dieser Studie wurde die Tiefe der Trochlea im Verhältnis der Kniescheibendicke intraoperativ nicht systematisch metrisch dokumentiert und der Einfluss des Parameters „Trochleatiefe“ auf die finale Auswahl des Operationsverfahrens konnte retrospektiv oft nicht ermittelt werden. Somit kann über den Risikofaktor einer flachen Trochlea und seine Auswirkung auf die Indikationsstellung für die ausgewählte OP-Technik, sowie sein Einfluss auf den OP-Erfolg im retrospektiven Teil der Studie, keine statistische belastbare Aussage getroffen werden.

Trotz besserer Ergebnisse bei der kombinierten OP-Methode aus Trochleakeilvertiefung und Tuberositas tibiae Transposition im Vergleich zu alleiniger Trochleakeilvertiefung und alleiniger Transposition der Tuberositas tibiae, ist noch nicht vollständig geklärt wann Korrekturosteotomien des Femurs und/oder der Tibia eingesetzt werden sollen und ob sie bessere Ergebnisse bringen. In dieser Studie wurde eine Closing-Wedge-Korrekturosteotomie des Femurs und der Tibia nach klinischer Nachuntersuchung als befriedigend, die andere als gut bewertet. Eine Behandlung der MPL durch Femurkorrekturosteotomie wurde nach klinischer Nachuntersuchung als gut bewertet. Die Indikationen für eine Korrekturosteotomie des Femurs und/oder der Tibia bei Patellaluktation sind jedoch umstritten. Harasen (2006) erscheinen herkömmliche OP-Verfahren ohne Korrekturosteotomien in den meisten Fällen ausreichend. Palmer (2001) empfiehlt bei einer Varusdeformität von  $>10^\circ$  eine Korrekturosteotomie, ohne dabei auf mögliche

rassebedingte Unterschiede einzugehen. Swiderski und Palmer (2007) erzielten bei 16 Femur-Korrekturosteotomien bei MPL durchweg verbesserte Langzeitergebnisse (ohne Reluxationen) als bei der Therapie mit Trochleakeilvertiefung und Transposition der Tuberositas tibiae in anderen Studien (Albrecht, 1999; Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Gibbons et al., 2006; Linney & Hammer, 2011; Oboladze, 2010). Bei der Entscheidungsfindung ob und wie eine Korrekturosteotomie durchgeführt werden soll, empfehlen Swiderski und Palmer (2007) eine ausführliche präoperative Vermessung der Hintergliedmaßen. Hohe Komplikationsraten sind teilweise der inadäquaten Beachtung der skelettalen Fehlstellung und folglich falscher OP-Methoden geschuldet (Kowaleski, 2006; Tobias & Johnston, 2011). Eines der wesentlichen Gründe für therapeutisches Versagen ist die präoperative Fehlbeurteilung und daraus resultierend die unzureichende chirurgische Behandlung (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Remedios et al., 1992). Die gewissenhafte Voruntersuchung und korrekte, alle funktionellen Störungen an der betroffenen Extremität berücksichtigende, Operationstechnik verbessert die Prognose erheblich (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Bonath & Prieur, 1998; Robbins, 1990). Deswegen ist die Entwicklung eines reproduzierbaren Messverfahrens der Hintergliedmaßen sinnvoll.

Die Limitation der retrospektiven Beurteilung von Komplikationen bestand in der Verlässlichkeit der klinischen Dokumentation und der Möglichkeit, dass Patientenbesitzer bei Komplikationen ihren Haustierarzt oder andere Tierkliniken aufsuchen. Diese Einschränkungen wurden durch Einladungen zur Nachuntersuchung und durch Befragung von einem Großteil der Patientenbesitzer (85,7%) minimiert.

Insgesamt wurden von den Patientenbesitzern weniger (45,8%) Hunde als lahm eingestuft, als bei der Nachuntersuchung in der Klinik (50%). Dies kann mit der Differenz zwischen klinisch kontrollierten Patienten und per Fragebogen beurteilten Hunden zusammenhängen. Bei Patienten die nur per Fragebogen erfasst wurden, schnitten elf (71,4%) gut, einer (7,2%) befriedigend und drei (21,4%) unbefriedigend ab. Eine Subjektivität auf Seiten des Patientenbesitzers, könnte allerdings auch der Grund für dieses Ergebnis sein. Bei der Befragung der Patientenbesitzer fiel nämlich auf, dass trotz bestehender Lahmheiten 74% mit dem Therapieergebnis zufrieden waren. Dies ist vermutlich auf den Umstand zurückzuführen

ren, dass eine deutliche Verbesserung des Gangbildes im Vergleich zum präoperativen Zustand eingetreten war. Postoperative Verbesserung des Gangbildes bei bestehender Lahmheit wird auch in der Literatur wiederholend erwähnt (Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Gibbons et al., 2006; Linney & Hammer, 2011; Oboladze, 2010).

Bei Patienten die in der Klinik nachuntersucht wurden und gleichzeitig vom Patientenbesitzer per Fragebogen bewertet wurden, gab es eine große Übereinstimmung bei der Lahmheitsbeurteilung. Lediglich bei der Korrekturosteotomie des Femurs gab es eine komplett gegensätzliche Beurteilung des Therapieerfolges. Der Patientenbesitzer bewertete das Ergebnis als unbefriedigend, die klinische Kontrolle ergab ein gutes Ergebnis. Bei der Gesamtbeurteilung des Operationserfolges wurde primär die Lahmheit zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beurteilt. Ziel war eine Vergleichbarkeit mit der Bewertung der Patientenbesitzer per Fragebogen, in dem nach bestehender Lahmheit, und Art der Lahmheit (permanent oder intermittierend) gefragt wurde. Nach der Gesamtbeurteilung der klinischen Nachuntersuchung, wiesen 89,7% der kontrollierten Gliedmaßen ein gutes oder befriedigendes Resultat auf. Lediglich 10,3% der Therapieergebnisse wurden als unbefriedigend kategorisiert. Bei Oboladze (2010) wurden im Vergleich dazu 57% gute Ergebnisse, 29% befriedigende und 14% unbefriedigende Ergebnisse erzielt. Bei Gibbons et al. (2006) waren 94% der Ergebnisse ausgezeichnet oder gut und bei Remedios et al. waren 50% ausgezeichnet, 44,4% gut und 5,6% unbefriedigend. Beim Vergleich der Therapieergebnisse unterschiedlicher Studien muss berücksichtigt werden, dass je nach Autor unterschiedliche Kriterien und Einteilungsstufen herangezogen werden.

Insbesondere auf Grund hoher Relaxationsraten, fortschreitender postoperativer Arthrose und bestehenden Lahmheiten, ist die Therapie der Patellaluxation weiter verbesserungswürdig. Es fehlen bisher valide Messparameter die eine Therapieauswahl bei Patellaluxation standardisieren. Die Notwendigkeit einer Methodentwicklung zur Validierung von Gliedmaßenfehlstellungen zeigt sich insbesondere an kontroversen Literaturbeschreibungen zur geeigneten Auswahl von Operationsmethoden. Es gibt zudem erhebliche Unterschiede des Therapieerfolges bei Patellaluxation. Dies könnte neben der Auswahl der richtigen Operationsmethoden und der Erfahrung des Chirurgen auch mit einer nicht ausreichenden Betrachtung

tung der Gliedmaßenfehlstellung und dementsprechend mangelnder chirurgischer Korrektur verbunden sein.

## **2. Prospektive Untersuchung**

### **2.1. Torsionsmessung am Patienten mit Patellaluxation**

Ziel der Torsionsmessung am Patienten war die Anwendung der vorab evaluierten Methode. Bereits etablierte Messachsen zur Winkelbestimmung sollten auf Reproduzierbarkeit untersucht und neue Methoden zur Winkelbestimmung auf Anwendbarkeit überprüft werden.

Fehlstellungen die mit Patellaluxation korrelieren, sollten mit diesem Werk genauer untersucht werden. Es sollten erkennbare Regelmäßigkeiten zwischen Winkelgradzahlen und Luxationsrichtung analysiert und interpretiert werden. Des Weiteren sollten die Winkelveränderungen bei unterschiedlichen Luxationsgraden differenziert werden. Eventuelle Regelmäßigkeiten und Abhängigkeiten zwischen Winkeln und Luxationsgrad sollten erkannt werden. Alles vor dem Hintergrund einer CT-basierten dreidimensionalen Methode, die reproduzierbare und zuverlässige Anwendung ermöglicht. Limitation jeder Messmethode sind Messfehler. Dabei sind anwendungsbedingte Messfehler durch mangelhafte Befolgung des Benutzungslitfadens von Messfehlern durch physiologische Variation der Knochen verschiedener Tiere und pathologische Knochenveränderungen im Markierungsbereich zu unterscheiden. Bei Messpunkten im Gelenksbereich können Messpunkte bspw. durch Arthrose maskiert werden. Erwähnenswert sind die Messpunkte an der proximalen Tibiahinterkante, hier kann es bei Gonarthrose im Femorortibialgelenk zu balkonartigen Zubildungen kaudal des Tibiaplateaus kommen. Bei Hüftgelenkdysplasie kann es zu Entrundung des Femurkopfes bei Coxarthrose kommen und somit eine Markierung des Femurkopfmittelpunktes durch die verwendete Software erschweren. In allen Gelenken kann bei osteophytärer Randwulstbildung eine Messung erschwert werden. Auch beim jungen Hund kann es durch gering ausgeprägte Knochenkompakta und durch Wachstumsfugen zu erschwerter Markierung der Messpunkte kommen. Posttraumatische Deformationen mit oder ohne Frakturkallus, Remodeling, Malformation durch Entwicklungsstörungen oder Malformationen, periostale Reaktionen, Osteolysen,

schlechte Skelettmineralisation oder unvollständige Ossifikation von Apo- und Epiphysenkernen könnten den klinischen Einsatz bei bestimmten Patienten zukünftig limitieren. In dieser Studie kam es allerdings durch pathologische Veränderungen oder wachstumsbedingte Faktoren bei keinem Patienten zu Markierungsproblemen.

### **2.1.1. Antetorsionswinkel (ATW)**

Bei der Messung des ATW wurden verwendete Messpunkte vorangegangener CT- und Röntgen-basierter Studien erfasst und auf Reproduzierbarkeit und Fehlerminimierung überprüft. Im Ergebnis wurden in dieser Studie zwei Methoden modifiziert angewendet und miteinander verglichen, der ATW HB (über den Halsbasis-Punkt bestimmt) und der ATW E (über eine Schnitt-Ebene im Femurhals bestimmt). Übereinstimmend wurde der Winkel zwischen der Kollumachse und der hinteren Kondylentangente als Antetorsionswinkel definiert. Der kaudalste Punkt der Kondylen wurde übereinstimmend als reproduzierbarste Achse anerkannt und war als Gerade durch die Auflagepunkte der Kondylen definiert. Einige Autoren gingen von einem nahezu identischen Durchmesser der Femurkondylen aus und rechtfertigen somit die Markierung beider Seiten in einem CT-Schnitt (Löer, 1999; Palmer et al., 2011; Swiderski et al., 2008). Vorteil dieser Studie ist die frei wählbare Platzierung der Markierungen unabhängig der Ebene, da nicht davon auszugehen ist, dass die Kondylen anatomisch exakt die gleiche Ausprägung aufweisen und die Punkte maximalster Ausprägung in einer Schnittebene liegen. Bei Varus oder Valgus-Deformation eines Knochens ändert sich beispielsweise der transversale Anschnitt im Verlauf des Knochens zu einem schrägen Anschnitt, sodass die zwei kaudalsten Kondylenmesspunkte nicht mehr im gleichen Schnitt liegen. Generell ist in schräg getroffenen Referenzregionen die Wahl des richtigen Messpunktes oft schwierig. Hier liegt die Limitation der Technik von Löer (1999), die in solchen Fällen versagt. Patienten mit stärkeren Achsenfehlstellungen des Femurs und der Tibia scheinen von höhergradigen Patella-Luxationsgraden betroffen zu sein. Gerade bei diesen Patienten, die möglicherweise von einer Korrekturosteotomie profitieren könnten, sollten die Mess-techniken präzise arbeiten, um Fehlstellungen präoperativ besser einschätzen und möglicherweise eine operative Korrektur anhand der CT-Messdaten planen zu können.

Die Femurhalsachse wird unterschiedlich definiert. Lör (1999) definierte die Femurhalsachse als Linie zwischen Femurkopfmittelpunkt und Femurmitte auf Höhe des Trochanter minor. Diese Achse wurde in dieser Studie als erste mögliche Option zur Bestimmung des ATW verwendet. Dudley (2006) verwendet ebenfalls den Femurkopfmittelpunkt als ersten Achsenpunkt, den zweiten Punkt setzt er allerdings an der schmalsten Taillierung des Femurhalses in einem rekonstruierten planaren zweidimensionalen CT-Bild. Diese Winkelmessung berücksichtigt nicht die dritte Dimension, die der im MPR-Werkzeug des CT subjektiv gewählten, aber nicht präzise standardisierten Schnittebene entspricht. Da diese Technik im dreidimensionalen Raum ohne Definition der dritten Dimension nicht ohne weiteres möglich war, wurde für diese Arbeit eine bewegliche Ebene programmiert die auf Höhe der schmalsten Taillierung platziert werden konnte und deren variabler Mittelpunkt automatisch den dreidimensionalen Mittelpunkt des Femurhalses markiert. Auch für die Bestimmung des Femurkopfmittelpunktes, der in anderen Studien visuell zentriert, nur vage durch das Anlegen einer Schablone im CT-Schnitt (Lör, 1999) oder durch Messung des Femurkopfdurchmessers in der Transversalebene (Dudley et al., 2006) bestimmt wurde, bediente man sich in dieser Arbeit einer softwarebasierten Funktion zur Bestimmung eines Kugelmittelpunktes. Limitation bei den alten Techniken lag trotz visueller Zentrierung, Schablone oder Messung in der Wahl des am besten für die Messung geeigneten Transversalschnitts, der möglichst in der Mitte des Femurkopfes liegen musste, um die Mitte des Kopfes zu treffen, was bei Schrägschnitten nicht einfach und fehlerbehaftet ist. Die Femurkopfmittle wurde in der neuen Methode durch Berechnen einer Polylinie bestimmt, nachdem der Untersucher in sagittaler, dorsaler und transversaler Ansicht mindestens zwei Punkte an einer variablen Position (ausgenommen Fovea capitis) des Kugelrandes der Gelenkfläche markiert hat. Die dritte Achse zur Bestimmung des ATW war die Femurachse, die durch den proximalen und distalen Femurachsenpunkt definiert wurde.

In der Anwendung und Reproduzierbarkeit unterschieden sich die beiden Methoden. Die „gefühlte“ Genauigkeit ist für die Untersucher bei der ATW HB-Methode eindeutig höher, da die Markierung der Femurhalsbasis auf Höhe des Trochanter minor, gut reproduzierbar war. Schwerer fällt die Positionierung der Ebene bei der ATW E- Methode, da die Neigung der Ebene in der dreidimensionalen Ansicht schwer über Orientierungspunkte zu definieren war.

Im Ergebnis bei der Prüfung des Inter- und Intrareader Agreement bestätigte sich eine leicht bessere Reproduzierbarkeit des ATW HB. Beim ATW HB lag der Variationskoeffizient sowohl beim Intrareader als auch beim Interreader Agreement unter dem des ATW E. Beide Methoden konnte man dennoch eine hohe Reproduzierbarkeit zuschreiben, da der Variationskoeffizient immer deutlich unter 10% blieb. Beim Intraobserver Agreement bei allen Messungen sogar unter 4%, was für eine äußerst gute Wiederholbarkeit der Methode sprach.

Der niedrigere Variationskoeffizient und damit die höhere Genauigkeit beim ATW HB im Vergleich zum ATW E lag unter anderem vermutlich daran, dass die beiden Messpunkte, die die Femurhalsachse bestimmten, nämlich das Femurkopfbasiszentrum und das Femurhalszentrum (ATW E) (bzw. die Femurhalsbasis beim ATW HB) weiter voneinander entfernt lagen als beim ATW E. Eine Abweichung beim Setzen eines Halspunktes veränderte den Winkel und damit den Messwert stärker, wenn beide Messpunkte näher beieinander lagen.

In der Gesamtbetrachtung der Messergebnisse für die ATW HB und ATW E lagen die Werte des ATW HB im Median  $23,3^\circ$  (MW  $23^\circ$ ) über den Werten des ATW E  $19,9^\circ$  ( $20^\circ$ ). Die Spannweite der ATW HB erstreckte sich von  $1,2^\circ$  bis  $42^\circ$ . Beim ATW E von  $4,1^\circ$  bis  $39,8^\circ$  im Vergleich zu dem Messergebnissen vergleichbarer Studien lagen diese Werte in ähnlichen Bereichen. Die durchschnittlichen Messwerte des ATW HB waren im Median annähernd identisch zu den Ergebnissen von Lör (1999): M 23 (Min:  $-2^\circ$ , Max  $43^\circ$ ). Der ATW E Median des ATW entsprach dem Median von Dudley (2006): M  $19,6^\circ$ , Min.  $5^\circ$ , Max.  $25^\circ$ . Da der ATW HB nach modifizierter Messmethode von Lör bestimmt wurde und der ATW E der Methode von Dudley angenähert wird, ist die große Übereinstimmung nachvollziehbar.

Mit dem Vergleich der beiden Verfahren und ihren unterschiedlichen Ergebnissen wurde die Notwendigkeit einer standardisierten Methode zur Vermessung MPL assoziierter Fehlstellungen deutlich. Neben Dudley und Lör gab es andere Autoren, die Messungen an den Hintergliedmaßen von Hunden durchführten, um MPL begünstigende Faktoren zu berechnen. Kaiser (2001) wendete ein magnetresonanzmagnetisches Verfahren zur Messung des ATW an. Seine Werte M  $5^\circ$  (MW  $-11^\circ$  bis  $35^\circ$ ) wichen wiederum von den bisher bekannten Methoden ab. Kaiser unterstellte dem ATW keinen Einfluss auf Patellainstabilität, trotz unterschiedli-

cher Winkelung bei höheren Luxationsgraden. Die breite Reichweite von ATW-Winkeln verschiedener Studien konnte entweder auf unterschiedliches Patientengut oder wahrscheinlicher auf unterschiedliche Messmethoden mit verschiedenen Achsenpunkten zurückgeführt werden. In den meisten Studien wurden die verwendeten Messpunkte hinreichend beschrieben, nicht jedoch die Bezugsebenen, in die die durch die Messpunkte definierten Achsen projiziert werden müssen, damit Winkel gemessen werden können, denn in der Regel sind Femurhalsachse und Kondylenachse windschief. Ohne eine Definition der Projektions- bzw. der Bezugsebene ist die Messung nicht klar nachvollziehbar. Abgesehen vom Patientengut können unterschiedliche Projektionsebenen die zum Teil deutlich abweichenden Unterschiede bei den Messwerten in den verschiedenen Studien erklären.

### **2.1.2. Abwinklung Femur (VVW-Femur)**

In dieser Studie wurden zwei VVW bestimmt. Der VVW d und der VVW p. Sie unterschieden sich in ihren „proximalen“ Referenzachsen. Die erste Methode war modifiziert und angepasst auf das dreidimensionale Verfahren nach Swiderski (2008), Tomlinson (2007) und Dudley (2006). Die zweite, eine eigene Methode, in der die proximale Femurlängsachse der neu definierten Femurlängsachse entsprach. Bei Dudley (2006) und Swiderski (2008) wurde die proximale Längsachse von drei Punkten im proximalen Drittel des Femurs definiert. Da eine Strecke mathematisch nur zwischen zwei Punkten definiert ist, wurden in dieser Studie zwei Punkte verwendet; beim VVW d der proximale und distale Femurachsenpunkt, beim VVW p der proximale und der mittlere Femurachsenpunkt. Die zweite Referenzachse (distale Femurachse) zur Berechnung der VVW war, übereinstimmend mit verwandter Literatur, eine Senkrechte auf der Kondylenachse. Sowohl die proximale als auch die distale Femurachse verliefen mittig durch die Diaphyse. Der Beweggrund zur Messung eines proximalen und eines distalen VVW war der Wunsch, eine Femurabwinklung in der Diaphysenmitte von einer distalen Femurkrümmung zu differenzieren, bei gleichzeitiger Annahme, dass die Unterschiede zwischen den beiden Messungen marginal ausfallen würden.

In der Tat lagen die mittleren Werte der unterschiedlich bestimmten VVW nur marginal auseinander. Die Werte des proximalen VVW waren im Schnitt zwischen  $0,5^\circ$  und  $1^\circ$  größer. Die Methode der VVW p Bestimmung entsprach der, in

der Literatur gängigen Beschreibung. Der VVW d ist eine geeignetere Methode, um die Abwinklung bei distalen Krümmungen des Femurs zu bestimmen, da die proximale Berechnungsachse nicht nur die proximale Hälfte des Femurs wieder- spiegelte, sondern weiter nach distal reichte.

Die Messergebnisse anderer Studien ließen sich mit den Messwerten dieser Studie auf den ersten Blick nicht vergleichen, da die totalen Zahlen deutlich kleiner waren. Der Unterschied war hier allerdings nur die Addition oder Subtraktion der Messergebnisse von der Femurlängsachse ( $180^\circ$ ). Die Ergebnisse waren somit durchaus mit den Werten anderer Autoren vergleichbar.

