

Biomechanische Belastungs- und Rotationsanalyse der *Ligamenta  
cruciata genus* der Katze

von Anne Louisa Schliffka

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

Biomechanische Belastungs- und Rotationsanalyse der *Ligamenta  
cruciata genus* der Katze

von Anne Louisa Schliffka

aus Bonn

München 2021



Aus dem Veterinärwissenschaftlichen Department der Tierärztlichen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl für Anatomie, Histologie und Embryologie

Arbeit angefertigt unter der Leitung von:

Priv.-Doz. Dr. Sven Reese



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

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

**Berichterstatter:** Priv.-Doz. Dr. Sven Reese

**Korreferent:** Univ.-Prof. Dr. Susanne K. Lauer

**Tag der Promotion:** 17. Juli 2021



Meiner Familie





## INHALTSVERZEICHNIS

<b>I.</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>II.</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>3</b>
<b>1.</b>	<b>Anatomische Grundlagen .....</b>	<b>3</b>
1.1.	Nomenklatur.....	3
1.2.	Das Kniegelenk .....	3
1.2.1.	Anatomie des Kniekehlgelenks .....	3
1.2.1.1.	Bänder des Kniekehlgelenks .....	4
1.2.1.2.	Bänder der Menisken .....	5
1.2.2.	Anatomie des Kniescheibengelenks.....	6
1.2.2.1.	Bänder des Kniescheibengelenks .....	7
1.3.	Beteiligte Muskulatur.....	7
1.4.	Vaskularisation.....	8
1.5.	Innervation .....	8
<b>2.</b>	<b>Histologische Grundlagen .....</b>	<b>10</b>
2.1.	Nomenklatur.....	10
2.2.	Mikroskopische Struktur von Gelenkbändern.....	10
2.2.1.	Faserige Grundsubstanz .....	12
2.2.2.	Amorphe Grundsubstanz.....	12
2.2.3.	Zellen.....	12
2.2.4.	Querverbindungen.....	13
2.3.	Mikroskopische Besonderheiten der Ligamenta cruciata genus .....	13
<b>3.</b>	<b>Funktionelle Anatomie.....</b>	<b>14</b>
3.1.	Funktion von Gelenkbändern .....	14
3.2.	Funktioneller Aufbau der Ligamenta cruciata genus .....	14
3.3.	Funktion der Ligamenta cruciata genus .....	15
3.4.	Bewegungsablauf .....	16
3.4.1.	Aufprallkraft.....	18
3.4.2.	Kinematik des Kniegelenks.....	18
<b>4.</b>	<b>Biomechanik .....</b>	<b>19</b>
4.1.	Viskoelastizität.....	19
4.2.	Relaxation.....	21

---

4.3.	Retardation (Kriechen).....	22
4.4.	Hysteresese .....	23
4.5.	Elastizitätsmodul .....	24
4.6.	Rotation .....	24
4.7.	Bruchlast.....	25
4.8.	Zugfestigkeit.....	26
4.9.	Zugbelastbarkeit .....	26
<b>5.</b>	<b>Pathogenese.....</b>	<b>26</b>
5.1.	Pathogenese von Bandrupturen .....	26
5.2.	Heilungsvorgänge an Bändern .....	27
5.3.	Pathogenese von Kreuzbandrupturen.....	28
<b>III.</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN .....</b>	<b>31</b>
<b>1.</b>	<b>Makroskopie .....</b>	<b>31</b>
1.1.	Material .....	31
1.2.	Methode.....	32
<b>2.</b>	<b>Morphometrie.....</b>	<b>33</b>
2.1.	Material .....	33
2.2.	Methode.....	33
<b>3.</b>	<b>Biomechanische Untersuchungen .....</b>	<b>34</b>
3.1.	Materialprüfmaschine.....	34
3.2.	Zyklische Zugversuche .....	34
3.2.1.	Material .....	34
3.2.2.	Vorbereitung der Proben .....	34
3.2.3.	Methode.....	35
3.3.	Rotationsversuch .....	39
3.3.1.	Material .....	39
3.3.2.	Vorbereitung der Probe .....	39
3.3.3.	Methode.....	39
<b>4.</b>	<b>Statistik.....</b>	<b>41</b>
<b>IV.</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>43</b>
<b>1.</b>	<b>Ergebnisse der zyklischen Belastungsuntersuchung.....</b>	<b>43</b>
<b>2.</b>	<b>Ergebnisse der Rotationsversuche.....</b>	<b>63</b>

---

<b>3.</b>	<b>Katzen mit Vorschädigung der Kreuzbänder .....</b>	<b>71</b>
<b>V.</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>73</b>
<b>VI.</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>103</b>
<b>VII.</b>	<b>SUMMARY.....</b>	<b>105</b>
<b>VIII.</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS .....</b>	<b>107</b>
<b>IX.</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>109</b>
<b>X.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>113</b>
<b>XI.</b>	<b>ANHANG .....</b>	<b>131</b>
<b>XII.</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>139</b>



**ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS**

A	Querschnittsfläche
A.	Arteria
Aa.	Arteriae
Abb.	Abbildung
Art.	Articulatio
BCS	Body-Condition-Score
BGM	Beckengliedmaße
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CaCL	Ligamentum cruciatum caudale
CrCL	Ligamentum cruciatum craniale
EZM	Extrazelluläre Matrix
EKH	Europäisch Kurzhaar
engl.	englisch
F	Kraft
$F_{\max}$	Kraftmaximum
g	Gramm
kg	Kilogramm
KM	Körpermasse
kN	Kilonewton
LAN	lateral articular nerve
li	links
$l_0$	Ausgangslänge
$l_{\Delta}$	Längenänderung
lat.	lateral
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
m	männlich
MAN	medial articular nerve
min	Minute

---

mk	männlich-kastriert
mm	Millimeter
mm <sup>2</sup>	Quadratmillimeter
M.	Musculus
max.	Maximum
med.	medial
min.	Minimum
n	Anzahl
N	Newton
N.	Nervus
Nr.	Nummer
PAN	posterior articular nerve
re	rechts
rel.	relativ
s	Sekunde
s.	siehe
Tab.	Tabelle
VarK	Variationskoeffizient
vgl.	vergleiche
w	weiblich
wk	weiblich-kastriert
°	Grad (Winkel)
°C	Grad Celsius

## I. EINLEITUNG

Die kraniale Kreuzbandruptur ist eine der häufigsten Verletzungen des Hundes (DECAMP et al., 2016), während sie bei der Katze seltener beschrieben wird (MCLAUGHLIN, 2002). So kommt es auch, dass das Ligamentum cruciatum craniale des Hundes vielseitig untersucht und erforscht wurde, die Kreuzbänder der Katze jedoch, gerade in Hinblick auf die Biomechanik, nur wenig. Des Weiteren liegt der Fokus der meisten Studien auf der Untersuchung des kranialen Kreuzbandes, wobei besonders bei der Katze auch das kaudale Kreuzband von großer klinischer Bedeutung ist.

Dem Leitsatz folgend: „Die Katze ist kein kleiner Hund“ (SCOTT & MCLAUGHLIN, 2008) sollten auch die biomechanischen Eigenschaften der Ligamenta cruciata genus von Hunden und Katzen gesondert untersucht werden. Als häufigste Ätiologie der Kreuzbandruptur wird bei der Katze ein traumatisches Geschehen diskutiert (MCLAUGHLIN, 2002; HARASEN, 2005) und in diesem Zusammenhang oftmals eine Innenrotation der Tibia vermutet (UMPHLET, 1993; MCLAUGHLIN, 2002).

Im Rahmen dieser Studie wurde das Verhalten der Kreuzbänder von Katzen hinsichtlich ihrer biomechanischen Eigenschaften unter zyklischer Zugbelastung untersucht. Ein weiteres Ziel dieser Arbeit war es, eine spezielle Rotationsvorrichtung zu entwickeln, die ein Innenrotationstrauma des Kniegelenks simulieren kann und es ermöglicht zu messen, bei welchen Kräften und bei welchem Rotationsgrad welche Strukturen im Kniekehlgelenk geschädigt werden.





## **II. LITERATURÜBERSICHT**

### **1. Anatomische Grundlagen**

#### **1.1. Nomenklatur**

Die verwendete Nomenklatur wurde der aktuellen Version der Nomina Anatomica Veterinaria (NAV, 2017) entnommen.

#### **1.2. Das Kniegelenk**

Das Kniegelenk (*Articulatio genus*) setzt sich aus dem Kniekehlgelenk (*Art. femorotibialis*) zwischen dem *Os femoris* und der *Tibia* und dem Kniescheibengelenk (*Art. femoropatellaris*) zwischen dem *Os femoris* und der *Patella* zusammen (PROSÉ, 1984; LIEBICH et al., 2018).

##### **1.2.1. Anatomie des Kniekehlgelenks**

Das Kniekehlgelenk (*Art. femorotibialis*) setzt sich aus den Kondylen des *Os femoris* und der *Facies articularis proximalis* der *Tibia* zusammen. Daraus resultiert auch die Bezeichnung als bikondyläres Gelenk, welches als Spiralgelenk definiert ist (SALOMON, 2020). Die mandarinenscheibenförmigen Faserknorpelscheiben (*Meniscus lateralis* bzw. *medialis*) dienen als Puffer und gleichen die Inkongruenz des Kniekehlgelenks aus (NICKEL et al., 2004b). Ihre Form ähnelt der eines großen C mit einer stärkeren Krümmung des lateralen Meniskus (VOLLMERHAUS et al., 1994), die Kollagenfasern der faserknorpeligen Menisken sind ähnlich einem Fischgrätenmuster angeordnet (O'CONNOR & MCCONNAUGHEY, 1978). Die Innenränder der Menisken sind scharf und konkav, wogegen die Außenränder dick und konvex sind (NICKEL et al., 2004b; SALOMON, 2020). Bei der Katze beträgt die Dicke des Außenrandes circa 2,5 mm (VOLLMERHAUS et al., 1994). Durch diesen besonderen Aufbau wird nicht nur eine Streck- und Beugebewegung möglich, sondern auch eine leichte Gleit- und Drehbewegung (SALOMON, 2020). Mit ihrem *Stratum fibrosum* zieht die weite Gelenkkapsel (*Capsula articularis*) an die Gelenkränder der beteiligten Knochen, sowie an die Außenränder der Menisken. Das innenliegende *Stratum synoviale* schiebt sich zwischen die beiden Kondylen und grenzt somit eine Gelenkhöhle im Bereich des lateralen und eine im Bereich des medialen Kondylus ab. Beim Fleischfresser stehen die beiden Gelenkhöhlen in

offener Verbindung. Der laterale Gelenksack weitet sich zum einen in den Sulcus extensorius der Tibia aus, wo er die Ursprungssehne des Musculus extensor digitorum longus umschließt, zum anderen buchtet er nach lateral aus, wo er die Sehne des M. popliteus umgibt. Der mediale Gelenksack kommuniziert dorsal mit dem Cavum articulare des Kniescheibengelenks. Außerdem werden beim Fleischfresser die Ossa sesamoidea musculi gastrocnemii von der Gelenkkapsel umschlossen (NICKEL et al., 2004b; LIEBICH et al., 2018).

#### **1.2.1.1. Bänder des Kniekehlgelenks**

Die Bänder des Kniekehlgelenks lassen sich in zwei Seitenbänder (Ligamenta collateralia) und zwei Kreuzbänder (Ligg. cruciata genus) unterteilen und verbinden das Os femoris mit Tibia und Fibula (NICKEL et al., 2004b; SALOMON, 2020). Außerdem verläuft das als Kapselverstärker fungierende Lig. popliteum obliquum schräg von proximolateral nach mediodistal (LIEBICH et al., 2018). Das Lig. collaterale laterale entspringt dem Epicondylus lateralis femoris und setzt am Caput fibulae sowie mit einigen Fasern am Condylus lateralis der Tibia an (SALOMON, 2020). Das mediale Kollateralband hat seinen Ursprung am Bandhöcker des Oberschenkelknochens, nimmt, im Gegensatz zum lateralen Seitenband, Kontakt zum medialen Meniskus auf und findet seinen Ansatz am Condylus medialis tibiae (PROSÉ, 1984; NICKEL et al., 2004b).

Die Ligg. cruciata genus gehören zu den intrakapsulären Gelenkbändern (Ligg. intracapsularia) und sind vom Stratum synoviale der Gelenkkapsel faltig umhüllt (ARNOCZKY, 1983; SALOMON, 2020). Sie kreuzen sich spiralförmig auf Höhe der Fossa intercondylaris (s. Abbildung 1) (PROSÉ, 1984). Das Lig. cruciatum craniale zieht von der Area intercondylaris des lateralen Condylus ossis femoris zur Area intercondylaris centralis tibiae. Der Area intercondylaris des medialen Condylus ossis femoris entspringend findet das Lig. cruciatum caudale seinen Ansatz an der Area intercondylaris caudalis tibiae und der Incisura poplitea (NICKEL et al., 2004b; SALOMON, 2020). PROSÉ (1984) beschreibt für die Katze das kaudale Kreuzband als das längere der beiden sich kreuzenden Bänder, KLÜVER (2014) hingegen konnte hinsichtlich der Länge keinen Unterschied feststellen. Die Querschnittsfläche des Lig. cruciatum craniale ist bei der Katze größer als die des Lig. cruciatum caudale, beim Hund und Menschen hingegen ist es umgekehrt (TREMBLAY et al., 1980). In der Literatur finden sich verschiedene Abkürzungen für das kraniale und kaudale Kreuzband, wie

beispielsweise ACL bzw. PCL (anterior bzw. posterior cruciate ligament) (ARNOCZKY, 1983; PROSÉ, 1984; JOHANSSON et al., 1991; MEYER & HAUT, 2008), welche vor allem in der humanmedizinischen Literatur verwendet werden, oder CrCL bzw. CaCL (cranial bzw. caudal cruciate ligament) (UMPHLET, 1993; MCLAUGHLIN, 2002; DE ROOSTER & COMERFORD, 2017) oder auch CCL bzw. CaCL (HAYASHI et al., 2003; HARASEN, 2005; BOGE et al., 2020). In dieser Arbeit werden die Abkürzungen CrCL für das vordere und CaCL für das hintere Kreuzband verwendet.

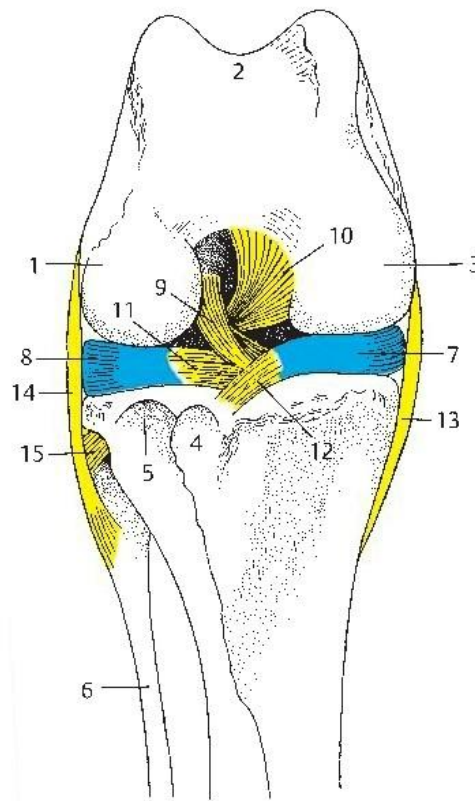


**Abbildung 1:** Lateralansicht der felines Ligg. cruciata genus; der laterale Condylus ossis femoris wurde durch einen transversalen Einschnitt partiell entfernt (Quelle: Eigene Aufnahme).

#### 1.2.1.2. Bänder der Menisken

Die beiden Menisken werden je durch ein kraniales und ein kaudales Band an der Tibia befestigt. Die kranialen Meniskenhaltebänder (Lig. tibiale craniale menisci medialis bzw. lateralis) ziehen vom kranialen Winkel des jeweiligen Meniskus zur medialen bzw. lateralen Area intercondylaris cranialis tibiae. Dem kaudalen Winkel des jeweiligen Meniskus entspringend setzt das Lig. tibiale caudale menisci lateralis an der Incisura poplitea an, wogegen das Lig. tibiale caudale menisci medialis in der Area intercondylaris caudalis tibiae inseriert (NICKEL et al., 2004b; SALOMON, 2020). In der NAV (2017) werden diese Bänder nicht explizit erwähnt, daher wurde die Nomenklatur aus der vorliegenden Fachliteratur

übernommen. Das einzige Band der Menisken, das an das Os femoris zieht, ist das Lig. mensicofemorale, welches vom kaudalen Rand des Meniscus lateralis zur interkondylären Fläche des medialen Femurkondylus verkehrt (PROŠÉ, 1984; NICKEL et al., 2004b; SALOMON, 2020). Das Lig. transversum genus hingegen, welches die Kranialhörner der beiden Menisken miteinander verbindet, ist bei der Katze nur schwach ausgeprägt (VOLLMERHAUS et al., 1994). Lage und Verlauf der Kniekehlgelenksbänder sind schematisch und modellhaft für den Fleischfresser am Beispiel des Hundes in Abbildung 2 dargestellt.



**Abbildung 2:** Kniegelenk des Hundes in Flexion und Kranialansicht, aus SALOMON (2020) (1=Condylus lateralis ossis femoris; 2=Trochlea ossis femoris; 3=Condylus medialis ossis femoris; 4=Tuberositas tibiae; 5=Sulcus extensorius; 6=Fibula; 7=Meniscus medialis; 8=Meniscus lateralis; 9=Lig. cruciatum craniale; 10=Lig. cruciatum caudale; 11=Lig. transversum genus; 12=kraniales Halteband des medialen Meniskus; 13=Lig. collaterale mediale; 14=Lig. collaterale laterale; 15=Lig. capitis fibulae craniale).

### 1.2.2. Anatomie des Kniescheibengelenks

Das aus der Trochlea ossis femoris und der Patella bestehende Kniescheibengelenk (Art. femoropatellaris) wird als Schlittengelenk bezeichnet, da die Patella in der Bewegung mit der Facies articularis auf der Trochlea ossis femoris wie ein Schlitten gleitet (SALOMON, 2020). Die Capsula articularis des

Kniescheibengelenks zieht femurwärts auf beiden Seiten bis unter die Endsehne des M. quadriceps femoris. Die distale Begrenzung bildet die Kniekehlgelenkshöhle, mit welcher sie verbunden ist (LIEBICH et al., 2018).

#### **1.2.2.1. Bänder des Kniescheibengelenks**

Als Endsehne des M. quadriceps femoris verläuft das Kniescheibenband (Lig. patellae) vom Apex patellae zur Tuberositas tibiae, wo es seinen Ansatz findet (VOLLMERHAUS et al., 1994; SALOMON, 2020). Die Patella liegt als Sesambein in dieser Sehne (PROSÉ, 1984; NICKEL et al., 2004b; LIEBICH et al., 2018; SALOMON, 2020). Durch den infrapatellaren Fettkörper (Corpus adiposum infrapatellare) ist das Lig. patellae von der Kniescheibengelenkkapsel abgegrenzt, proximal der Tuberositas tibiae ist die Bursa infrapatellaris eingelagert (NICKEL et al., 2004b). Als weitere Bänder des Kniescheibengelenks sind die Retinacula patellae zu erwähnen, welche medial und lateral Faszienv Verstärkungen darstellen und in ihrem Verlauf zwei Bänder, das Lig. femoropatellare laterale bzw. mediale, erkennen lassen. Sie ziehen lateral und medial von der Patella zum Os femoris (VOLLMERHAUS et al., 1994).

#### **1.3. Beteiligte Muskulatur**

Eine Vielzahl von Muskeln spielt bei der Beugung und Streckung des Kniegelenks eine Rolle. Dabei sind als primäre Kniegelenksstrecker vor allem der M. quadriceps femoris und der M. popliteus zu nennen. Dem Namen entsprechend lässt sich der M. quadriceps femoris in seine vier Köpfe unterteilen, welche bei der Katze deutlich voneinander getrennt sind, jedoch im Verlauf fusionieren und als Endsehne das Lig. patellae bilden (FREWEIN, 1994). Die vier Köpfe des M. quadriceps femoris sind der M. vastus lateralis, M. vastus medialis, M. vastus intermedius und M. rectus femoris, welche als Strecker des Kniegelenks fungieren (FREWEIN, 1994; LIEBICH et al., 2018). Der M. popliteus dient der Propriozeption, agiert als Pronator des Unterschenkels und bewirkt eine leichte Streckbewegung (SALOMON, 2020). Bei der Beugung treten der M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. gastrocnemius und M. flexor digitorum superficialis in Erscheinung, während an der Streckung der M. semimembranosus und M. extensor digitorum longus beteiligt sind (LIEBICH et al., 2018). Bei der Katze ist außerdem der M. soleus kräftig ausgeprägt, der die gleiche Funktion wie der M. gastrocnemius übernimmt (SALOMON, 2020).

#### 1.4. Vaskularisation

Nach ihrer Aufzweigung aus der Aorta abdominalis verläuft die Arteria iliaca externa durch die Lacuna vasorum und wird zur A. femoralis. Die A. femoralis entlässt unter anderem die A. saphena, A. genus descendens und die A. caudalis femoris distalis und wird anschließend zur A. poplitea (FREWEIN et al., 1994; WAIBL et al., 2005). Die A. saphena gibt wiederum Hautäste an das Knie ab, die A. genus descendens versorgt vor allem die Kniescheibengelenkkapsel und das Corpus adiposum infrapatellare, die A. caudalis femoris distalis entlässt unter anderem Äste an die Kniekehlymphknoten (Lymphonodi poplitei) (FREWEIN et al., 1994). Die weiterführende A. poplitea entlässt die größte Anzahl an Arterien, die für die Versorgung des Kniegelenks zuständig sind (FREWEIN et al., 1994; WAIBL et al., 2005). Bei der Katze entlässt die A. poplitea die A. genus proximalis lateralis und die A. genus media. Letztere verläuft sowohl zwischen den beiden Kniekehlgelenkssäcken, als auch zwischen den Kreuzbändern hindurch (FREWEIN et al., 1994) und gibt netzartig Gefäßäste an das Stratum synoviale der Gelenkkapsel ab, das die Kreuzbänder faltig umhüllt und somit ihre Blutversorgung übernimmt (ARNOCZKY, 1983; SIMANK et al., 1995; PETERSEN & HANSEN, 1997; PETERSEN & TILLMANN, 2002). Diese periligamentös liegenden Gefäße erstrecken sich über die gesamte Länge der Bänder. Im Verlauf durchziehen kleine Äste die Kreuzbänder transversal (ARNOCZKY, 1983). Die Verbindung der Kreuzbänder zum Knochen spielt in der Blutversorgung eine untergeordnete Rolle (ARNOCZKY, 1983; SIMANK et al., 1995). Die aus der A. poplitea entlassenen Gefäße und die A. genus descendens verbinden sich gemeinsam zum Rete articulare genus und zum Rete patellae (WAIBL et al., 2005). Der venöse Abfluss verläuft parallel zu den Arterien (KÖNIG et al., 2018).

#### 1.5. Innervation

Das Kniegelenk der Katze wird hauptsächlich von drei Nerven dem N. saphenus, N. tibialis und N. fibularis communis innerviert (NICKEL et al., 2004a). Die Nerven des Kniegelenks lassen sich in zwei Gruppen einteilen – primäre und akzessorische Nerven. Die primären Gelenknerven wiederum werden aus posterioren (PAN), medialen (MAN) und lateralen Gelenknerven (LAN) gebildet. Der PAN geht aus dem N. tibialis hervor und versorgt die hinteren Anteile der Gelenkkapsel und der Meniskenhaltebänder sowie das Lig. popliteum obliquum

und das kaudale Kreuzband. Der MAN entspringt dem N. saphenus und innerviert den kraniomedialen Bereich der Gelenkkapsel und den medialen Bereich mit den Mensikenthaltebändern, das Lig. collaterale mediale sowie das Lig. patellae und den infrapatellaren Fettkörper. Der aus dem N. fibularis communis austretende LAN innerviert den oberen Teil der Gelenkkapsel des Tibiofibulargelenks und den distalen Teil des Lig. collaterale laterale (FREEMAN & WYKE, 1967). Hilton's Law besagt, dass das Innere der Gelenke von den gleichen Nerven innerviert wird wie die es bewegende Muskulatur (CARMICHAEL & SPINNER, 2006). Auch bei der Katze innervieren intramuskuläre Nerven das Kniegelenk als akzessorische Gelenknerven wie zum Beispiel die den M. vastus intermedius oder M. gastrocnemius innervierenden Nerven (FREEMAN & WYKE, 1967). Die Nervenenden des felines Kniegelenks können in vier Typen, nach Rezeptoren und nach dem übertragenen Reiz eingeteilt werden: Typ I findet sich vor allem in den oberflächlichen Schichten der Gelenkkapsel, Typ II in den tieferen Schichten der Gelenkkapsel, Typ III in den Gelenkbändern und Typ IV in der Gelenkkapsel, den Gelenkbändern und den Fettkörpern. Funktional können sie in Mechanorezeptoren (I-III) und Nozizeptoren sowie Nervenendigungen mit vasomotorischer Funktion (IV) unterteilt werden (FREEMAN & WYKE, 1967). Die vier Rezeptoren konnten später von SJÖLANDER et al. (1989) als Ruffini-Körperchen, Pacini-Körperchen, Golgi-Sehnenrezeptoren und freie Nervenendigungen vollständig zugeordnet werden. Die übertragenen Reize sind: Bewegung (I), Beschleunigung (II), Zug (III) und Schmerz (IV) (ZSCHÄBITZ, 2005). Dabei kommen die Ruffini- und Pacini-Körperchen am häufigsten vor, während die Golgi-Sehnenrezeptoren und freien Nervenendigungen weniger vertreten sind. In den Kreuzbändern von Katzen sind Ruffini- und Pacini-Körperchen vor allem im Bereich der Insertionszonen am Knochen-Band-Übergang zu finden. Die kranialen und kaudalen Kreuzbänder unterscheiden sich weder hinsichtlich der Quantität noch der Lokalisation der Rezeptoren (SJÖLANDER et al., 1989).

Außerdem wird einigen Nervenfasern der Kreuzbänder eine propriozeptive Funktion zugeschrieben (ARNOCZKY, 1983; FRANK et al., 1985; FRANK, 2004), indem neurologische Feedback-Signale an die Muskulatur gesendet werden, die wiederum eine Kontraktion bewirken (FRANK, 2004). FERRELL et al. (1985) injizierten in ihrer Studie ein Lokalanästhetikum in Kniegelenke von



Katzen und untersuchten anschließend die Propriozeption der Hintergliedmaßen. Sieben von acht Katzen reagierten darauf mit einer verminderten Propriozeption der Hintergliedmaßen.

## **2. Histologische Grundlagen**

### **2.1. Nomenklatur**

Die hier verwendete Nomenklatur wurde der aktuellsten Version der Nomina Histologica Veterinaria (NHV, 2017) entnommen.