### **2.1.3. Tibiatorsionswinkel (TTW)**

Durch die Anatomie der Tibia stehen die Epiphysenachsen nahezu rechtwinklig zur Schaftachse, im Unterschied zum Femur, bei dem die Femurhalsachse in kranio-medialer Richtung vom Schaft abweicht. Die Torsionsmessung der Tibia erfolgte wie beim Femur über eine proximale (Tibiahinterkante) und distale (Tibiovorderkante) Achse, die über die Tibiachse (Tibialängsachse) mathematisch in Bezug gesetzt wurden. Bei der Tibialängsachse fiel die Positionierung des proximalen Achsenpunktes besonders leicht, da neben eher vagen Anhaltspunkten: Ende der Crista tibiae und Veränderung der Schaftform von dreieckig in rund, ein zusätzliches Merkmal zur Orientierung verwendet werden konnte, der Eintritt des Foramen nutritium. Bei allen untersuchten Knochen dieser Studie ließ sich so einfach reproduzierbar der proximale Achsenpunkt der Tibialängsachse bestimmen. Der distale Achsenpunkt befand sich im distalen Ende der Tibia bei der die Tibia in axialer Ansicht von dreieckig zu queroval zu rundlich änderte, die Fibula erschien an dieser Stelle dreieckig. Die proximale Tibiahinterkante war die Tangente der beiden kaudalsten Ausziehungen der Artikulationsflächen (Condylus lateralis und medialis tibiae) des Tibiaplateaus. Die Punkte waren gut in allen Ebenen zu setzen und wurden unter zusätzlicher Kontrolle der 3D-Rekonstruktion gesetzt. Einzige Unwägbarkeit der Achsenpunkte waren mögliche arthrotische Veränderungen der Artikulationsflächen, die in dieser Studie allerdings nicht beobachtet wurden, bei Patienten mit Kniegelenksarthrosen allerdings problematisch sein könnten. Die distale Messachse des TTW ist die Tangente der maximalsten Ausprägungen der distalen Tibiovorderfläche. Der mediale Punkt sitzt kranial auf

dem Malleolus medialis an der kranialsten Fläche der Cochlea tibiae, der laterale Punkt auf der maximalsten Wölbung der lateralen Vorderfläche. Die Bestimmung der distalen Messpunkte war im Vergleich zu den Proximalen schwieriger, da die maximalen Erhebungen weniger pointiert ausgeprägt waren als bei den kaudalen Ausziehungen des Tibiaplateaus. Alle Achsenpunkte wurden immer unter Kontrolle aller drei Ansichten plus der 3D-Knochenrekonstruktion auf optimale Platzierung überprüft. Die Achsenpunkte zur Messung des TTW ließen sich gut reproduzierbar platzieren.

Der Median der hier gemessenen Werte des TTW lag bei  $1,7^\circ$  (MW  $0,9^\circ$ ) bei einem Minimalwert von  $-25,4^\circ$  und  $18,3^\circ$  als Maximum.

Vergleichbare Studien softwaregestützter Methoden zur Bestimmung des TTW sind die Arbeiten von Aper (2005), Fitzpatrick (2012) und Lör (1999). Aper verglich unterschiedliche Messachsen miteinander, von denen die Kombination aus zwei proximalen und zwei distalen, reproduzierbarste Ergebnisse lieferten. Darunter waren die Tangente der kaudalsten Ausziehungen des Tibiaplateaus und distal eine Tangente an der Tibiavorderkante, die auch in dieser Studie verwendet wurden. Zusätzlich untersuchte Aper eine transkondyläre Achse in Kombination mit einer distalen kaudalen Tangente. Diese Achsen wurden in dieser Arbeit nicht angewendet, da die Orientierungspunkte wenig reproduzierbar erschienen. Schwachpunkt in der Methode von Aper ist die solitäre Orientierung in einer Ebene und Markierung ausschließlich an der distalen Achse. Je nachdem wie das Gelenk gelagert ist, bietet eine Schnittebene keine ausreichende Orientierung. Da Aper die Tischlängsachse als Referenzachse verwendet, muss die Tibiae streng parallel zum Untersuchungstisch gelagert werden. Bei Knochenpräparaten mag dies gelingen, bei lebenden Patienten ist es sehr schwierig, insbesondere bei gebogenen Knochen mit Varus- oder Valus-Deformität. Deshalb wurden in dieser Studie alle Bildebenen einbezogen und eine lagerungsunabhängige Referenzachse verwendet. Beste Orientierung bot die sagittale Ebene und zusätzlich die 3D-Rekonstruktion.

Die mittlere TTW bei gleicher Achsenkombination lag bei Aper bei  $-4,85^\circ$ . Bei Fitzpatrick lagen die Mittel bei  $6,7^\circ$  bis  $9,1^\circ$ . Die verwendete proximale Messachse war dort aber eine transkondyläre Achse. Die mittleren TTW lagen bei Lör zwischen  $-6,9^\circ$  und  $1,6^\circ$ . Lör verglich ebenfalls mehrere Messachsen miteinander

und verwendete bei den finalen Messungen ebenfalls die proximale Tibiahinterkante und die distale Tibiavorderkante. Probleme im klinischen Einsatz beim Auffinden der Messpunkte könnten hier wie generell beispielsweise knöchernen Deformationen durch Arthrosen, Frakturkallus oder Malformation sein. Aufgrund der an der Tibia sowohl proximal als distal zur Verfügung stehenden Alternativpunkte und Alternativachsen kann in Fällen von Deformation im Bereich von einzelnen Messpunkten oder Achsen bei einseitigen Deformationen auf andere alternative Achsen für die Messung ausgewichen werden.

#### **2.1.4. Abwinklung Tibia (VVW-Tibia)**

Bei der Messung des VVW der Tibia fokussierte man sich in dieser Studie ausschließlich auf das Verhältnis der Gelenkflächen zueinander. Die physiologische sigmoidale Krümmung der Tibia wurde hierbei außer Acht gelassen, da man die Theorie vertrat, dass die Krümmung der Tibia in ihrem knöchernen Verlauf ausgeglichen wird und die mechanischen Gelenkachsen mehr oder weniger senkrecht zueinander stehen. Die Position der proximalen Gelenkfläche zur distalen wurde in dieser Studie überprüft, da eine seitliche Abwinklung der Tibia mit erhöhter oder reduzierter Neigung der Gelenkflächen im mediolateralen Verlauf einhergeht. Bei der VV-Winkelmessung der Tibia wurde die Stellung der proximalen und distalen Tibiagelenkflächen zueinander betrachtet. Ständen die proximalen Gelenkflächen (Condylus lateralis et medialis tibiae) und die distalen Gelenkflächen (Cochlea tibiae) exakt in einer Geraden entlang der Tibialängsachse zueinander, so betrug der gemessene Winkel  $180^\circ$ . Wichen eine oder beide Gelenkflächen nach lateral ab, war der Winkel  $>180^\circ$  bzw.  $<180^\circ$  bei medialer Abweichung. Zur Messung der tibialen Abwinklung wurden zwei neue Tibiaachsen definiert. Die proximale Tibiagelenksachse (tibiale Kondylenachse) und die distale Tibiagelenksachse, die den mechanischen Achsen entsprechen. Auf diese Achsen errechnete die Software automatisch die Senkrechten, welche auf einer Ebene mit der bereits bestimmten Tibialängsachse gebracht wurden und von proximal und distal aufeinander zuliefen, es entstanden die proximale und distale Tibiachse. Die proximale Tibiagelenksachse ist die Verbindungslinie aus den tiefsten Punkten des Condylus medialis und lateralis. Die distale Tibiagelenksachse ist die Verbindung zwischen den tiefsten Punkten des lateralen und medialen Anteils der Cochlea tibiae.

Die Werte des VVW der Tibia lagen zwischen  $174,5^\circ$  und  $198,4^\circ$  bei einem Median von 189,9 (MW 188,9).

Vorteil dieser Herangehensweise gegenüber röntgenologischen Verfahren (Dismukes et al., 2007; Weh et al., 2011) war die exakte Markierung der mechanischen Achsen.

Es gibt in der Literatur lediglich eine Veröffentlichung, die sich in Ansätzen mit der Bestimmung des Tibia-VVW, aus CT-Datensätzen, befasst (Barnes et al., 2014). Barnes misst in seiner CT-basierten Messung der Tibia lediglich den proximalen mechanischen medialen Tibiawinkel. Dieser Winkel wurde durch die mechanische Tibiachse (Achse zwischen den tiefsten Punkten des Condylus lateralis und medialis) und die Tibialängsachse bestimmt. Durch die Messung sollte die mediale Neigung des Tibiaplateaus im Verhältnis zur Tibialängsachse analysiert werden. Eine Einbeziehung der distalen Gelenkfläche fehlte in dieser Studie allerdings, sodass es keine Vergleichsparameter gibt.

#### **2.1.5. Femorotibiale Rotation (FTR)**

Ungleich der Torsionsmessung bei langen Röhrenknochen ist eine Rotationsmessung im Gelenk lagerungsabhängig. Die Lagerungsabhängigkeit ergibt sich aus dem Umstand, dass die beiden gelenkbildenden Knochen gegeneinander eventuell mehr oder weniger rotierbar sind. Deswegen wurden bei allen untersuchten Patienten auf eine gestreckte Lagerung mit gleichmäßig eingedrehten Gliedmaßen geachtet. Durch exakte Lagerung wurde davon ausgegangen, dass die durch Lagerung beeinträchtigte Rotationsdynamik der untersuchten Gelenke minimiert wird und pathologische Rotationen in Knie und Tarsalgelenk bestimmt werden können. Ein gesundes Talocruralgelenk sollte weitgehend rotationsstabil sein. Ein Kniegelenk sollte im maximal gestreckten Zustand ebenfalls rotationsstabil sein. (Johnson & Hulse, 2012; König & Liebich, 2014; Nickel et al., 2001) Solange keine Seitenband- oder Kreuzbandläsion vorliegt sollten also bei gestreckten Gelenken eine Torsion als pathologisch zu werten sein.

In der Literatur wurden Tibiatorsion und femorotibiale Rotation häufig nicht exakt auseinandergehalten, weil die Begrifflichkeiten Rotation und Torsion synonym verwendet werden. Häufig ist somit unklar, welche Fehlstellung gemeint ist.

Durch die Unterscheidung in dieser Arbeit ist geklärt, dass sowohl der TTW als auch die FTR am Krankheitsbild Patellaluxation beteiligt sind. Die Ergebnisse der Messung der FTR zeigen bei gesunden Gliedmaßen einen Median von  $-1,4^\circ$ , bei Gliedmaßen mit MPL einen Median von  $-8$  und somit eine deutliche Korrelation das MPL mit einer Innenrotation der Femorotibialgelenks einhergeht. Bei LPL Gliedmaßen lag der Median bei  $12,8^\circ$  und zeigte eine deutliche Außenrotation der Tibia gegenüber des Femurs in der Gesamtbetrachtung.

Löer (1999) wies ebenfalls eine Innenrotation im Femorotibialgelenk bei MPL nach. Bei gesunden Hunden maß er leicht positive Rotationswinkel mit einem Median von  $3,4^\circ$ . Hunde mit MPL hatten einen Median von  $-12^\circ$ .

Eine Kreuzbandruptur oder eine Beugestellung im Knie als Teilkomponente für eine Innenrotation der Tibia wurde durch klinische Untersuchung des Kniegelenks sowie durch eine gestreckte Lagerung beim CT ausgeschlossen.

#### **2.1.6. Tibiotalare Rotation (TTR)**

Die TTR ist keine Ursache einer Patellaluxation. Veränderung des TTR könnten kompensatorische Fehlstellungen sein, die sich durch angepasstes Gangbild erkrankter Hunde ergeben.

Die TTR aller gemessener Gliedmaßen lag bei M  $4,1^\circ$  (MW  $4,1^\circ$ ). Gesunde Hunde hatten einen Median von  $2,6^\circ$  (MW  $3,1^\circ$ ), Hunde mit MPL einen Median von  $4,1^\circ$  (MW  $4,1^\circ$ ). Dieses Ergebnis entspräche der Vermutung von Löer, dass eine MPL zu einer vermehrten Außenrotation des Tarsus führt, um die proximalen medialen Fehlstellungen auszugleichen. Dagegen sprach der Median M  $5,9^\circ$  (MW  $5,5^\circ$ ), der TTR bei LPL-Patienten, welcher ebenfalls eine Außenrotation indiziert. Die Mediane der TTR zeigten keine Signifikanz bei unterschiedlichen Luxationsrichtungen. Der Wert der Beurteilung des TTR ist somit fragwürdig. Empfehlenswert ist, die Messung mit einer höheren Fallzahl lateraler Patellaluxationen durchzuführen, um validere Aussagen über die tatsächliche Rotation des Sprunggelenks bei LPL treffen zu können.

Löer definierte Normbereiche von  $0^\circ$  bis  $7^\circ$  für gesunde kleine Hunden. In seiner Studie fand er lediglich zwei pathologische TTR-Werte bei 30 untersuchten

Gliedmaßen. Gesunde Hunde hatten einen Median von  $3,6^\circ$  und Hunde mit MPL einen Median von  $4,1^\circ$ .

Weitere zukünftige Anwendungsgebiete für die Torsionsmessungen im Talocruralgelenk sowie weiter distal am Tarsus und Tarsometatarsalgelenk bzw. am Metatarsus könnten Torsionsfehlstellungen der Pfote sein.

## 2.2. Beurteilung der Messergebnisse nach Luxationsrichtung

Ziel und Ergebnis dieser Arbeit war die Abhängigkeitsprüfung von Winkelwerten zur Luxationsrichtung. Es gab bei einigen Winkeln nachweisbare Abhängigkeiten zwischen Winkelgröße und Luxationsrichtung. Bei den Winkeln FHW HB, FHW E, VVW d Femur, VVW p Femur, TTW, VVW Tibia bestanden eindeutige Signifikanzen der Abhängigkeiten zur Luxationsrichtung.

Der ATW HB lag bei Gliedmaßen ohne Patellaluxation im Mittel bei  $26,7^\circ$  (ATW E  $19,8^\circ$ ), bei medialer Patellaluxation bei  $22^\circ$  (ATW E  $19,7^\circ$ ) und bei lateraler Luxation bei  $29^\circ$  (ATW E  $23,9^\circ$ ). Der ATW wurde bei MPL kleiner als bei gesunden Gliedmaßen. Bei LPL wurde der gemessene ATW größer. Diese Ergebnisse stützen Hypothesen vorangegangener Studien, die ähnliche Verhältnismäßigkeiten beschreiben und als Ursache der MPL deuten. Putnam (1968), Capmarty (1990), Schawalder (1987) und Ythier & Baron (1987) beschreiben die luxationsauslösende Fehlstellung für die MPL als reduzierten Antetorsionswinkel im Sinne einer Außentorsion der distalen Femurabschnitte. Umgekehrt führt eine vermehrte Antetorsion zur lateralen Luxation. In dieser Studie war der ATW bei MPL-Patienten im Durchschnitt um ca.  $5^\circ$  kleiner als bei Gesunden, LPL-Patienten hatten einen ca.  $3^\circ$  höheren Wert. Bei Lör (1999) lag der ATW der MPL-Patienten im Durchschnitt sogar nur bei gut  $10^\circ$ . Trotz abweichender Mittelwerte reduzierten sich bei Kaiser (2001) die ATW-Werte bei MPL ebenfalls.

Der Mittelwert des VVW p lag bei gesunden Gliedmaßen bei  $177^\circ$  (VVW d  $176,3^\circ$ ), bei MPL bei  $174,5^\circ$  ( $173,4^\circ$ ) und bei LPL bei  $186,2^\circ$  ( $185,2^\circ$ ). Patienten mit medialer Luxation wiesen eine höhere Varusdeformität als gesunde Patienten auf und Patienten mit LPL zeigten, im Verhältnis zu gesunden Patienten, eine statistisch signifikant höhere Valgusdeformität. Die Verhältnismäßigkeit der Varus-Valgusstellung bei Patellaluxation lassen Vermutungen über die Pathogenese

zu. Eine femorale Varusdeformität begünstigt somit eine Patellaluxation bzw. Patienten mit Patellaluxation entwickeln im Verlauf der Erkrankung einen Varus- (MPL) oder Valgus-Stellung (LPL). Der ethiologische Zusammenhang und die pathophysiologischen Veränderungen der Luxatio patellae sind diesbezüglich noch nicht vollständig geklärt. Es gibt anatomische Veränderungen, welche die Patellaluxation bedingen und Veränderungen, die durch die Patellaluxation entstehen (Cazieux, 1964; Hulse, 1981; Towle et al., 2005).

Bei Dudley (2006) liegt der VVW bei gesunden Hunden im Mittel bei  $8,8^\circ$ , was in dieser Studie einem Wert von  $171,2^\circ$  entspricht und somit einem leicht stärkeren durchschnittlichen Varus bei gesunden Hunden ergibt. Oxley's (2013) ermittelte VVW rangierten zwischen  $-0,4^\circ$  und  $20,3^\circ$ , da er eine unterschiedliche Messmethode anwendete, sind die Werte nicht vergleichbar.

Begründet durch klinische Studien und Erfahrungswerte gibt es Empfehlungen, die bei MPL assoziierter Varusdeformität ab  $10^\circ$  eine Femur-Korrekturosteotomie vorschlagen (Palmer, 2001). Es können aus Mangel an soliden Referenzwerten keine definitiven Empfehlungen ausgesprochen werden. In dieser Studie lag der VVW bei MPL lediglich ca.  $2-3^\circ$  unter dem Wert gesunder Hunde. Deutlichere Abweichungen gab es bei den Gliedmaßen mit lateraler Luxatio patellae, hier war der VVW mit durchschnittlich ca.  $12^\circ$  signifikant größer als bei gesunden Beinen. Im Rahmen dieser Studie wurde eine Gliedmaße einer Korrekturosteotomie des Femurs unterzogen, die gleichzeitig auch dreidimensional vermessen wurde. Diese Gliedmaße wies bei einer MPL einen deutlichen Varus mit einem VVW von  $162^\circ$  auf, eine Abweichung von  $14^\circ$  gegenüber dem Mittel gesunder Hunde. Dieser Wert unterstützt die Aussage von Palmer (2001), dass bei Varusdeformität von  $>10^\circ$  eine Korrekturosteotomie sinnvoll ist.

Bei gesunden Gliedmaßen war der Mittelwert der gemessenen TTW  $2,41^\circ$ , bei medialer Luxation war dieser Wert  $1,8^\circ$  und bei LPL reduziert sich der Mittelwert der gemessenen TTW auf  $-10,9^\circ$ . In dieser Studie war auffällig, dass der TTW bei LPL signifikant kleiner war als der TTW bei gesunden und MPL erkrankten Patienten. Bei LPL war demnach die proximale Tibiahinterkante im Verhältnis zur distalen Tibiavorderkante deutlich nach außen torsiert. Bemerkenswert ist die Tatsache, dass sowohl die Werte des TTW bei LPL als auch bei MPL kleiner waren, als die bei Gesunden. Lörer maß bei kleinen gesunden Hunden einen Median von

1,6° (große Hunde -6,9°) und bei Gliedmaßen mit MPL einem Median von -1,2°. Da Lör die Vorzeichen anders setzte entsprechen die Schlussfolgerungen den Ergebnissen. Gliedmaßen mit MPL weisen in der Tendenz eine leichte Innentorsion auf. Fitzpatrick stellte in seiner Studie ebenfalls fest, dass Hunde mit MPL eine höhere mediale Tibiatorsion aufweisen als gesunde Hunde. Seine gemessenen Werte waren allerdings ungleich höher (Gesunde: 9,1°, Kranke 9,2° bis 6,7°) als in anderen Studien. Bei Aper lag der Median gemessener TTW an isolierten Knochen bei -4,85°.

Der mittlere VVW der Tibia gesunder Gliedmaßen lag bei 188,94°, bei MPL betrug der durchschnittliche VVW 189,8° und bei LPL 176,6°. Der VVW der Tibia war bei Patienten mit MPL geringgradig größer als bei gesunden Hunden. Bei Gliedmaßen mit LPL wurde der VVW der Tibia signifikant kleiner. Im Mittel zeigten Patienten mit MPL eine deutliche Tibia-Valgusstellung. Die proximale tibiale Gelenkfläche (Facies articularis proximalis) war im Verhältnis zur distalen Gelenkschraube (Cochlea tibiae) nach lateral abfallende Gelenkfläche. Die proximale Tibiaabwinklung nach lateral entsprach der Medialverlagerung der Femurkondylen. Eine Artikulation des Kniekehlgelenks war trotz pathologischer Abwinklung der beteiligten Röhrenknochen möglich. Ein Vergleich der VVW-Werte mit anderen Studien war nicht möglich, da keine vergleichbaren Messungen durchgeführt wurden.

Gesund eingestufte Gliedmaßen wiesen eine FTR von -2,9° MW auf, die Tibia ist somit gegenüber dem Femur physiologisch minimal nach medial eingedreht. Minimale lagerungsbedingte Ungenauigkeiten oder minimale Gelenkinstabilitäten waren bei der Messung des FTR nicht ganz ausgeschlossen. Die FTR von Gliedmaßen mit MPL war im Mittel -12,3°. Bei Gliedmaßen mit MPL war die Tibia im Verhältnis zum Femur klar nach medial rotiert. Bei LPL wurde die FTR positiv und der gemessene Mittelwert war 3,5°. LPL bedeutet eine Rotation der Tibia nach lateral. Die Medialrotation der Tibia bei MPL wurde auch von anderen Autoren beschrieben. Erstmals beschrieb Singleton (1969) pathologisch medial rotierte Tibia bei MPL, ohne die Rotation weiter zu verifizieren. Seitdem wurde eine Medialverlagerung der Tuberositas tibiae in diversen Schriften in Zusammenhang mit verändertem Q-Winkel bei Patellaluxation erwähnt (Hulse, 1981; Putnam, 1968; Vasseur, 2003). Lör (1999) maß erstmalig die FTR mit CT-basierten Da-

ten. Seine Ergebnisse wiesen Übereinstimmung mit denen dieser Studie auf. Der Median der FTR gesunder Gliedmaßen lag bei  $3,4^\circ$  eine Differenz von  $6^\circ$  zu gesunden Gliedmaßen in dieser Arbeit. Die Werte der FTR bei MPL-Patienten wiesen allerdings fast hundertprozentige Übereinstimmung bei Werten um die  $-12^\circ$  auf. Diese Arbeit bestätigte Löers Ergebnis hinsichtlich einer deutlichen Medialverlagerung der Tibia im Verhältnis zum Femur bei MPL. Da eine Rotation eine Bewegung in einem Gelenk darstellt, ist davon auszugehen, dass die reduzierte FTR eine Folge der MPL ist, im Sinne einer Kompensation.

### **2.3. Beurteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad**

In dieser Studie wurde bewiesen, dass sich gewisse Fehlstellungen der Hintergliedmaßen beim Hund mit zunehmendem Schweregrad der MPL verschlechtern.

Die ATW-Werte reduzierten sich bei zunehmendem Luxationsgrad. Bei gesunden Patienten lag der ATW durchschnittlich bei  $26,8^\circ$ . Bei Luxationsgrad I sank der Mittelwert bereits auf  $23,3^\circ$ , bei Grad II auf  $22,9^\circ$ , bei Grad III auf  $21,8^\circ$  und bei Grad IV MPL auf  $20,4^\circ$ . Stephan Kaiser et al. (Kaiser, Cornely, Colder, et al., 2001) stellten anhand ihrer Ergebnisse ebenfalls fest, dass sich der ATW mit steigendem Luxationsgrad reduziert. Bei MPL Grad I lag dort der durchschnittliche ATW noch bei  $9^\circ$ , reduziert sich dann bei Grad II auf  $6^\circ$  und bei Grad III auf  $4^\circ$ .

Die Varusdeformität des Femurs nahm mit zunehmenden Luxationsgrad zu (Swiderski et al., 2008). Die VVW d-Werte wurden somit kleiner. Die Mittelwerte sanken, von  $176,1^\circ$  bei gesunden Gliedmaßen, auf  $169,9^\circ$  bei Grad IV MPL. Dies entsprach den Beobachtungen vorausgegangener Studien, die im Femurvarus eine Hauptursache oder Folge der MPL sahen (Dudley et al., 2006; Kaiser, 1999; Palmer, 2001).

Der TTW gesunder Gliedmaßen lag hier bei  $1,8^\circ$ , bei Grad I MPL sank er auf  $0,9^\circ$  und bei Grad II auf  $0,4^\circ$ . Bei Grad III stieg der Mittelwert der gemessenen Werte allerdings auf  $2,8^\circ$ . Bei Grad IV MPL sank der durchschnittliche Wert wieder auf  $0,5^\circ$ . Der Anstieg des Mittelwertes ist nur durch untypische Ausreißer nach oben oder durch einen Messfehler zu begründen. Fitzpatrick (2012) beschrieb einen abnehmenden TTW bei steigender MPL. Bei gesunden Gliedmaßen lag die TTW

im Durchschnitt bei  $9,4^\circ$ . Bei steigendem Luxationsgrad reduzierte sich dieser von  $9,2^\circ$  bei MPL Grad I, über  $8,6^\circ$  Grad II auf  $6,7^\circ$  bei MPL Grad III.

Die FTR wurde mit zunehmendem Luxationsgrad kleiner. Bei Gliedmaßen ohne Luxation lag der Mittelwert bei  $-2,7^\circ$ , eine minimale Einwärtsdrehung der Tibia im Vergleich zum Femur. Die Innenrotation der Tibia verstärkte sich bei Grad I MPL bereits deutlich auf  $-9,7^\circ$  und fiel sukzessive auf  $-30^\circ$  bei MPL Grad IV. Eine deutliche Innenrotation der Tibia.

Bei der Beurteilung der Messergebnisse bei LPL in Relation zum Luxationsgrad wurde die Gliedmaße mit beidseitiger Patellaluxation den lateralen Messdaten zugeordnet, da sie klinisch stärker nach lateral luxierte. Bei den Gliedmaßen mit LPL gab es eine statistisch signifikante Korrelation zwischen Luxationsgrad und dem VVW d, VVW p und dem VVW der Tibia. Hohe nicht signifikante Korrelationen bestanden zudem bei beiden FHW, beim ATW E, und beim TTW. Im Vergleich zu den Messergebnissen bei MPL war auffällig, dass bei LPL die Abwinkelung der Tibia eine deutliche Korrelation zum Luxationsgrad aufwies. Gliedmaßen mit LPL wiesen einen signifikant zunehmenden Varus bei steigenden Luxationsgraden auf.

Die Bestimmung des Luxationsgrades durch Messen eines bestimmten Winkels der Hintergliedmaßen war nicht das Ziel dieser Studie, da die klassische Einteilung der MPL nach Singleton (1969) eine klinische Zuordnung und die Ursache der Luxatio patellae unterschiedlicher Pathogenese ist. Ein niedriger ATW bedeutet beispielsweise, nicht automatisch klinisch einen hohen Luxationsgrad, die Wahrscheinlichkeit ist statistisch jedoch hoch. Stark abweichende Winkel können ein Indiz für die anatomische Ursache oder die Manifestation der Patellaluxation sein. Angewendete Methodik ermöglicht bei geeigneten Referenzwerten oder einer gesunden konterlateralen Gliedmaße die Fehlstellungslokalisierung. Einzelne Autoren sprechen die Empfehlung aus, Femurkorrekturosteotomien ab Luxationsgrad III durchzuführen (Peruski et al., 2006; Roch & Gemmill, 2008; Swiderski & Palmer, 2007). Der Empfehlung kann in dieser Studie nicht entsprochen werden, da die klinische Kontrolle gezeigt hat, dass auch Trochleakeilvertiefung und Tuberositas tibiae Transposition zu zufriedenstellenden Ergebnissen führen. Durch eine zusätzliche Validierung des Luxationsgrades durch Anwendung der beschriebenen Messmethodik, fällt die Entscheidungsfindung leichter, ob und in

welchem Maße Korrekturosteotomien notwendig sind. Durch divergierende Winkelergebnisse in bestimmten Bereichen der Gliedmaße kann zudem die Fehlstellung lokalisiert und verifiziert werden. Übereinstimmung von Klinik und Messergebnissen rechtfertigen eine invasivere Korrekturosteotomie. Durch vergleichende Betrachtung zur gesunden konterlateralen Seite ist eine exakte OP-Planung mit angewandeter Fehlstellungsvermessung möglich und Komplikationen wie Relaxationen oder Überkorrektur können so verringert werden.

Durch Bestimmung der Winkelwerte bei unterschiedlichen Luxationsgraden können berechnete Winkel anhand ihres Zahlenwertes besser eingeordnet werden, wie von diversen Autoren gefordert (Dudley et al., 2006; Fitzpatrick et al., 2012; Griffon, 2011; Kowaleski, 2006; Soparat et al., 2012). Durch die dreidimensionale Winkelbestimmung kann ein besseres Verständnis der physiologischen und pathologischen Gliedmaßenstellung gewährleistet werden, die zukünftig hoffentlich zu einer besseren Operationsplanung und gezielterer chirurgischer Versorgung mit besseren klinischen Behandlungsergebnissen führen wird.

#### **2.4. Intra- und Interobserver Agreement**

Durch Messwiederholungen des Patientengutes sollte, neben der Vorevaluation der Methode, die Reproduzierbarkeit des Messverfahrens am lebenden Tier geprüft werden. Geringe Streuung der Ergebnisse und niedrige Variationskoeffizienten bewiesen die Reproduzierbarkeit der gemessenen Winkel.

Bei Betrachtung des Intrareader im Verhältnis zum Interreader Agreement ließen sich in dieser Studie keine Muster erkennen. Bei einigen Winkeln (FHW E, ATW HB, ATW E, TTW, TTT) war beim Intrareader Agreement die Genauigkeit größer, bei anderen Winkeln (FHW HB, VVW d, VVW p, VVW Tibia, FTR) das Interreader Agreement. Dies spricht für eine anwenderfreundliche Methodik und hohe Reproduzierbarkeit, sowohl bei unterschiedlichen Untersuchern als auch bei Messwiederholung desselben Untersuchers. Die guten Übereinstimmungen der Untersucher, trotz unterschiedlichem tierärztlichen Ausbildungsstand, bestätigen einen gut umsetzbaren Anwendungsleitfaden (vgl. Material und Methoden), den die Untersucher strikt befolgten. Auf Grund dieser Tatsache kann postuliert werden, dass die Methode unabhängig vom tierärztlichen Ausbildungsstand anwendbar ist.

In dieser Arbeit wurden bei der ATW- und der VVW-Messung zwei Methoden mit unterschiedlichen Referenzpunkten verglichen. Die Bestimmung des Intra- und Interreader Agreement zeigt die Reproduzierbarkeit der Methoden auf. Beim ATW HB lag der Variationskoeffizient beim Intrareader Agreement unter 3% und beim Interreader Agreement bei unter 6 %. Im Vergleich dazu waren die ATW E-Werte leicht höher bei 3 bzw. 8%. Dies bedeutet, dass der ATW HB die besser zu reproduzierende Methode ist und somit für zukünftige Messungen empfohlen wird. Beim Vergleich des VVW d-Femur mit dem VVW p-Femur ließen sich keine eindeutigen Unterschiede festmachen. Bei beiden Messungen lag beim Interreader Agreement der Variationskoeffizient konstant unter 2%.

Hohe Variationskoeffizienten fielen beim TTW, bei der FTR und bei der TTT auf. Diese waren allerdings nicht einer hohen Streuung der Messergebnisse bei den Messwiederholungen geschuldet, sondern den geringen Winkelwerten und einem Schwachpunkt der statistischen Evaluierung. Beim TTW lagen die Mittelwerte bei Intra- und Interreader Agreement zwischen  $-0,7^\circ$  und  $1,4^\circ$ , durchschnittlich also um  $0^\circ$ . Die Werte der zugehörigen Standardabweichungen waren ebenfalls entsprechend gering. Da der Variationskoeffizient der Quotient aus Standardabweichung und Mittelwert ist, ist er anfällig für geringste Messabweichungen. Eine Messabweichung von lediglich  $1^\circ$  hat entsprechend hohe Auswirkungen auf den Variationskoeffizienten. Eine Abweichung von  $1^\circ$  bei größeren Winkeln (bspw. VVW Femur  $\approx 175^\circ$ ) schlägt sich im Variationskoeffizienten kaum nieder.

## 2.5. Vorevaluierung der Messmethode

In dieser Studie wurde eine dreidimensionale, lagerungsunabhängige Messmethode zur Untersuchung der Hintergliedmaßen von Hunden entwickelt und evaluiert. Bei der Evaluierung der Methode wurde besonderes Augenmerk auf die Reproduzierbarkeit, die Messgenauigkeit und die Überprüfung der Lagerungsunabhängigkeit gelegt.

Die Messgenauigkeit der Methode wurde neben Intra- und Interobserver Agreement in diversen Vorversuchen überprüft.

### 2.5.1. Vorversuche zur manuellen Messung

Um die Torsionswinkel des Femurs und der Tibia manuell zu messen, mussten Knochenpräparate oder originalgetreue Knochenimitate präpariert werden, um die erforderlichen Messpunkte freizulegen und zu markieren.

Da in der Literatur unterschiedliche Methoden zur manuellen Femurmessung beschrieben sind, die häufig nicht vollständig methodisch evaluiert wurden (Dudley et al., 2006; Lör, 1999), wurden diese Methoden hier durch Mehrfachmessung und Interobserver Variabilitätsmessung überprüft. Weil die manuellen Methoden eine gewisse Schwäche in der Messgenauigkeit und der Ablesbarkeit des korrekten ATW aufwiesen, ist eine eigene dritte Methode entwickelt worden und ebenfalls mit den beiden bestehenden Methoden durch Mehrfach- und Variabilitätsmessung verglichen worden. Im Ergebnis lieferte die eigene manuelle Messmethode die Ergebnisse mit der geringsten Variabilität (2,9%). Der Variationskoeffizient lag bei der Methode nach Dudley bei 22 % und bei Lör bei 4,7%. Entsprechend wird im weiteren Verlauf dieser Studie das eigene Femurknochenmodell zur manuellen Messkontrolle der Softwaremessung verwendet. Erwartungsgemäß zeigten die Ergebnisse der manuellen Messmethode *in vitro* am Knochenpräparat und -modell ebenfalls, wenn auch nur geringe, Messungenauigkeiten. Die Kontrollmessungen hätten beispielsweise durch einen computergestützten 3D-Laserscanner in einem Prüflabor weiter verfeinert werden können. Da in der Tiermedizin intraoperativ bei chirurgischen Osteotomien und Korrekturen in der Regel nur manuelle Messmethoden zur Verfügung stehen, sind Genauigkeiten im Submillimeterbereich, die über die Detailauflösung des menschlichen Auges und die Grenzen manueller Präzision weit hinaus gehen, vermutlich klinisch und therapeutisch nicht relevant. Deshalb wurde die Kontrollmessung auf visuelle und manuelle menschliche Präzision beschränkt. Bei der manuellen Messung des TTW gibt es eine bisher beschriebene Methode (Lör, 1999), die in dieser Studie modifiziert angewendet wurde. Vorab wurde der Variationskoeffizient zwischen zwei Untersuchern in der Mehrfachmessung bestimmt, um die Wiederholbarkeit der Methode zu kontrollieren. Der Variationskoeffizient lag bei 1,8%, eine sehr gute Wiederholbarkeit der manuellen TTW-Messung ist somit gewährleistet.

### 2.5.2. Lagerungsmessung

Erklärtes Ziel dieser Studie war die lagerungsunabhängige Messung der Hintergliedmaßen von Hunden. Aus diesem Grund musste nach Programmierung der Software durch Lagerungsstudien die Unabhängigkeit der Gliedmaßenlagerung im CT kontrolliert werden. Hierfür werden Hundetibiae und -femora in drei unterschiedlichen Lagerungswinkeln im CT gemessen und von verschiedenen Untersuchern softwaregestützt vermessen.

Zum Beweis der Lagerungsunabhängigkeit der softwarebasierten Messungen der Tibiawinkel wurden jeweils die Messergebnisse der drei Lagerungen ( $0^\circ$ ,  $15^\circ$  und  $45^\circ$ ) einer Tibia oder Femurs miteinander verglichen. Zum Beweis der Lagerungsunabhängigkeit wurden die Bias und die Signifikanz der Messmittelwerte der drei Lagerungsmessungen eines Knochens berechnet. Hierzu wurden die Mittelwerte der Untersucher den drei Lagerungswinkeln ( $0^\circ$ ,  $15^\circ$  und  $45^\circ$ ) zugeordnet. Die Messwinkel waren lagerungsunabhängig mit der verwendeten Software Voxim® zu bestimmen. Die Bias ging bei allen Lagerungswinkeln gegen 0 und es gab keine Signifikanz zwischen den Lagerungswinkeln ( $0^\circ$ ,  $15^\circ$  und  $45^\circ$ ) und den Messwinkeln (Tibia: TTW, VVW; Femur: ATW E, ATW HB, FHW E, FHW HB, VVW d, VVW p).

Andere Autoren beschrieben vergleichbare Messungen ebenfalls als lagerungsunabhängig (Apelt et al., 2005; Aper et al., 2005; Dudley et al., 2006; Fitzpatrick et al., 2012; Löer, 1999; Towle et al., 2005), bei näherer Betrachtung fallen allerdings Schwachpunkte in der Messmethodik auf. Zudem wurde bei keiner vorangegangenen Studie eine Lagerungsunabhängigkeitsprüfung durchgeführt.

Bei der Tibiatorsionsmessung nach Aper et al. (2005) und Apelt (2005) musste die Tibia beim CT-Scan parallel zum Tisch, genauer gesagt parallel zur z-Achse des Computertomographen gelagert werden, gelingt dies nicht, kommt es bei der Messung zu Positionsartefakten, da die CT-Slices nicht exakt in der Transversalebene liegen. Bei Messungen an Präparaten stellt das in der Regel kein großes Problem dar. Beim klinischen Patienten kann das durchaus eine starke Limitation darstellen. Löer (1999) definierte seine „Lagerungsunabhängigkeit“ als Unabhängigkeit zur Oberfläche des Untersuchungstisches und somit zur Untersuchungsebene. Dies wurde durch einen zusätzlichen Koordinationspunkt in Relation zur

Position auf der z- Achse zur Erfassung der Achsenabweichung von der Tischoberfläche erreicht. Dennoch mussten beide Femora parallel zueinander und parallel zur Tischlängsachse gelagert sein. Dies ist bei vielen Patienten mit Bewegungseinschränkungen der Extremitäten durch ankylosierende Arthrosen, fibroisierte Weichteile, (Sub-) Luxationen oder bei Skelettdeformationen durch Anomalien oder Malformationen, bei in Fehlstellung verheilten Knochenfrakturen oder allgemein bei Gliedmaßenfehlstellungen sehr oft nicht möglich. Hier unterscheiden sich experimentelle Untersuchungen an Kadavern sehr stark vom Einsatz beim klinischen Patienten.

Da die Anatomie der Hintergliedmaße beim Hund keine komplette Streckung der Gliedmaße erlaubt sind bei den verglichenen Methoden Messfehler durch fehlende Parallelität zum Untersuchungstisch zu erwarten.

Neben der Lagerungsunabhängigkeit in dieser Studie ist die Möglichkeit, Punkte frei im dreidimensionalen Raum des Knochens zu setzen, herausragender Vorteil gegenüber vergleichbaren Studien. Dadurch werden Messfehler und Ungenauigkeiten erheblich reduziert. Bei den oben genannten Studien können Messpunkte einer Achse nur im gleichen Schichtbild (Slice) gesetzt werden. Dudley (2006) maß beispielsweise in sekundär multiplanar rekonstruierten planaren Computertomogrammen. Dies setzte einen gerade Knochenabschnitt voraus. Beim gesunden Patienten ist dies bereits nicht immer gegeben. Bei stärker gekrümmten Knochen oder Knochenabschnitten gestaltet sich diese Technik schwierig bzw. nicht immer möglich.

Um die Durchführbarkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen bei schräg gelagerten Gliedmaßen zu überprüfen, wurden bei der Lagerungsmessung zusätzlich das Intra- und Interobserver Agreement analysiert. Hierzu wurde der Variationskoeffizient bestimmt. Das Intrareader Agreement war hoch, da der Variationskoeffizient und somit die Streuung gering war. Der Variationskoeffizient war bei Winkeln, bei denen die totalen Zahlen hoch sind, geringer (bspw. VVW Tibia: Gesamtmittel 184,1; Var 0,3%) als bei Winkeln, bei denen die totalen Zahlen klein waren (bspw. TTW: Gesamtmittel -4,1°; Var 10,2). Dies änderte nichts an der Tatsache, dass die durchschnittlichen Variationskoeffizienten der gemessenen Winkel gering waren und es sich somit eine lagerungsunabhängige und gut reproduzierbare Methode zur dreidimensionalen Messung der Hintergliedmaßen beim

Hund handelt. Da basierend auf diesen Messungen bei zukünftig angestrebten operativen orthopädischen Korrekturen in der Tiermedizin das Auge und die Hand des Chirurgen noch lange die limitierenden Faktoren hinsichtlich Präzision sein werden, dürfte eine noch höhere Genauigkeit, jenseits der menschlichen visuellen Detailerkennbarkeit und manuellen Umsetzbarkeit im Op-situs von untergeordneter praktischer und klinischer Bedeutung sein.

### **2.5.3. Vergleich der Software-Messung mit manueller Messung**

Beim Vergleich der Übereinstimmung von manuellen und softwaregenerierten Messergebnissen ging es darum, die softwaregenerierten Messergebnisse auf Korrektheit zu überprüfen. Die Übereinstimmung zwischen Softwareergebnissen und manueller Messkontrolle an präparierten Knochenmodellen von Tibia und Femur war extrem hoch. Bei der softwarebestimmten Messung des ATW waren die gemessenen Ergebnisse im Schnitt  $2^\circ$  höher als bei der manuellen Methode. Bei der Torsionsmessung der Tibia waren die Unterschiede mit durchschnittlich  $0,2^\circ$  marginal. Im Vorversuch wurde somit bewiesen, dass der Untersucher mit der softwaregestützten Methode korrekte Winkel misst. Das Bland-Altman-Verfahren verdeutlichte die Übereinstimmung der manuellen und softwaregestützten Messung, da die Differenz der Mittelwerte (ATW  $-2,11^\circ$ ; TTW  $0,16^\circ$ ) gegen 0 ging.

Beim Vergleich von Software und manueller Messung wurde bewiesen, dass die verwendete Messsoftware auch bei extremen Torsionswinkeln funktioniert. So lag die Differenz zwischen manueller und softwaregestützter Messung des ATW des Femurs bei  $90^\circ$  Antetorsion lediglich bei  $2,4^\circ$  (ATW manuell:  $111,5$ ; ATW Software:  $113,9$ ). Bei  $90^\circ$  Retorsion lag sie bei  $2,9^\circ$ .