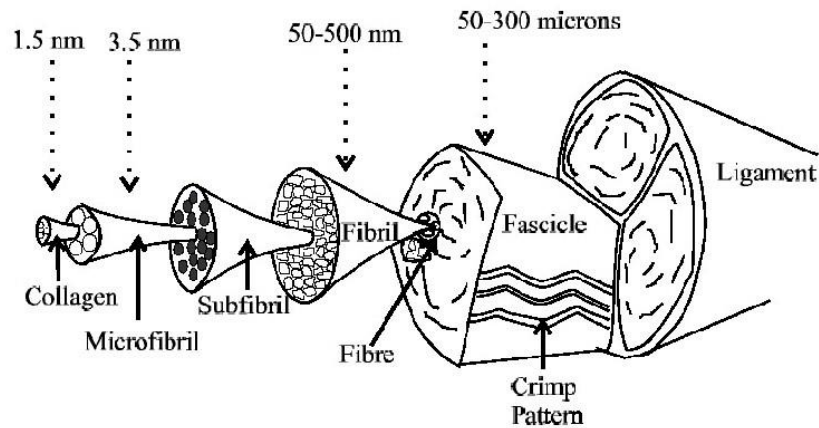
### **2.2. Mikroskopische Struktur von Gelenkbändern**

Bei der allgemeinen Betrachtung von Bändern muss berücksichtigt werden, dass es generell zwei Gruppen von Bändern gibt – Bänder, die die knöchernen Strukturen miteinander verbinden und solche, die eine Verbindung zwischen Weichteilgeweben darstellen (FRANK et al., 1985). In dieser Arbeit wird nur auf erstere eingegangen und die Bezeichnung „Gelenkbänder“ (Ligg. articularia) (NICKEL et al., 2004b; SALOMON, 2020) verwendet.

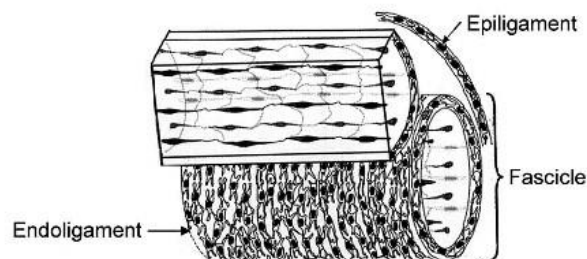
Gelenkbänder stellen eine Verbindung zwischen einzelnen Knochen dar (BENJAMIN & RALPHS, 1998; NICKEL et al., 2004b) und setzen an den jeweiligen Knochenpunkten an (FRANK, 2004). Sie lassen sich histologisch dem straffen parallelfaserigen Bindegewebe zuordnen (LIEBICH, 2010), da ihre Fasern parallel in longitudinaler Richtung angeordnet sind (AMIEL et al., 1984; BENJAMIN & RALPHS, 1998; FRANK, 2004; DAHLGREN, 2007).

Gelenkbänder sind in einer hierarchischen Struktur aufgebaut. An den Ribosomen werden Prokollagene in Form von  $\alpha$ -Ketten aus mehr als 1000 Aminosäuren synthetisiert. Drei dieser Ketten verbinden sich nach Hydroxylierung von Prolin und Lysinresten zu einer Tripelhelix (LIEBICH, 2010). Durch enzymatische Abspaltung der Prokollagenenden entstehen Tropokollagene (SCHÜNKE, 2014). Je fünf Tropokollagene gruppieren sich zu Mikrofibrillen, die Fibrillen bilden, welche sich wiederum zu Fasern und Faserbündeln formieren (MILZ et al., 2009). Mehrere Faserbündel organisieren sich zu Faszikeln, die jeweils von Endoligamenten umgeben sind und sich schlussendlich zu einem Ligament gruppieren, welches von einem Epiligament umgeben wird (s. Abbildung 3) (BENJAMIN & RALPHS, 1998). Die Bezeichnungen „Endoligament“ und „Epiligament“ werden in der NHV von 2017 nicht genannt, werden aber vor

allein in der englischsprachigen Literatur (CHOWDHURY et al., 1991; BENJAMIN & RALPHS, 1998; FRANK et al., 1999; BENJAMIN & RALPHS, 2000; FRANK, 2004; BRAY et al., 2005) als Pendant zum Endo- und Epitendineum verwendet (s. Abbildung 4).



**Abbildung 3:** Mikroskopischer Aufbau eines Bands; aus MACIEL (2002).



**Abbildung 4:** Endo- und Epiligament; aus BRAY et al. (2005).

Auffällig ist der wellenartige oder auch sinusförmige Verlauf der Kollagenfasern, welcher auch als „crimp“ bezeichnet wird (AMIEL et al., 1984; BENJAMIN & RALPHS, 1997; FRANK, 2004). Diese Verlaufsform ermöglicht dem Band, sich um eine gewisse Länge zu dehnen, ohne dabei geschädigt zu werden (FRANK, 2004).

Auf morphologischer Ebene bestehen Bänder aus spindelförmigen Fibroblasten, die sich in longitudinaler Ausrichtung zwischen der extrazellulären Matrix (EZM) anordnen (DAHLGREN, 2007). Die EZM oder auch Interzellulärschubstanz besteht aus einer faserigen und einer amorphen Grundsubstanz (DAHLGREN, 2007; LIEBICH, 2010).

### **2.2.1. Faserige Grundsubstanz**

Der größte Anteil der faserigen Komponente setzt sich aus Kollagen zusammen, wobei das Kollagen Typ I mit 85% dominiert (FRANK, 2004). Damit ist der Anteil bei Bändern etwas geringer als bei Sehnen (DAHLGREN, 2007). Der nächstgrößere Anteil besteht aus Kollagen Typ III (FRANK et al., 1985; DAHLGREN, 2007), außerdem können Kollagen Typ V, IX, X, XI und XII in einem geringen Maße vorkommen (WOO et al., 2005). Der verbleibende Teil der geformten Grundsubstanz wird aus Elastin gebildet, welches dem Band Elastizität verleiht (DAHLGREN, 2007) und ihm ermöglicht, nach der Dehnung zur Ausgangslänge zurückzugelangen (WOO et al., 2005).

### **2.2.2. Amorphe Grundsubstanz**

Die amorphe Grundsubstanz setzt sich aus Proteoglykanen, Strukturglykoproteinen und Wasser zusammen (DAHLGREN, 2007), wobei Wasser mehr als zwei Drittel der Gesamtmasse von Bändern einnimmt (HEY et al., 1990; MACIEL, 2002; FRANK, 2004; ZSCHÄBITZ, 2005; DAHLGREN, 2007). In ihr sind die Zellen und die faserige Grundsubstanz eingelagert (LIEBICH, 2010). Proteoglykane sind Glykosaminoglykane, die an Proteine gebunden sind (BERG et al., 2018; KÖNIGSHOFF & BRANDENBURGER, 2018; VON DER SAAL, 2020). Sie dienen im Bindegewebe als Gleitmittel, Strukturkomponente und zur Anheftung der Zellen an die EZM (BERG et al., 2018). Das am stärksten vertretene Proteoglykan in Bändern ist das leucinreiche Decorin (ILIC et al., 2005), das unter anderem an der Fibrillogenese (REESE et al., 2013) und der Größe des Fibrillendurchmessers (KUC & SCOTT, 1997) beteiligt ist. Die Neubildung von Bindegewebe wird unter anderem von Strukturglykoproteinen beeinflusst (LIEBICH, 2010).

### **2.2.3. Zellen**

Den größten Anteil an Zellen in Bändern stellen die Fibroblasten dar (AMIEL et al., 1984; BENJAMIN & RALPHS, 1997; BENJAMIN & RALPHS, 2000), die in longitudinaler Richtung zwischen den Kollagenfaserbündeln angeordnet sind (DAHLGREN, 2007) und sich mit ihren Zellfortsätzen zum einen bis in die EZM ausdehnen, zum anderen mit anderen Zellen via gap-junctions verbinden und kommunizieren (BENJAMIN & RALPHS, 1997), wodurch einen Zell-Zell-Kontakt ermöglicht wird (KELC et al., 2013). Durch diese Verbindungen wird

eine zelluläre Matrix konstruiert, die sich über die gesamte Länge eines Bands erstreckt und somit eine Informationsübertragung vereinfacht (BRAY et al., 2005). In der Literatur werden für Sehnen die „Tenozyten“ als spezialisierte Gruppe der Fibroblasten genannt (MILZ et al., 2009), die unter anderem Kollagenfasern, elastische Fasern, Proteoglykane, Bindungsproteine und Wachstumsfaktoren produzieren und an den Extrazellularraum abgeben (ZSCHÄBITZ, 2005). Weitere Synonyme sind „Tendinozyten“ (LIEBICH, 2010), „Flügelzellen“ (ZSCHÄBITZ, 2005; LIEBICH, 2010) und für Bänder „Ligamentozyten“ (VASSEUR et al., 1985).

#### **2.2.4. Querverbindungen**

Innerhalb der Kollagenmoleküle, aber auch zwischen den Kollagenmolekülen, bilden sich kovalente Bindungen (engl.: cross links) aus, was unter anderem für die Widerstandsfähigkeit eines Gewebes verantwortlich ist. Je mehr solcher Querverbindungen vorliegen, desto steifer ist das Gewebe (KLEIN & SOMMERFELD, 2012).

#### **2.3. Mikroskopische Besonderheiten der Ligamenta cruciata genus**

In seinen Untersuchungen am Ligamentum cruciatum craniale des Hundes konnte REESE (1995) den mikroskopisch-anatomischen Aufbau des Bandes in drei Bereiche unterteilen: Das proximale Drittel wies die morphologischen Eigenschaften einer Zugsehne auf, das mittlere Drittel die einer Gleitsehne mit faserknorpeligen Einlagerungen und das distale Drittel wiederum den Aufbau einer Zugsehne. Dabei ist die Differenzierung von Knorpelgewebe nach dem Prinzip der kausalen Histogenese als physiologische Anpassung auf einwirkenden Druck bzw. Kompression zu deuten (PAUWELS, 1960). ZSCHÄBITZ (2005) beschreibt den Umbau des Bindegewebes zu Faserknorpel als besonders ausgeprägt im Bereich des Drehpunkts eines Gewebes, was auch aus den Ergebnissen von REESE (1995) hervorgeht, da sich das kraniale Kreuzband im mittleren Drittel windet, infolgedessen die Zugfestigkeit in diesem Bereich abnimmt und somit anfälliger für Rupturen wird.

Auch die Untersuchungen von WESSELY (2013) an den kranialen Kreuzbändern von Katzen ergaben eine durch Kompressionskräfte verursachte Anpassung in Form von Faserknorpel einlagerungen, welche jedoch im Vergleich zum Hund weniger deutlich ausgeprägt sind. Diese physiologische Reaktion ist allerdings

keinesfalls als degeneratives Geschehen zu werten (WESSELY, 2013; WESSELY et al., 2017). Abgesehen davon bleibt die Struktur der Kollagenfasern bis ins hohe Alter der Katzen erhalten (WESSELY, 2013).

Im Gegensatz zum kranialen Kreuzband wird das kaudale Kreuzband in Bezug auf die Histologie in der Literatur eher rudimentär behandelt. Es finden sich einige Angaben zum kaudalen Kreuzband des Menschen, allerdings ist hier zu beachten, dass das CaCL des Menschen sich schon in seiner Anatomie von dem der Katze unterscheidet.

### **3. Funktionelle Anatomie**

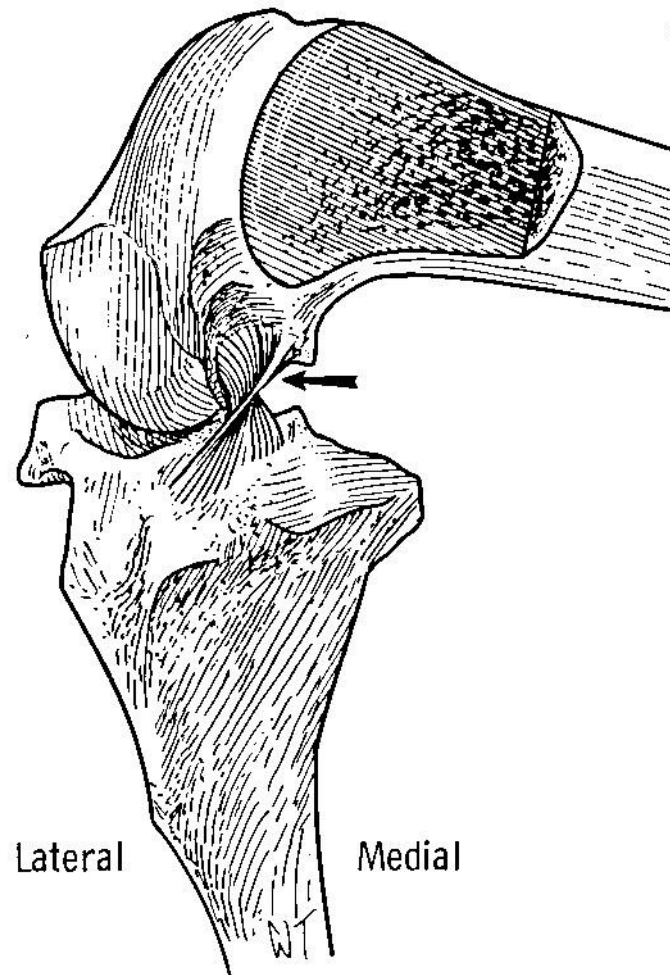
#### **3.1. Funktion von Gelenkbändern**

Dass Gelenkbänder „mehr als nur kurze Bänder aus zähem, aber flexiblem faserigen Bindegewebe“ sind, stellten bereits FRANK et al. (1985) fest. Sie haben, neben ihrer Aufgabe als Verbindung zwischen zwei Knochen (BENJAMIN & RALPHS, 1998; NICKEL et al., 2004b), viele wichtige Funktionen. Eine der Hauptaufgaben ist die passive Gelenkstabilisation (FRANK, 2004; BRAY et al., 2005; DAHLGREN, 2007) um abnormale Bewegungen des Gelenks zu verhindern (FRANK et al., 1985; BENJAMIN & RALPHS, 1997) und die gelenkbildenden Knochen in der Bewegung zu führen (FRANK et al., 1985; NICKEL et al., 2004b). Teilweise wirken Kräfte aus verschiedenen Richtungen auf ein Gelenkband ein, weshalb die Kollagenfasern etwas weniger parallel als bei Sehnen angeordnet sind (DAHLGREN, 2007). Außerdem partizipieren Gelenkbänder bei der Propriozeption von Gelenken, was als die Positionswahrnehmung der Gliedmaße im Raum definiert wird. Dabei wird ein neurologisches Feedback-Signal an die Muskulatur gesendet, was eine Kontraktion der Muskulatur auslöst (FRANK, 2004)

#### **3.2. Funktioneller Aufbau der Ligamenta cruciata genus**

Das Ligamentum cruciatum craniale windet sich in seinem Verlauf von proximal nach distal um ca. 90° und dreht sich bei der Beugung des Knies noch weiter ein. Es besteht aus einem kranio-medialen und einem kaudolateralen Teil. Ersterer ist sowohl während der Extension als auch der Flexion straff gespannt, der kaudolaterale Teil dagegen in gestreckter Haltung straff und in Beugung entspannt (s. Abbildung 5) (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977).

Beim Ligamentum cruciatum caudale können ebenfalls, wenn auch nicht ganz so deutlich, zwei Anteile unterschieden werden. Der kraniale Teil wird während der Flexion gestrafft und in der Extension entlastet, während es beim kaudalen Anteil genau umgekehrt ist. Das CaCL windet sich in seinem Verlauf und während der Beugung nur leicht (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977).



**Abbildung 5:** Schematische Darstellung des CrCL in Beugung; der Pfeil zeigt auf den kranio-medialen Anteil des Bands, welcher straff ist während der kaudolaterale entspannt ist; aus ARNOCZKY & MARSHALL (1977).

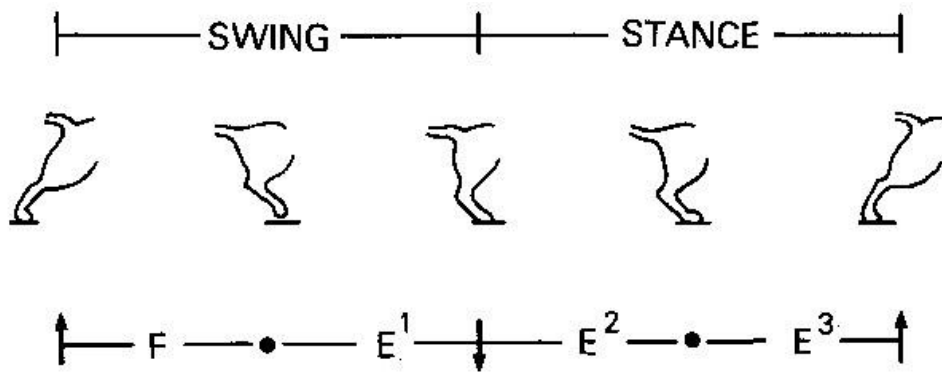
### 3.3. Funktion der Ligamenta cruciata genus

Wie bereits im allgemeinen Teil zur Funktion von Gelenkbändern erwähnt, dienen auch die Lig. cruciata genus der Stabilisation des Kniegelenks und führen es in seiner Bewegung (MATIS & KÖSTLIN, 1978). Das CrCL verhindert eine Verschiebung der Tibia nach kranial (kraniale Schublade), während das CaCL einer Verschiebung nach kaudal (kaudale Schublade) entgegenwirkt (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977). Außerdem beugen sowohl das CrCL als auch das CaCL einer übermäßigen Innenrotation der Tibia vor (ARNOCZKY &

MARSHALL, 1977), dabei winden sich die beiden Kreuzbänder umeinander, um eine Innenrotation zu verhindern (HARARI, 1993). BRUNNBERG et al. (2014) beziffern die physiologische Innenrotation beim Hund mit  $5^{\circ}$ - $10^{\circ}$ , nach der Ruptur des CrCL liegt diese bei über  $20^{\circ}$ , laut ARNOCZKY & MARSHALL (1977) sogar bei  $45^{\circ}$  und nach Ruptur des CaCL bei  $40^{\circ}$  bei einer Beugehaltung von  $90^{\circ}$ . Auch KIM et al. (2015) kamen in ihren in vivo Untersuchungen an gesunden Kniegelenken von Hunden zu ähnlichen Ergebnissen. Dabei wurde die tibiale Innenrotation während der Bewegung des Hundes gemessen und ergab eine maximale Innenrotation von  $11^{\circ}$  im Trab. RETOURNARD et al. (2016) durchtrennten in ihrem ex-vivo Modell an den Hintergliedmaßen von Katzen das kraniale Kreuzband und ermittelten anschließend den Winkel der auslösbaren Innenrotation der Tibia, welcher  $18,4 \pm 5,7^{\circ}$  betrug. BILMONT et al. (2018) kommen mit  $14,8 \pm 3,8^{\circ}$  Innenrotation zu einem ähnlichen Ergebnis bei vergleichbarem Versuchsaufbau. Bei einem gebeugten Kniegelenk limitieren hauptsächlich die beiden Kreuzbänder die Innenrotation, während bei gestrecktem Kniegelenk vor allem die Kollateralbänder in Aktion treten (SALOMON, 2020). Eine weitere Funktion der Kreuzbänder besteht darin, das Gelenk, gemeinsam mit den Kollateralbändern und Menisken, vor Hyperextension bzw. -flexion zu schützen (MATIS & KÖSTLIN, 1978).

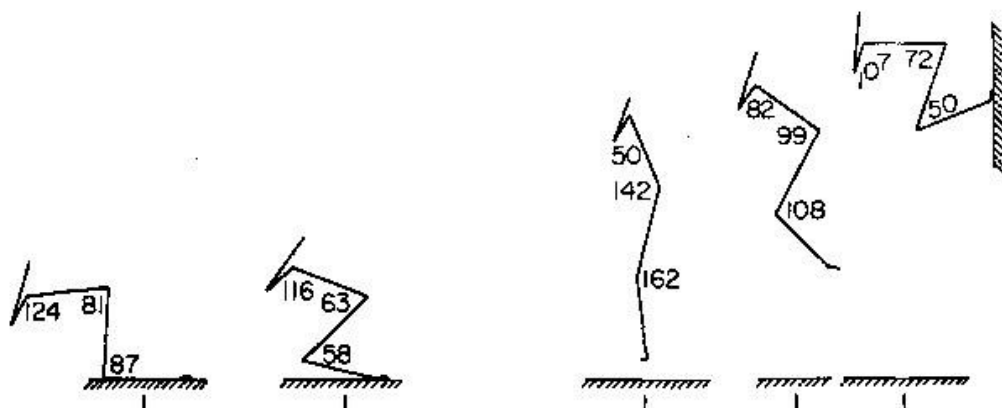
### **3.4. Bewegungsablauf**

Der Bewegungsablauf der Hintergliedmaße verläuft in zwei Phasen – einer Schwungphase und einer Standphase. In der Schwungphase wird die Hintergliedmaße ohne Bodenkontakt von hinten nach vorne geführt und dabei gebeugt (F) und anschließend wieder leicht gestreckt ( $E^1$ ). In der darauffolgenden Standphase nimmt die Hintergliedmaße wieder Kontakt mit dem Boden auf und wird unter dem Körper aufgesetzt. Das Knie und distal davon befindliche Strukturen geben dabei leicht nach ( $E^2$ ), dabei wird das Knie leicht gebeugt (GOSLOW et al., 1973). Anschließend werden Knie- und Sprunggelenk gestreckt ( $E^3$ ) (DEBAN et al., 2012). In Abbildung 6 wird der Bewegungsablauf der Katze veranschaulicht.



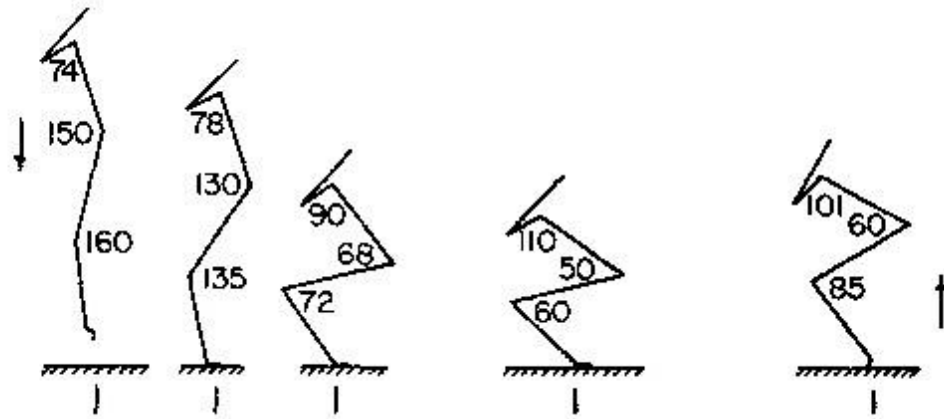
**Abbildung 6:** Schwung- (Swing) und Standphase (Stance) des Bewegungsablaufs der Katze; aus GOSLOW et al. (1973).

Im Stand beträgt der Winkel des Kniegelenks bei der Katze  $100^\circ$  (GOSLOW et al., 1973; BURKHOLDER & NICHOLS, 2004), während der Bewegung im Schritt ändert sich der Kniegelenkwinkel in den einzelnen Phasen auf  $112^\circ$  (F),  $75^\circ$  (E<sup>1</sup>),  $110^\circ$  (E<sup>2</sup>),  $90^\circ$  (E<sup>3</sup>), im Trab  $110^\circ$ ,  $59^\circ$ ,  $103^\circ$  und  $87^\circ$ . Die Spanne der Winkel nimmt im Galopp zu, sodass in dieser Gangart  $122^\circ$ ,  $64^\circ$ ,  $122^\circ$  und  $80^\circ$  gemessen wurden. Die Messung fand jeweils zu Beginn einer jeden Phase statt. In maximaler Extension beträgt der Kniegelenkwinkel  $160^\circ$  und kann bis zu einem Winkel von  $30^\circ$  gebeugt werden (GOSLOW et al., 1973). Wie in Abbildung 7 zu sehen, umfasst der Kniegelenkwinkel in den verschiedenen Phasen eines Absprungs auf eine Höhe von ca. einem Meter (3,5 feet) eine Spannweite von  $63^\circ$  bis  $142^\circ$ , während in den verschiedenen Phasen der Landung noch extremere Winkel zwischen  $150^\circ$  und  $50^\circ$  eingenommen werden (s. Abbildung 8) (GOSLOW et al., 1973).



**Abbildung 7:** Kniegelenkwinkel beim Absprung der Katze; aus GOSLOW et al. (1973).





**Abbildung 8:** Kniegelenkwinkel bei der Landung der Katze; aus GOSLOW et al. (1973).

### 3.4.1. Aufprallkraft

SONG et al. (2019) haben in ihren Untersuchungen Katzen aus einem Meter Höhe springen lassen und die dabei vorherrschende Kraft in den Vorder- und Hintergliedmaßen gemessen. Bei den leichten Katzen unter 3 kg KM betrug die auf die Hintergliedmaßen einwirkende Aufprallkraft  $23,78 \pm 4,03$  N, bei der schweren Gruppe über 5 kg KM  $74,76 \pm 3,8$  N. Mit zunehmender Höhe wird mehr Aufprallenergie von den Hintergliedmaßen absorbiert (WU et al., 2019), was sich in dem höheren Anteil von Frakturen an den Hintergliedmaßen (61,5%) im Verhältnis zu denen an den Vordergliedmaßen (38,5%) beim „feline high-rise syndrome“ widerspiegelt (VNUK et al., 2004). NERLICH (2016) kam in ihren Untersuchungen zum „feline high-rise syndrom“ zu ähnlichen Ergebnissen mit 55,3% frakturierten Hintergliedmaßen und 44,7% frakturierten Vordergliedmaßen.

### 3.4.2. Kinematik des Kniegelenks

Die Flexion bzw. Extension des Kniegelenks wird durch einen Roll-Gleit-Mechanismus zwischen dem Os femoris und der Tibia ermöglicht (RICHARD & KULLMER, 2020). Dabei ist die Kombination aus Rollen und Gleiten entscheidend. Würden sich die Femurkondylen durch eine reine Rollbewegung auf der Tibia bewegen, so würde das Os femoris im Laufe der Flexion über die Gelenkfläche hinaus nach kaudal verlagert werden. Bei einer ausschließlichen Gleitbewegung würde der Schaft des Os femoris während der Beugung vorzeitig mit dem kaudalen Rand des Tibiaplateaus kollidieren (KLEIN & SOMMERFELD, 2012; JAGODZINSKI et al., 2016). Da die Kondylen des

Os femoris in ihrer Form keinen exakten Kreis bilden, ändert sich während der Bewegung die Bewegungsachse fortlaufend und wird daher als Momentachse definiert (SALOMON, 2020) und in der englischsprachigen Literatur auch als „instant center of motion“ bezeichnet (SMITH et al., 2003). Durch gemeinsames Agieren der knöchernen Strukturen mit den Gelenkbändern wird die Streck- und Beugebewegung des Kniegelenks kontrolliert (SMITH et al., 2003). Dabei treten besonders die Ligg. cruciata genus in Erscheinung, da während der gesamten Bewegungsamplitude der Beuge-Streck-Bewegung stets ein funktioneller Anteil der Kreuzbänder (s. Kapitel II.3.2) gespannt ist (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977). Kreuzbandrupturen führen infolgedessen zu einer Instabilität des Kniegelenks (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977), woraus unter anderem weitere Schäden wie beispielsweise Meniskusschäden resultieren können (SALOMON, 2020).

#### **4. Biomechanik**

„Die Biomechanik ist die Anwendung mechanischer Prinzipien auf biologische Systeme, biologisches Gewebe und medizinische Probleme.“ (RICHARD & KULLMER, 2020)

##### **4.1. Viskoelastizität**

Durch das Zusammenspiel der einzelnen Komponenten wie Kollagen, Elastin, Proteoglykane, Grundsubstanz und Wasser werden den Bändern zeit- und verlaufsabhängige viskoelastische Eigenschaften zugeschrieben (WOO et al., 2005; WOO et al., 2006). Viskoelastizität beschreibt eine Kombination aus sowohl elastischen als auch viskosen Eigenschaften (PIPKIN, 1972; PANJABI & WHITE, 2001; GRELLMANN & SEIDLER, 2015), beziehungsweise aus Festkörpern und Flüssigkeiten (BRINSON & BRINSON, 2008). Die Viskosität wird definiert durch eine nach Krafteinwirkung entstandene irreversible Deformation, die auch nach Entlastung bestehen bleibt, während die Elastizität in mechanischer Hinsicht eine vollständige Reversibilität des Körpers nach Krafteinwirkung darstellt (GRELLMANN & SEIDLER, 2015). Die Viskoelastizität beschreibt somit die zeitabhängigen Eigenschaften eines Materials (PANJABI & WHITE, 2001; GRELLMANN & SEIDLER, 2015).

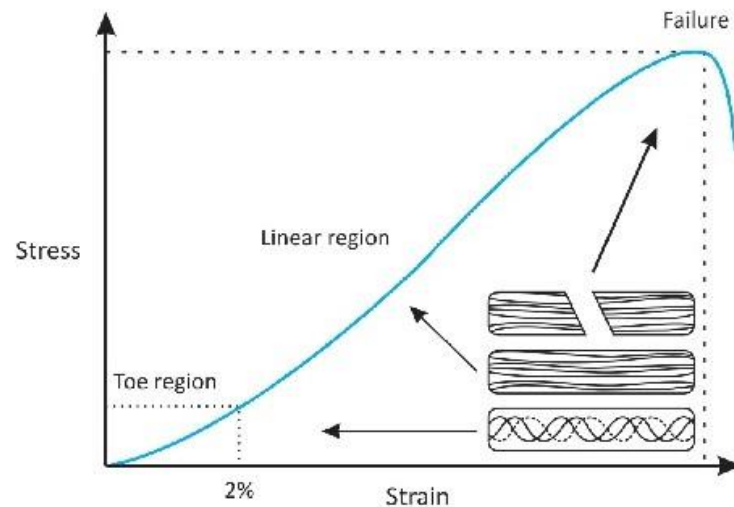
Wird ein viskoelastisches Gewebe konstant belastet, so kann daraus eine Verformung (Fließen) resultieren. Wird diese Fließgrenze überschritten, so spricht man von Plastizität (ADAMEC & GRAW, 2015), das Gewebe ist somit permanent deformiert (PANJABI & WHITE, 2001). Neben Plastizität wird außerdem der Begriff „irreversible plastische Deformation“ verwendet (OXLUND, 1986; KELC et al., 2013).

Die viskoelastischen Eigenschaften eines Gewebes können in einer Spannungs-Dehnungs-Kurve visualisiert werden, dabei werden drei Abschnitte innerhalb einer Kurve unterschieden. Die drei Abschnitte werden in Abbildung 9 graphisch dargestellt.

Mit der „toe region“ beginnend werden die wellenförmig verlaufenden Kollagenfasern zu geraden, parallel verlaufenden Fasern gestreckt („uncrimping“) (BUTLER et al., 1978; FRANK et al., 1985; KELC et al., 2013). In diesem nicht-linearen Abschnitt der Kurve wird wenig Kraft benötigt, um die Fasern zu entfalten und es liegt ein geringer Grad an Steifigkeit vor (WOO et al., 1999). Bei einer Dehnung von etwa 2% zeigen die Fasern einen geraden, parallelen Verlauf (KELC et al., 2013), laut GOODSHIP et al. (1994) bei einer Dehnung von etwa 3%. HAUT & LITTLE (1969) beziffern den ersten Abschnitt beim kranialen Kreuzband des Hundes mit einer Dehnung von 6%.

Der nächste Abschnitt der Spannungs-Dehnungs-Kurve verläuft linear ansteigend und zeigt die Dehnung der Kollagenfasern (WOO et al., 1999; KELC et al., 2013). Hier ist das Gewebe deutlich steifer als im vorherigen Abschnitt (WOO et al., 1999). KELC et al. (2013) beschreiben für Sehnen eine vollständige Reversibilität zur Ausgangslänge bis zu einer Dehnung von 4% mit anschließenden mikroskopisch sichtbaren Rupturen und plastischer Deformation bis 8%, bei höheren Dehnungen treten auch makroskopische Schäden auf. NOYES et al. (1974) hingegen erreichten in ihren Versuchen an kranialen Kreuzbändern von Rhesusaffen Dehnungen von über 50%. DORLOT et al. (1980) kamen in ihren Untersuchungen an kranialen Kreuzbändern von Hunden zu dem Ergebnis, dass sie ab einer Dehnung von 14% irreparabel geschädigt sind und, auch nach 15 Minuten Erholungszeit, nicht mehr zu ihrer ursprünglichen Länge zurückgelangen können.

Der dritte und letzte Abschnitt der Kurve zeigt die maximale Spannung vor dem Bruch des Gewebes (BUTLER et al., 1978; FRANK et al., 1985; WOO et al., 1999).



**Abbildung 9:** Drei Abschnitte der Spannungs-Dehnungs-Kurve: "toe region", linearer Bereich und Bruch des Gewebes; aus KELC et al. (2013).

Dass das Dehnungsverhalten von Bändern sehr unterschiedlich sein kann, zeigt HARDY (1951) in seiner Studie. Er untersuchte sowohl das Dehnungsverhalten des Lig. patellae als auch des Lig. flavum. Das Lig. patellae riss bereits bevor eine sichtbare Dehnung wahrgenommen wurde, während das Lig. flavum bis auf 140% der Ausgangslänge gestreckt werden konnte. Verantwortlich dafür ist die unterschiedliche Zusammensetzung der Bänder – das Lig. flavum hat einen höheren Anteil an Elastin (HARDY, 1951).

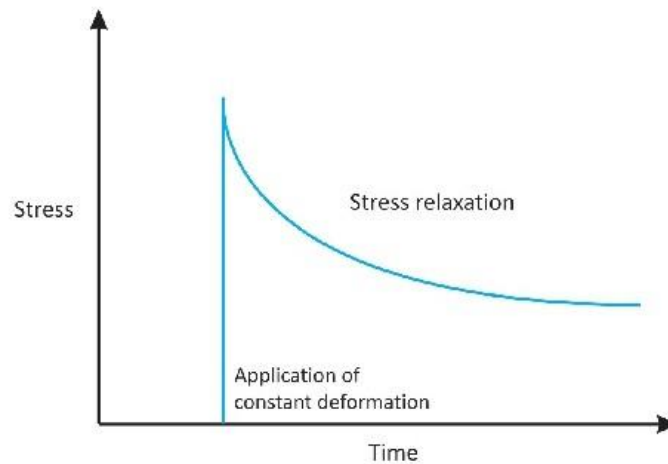
Viskoelastische Materialien zeigen charakteristischerweise Phänomene wie Stressrelaxation, Retardation und Hysterese (PANJABI & WHITE, 2001; WOO et al., 2006; KELC et al., 2013), welche im Folgenden genauer erörtert werden und in Bezug auf die Kreuzbänder der Katze in der vorliegenden Arbeit untersucht wurden.

#### 4.2. Relaxation

Wird eine auf den Prüfkörper einwirkende Deformation konstant gehalten, tritt bei viskoelastischen Materialien ein zeitabhängiger Spannungsabfall auf. Dieses Phänomen wird Relaxation oder auch Spannungsrelaxation genannt (engl.: stress relaxation) (PANJABI & WHITE, 2001; KELC et al., 2013). Dies bedeutet, dass

mit fortschreitender Zeit und gleichbleibender Deformation die benötigte Kraft abnimmt (KLEIN & SOMMERFELD, 2012). In Abbildung 10 wird dies veranschaulicht.

Laut DUENWALD et al. (2010) nimmt die Spannungsrelaxation mit ansteigender Dehnungsrate in Bändern ab, bei Sehnen hingegen die Spannungsrelaxation zu.

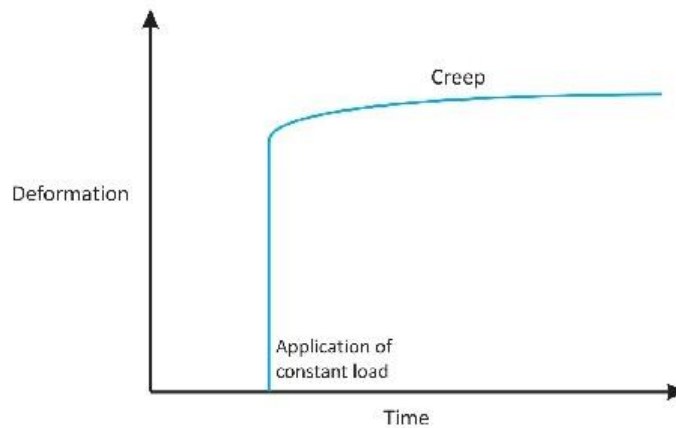


**Abbildung 10:** Abnahme der Spannung (stress) ( $\text{N}/\text{mm}^2$ ) bei fortschreitender Zeit (time) und gleichbleibender Deformation; aus KELC et al. (2013).

### 4.3. Retardation (Kriechen)

Retardation, oder auch Kriechen (engl.: creep), beschreibt die zunehmende Deformation eines Körpers bei konstanter auf ihn einwirkender Kraft und fortschreitender Zeit (PANJABI & WHITE, 2001; KELC et al., 2013). PANJABI & WHITE (2001) führen als anschauliches Beispiel für das Phänomen des Kriechens den Größenunterschied (Deformation) eines Menschen am Morgen und am Abend an. Die stets gleichbleibende auf den Körper einwirkende Kraft führt zu einem Kriechen der Bandscheiben und somit zu einer Deformation, die sich in der reduzierten Körpergröße am Abend widerspiegelt. In Abbildung 11 wird die Retardation veranschaulicht.

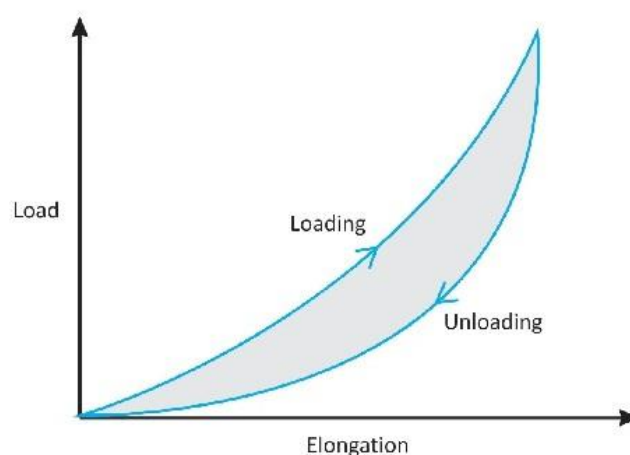
Bereits VIIDIK (1966) konnte in seinen Untersuchungen an kranialen Kreuzbändern von Kaninchen eine Retardation nachweisen, ebenso wie THORNTON et al. (2002) an medialen Kollateralbändern von Kaninchen.



**Abbildung 11:** Retardation (creep): Deformation bei konstant einwirkender Kraft (constant load) und fortschreitender Zeit (time); aus KELC et al. (2013).

#### 4.4. Hysterese

Der bei zyklischer Be- und Entlastung auftretende Energieverlust wird als Hysterese bezeichnet (PANJABI & WHITE, 2001). Dabei verschiebt sich die Entlastungskurve weiter nach rechts und die dabei zwischen den beiden Kurven entstandene Fläche spiegelt den Energieverlust wider (KLEIN & SOMMERFELD, 2012). Bei einem rein elastischen Körper wäre die Belastungskurve gleich der Entlastungskurve (PANJABI & WHITE, 2001) und es ginge keine Energie verloren, während bei einem rein viskosen Körper die gesamte Energie für seine Deformation benötigt werden würde (ARNOLD, 1974). In Abbildung 12 wird eine Hysteresekurve dargestellt.



**Abbildung 12:** Hysteresekurve: Die Fläche zwischen der Be- (Loading) und Entlastung (Unloading) stellt den Energieverlust in dem Kraft-Längenänderungsdiagramm; aus KELC et al. (2013).

#### 4.5. Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul findet sich in der Literatur auch unter den Begriffen Dehnungsmodul (TESCHNER, 2019), Young's modulus (BUTLER et al., 1978; BRINSON & BRINSON, 2008; KESSEL & FRÖHLING, 2012; PHAN-THIEN & MAI-DUY, 2017) und E-Modul (SCHULTZE-GEBHARDT, 1970; KLEIN & SOMMERFELD, 2012; TESCHNER, 2019) und wird mit dem Buchstaben E bezeichnet (PANJABI & WHITE, 2001; KESSEL & FRÖHLING, 2012; PHAN-THIEN & MAI-DUY, 2017). Die auf einen Körper mit der Querschnittsfläche ( $A$  in  $\text{mm}^2$ ) ausgeübte Kraft ( $F$  in N) bewirkt eine Längenänderung ( $\Delta l$  in mm), was im Hookeschen Gesetz beschrieben wird. Daraus lässt sich der Elastizitätsmodul berechnen, welcher das Verhältnis der Spannung ( $F/A$ ) zur relativen Längenänderung ( $\Delta l = \text{Längenänderung in mm}; l_0 = \text{Ausgangslänge in mm}$ ) darstellt. Daraus ergibt sich folgende Formel:  $E = \frac{F}{A} \div \frac{\Delta l}{l_0}$  (TESCHNER, 2019). Die Einheit des E-Modul wird in  $\text{N/mm}^2$  oder Pascal (Pa) angegeben. Es beschreibt die Steifigkeit eines Materials, dabei gilt: Je größer die Zahl des E-Moduls, desto steifer ist das Material und umgekehrt (PANJABI & WHITE, 2001).

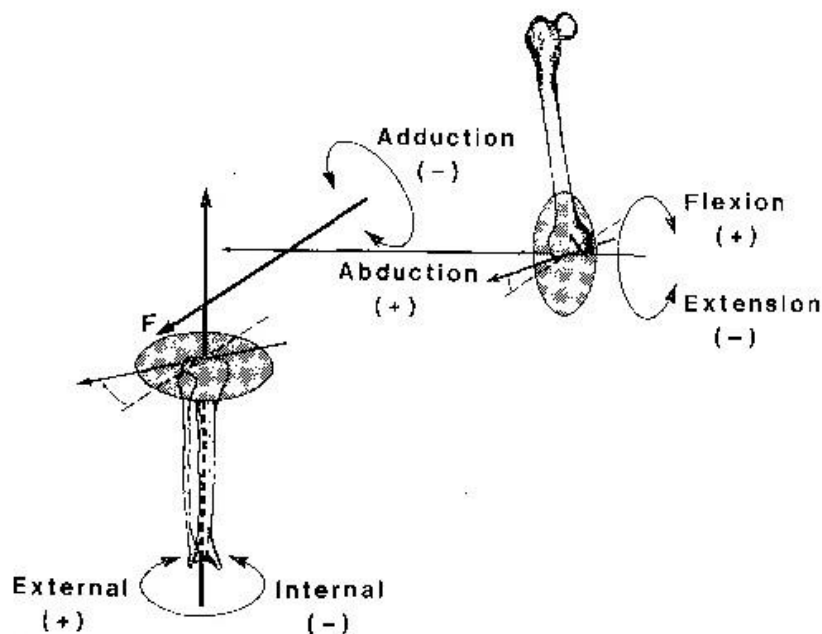
#### 4.6. Rotation

In der englischsprachigen Literatur wird für die Beschreibung der Rotation sowohl das Wort „torsion“ (MEYER & HAUT, 2008) als auch „torque“ (FLEMING et al., 2003) verwendet.

Ein starrer Körper hat im Raum die Möglichkeit der Translation (Verschiebewegung) oder der Rotation (Drehbewegung). Bei der Rotation hat der Körper drei Bewegungsmöglichkeiten (Freiheitsgrade) um die drei Achsen im Raum (RICHARD & KULLMER, 2020; SALOMON, 2020). Bewegt sich der Körper um einen Fixpunkt innerhalb eines Raums, so hat er die Möglichkeit sich um alle drei Achsen gleichzeitig oder getrennt zu drehen. Gibt es jedoch zwei Fixpunkte, an denen der Körper fixiert ist, so kann er sich lediglich um eine feste Achse drehen. In diesem Fall besteht nur noch ein Freiheitsgrad (RICHARD & KULLMER, 2020).

Die drei Achsen finden sich auch in Bezug auf die Bewegungsfreiheit des Kniegelenks wieder, dabei werden Abduktion und Adduktion, Flexion und Extension sowie interne und externe Rotation unterschieden. Bei Letzterem ist die

Rotationsachse entlang der Tibia fixiert (s. Abbildung 13) (GROOD & SUNTAY, 1983). In dieser Arbeit liegt der Fokus auf eben dieser Innenrotation der Tibia.



**Abbildung 13:** Drei Freiheitsgrade auf den drei Achsen im Raum: Abduktion und Adduktion, Flexion und Extension, Innen- und Außenrotation; aus GROOD & SUNTAY (1983).

In der Studie von MEYER & HAUT (2008) wurde eine Innenrotation der Tibia an den Gliedmaßen von Menschen durchgeführt und eine Ruptur des kranialen Kreuzbands bei  $58 \pm 19^\circ$  erreicht.

#### 4.7. Bruchlast

Die Bruchlast (engl.: ultimate load (WOO et al., 1999; KELC et al., 2013) oder failure load (PANJABI & WHITE, 2001)), oder auch maximale Kraft ( $F_{\max}$ ) (ARNOLD, 1974), wird in Newton (N) angegeben und beschreibt die Kraft, die aufgebracht werden muss, um ein Gewebe zu zerreißen (HEMPFLING & KRENN, 2016). In einem Kraft-Längenänderungs-Diagramm wird der Kurvenverlauf bis zum Bruch dargestellt (KELC et al., 2013).

Für das humane CrCL beschreiben PANJABI & WHITE (2001) eine Bruchlast von 650 N, für das CaCL 1070 N. In den Untersuchungen von KLÜVER (2014) wurden bei der Ruptur des kranialen Kreuzbandes der Katze Kräfte von  $569,49 \pm 133,68$  N, beim kaudalen Kreuzband  $397,86 \pm 89,31$  N erreicht. REESE (1995) ermittelte an den kranialen Kreuzbändern von Hunden eine Bruchlast von 197,4 N bis 1771,5 N.



#### **4.8. Zugfestigkeit**

Die Zugfestigkeit (engl.: tensile stress (BUTLER et al., 1978) oder tensile strength (JOPP & REESE, 2009)), oder auch Reißfestigkeit (HEMPFLING & KRENN, 2016), wird in  $\text{N/mm}^2$  angegeben und definiert die maximale Kraft in Bezug auf die Querschnittsfläche  $A$  eines Gewebes (ARNOLD, 1974). Es beschreibt also die maximale Spannung ( $\text{N/mm}^2$ ), bevor es zum Bruch kommt (WOO et al., 2000; KELC et al., 2013). In einem Spannungs-Dehnungs-Diagramm wird das Deformationsverhalten eines Gewebes zusammen mit der aufgetragenen Spannung bis zum Bruch veranschaulicht (VIIDIK, 1966; KELC et al., 2013). KLÜVER (2014) ermittelte für das feline CrCL eine Zugfestigkeit von  $95,36 \pm 21,21 \text{ N/mm}^2$  und für das CaCL  $94,10 \pm 18,98 \text{ N/mm}^2$ . Für die Zugfestigkeit des caninen CrCL wurde von REESE (1995) ein durchschnittlicher Wert von  $38,6 \pm 9,2 \text{ N/mm}^2$  errechnet.

Eine wichtige Rolle in Bezug auf die Zugfestigkeit spielt die unterschiedliche Anordnung der Kollagenfibrillen (MILZ et al., 2009)

#### **4.9. Zugbelastbarkeit**

Die Zugbelastbarkeit (engl.: tensile load (JOPP & REESE, 2009)) stellt einen Zusammenhang zwischen der Bruchlast ( $F_{\max}$ ) und der Körpermasse des Tieres dar, wird in der Einheit  $\text{N/kg KM}$  angegeben und wurde von REESE (1995) als biomechanisches Maß eingeführt. Die im Durchschnitt erfasste Zugbelastbarkeit des CrCL der Katze liegt bei  $136,87 \pm 42,46 \text{ N/kg KM}$ , die des CaCL bei  $95,58 \pm 26,82 \text{ N/kg KM}$  (KLÜVER, 2014). Das kraniale Kreuzband des Hundes erreicht einen mittleren Wert von  $34,6 \pm 11,5 \text{ N/kg KM}$  (REESE, 1995).

### **5. Pathogenese**

#### **5.1. Pathogenese von Bandrupturen**

Bei der Pathogenese von Bandrupturen können allgemein zwei Arten unterschieden werden: Durch die Einwirkung äußerer Umstände entstandene Rupturen, wie Traumata, oder durch endogene Prozesse, die unter anderem zur Degeneration des Gewebes führen (DAHLGREN, 2007). Auf Rupturen in Folge von Traumata wird in Abschnitt 5.3 näher eingegangen.

In der Literatur wird vor allem über die Pathogenese von Sehnen berichtet, welche aber ähnlich der Pathogenese von Bandrupturen ist (GOODSHIP et al., 1994).

Eine Möglichkeit für degenerative Veränderungen ist die Hypoxie, was mit ödematösen Veränderungen einhergeht und sogar zu einer Zerstörung der gesamten Sehnenstruktur führen kann (JOZSA & KANNUS, 1997). JOZSA & KANNUS (1997) konnten in ihren Untersuchungen außerdem mukoide Degenerationen mit Vakuolen zwischen den Kollagenfasern, Lipidablagerungen, die den Verlauf der Kollagenfasern unterbrechen, und Kalzifikationsvorgänge als degenerative Ursachen erkennen. Als weitere Theorie wird bei der equinen oberflächlichen Beugesehne eine bei Belastung entstehende Hyperthermie im Inneren der Sehne angeführt. Dabei steigt die Temperatur auf bis zu 43-45°C, was zur Zerstörung der Zellen führen kann (WILSON & GOODSHIP, 1994). GOODSHIP et al. (1994) nennen als Vergleich die bei einer Tumorthherapie entstehenden Temperaturen von 43°C. Außerdem kann es bei einer zyklischen Belastung der Sehne erst zu einer Sauerstoffunterversorgung und bei anschließender Relaxation zu einem Reperfusionsschaden kommen. Dabei werden Sauerstoffradikale freigesetzt, die Schäden im Gewebe verursachen können (GOODSHIP et al., 1994).

## **5.2. Heilungsvorgänge an Bändern**

Der Heilungsprozess bei geschädigten Bändern und Sehnen verläuft in drei Phasen (FRANK, 2004; DAHLGREN, 2007). In der ersten Phase kommt es zu einer Entzündungsreaktion mit Symptomen wie Schwellung, Schmerz und Wärme. Durch die Einwanderung von Makrophagen und Monozyten wird die geschädigte EZM debridiert sowie die Gefäßneubildung und das Zellwachstum angeregt. Diese Phase dauert ca. ein bis zwei Wochen (DAHLGREN, 2007). In der zweiten Phase, der Proliferationsphase, bildet sich Narbengewebe aus, das durch eine relativ ungeordnete Ansammlung von Zellen, Kollagenfasern, Blutgefäßen und Fettzellen geprägt ist. Im Vergleich zum gesunden Gewebe ist hier deutlich mehr Kollagen Typ III vorhanden (FRANK, 2004). Nach etwa zwölf Wochen organisieren sich die Fasern zu ihrem ursprünglichen Verlauf (SCOTT & MCLAUGHLIN, 2008). Die dritte Phase ist die Remodellierungsphase. Sie beginnt ca. sechs Wochen nach Schädigung des Bandes und kann mehr als zwölf Monate andauern. In dieser Phase richten sich die Kollagenfasern weiter zu einem parallelen Verlauf aus und es kommt zur Ausbildung von Querverbindungen zwischen den Kollagenmolekülen, die dem Band Festigkeit verleihen (DAHLGREN, 2007). Eine vollständige Immobilisation in den ersten vier bis

sechs Wochen und eine progressive Belastung nach sechs bis acht Wochen ermöglicht die beste Heilung bei verletzten Sehnen und Bändern (SCOTT & MCLAUGHLIN, 2008). Speziell die Kreuzbänder weisen durch ihre intrakapsuläre Lage eine verminderte Blutversorgung auf, infolgedessen kann keine ausreichende Wundheilungsreaktion ablaufen. Die durch eine Ruptur entstandenen Bandstümpfe atrophieren nach einiger Zeit und das Gewebe wird durch Fett ersetzt (REESE, 1995).

### **5.3. Pathogenese von Kreuzbandrupturen**

Im Gegensatz zum Hund tritt die Kreuzbandruptur bei der Katze seltener auf (UMPHLET, 1993; TACKE & SCHIMKE, 1995). In der Studie von TACKE & SCHIMKE (1995) wurden über einen Zeitraum von zehn Jahren 45 Katzen (2,5% aller stationär behandelten Katzen) mit einer Kreuzbandruptur vorstellig. Zwischen 1975 und 1977 wurde in der chirurgischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München eine Anzahl von 19 Katzen mit Kreuzbandruptur erhoben (MATIS & KÖSTLIN, 1978). Innerhalb von sechs Jahren wurde in den Untersuchungen von BOGE et al. (2020) bei 50 Katzen eine Ruptur des kranialen Kreuzbands diagnostiziert. WESSELY et al. (2017) ermittelten 19 Katzen mit rupturiertem kranialem Kreuzband innerhalb von zwei Jahren. Die Rupturstelle befindet sich beim Hund meistens im mittleren Abschnitt des Bandes (REESE, 1995). In einphasigen Zugversuchen konnte KLÜVER (2014) das mittlere Drittel als häufigste Rupturlokalisierung für die Kreuzbänder von Katzen bestätigen. Bei der Katze steht das Trauma als Ursache für Kreuzbandrupturen im Vordergrund (MATIS & KÖSTLIN, 1978; UMPHLET, 1993; TACKE & SCHIMKE, 1995; MCLAUGHLIN, 2002; HARASEN, 2005; TILLEY & SMITH, 2015; WESSELY et al., 2017).

Häufig diskutierte Ätiologien von Traumata sind:

- eine übermäßige Innenrotation der Tibia (UMPHLET, 1993; BONATH & PRIEUR, 1998; MCLAUGHLIN, 2002; SCOTT & MCLAUGHLIN, 2008; RAND, 2009; TILLEY & SMITH, 2015), beispielsweise durch eine hängengebliebene distale Hintergliedmaße (BONATH & PRIEUR, 1998; SCHULZ, 2020)
- eine abrupte Hyperextension des Gelenks (BONATH & PRIEUR, 1998; MCLAUGHLIN, 2002; SCOTT & MCLAUGHLIN, 2008; RAND, 2009;

TILLEY & SMITH, 2015)

- die Folgen eines Unfalls (BONATH & PRIEUR, 1998)
- ein Sturz aus großer Höhe (MATIS & KÖSTLIN, 1978; HARASEN, 2007)

Insgesamt gibt es weniger Berichte über die Ruptur des kaudalen Kreuzbands als über das kraniale (UMPHLET, 1993). Häufig werden Rupturen am kaudalen Kreuzband in Zusammenhang mit einem Polytrauma diagnostiziert (HARARI, 1993; CONNERY & RACKARD, 2000; HARASEN, 2005), selten werden dagegen isolierte kaudale Kreuzbandrupturen beobachtet (VOSS et al., 2009). Allerdings zeigen Katzen mit kaudaler Kreuzbandruptur einen weniger ausgeprägten Grad an Lahmheit und Schmerzhaftigkeit als Katzen mit kranialer Kreuzbandruptur (VOSS et al., 2009). DALTON (1979) veröffentlichte den Fallbericht einer akut lahmen Katze mit kranio-kaudal auslösbarer Schubladenbewegung. Es wurde angenommen, dass das kraniale Kreuzband rupturiert war. Nach einer Röntgenaufnahme der betroffenen Gliedmaße wurde jedoch eine Kaudalverschiebung der Tibia diagnostiziert und anschließend durch einen anterolateralen Zugang die vollständige Ruptur des kaudalen Kreuzbands und gleichzeitig die Intaktheit des kranialen Kreuzbands bestätigt.