Die manuelle Nachkontrolle war aussagekräftig, da im Vorfeld die manuelle Messmethodik evaluiert wurde und somit große Messungenauigkeiten ausgeschlossen werden konnten. Da auch intraoperativ in der Regel nur eine manuelle visuelle Messung angewendet und chirurgisch umgesetzt werden kann, sollte auch der in dieser Studie durchgeführte manuelle Vergleich hinsichtlich Genauigkeit ausreichend sein. Sowohl die Lagerungsunabhängigkeit als auch die Funktionalität der Methode bei stark von der Norm abweichenden Winkeln lässt hoffen, dass die Technik zukünftig nicht nur bei leicht von der Norm abweichenden Gliedmaßenfehlstellungen, sondern auch bei stark deformierten Knochen, zum Beispiel

bei in Malformation verheilten komplexen Frakturen, zum klinischen Einsatz kommen kann.

## **2.6. Schlussfolgerungen der dreidimensionalen CT-basierten Vermessung der Hintergliedmaße des Hundes**

Die Computertomographie-Untersuchung komplexer Winkelbeziehungen der Hintergliedmaßen ist der röntgenologischen Untersuchung deutlich überlegen. Torsions- und Abwinklungsmessungen beim Röntgen hängen immer von exakter Lagerung ab, die zeitaufwendig und wenig präzise ist. Die Computertomographie zählt zu den Untersuchungsverfahren mit der größten Detailgenauigkeit. Die größten Vorteile des CT gegenüber herkömmlichem Röntgen ist Überlagerungsfreiheit und die Möglichkeit zur dreidimensionalen Rekonstruktion. Eine Herausforderung dieser Studie war die Programmierung und Anpassung einer geeigneten Software, mit der die gewünschten Parameter dreidimensional und lagerungsunabhängig bestimmt werden konnten. In vorigen Studien wurde bereits versucht dreidimensionale lagerungsunabhängige Messungen durchzuführen (Apelt et al., 2005; Aper et al., 2005; Dudley et al., 2006; Fitzpatrick et al., 2012; Löer, 1999; Towle et al., 2005), diese scheiterten jedoch an der tatsächlichen Lagerungsunabhängigkeit, da der Untersuchungstisch immer als Referenzachse in der Dreidimensionalen dienen musste. Dudley (2006) stellte fest, dass bei Torsions- und Varusmessung in der Veterinärmedizin zu lange auf herkömmliches Röntgen, anstatt CT gesetzt wurde. Die Positionierung des Patienten beim Röntgen ist sehr schwierig und zeitaufwendig, da dieser bspw. bei Torsionsmessung des Femurs in die wahre axiale Projektion gebracht werden muss, um Femurhals- und Kondylenachse messbar übereinander projizieren zu können. Die bestehende Lagerungsproblematik blieb bei vorangegangenen Studien allerdings auch bei der CT-Methodik bestehen, da die Abhängigkeit zur Lagerungsebene in gewissem Umfang bestehen blieb.

Mit der hier verwendeten modifizierten Software Voxim® war dieses Handicap nicht gegeben, da hier als dritte Referenzachse eine Achse im freien Raum verwendet wurde, die sich an der Längsachse des jeweils zu untersuchenden Knochens orientierte. Zusätzlicher Vorteil der angewendeten Methode war zudem die Möglichkeit, Messpunkte frei im dreidimensionalen Raum des Knochens setzen zu können. Dadurch wurden Messfehler und Ungenauigkeiten erheblich reduziert.

Bei den oben genannten Studien konnten Messpunkte einer Achse nur im gleichen Schichtbild (Slice) gesetzt werden.

Ein Nachteil der CT-Untersuchung ist die Strahlenbelastung. Zukünftige Studien müssen zeigen, ob mit der Magnetresonanztomographie gleichwertige Messergebnisse erzielt werden können. Ein weiterer Nachteil ist die Notwendigkeit der Narkotisierung des Patienten. Wenn das Planungs-CT unmittelbar präoperativ durchgeführt wird relativiert sich dieser Nachteil. Der Aufwand für die CT-Untersuchung mit Messung und Auswertung der Ergebnisse sowie für die auf den Ergebnissen basierende Op-Planung war nicht unerheblich. Der Zeitbedarf kann durchaus eine zweite Narkose notwendig machen, so dass computertomographische OP-Planung und die Durchführung der OP eventuell in zwei getrennten Narkosen durchgeführt werden müssen.

Zur OP-Planung ist die angewendete Methode nach den durchgeführten Untersuchungen nur mit Einschränkungen einsetzbar. Durch diese Studie können unilateral erkrankte Patienten durch Vergleichsmessung der gesunden Gliedmaße voruntersucht werden. Durch den Vergleich der Gliedmaße ließen sich die exakten Winkelungen beider Gliedmaßen miteinander vergleichen. Die Messungen veranschaulichten die Unterschiede der Winkelung vom Hüft- bis zum Sprunggelenk. Dadurch konnte verglichen werden, in welchem Abschnitt der erkrankten Gliedmaße die Fehlstellungen manifestiert waren. Die Fehlstellungen konnten lokalisiert und parametrisch definiert werden. Dadurch konnte die Therapieentscheidung vereinfacht werden. Bei anstehenden Korrekturosteotomien können bestehende Fehlstellungen exakter an die gesunde Gliedmaße angepasst werden, da genaue dreidimensionale Parameter der gesunden konterlateralen Gliedmaße vorliegen.

Bei bilateral betroffenen Patienten war eine vergleichende Operationsplanung nicht möglich. Limitierender Faktor der Operationsplanung waren hierbei fehlende Referenzwerte gesunder Hunde betroffener Rassen. In der Planung dieser Studie wurde Hauptaugenmerk auf an MPL erkrankte Hunde gelegt. Der Wert dieser Studie lässt sich weiter steigern, indem in Folgestudien rassespezifische Parameter erhoben werden. Dazu ist die Untersuchung von gesunden Hunden betroffener Rassen (z.B. Chihuahua, Yorkshire Terrier, Pudel) erforderlich. Die Etablierung von rassespezifischen Parametern und die Schaffung eines Goldstandards für 3D-

Torsions- und Rotationsmessungen an Hintergliedmaßen beim Hund, ist die langfristige Vision dieser Arbeit. Die Notwendigkeit einer reproduzierbaren Methode zur Erhebung rassespezifischer Parameter wurde bereits von diversen Autoren gefordert (Aper et al., 2005; Arthurs & Langley-Hobbs, 2006; Barnes et al., 2014; Fitzpatrick et al., 2012; Lör, 1999; Tomlinson et al., 2007)

Durch die Vielzahl der pathologischen Veränderungen im Bewegungsapparat der Hintergliedmaßen, ist nicht zu differenzieren, welche Veränderungen Ursache für und welche Folge der Patellaluxation sind. Knochenfehlstellungen müssen nicht zwingend primäre Ursache der Luxation sein, sondern können ebenfalls Folge abnormer Band und Muskelverläufe sein und in der Wachstumsphase befindliche abnorme Muskelverläufe sind wiederum mit ihren Ursprungs- und Insertationsstellen verknüpft, die durch abnorme Knochenwinkelung verändert sein können. In der Konklusion ergibt sich ein *Circulus vitiosus*. Ein Teufelskreis sich gegenseitig beeinflussender Faktoren, die letztlich zur Luxierung der Kniescheibe führen. Diese Studie soll und kann nicht die Ursache der MPL klären, sondern eine Methode zur Messung der vorhandenen Fehlstellungen liefern, um dadurch zukünftig zum besseren Verständnis der Erkrankung beitragen und helfen, die Therapie zu verbessern.

## VI. ZUSAMMENFASSUNG

### **Luxatio patellae beim Hund – Untersuchungen zum Therapieerfolg und Methodenentwicklung einer computertomographisch basierten Vermessung der Hintergliedmaße**

Die Patellaluxation stellt eine der häufigsten kongenitalen Missbildungen des Hundes dar und ist mit einer der am häufigsten diagnostizierten Lahmheitsursachen bei Miniatur- und Zwergrassen. Sie geht mit einer Reihe struktureller anatomischer Veränderungen der Hintergliedmaßen einher. Entscheidende Parameter sind hierbei die Rotation und Torsion des Femurs und der Tibia. Ziel dieser Arbeit war die Kontrolle des Therapieerfolgs der in den Jahren 2008 - 2015 an der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführten chirurgischen Versorgung der Patellaluxation bei Hunden zu kontrollieren. Zudem sollte eine computergestützte dreidimensionale Messmethode entwickelt werden, mit der die Torsions- und Rotationswinkel der Hintergliedmaßen von Hunden, lagerungsunabhängig und reproduzierbar, gemessen werden können.

Innerhalb des Studienzeitraums von 2008 bis 2015 wurden an der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München 84 Hunde an Patellaluxation operiert. Bei 13 Hunden wurde eine bilaterale Patellaluxation chirurgisch versorgt, sodass insgesamt 97 Kniegelenke operiert wurden. Das Durchschnittsalter der operierten Hunde lag bei 3,83 Jahren. Bei den erkrankten Patienten konnte keine Geschlechtsprävalenz festgestellt werden. Bei 49 Patienten wurde durch Nachkontrolle an 58 Kniegelenken der OP-Erfolg überprüft. Nach der OP liefen 29 Patienten (50%) lahmheitsfrei, 11 Patienten (19%) zeigten eine undeutlich geringgradige Lahmheit. Eine deutlich geringgradige Lahmheit trat nach der OP von 11 Gliedmaßen (19%) auf, sieben Patienten (12%) zeigten mittelgradige Lahmheit. Bei der röntgenologischen Nachkontrolle wurde der postoperative Arthrosegrad untersucht. Ein Großteil der operierten Patienten hatte prä-operativ eine geringgradige (38 Kniegelenke) oder keine Arthrose (15). Zum Zeitpunkt der Nachkontrolle verschlechterten sich die Arthrosegrade im Durchschnitt. Es kam trotz Operation zu einer fortschreitenden Arthrosebildung. Die drei am häufigsten angewendeten OP-Methoden (1. Transposition der

Tuberositas tibiae plus Trochleakeilvertiefung, 2. Transposition der Tuberositas tibiae und 3. Trochleakeilvertiefung) wurden auf ihre Komplikationsrate genauer untersucht. Die häufigste Komplikation bei 21 OPs war die Reluxation. In prozentualer Betrachtung pro erfolgter OP, war die Reluxationsrate mit 15% bei der Kombination aus Trochleakeilvertiefung und Transposition der Tuberositas tibiae am geringsten und bei der isolierten Trochleakeilvertiefung am höchsten (33%).

Im Rahmen der Dissertation wurde ein softwarebasiertes dreidimensionales Messverfahren entwickelt und methodisch evaluiert, das anhand von computertomographisch definierten Landmarken im 3D-CT-Volumendatensatz spezifische Messpunkte definiert, woraus unabhängig von der Lagerung des Patienten multiple spezifische Gliedmaßenwinkel berechnet werden können. Bestimmt wurden Winkel die mit Fehlstellungen bei Luxatio patellae assoziiert werden. Dazu zählen Femurhalswinkel, Antetorsionswinkel, Varus-Valguswinkel des Femurs und der Tibia, Tibiatorsionswinkel und die Femorotibiale- und Tibiotalare Rotation. Durch diverse Vorversuche (Inter- u. Intraobserver Agreement, Lagerungsstudien, Vergleich von softwarebasierter und manueller Messung) wurde bewiesen, dass die verwendete Messmethode lagerungsunabhängig, genau und wiederholbar ist. Bei den in vivo Messungen wurden 34 Hunde im CT gescannt und somit 68 Hintergliedmaßen vermessen. Die Messergebnisse wurden hinsichtlich der Luxationsrichtung bewertet. Beim Femurhalswinkel, beim Varus-Valguswinkel des Femurs und der Tibia und beim Tibiatorsionswinkel, bestanden eindeutige Signifikanzen der Abhängigkeiten zur Luxationsrichtung. Die Mittelwerte der Messergebnisse unterscheiden sich in Abhängigkeit von gesunden oder erkrankten Gliedmaßen mit medialer oder lateraler Patellaluxation.

Der Luxationsgrad spiegelte sich ebenfalls in den Messungen wieder. Je größer der Luxationsgrad bei medialer Patellaluxation ist, desto kleiner werden die gemessenen ATW, VVW und FTR. Dies bedeutet, dass bei höheren Luxationsgraden eine verhältnismäßige Retorsion vorliegt, eine erhöhte Varusstellung des Femurs und eine mediale Verdrehung der Tibia.

Mit der entwickelten dreidimensionalen Messmethode können zukünftig bei Patienten mit Patellaluxation und anderen Fehlstellungen der Hintergliedmaßen wesentlich präziser als bisher und zudem lagerungsunabhängig, computertomographisch eine große Anzahl von klinisch relevanten Winkeln der Hintergliedmaßen gemessen werden.

## VII.SUMMARY

### **Patellar luxation in the dog – therapeutic outcome and development of a computed tomographic method for a three-dimensional measurement of canine hind limb torsion and alignment**

Patellar luxation is one of the most common congenital malformations in the extremities of the dog and belongs to the most diagnosed reasons of lameness in small and miniature dog breeds. Patellar luxation comes along with several anatomic hindlimb deformities. Decisive parameters of malformations are femoral and tibial rotation and torsion. The purpose of this study was the evaluation of surgery outcome of patellar luxation surgeries in the period between 2008 and 2015 at the Clinic of Small Animal Surgery and Reproduction of Ludwig-Maximilians-University Munich. In addition a three-dimensional software-based method of measurement, to examine the torsional and rotational malformations of hindlimbs in dogs, which are associated with patellar luxation, should be developed.

During the study period 84 patients with patellar luxation underwent surgical treatment. 13 patients had bilateral patellar luxation and underwent bilateral surgery, with the result of 97 surgeries in total. The average age of patients was 3,83 years. There was no prevalence of sex. The surgery outcome was evaluated in 49 patients with a total amount of 58 controlled limbs. After surgery 29 (50%) patients showed no lameness, 11 patients showed minimal indistinctly minimal lameness (19%), 11 (19%) patients minimal and 7 (12%) dogs showed average lameness.

The grade of arthrosis was evaluated under radiographic control. The majority of patients had preoperative minimal (38 knees) or no arthritis (15 knees). At the time of postoperative examination the grade of arthrosis deteriorated on average. Despite surgery, arthrosis progressed slightly.

The three most common types of surgery (1. Combination of tibial crest transposition and trochlear wedge recession, 2. tibial crest transposition, 3. trochlear wedge recession) were evaluated more closely. Most frequent complication is relaxation of the patella in 21 cases. Lowest relaxation rate (15%) has the combination of

tibial crest transposition and trochlear wedge recession, highest relaxation rate occurs in isolated trochlear wedge recession (33%).

In this study a software-based method of three dimensional measurement was developed and methodically evaluated on reproducibility, preciseness and independent patient-positioning in CT. Deformities of the hindlimbs were measured by means of computertomographic defined anatomic landmarks out of CT-volume-rendering-data. Measuring parameters of rotation and torsion angles associated with patellar luxation were surveyed. Following angles were measured: Collum-Corpus Angle of the femur (CCA), Angle of Anteversion (AA), femoral varus/valgus angle (FVA-F), tibial varus/valgus angle (FVA-T), Angle of Tibial Torsion (ATT), Femorotibial Angle and Tibiotalar Angle. Different preliminary tests (Inter- and Intraobserver Agreement, positioning tests, comparison of manual and software measurements), proved that the measuring method is exact, repeatable and independent of patient-positioning in CT.

34 patients were scanned in CT, 68 hindlimbs were measured. The measurements were assessed by direction of luxation. The outcome of measurement of CCA, FVA-F, FVA-T and ATT was statistically significant dependent by the direction of luxation. In this measurements healthy limbs can be differentiated from hindlimbs with medial or lateral patellar luxation by the mean value of angle-measurement.

Measurements were also statistically significant dependent on the grade of luxation. The higher the grade of luxation in medial patellar luxation, the smaller AA, FVA-F and Femorotibial-Angle become. In conclusion: higher grades of luxation lead to less femoral anteversion, to increased femoral varus, and increased medial tibial torsion.

Due to the developed method of measurement, patellar luxation associated hindlimb and other deformities may be verified more precisely, reproducibly and independently from patient positioning in CT.

## VIII. LITERATURVERZEICHNIS

- Albrecht, J. (1999). Arthroskopische Diagnostik und Therapie der Luxation patellae congenita des Hundes. (Diss Med Vet), TiHo Hannover, Hannover.
- Apelt, D., Kowaleski, M. P., & Dyce, J. (2005). Comparison of Computed Tomographic and Standard Radiographic Determination of Tibial Torsion in the Dog. *Vet Surg*, 34, 457-462.
- Aper, R., Kowaleski, M. P., Apelt, D., Tod Drost, W., & Dyce, J. (2005). Computed Tomographic Determination of Tibial Torsion in the Dog. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 46(3), 187-191.
- Arkin, A. M., & Katz, J. F. (1966). The effect on pressure on epiphyseal growth. The mechanism of plasticity of growing bone. *J Bone Joint Surg*, 38(5), 1056-1076.
- Arthurs, G. I., & Langley-Hobbs, S. J. (2006). Complications associated with corrective surgery for patellar luxation in 109 dogs. *Vet Surg*, 35(6), 559-566.
- Ballatori, C., Modenato, M., & Sbrana, S. (2005). Comparison of Trochlear Block Recession and Trochlear Wedge Recession in four Dogs with bilateral Patellar Luxation. *Annali Fac Med Vet*, 58.
- Bardet, J. F., Rudy, R. L., & Hohn, R. B. (1983). Measurement of femoral torsion in dogs using a biplanar method. *Vet Surg*, 12, 1-6.
- Barnes, D. M., Anderson, A. A., & Barnes, J. (2014). Repeatability and Reproducibility of Measurements of Femoral and Tibial Alignment Using Computed Tomography Multiplanar Reconstructions. *Vet Surg*, 44, 85-93.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307-310.
- Bonath, K. H., & Prieur, W. P. (1998). *Orthodädische Chirurgie und Traumatologie* (3 ed.). Stuttgart: Verlag Eugen Ulmer.
- Bortz, J., & Döring, N. (2006). *Forschungsmethoden und Evaluation*. Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg.
- Bound, N., Zakai, D., Butterworth, S. J., & Pead, M. (2009). The prevalence of canine patellar luxation in three centres. Clinical features and radiographic evidence of limb deviation. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 22(1), 32-37.

- Bourier, G. (2011). *Beschreibende Statistik - Praxisorientierte Einführung mit Aufgaben und Lösungen* (Vol. 10). Wiesbaden: Springer Gabler.
- Brunnberg, L., Waibl, H., & Lehmann, J. (2014). Kniegelenk: Patellaluxation Lahmheit beim Hund (pp. 184-191). Ingelheim: Boehringer Ingelheim Vetmedica GmbH.
- Budsberg, S. C., Verstraete, M. C., & Soutas- Little, R. W. (1987). Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am J Vet Res*, 48(6), 915-918.
- Cahuzac, J. P., & Autefage, A. (1989). Exaggerated femoral anteversion and acetabular development: An experimental study in growing dogs. *J Pediatr Orthop*, 9(2), 163-168.
- Campbell, J. R., & Pond, M. J. (1972). The canine stifle joint II. Medial luxation of the patella; an assessment of lateral capsular overlap and more radical surgery. *J Small Anim Pract*, 13, 11-18.
- Capmarty, E. (1990). Influence sur l' instabilité Rotulienne et la Torsion Tibial d' une Hyperanteversion expérimentale chez le chien en Croissance. (Diss Med Vet), Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse Toulouse.
- Cazieux, A. (1964). Quelques considerations sur la pathologie chirurgicale de la rotule du chien et les interventions qu' elle justifie. *Bull Soc sc vet Lyon*, 67, 527.
- De Camp, C. E., Soutas- Little, R. W., Hauptman, J., Olivier, B., Braden, T., & Walton, A. (1993). Kinematic gait analysis of the trot in healthy Greyhounds. *Am J Vet Res*, 54(4), 627-634.
- DeAngelis, M. (1971). Patellar luxation in dogs. *Vet Clin North Am*, 1(3), 403-415.
- DeAngelis, M., & Hohn, R. B. (1970). Evaluation of surgical correction of canine patellar luxation in 142 cases. *J Am Vet Med Assoc*, 156(5), 587-594.
- Denny, H. R. (1996). *Orthopädische Chirurgie an Hund und Katze* (Vol. 2). Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag.
- Denny, H. R., & Minter, H. M. (1973). The long term results of surgery of canine stifle disorders. *J Small Anim Pract*, 14(11), 695-713.
- Dismukes, D. I., Fox, D. B., Tomlinson, J. L., Cook, J. L., & Essman, S. C. (2008). Determination of pelvic limb alignment in the large-breed dog: a cadaveric radiographic study in the frontal plane. *Vet Surg*, 37(7), 674-682.