Diagnostiziert werden kraniale und kaudale Kreuzbandrisse unter anderem durch die Auslösbarkeit einer kranialen oder kaudalen Schubladenbewegung (SCOTT & MCLAUGHLIN, 2008; GRIERSON, 2012; SALOMON, 2020; SCHULZ, 2020). Dieser Test wird in Seitenlage zum einen im Winkel der physiologischen Standposition, zum anderen in einem Winkel von 90° durchgeführt. Bei einer Beweglichkeit über den physiologischen Wert von 0-2 mm hinaus ist dieser Test als positiv zu bewerten, wobei partielle Rupturen nur marginale Veränderungen in der Verschiebbarkeit bewirken können (SCHULZ, 2020).



### III. MATERIAL UND METHODEN

#### 1. Makroskopie

##### 1.1. Material

Für die biomechanischen Untersuchungen wurden die Hintergliedmaßen von 28 Katzen herangezogen und ausgewertet, die verstorben waren oder aus klinischen Indikationen, die unabhängig von dieser Studie sind, euthanasiert wurden. Die Katzen wurden von Tierarztpraxen aus Bayern und Baden-Württemberg sowie dem Institut für Tierpathologie der Ludwig-Maximilians-Universität München zur Verfügung gestellt. Eine vollständige Auflistung der Katzen und den dazugehörigen Daten findet sich in Tabelle 1. Neben dem Alter, der Körpermasse, dem Geschlecht und der Rasse wurde außerdem der Body-Condition-Score nach dem von LAFLAMME (1997) entwickelten Scoring (s. Anhang Tabelle 15) ermittelt und das Gewicht der Beckengliedmaßenmuskulatur gewogen. Von Katze 1, 2 und 25 stand jeweils nur eine Hintergliedmaße zur Verfügung, welche für den zyklischen Zugversuch verwendet wurden. Bei Katze 12 und 16 konnte ebenfalls jeweils nur an einer Hintergliedmaße eine biomechanische Testung – in diesen Fällen der Rotationsversuch – durchgeführt werden.

**Tabelle 1:** Signalement der Katzen.

Katze	Alter	Körpermasse	Geschlecht	Rasse	BCS
1	9 Jahre	4,6 kg	wk	EKH	-
2	5 Jahre	6,5 kg	mk	-	-
3	12 Jahre	3,8 kg	mk	EKH	4/9
4	7 Jahre	5,5 kg	mk	EKH	7/9
5	11 Jahre	3,1 kg	w	EKH	4/9
6	13 Jahre	3,4 kg	mk	EKH-Maincoon-Mix	2/9
7	19 Jahre	2,2 kg	wk	EKH	3/9
8	15 Jahre	4,2 kg	wk	EKH	5/9
9	3 Jahre	3,5 kg	mk	EKH	5/9

10	18 Jahre	2,8 kg	mk	Norwegische Waldkatze	2/9
11	13 Jahre	2,2 kg	w	EKH	3/9
12	11 Jahre	2,9 kg	wk	Main Coon	-
13	18 Jahre	2,2 kg	wk	Siam-Perser-Mix	2/9
14	12 Jahre	4,0 kg	m	EKH	4/9
15	10 Jahre	4,5 kg	wk	EKH	5/9
16	2 Jahre	6,4 kg	mk	EKH	6/9
17	3 Jahre	5,4 kg	wk	EKH	7/9
18	2 Jahre	5,0 kg	mk	EKH	5/9
19	16 Jahre	5,7 kg	mk	EKH	6/9
20	12 Jahre	7,0 kg	mk	Britisch Kurzhaar	7/9
21	13 Jahre	3,7 kg	wk	EKH	4/9
22	8 Jahre	8,6 kg	wk	EKH	7/9
23	3 Jahre	3,2 kg	wk	EKH	4/9
24	1 Jahr	3,5 kg	m	EKH	4/9
25	10 Wochen	1,0 kg	w	EKH	4/9
26	16 Jahre	4,9 kg	mk	EKH	6/9
27	14 Jahre	5,8 kg	mk	EKH	7/9
28	13 Jahre	6,9 kg	mk	Main Coon	7/9

## 1.2. Methode

Die Katzen wurden bis spätestens drei Stunden post mortem bei  $-18^{\circ}\text{C}$  eingefroren und verblieben in diesem Zustand, bis sie ca. 48 Stunden vor Versuchsbeginn bei  $+5^{\circ}\text{C}$  aufgetaut wurden. Nach dem Auftauen der Katzenkadaver wurde an allen Hintergliedmaßen eine eingehende orthopädische Untersuchung durchgeführt und insbesondere auf eine Verschiebbarkeit der Tibia nach kranial oder kaudal (kraniale bzw. kaudale Schubladenbewegung) geachtet. Bei einem positiven Schubladentest wurde die jeweilige Hintergliedmaße gesondert von den restlichen Prüflingen betrachtet. Eine ausführliche Erläuterung dieser Hintergliedmaßen findet sich in Kapitel IV.3. Auf eine ergänzende Untersuchung mittels Röntgenaufnahmen wurde in dieser Arbeit verzichtet, da bereits durch die manuelle Untersuchung zuverlässige Aussagen über die

Intaktheit der Kreuzbänder getroffen werden können und insbesondere die Auslösbarkeit einer kranialen oder kaudalen Schubladenbewegung als diagnostisch gilt (SCHULZ, 2020). Im Anschluss an die orthopädische Untersuchung wurde die jeweilige Hintergliedmaße durch Exartikulation im Hüftgelenk (Articulatio coxae) vom Rumpf getrennt. Eine weitere Exartikulation erfolgte im Tarsalgelenk. Anschließend wurden alle Muskeln und anteiligen Gewebestrukturen entfernt, sodass nur noch das Os femoris, die Tibia und Fibula, sowie die Strukturen des Kniegelenks verblieben. Danach wurden die notwendigen Werte für die Regressionsgleichungen (s. Kapitel 2.2) ermittelt und berechnet, außerdem jeweils die Muskulatur der Beckengliedmaße gewogen.

## **2. Morphometrie**

### **2.1. Material**

Die Messungen und Berechnungen wurden bei allen 28 Katzen an jeder Hintergliedmaße vorgenommen und dokumentiert.

### **2.2. Methode**

Zur Längen- und Querschnittsermittlung der Ligamenta cruciata genus wurden die von KLÜVER (2014) erstellten Regressionsgleichungen herangezogen. Für die Erstellung der Regressionsgleichungen verglich KLÜVER (2014) verschiedene Knochenpunkte, -längen und -durchmesser, von denen das Caput ossis femoris und die Tibiadiaphyse die beste Korrelation zur Querschnittsfläche und Länge der Kreuzbänder ergaben.

Die Ermittlung der einzelnen Parameter wurde bei allen Hintergliedmaßen während der Probenvorbereitung durchgeführt und verlief immer nach dem gleichen Schema.

#### Ermittlung der Länge des CrCL und CaCL:

Hierfür wurde der Caput ossis femoris in drei Ebenen (kranial – kaudal; medial – lateral; proximal – distal) mittels eines digitalen Messschiebers vermessen und der Mittelwert errechnet. Anschließend wurde dieser Wert in die von KLÜVER (2014) erstellte Regressionsgleichung eingesetzt:  $y = 0,9259x + 2,4372$ . KLÜVER (2014) konnte hinsichtlich der Länge keinen messbaren Unterschied zwischen dem CrCL und dem CaCL feststellen, daher gilt die Gleichung für beide



Kreuzbänder gleichermaßen.

#### Ermittlung der Querschnittsfläche des CrCL:

Der Mittelwert der drei Ebenen des Caput ossis femoris stellt auch den größten Zusammenhang zur Querschnittsfläche des kranialen Kreuzbandes dar, wofür folgende Regressionsgleichung erstellt wurde:  $y = 1,3677x - 7,9129$ .

#### Ermittlung der Querschnittsfläche des CaCL:

Zur Feststellung der Querschnittsfläche des kaudalen Kreuzbandes wurde die Tibiadiaphyse, ebenfalls mit einem digitalen Messschieber, in drei Ebenen (kranial-kaudal; medial-lateral; diagonal) ausgemessen, der Mittelwert errechnet und in folgende Gleichung eingesetzt:  $y = 0,5405x - 0,00634$ .

### **3. Biomechanische Untersuchungen**

#### **3.1. Materialprüfmaschine**

Für die biomechanischen Versuche wurde die Materialprüfmaschine Z010 10kN RetroLine mit dem Anwenderprogramm testXpert III der Firma ZwickRoell GmbH & Co., Ulm, verwendet.

#### **3.2. Zyklische Zugversuche**

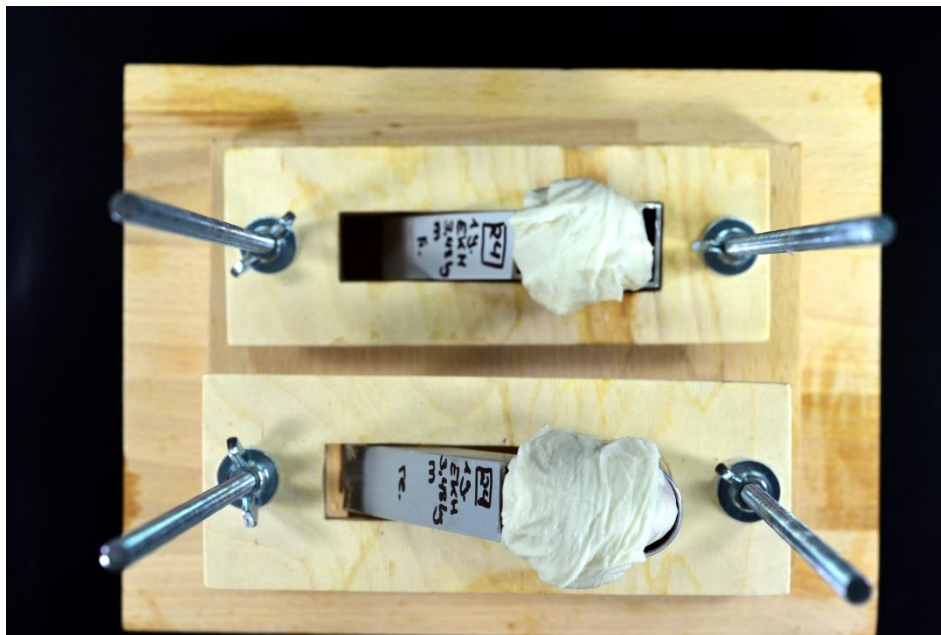
##### **3.2.1. Material**

Die für die zyklischen Belastungsuntersuchungen analysierten Hintergliedmaßen sind im Anhang in Tabelle 13 unter Angabe der Nummer der Katze, Alter, Länge und Querschnittsfläche des CrCL bzw. CaCL und Gewicht der Beckengliedmaßenmuskulatur aufgelistet.

##### **3.2.2. Vorbereitung der Proben**

Nach Ermittlung der Länge und Querschnittsfläche des CrCL bzw. CaCL wurden Tibia und Fibula ca. 60 mm distal der Kondylen der Tibia transversal mit einer Handsäge durchtrennt, das Os femoris wurde ca. 70 mm proximal seiner Kondylen gekürzt. Handelsübliche Aluminium-Vierkantrohre mit 20 mm bzw. 25 mm Kantenlänge und 1,5 mm Wandstärke wurden auf die entsprechende Länge gekürzt (60 mm für Tibia und Fibula, 70 mm für das Os femoris) und an einer Seite mit Klebeband verschlossen. Die Knochen wurden an der offenen Seite in die Vierkantrohre eingeführt und durch eine Haltevorrichtung, die eine

exakte Ausrichtung der Rohre ermöglichte, fixiert (s. Abbildung 14). Epoxidharz 4305 und Härter 140-F der Firma PHD-24 wurden vermengt und in die Vierkantrohre eingefüllt, bis diese fast vollständig gefüllt waren. Die Prüflinge verblieben bis zur vollständigen Aushärtung in dieser Position. Während der gesamten Vorbereitungszeit und der Aushärtungsdauer des Epoxidharzes wurde das Kniegelenk durch mit Leitungswasser befeuchteten Zellstoff umwickelt, um es vor Dehydration zu schützen. Kurz vor Versuchsbeginn wurde die Gelenkkapsel des Kniegelenks eröffnet und alle Strukturen des Kniegelenks bis auf die Ligamenta cruciata genus entfernt.



**Abbildung 14:** Spezielle Haltevorrichtung für die Proben während des Aushärtungsprozesses; oben im Bild die Probe für die zyklische Belastungsuntersuchung, unten die Probe für den Rotationsversuch (Quelle: Eigene Aufnahme).

### 3.2.3. Methode

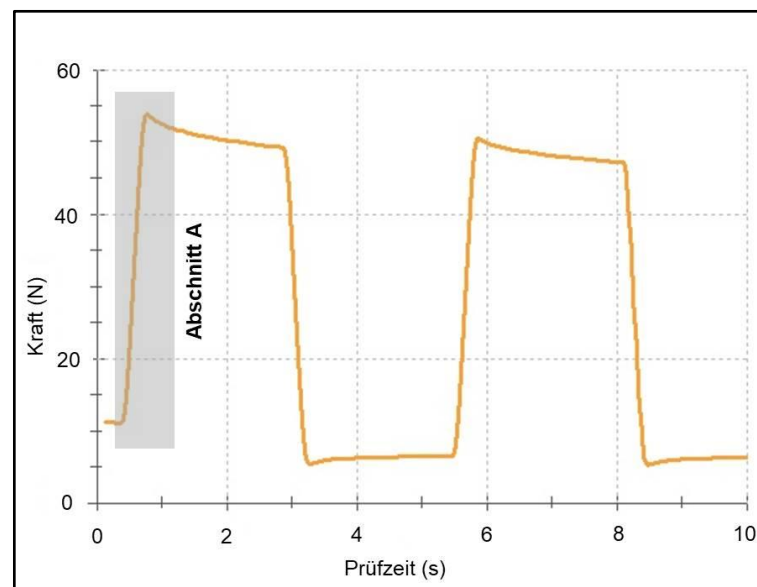
Das Vierkantrohr mit Tibia und Fibula wurde in die unteren Klemmbanken der Materialprüfmaschine eingespannt, das Rohr mit dem Os femoris in die obere. Der Winkel zwischen den beiden Vierkantrohren betrug  $100^\circ$ , wobei das obere Rohr stets senkrecht eingespannt wurde, um eine Belastung auf das jeweilige Kreuzband zu gewährleisten (s. Abbildung 15). Das Ligamentum cruciatum craniale wurde durch Zug in longitudinaler Richtung belastet, während das Ligamentum cruciatum caudale durch eine Druckprüfung der Materialprüfmaschine auf Zug beansprucht wurde. So war es möglich, in derselben Einspannposition erst das eine und anschließend das andere Kreuzband

zyklisch zu belasten. Durch einphasige Zugversuche bis zum vollständigen Zerreißen der Bänder wurde dieser Versuchsaufbau im Vorfeld getestet. Es wurde im Prinzip eine vordere und eine hintere Schubladenbewegung imitiert, wobei in diesem Fall nicht die Tibia nach kranial oder kaudal bewegt wurde, sondern das Os femoris entsprechend entgegengesetzt verschoben wurde.

Die Bänder wurden anfangs um 2%, 4%, 6% und 8% darauffolgend in 1%-Schritten gedehnt, bis ein Kraftabfall von mindestens 10% im Verlaufsprotokoll der Materialprüfmaschine verzeichnet wurde. Innerhalb einer relativen Dehnung wurden jeweils 40 Wiederholungen eines Zyklus bei einer Geschwindigkeit von 50 mm/min gefahren. Ein Zyklus kann in vier Abschnitte unterteilt werden. Diese werden im Folgenden als Abschnitt A, B, C und D bezeichnet.

### **Abschnitt A:**

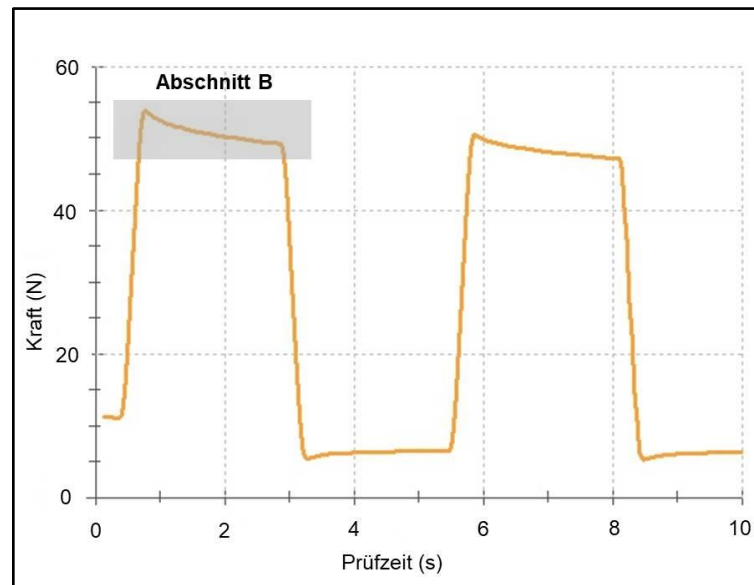
Das kraniale bzw. das kaudale Kreuzband wurde bis zur jeweiligen rel. Dehnung gezogen. Hierbei entstand jeweils beim ersten Zyklus einer jeden Dehnungsstufe ein Kraftmaximum ( $F_{\max}$ ) das benötigt wurde, um das Band auf die entsprechende Länge zu dehnen. Durch die maximale Kraft (N) und die Querschnittsfläche der Kreuzbänder ( $\text{mm}^2$ ) konnte auch die Spannung errechnet werden. Außerdem ließ sich in diesem Abschnitt der E-Modul berechnen.



### **Abschnitt B:**

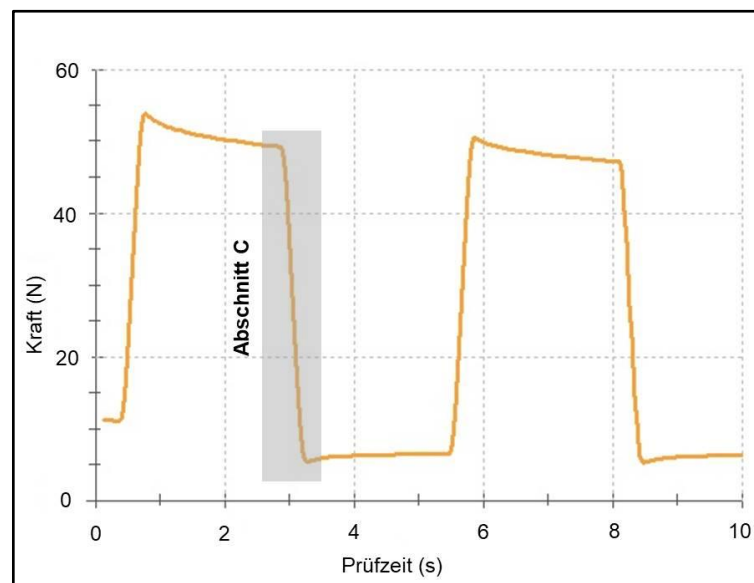
Anschließend wurde die jeweilige Dehnung für zwei Sekunden gehalten, dadurch

konnte ein Kraft- bzw. Spannungsabfall verzeichnet werden. Dieses Phänomen wird als Stressrelaxation (engl.: stress relaxation) bezeichnet.



### Abschnitt C:

Nach der Haltezeit in Abschnitt B wurde das Band bis zu einer Kraft von 5 N entlastet und die dabei vorherrschende Restdehnung sowie der Dehnungsabfall ermittelt. Die Restdehnung (%) gibt die prozentuale Längenänderung des Bandes bezogen auf die initiale Ausgangslänge nach Zug auf die jeweilige Dehnungsstufe und anschließenden Entlastung an.



### Abschnitt D:

Hierauf folgte ebenfalls eine Haltezeit von zwei Sekunden, bei der das Band bei



### **3.3. Rotationsversuch**

#### **3.3.1. Material**

Eine detaillierte Auflistung der für die Rotationsversuche verwendeten Hintergliedmaßen findet sich im Anhang in Tabelle 14.

#### **3.3.2. Vorbereitung der Probe**

Wie auch bei der Vorbereitung für die zyklische Belastung wurden die Maße der Knochenpunkte gemessen und in die Regressionsgleichungen eingesetzt, um die Länge und Querschnittsfläche der Ligamenta cruciata genus zu ermitteln. Anschließend wurde das Os femoris ca. 20 mm distal des Caput ossis femoris sowie die Tibia und Fibula ca. 70 mm distal der Kondylen gekürzt. Der Unterschenkelknochen wurde in ein 140 mm langes Aluminium-Rundrohr mit 25 mm Durchmesser und 1,5 mm Wandstärke eingelassen und von Epoxidharz umgeben. Der Oberschenkelknochen wurde, wie auch in der Versuchsvorbereitung für die zyklischen Versuche, in einem 100 mm langen Aluminium-Vierkantrohr mit 20 mm Kantenlänge und 1,5 mm Wandstärke fixiert. Nach dem Aushärtungsprozess des Epoxidharzes wurde eine selbstschneidende Schraube in der Mitte des Vierkantrohrs senkrecht zum Oberschenkelknochen verschraubt, um eine zusätzliche Fixierung zu gewährleisten. Eine weitere Schraube, kombiniert mit einer Unterlegscheibe, wurde auf Höhe der Tuberositas tibiae in das Rundrohr gedreht, um ein ca. 300 mm langes Edelstahlseil mit 2,5 mm Durchmesser auf der Hälfte seiner Länge zu befestigen. Dieses Edelstahlseil wurde so unter der Unterlegscheibe fixiert, dass es eine Schlaufe bildet und die beiden freien Enden jeweils in eine Richtung zeigen, sodass sie um das Rundrohr herumgewickelt werden konnten. Auch hier wurde das Kniegelenk stets feucht gehalten.

#### **3.3.3. Methode**

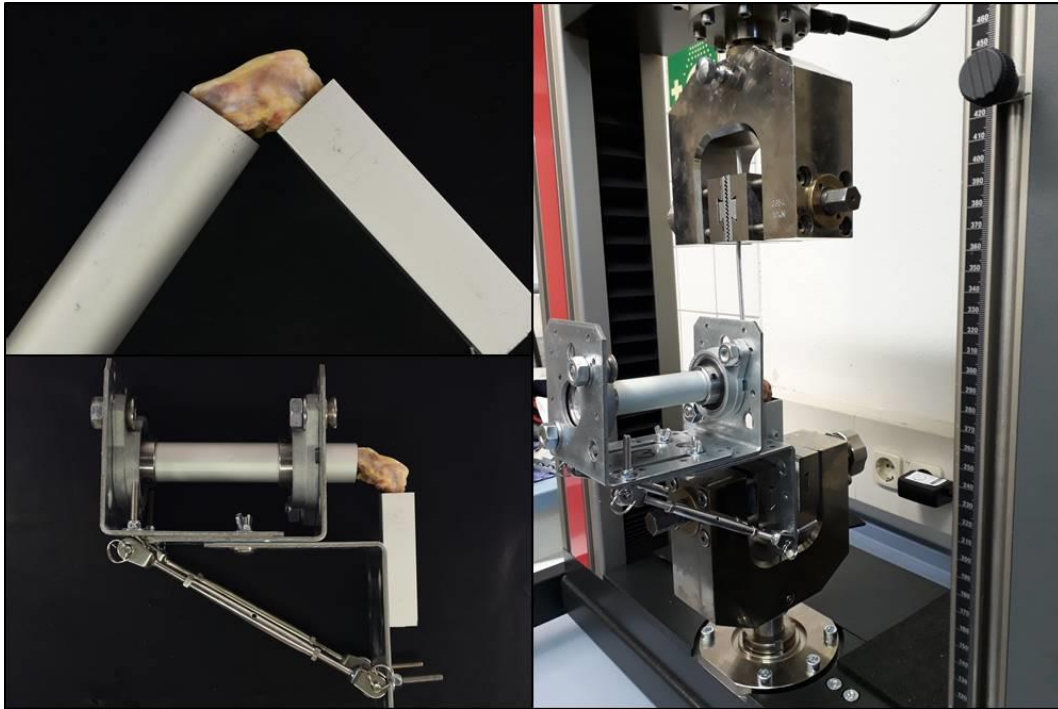
Mit der Grundidee, Zugkräfte in eine Rotationsbewegung umzuwandeln, wurden verschiedene Modelle entworfen und anschließend ein Prototyp angefertigt. Um jede Probe individuell auf die Größe und den Abstand zwischen dem Os femoris und der Tibia anpassen zu können, wurde dieser Prototyp optimiert und die endgültige Rotationsvorrichtung konstruiert. Die Rotationsvorrichtung, bestehend aus drei Winkelverbindern und zwei handelsüblichen Kugellagern mit 25 mm Innendurchmesser sowie zwei Wantenspannern zur Winkelstabilisation, wurde in

die Materialprüfmaschine eingespannt (s. Abbildung 16). Das Rundrohr mit der Tibia wurde durch die beiden Kugellager geführt und das Vierkantrohr im 90° Winkel dazu in den Klemmbanken der unteren Halterung befestigt. Die beiden Enden des Edelstahlseils wurden in die Klemmbanken der oberen Halterung eingespannt, welche einen Zug nach oben ausübt. Durch die Kugellager und das umwickelte Edelstahlseil wird dieser Zug in eine Rotationsbewegung umgewandelt (s. Abbildung 16).

Da durch den Zug der Materialprüfmaschine nur eine Dehnung in mm aufgezeichnet wird, wurde der Umfang des Rundrohrs berechnet und durch 360° geteilt. Somit kann ermittelt werden, welcher Weg zurückgelegt werden muss, um 1° Rotation zu erreichen bzw. den zurückgelegten Wert in eine Gradzahl umzurechnen. Der Versuch wurde mit einer Geschwindigkeit von 10 mm/min durchgeführt und beendet, sobald ein Kraftabfall von mindestens 10% erreicht wurde.

Bei Katze 3-10 wurde kurz vor Versuchsbeginn das Kniegelenk eröffnet und alle Strukturen bis auf die Ligamenta cruciata genus entfernt. Bei Katze 11-28 blieb das Gelenk geschlossen und erst nach dem Versuch wurden Schritt für Schritt die einzelnen Strukturen freipräpariert und mit Hilfe eines Stereomikroskops (Zeiss, Stemi 2000-C) auf Schäden untersucht.

Der Rotationsversuch wurde außerdem vergleichsweise an der Hintergliedmaße eines Zwerghundes (5 kg KM) durchgeführt und anschließend entsprechend das Schadensbild dokumentiert.



**Abbildung 16:** Vorbereitung und Durchführung des Rotationsversuchs (Quelle: Eigene Aufnahmen).

#### 4. Statistik

Für die biomechanische Analyse wurden die Primärdaten aus dem Anwenderprogramm testXpert III (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm) in Microsoft Excel 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) exportiert und dort entsprechend der jeweiligen Fragestellungen bestimmte Kennwerte, wie zum Beispiel  $F_{\max}$  innerhalb eines Zyklus, extrahiert. Die statistische Auswertung wurde anschließend mit der Statistik- und Analyse-Software SPSS 26 (IBM, Armonk, USA) durchgeführt.

Die Grafiken, wie Liniendiagramme, Boxplots, Balkendiagramm und Hysteresekurven, wurden mit Hilfe von SPSS 26 und Microsoft Excel 2010 erstellt. Außerdem wurden Originalprotokolle zur grafischen Darstellung aus dem Anwenderprogramm testXpert III verwendet. Im Rahmen der deskriptiven Statistik wurde für die quantitative Auswertung jeweils der Mittelwert, die Standardabweichung ( $\pm$ ), für die durchschnittliche Abweichung vom Mittelwert, und in einzelnen Fällen der Variationskoeffizient (VarK) als Maß für die relative Streuung berechnet. Anschließend wurden die zu testenden Daten durch den Kolmogorov-Smirnov-Test auf Normalverteilung überprüft, wodurch die Voraussetzung für die Auswahl eines geeigneten Testverfahrens für die



entsprechende Fragestellung geschaffen wurde. Als Signifikanzniveau für die statistische Auswertung wurde  $p \leq 0,05$  festgelegt. Der Zusammenhang zweier Variablen wurde durch den Rangkorrelationskoeffizienten Spearman's rho ( $r_s$ ) oder den Rangkorrelationskoeffizienten Kendall's tau ( $\tau$ ) quantifiziert. Für die Bestimmung der Effektstärke der Korrelation wurde als Orientierung die Einteilung nach COHEN (1988) gewählt. Es gilt:  $r = 0,10$  ist ein schwacher Effekt,  $r = 0,30$  ein mittlerer Effekt und  $r = 0,50$  ein starker Effekt. Um Unterschiede zwischen den Seiten der Beckengliedmaßen (links/rechts) oder zwischen vorderem und hinterem Kreuzband zu ermitteln, wurde der t-Test für normalverteilte Daten angewendet, der die Mittelwerte zweier Parameter auf Differenzen hin untersucht. Zur Untersuchung der gleichen Fragestellung für nicht normalverteilte Daten wurde der Mann-Whitney-U-Test eingesetzt. Um mehrere Gruppen auf ihre Unterschiede hin zu untersuchen, wurde außerdem der Kruskal-Wallis-Test herangezogen. Durch diesen Test wird allerdings nur geprüft, ob generell eine Differenz besteht. Um genau festzustellen, welche der Gruppen sich voneinander unterscheiden und welche nicht, wurden paarweise Vergleiche mit Adjustierung des Signifikanzniveaus nach Bonferroni durchgeführt. Ergänzend wurde eine multifaktorielle Untersuchung mithilfe des allgemeinen linearen Modells mit den abhängigen Variablen Querschnittsfläche und Länge der Gelenkbänder, relativer Dehnung bei Bruch, Bruchlast,  $F_{\max}$ , Zugfestigkeit, Spannung, Zugbelastbarkeit, Kraftabfall und Spannungsrelaxation bei kategorialen Gruppenvariablen durchgeführt. Bei mehr als zwei Kategorien, wurde auch hier paarweise verglichen und mittels einer Bonferroni-Korrektur der p-Wert angepasst.

## IV. ERGEBNISSE

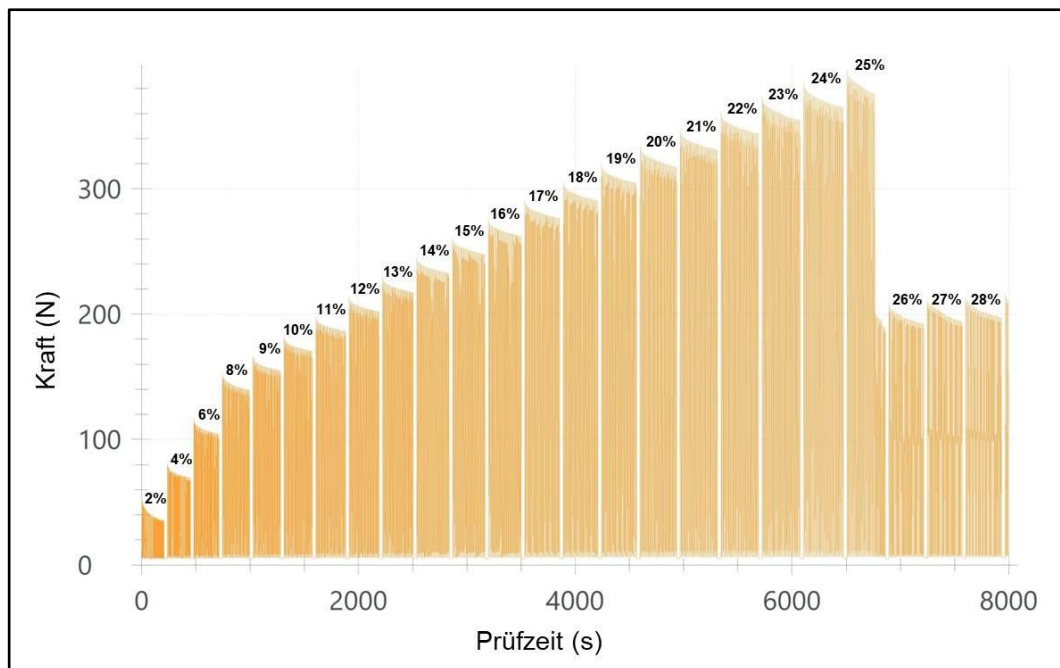
### 1. Ergebnisse der zyklischen Belastungsuntersuchung

Bei den zyklischen Belastungsversuchen wurden sowohl das kraniale als auch das kaudale Kreuzband von 26 Katzen untersucht. Bei Katze 21 konnte vor Versuchsbeginn eine geringgradige kraniale Schubladenbewegung ausgelöst werden, das kraniale Kreuzband wurde trotzdem zyklisch getestet, wurde aber in der anschließenden Auswertung gesondert betrachtet. Bei Katze 25 konnte aufgrund einer im Versuchsablauf eingetretenen Epiphysiolysis ossis femoris die Belastungsuntersuchung des kaudalen Kreuzbandes nicht mehr durchgeführt werden. Bei Katze 26 rupturierte das kaudale Kreuzband gemeinsam mit dem kranialen Kreuzband während dessen Belastungsuntersuchung, sodass hier die zyklische Belastung des kaudalen Kreuzbandes ebenfalls nicht mehr separat durchgeführt werden konnte. In Kapitel IV.3 werden die Fälle, bei denen vor Versuchsbeginn eine Vorschädigung an den Kreuzbändern festgestellt wurde, ausführlich erläutert.

Das mittlere Alter der Katzen betrug  $10,2 \pm 5,7$  Jahre (min.: 10 Wochen; max.: 19 Jahre), das mittlere Gewicht  $4,4 \pm 1,8$  kg KM (min.: 1,0 kg; max.: 8,6 kg). Zwei männliche, zwölf männlich-kastrierte, drei weibliche und neun weiblich-kastrierte Katzen wurden untersucht. Fünf Katzen waren Rassekatzen, zwanzig waren Europäisch-Kurzhaar Katzen und bei einer Katze war die Rasse nicht sicher bestimmbar. Der durchschnittliche BCS betrug  $4,75 \pm 1,70$  Punkte (min.: 2; max.: 7) und das durchschnittliche Gewicht der Beckengliedmaße  $214,46 \pm 100,30$  g (min.: 50 g; max.: 435 g). Die mittlere Länge der Kreuzbänder umfasste einen Wert von  $11,52 \pm 0,69$  mm (min.: 9,84 mm; max.: 12,56 mm). Die Querschnittsfläche der kranialen Kreuzbänder ergab im Durchschnitt einen Wert von  $5,51 \pm 1,02$  mm<sup>2</sup> (min.: 3,03 mm<sup>2</sup>; max.: 7,04 mm<sup>2</sup>), bei den kaudalen Kreuzbändern eine durchschnittliche Fläche von  $4,18 \pm 0,41$  mm<sup>2</sup> (min.: 3,12 mm<sup>2</sup>; max.: 4,98 mm<sup>2</sup>).

Die mittels der Regressionsgleichungen (s. Kapitel III.2.2) errechneten Längen und Querschnittsflächen der Kreuzbänder wurden auf Zusammenhänge mit dem Alter und der Körpermasse untersucht. Die Länge beider Kreuzbänder nimmt mit steigender Körpermasse signifikant zu (CrCL:  $r_s = 0,635$ ,  $p < 0,001$ ; CaCL:  $r_s =$

0,644,  $p < 0,001$ ). Ebenso verhält es sich mit der Querschnittsfläche der Kreuzbänder, die sich mit zunehmendem Gewicht signifikant vergrößert (CrCL:  $r_s = 0,635$ ,  $p < 0,001$ ; CaCL:  $r_s = 0,623$ ,  $p = 0,001$ ). Das Alter hingegen hat keinen signifikanten Einfluss auf die Länge oder Querschnittsfläche der Kreuzbänder. In Hinblick auf die Differenzen zwischen männlichen und weiblichen Tieren zeigt sich, dass ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Länge besteht. Die männlichen Tiere haben signifikant längere kraniale ( $p = 0,024$ ) und kaudale Kreuzbänder ( $p = 0,019$ ) als die weiblichen Tiere. Bei den kranialen Kreuzbändern trifft diese Aussage auch auf die Querschnittsfläche zu, die bei den männlichen Tieren signifikant größer ist als bei den weiblichen ( $p = 0,023$ ). Bei den kaudalen Kreuzbändern besteht kein signifikanter Unterschied zwischen den Geschlechtern hinsichtlich der Querschnittsfläche ( $p = 0,664$ ).



**Abbildung 17:** Protokoll der zyklischen Belastungsuntersuchung des CrCL von Katze 23; partielle Ruptur des CrCL bei 25% Dehnung und einer maximalen Kraft von 395 N.

Die Kreuzbänder wurden bei jeder Dehnungsstufe 40-mal hintereinander gedehnt, bis ein Kraftabfall von mindestens 10% im Prüfprotokoll der Materialprüfmaschine verzeichnet wurde. Die Zugkraft, aus der eine Ruptur des Bandes bzw. ein Bruch des Gewebes resultierte, wird im Folgenden als Bruchlast (N) bezeichnet. Abbildung 17 zeigt als Beispiel für eine zyklische Belastungsuntersuchung das Protokoll des kranialen Kreuzbandes der Katze 23. Bei einer Dehnung von 25% und einer maximalen Kraft ( $F_{\max}$ ) von 395 N

rupturierte das CrCL partiell. Durch die partielle Ruptur wurde weniger Kraft benötigt, um das Band auf die gleiche oder eine höhere Dehnungsstufe zu ziehen. Lediglich bei Katze 25 (10 Wochen, 1 kg KM, weiblich, EKH) wurde durch die zyklische Belastung eine suprakondyläre Epiphysiolyse des Os femoris verursacht (s. Abbildung 18), in allen anderen Fällen rupturierten das kraniale und kaudale Kreuzband im mittleren Drittel partiell oder vollständig.

Das CrCL rupturierte bei einer durchschnittlichen Bruchlast von  $301,68 \pm 130,03$  N und einer durchschnittlichen Dehnung von  $27,33 \pm 9,29$  %. Mit der errechneten Querschnittsfläche der Kreuzbänder und der Körpermasse der Katzen konnte für das CrCL eine mittlere Zugfestigkeit von  $52,92 \pm 20,25$  N/mm<sup>2</sup> und eine durchschnittliche Zugbelastbarkeit von  $72,41 \pm 36,59$  N/kg KM ermittelt werden. Im Durchschnitt rupturierte das CaCL bei  $351,50 \pm 87,61$  N und einer Dehnung von  $35,78 \pm 8,42$  %. Die mittlere Zugfestigkeit betrug dabei  $84,44 \pm 20,17$  N/mm<sup>2</sup>, die Zugbelastbarkeit durchschnittlich  $87,47 \pm 35,58$  N/kg KM. Eine zusammenfassende Darstellung der Ergebnisse findet sich in Tabelle 2. Das CrCL der Hintergliedmaße, bei der die Zugbelastung in einer Epiphysiolyse des Os femoris resultierte, hielt einer Zugbelastung mit 37,91 N und somit einer Zugbelastbarkeit von 37,91 N/kg KM stand. Die Ergebnisse der einzelnen Tiere finden sich im Anhang in Tabelle 16 für das kraniale Kreuzband und in Tabelle 17 für das kaudale Kreuzband.

**Tabelle 2:** Durchschnittliche Werte, die bei Ruptur der kranialen bzw. kaudalen Kreuzbänder bei der zyklischen Belastungsuntersuchung erreicht wurden.

	CrCL	CaCL
Bruchlast (N)	$301,68 \pm 130,03$	$351,50 \pm 87,61$
rel. Dehnung bei Bruch (%)	$27,33 \pm 9,29$	$35,78 \pm 8,42$
Zugfestigkeit (N/mm <sup>2</sup> )	$52,92 \pm 20,25$	$84,44 \pm 20,17$
Zugbelastbarkeit (N/kg KM)	$72,41 \pm 36,59$	$87,47 \pm 35,58$

Die Querschnittsfläche der beiden Kreuzbänder zeigt im direkten Vergleich einen signifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ) – die Querschnittsfläche des kranialen Kreuzbandes ist durchschnittlich um 26,01% größer als die des kaudalen Kreuzbandes. Während sich die Bruchlast, bei der das jeweilige Band rupturierte,

nicht signifikant zwischen dem vorderen und hinteren Kreuzband unterscheidet ( $p=0,115$ ), differiert die relative Dehnung bei Bruch signifikant ( $p=0,003$ ). Das CaCL rupturierte im Durchschnitt bei einer höheren relativen Dehnung als das CrCL. Die Zugfestigkeit des CaCL, die sich aus der Bruchlast und der Querschnittsfläche des jeweiligen Bandes zusammensetzt, ist signifikant höher als die des CrCL ( $p<0,001$ ) und unterscheidet sich im Mittel um 37,33%. Die Zugbelastbarkeit (N/kg KM) weist hingegen keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Bändern auf ( $p=0,077$ ). Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Bruchlast zwischen dem kranialen und kaudalen Kreuzband keine bedeutenden Unterschiede aufweist. Setzt man hingegen die Bruchlast in Relation zur jeweiligen Querschnittsfläche, lässt sich eine höhere Zugfestigkeit des kaudalen Kreuzbandes im Vergleich zum kranialen Kreuzband erkennen. Außerdem zeigte das kaudale Kreuzband eine höhere Dehnbarkeit als das kraniale Kreuzband.

Hinsichtlich der Rassezugehörigkeit konnte sowohl für die Bruchlast als auch die Zugfestigkeit ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die Kreuzbänder der EKH-Katzen rupturierten bei höheren Kräften bzw. höheren Spannungswerten als die der Rassekatzen (s. Tabelle 3).

**Tabelle 3:** Untersuchung auf Unterschiede hinsichtlich der Bruchlast und Zugfestigkeit zwischen EKH-Katzen und Rassekatzen.

	CrCL			CaCL		
	EKH	Rasse	p-Wert	EKH	Rasse	p-Wert
Bruchlast (N)	324,50	232,74	$p=0,020$	372,23	313,92	$p<0,001$
Zugfestigkeit (N/mm <sup>2</sup> )	57,56	39,68	$p=0,010$	90,26	74,03	$p<0,001$

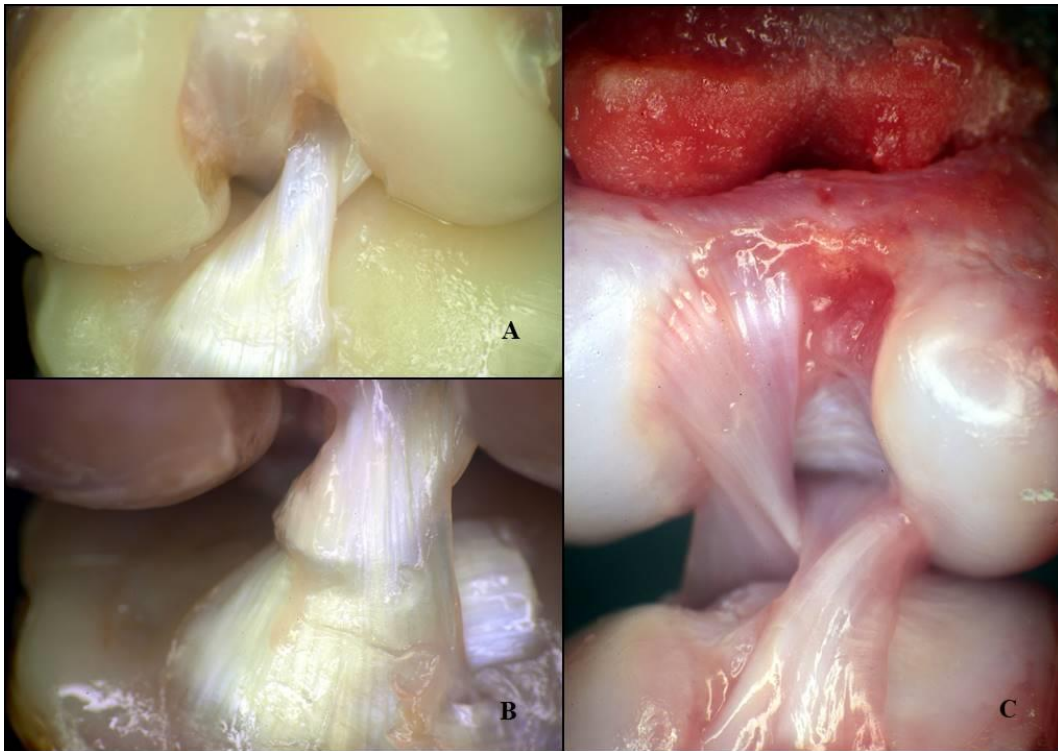
Die Faktoren Alter, Körpermasse, BCS, Bruchlast, relative Dehnung bei Bruch, Zugfestigkeit und Zugbelastbarkeit wurden auf Zusammenhänge hin untersucht. Dabei wurden das kraniale und kaudale Kreuzband separat betrachtet (s. Tabelle 4). Bezüglich der Dehnbarkeit des kranialen Kreuzbandes bis zu dessen Ruptur lässt sich sowohl zur Körpermasse als auch zum BCS der Katzen ein positiver Zusammenhang erkennen: Je schwerer das Tier, desto höhere Dehnungen wurden erreicht. Das Alter korreliert beim kranialen Kreuzband mit keinem der Faktoren signifikant. Das kaudale Kreuzband hingegen zeigt einen mittleren positiven

Zusammenhang zwischen dem Alter der Katzen und der Zugbelastbarkeit. Das bedeutet, dass je älter das Tier ist, desto größeren Kräften pro kg KM hält das kaudale Kreuzband stand. Ein stark negativer Effekt lässt sich hinsichtlich des Zusammenhangs zwischen der Körpermasse bzw. dem BCS der Katzen und der Zugbelastbarkeit des kaudalen Kreuzbandes erkennen: Je größer und schwerer sowie adipöser die Katzen sind, desto geringer ist die erreichte Kraft in Relation zur Körpermasse, der das Band noch entgegenwirken kann.

Neben den Signalement-Daten weist außerdem die relative Dehnung bei Bruch des CrCL einen signifikanten Zusammenhang zur Bruchlast ( $\tau = 0,557$ ,  $p < 0,001$ ) und zur Zugfestigkeit ( $\tau = 0,520$ ,  $p < 0,001$ ) auf. Entsprechende Ergebnisse finden sich für das kaudale Kreuzband. Die Dehnung des CaCL zeigt eine signifikante Korrelation zur Bruchlast ( $\tau = 0,370$ ,  $p = 0,016$ ) und zur Zugfestigkeit ( $\tau = 0,312$ ,  $p = 0,043$ ). Das bedeutet, je stärker das jeweilige Band gedehnt werden konnte, umso größere absolute Kräfte wurden bis zum Bruch des Gewebes benötigt und die Materialeigenschaft Zugfestigkeit ist höher.

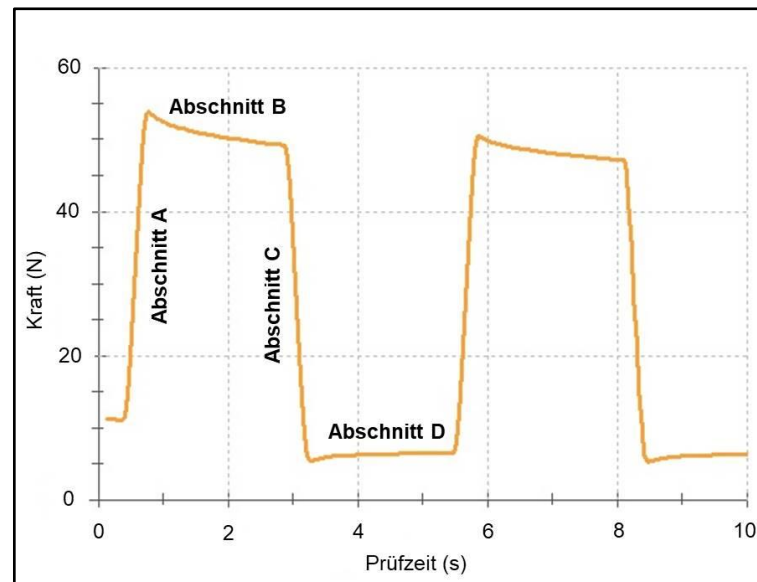
**Tabelle 4:** Korrelation der kranialen und kaudalen Kreuzbänder in Hinblick auf Alter, Körpermasse, Body-Condition-Score, relative Dehnung bei Bruch, Bruchlast, Zugfestigkeit und Zugbelastbarkeit; die signifikanten Ergebnisse sind fett hervorgehoben.

		rel. Dehnung bei Bruch (%)	Bruchlast (N)	Zugfestigkeit (N/mm <sup>2</sup> )	Zugbelastbarkeit (N/kg KM)
Alter (Jahre)	CrCL	$\tau = 0,064$ $p = 0,671$	$\tau = 0,085$ $p = 0,567$	$\tau = 0,107$ $p = 0,470$	$\tau = 0,263$ $p = 0,077$
	CaCL	$\tau = 0,105$ $p = 0,503$	$\tau = 0,222$ $p = 0,145$	$\tau = 0,198$ $p = 0,194$	<b><math>\tau = 0,311</math></b> <b><math>p = 0,041</math></b>
KM (kg)	CrCL	<b><math>\tau = 0,388</math></b> <b><math>p = 0,008</math></b>	$\tau = 0,261$ $p = 0,074$	$\tau = 0,167$ $p = 0,254$	$\tau = -0,246$ $p = 0,092$
	CaCL	$\tau = 0,066$ $p = 0,670$	$\tau = 0,265$ $p = 0,077$	$\tau = 0,178$ $p = 0,235$	<b><math>\tau = -0,542</math></b> <b><math>p &lt; 0,001</math></b>
BCS (Punkte)	CrCL	<b><math>\tau = 0,422</math></b> <b><math>p = 0,008</math></b>	$\tau = 0,259$ $p = 0,112$	$\tau = 0,212$ $p = 0,194$	$\tau = -0,231$ $p = 0,157$
	CaCL	$\tau = 0,115$ $p = 0,510$	$\tau = 0,297$ $p = 0,077$	$\tau = 0,256$ $p = 0,128$	<b><math>\tau = -0,558</math></b> <b><math>p &lt; 0,001</math></b>



**Abbildung 18:** Beispielfotos vor und nach der zyklischen Belastungsuntersuchung (Kranialansicht); A) vor der zyklischen Belastung intakte Kreuzbänder; B) partielle Ruptur des CrCL nach der zyklischen Belastung bei Katze 13; C) Epiphysiolysis ossis femoris nach der zyklischen Belastung bei Katze 25.

Im Folgenden wird auf die Ergebnisse der vier Abschnitte eines jeden Dehnungszyklus eingegangen (s. Abbildung 19). Es wurde jeweils der 1. Zyklus einer Dehnungsstufe und bei einigen Fragestellungen auch der 30. Zyklus betrachtet. Bei der Dehnungsstufe 20% wurden zusätzlich alle 40 Zyklen eines jeden Bandes ausgewertet.



**Abbildung 19:** Die Abschnitte A, B, C und D eines jeden Zyklus.

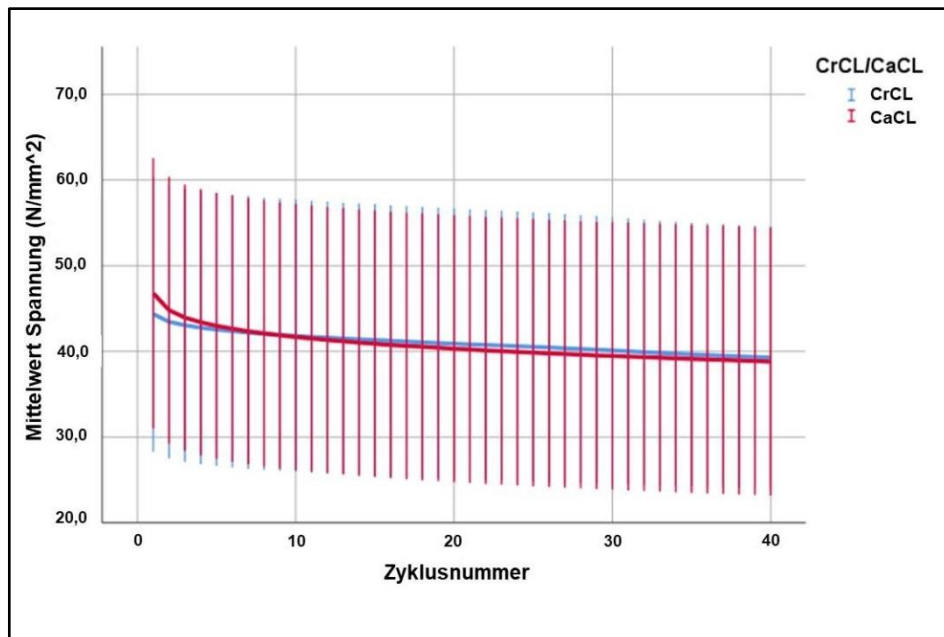
### Abschnitt A

In Abschnitt A wurden die Kreuzbänder auf die jeweilige Dehnungsstufe gezogen und dabei die Kraft (N) verzeichnet. Dieser Vorgang wurde bei jeder Dehnungsstufe 40-mal wiederholt, sodass pro relativer Dehnung 40 Zyklen gefahren wurden. Neben der maximalen Kraft lässt sich für den ersten Abschnitt eines jeden Zyklus auch die Spannung ( $\text{N}/\text{mm}^2$ ), also die Kraft in Bezug auf die Querschnittsfläche der Kreuzbänder, ermitteln. Mit den Angaben zur Kraft, Querschnittsfläche, Ausgangslänge und Längenänderung des Bandes kann außerdem der Elastizitätsmodul berechnet werden. Im Folgenden werden erst die Ergebnisse über die Zyklen einer Dehnungsstufe und anschließend die verschiedenen Dehnungsstufen vergleichend betrachtet.

Die 40 Zyklen zeigten visuell betrachtet bei allen Dehnungsstufen einen vergleichbaren Verlauf. Für die statistische Auswertung wurde exemplarisch die Dehnungsstufe 20% bei allen Kreuzbändern betrachtet und auf die entsprechende Fragestellung eines jeden Zyklusabschnitts hin untersucht. Die maximale Kraft ( $F_{\max}$ ) wird jeweils im ersten Zyklus einer Dehnungsstufe erreicht, danach fällt die Kraft sowohl beim kranialen Kreuzband ( $r_s = -0,128$ ,  $p < 0,001$ ) als auch beim kaudalen Kreuzband ( $r_s = -0,149$ ,  $p < 0,001$ ) über die Zyklen signifikant ab. Ebenso verhält es sich mit der Spannung, die im Laufe der 40 Zyklen gleichermaßen beim CrCL ( $r_s = -0,126$ ,  $p < 0,001$ ) und CaCL ( $r_s = -0,147$ ,  $p < 0,001$ ) signifikant abnimmt. Der Abfall der Spannung ist in den ersten Zyklen am deutlichsten zu



erkennen, im weiteren Verlauf der Zyklen nähert sich die mittlere Spannung zunehmend einem konstanten Niveau an (s. Abbildung 20). Der mittlere Verlauf der Spannung ist für die kranialen und kaudalen Kreuzbänder über die 40 Zyklen fast deckungsgleich und unterscheidet sich nicht signifikant voneinander ( $p=0,067$ ). Demnach muss eine ähnliche Spannung für das kraniale und kaudale Kreuzband aufgewendet werden, um das jeweilige Band über die Zyklen zu dehnen.