- Dismukes, D. I., Tomlinson, J. L., Fox, D. B., Cook, J. L., & Song, K. J. (2007). Radiographic measurement of the proximal and distal mechanical joint angles in the canine tibia. *Vet Surg*, 36(7), 699-704.
- Dokic, Z., Lorinson, D., Weigel, J. P., & Vezzoni, A. (2015). Patellar groove replacement in patellar luxation with severe femoro-patellar osteoarthritis. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 2, 124-130.
- Dudley, R. M., Kowaleski, M. P., Drost, W. T., & Dyce, J. (2006). Radiographic and computed tomographic determination of femoral varus and torsion in the dog. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 47(6), 546-552.
- Eckstein, P. P. (2013). *Repetitorium Statistik: Deskriptive Statistik. Stochastik. Induktive Statistik. Mit Klausuraufgaben und Lösungen*: Gabler Verlag.
- Eid, M., Gollwitzer, M., & Schmitt, M. (2013). *Statistik und Forschungsmethoden: Lehrbuch. Mit Online-Materialien*: Beltz.
- Endres, B. (1977). *Luxatio patellae des Hundes*. (Diss Med Vet), LMU München, München.
- Evans, H. E., & de Lahunta, A. (2013). *Miller's Anatomy of the Dog*: Elsevier Health Sciences.
- Fehr, M., Meyer- Lindenberg, A., & Albrecht, J. (1998). *Arthroskopische Diagnostik und Therapie der Luxation patellae congenita des Hundes*. Paper presented at the Jahrestagung der Fachgruppe Kleintierkrankheiten der Deutschen Veterinärmedizinischen Gesellschaft, Stuttgart.
- Fitzpatrick, C. L., Krotscheck, U., Thompson, M. S., Todhunter, R. J., & Zhang, Z. (2012). Evaluation of tibial torsion in Yorkshire Terriers with and without medial patellar luxation. *Vet Surg*, 41(8), 966-972.
- Flo, G. F., & Brinker, W. O. (1970). Fascia lata overlap procedure for surgical correction of recurrent medial luxation of the patella in the dog. *J Am Vet Med Assoc*(156), 595-599.
- Frewein, J., & Vollmerhaus, B. (1994). *Anatomie von Hund und Katze*. Berlin: Blackwell Wissenschafts- Verlag.
- Fritz, R. M. (1989). *Zur Luxatio patellae des Hundes - klinisches und röntgenologisches Spätergebnis nach Transposition der Tuberositas tibiae und/oder Vertiefung der Trochlea ossis femoris*. (Diss Med Vet), LMU München, München.
- Gaus, W., & Mucbe, R. (2013). *Medizinische Statistik: Angewandte Biometrie für Ärzte und Gesundheitsberufe*: Schattauer.

- Gibbons, S. E., Macias, C., Tonzing, M. A., Pinchbeck, G. L., & McKee, W. M. (2006). Patellar luxation in 70 large breed dogs. *J Small Anim Pract*, 47(1), 3-9.
- Gitterle, E. (1999). Die Patellaluxation beim Hund - Klinik und adäquate Therapie. *Kleintierpraxis*, 36(5), 232-244.
- Gressner, A. M., & Arndt, T. (2013). *Lexikon der Medizinischen Laboratoriumsdiagnostik*: Springer Berlin Heidelberg.
- Griffon, D. J. (2011). Evaluation of tibial Torsion. Paper presented at the ACVS Veterinary Symposium - The Surgical Summit, Chicago.
- Grouven, U., Bender, R., Ziegler, A., & Lange, S. (2007). Vergleich der Messmethoden - Artikel Nr. 24 der Statistikserie in der DMW. *Dtsch Med Wochenschr*, 132, 69-73.
- Harasen, G. (2006). Patellar luxation: Pathogenesis and surgical correction. *Can Vet J*, 47(10), 1037-1039.
- Hayes, A. G., Boudrieau, R. J., & Hungerford, L. L. (1994). Frequency and distribution of medial and lateral patellar luxation in dogs: 124 cases (1982-1992). *J Am Vet Med Assoc*, 205(5), 716-720.
- Hecht, S., & Adams, W. H. (2008). *Röntgendiagnostik in der Kleintierpraxis: mit 38 Tabellen*: Schattauer.
- Henschel, E., Teichert, G., & Wallenburg, J. (1981). Zur Instabilität des Kniegelenks. *Kleintierpraxis*, 26, 187-190.
- Hilgers, R. D., Heitmann, K. U., Bauer, P., & Scheiber, V. (2013). *Einführung in die Medizinische Statistik*: Springer Berlin Heidelberg.
- Hoffmann, G. (1983). Ergebnisse der chirurgischen Therapie bei der Luxatio patellae congenita des Hundes. (Diss Med Vet), Tierärztliche Hochschule Hannover, Hannover.
- Horne, R. D. (1979). Transplantation of the cranial head of the sartorius muscle for correction of medial patellar luxations. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 15, 85-91.
- Hottinger, H. A., De Camp, C. E., Olivier, B., Hauptman, J., & Soutas-Little, R. W. (1996). Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am J Vet Res*, 57, 381-388.
- Hulse, D. A. (1981). Pathophysiology and management of medial patellar luxation in the dog. *Vet Med Small Anim Clin*, 76(1), 43-51.
- Hulse, D. A. (1995). Patella Luxation Small Animal Orthopedics Mosby-Year Book Inc. (pp. 395-404). St. Louis: Olmstead M. L.

- Hulse, D. A., & Hyman, B. (1993). Fracture Biology and Biomechanics. In D. Slatter (Ed.), *Textbook of Small Animal Surgery* (Vol. 2). Philadelphia: Saunders.
- Hutter, H., Punzet, G., & Kopf, N. (1983). Patellaluxation nach medial beim Hund - Modifikation der Fixation der versetzten Tuberositas tibiae. *Wien Tierärztl Mschr*, 70, 269-276.
- Jakob, R. P. e. a. (1980). Tibial torsion calculated by computerised tomography and compared to other methods of measurement. *J Bone Joint Surg*, 2(62), 238-242.
- Jend, H. H., Heller, M., Dallek, M., & Schoettle, H. (1981). Measurement of tibial torsion by computer tomography. *Acta Radiologica: Diagnosis*, 22(3A), 271- 276
- Johnson, A., & Hulse, D. A. (2012). Disease of the joints. In T. W. Fossum, C. S. Hedlund, & D. A. Hulse (Eds.), *Small animal surgery* (2 ed.). St. Louis.
- Johnson, A., Probst, C. W., DeCamp, C. E., Rosenstein, D. S., Hauptman, J. G., & Kern, T. L. (2001). Comparison of trochlea block recession and trochlea wedge recession for canine patellar luxation using a cadaver model. *Vet Surg*(30), 140-150.
- Kaiser, S. (1999). *Magnesiaresonanztomographische und röntgenologische Untersuchungen zur Luxatio patellae congenita des Hundes.* (Diss Med Vet), FU Berlin, Berlin.
- Kaiser, S., Cornely, D., Colder, W., Garner, M. T., Wolf, K. J., Waibl, H., & Brunberg, L. (2001). The correlation of canine patellar luxation and the anteversion angle as measured using magnetic resonance images. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 42(2), 113-118.
- Kaiser, S., Cornely, D., Golder, W., Garner, M., Waibl, H., & Brunberg, L. (2001). Magnetic resonance measurements of the deviation of the angle of force generated by contraction of the quadriceps muscle in dogs with congenital patellar luxation. *Vet Surg*, 30(6), 552-558.
- Kinscher, S. (2007). *Zur Luxatio patellae congenita – Direkte Beurteilung der Tiefe der Trochlea ossis femoris und bestimmter Parameter mittels der Computertomographie.* (Diss Vet Med), Freie Universität Berlin, Berlin.
- Kodituwakku, G. (1962). Luxation of the patella in the dog. *Vet Rec*, 74, 1499-1506.
- Koecher, M., & Krieg, A. (2007). *Ebene Geometrie* (Vol. 3). Berlin: Springer.
- König, H. E., & Liebich, H. G. (2014). *Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis: Schattauer GmbH.*

- Kowaleski, M. P. (2006). Patellar luxation—preoperative evaluation and surgical planning for femoral corrective osteotomy. Paper presented at the 13th Conference of the European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology, München.
- Kowaleski, M. P., Bodrieau, R. J., & Pozzi, A. (2012). Stifle Joint. In K. M. Tobias & A. J. Johnston (Eds.), *Veterinary Surgery: Small Animal* (Vol. 1, pp. 906-998). St. Louis, MO: Saunders.
- Krengel, W. F., 3rd, & Staheli, L. T. (1992). Tibial rotational osteotomy for idiopathic torsion. A comparison of the proximal and distal osteotomy levels. *Clin Orthop Relat Res*(283), 285-289.
- Kummer, B. (1961). Die Torsion der unteren Extremitäten, ihre Entstehung und funktionelle Bedeutung. *Z Orthop Verh Dtsch Ges*, 96, 115-135.
- Kwiecien, R., Kopp- Schneider, A., & Blettner, M. (2011). Konkordanzanalyse. *Deutsches Ärzteblatt*, 108(30), 515-521.
- L' Eplatténier, H., & Montavon, P. M. (2002). Patellar luxation in dogs and cats: Pathogenesis and diagnosis. *Comp Cont Educ Pract*, 24, 234-240.
- Lambert, R. J., & Wendelburg, K. L. (2010). Determination of the mechanical medial proximal tibial angle using a tangential radiographic technique. *Vet Surg*, 39(2), 181-186.
- Lavrijsen, I. C., Heuven, H. C., Breur, G. J., Leegwater, P. A., Meutstege, F. J., & Hazewinkel, H. A. (2013). Phenotypic and genetic trends of patellar luxation in Dutch Flat-Coated Retrievers. *Anim Genet*, 44(6), 736-741.
- Linney, W. R., & Hammer, D. L. (2011). Surgical treatment of medial patellar luxation without femoral trochlear groove deepening procedures in dogs: 91 cases (1998–2009). *JAVMA*, 238(9), 1168-1172.
- Löer, B. (1999). Computertomographische Torsionsmessung an Femur und Tibia des Hundes - Methode und klinische Anwendung bei der Luxatio patellae congenita. (Diss Med Vet), LMU München, München.
- Madsen, J. S., & Svalastoga, E. L. (1994). Inclination and anteversion of collum femoris in hip dysplasia and coxarthrosis. *Acta vet Scand*, 35(2), 115-119.
- Matis, U. (1999). Kniegelenk- Zugang zum Kniegelenk bei Luxatio patellae. In H. Schebitz & W. Brass (Eds.), *Operationen an Hund und Katze* (Vol. 2, pp. 401-404). Berlin: Parey Verlag.
- Matis, U. (2005). Erkrankungen des Kniegelenks beim Hund. *Tierärztl Praxis*, 33.
- Matis, U. (2006). Improving our understanding of patellar luxation. Paper presented at the 13th Conference of the European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology, München.

- Matis, U. (2007). Patellar Luxation: What to do when? Paper presented at the ESVOT Symposium, München.
- Matis, U., & Fritz, R. M. (1990). Patellar luxation- Long term results of surgical treatment. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 4(39).
- Montavon, P. M., Hohn, R. B., Olmstead, M. L., & Rudy, R. L. (1985). Inclination and anteversion angles of the femoral head and neck in the dog. *Vet Surg*, 14, 277-282.
- Mortari, A. C., Rahal, S. C., Vulcano, L. C., da Silva, V. C., & Volpi, R. S. (2009). Use of radiographic measurements in the evaluation of dogs with medial patellar luxation. *Can Vet J*, 50(10), 1064-1068.
- Mostafa, A. A., Griffon, D. J., Thomas, M. W., & Constable, P. D. (2014). Radiographic evaluation of femoral torsion and correlation with computed tomographic techniques in labrador retrievers with and without cranial cruciate ligament disease. *Vet Surg*, 43(5), 534-541.
- Müller, W. (1985). Das femoropatellare Gelenk: Aspekte der Anatomie, Physiologie und Pathophysiologie. *Orthopädie*, 14, 204-214.
- NAV. (2012). *Nomina Anatomica Veterinaria 5th Edition (revised version)*. Hannover, Columbia, Ghent, Sapporo: Editorial Committee Hannover, Columbia, Ghent, Sapporo.
- Newton, C. D., & Nunamaker, D. M. (1985). *Textbook of Small Animal Orthopaedics*: Lippincott.
- Nickel, R., Schummer, A., & Seiferle, E. (2001). *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere (Vol. 8)*. Stuttgart: Parey Verlag.
- Nunamaker, D. M. (1974). Surgical correction of large femoral anteversion angles in the dog. *J Am Vet Med Assoc*, 165(12), 1061-1064.
- Nunamaker, D. M. (1985). Patellar Luxation. In D. M. Nunamaker (Ed.), *Textbook of small animal orthopedics*. Philadelphia: JB Lippincott Company.
- Nunamaker, D. M., Biery, D. N., & Newton, C. D. (1973). Femoral neck anteversion in the dog - Its radiographic measurement.
- Oboladze, T. (2010). *Die Luxatio patellae beim Hund - Behandlung und Ergebnisse in den Jahren 1999 bis 2008. (Diss Med Vet)*, Ludwig-Maximilian- Universität, München.
- Off, W. (1997). Ganganalyse beim Hund. Teil 2: Aufbau eines Ganglabors und Bewegungsanalytische Untersuchungen. *Tierärztliche Praxis*, 25, 303-311.

- Ogata, K., Whiteside, L. A., Lesker, P. A., & Simmons, D. J. (1977). The effect of varus stress on the moving rabbit knee joint. *Clin Orthop Relat Res*(129), 313-318.
- Olmstead, M. L. (1981). Lateral Luxation of the patella. Pathophysiology in small animal surgery, pp. 638 - 640.
- Outerbridge, R. E., & Dunlop, Y. A. Y. (1975). The problem of chondromalacia patellae. *Clin Orthop Rel Res*, 110, 177-196.
- Oxley, B., Gemmill, T. J., Pink, J., Clarke, S., Parry, A., Baines, S., & 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. *Vet Surg*, 42(6), 751-758.
- Paatsma, S., & Kärkkäinen, M. (1981). Genu valgum, ein Beitrag zur Klinik des Kniegelenks des Hundes. *Kleintierpraxis*, 26, 187-191.
- Palmer, R. H. (2001). Patellar luxation: femoral osteotomy and other therapeutic options in large breed dogs. Paper presented at the American College of Veterinary Surgeons Symposium.
- Palmer, R. H. (2011). Concepts and controversies of corrective femoral osteotomy. Paper presented at the ACVS Veterinary Symposium, Germantown.
- Palmer, R. H., Ikuta, C. L., & Cadmus, J. M. (2011). Comparison of Femoral Angulation Measurement Between Radiographs and Anatomic Specimens Across a Broad Range of Varus Conformations. *Veterinary Surgery*, 40(8), 1023-1028.
- Panula, H. E., Helminen, H. J., & Kiviranta, I. (1997). Slowly progressive osteoarthritis after tibial valgus osteotomy in young beagle dogs. *Clin Orthop Relat Res*(343), 192-202.
- Passing, H., & Bablok. (1983). A new biometrical procedure for testing the equality of measurements from two different analytical methods. Application of linear regression procedures for method comparison studies in clinical chemistry, Part I. *J Clin Chem Clin Biochem*, 21(11), 709-720.
- Peruski, A. M., Kowaleski, M. P., & Pozzi, A. (2006). Treatment of medial patellar luxation and distal femoral varus by femoral wedge osteotomy in dogs: 30 cases (2000-2005). Paper presented at the 2nd World Veterinary Orthopedic Congress, Keystone, CO.
- Petazzoni, M. (2011). Why does the patella luxate? Torsion, rotation and what else? . Paper presented at the British veterinary orthopaedic association spring meeting, Birmingham.

- Petazzoni, M., & Jaeger, G. H. (2008). *Atlas of Clinical Goniometry and Radiographic Measurements of the Canine Pelvic Limb* (2 ed.): Merial.
- Piermattei, D. L., Flo, G. L., DeCamp, C. E., & Brinker, W. O. (2006). The stifle joint. In D. L. Piermattei, G. F. Flo, & C. E. DeCamp (Eds.), *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair* (Vol. 4, pp. 562-632). St Louis, MO: Elsevier Saunders.
- Priester, W. A. (1972). Sex, size, and breed as risk factors in canine patellar dislocation. *J Am Vet Med Assoc*, 160(5), 740-742.
- Putnam, R. W. (1968). *Patellar Luxation in the Dog*. (Diss Med Vet), University of Guelph, Ontario.
- Read, R. A., & Robins, G. M. (1982). Deformity of the proximal tibia in dogs. *Vet Rec*, 111(13), 295-298.
- Reif, U. (2012). Erkrankungen des Kniegelenks. In P. F. Suter, H. G. Niemand, & S. Arnold-Gloor (Eds.), *Praktikum der Hundeklinik*: Parey.
- Reikeras, O., Kristiansen, L. P., Gunderson, R., & Steen, H. (2001). Reduced tibial torsion in congenital clubfoot: CT measurements in 24 patients. *Acta Orthop Scand*, 72(1), 53-56.
- Remedios, A. M., Basher, A. W., Runyon, C. L., & Fries, C. L. (1992). Medial patellar luxation in 16 large dogs. A retrospective study. *Vet Surg*, 21(1), 5-9.
- Robbins, G. M. (1990). The canine stifle joint. In W. G. Whittick (Ed.), *Canine Orthopaedics* (pp. 693). Philadelphia: Lea & Febiger.
- Roch, S. P., & Gemmill, T. J. (2008). Treatment of medial patellar luxation by femoral closing wedge osteotomy using a distal femoral plate in four dogs. *J Small Anim Pract*, 49(3), 152-158.
- Roush, J. K. (1993). Canine patellar luxation. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 23(4), 855-868.
- Roy, R. G., Wallace, L. J., Johnston, G. R., & Wickstrom, S. L. (1992). A retrospective evaluation of stifle osteoarthritis in dogs with bilateral medial patellar luxation and unilateral surgical repair. *Vet Surg*, 21(6), 475-479.
- Ruble, R., & Hird, D. (1993). Congenital abnormalities in immature dogs from a pet store: 253 cases (1987-1988). *Am Vet Med Assoc*, 202, 633-636.
- Rudy, R. L. (1974). *Stifle Joint Canine Surgery* (Vol. 2). Santa Barbara: Archibald, J.
- Sachs, L., & Hedderich, J. (2011). *Angewandte Statistik* (Vol. 14). Kiel: Springer-Verlag Berlin.

- Schawalder, P. (1987). Beiträge zur Biomechanik, klinik und Therapie des Hüftgelenkes beim Hund. Band 1 und 2. Habilitationsschrift. (Habilitation), Universität Bern, Bern.
- Schawalder, P., & Sterchi, H. P. (1981). Der Centrum- Collum- Diaphysenwinkel und der Antetorsionswinkel beim Hund. *Kleintierpraxis*, 26, 151-162.
- Schnappauf, A. (2005). Die sonographische Untersuchung und Vermessung des Kniegelenkes bei Hunden mit Patellaluxation. (Diss Vet Med), Justus-Liebig Universität, Gießen.
- Schulz, K. S. (2009). Gelenkerkrankungen. In T. W. Fossum (Ed.), *Chirurgie der Kleintiere Small animal surgery* (2. Aufl. [der 3., engl. Ausg.] ed., pp. XIV, 1642 S.). München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Schulz, K. S., & Dejardin, L. M. (2003). Surgical treatment of canine hip dysplasia. In D. Slatter (Ed.), *Textbook of small animal surgery* (Vol. 3, pp. 2029-2059). Philadelphia: Saunders.
- Schwarz, T., & Saunders, J. (2011). *Veterinary Computed Tomography* (Vol. 1). Oxford: John Wiley & Sons Ltd.
- Shuttleworth, A. C. (1935). Dislocation of the patella in the dog. *Vet Record*, 15, 765-774.
- Singleton, W. B. (1969). The surgical correction of stifle deformities in the dog. *J Small Anim Pract*, 10(2), 59-69.
- Slocum, B., & Devine, T. (1982). Wedge recession for treatment of recurrent luxation of the patella. *Clin Orthop*, 164, 48-53.
- Slocum, B., & Slocum, T. D. (1993). Trochlear wedge recession for medial patellar luxation. An update. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 23(4), 869-875.
- Slocum, B., & Slocum, T. D. (1998). *Current Techniques in Small Animal Surgery* (Vol. 4). Philadelphia: Bojrab, M. J.
- Soparat, C., Wangdee, C., Chuthatep, S., & Kalpravidh, M. (2012). Radiographic measurement for femoral varus in Pomeranian dogs with and without medial patellar luxation. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 25(3), 197-201.
- Stedman, T. L. (Ed.) (2005) *Stedman's medical dictionary* (Vols. 28). Baltimore: Stedman, J. K.
- Swiderski, J. K., & Palmer, R. H. (2007). Long-term outcome of distal femoral osteotomy for treatment of combined distal femoral varus and medial patellar luxation: 12 cases (1999-2004). *J Am Vet Med Assoc*, 231(7), 1070-1075.

- Swiderski, J. K., Radecki, S. V., Park, R. D., & Palmer, R. H. (2008). Comparison of radiographic and anatomic femoral varus angle measurements in normal dogs. *Vet Surg*, 37(1), 43-48.
- Talcott, K. W., Goring, R. L., & De Haan, J. J. (2000). Rectangular recession trochleoplasty for treatment of patellar luxation in dogs and cats. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 13, 39-43.
- Tamari, K., Tinley, P., Briffa, K., & Breidahl, W. (2005). Validity and reliability of existing and modified clinical methods of measuring femoral and tibiofibular torsion in healthy subjects: use of different reference axes may improve reliability. *Clin Anat*, 18(1), 46-55.
- Tepic, S., & De Haan, J. J. (2012). USA Patent No.: P. A. Publication.
- Tobias, K. M., & Johnston, S. A. (2011). *Veterinary Surgery - Small Animal*: Elsevier - Health Sciences Division.
- Tomlinson, J., Fox, D., Cook, J. L., & Keller, G. G. (2007). Measurement of femoral angles in four dog breeds. *Vet Surg*, 36(6), 593-598.
- Towle, H. A., Griffon, D. J., Thomas, M. W., Siegel, A. M., Dunning, D., & Johnson, A. (2005). Pre- and postoperative radiographic and computed tomographic evaluation of dogs with medial patellar luxation. *Vet Surg*, 34(3), 265-272.
- Überreiter, O. (1966). Klinische und anatomische Befunde bei der angeborenen Patellaluxation des Hundes. *Kleintierpraxis*(11), 125-129.
- Unkel- Mohrmann, F. (1999). Das ganganalytische Profil des deutschen Schäferhundes. (Diss Med Vet), LMU München, München.
- Vasseur, P. B. (2003). *Textbook of small animal surgery* (D. Slatter Ed. Vol. 3). Philadelphia, PA: Saunders.
- Weber, U. (1977). Zum Torsionsproblem des distalen Femurs: Eine tierexperimentelle Untersuchung. *Orthopädie*, 115, 707-715.
- Weh, J. L., Kowaleski, M. P., & 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. *Vet Surg*, 40(6), 670-686.
- Weyl, H. (2013). *Einführung in die Funktionstheorie* (Vol. 2). Basel: Springer.
- Willauer, C. C., & Vasseur, P. B. (1987). Clinical results of surgical correction of medial luxation of the patella in dogs. *Vet Surg*, 16(1), 31-36.

- Worth, A. (2012). Surgical Management of Medial Patella Luxation. Paper presented at the The 3rd Annual Vet Education Online Veterinary Conference.
- Ythier, D., & Baron, M. (1987). Torsion tibiale des chiens de races géantes Le Point vétérinaire: revue d'enseignement post-universitaie et de formation permanente, 19(110), 710 - 704.

## IX. ANHANG

### Besitzer- Fragebogen Patellaluxation

Name des Besitzers:.....

Name des Tieres: .....Geburtsdatum: .....

Rasse: .....Gewicht: .....

Falls Sie einen Mischling haben, ist er

großwüchsig                       mittelwüchsig                       kleinwüchsig

Ist Ihr Hund lebhaft?                       ja                       nein

Ist Ihnen die Ursache der Patellaluxation bekannt?

angeboren                       Unfall                       Sturz- oder  
Sprungverletzung  
 Wachstumsstörung                       unbekannte Ursache                       Sonstiges: .....

Wie lange besteht die Lahmheit?                       Tage                       Wochen                       Monate

Wieviel Zeit verging zwischen dem Auftreten der Lahmheit und der Vorstellung in der Klinik?

Tage                       Wochen                       Monate

Wurde Ihr Hund vorbehandelt?                       ja                       nein

Falls ja, wie?                       Medikament                       Ruhighaltung                       Operation

Geht Ihr Hund noch lahm?                       ja                       nein

Wenn nein, wie lange hat Ihr Hund nach der Behandlung noch gelahmt?

Tage                       Wochen                       Monate

Falls die Lahmheit noch besteht, ist diese stärker als vor der OP?                       ja                       nein

Falls die Lahmheit noch besteht, ist diese:                       ständig                       zeitweise

Falls Ihr Tier zeitweise lahmt, lahmt es dann: (mehrfach Nennungen möglich)

ohne besonderen Anlass                       nach Ruhe                       schon nach geringer Belastung  
 nach stärkerer Belastung

Waren Sie mit dem Erfolg der hier durchgeführten Therapie zufrieden?                       ja                       nein

Wurde Ihr Hund beim Haustierarzt nachbehandelt?                       ja                       nein

Wenn ja, wie?.....Name des Haustierarztes?.....

**Bitte senden Sie den Fragenbogen innerhalb von 2 Wochen mit dem frankierten Rückumschlag zurück.**

**Vielen Dank für Ihre Mühe!**

**Abbildung 90:** Patientenbesitzer Fragebogen

**Tabelle 20:** Vorversuch zur manuellen Messung, Einzelergebnisse von Untersucher 1 (U1) und Untersucher 2 (U2) zur Berechnung des Interobserver Agreements bei manueller Torsionsmessung am Knochenmodell nach Methode 1 (modifiziert nach Dudley), 2 (modifiziert nach Lör) und 3 (eigene Methode). Auswahl und Validierung des geeigneten Femurknochenmodells

Messung	ATW° Methode 1 (U 1)	ATW° Methode 1 (U 2)	ATW° Methode 2 (U 1)	ATW° Methode 2 (U 2)	ATW° Methode 3 (U 1)	ATW° Methode 3 (U 2)
1	30	15	18	19	18	19
2	30	25	65	68	42	42
3	60	65	-2	2	26	30
4	15	5	27	30	29	30
5	55	50	11	8	2	2
6	27	18	60	60	31	31
7	45	50	57	58	74	75
8	22	13	75	73	55	57
9	14	5	42	43	83	84
10	15	5	32	28	8	8

**Tabelle 21:** manuelle Tibiamessung am Tibiaknochenmodell von Untersucher 1 und Untersucher 2 zur Bestimmung des Interobserver Agreements zur Validierung des Tibiaknochenmodells

Manuelle Messungen des Tibia Torsionswinkel	TTW Messergebnisse Untersucher 1	TTW Messergebnisse Untersucher 2
TTW 1	-7	-7
TTW 2	-23	-23
TTW 3	-20	-19
TTW 4	-37	-37,5
TTW 5	-23,5	-24
TTW 6	40	40
TTW 7	17	16,5
TTW 8	48	48
TTW 9	31,5	33
TTW 10	5	5

**Tabelle 22:** Ergebnisse zum Vorversuch von manueller und softwarebasierter Lagerungsmessung am Femur. Validierung der softwarebasierten Messungen bei Femurwinkeln

Winkel (n=13)	ATW° manuell	ATW° Software
0°	21,5	23,4
plus 10°	31,5	33,6
plus 20°	41,5	43,3
plus 30°	51,5	53,5
plus 40°	61,5	63,2
plus 50°	71,5	73,5
plus 90°	111,5	113,9
minus 10°	11,5	13,7
minus 20°	1,5	3,2
minus 30°	-8,5	-6,4
minus 40°	-18,5	-15,5
minus 50°	-28,5	-26,9
minus 90°	-68,5	-65,6

**Tabelle 23:** Ergebnisse zum Vorversuch von manueller und softwarebasierter Lagerungsmessung an der Tibia. Validierung der softwarebasierten Messungen bei Tibiawinkeln

Winkel (n=13)	TTW° manuell	TTW° Software
0°	9,5	9,6
plus 10°	19,5	19,7
plus 20°	29,5	29,7
plus 30°	39,5	39,4
plus 40°	49,5	49,6
plus 50°	59,5	59,6
plus 90°	99,5	96,7
minus 10°	-0,5	-0,4
minus 20°	-10,5	-10,3
minus 30°	-20,5	-20,5
minus 40°	-30,5	-31
minus 50°	-40,5	-40,5
minus 90°	-80,5	-80,2

**Tabelle 24:** Lagerungsmessung Tibia im Vorversuch: die Einzelergebnisse der Messungen von Tibiatorsionswinkel und Varus-Valgus-Winkel der Tibia von Untersucher 1 (U1 (1) und (2)); und von Untersucher 2 (U2)

Nr Tibia Lagerung° (n=60)	TTW (°) U1 (1)	TTW (°) U1 (2)	TTW (°) U2	VVW (°) U1 (1)	VVW (°) U1 (2)	VVW (°) U2
1 00	-8,8	-9,1	-8,2	185	184,2	185,6
1 15	-9,3	-9,4	-9,9	185,5	184,9	184,6
1 45	-9,1	-8,9	-9,6	185,3	185,2	185,5
2 00	0,3	0,5	0,4	187,9	188	186,9
2 15	-0,2	0	0	188,2	188,1	187,3
2 45	0,1	-0,3	0,2	187,5	187,8	187,9
3 00	-5,1	-4,9	-5,4	183,7	183,5	183,8
3 15	-5,5	-5,2	-5,9	183,9	183,1	183,8
3 45	-4,9	-5	-5,4	183,3	183,3	183,2
4 00	-7,1	-8,1	-6,5	184,1	184	182,5
4 15	-9,9	-8,7	-7,5	183,7	183,7	181,9
4 45	-9,4	-8,5	-8,5	181,2	182,4	184,3
5 00	-4,5	-5,7	-4,4	188,7	188,6	187,5
5 15	-6,1	-5,9	-4,5	185,6	187,5	188,5
5 45	-6,2	-5,9	-3,9	190,3	189	188,1
6 00	-1,2	-1,5	-1	184,4	184,4	196,4
6 15	-1,4	-1,3	-1,3	183,8	183,7	189,9
6 45	-3,9	-2,1	-3,1	186,9	185,3	191,9
7 00	3,7	3,6	1,3	184,9	185	186,9
7 15	3,1	3,4	1,7	186,1	185,7	186
7 45	1,7	2,9	1	184,1	185,1	184,3
8 00	-2,5	-2,7	-3,1	184,4	184,3	186,5
8 15	-3	-2,9	-2,5	181	182,4	184,9
8 45	-2,8	-2,8	-3,3	182	182,4	183,3
9 00	-4,1	-4,3	-5	184,5	184,4	183,3
9 15	-4,7	-4,3	-4	184,2	184,4	182,5
9 45	-4,3	-4,6	-4,2	185,6	184,9	183
10 00	-7,6	-7,9	-8	184,1	183,9	183,7
10 15	-8,8	-7,6	-8,5	180,3	182,3	183,2
10 45	-7,1	-7,5	-7,7	181	182	183,5
11 00	-6,4	-6,3	-6,5	183,1	183,2	182,8
11 15	-5,6	-6,2	-7,2	181,5	181,7	183,6

Nr Tibia Lagerung° (n=60)	TTW (°) U1 (1)	TTW (°) U1 (2)	TTW (°) U2	VVW (°) U1 (1)	VVW (°) U1 (2)	VVW (°) U2
11 45	-5,1	-6,1	-5,4	184,3	183,9	182,6
12 00	-1,3	-1,2	1,4	184,5	184,5	181,8
12 15	-1,3	-1	0,5	185,9	184,9	182,9
12 45	-1,6	-1,3	0,1	183,6	183,7	182,3
13 00	-2,8	-2,9	-3,5	187	187,1	186,9
13 15	-2,9	-3,1	-3,6	188,5	188,3	183,8
13 45	-2,9	-3	-3,3	186,9	187	184,7
14 00	-3,5	-3,5	-3,9	180,7	180,9	183,1
14 15	-2,5	-3	-3,5	184,3	182,1	184
14 45	-3,3	-3	-3,5	183,5	182,9	184,1
15 00	-7,5	-8,1	-8,3	179,7	180,1	184,1
15 15	-9	-8,5	-8	181	180,8	185,1
15 45	-8,9	-8,4	-9	180,7	180,7	185,2
16 00	-13,7	-13	-11,1	187,4	187,5	182,7
16 15	-13,8	-12,9	-11,9	186	186,3	184,3
16 45	-11,2	-12,4	-12,1	187,1	186,9	183
17 00	-6,1	-5,9	-6	182,9	182,8	182,6
17 15	-5,7	-6	-5,8	182,5	182,5	183
17 45	-5,2	-5,7	-5,3	182,1	182,3	183,1
18 00	4,3	4,1	4,4	182,1	182,3	182,7
18 15	4,3	4,1	4,7	180,5	180,4	132,2
18 45	5,7	4,6	4,4	180	180,9	183,2
19 00	-5,3	-5	-5,3	184,4	185,1	184,9
19 15	-3,4	-4,8	-4,3	186,3	185	183,2
19 45	-4,8	-4,9	-5,3	180,8	183	183
20 00	-0,7	-0,7	-0,8	185,7	185,7	182,8
20 15	-0,7	-1	-1,1	182,8	184,2	183,4
20 45	-1,9	-1,4	-0,9	181,3	182	182,6

**Tabelle 25a:** Lagerungsmessung Femur im Vorversuch: die Einzelergebnisse der Messungen der Femurhalswinkel (FHW HB und FHW E) von Untersucher 1 (U1 (1) und (2)); und von Untersucher 2 (U2)

Nr Femur Lagerung° (n=39)	FHW HB (°) U1 (1)	FHW HB (°) U1 (2)	FHW HB (°) U2	FHW E (°) U1 (1)	FHW E (°) U1 (2)	FHW E (°) U2
1 00	143,7	142,8	145,8	126,3	126,4	124,7
1 15	141,6	142,1	141,9	128,2	127,6	127,1
1 45	141,8	142,4	142,4	125	125,4	132,2
2 00	143,8	142,4	142,9	128,4	128,5	131,8
2 15	140,8	141,1	141,9	125,1	127,1	131,3
2 45	141,5	142,1	143,8	125,6	125,5	130,3
3 00	143,5	143	143	129,7	129,6	126,3
3 15	141,5	142,1	142,2	129,9	129,6	126,6
3 45	143,3	142,8	140,6	130,9	129,9	125,7
4 00	145,1	144,4	145,2	125,3	125,5	130,2
4 15	139,9	144,9	145	125,7	125,7	129,3
4 45	139,9	144,2	144,4	127	126,7	130,3
5 00	132,3	132,4	133,9	126,8	126,9	121,3
5 15	132,9	132,9	134,4	123,4	124,5	125,8
5 45	128,3	129,9	134,1	123,6	124	120,4
6 00	137,3	137,4	142,7	121,9	122,3	121,7
6 15	139,1	138,8	140,9	120,8	120,8	125,6
6 45	137	137,1	141,9	123,9	122,9	123,8
7 00	143,6	142	144,9	116,1	116,5	128,1
7 15	139,3	140,1	140,9	119,2	117,9	127,2
7 45	141	141,2	141,9	119,7	118,8	129
8 00	142,5	142,2	145,6	133,4	133,4	133,2
8 15	141	142,2	143,3	134,1	133,9	132,8
8 45	140,2	141,5	145,7	130,8	132	132,7
9 00	150,2	150,1	151,6	127,9	127,8	133,2
9 15	150,7	150,8	150,8	126,1	126,7	131,5
9 45	148,7	149,8	151,8	126,2	126,4	135,9
10 00	144	145,3	141,9	121,1	122	123,3
10 15	146,4	145,9	143,6	125	123,4	127,6
10 45	144,7	145	140,2	125,4	124,5	127,1
11 00	141,2	141	137	121,3	121,3	124,8
11 15	138	140,1	137,2	120,5	120,5	130,3

Nr Femur Lagerung° (n=39)	FHW HB (°) U1 (1)	FHW HB (°) U1 (2)	FHW HB (°) U2	FHW E (°) U1 (1)	FHW E (°) U1 (2)	FHW E (°) U2
11 45	137,1	138,3	136,4	119,1	119,9	129,6
12 00	144,7	144,5	144,4	118,9	118,8	131
12 15	146,8	146	142,7	122,2	122,3	130,1
12 45	140,6	141,1	141,9	124	123,9	130,4
13 00	129,7	130,3	129,1	121,4	122	116,6
13 15	131,1	131,4	129,4	122	122,3	121,8
13 45	132,3	132,4	127,9	123,8	123,1	122

**Tabelle 25b:** Lagerungsmessung Femur im Vorversuch: (die Einzelergebnisse der Messungen der Antetorsionswinkel (ATW HB und ATW E) von Untersucher 1 (U1 (1) und (2)); und von Untersucher 2 (U2)

Nr Femur Lagerung° (n=39)	ATW HB (°) U1 (1)	ATW HB (°) U1 (2)	ATW HB (°) U2	ATW E (°) U1 (1)	ATW E (°) U1 (2)	ATW E (°) U2
1 00	29,6	30,1	32,7	21,6	22,1	24,9
1 15	32,6	31,4	30,6	22,4	22,4	22
1 45	30,2	30,8	30,4	24,3	23,2	23,4
2 00	13,4	13,2	12,8	10,4	9,8	7,5
2 15	13,8	13,6	12,1	9	9,5	10,5
2 45	12	12,7	12,5	9,9	10,1	12,4
3 00	33,5	33,4	29,1	20,3	19,7	19,1
3 15	33,2	33,4	31,2	19,7	19,4	17,8
3 45	30,9	32	29,6	19,6	19,5	21,9
4 00	30,6	31,1	29,8	23,8	24,1	24,4
4 15	32,8	31,8	31,3	23,1	23,5	26,4
4 45	30,8	30,8	30,7	23,5	24	23,2
5 00	33,8	33,2	32,4	17,9	20,5	28,9
5 15	33	33,5	31	19,1	21,2	26,3
5 45	34,3	33,9	33,9	24	23,4	26,1
6 00	18,4	19	17,6	10,8	11,4	16,8
6 15	19,8	19,3	20,3	12,2	12,5	17,2
6 45	20,6	19,9	20,9	12,3	12,2	12,8
7 00	36,3	35,9	31,9	26	24,3	20,3
7 15	34,4	34,8	31,3	22	24,1	25,4

Nr Femur Lagerung <sup>o</sup> (n=39)	ATW HB (°) U1 (1)	ATW HB (°) U1 (2)	ATW HB (°) U2	ATW E (°) U1 (1)	ATW E (°) U1 (2)	ATW E (°) U2
7 45	36,6	36,1	33,6	23,4	25,1	24,5
8 00	20,8	20,6	20,2	10,1	11,3	17,8
8 15	20,5	20,5	21,3	10,9	12,9	16,9
8 45	22,4	21	23,6	12,3	12,8	16,9
9 00	32,4	32,5	28,3	21,1	21,7	22,1
9 15	33,4	32,9	32,3	21,9	21,9	21,6
9 45	34	33	32,6	23	22,4	22,6
10 00	32,6	31,9	32,6	24	23,5	21,6
10 15	31,3	31,4	32,5	24,8	24,2	22,1
10 45	32,6	32,2	33,6	24,5	24	24,8
11 00	26,6	26,5	22,1	15,1	14,7	15,3
11 15	25	25,5	23,8	14	14,4	15,9
11 45	25	25,3	23,9	15,7	15,1	18,4
12 00	34,1	34,4	31,7	20,9	20,5	21,4
12 15	34,3	34,4	33	23,9	21,9	23
12 45	34,1	34,1	32,8	21,7	21	20,1
13 00	7,7	7,8	6,8	5,4	5,6	5,5
13 15	7,4	7,3	11	5,2	5,3	5,5
13 45	7,5	7,1	9,8	6,3	5,9	4,3

**Tabelle 25c:** Lagerungsmessung Femur im Vorversuch: (die Einzelergebnisse der Messungen der Varus-Valgus-Winkel (VWV d und VWV p) von Untersucher 1 (U1 (1) und (2)); und von Untersucher 2 (U2)

Nr Femur Lagerung <sup>o</sup> (n=39)	VWV d (°) U1 (1)	VWV d (°) U1 (2)	VWV d (°) U2	VWV p (°) U1 (1)	VWV p (°) U1 (2)	VWV p (°) U2
1 00	178,8	179,1	178,9	177,9	177,4	179,7
1 15	178,5	179,2	178,2	177,8	177,3	178,4
1 45	178,8	178,8	177,9	177,6	177,2	178,4
2 00	178,1	178,4	178,6	178,9	178,4	178,5
2 15	178,6	178,4	179,1	178,9	178,9	179,2
2 45	177,9	177,5	178,4	179,6	179,9	179,7
3 00	178,5	178,2	178,3	179,8	179,9	179,1
3 15	179	178,4	178,3	179,3	179,3	179,6

Nr Femur Lagerung° (n=39)	VVW d (°) U1 (1)	VVW d (°) U1 (2)	VVW d (°) U2	VVW p (°) U1 (1)	VVW p (°) U1 (2)	VVW p (°) U2
3 45	178,8	178,5	179,2	179,3	179,5	179,8
4 00	178,5	178,5	178,7	179,4	179,9	179,1
4 15	178,3	178	178,4	178,7	178	179,6
4 45	179	178,6	178,3	178,7	178,1	179,8
5 00	178,4	178,4	171,9	179,2	177,4	173
5 15	178,3	178,1	169	178,9	178,1	169,4
5 45	178,7	179	167,5	179,6	178,7	168,7
6 00	177,2	178,1	179,3	178,2	178,4	178,8
6 15	177,3	177,9	176,7	176,9	176,8	177,2
6 45	178	177,5	175,6	177,3	177	177,9
7 00	179,2	179,4	178,4	180,2	180,4	179,1
7 15	179,1	179,4	179,1	179,1	180	179,7
7 45	179,1	179,2	179,4	179,7	179,5	178,8
8 00	181,3	182	179,6	181	181,1	176,1
8 15	181,7	182,1	180	179,8	179,9	177,2
8 45	181,1	181,7	179,4	181	181,4	177,9
9 00	183	182,9	184,5	184,3	184,5	186,5
9 15	182,6	183,1	183	184,5	184,8	185,4
9 45	183	183,2	183,6	184,5	185	185,5
10 00	177,6	178	177,5	178	177,9	178,2
10 15	177,5	178,5	172	178,8	178,4	172,9
10 45	177,3	178,4	172,7	178,1	178,3	173,3
11 00	180,5	182	181,7	180,4	180,5	180,8
11 15	180,2	181,2	179	179,6	180,1	181,5
11 45	180,5	181,1	181	179,6	179,3	180,4
12 00	181,7	181,4	178,5	179,1	179,2	179,2
12 15	181,9	181,4	179,7	179,6	178,9	178,7
12 45	181,9	181,8	177,9	180,6	179,3	177,1
13 00	187,3	187,2	179,6	176,8	176,1	180,5
13 15	187,2	187,3	179,5	177	176,3	180,9
13 45	187,3	187,5	179,9	176,8	177	180,9