**Abbildung 20:** Mittelwert der Spannung ( $\text{N/mm}^2$ ) über die 40 Zyklen der Dehnungsstufe 20%.

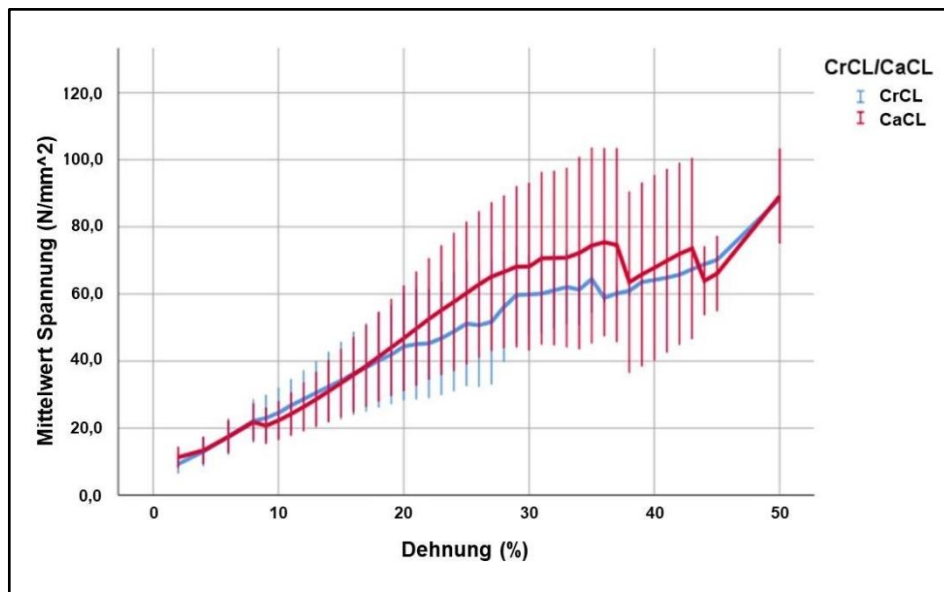
Wie bereits erwähnt wird das Kraftmaximum immer im ersten Zyklus einer Dehnungsstufe erreicht. Mit steigender Dehnung nimmt auch die maximal benötigte Kraft signifikant zu (CrCL:  $r_s = 0,801$ ,  $p < 0,001$ ; CaCL:  $r_s = 0,772$ ,  $p < 0,001$ ). Aufgrund der Vielzahl der Dehnungsstufen sind in Tabelle 5 exemplarisch nur die durchschnittlichen absoluten Kraftmaxima für die Dehnungen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50% aufgeführt. Aufgrund der geringeren Anzahl der Kreuzbänder, die höhere Dehnungsstufen erreichten, ist ab einer Dehnung von 30% die Anzahl (n) beigefügt.

**Tabelle 5:** Maximale Kraft ( $F_{\max}$ ) der Kreuzbänder während der Dehnungsstufen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50%.

	$F_{\max}$ (N) CrCL	$F_{\max}$ (N) CaCL
2%	51,65 ± 20,56 (min.: 18,73, max.: 110,42)	47,35 ± 14,09 (min.: 24,38, max.: 79,74)
6%	97,09 ± 37,06 (min.: 21,26, max.: 197,95)	72,96 ± 22,36 (min.: 32,27, max.: 120,57)
10%	136,57 ± 49,75 (min.: 24,85, max.: 257,72)	93,31 ± 26,31 (min.: 40,44, max.: 130,87)
15%	191, 12 ± 72,98 (min.: 31,57, max.: 344,24)	139,74 ± 43,93 (min.: 49,18, max.: 190,62)
20%	253,81 ± 92,13 (min.: 36,67, max.: 428,87)	195,29 ± 66,92 (min.: 68,01, max.: 280,22)
25%	290,24 ± 106,35 (min.: 39,46, max.: 456,87)	250,47 ± 90,65 (min.: 94,69, max.: 359,22)
30%	343,98 ± 75,06 (min.: 285,31, max.: 515,66) (n = 9)	282,88 ± 108,23 (min.: 123,54, max.: 417,04) (n = 17)
35%	403,29 ± 85,48 (min.: 352,41, max.: 554,89) (n = 5)	302,73 ± 130,77 (min.: 159,57, max.: 497,24) (n = 10)
40%	419,83 (n = 1)	285,26 ± 134,54 (min.: 194,13, max.: 515,45) (n = 5)
50%	577,64 (n = 1)	364,34 ± 80,22 (min.: 291,24, max.: 476,67) (n = 4)

Zu erkennen ist, dass zum Erreichen der jeweiligen Dehnungsstufe für das CrCL durchschnittlich mehr Kraft aufgewendet wird als für das CaCL, jedoch ließ sich dieser Unterschied statistisch nicht absichern ( $p=0,081$ ). Die hohen Werte der Standardabweichung lassen auf eine starke Heterogenität der maximalen Kraftwerte innerhalb der getesteten Katzenpopulation schließen. Daher wurde zusätzlich die durchschnittliche Spannung ( $N/mm^2$ ), also die maximale Kraft in Relation zur Querschnittsfläche der Bänder, betrachtet. Es zeigte sich, dass die Spannungswerte der kranialen und kaudalen Kreuzbänder bis zu einer Dehnung von 20 % nahezu gleich verlaufen. Erst bei mehr als 20 % Dehnung erreichte das CaCL höhere Spannungswerte als das CrCL (s. Abbildung 21). In Tabelle 6 ist die durchschnittliche Spannung für die jeweilige Dehnungsstufe von 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50% aufgelistet. Die Spannung steigt, wie auch die maximale Kraft, mit zunehmender Dehnung signifikant an (CrCL:  $r_s =$

0,801,  $p < 0,001$ ; CaCL:  $r_s = 0,787$ ,  $p < 0,001$ ).



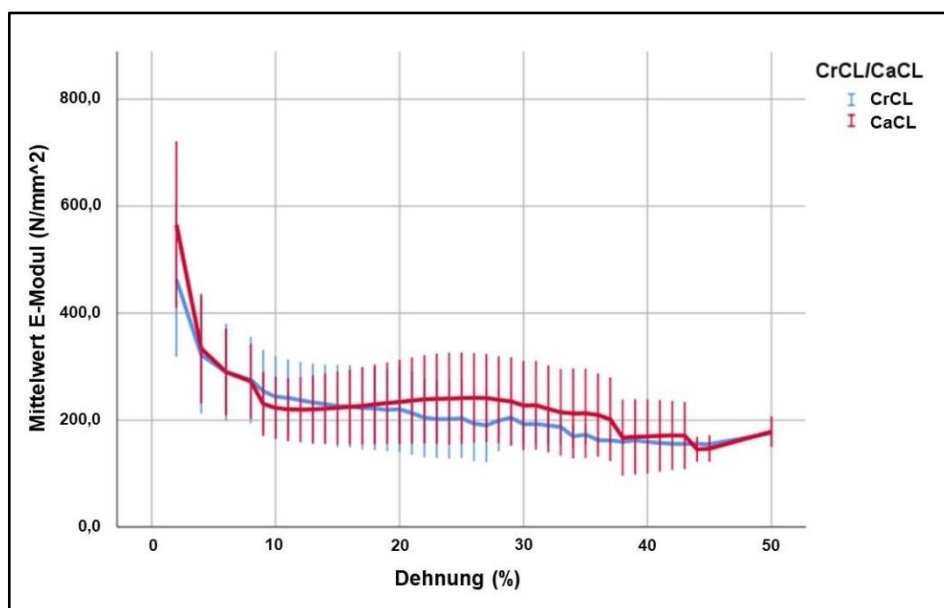
**Abbildung 21:** Verlauf der Spannung der Kreuzbänder im 1. Zyklus der Dehnungsstufen.

**Tabelle 6:** Spannung der Kreuzbänder im 1. Zyklus der Dehnungsstufen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50%.

	Spannung (N/mm <sup>2</sup> ) CrCL	Spannung (N/mm <sup>2</sup> ) CaCL
2%	9,32 ± 2,88 (min.: 5,05, max.: 17,16)	11,31 ± 3,12 (min.: 5,99, max.: 17,88)
6%	17,49 ± 5,44 (min.: 7,02, max.: 28,19)	17,41 ± 4,87 (min.: 8,38, max.: 27,03)
10%	24,55 ± 7,53 (min.: 8,20, max.: 38,12)	22,29 ± 5,85 (min.: 10,50, max.: 29,91)
15%	34,18 ± 11,61 (min.: 10,42, max.: 55,27)	33,45 ± 10,21 (min.: 13,78, max.: 47,42)
20%	44,35 ± 16,07 (min.: 12,10, max.: 69,51)	46,78 ± 15,76 (min.: 19,05, max.: 69,19)
25%	51,15 ± 18,65 (min.: 13,02, max.: 79,76)	60,26 ± 21,31 (min.: 23,35, max.: 88,70)
30%	59,86 ± 11,91 (min.: 47,39, max.: 74,55) (n = 9)	68,17 ± 25,03 (min.: 29,48, max.: 102,97) (n = 17)
35%	64,42 ± 9,93 (min.: 55,85, max.: 78,82) (n = 5)	74,43 ± 29,25 (min.: 38,08, max.: 111,49) (n = 10)
40%	64,19 (n = 1)	67,81 ± 27,66 (min.: 47,08, max.: 115,57) (n = 5)
50%	88,32 (n = 1)	89,21 ± 14,21 (min.: 75,65, max.: 101,64) (n = 4)

Um die hohe individuelle Streuung der Dehnungswerte anschaulich quantifizieren zu können, wurde neben dem Streuungsmaß „Standardabweichung“ auch das relative Streuungsmaß „Variationskoeffizient“ (VarK) berechnet. Für die Spannung des CrCL ergibt der VarK eine Spannweite von 31%-36% über die in Tabelle 6 gelisteten Dehnungsstufen. Für die Spannung des CaCL zeigt der VarK Werte von 26%-35%. Auch bei der Spannung lassen die Werte auf eine hohe Interindividualität der Katzen schließen.

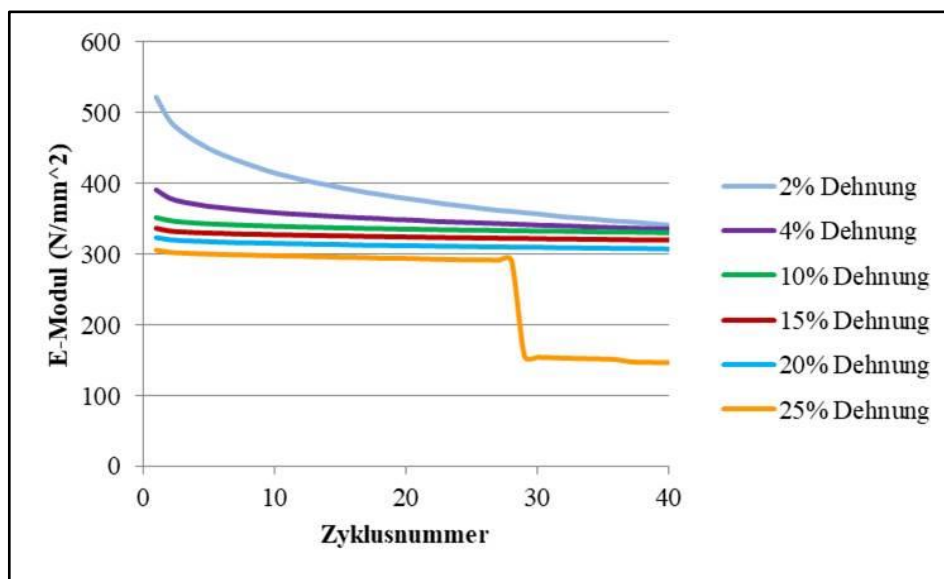
Die Werte der Materialeigenschaft E-Modul unterscheiden sich zwischen dem CrCL und CaCL nicht signifikant ( $p=0,174$ ) und liegen während des gesamten Verlaufs der Dehnungsstufen in der gleichen Größenordnung. Während der anfänglichen Dehnungsstufen 2%, 4% und 6% ist der Wert des E-Moduls deutlich höher als bei den darauffolgenden Dehnungen, was auf ein größeres Maß an Steifigkeit des Gewebes schließen lässt. Ab einer Dehnung von etwa 10% hält sich der E-Modul relativ konstant um  $200 \text{ N/mm}^2$ , fällt aber insgesamt im Laufe der Dehnungsstufen sowohl beim kranialen ( $r_s = -0,482$ ,  $p < 0,001$ ) als auch beim kaudalen Kreuzband ( $r_s = -0,236$ ,  $p < 0,001$ ) signifikant ab (s. Abbildung 22).



**Abbildung 22:** E-Modul der Kreuzbänder im Verlauf der Dehnungsstufen

Einen deutlichen Abfall des E-Moduls über die 40 Zyklen zeigen die anfänglich niedrigen Dehnungsstufen von 2% und 4% und somit auch eine Abnahme der Steifigkeit. Zudem sind die E-Modul-Werte der niedrigen Dehnungsstufen zu Beginn der Zyklen höher als bei höheren relativen Dehnungen. Bei höheren Dehnungsstufen fällt der E-Modul zu Beginn der Zyklen weniger stark ab und

verläuft über die 40 Zyklen einer Dehnungsstufe nahezu konstant. Insgesamt nimmt die Materialeigenschaft E-Modul mit fortschreitender Zyklusnummer sowohl beim kranialen ( $r_s = -0,126$ ,  $p < 0,001$ ) als auch beim kaudalen Kreuzband ( $r_s = -0,147$ ,  $p < 0,001$ ) signifikant ab. In Abbildung 23 wird der Unterschied zwischen den Dehnungsstufen deutlich. Bei 10%, 15% und 20% Dehnung ist der E-Modul über die 40 Zyklen nahezu konstant. Bei Dehnung 25% rupturierte das CrCL partiell (vgl. Abbildung 17), was mit einem Verlust an Steifigkeit einhergeht und woraus der Abfall des E-Moduls resultiert.



**Abbildung 23:** E-Modul am Beispiel von Katze 23 CrCL über die 40 Zyklen der Dehnungsstufen 2%, 4%, 10%, 15%, 20% und 25%. Bei 25% rupturierte das CrCL partiell.

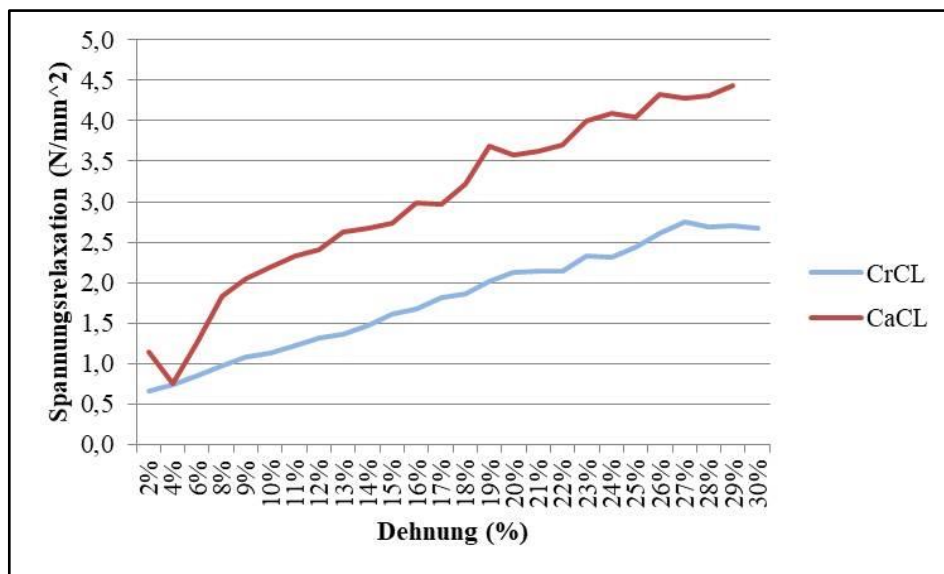
### Abschnitt B

Im zweiten Abschnitt eines jeden Zyklus, dem Abschnitt B, werden der Kraftabfall (N) und die Spannungsrelaxation ( $N/mm^2$ ) (engl.: stress relaxation) verzeichnet, die während einer Haltezeit von 2 Sekunden vorherrschen.

Sowohl der Kraftabfall als auch der Grad der Spannungsrelaxation innerhalb des ersten Zyklus steigen mit zunehmender Dehnung signifikant linear an (CrCL:  $r_s = 0,544$ ,  $p < 0,001$ ; CaCL:  $r_s = 0,748$ ,  $p < 0,001$ ). Dabei unterscheiden sich die Mittelwerte des CrCL von denen des CaCL weder beim Kraftabfall ( $p = 0,324$ ) noch bei der Spannungsrelaxation ( $p = 0,424$ ) signifikant voneinander. Die durchschnittliche Spannungsrelaxation des CrCL und CaCL des ersten Zyklus der Dehnungsstufen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50% ist in Tabelle 7 aufgeführt.

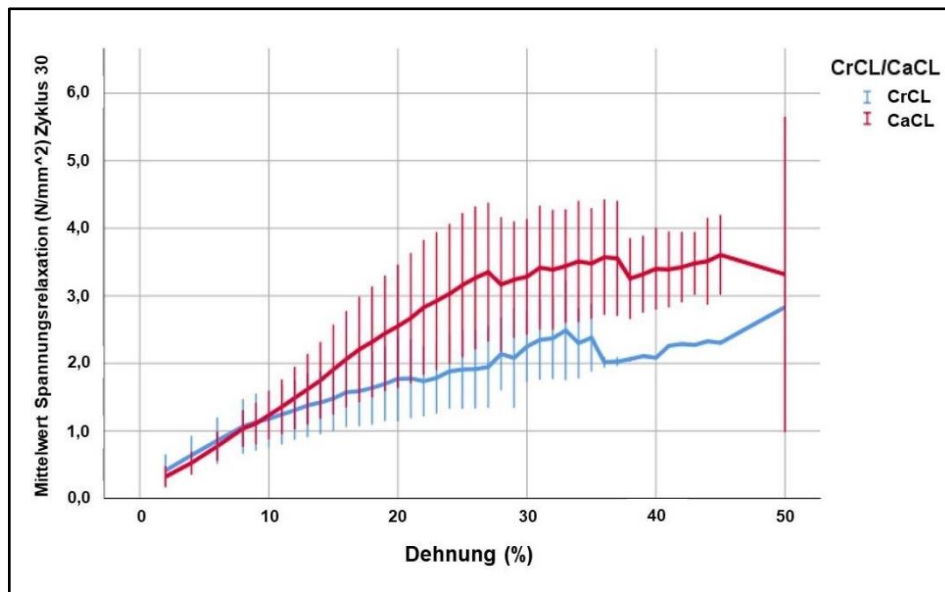
**Tabelle 7:** Spannungsrelaxation der Kreuzbänder im 1. Zyklus der Dehnungsstufen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50%.

	Spannungsrelaxation (N/mm <sup>2</sup> ) CrCL	Spannungsrelaxation (N/mm <sup>2</sup> ) CaCL
2%	1,25 ± 0,70	2,03 ± 0,82
6%	1,72 ± 0,87	2,69 ± 0,87
10%	1,90 ± 0,79	2,61 ± 0,60
15%	2,26 ± 0,80	3,54 ± 0,88
20%	2,50 ± 0,93	4,34 ± 1,20
25%	2,67 ± 0,71	4,93 ± 1,39
30%	3,01 ± 0,60 (n = 9)	5,11 ± 1,10 (n = 17)
35%	3,19 ± 0,59 (n = 5)	5,73 ± 1,86 (n = 10)
40%	2,95 (n = 1)	5,21 ± 0,73 (n = 5)
50%	4,79 (n = 1)	7,66 ± 1,53 (n = 4)



**Abbildung 24:** Spannungsrelaxation des jeweils 1. Zyklus über die Dehnungsstufen des CrCL und CaCL von Katze 1.

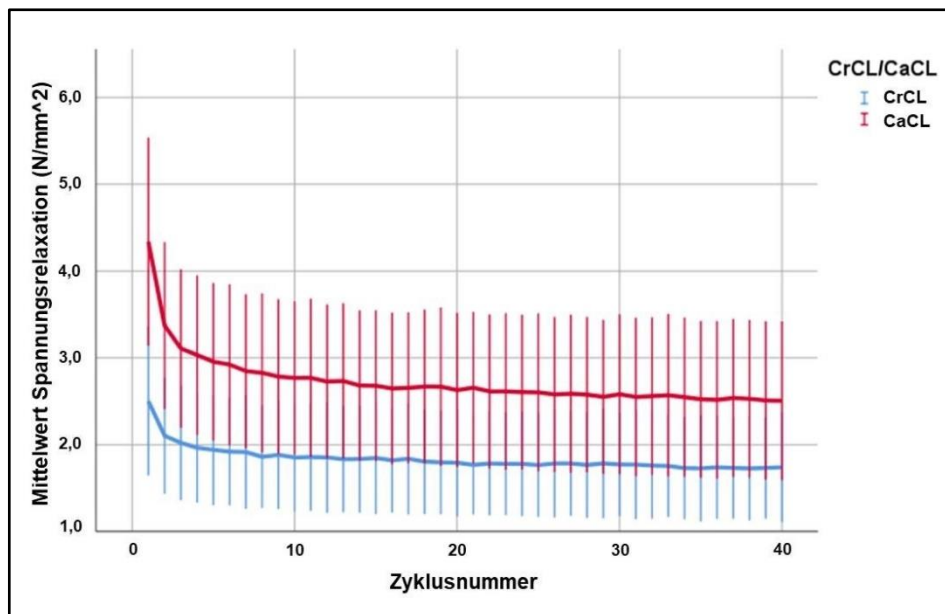
Bei Betrachtung des 30. Zyklus einer jeden Dehnungsstufe zeigt sich auch hier ein Anstieg der Spannungsrelaxation mit zunehmender Dehnung (s. Abbildung 25).



**Abbildung 25:** Spannungsrelaxation bei Zyklus 30 im Laufe der Dehnungsstufen.

Innerhalb einer Dehnungsstufe unterscheiden sich die Mittelwerte des Kraftabfalls ( $p < 0,001$ ) und der Spannungsrelaxation ( $p < 0,001$ ) des CrCL signifikant von denen des CaCL. Dabei sind die Werte des CaCL größer. Um zu untersuchen, ob sich die Spannungsrelaxation im Laufe der 40 Zyklen auf einen konstanten Wert einstellt, wurde zunächst der erste Zyklus mit den nachfolgenden Zyklen auf signifikante Unterschiede analysiert und anschließend der letzte Zyklus auf signifikante Unterschiede zu den vorangegangenen Zyklen verglichen. Sowohl beim CrCL als auch beim CaCL ist der erste Zyklus in seiner Spannungsrelaxation signifikant unterschiedlich zu den nächsten 39 Zyklen ( $p < 0,001$ ). Der letzte Zyklus einer Dehnungsstufe, also Zyklus 40, zeigt beim CrCL einen signifikanten Unterschied zu den Zyklen 1 bis 20 ( $p < 0,001$ ). Die darauffolgenden Zyklen sind nicht signifikant unterschiedlich zu Zyklus 40. Beim CaCL verhält es sich ähnlich, allerdings weist die Spannungsrelaxation des Zyklus 40 einen signifikanten Unterschied zu den Zyklen 1 bis 36 auf. Nach 20 Zyklen beim kranialen bzw. 36 Zyklen beim kaudalen Kreuzband nähert sich die Spannungsrelaxation demnach einem konstanten Wert an. Abbildung 26 zeigt die Spannungsrelaxation über die 40 Zyklen der Dehnungsstufe 20%. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Spannungsrelaxation über die Dehnungsstufen zunimmt. Innerhalb der 40 Zyklen ist die Spannungsrelaxation in den ersten Zyklen am größten und nähert sich mit fortschreitenden Zyklen einem nahezu konstanten Wert an. Auch in diesem Abschnitt der Zyklen ist die Interindividualität in Hinblick auf die Standardabweichung recht groß. Die

Berechnung des Variationskoeffizienten zeigt auch für die relative Streuung der Werte eine große Spannweite zwischen 18-57% für das kraniale und 12-40% für das kaudale Kreuzband.



**Abbildung 26:** Spannungsrelaxation über die Zyklen der Dehnungsstufe 20%.

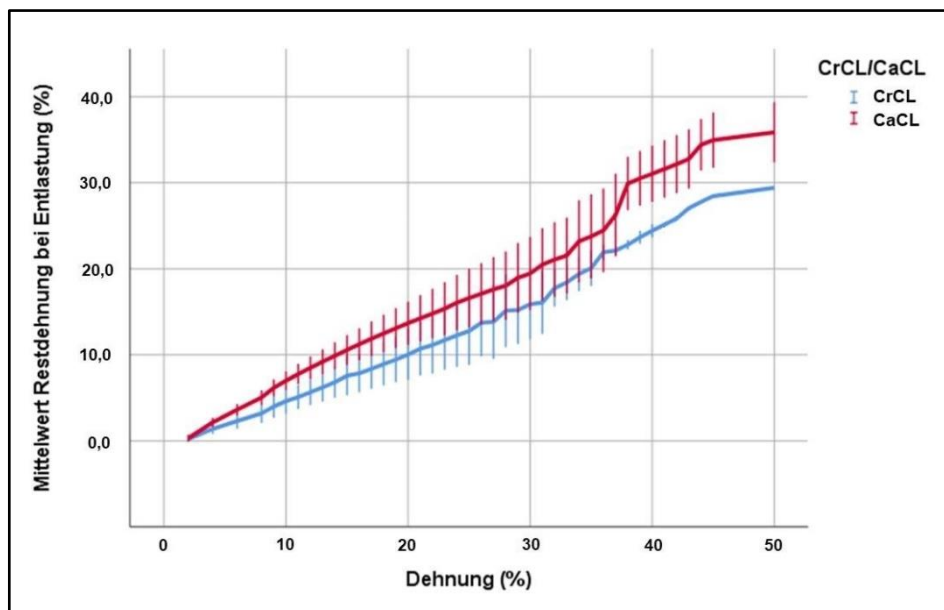
### Abschnitt C

In Abschnitt C wurde das Band auf 5 N entlastet und die dabei verbleibende Restdehnung, bezogen auf die initiale Ausgangslänge des Bandes, verzeichnet. Anhand der Restdehnung lässt sich erkennen, dass weder das kraniale noch das kaudale Kreuzband in der Entlastung des ersten Zyklus zu ihrer Ausgangslänge zurückkehren. Es bleibt stets eine Restdehnung bestehen, die mit fortschreitender Dehnung signifikant zunimmt (CrCL:  $r_s = 0,910$ ,  $p < 0,001$ ; CaCL:  $r_s = 0,939$ ,  $p < 0,001$ ). In Tabelle 8 sind die durchschnittlichen Werte der vorherrschenden Restdehnung bei Entlastung im ersten Zyklus der Dehnungen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50% aufgeführt.



**Tabelle 8:** Restdehnung der Kreuzbänder im 1. Zyklus der Dehnungsstufen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50%.