**Tabelle 26:** Patienten der dreidimensionalen Messung

Rasse	Alter	Geschlecht	Gewicht (Kg)
Mischling	6	m	15
Mischling	3	w	7
Mischling	9	w	8,6
Chihuahua	3	m	2,5
Chihuahua	keine OP 10	m	2,8
Yorkshire Terrier	2	w	3,9
West Highland Terrier	keine OP 1	w	5,6
franz. Bulldogge	2	m	15,7
Chihuahua	3	m	2
Labrador	1	m	30
engl. Bulldogge	1	w	31,4
Zwergpudel	1	w	4,1
Yorkshire Terrier	11	m	4,7
franz. Bulldogge	1	w	12
Papillon	6	m	3,5
Mischling	1	w	8
Mischling	5	m	5,5
Mischling	3	m	6,5
bayr. Gebirgsschweißhund	2	m	20
Mischling	1	m	8
Yorkshire Terrier	2	w	6,2
Mischling	3	w	10
Yorkshire Terrier	8	w	4,5
Chihuahua	4	w	3,5
Chihuahua	3	m	2,5
Yorkshire Terrier	2	m	2,5
Zwergspitz	2	w	4,4
Mischling	2	m	14,1
Zwergpudel	2	m	5,6
Yorkshirer Terrier	5	m	3,7
Tibet Terrier	12	w	6,8
Zwergpudel	4	m	5
Bolonka	8	m	6,7
Spitz	1	m	12,5

**Tabelle 27:** Post-hoc-Test zum Vergleich der signifikanten Unterscheidung der Mittelwertverteilung von den Winkelmessergebnissen, aufgeteilt nach Luxationsrichtung (keine Patellaluxation (0), mediale Patellaluxation (m), laterale Patellaluxation (l))

Abhängige Variable (Bonferroni- Methode)			Signifikanz (p=)
FHW HB	keine (0)	m	0,421
		l	0,004
	medial (m)	0	0,421
		l	0,017
	lateral (l)	0	0,004
		m	0,017
FHW E	keine (0)	m	0,367
		l	0,031
	medial (m)	0	0,367
		l	0,155
	lateral (l)	0	0,031
		m	0,155
ATW HB	keine (0)	m	0,269
		l	1
	medial (m)	0	0,269
		l	0,239
	lateral (l)	0	1
		m	0,239
ATW E	keine (0)	m	1
		l	1
	medial (m)	0	1
		l	0,995
	lateral (l)	0	1
		m	0,995
VW d Femur	keine (0)	m	0,431
		l	0,013
	medial (m)	0	0,431
		l	0
	lateral (l)	0	0,013
		m	0

Abhängige Variable (Bonferroni- Methode)			Signifikanz (p=)
VVW p Femur	keine (0)	m	0,618
		l	0,018
	medial (m)	0	0,618
		l	0
	lateral (l)	0	0,018
		m	0
TTW	keine (0)	m	1
		l	0,038
	medial (m)	0	1
		l	0,023
	lateral (l)	0	0,038
		m	0,023
VVW Tibia	keine (0)	m	1
		l	0
	medial (m)	0	1
		l	0
	lateral (l)	0	0
		m	0
FTR	keine (0)	m	0,285
		l	1
	medial (m)	0	0,285
		l	0,158
	lateral (l)	0	1
		m	0,158
TTR	keine (0)	m	0,845
		l	0,336
	medial (m)	0	0,845
		l	0,809
	lateral (l)	0	0,336
		m	0,809



**Tabelle 30a:** Verteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad bei Gliedmaßen mit MPL und ohne Patellaluxation (Winkel des Femurs) (keine Luxation (0), Grad I (1), Grad II (2), Grad III (3), Grad IV (4))

Luxationsgrad	Werte	FHW HB	FHW E	ATW HB	ATW E	VVW d Femur	VVW p Femur
0	Gliedmaßen	9	9	9	9	9	9
	Mittelwert	132,788	113,575	26,813	20,138	176,113	176,538
	Standardabweichung	7,2193	6,3554	5,4125	7,7828	5,4499	4,8122
	Standardfehler des Mittelwerts	2,5524	2,2470	1,9136	2,7516	1,9268	1,7014
	Median	129,800	111,950	26,100	19,100	177,300	176,300
	Minimum	125,0	106,8	19,1	11,8	166,7	168,9
	Maximum	142,9	127,0	36,7	34,8	181,8	184,5
1	Gliedmaßen	6	6	6	6	6	6
	Mittelwert	139,671	120,414	23,243	19,886	175,457	175,429
	Standardabweichung	2,2329	7,6841	6,8017	9,5299	4,5077	5,4653
	Standardfehler des Mittelwerts	,8439	2,9043	2,5708	3,6019	1,7038	2,0657
	Median	139,800	123,100	24,200	17,100	177,400	176,500
	Minimum	136,9	107,4	13,5	7,9	168,8	167,9
	Maximum	143,0	128,0	34,2	38,6	180,7	181,6
2	Gliedmaßen	15	15	15	15	15	15
	Mittelwert	136,400	117,120	22,847	19,633	175,027	176,440
	Standardabweichung	5,8942	6,0170	8,0410	7,7562	4,6610	4,1995
	Standardfehler des Mittelwerts	1,5219	1,5536	2,0762	2,0026	1,2035	1,0843
	Median	137,300	117,300	22,900	18,500	176,000	178,300
	Minimum	126,2	106,1	6,5	4,1	165,2	168,6
	Maximum	144,7	126,7	39,0	33,2	182,0	181,9
3	Gliedmaßen	23	23	23	23	23	y
	Mittelwert	136,874	117,626	21,800	19,304	173,930	174,526
	Standardabweichung	6,6368	9,9284	7,3054	7,2044	4,6485	4,8378
	Standardfehler des Mittelwerts	1,3839	2,0702	1,5233	1,5022	,9693	1,0087
	Median	137,200	117,300	22,000	21,000	173,800	175,400
	Minimum	123,3	100,6	3,3	5,1	162,0	163,4
	Maximum	146,5	139,5	34,3	32,7	179,7	181,2

Luxationsgrad	Werte	FHW HB	FHW E	ATW HB	ATW E	VVW d Femur	VVW p Femur
4	Gliedmaßen	10	10	10	10	10	10
	Mittelwert	137,260	117,890	20,400	20,380	169,930	171,290
	Standardabweichung	7,5575	7,1677	10,9040	11,6601	5,7046	8,2510
	Standardfehler des Mittelwerts	2,3899	2,2666	3,4482	3,6872	1,8039	2,6092
	Median	137,450	117,550	21,800	16,150	172,550	171,200
	Minimum	121,1	107,1	1,2	4,9	161,7	160,3
	Maximum	146,7	132,4	42,0	39,8	177,4	183,8

**Tabelle 30b:** Verteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad bei Gliedmaßen mit MPL und ohne Patellaluxation (Winkel der Tibia und Femorotibiale Rotation und Tibiotalare Rotation) (keine Luxation (0), Grad I (1), Grad II (2), Grad III (3), Grad IV (4))

Luxationsgrad	Werte	TTW	VVW Tibia	FTR	TTR
0	Gliedmaßen	9	9	9	9
	Mittelwert	1,825	189,325	-2,7	3,438
	Standardabweichung	4,9707	4,0248	6,6678	1,4696
	Standardfehler des Mittelwerts	1,7574	1,423	2,3574	0,5196
	Median	2,5	190,45	-1,25	2,95
	Minimum	-5,4	182,7	-15,9	1,4
	Maximum	8,2	195,2	3,9	5,6
1	Gliedmaßen	6	6	6	6
	Mittelwert	0,857	190,314	-9,657	4,214
	Standardabweichung	10,5753	4,0048	13,1872	2,0318
	Standardfehler des Mittelwerts	3,9971	1,5137	4,9843	0,7679
	Median	1,1	190	-4,2	4,7
	Minimum	-19,6	185,9	-35,8	0,6
	Maximum	10,8	198,1	-0,8	6,7
2	Gliedmaßen	15	15	15	15
	Mittelwert	0,42	188,54	-3,973	3,947
	Standardabweichung	6,5389	4,5223	9,5717	2,8385
	Standardfehler des Mittelwerts	1,6883	1,1677	2,4714	0,7329
	Median	1	187,8	-3,6	3,7
	Minimum	-10,6	182,3	-26	0,2
	Maximum	11,3	197,7	10,4	9,9

<b>Luxationsgrad</b>	<b>Werte</b>	<b>TTW</b>	<b>VVW Tibia</b>	<b>FTR</b>	<b>TTR</b>
3	Gliedmaßen	23	23	23	23
	Mittelwert	2,843	190,174	-10,465	3,665
	Standardabweichung	7,3146	4,8048	13,9338	2,0784
	Standardfehler des Mittelwerts	1,5252	1,0019	2,9054	0,4334
	Median	2,4	191,7	-7,1	4,1
	Minimum	-10,5	181,8	-52,3	0,7
	Maximum	13,6	197,3	4,5	7,7
4	Gliedmaßen	10	10	10	10
	Mittelwert	0,47	190,26	-29,98	4,86
	Standardabweichung	14,198	5,6327	16,2588	2,6601
	Standardfehler des Mittelwerts	4,4898	1,7812	5,1415	0,8412
	Median	3,85	190,7	-29,45	4,45
	Minimum	-25,4	180,4	-55,4	1,5
	Maximum	18,3	198,4	-8,8	11

**Tabelle 31a:** Verteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad bei Gliedmaßen mit LPL und ohne Patellaluxation (Winkel des Femurs) (keine Luxation (0), Grad I (1), Grad II (2), Grad III (3), Grad IV (4))

Luxations-grad	Werte	FHW HB	FHW E	ATW HB	ATW E	VVW d Femur	VVW p Femur
0	Gliedmaßen	9	9	9	9	9	9
	Mittelwert	132,788	113,575	26,813	20,138	176,113	176,538
	Standardabweichung	7,2193	6,3554	5,4125	7,7828	5,4499	4,8122
	Standardfehler des Mittelwerts	2,5524	2,247	1,9136	2,7516	1,9268	1,7014
	Median	129,8	111,95	26,1	19,1	177,3	176,3
	Minimum	125	106,8	19,1	11,8	166,7	168,9
	Maximum	142,9	127	36,7	34,8	181,8	184,5
3	Gliedmaßen	2	2	2	2	2	2
	Mittelwert	142,1	124,45	25	19,85	183,15	184,95
	Standardabweichung	0,7071	1,2021	0,8485	0,9192	1,4849	2,192
	Standardfehler des Mittelwerts	0,5	0,85	0,6	0,65	1,05	1,55
	Median	142,1	124,45	25	19,85	183,15	184,95
	Minimum	141,6	123,6	24,4	19,2	182,1	183,4
	Maximum	142,6	125,3	25,6	20,5	184,2	186,5
4	Gliedmaßen	2	2	2	2	2	2
	Mittelwert	150,85	127,5	33	27,85	187,15	187,4
	Standardabweichung	0,2121	8,061	2,5456	3,6062	1,9092	0
	Standardfehler des Mittelwerts	0,15	5,7	1,8	2,55	1,35	0
	Median	150,85	127,5	33	27,85	187,15	187,4
	Minimum	150,7	121,8	31,2	25,3	185,8	187,4
	Maximum	151	133,2	34,8	30,4	188,5	187,4
Gesamtsumme	Gliedmaßen	13	13	13	13	13	13
	Mittelwert	137,638	117,392	27,4	21,046	179,015	179,792
	Standardabweichung	8,9187	8,0833	4,9342	6,8036	6,1199	5,9222
	Standardfehler des Mittelwerts	2,4736	2,2419	1,3685	1,887	1,6974	1,6425
	Median	141,1	113,6	26	19,6	180,1	179,9
	Minimum	125	106,8	19,1	11,8	166,7	168,9
	Maximum	151	133,2	36,7	34,8	188,5	187,4

**Tabelle 31b:** Verteilung der Messergebnisse nach Luxationsgrad bei Gliedmaßen mit LPL und ohne Patellaluxation (Winkel der Tibia und Femoro-tibiale Rotation und Tibiotalare Rotation) (keine Luxation (0), Grad I (1), Grad II (2), Grad III (3), Grad IV (4))

Luxationsgrad	Werte	TTW	VVW Tibia	FTR	TTR
0	Gliedmaßen	9	9	9	9
	Mittelwert	1,825	189,325	-2,7	3,438
	Standardabweichung	4,9707	4,0248	6,6678	1,4696
	Standardfehler des Mittelwerts	1,7574	1,423	2,3574	0,5196
	Median	2,5	190,45	-1,25	2,95
	Minimum	-5,4	182,7	-15,9	1,4
	Maximum	8,2	195,2	3,9	5,6
3	Gliedmaßen	2	2	2	2
	Mittelwert	-18,25	178,5	-5,75	9,85
	Standardabweichung	7,7075	0,5657	37,1231	0,495
	Standardfehler des Mittelwerts	5,45	0,4	26,25	0,35
	Median	-18,25	178,5	-5,75	9,85
	Minimum	-23,7	178,1	-32	9,5
	Maximum	-12,8	178,9	20,5	10,2
4	Gliedmaßen	2	2	2	2
	Mittelwert	-3,6	174,7	12,75	1,2
	Standardabweichung	0,2828	0,2828	5,0205	1,5556
	Standardfehler des Mittelwerts	0,2	0,2	3,55	1,1
	Median	-3,6	174,7	12,75	1,2
	Minimum	-3,8	174,5	9,2	0,1
	Maximum	-3,4	174,9	16,3	2,3
Gesamtsumme	Gliedmaßen	13	13	13	13
	Mittelwert	-1,692	185,146	-0,908	3,862
	Standardabweichung	8,9643	6,8353	13,4507	3,1058
	Standardfehler des Mittelwerts	2,4863	1,8958	3,7305	0,8614
	Median	0,7	185,9	-1,1	2,6
	Minimum	-23,7	174,5	-32	0,1
	Maximum	8,2	195,2	20,5	10,2

**Tabelle 32:** Ergebnisse des Intraobserver Agreements der Messungen am Patienten

<b>Winkel (Gliedmaßenseite)</b> l=links, r= rechts	<b>Mittelwert</b>	<b>Standardabweichung</b>	<b>Variationskoeffizient (%)</b>
FHW HB (l)	137,84	6,1646	4,472
FHW HB (r)	137,249	0,62	0,452
FHW E (l)	117,918	1,119	0,949
FHW E (r)	118,052	0,696	0,59
ATW HB (l)	22,196	0,442	1,993
ATW HB (r)	23,766	0,623	2,622
ATW E (l)	20,038	0,688	3,431
ATW E (r)	20,256	0,606	2,992
VVW 1 Femur distal l (l)	173,835	3,306	1,902
VVW 1 Femur distal (r)	173,579	8,993	5,146
VVW 2 Femur prox (l)	176,007	3,694	2,099
VVW 2 Femur prox (r)	175,104	3,384	1,933
TTW (l)	-0,693	0,472	68,146
TTW (r)	1,119	0,404	36,312
VVW Tibia (l)	189,388	2,695	1,423
VVW Tibia (r)	187,174	6,452	3,447
FTR (l)	-12,282	2,658	21,638
FTR (r)	-7,487	2,562	34,214
TTT (l)	3,682	0,376	10,204
TTT (r)	4,568	0,239	5,23

**Tabelle 33:** Ergebnisse des Interobserver Agreements der Messungen am Patienten

<b>Winkel (Gliedermaenseite)</b> l=links, r= rechts	<b>Mittelwert</b>	<b>Standardabweichung</b>	<b>Variationskoeffizient (%)</b>
FHW HB (l)	137,077	1,595	1,163
FHW HB (r)	137,104	1,429	1,042
FHW E (l)	117,593	2,079	1,768
FHW E (r)	118,096	1,695	1,435
ATW HB (l)	22,175	1,202	5,418
ATW HB (r)	23,818	1,374	5,77
ATW E (l)	19,922	1,646	8,264
ATW E (r)	20,349	1,66	8,158
VVW d Femur (l)	173,768	2,771	1,595
VVW d Femur (r)	174,606	2,863	1,64
VVW p Femur (l)	175,129	1,859	1,061
VVW p Femur (r)	174,937	2,931	1,676
TTW (l)	-0,471	1,138	241,876
TTW (r)	1,412	0,929	65,778
VVW Tibia (l)	189,569	3,286	1,734
VVW Tibia (r)	188,121	3,025	1,608
FTR (l)	-12,491	1,283	10,271
FTR (r)	-7,144	1,182	16,543
TTT (l)	3,609	0,653	18,102
TTT (r)	1,412	0,929	65,778

**Tabelle 34a:** Einzelergebnisse von Untersucher 1 (US1a und US1b) und Untersucher 2 (US2) der Messungen am Patienten (Teil1)

Nummer Gliedermaße	Rasse	Gliedmaßen seite	Alter	Geschlecht	Gewicht	Luxationsric- htung	Femurhalsw inkel_HB_U S1a	Femurhalsw inkel_HB_U S1b	Femurhalsw inkel_HB_U S2	Femurhalsw inkel_E_US 1a	Femurhalsw inkel_E_US 1b	Femurhalsw inkel_E_US 2
1	Mischling	links	6	m	15	lat	141,6	142,3	143,5	125,3	126,1	125,1
2	"	rechts	6	m	15	lat	142,6	143,1	143,5	123,6	122,3	124
3	Mischling	links	3	w	7	lat	150,7	151,3	153,4	121,8	122,3	123,2
4	"	rechts	3	w	7	lat	151	151,4	151	133,2	133,2	136,3
5	Mischling	links	9	w	8,6	med	121,1	119,6	118,6	110,8	108,3	104,9
6	"	rechts	9	w	8,6	keine	125	124,3	122	113	113,8	108,9
7	Chihuahua	links	3	m	2,5	med	141,7	140,9	138,3	114,3	112,3	110,8
8	"	rechts	3	m	2,5	keine	137,2	136,4	135,8	110	109,5	107,8
9	Chihuahua	links	10	m	2,8	med	144,3	143,3	142,2	127,4	125,9	121,7
10	"	rechts	10	m	2,8	med	146,7	147,8	148,1	115,3	113,5	111,2
11	Yorkshire T.	links	2	w	3,9	med	136,9	137,8	136,9	107,4	110,1	111,3
12	"	rechts	2	w	3,9	med	137	138,1	139,9	108,5	110,1	113,4
13	West Highland	links	1	w	5,6	med	131,6	132,1	132,2	109,6	107,3	106,8
14	"	rechts	1	w	5,6	med	128,5	128,3	124	113	112,2	113,5
15	franz. Bulldog	links	2	m	15,7	keine	142,9	143,7	143	118,2	118,9	116,6
16	"	rechts	2	m	15,7	med	136,2	137,2	133,4	122	121,1	119,8
17	Chihuahua	links	3	m	2	med	134	134,7	133,7	110,7	11,5	110,8
18	"	rechts	3	m	2	med	136,8	137,2	136,7	112,8	112,2	115,3
19	Labrador	links	1	m	30	keine	142,9	141,1	141,4	127	129,4	130,9
20	"	rechts	1	m	30	med	139,8	140,1	140,2	128	127,9	126,9
21	engl. Bulldog	links	1	w	31,4	med	142	143,2	147,7	139,5	139,8	140,3
22	"	rechts	1	w	31,4	med	146,5	147,2	148,2	138,9	139,4	141,7
23	Zwergpudel	links	1	w	4,1	med	138,7	138,3	135	117,3	117,2	114,2
24	"	rechts	1	w	4,1	med	139,3	140,1	141,2	115,1	115,7	114,7
25	Yorkshire T.	links	11	m	4,7	med	130,8	181,1	128,7	122,9	122,1	124
26	"	rechts	11	m	4,7	med	139,8	138,2	135,6	126,7	126,3	129,9
27	franz. Bulldog	links	1	w	12	med	144,7	143,2	140,6	125,9	125,4	126,1
28	"	rechts	1	w	12	med	142,7	141,6	142,6	120,8	121,1	124,4
29	Papillon	links	6	m	3,5	med	143	142,8	144,9	125,5	127,1	129,6
30	"	rechts	6	m	3,5	med	138,4	138,7	139,9	118	119,1	115,3
31	Mischling	links	1	w	8	med	143,4	143,9	140,3	121,2	124,1	125,4
32	"	rechts	1	w	8	med	145,4	145,5	146	132,4	130,2	129,1
33	Mischling	links	5	m	5,5	med	135,1	136,9	137,9	118,8	117,8	114,2
34	"	rechts	5	m	5,5	med	142,2	142,3	142,7	116,6	117,2	116,2
35	Mischling	links	3	m	6,5	med	126,2	127,3	127,2	107,3	106,3	106,2
36	"	rechts	3	m	6,5	keine	129,6	129	128,9	111	112,1	112,2
37	bayr. Gebirgs	links	2	m	20	med	129,6	127,9	128,5	119,8	117,3	115,5
38	"	rechts	2	m	20	keine	126,1	127,2	128	112,9	114	113,7
39	Mischling	links	1	m	8	med	144,1	142,9	142,1	120,3	119	118,6
40	"	rechts	1	m	8	med	138	138,9	137,2	117,6	117,3	115,9
41	Yorkshire T.	links	2	w	6,2	med	135,4	135,6	135,2	117,3	118,9	120,4
42	"	rechts	2	w	6,2	med	138,1	138,1	139,4	117,8	117,2	115,2
43	Mischling	links	3	w	10	med	129,9	127,1	128,2	100,6	100,9	104,5
44	"	rechts	3	w	10	med	131	128,5	127	107,1	108,5	108
45	Yorkshire T.	links	8	w	4,5	med	137,3	137,3	137,2	115	114,2	113,4
46	"	rechts	8	w	4,5	med	140,9	140,1	139,3	118,3	118,4	119,4
47	Chihuahua	links	4	w	3,5	med	128,6	128,9	129,2	104,5	108,8	109,3
48	"	rechts	4	w	3,5	med	129,4	128,7	128,4	110,2	109,4	113,3
49	Chihuahua	links	3	m	2,5	med	141,2	140,8	141	117,3	116,9	114,9
50	"	rechts	3	m	2,5	med	131	132,4	133,2	114,6	114,5	114,4
51	Yorkshire T.	links	2	m	2,5	keine	141,1	140,5	141,1	113,6	113,5	114,5
52	"	rechts	2	m	2,5	med	134,6	134,9	136,5	112,3	112,3	113,1
53	Zwergspitz	links	2	w	4,4	med	134,5	134,9	134,4	120,4	120,9	118
54	"	rechts	2	w	4,4	med	139,7	138,2	137,3	121,4	122	118,3
55	Mischling	links	2	m	14,1	med	133,3	133,8	134,3	114,9	114,5	114,1
56	"	rechts	2	m	14,1	med	137,2	137,2	139,5	110,1	112,1	110,9
57	Zwergpudel	links	2	m	5,6	med	139	139,6	140,2	127	127,1	125,7
58	"	rechts	2	m	5,6	med	135,4	135,5	132,3	121	122,3	123,7
59	Yorkshirer T.	links	5	m	3,7	med	144,2	143,9	144	121,2	120,7	120,3
60	"	rechts	5	m	3,7	med	140,2	139,3	138,2	123,8	124,1	124,8
61	Tibet Terrier	links	12	w	6,8	med	126,5	124,9	125,6	106,1	106,4	103,6
62	"	rechts	12	w	6,8	keine	128,6	127,9	127,7	109,7	108,4	110,4
63	Zwergpudel	links	4	m	5	med	145,4	144,3	144,9	127,7	127,7	124,7
64	"	rechts	4	m	5	med	145,7	145,1	145,6	126,9	127,5	123,9
65	Bolonka	links	8	m	6,7	med	123,3	123,9	126,6	107,4	107,9	107,4
66	"	rechts	8	m	6,7	keine	130	129,7	128,8	106,8	107,4	109,4
67	Spitz	links	1	m	12,5	med	137	136,3	136,2	123,1	122,7	122,2
68	"	rechts	1	m	12,5	lat/med	137,2	136,9	137,2	122,3	123,5	123,8