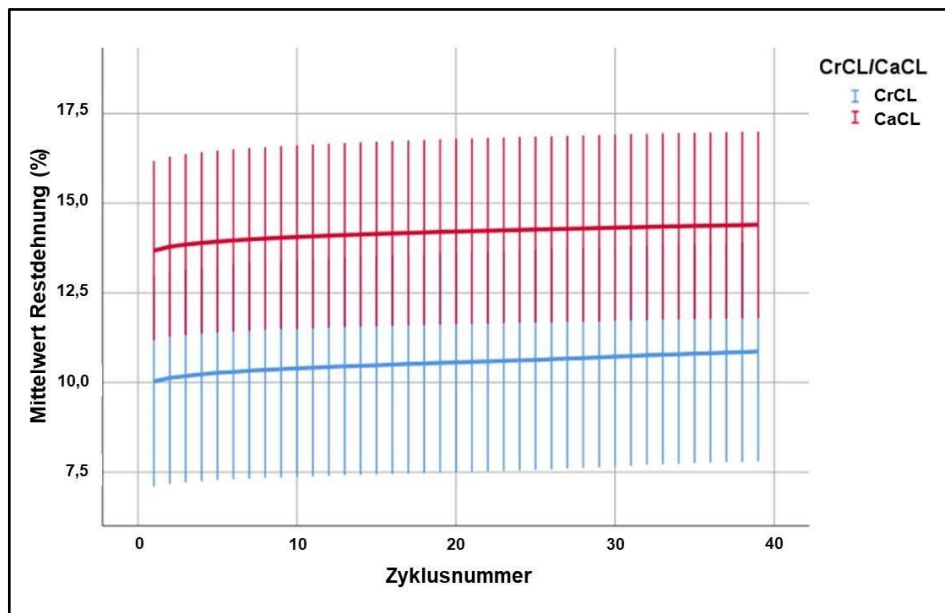
	Restdehnung (%) CrCL	Restdehnung (%) CaCL
2%	0,34 ± 0,31	0,32 ± 0,40
6%	2,31 ± 0,89	3,63 ± 0,65
10%	4,62 ± 1,44	6,99 ± 1,07
15%	7,57 ± 2,27	10,57 ± 1,72
20%	10,03 ± 2,94	13,68 ± 2,50
25%	12,77 ± 3,92	16,59 ± 3,39
30%	15,65 ± 2,89 (n = 9)	19,89 ± 3,96 (n = 17)
35%	19,62 ± 1,97 (n = 5)	23,76 ± 4,89 (n = 10)
40%	24,96 (n = 1)	31,04 ± 3,27 (n = 5)
50%	29,42 (n = 1)	35,86 ± 3,49 (n = 4)



**Abbildung 27:** Restdehnung der Kreuzbänder des 1. Zyklus über die Dehnungsstufen.

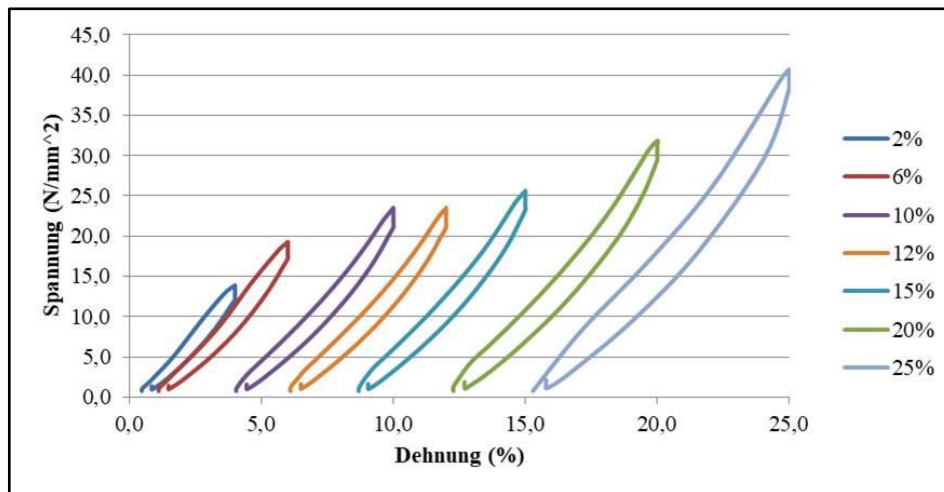
Wie aus Tabelle 8 und Abbildung 27 zu entnehmen ist, gelangen die Bänder während der Entlastung nicht zu ihrer Ausgangslänge zurück. Auch bei geringen Dehnungen von 2% oder 4% verbleibt in der kurzen Entlastungszeit von 2 Sekunden eine Restdehnung.

Mit steigender Zykluszahl innerhalb einer Dehnungsstufe steigt bei beiden Kreuzbändern auch die verbleibende Restdehnung des Bandes signifikant an (CrCL:  $r_s = 0,100$ ,  $p=0,006$ ; CaCL:  $r_s = 0,101$ ,  $p=0,002$ ). Im Laufe einer Dehnungsstufe nimmt die Länge des Bandes folglich mit steigender Zykluszahl zu. Die Restdehnung des CaCL ist dabei insgesamt signifikant höher als die des CrCL ( $p<0,001$ ) (s. Abbildung 28).



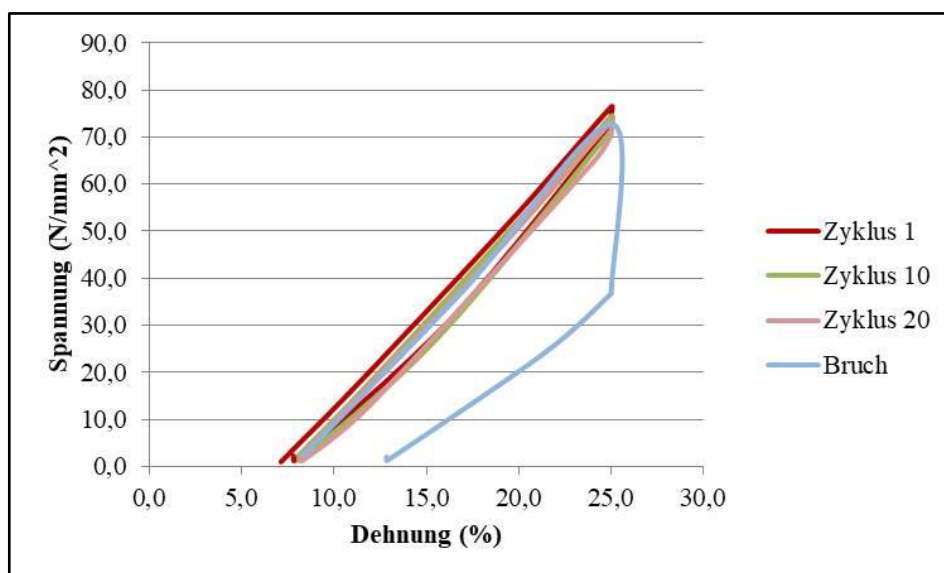
**Abbildung 28:** Restdehnung der Kreuzbänder über die Zyklen der Dehnungsstufe 20%.

Der bei Be- und Entlastung entstandene Energieverlust kann, wie im Literaturteil beschrieben, anhand von Hysteresekurven in einem Spannungs-Dehnungs-Diagramm dargestellt werden. Dabei bildet die Fläche zwischen der Be- und Entlastung die verlorene Energie. Je größer die Dehnung, desto weiter werden die Kurven auf der x-Achse zu höheren prozentualen Dehnungswerten verschoben und desto größer ist die Spannung (s. Abbildung 29).



**Abbildung 29:** Hysteresekurven über die gelisteten Dehnungsstufen beispielhaft für das CrCL der Katze 22.

Kommt es im Laufe einer Dehnungsstufe zum Bruch des Gewebes, so zeigt sich eine deutliche Vergrößerung der Fläche zwischen der Be- und Entlastungskurve. Bei Katze 23 kam es bei 25% zur partiellen Ruptur des kranialen Kreuzbandes (vgl. Abbildung 17). In Abbildung 30 sind der 1., der 10. und der 20. Zyklus der Dehnungsstufe 25% verzeichnet und zeigen einen fast deckungsgleichen Verlauf der Hysteresekurven. Bei Zyklus 27 kam es schließlich zum Bruch des Gewebes, was durch die vergrößerte Fläche innerhalb der Be- und Entlastungskurven zu erkennen ist.

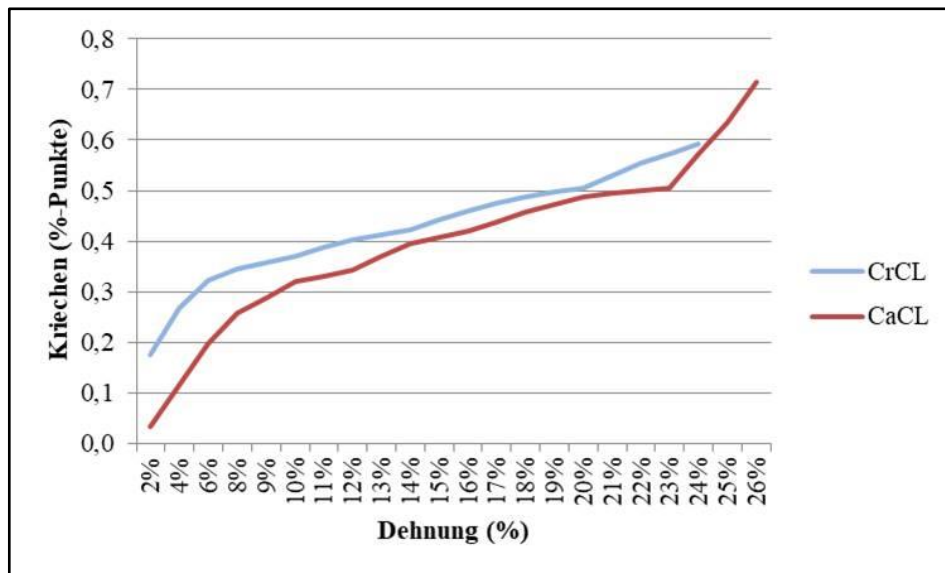


**Abbildung 30:** Hysteresekurven für die Zyklen 1, 10 und 20 der Katze 23 CrCL bei 25% Dehnung; bei Zyklus 27 kam es zum Bruch des Gewebes.

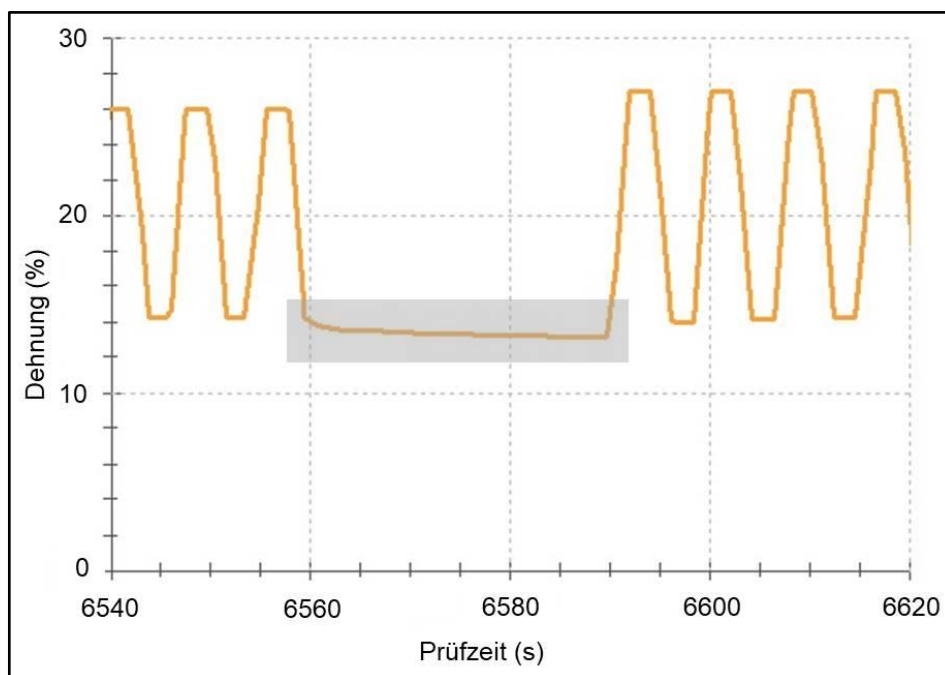
### **Abschnitt D**

Während der 30-sekündigen Haltephase zwischen zwei Dehnungsstufen wurde das Kriechverhalten der Kreuzbänder untersucht, dabei wurde die Kraft konstant bei 5 N gehalten. Aufgrund der zeitlichen Länge des Versuchs konnte dieser Wert nur bis zur Haltephase zwischen Dehnungsstufe 26% und 27% ausgewertet werden, da aus technischen Gründen von der Software testXpert III im weiteren Versuchsablauf eine geringere Anzahl an Daten aufgezeichnet wurde.

Im Vergleich zu der vorherrschenden Restdehnung bei Entlastung der Bänder ist die Retardation der kranialen und kaudalen Kreuzbänder während der 30-sekündigen Entlastungsphase nur schwach ausgeprägt. Zwischen den Dehnungsstufen 2% und 4% kriecht das CrCL durchschnittlich um  $0,101 \pm 0,047$  %-Punkte, das CaCL durchschnittlich um  $0,074 \pm 0,079$  %-Punkte. Zwischen den Dehnungsstufen 26% und 27% kriecht das CrCL im Mittel um  $0,422 \pm 0,166$  %-Punkte, das CaCL im Durchschnitt um  $0,463 \pm 0,158$  %-Punkte. Im Laufe der Dehnungsstufen nimmt das Kriechverhalten der Bänder dementsprechend signifikant zu (CrCL:  $r_s = 0,515$ ,  $p < 0,001$ ; CaCL:  $r_s = 0,645$ ,  $p < 0,001$ ). In Abbildung 31 ist die Zunahme des Kriechens anhand des CrCL und CaCL von Katze 2 zu sehen. Dadurch, dass die konstante Kraft von 5 N eine Entlastungsphase des Bandes darstellt, findet die Deformation in Form einer Verkürzung des Gewebes statt. Das Lig. cruciatum craniale zieht sich somit in der Entlastungsphase zwischen den Dehnungsstufen 26% und 27% um durchschnittlich  $0,422$  %-Punkte zusammen. Anhand des Originalprotokolls von Katze 11 (Abbildung 32), lässt sich beispielhaft der Dehnungsabfall um  $0,491$  %-Punkte zwischen den Dehnungsstufen 26% und 27% innerhalb der Entlastungsphase von 30 Sekunden erkennen.



**Abbildung 31:** Zunahme des Kriechverhaltens im Laufe der Dehnungsstufen am Beispiel des CrCL und CaCL von Katze 2.



**Abbildung 32:** Kriechverhalten des CrCL von Katze 11 während der Haltezeit von 30 Sekunden bei 5 N – die Dehnung fällt um 0,491 %-Punkte zwischen den Dehnungsstufen 26% und 27% ab.

Wie bereits in Abschnitt C beschrieben, gelangen die Kreuzbänder auch während der 30-sekündigen Retardation nicht zu ihrer initialen Ausgangslänge zurück. Demnach bleibt auch während einer etwas längeren Entlastung stets eine Restdehnung erhalten.

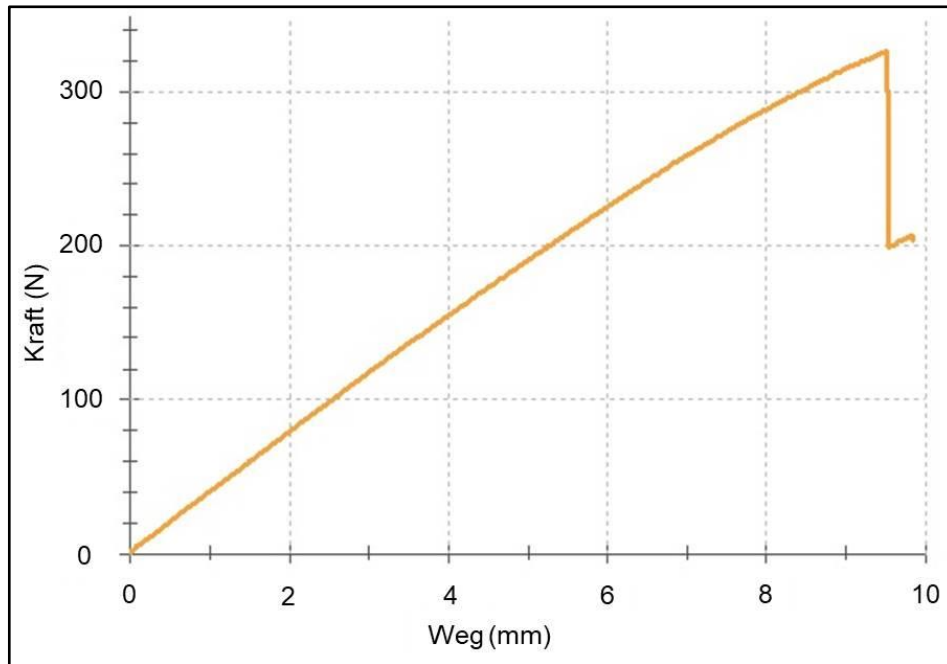
## 2. Ergebnisse der Rotationsversuche

Für den Rotationsversuch wurden 25 Hintergliedmaßen, davon 12 linke und 13 rechte, herangezogen. Das durchschnittliche Alter der Katzen betrug  $10,6 \pm 5,5$  Jahre (min.: 1 Jahr; max.: 19 Jahre), das durchschnittliche Gewicht  $4,4 \pm 1,7$  kg KM (min.: 2,2 kg; max.: 8,6 kg). Die Geschlechterverteilung setzte sich folgendermaßen zusammen: zwei männliche, zwölf männlich-kastrierte, zwei weibliche und neun weiblich-kastrierte Katzen. 19 Katzen waren Europäisch-Kurzhaar Katzen und sechs Rassekatzen. Der BCS ergab einen durchschnittlichen Wert von  $4,64 \pm 1,93$  Punkten (min.: 2; max.: 7) und das Gewicht der Beckengliedmaße lag im Durchschnitt bei  $208,96 \pm 86,09$  g (min.: 70 g; max.: 437 g).

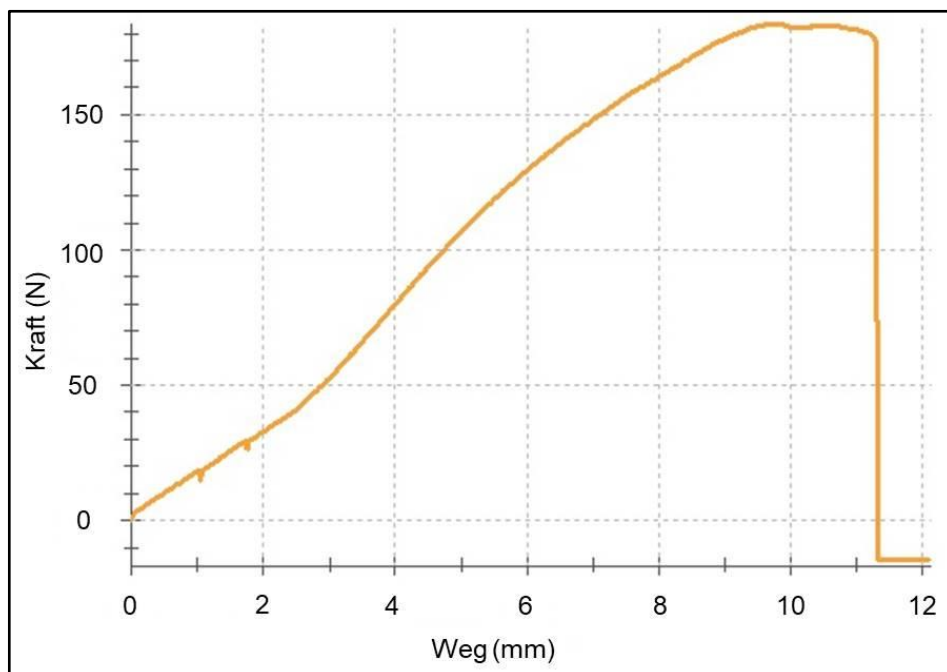
Die maximal erreichte Kraft ( $F_{\max}$ ) betrug durchschnittlich  $214,64 \pm 83,75$  N (min.: 57,3 N; max.: 414 N). Die Bruchlast, also die zum Zeitpunkt des Bruchs auf das Gewebe einwirkende Kraft, ergab durchschnittlich  $210,6 \pm 85,92$  N (min.: 49 N; max.: 414 N). Die maximale Kraft und die Bruchlast unterscheiden sich insofern, als die Kraft bei Bruch des Gewebes nicht immer gleichzeitig die maximale Kraft darstellt, sondern auch eine Abflachung der Kraft vor dem Bruch möglich ist. In Abbildung 33 entspricht die maximale Kraft der Bruchlast, während in Abbildung 34 die Kraft vor dem Bruch des Gewebes abflacht. Bezogen auf die Körpermasse der Katze lässt sich mit der Bruchlast die Zugbelastbarkeit errechnen. Diese betrug im Mittel  $50,26 \pm 18,72$  N/kg KM (min.: 15,61 N/kg KM; max.: 88, 68 N/kg KM). Die im Durchschnitt bei Bruch des Gewebes erreichte Innenrotation lag bei  $54,79 \pm 19,21^\circ$  (min.:  $29,33^\circ$ ; max.:  $98,99^\circ$ ). Eine Übersicht der mittleren Werte findet sich in Tabelle 9 und die Ergebnisse der einzelnen Tiere im Anhang in Tabelle 18.

**Tabelle 9:** Ergebnisse der durchschnittlich erreichten Werte während des Rotationsversuchs.

Bruch des Gewebes	
$F_{\max}$ (N)	$214,64 \pm 83,75$
Bruchlast (N)	$210,6 \pm 85,92$
Zugbelastbarkeit (N/kg KM)	$50,26 \pm 18,72$
Gradzahl bei Bruch ( $^\circ$ )	$54,79 \pm 19,21$



**Abbildung 33:** Originalprotokoll der Innenrotation von Katze 18 (geschlossenes Kniegelenk); dabei rupturierte das kaudale Kreuzband partiell; hier ist  $F_{\max}$  gleich der Bruchlast (326 N).



**Abbildung 34:** Originalprotokoll der Innenrotation von Katze 8 (geöffnetes Gelenk); das CaCL rupturierte vollständig; hierbei ist die Bruchlast mit 177 N etwas geringer als  $F_{\max}$  mit 183 N.

Die Ergebnisse aller Versuche ( $n=25$ ) wurden mit dem Rangkorrelationskoeffizienten Spearman's rho ( $r_s$ ) auf Zusammenhänge untersucht (s. Tabelle 10). In Hinblick auf die Bruchlast lässt sich ein starker

positiver Zusammenhang zur Körpermasse und dem Gewicht der Beckengliedmaßenmuskulatur sowie eine mittlere positive Korrelation zum BCS erkennen. Daraus lässt sich schließen, dass je größer und schwerer ein Tier ist, desto mehr Kraft muss für den Bruch des Gewebes aufgewendet werden. Das gleiche gilt für die maximale Kraft, die einen ähnlichen Wert wie die Bruchlast darstellt. Das Alter hingegen weist keine signifikante Korrelation mit der Bruchlast oder maximalen Kraft auf. In mittlerer, negativer Korrelation stehen die Zugbelastbarkeit und der BCS zueinander: Je höher die BCS-Werte, die ein Tier erreicht, desto geringer ist die erreichte Kraft in Relation zur Körpermasse. Mit dem Alter, der Körpermasse und dem Gewicht der Beckengliedmaßenmuskulatur dagegen korreliert die Zugbelastbarkeit nicht signifikant. Die bei Bruch erreichte Gradzahl steht ebenfalls in keinem signifikanten Zusammenhang zum Alter, Gewicht, BCS und Gewicht der Beckengliedmaßenmuskulatur.

**Tabelle 10:** Korrelation nach Spearman's rho ( $r_s$ ), die signifikanten Ergebnisse sind fett hervorgehoben.

	$F_{\max}$ (N)	Bruchlast (N)	Zugbelastbarkeit (N/kg KM)	Gradzahl Bruch (°)
KM (kg)	$r_s = \mathbf{0,626}$ $p < \mathbf{0,001}$	$r_s = \mathbf{0,620}$ $p < \mathbf{0,001}$	$r_s = -0,376$ $p = 0,064$	$r_s = -0,015$ $p = 0,945$
Alter (Jahre)	$r_s = -0,273$ $p = 0,186$	$r_s = -0,266$ $p = 0,198$	$r_s = 0,089$ $p = 0,673$	$r_s = -0,224$ $p = 0,281$
BCS (Punkte)	$r_s = \mathbf{0,490}$ $p = \mathbf{0,013}$	$r_s = \mathbf{0,476}$ $p = \mathbf{0,016}$	$r_s = \mathbf{-0,432}$ $p = \mathbf{0,031}$	$r_s = -0,074$ $p = 0,724$
Gewicht BGM (g)	$r_s = \mathbf{0,567}$ $p = \mathbf{0,003}$	$r_s = \mathbf{0,556}$ $p = \mathbf{0,004}$	$r_s = -0,228$ $p = 0,273$	$r_s = -0,045$ $p = 0,829$

Da jeweils nur eine Hintergliedmaße einer jeden Katze für die Rotation verwendet wurde, während die kontralaterale Seite im Zuge der zyklischen Belastungsuntersuchung getestet wurde, wurden die linke und rechte Hintergliedmaße im Wechsel gewählt, sodass 12 linke und 13 rechte Hintergliedmaßen untersucht wurden. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den in Tabelle 11 gelisteten Faktoren in Bezug auf eine Seitenabhängigkeit der linken bzw. rechten Hintergliedmaße gefunden werden. Für die weitere Auswertung muss daher zwischen den Seiten der Gliedmaßen



nicht unterschieden werden.

**Tabelle 11:** Ergebnisse des t-Tests zur Überprüfung einer Seitenabhängigkeit (links/rechts) der Hintergliedmaßen.

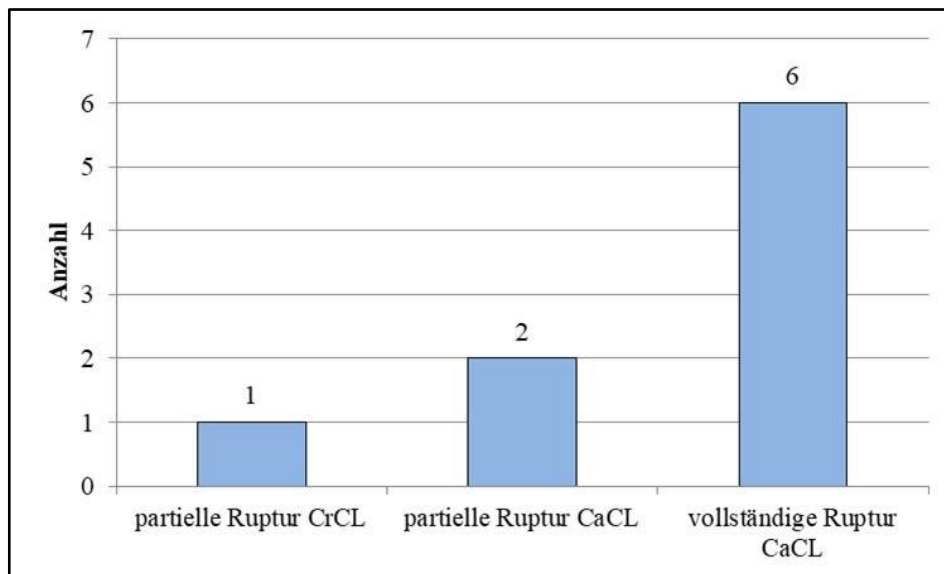
Ergebnisse des t-Tests (li/re)	
F <sub>max</sub> (N)	t(23)=-1,210, p=0,239
Bruchlast (N)	t(23)=-1,260, p=0,220
Zugbelastbarkeit (N/kg KM)	t(23)=-0,382, p=0,706
Gradzahl bei Bruch (°)	t(23)=-1,593, p=0,125
KM (kg)	t(23)=-0,920, p=0,367
Alter (Jahre)	t(23)=0,341, p=0,736

Der gleiche Test wurde für die Unterscheidung der beiden Versuchsdesigns – offenes (n=8) und geschlossenes Kniegelenk (n=17) – durchgeführt. Hierbei konnte für die maximale Kraft (p=0,003) und die Bruchlast (p=0,002) ein hochsignifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Bei der Rotation des geschlossenen Gelenks wurden durchschnittlich 99,09 N (43,75%) höhere Maximalkräfte erreicht als bei der des vor Versuchsbeginn geöffneten Kniegelenks (95%-CI[-161,78, -36,39]) mit Durchschneidung der Lig. collateralia. Auch beim Bruch des Gewebes wurde bei geschlossenem Gelenk im Durchschnitt 107,13 N (40,22%) mehr Kraft aufgebracht (95%-CI[-169,78, -44,49]). Beide Parameter werden daher im Folgenden genauer betrachtet. Die Zugbelastbarkeit (N/kg KM) unterschied sich ebenfalls signifikant und war im Mittel um 16,11 N/kg KM (29,09%) bei geschlossenen Gelenken höher als bei den geöffneten Gelenken (95%-CI[-31,58, -0,64]) (t(23)=-2,155, p=0,042). Für die bei Bruch erreichte Gradzahl konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden (p=0,489). Auch das Alter (p=0,316) und die KM (p=0,079) unterschied sich zwischen den beiden Versuchsdesigns nicht signifikant.