**Tabelle 34b:** Einzelergebnisse von Untersucher 1 (US1a und US1b) und Untersucher 2 (US2) der Messungen am Patienten (Teil2)

Nummer Gliedermaße	Antetorsion swinkelHB_ US1a	Antetorsion swinkelHB_ US1b	Antetorsion swinkelHB_ US2	Antetorsion swinkel_E_ US1a	Antetorsion swinkel_E_ US1b	Antetorsion swinkel_E_ US2	Varuswinkel Femur_US 1a	Varuswinkel Femur_US 1b	Varuswinkel Femur_US 2	Varuswinkel _2_Femur_ US1a	Varuswinkel _2_Femur_ US1b	Varuswinkel _2_US2
1	24,4	24	23,5	20,5	19,9	21,2	182,1	182,4	184,2	186,5	185,6	183,6
2	25,6	24,3	23,7	19,2	18,3	16,8	184,2	183,4	181	183,4	184,1	181,2
3	34,8	33,9	33,6	25,3	24,3	23,6	185,8	185,3	183,4	187,4	187,3	185,6
4	31,2	30,5	30,1	30,4	32,1	33,7	188,5	187,4	185,5	187,4	187,4	186,8
5	28,1	28,4	31,1	39,8	40,1	43,7	172,2	176,3	168,9	174,2	175	169,7
6	28,8	28	33,7	34,8	35,3	31,2	175	173,9	171,2	174,3	173,9	172,3
7	28	27,6	31,1	22,1	23,1	23	178,9	178,3	175,9	178,4	177,4	176,2
8	36,7	37,1	34	27,4	26	28,7	176,3	173,9	172,2	174,4	174,9	173,2
9	24	24,1	23,7	30,1	32,1	29	176	176,8	177,9	176,4	176,9	179,4
10	21,7	22	20,3	33	34,2	36,8	172,9	172,3	170,6	170,3	170	169,4
11	23,2	23,7	22,1	20,1	19,6	18,3	168,8	168,6	170,3	168,5	168,4	172,6
12	26,3	27,2	25	21,6	21,2	22,4	165,9	166,6	169,3	171,8	172,3	171,2
13	18	17,9	19,9	19,5	20,1	15,7	174,7	174,8	174,4	174,4	175,1	173,5
14	23,7	23,1	21,2	26,8	27,1	29,9	177,2	177,8	176	178,3	178,4	177
15	21,8	20,9	20,9	12,7	13,1	13,6	181	181,8	181,9	178,2	178,4	181
16	21,4	21,4	22,6	12,9	12,8	12	179,5	181,1	182,8	181,2	181,3	181,8
17	24,4	24	24,4	24,7	25,1	26,6	179,5	178,9	178	175,4	176	174,7
18	22,9	24,1	22,9	16,9	17,4	14,9	175,5	176,5	179	179,5	178,9	178,6
19	26	25,6	23,4	19,6	20,4	21,7	169,7	170,7	172,7	173,2	172,9	173,3
20	25,7	23,1	24,6	16,9	18,2	15,7	170,2	170,7	169,2	167,9	168,2	168
21	3,3	3,2	2,8	8,3	8,1	6,8	172,9	171,3	166,8	169,4	168,5	164,9
22	6,3	5,3	5,3	5,1	4,9	2,6	173,8	171,9	172,4	174,8	174,8	172
23	20,7	19,9	20,7	24,6	26,7	23,5	177,9	178,2	179,5	180,4	180,5	183,4
24	19	18,8	20,2	18,5	18,1	18,1	182	181,2	180,7	180	180,9	180,9
25	33,9	33,4	30,1	14,9	15	15,9	172	179,3	167,3	178,5	178,9	177,6
26	36,1	36,9	38,1	30,4	29,4	32,2	176	174,2	171,8	173,1	173,1	172,1
27	21,5	22	22,1	16,3	19	14,1	174,7	171,9	172	175,9	176,4	173,3
28	22,9	21,9	20,6	16,5	16,9	17,5	169,2	167,8	167,2	168,6	168,9	167,6
29	13,5	12,9	13,4	7,9	8,3	8	177,4	177,9	173,9	174,5	173,4	173,7
30	16,1	17,1	17,5	9,1	8,8	8,4	179,7	181,1	179	180,4	180,5	179,4
31	9,8	9,2	8,9	10,2	11,1	8,7	161,7	160,8	163,9	164,7	193,9	163,4
32	42	41,3	43,3	25,6	26,2	29,7	165,8	164,9	162,5	161,9	160,8	159,5
33	24	23,8	22,4	20,1	19,5	23,8	176,5	177,3	178,1	180,4	181,2	179,9
34	22,7	21,2	21,7	21,3	21,6	20,2	177,3	177	175,6	178,6	178,9	176,6
35	15,9	14,9	14,5	18	16,7	19,3	171,6	171	170,6	171,3	172,8	170,4
36	19,1	18,4	17,6	11,8	12,1	9,5	180,1	179,3	182,4	184,5	185,2	183,5
37	28,7	29,1	29	21,6	22,3	25,1	162	163,9	168,7	163,4	164,9	167,7
38	26,2	26,7	25,5	21,3	20,9	22,5	166,7	165,9	168,9	168,9	169,2	167,7
39	18,2	17,4	15,5	12,4	13,1	10,1	173,6	172,9	171,8	170,4	171,2	172,2
40	17,9	18,1	18,6	16,4	17,5	14,2	172,1	172	173,8	167,9	168,8	167,5
41	15,2	15,3	15,9	15,2	15,9	17,6	163,4	163,2	163,6	165,3	164,4	163,3
42	17	17,8	15,5	10,2	8,6	6,3	173,9	173,9	171,9	172,1	171,8	171,5
43	25,9	26,5	28	32,7	33,2	35,3	170,5	170,4	172,3	171,3	171,9	170,9
44	21,9	22,9	24,7	32,6	31,7	34,7	163,6	163,9	161,7	160,3	159,8	159,6
45	39	38,4	36,1	33,2	34,2	31,6	178	178,9	176,2	179,3	179	178,5
46	34,2	35,2	38,4	38,6	38,9	39,3	174,4	176,2	173,5	178,7	176,4	174,4
47	28,8	28,6	30,5	28,3	29,2	32,6	176,1	175,9	173,3	174,5	176,4	173,6
48	21	21,9	22,1	14,3	16,4	15,9	173,7	175,2	176,4	175,9	176	176,1
49	20,1	20,4	20,4	20,4	21,6	16,9	172,2	173,1	174,9	174,5	175,1	174,6
50	22	21,6	21,9	26,5	27	28,8	173,3	173,9	174,6	175,9	176,4	174,3
51	25,7	26	25,3	17,1	18,4	20,1	177,7	178,3	179,4	180,3	180,9	179,8
52	18,4	18,9	18,5	11,4	12,3	7,6	175	174,3	173,2	176,9	178	175,9
53	1,2	1,9	2,1	4,9	4,3	4,5	177,4	178,4	179,9	180,8	180,7	179,8
54	6,5	7,1	8,6	4,1	3,8	3,4	177,5	177,3	177	178,9	179,2	177,4
55	23,9	23,5	25,7	15,9	15	16,1	165,2	165,9	168,6	178,4	178,4	168,9
56	22,9	23,6	25,2	21	20,4	22,9	165,6	164,8	163	164,9	164,9	162,6
57	24,2	24,8	26,2	23,4	22,6	21,4	179	177,1	176,7	176,5	177	176,5
58	29,8	30,3	31,5	26,8	27,5	29,5	181,4	181,7	180,2	181,9	180,1	180,1
59	25,7	26,9	24,3	11,5	12,1	12,6	168,6	167	168,5	170	171,2	169,5
60	24,2	24,9	26,6	15,4	15,7	16,5	172,9	171,9	174,8	183,8	184,5	183,2
61	15,6	14,3	15	20,4	19,9	17,3	174,6	173,2	173,9	173,2	174,2	173,2
62	25,2	25,9	22	14,9	15,4	19,2	178,3	176,9	176,9	178,9	178,5	178,8
63	20	19,2	20	23,6	23,9	21,6	179	177,1	178,5	180,4	179,7	178,9
64	17,2	17,9	16,9	12,7	13,4	10,9	175,9	174,9	177	176,8	177	177,3
65	34,3	33,2	31,1	24,5	24,8	27,9	176,2	175,9	177,5	178,9	179,7	177,8
66	30,7	31	29,8	18,6	19	19,8	181,8	180,8	179,3	179,9	180,2	182
67	16,2	16,4	16,2	15,2	14,9	12,5	180,7	179,4	181,1	181,6	181,7	180,9
68	23,4	23,9	24,7	23,2	22,1	25,7	177,7	176,9	177,7	180,8	179,9	179,3

**Tabelle 34c:** Einzelergebnisse von Untersucher 1 (US1a und US1b) und Untersucher 2 (US2) der Messungen am Patienten (Teil3)

Nummer Gliedmaße	Torsionswinkel_Tibia_US1a	Torsionswinkel_Tibia_US1b	Torsionswinkel_Tibia_US2	Varuswinkel_Tibia_US1a	Varuswinkel_Tibia_US1b	Varuswinkel_Tibia_US2	Femororotation_US1a	Femororotation_US1b	Femororotation_US2	Tibiotalare_Rotation_US1a	Tibiotalare_Rotation_US1b	Tibiotalare_Rotation_US2
1	-23,7	-22,4	-19,6	178,1	177,6	178,5	-32	-33,1	-34,9	9,5	8,1	7,7
2	-12,8	-13,4	-12,1	178,9	177,3	180	20,5	20	22,7	10,2	10,5	9,7
3	-3,4	-3	-3,9	174,5	173,1	175,5	9,2	8,7	10,2	0,1	0,5	2
4	-3,8	-4,1	-2,3	174,9	174,3	179,3	16,3	17,1	21	2,3	2,8	2
5	0,8	0,5	0,4	183,4	184,2	180,4	-8,8	-9,8	-5,8	1,5	1,9	0,8
6	0,7	0,5	0,8	190,9	190,5	191,8	-2,7	-2,9	-2,5	5,6	6,1	4
7	4,4	4,9	5,7	188,6	188,9	191,5	-7,1	-8,3	-6,5	0,8	0,2	0,6
8	8,2	8,4	9,6	187,6	185,3	186,9	-1,4	-1,1	-1,8	1,4	1,2	1,8
9	13,6	12,8	13,8	195,4	193,6	197,4	-52,3	-51,8	-56,5	5,8	5,8	6,2
10	18,3	18,2	20,3	190,4	189,3	191,8	-55,4	-54,2	-55,4	3,8	3,9	5,9
11	-1,4	-1,1	-0,3	190,5	191,1	192,8	-0,8	-1,1	-0,5	5,7	5,3	5,1
12	1,5	1,4	0,6	194,9	193,2	196,3	0,4	0,5	0,2	5	5,3	4,6
13	2,4	2,1	0,4	181,8	181	182,9	-9,6	-10,1	-7,7	1,3	1,5	0,9
14	1	2,1	3	182,3	181,8	184,6	-1,3	-1,9	-1,7	0,2	0,6	0,3
15	1,8	1,7	0	182,7	182,3	180,1	3,9	4,1	5,4	5	5,5	7,8
16	3,8	3,9	3,4	185,9	183,8	187,3	2,3	2,4	1,6	6,2	6,1	5,7
17	5,5	4,9	5,3	197,3	197,6	197,5	1,7	1,9	0,6	5	5,9	4,7
18	14	13,7	14,9	189,8	190,5	188,7	-30,5	-30,4	-34,9	5	5,2	4,6
19	-5,4	-4,3	-2,4	185	185,3	186,7	0,4	0,1	0,3	4,6	4	4,6
20	-19,6	-20,1	-20,1	189,8	192,1	201,2	-0,8	-0,9	-0,7	4,7	4,1	6,5
21	-5,5	-4,9	-5,5	196,3	196	196,1	-28,9	-29,1	-26,7	4,3	4,9	3,3
22	6,6	7,5	4,5	185,3	186,4	183,6	-19,8	-19	-15,4	0,7	0,9	0,1
23	-5,2	-6,2	-8,8	186,2	186,3	187,2	10,4	10,9	11,1	4,9	4,2	5
24	-10,2	-9,8	-10,5	192	192,1	191,4	9,8	-9,4	10,7	9,9	9,4	10,7
25	12,6	-13,1	13	192,3	192,3	192,5	-29,9	-28,3	-30,1	1,7	1,9	1,5
26	5,4	-5,1	6,6	185,8	185,9	191,1	-1,9	-1,7	-1,3	4	4,1	3,9
27	7,4	-7,5	7,9	183,6	183,1	183,5	-5,6	-4,9	-3,9	1,3	1	0,8
28	11,3	11	13,3	187,8	188,1	189,8	-5,2	-5,3	-4,6	1,4	1,9	1
29	-2,7	-3,1	-3,6	190	191,1	187,9	-4,8	-5,1	-2,9	4,9	5,2	4,8
30	0,1	-0,6	0,4	185,1	185,9	181,7	-6,5	-5,9	-7,2	4,7	4,9	3,9
31	-22,2	-24,1	-25,2	186,4	186,9	187,3	-54,9	-53,8	-56	6,8	6,3	6,1
32	-25,4	-26,1	-25,1	180,4	181,4	181,1	-37,9	-36,2	37	11	10,8	10
33	2,6	2,1	1,8	194,1	193,1	195	-3,6	-4	-4,1	3,3	3,2	2,2
34	4,6	-4,3	3,9	190,3	191,4	188	-20	-18,8	-21,1	3,2	3,6	4,6
35	0,9	0,7	0,5	187,9	187,9	189,8	-15,6	-16,1	-15,4	3,7	3,9	3,4
36	3,2	-3,2	4,4	190	189,3	191,7	-15,9	-16,2	-15,4	2,4	2,9	3,2
37	13,6	13,4	12,6	193,1	194,5	196,4	-10,3	11,1	-9	4,2	4,8	4,1
38	7,5	-7,9	7,4	191,7	192,5	187,3	-1,1	-0,8	-0,9	3,3	3,3	3,7
39	-3,8	-3,7	-3,2	193,6	191,5	195,1	-1,7	-1,4	-2,7	1,3	0,7	1,3
40	-2,5	-2,9	-2,4	193,4	194,5	194,9	2,4	3,1	1,9	7,7	8	6,9
41	4,8	5,1	6,3	191	190,3	191,6	-28,4	-27,4	-24,5	2,7	1,6	2,1
42	5,9	5,1	2,5	191,6	192,5	189	-34,7	-33,9	-31,8	5,6	6,2	5,9
43	9,1	9,5	10,1	191,7	193,8	189,1	-8,9	-8,5	-9,5	4,1	4,1	3,6
44	8,5	8,3	9,4	196,1	195,5	194,1	-13,6	-14,1	-12,1	5,3	5,3	4,8
45	-2	-2,1	0	194	192,9	190,5	-13,3	-13,8	-14,2	4,1	4,2	3,9
46	10,8	10,7	12,5	191,4	192	193,8	-19,2	-20,2	-21,7	4,3	4,1	3,3
47	2,3	2	2,7	193,4	194,2	195	-1,6	-0,7	-0,5	2	2,4	0,9
48	-9,5	-9,9	-10,4	193,1	193,1	194,7	4,5	4,9	5,1	1,7	1,9	1,3
49	10,6	10,8	10,5	188,6	189,3	191,4	-22,6	-21,6	-24,1	3,3	3,2	4
50	13,5	-14	15	185,2	187,9	191,5	-13,9	-12,6	-15,8	5,7	5,3	5,2
51	7,1	6,4	9,9	185,9	185,9	186,1	-4,2	-3,5	-7,6	0,6	0,9	0,1
52	9,1	-8,2	10,9	184,6	188,4	188,9	3,7	-4,1	3,3	1,9	1,8	1,6
53	-2,9	-3,5	0,7	195,1	194,2	195,6	-15,5	-15,2	-19	3,9	3	3,7
54	-6,1	-7,7	-4	190,6	191,1	186,2	-0,7	-1	-1,2	4,8	4,9	4,2
55	-10,6	-11,6	-9,4	185,3	185,3	182,7	3,6	4,5	2,6	9,8	9,2	7,6
56	-10,5	-11,1	-10	182,3	182	181,1	3,9	-4,1	4,5	7,2	8	7,4
57	10,7	9,4	12,3	198,1	198,4	198,5	-35,8	-36,9	-34,3	2,6	2,9	3,3
58	-1,6	-1,9	-1,4	184,8	185,3	185,8	-3,9	-3,6	-3,8	5,6	5,4	5,3
59	1,2	0,9	1,4	191,4	190,1	189,5	-26	-27,8	-26,2	2,3	2,9	1,4
60	2,9	3,3	2,8	198,4	198,4	199,7	-20,1	-18,4	-19,8	3	3,1	2,4
61	3,1	3,5	2,1	197,7	200,9	196,2	-10	-11,1	-9,7	2	2,1	2,7
62	3,3	3,8	4,3	195,2	196,1	197,5	-8,7	-8,1	-8	2,6	2,7	3
63	-7,9	-8,5	-7,8	188,9	185,9	187,8	-2	-2,2	-1,2	2	2,1	1,8
64	-0,1	0,7	1,5	182,5	133,4	182,5	-0,8	-0,3	-1,2	1,9	1,9	1,7
65	1	0,5	1,9	195	195,3	196,6	-20	-21,4	-18,1	4,5	4,2	3,9
66	-4,7	-4,1	-5,7	191,5	192,1	190,4	3,9	3,5	3,8	2,6	2,4	2,5
67	1,1	0,9	1,7	186,5	186,1	187,6	-2	-2,5	-1	6,7	6,5	7,2
68	6,8	6,3	7,8	187,2	186,7	187,8	2,1	2,5	0,9	8,7	8,4	8,3

## **X. DANKSAGUNG**

Eine wissenschaftliche Arbeit ist nie das Werk einer einzelnen Person, deshalb möchte ich mich bei den Menschen bedanken, die mir die Erstellung meiner Dissertation ermöglicht haben.

Mein erster Dank gilt Frau Prof. Dr. Meyer-Lindenberg, Klinikvorstand und Inhaberin des Lehrstuhls für Chirurgie der kleinen Haus- und Heimtiere an der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, für die Überlassung des interessanten Themas, für das Vertrauen und für ihre wertvollen akademischen Ratschläge. Besondere Dankbarkeit empfinde ich für die intensive und ausführliche Korrektur dieser Arbeit.

Ich danke Dr. Andreas Brühschwein, meinem wissenschaftlichen Betreuer, Mentor und Ideengeber, für seinen unermüdlichen Einsatz in Zusammenhang mit dieser Arbeit und für seine motivierende Unterstützung.

Ich danke dem gesamten Team der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik für kollegiale und professionelle Zusammenarbeit. Hierbei gilt mein besonderer Dank dem Team der Abteilung Radiologie für die eifrige Unterstützung bei der Durchführung der radiologischen Aufnahmen.

PD Dr. Sven Reese danke ich für die Unterstützung bei der Erstellung der statistischen Auswertung und für die Überlassung anatomischer Präparate.

Ich danke Manfred Kutschka vom Institut für Pharmakologie, Toxikologie und Pharmazie der LMU München für die handwerkliche Unterstützung beim Erstellen der Knochenmodelle.

Die Motivation und Abwechslung, die mich insbesondere in schwierigeren Zeiten getragen hat, verdanke ich meinen lieben Freunden.

Ich danke Renate und Alfred Gutheil für langjährige Unterstützung beim Studium und darüber hinaus.

Mein ausdrücklichster Dank richtet sich an meine Mutter und meine Oma, die mich schon immer mit jeder möglichen Unterstützung bedacht haben, euch danke ich alles.