Bei alleiniger Betrachtung der Ergebnisse, die bei der Rotation an geschlossenen Kniegelenken erzielt wurden, und anschließender Untersuchung auf Zusammenhänge, ergab sich Folgendes: Die Körpermasse korreliert signifikant mit der maximalen Kraft ( $r_s = 0,493$ , p=0,044), der Bruchlast ( $r_s = 0,493$ ,

$p=0,044$ ) und der Zugbelastbarkeit ( $r_s = -0,716$ ,  $p=0,001$ ). Zudem zeigt der BCS einen negativen signifikanten Zusammenhang zur Zugbelastbarkeit ( $r_s = -0,670$ ,  $p=0,003$ ) Die maximale Kraft und die Bruchlast nehmen mit steigender Körpermasse zu, während die Zugbelastbarkeit bei höherer Körpermasse und steigendem BCS abnimmt.

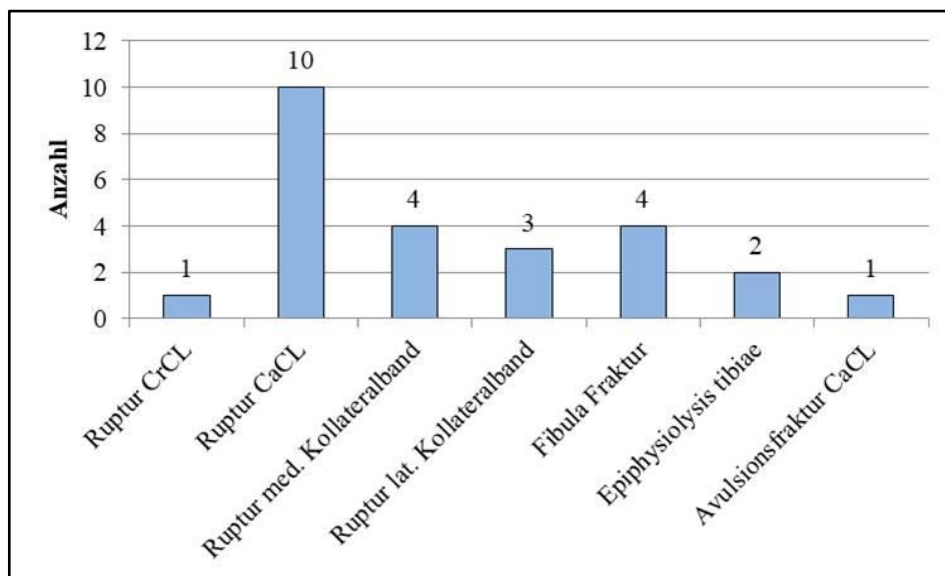
Betrachtet man nun die bei der Bruchlast rupturierten oder frakturierten Strukturen, kann ebenfalls zwischen den beiden Versuchsanordnungen (offenes und geschlossenes Kniegelenk) unterschieden werden. Bei den Katzen 3-10 wurde kurz vor Versuchsbeginn das Kniegelenk eröffnet und alle Strukturen bis auf die Ligg. cruciata genus entfernt. In sechs von acht Hintergliedmaßen rupturierte jeweils das Lig. cruciatum caudale vollständig und in zwei Fällen partiell. Lediglich in einem von acht Fällen rupturierte zusätzlich zum CaCL das Lig. cruciatum craniale partiell (s. Abbildung 35). Dabei konnte die Rupturstelle in allen Fällen im mittleren Drittel des jeweiligen Bandes lokalisiert werden.



**Abbildung 35:** Ruptur bei offenem Kniegelenk.

Das Kniegelenk blieb während des Rotationsversuches bei Katze 11-28 geschlossen und wurde erst anschließend eröffnet und untersucht. Bei der initialen Gesamtbetrachtung der Kniegelenke ergab sich ein komplexes, heterogenes Schadensbild mit dem Schwerpunkt auf dem kaudalen Kreuzband. An sieben Gelenken konnte mehr als eine rupturierte oder frakturierte Struktur festgestellt werden, daher sind in Abbildung 36 alle erfassten Rupturen oder Frakturen dargestellt. In einem Fall rupturierte das CrCL partiell, in neun Fällen das CaCL

ebenfalls partiell und in einem Fall vollständig. Eine Ruptur des medialen Kollateralbandes konnte an vier Kniegelenken ermittelt werden (davon zwei partiell und zwei vollständig), ebenso wie eine Ruptur des lateralen Kollateralbands an drei Hintergliedmaßen (davon eines partiell und zwei vollständig). In vier Fällen frakturierte die Fibula distal des Caput fibulae, in zwei Fällen konnte eine Epiphysiolyse der Tibia beobachtet werden. Lediglich bei einer Katze ergab die Untersuchung eine Avulsionsfraktur des CaCL am medialen Condylus ossis femoris. Eine zusätzliche Übersicht der Untersuchungsergebnisse findet sich im Anhang in Tabelle 19.



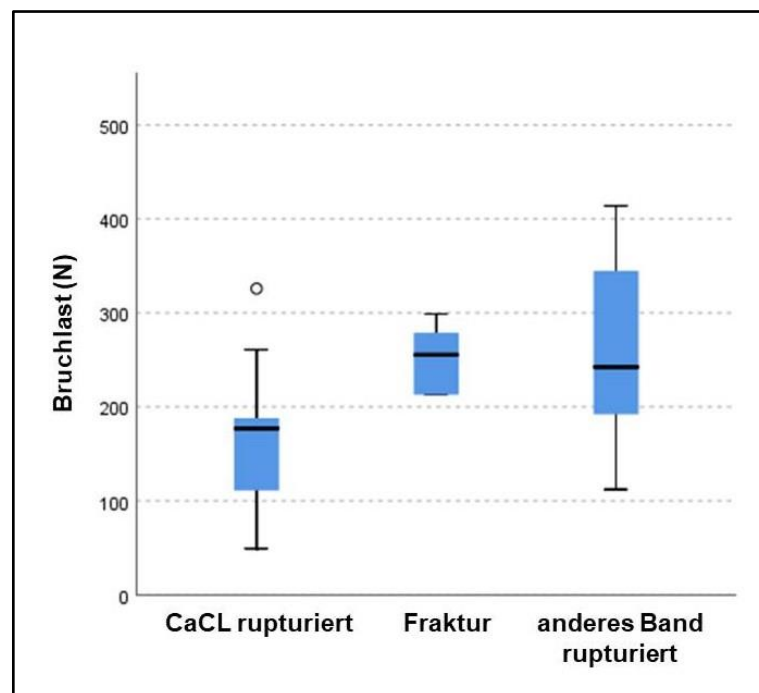
**Abbildung 36:** Ruptur/Fraktur bei geschlossenem Kniegelenk.

Das durchschnittliche Alter der Katzen mit einer kaudalen Kreuzbandruptur beträgt 11 Jahre, das der einen Katze mit kranialer Kreuzbandruptur 3 Jahre. Das mediale Kollateralband rupturierte bei einem mittleren Alter der Katzen von 10,5 Jahren und das laterale Kollateralband bei 9,6 Jahren. Die Tiere mit einer Fraktur der Fibula waren im Durchschnitt 10,3 Jahre alt, die mit einer Epiphysiolyse tibiae 1,5 Jahre. Das Alter der Katze mit einer Avulsionsfraktur des kaudalen Kreuzbandes betrug 12 Jahre.

Die Ruptur- bzw. Frakturstellen wurden für eine übersichtliche Analyse in drei Gruppen unterteilt und anschließend auf die Unterscheidung zentraler Tendenzen hin untersucht. Gruppe 1 (n=5) repräsentiert die rupturierten kaudalen Kreuzbänder, Gruppe 2 (n=6) die Frakturen und Gruppe 3 (n=6) die Gelenke, bei denen ein anderes Band als das CaCL rupturierte. Zuerst wurden alle Ergebnisse

(n=25) und nachfolgend ausschließlich die Ergebnisse der Rotation mit geschlossenem Kniegelenk (n=17) betrachtet. Wurde durch den Kruskal-Wallis-Test ein signifikanter Unterschied ermittelt, so wurde anschließend eine paarweise Analyse durchgeführt, um zu differenzieren, welche Gruppen sich in ihren Mittelwerten signifikant voneinander unterscheiden.

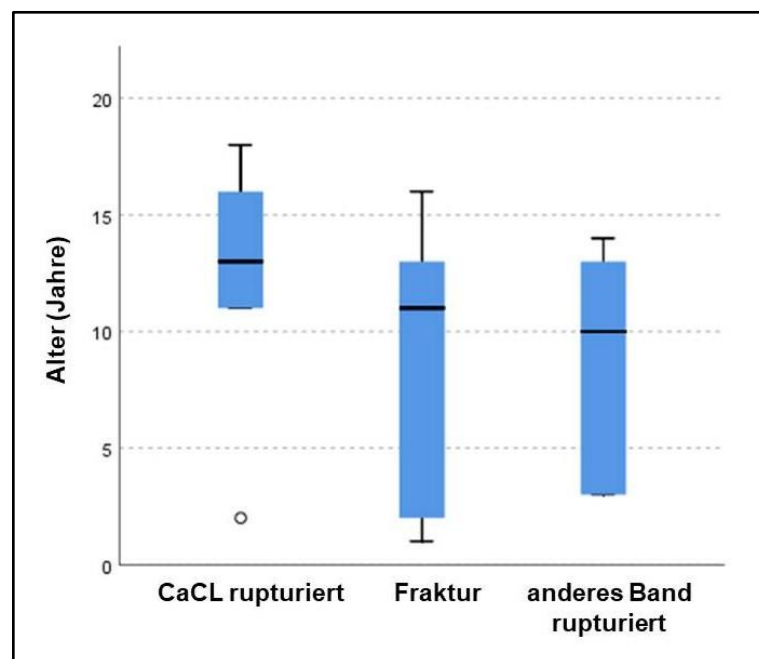
Vergleicht man die Gruppe der rupturierten kaudalen Kreuzbänder mit der Gruppe der Frakturen, so lässt sich sowohl bei der maximalen Kraft ( $p=0,035$ ), als auch der Bruchlast ( $p=0,033$ ) ein signifikanter Unterschied erkennen (s. Abbildung 37). Für die Ruptur des kaudalen Kreuzbandes muss demnach weniger Kraft aufgebracht werden als für eine Fraktur. Zwischen der Gruppe rupturierter kaudaler Kreuzbänder und der Gruppe mit Ruptur eines anderen Bandes besteht hinsichtlich der maximalen Kraft und Bruchlast kein signifikanter Unterschied. Gleich verhält sich die Gruppe der Frakturen zu der Gruppe mit Ruptur eines anderen Bandes.



**Abbildung 37:** Boxplots für das Verhältnis der drei Gruppen; die Bruchlast der kaudalen Kreuzbandrupturen ist signifikant unterschiedlich zu den Frakturen.

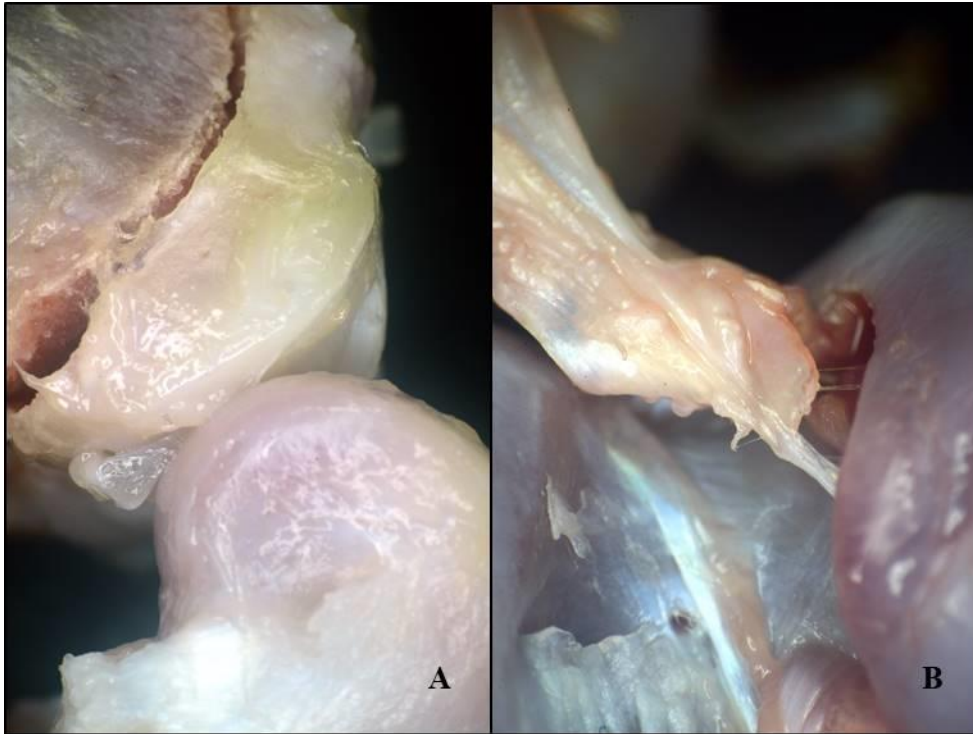
Bei der Zugbelastbarkeit, der Gradzahl bei Bruch, der Körpermasse und dem Alter konnte zwischen den drei Gruppen kein signifikanter Unterschied ermittelt werden.

Bei ausschließlicher Betrachtung der Ergebnisse der Rotation geschlossener Gelenke ( $n=17$ ) lässt sich weder bei der maximalen Kraft, der Bruchlast, der Zugbelastbarkeit, der Gradzahl bei Bruch, der Körpermasse noch dem Alter ein signifikanter Unterschied zwischen den drei aufgeführten Gruppen erkennen. Allerdings zeigt sich bei Betrachtung der Boxplots ein ähnliches Ergebnis wie bei Gesamtbetrachtung der Ergebnisse. Die maximale Kraft und Bruchlast ist im Durchschnitt bei der Gruppe der rupturierten kaudalen Kreuzbänder niedriger, die der beiden anderen Gruppen etwa gleich. Das durchschnittliche Gewicht der Gruppe 1 ist auch hier geringer als das der Gruppen 2 und 3, der Altersdurchschnitt wiederum höher bei der ersten Gruppe (s. Abbildung 38).



**Abbildung 38:** Boxplots für die Ergebnisse der Rotation mit geschlossenem Gelenk ( $n=17$ ); das Durchschnittsalter der Katzen mit kaudaler Kreuzbandruptur ist höher als das der Katzen mit Fraktur oder Ruptur eines anderen Bandes.

Die tibiale Innenrotation wurde außerdem, nach vorheriger Überprüfung auf eine kraniale oder kaudale Schubladenbewegung, an der Hintergliedmaße eines Zwerghundes (5 kg KM) durchgeführt. Dabei entstand eine Avulsionsfraktur des Lig. cruciatum craniale am Os femoris bei einer maximalen Kraft von 101 N, somit bei einer Zugbelastbarkeit von 20,2 N/kg KM, und 60,5° Innenrotation.



**Abbildung 39:** Beispielfotos nach der Durchführung des Rotationsversuchs; A) Epiphysiolysis tibiae bei Katze 16; B) Avulsionsfraktur des CaCL bei Katze 14.

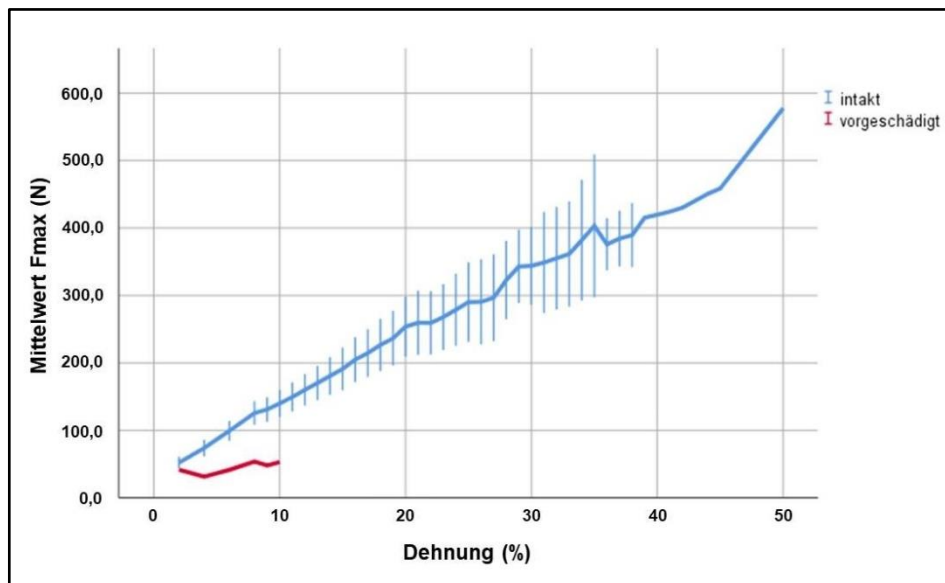
### 3. Katzen mit Vorschädigung der Kreuzbänder

Vor Versuchsbeginn wurde an jeder Hintergliedmaße die Auslösbarkeit einer kranialen oder kaudalen Schubladenbewegung getestet. Die Katzen, bei denen der Test positiv ausfiel, werden im Folgenden beschrieben.

Katze 16 (2 Jahre, 6,4 kg KM, EKH, männlich-kastriert) wurde infolge eines Polytraumas euthanasiert. Der Schubladentest post mortem wurde an beiden Hintergliedmaßen durchgeführt, die rechte Seite ergab ein negatives Ergebnis, während an der linken Hintergliedmaße eine deutliche Schubladenbewegung ausgelöst werden konnte. Nach Entfernung der Muskulatur der Beckengliedmaße und Eröffnung des Kniegelenks wurden dessen Strukturen nacheinander präpariert, beurteilt und anschließend entfernt. Am kranialen Kreuzband konnte eine partielle Ruptur und am kaudalen Kreuzband eine Avulsionfraktur an der Insertion der Tibia festgestellt werden.

Bei Katze 21 (13 Jahre, 3,7 kg KM, EKH, weiblich-kastriert) war der Grund für die Euthanasie nicht bekannt. Der kraniale Schubladentest an der rechten Hintergliedmaße fiel post mortem geringgradig positiv aus, daher wurde eine Schädigung des kranialen Kreuzbands vermutet. Nach Eröffnung des Kniegelenks

wurden die einzelnen Strukturen makroskopisch untersucht und anschließend bis auf die Kreuzbänder entfernt. Unter dem Stereomikroskop konnte eine partielle Avulsionsfraktur des Lig. cruciatum craniale am lateralen Condylus ossis femoris festgestellt werden. Die zyklische Belastungsuntersuchung wurde trotzdem durchgeführt und gleich zu Beginn ein deutlich geringerer Kraftaufwand als bei den intakten Kreuzbändern verzeichnet (s. Abbildung 40).



**Abbildung 40:** Vergleich der maximalen Kraft von intakten kranialen Kreuzbändern und dem vorgeschädigten kranialen Kreuzband von Katze 21.

Bei Katze 26 (16 Jahre, 4,9 kg KM, EKH, männlich-kastriert) konnte post mortem eine geringgradige kaudale Schubladenbewegung ausgelöst werden. Nach Eröffnung des Kniegelenks wurden sowohl eine partielle Ruptur des Lig. cruciatum caudale als auch hochgradige arthrotische Veränderungen sichtbar. Bei der zyklischen Belastungsuntersuchung des kranialen Kreuzbandes, das bei 31% Dehnung vollständig rupturierte, riss das kaudale Kreuzband ebenfalls vollständig.

## V. DISKUSSION

Die Ruptur des Lig. cruciatum craniale ist eine der häufigsten Gelenkerkrankungen beim Hund, die in zahlreichen Studien erforscht und zu der auch eine Vielzahl an biomechanischen Versuchen durchgeführt wurden (HAUT & LITTLE, 1969; VASSEUR et al., 1985; REESE, 1995). Auch beim Menschen, insbesondere bei Sportlern, kommt es häufig zu einer kranialen Kreuzbandruptur (HIDAS et al., 1998). Bei der Katze ist die Kreuzbandruptur eine seltener beschriebene Erkrankung, als Ursache steht das Trauma im Vordergrund (MATIS & KÖSTLIN, 1978; UMPHLET, 1993; TACKE & SCHIMKE, 1995; MCLAUGHLIN, 2002; WESSELY et al., 2017).

Aufgrund der unterschiedlichen Inzidenz von Kreuzbandrupturen zwischen den einzelnen Spezies stellt sich die Frage, welche potentiellen Einflussfaktoren eine Kreuzbandruptur begünstigen, ob es tierartsspezifische oder auch tierartübergreifende Dispositionen gibt oder ob bei der Anfälligkeit für eine Kreuzbandruptur individuelle Faktoren eine Rolle spielen.

Insbesondere über die biomechanischen Eigenschaften der felines Ligg. cruciata genus wurde bisher nur wenig publiziert. Ziel dieser Arbeit war es, die viskoelastischen Eigenschaften der Kreuzbänder unter zyklischer Zugbelastung zu untersuchen und eine Innenrotation der Tibia als traumatisches Ereignis und mögliche Ursache einer Kreuzbandruptur zu simulieren. Von geringen Ermüdungsschäden bis hin zur vollständigen Ruptur des Bandes wurden die Bänder mithilfe eines Stereomikroskops untersucht und das Schadensbild dokumentiert. In der folgenden Diskussion werden die Ergebnisse dieser Arbeit mit den aktuellen Forschungsergebnissen verglichen und ein Bezug zur Praxis hergestellt.

### Zyklische Belastungsuntersuchung

Da kaum Daten zu biomechanischen Untersuchungen an den Kreuzbändern von Katzen in der Literatur beschrieben sind und sich diese auf den Bruch des Gewebes durch kontinuierlichen Zug konzentrieren, wurde ein Prüfprotokoll mit engmaschiger, aufsteigender Dehnung erstellt. Dadurch konnte genau ermittelt werden, bei welcher prozentualen Dehnung und vorherrschenden Kraft das Gewebe brach.



Neben der Frage der Bruchlast unter zyklischer Belastungseinwirkung war eine zentrale Frage zu Beginn der Untersuchungen, ob die Kreuzbänder der Katzen die typischen viskoelastischen Eigenschaften von biologischen Geweben zeigen. Daher wurde das Prüfprotokoll, das mit den entsprechenden Tools der Steuerungssoftware testXpert III programmiert wurde, so gewählt, dass typische Phänomene wie Relaxation, Retardation und Hysterese dargestellt werden können, wenn das Gewebe dementsprechend darauf reagiert. Ausnahmslos alle getesteten Bänder zeigten die eben genannten und in der Literatur für Bänder und Sehnen erläuterten Phänomene (vgl. Kapitel II.4.1) und bestätigen somit die Eigenschaft der Viskoelastizität auch für die felines Kreuzbänder. Dabei waren die Eigenschaften stärker ausgeprägt, je weiter das Band gedehnt wurde. Durch dieses viskoelastische Verhalten der Kreuzbänder können sich die Kollagenfasern um eine gewisse Länge strecken, ohne dabei Schaden zu nehmen. Unterstützt wird dieser Prozess zusätzlich durch die wellenförmige Anordnung der Kollagenfasern (engl.: crimp), die bereits eine gewisse Dehnung zulässt. Im Anschluss an das Glätten der Kollagenfasern setzen weitere Mechanismen ein, die eine Dehnung des Bandes ermöglichen, ohne dabei Schaden zu nehmen. Auf molekularer Ebene lassen sich Knicke in den Helices der Kollagenfasern erkennen, die durch Dehnung des Bandes gerade ausgerichtet werden (MISOF et al., 1997). Außerdem setzt ein molekularer Gleitmechanismus durch die Dehnung der Tripelhelix und den zwischen den Helices befindlichen Querverbindungen ein (MOSLER et al., 1985; FOLKHARD et al., 1987). Durch diese Vorgänge kommt es zu strukturellen Veränderungen der Kollagenfibrillen, was eine gewisse Dehnung des Bandes ermöglicht. Wird diese Fließgrenze jedoch überschritten, kommt es zu einer irreversiblen plastischen Deformation (Plastizität), bei der das Gewebe permanent geschädigt wird.

Die Bruchlast und die damit einhergehende Plastizität wurden bereits durch KLÜVER (2014) anhand eines einphasigen Zugversuchs für die Kreuzbänder von Katzen ermittelt. Durch den Versuchsaufbau der zyklischen Belastung sollte in dieser Arbeit untersucht werden, ob die sich kreuzenden Bänder bereits vor dem vollständigen Zerreißen Ermüdungsschäden aufweisen und bei welchen Kräften durch zyklische Belastung eine irreversible plastische Deformation hervorgerufen wird. KLÜVER (2014) führte die Zerreißversuche in Winkeln von 45°, 90° und 120° durch. Für den direkten Vergleich zu der vorliegenden Arbeit und der damit

einhergehenden Winkelung von 100° wird im Folgenden der Versuchsaufbau im 90° Winkel näher betrachtet. Eine vergleichende Gegenüberstellung der bei Bruch des Gewebes durchschnittlich erzielten Werte beider Versuche findet sich in Tabelle 12.

**Tabelle 12:** Vergleich der bei Bruch des Gewebes vorherrschenden mittleren Werte zwischen den zyklischen Zugversuchen der vorliegenden Arbeit und den Distractionsversuchen von KLÜVER (2014).

	Zyklische Zugbelastung		Distractionsversuch nach Klüver (2014)	
	CrCL	CaCL	CrCL	CaCL
Bruchlast (N)	301,68	351,50	564,72	455,3
Dehnung bei Bruch	27,33 % 3,20 mm	35,78 % 4,15 mm	5,2 mm	6,5 mm
Zugfestigkeit (N/mm <sup>2</sup> )	52,92	84,44	99,47	106,54
Zugbelastbarkeit (N/kg KM)	72,41	87,47	122,56	101,12

Deutlich zu erkennen ist, dass bei der Distraction sowohl für das kraniale als auch das kaudale Kreuzband wesentlich mehr Kraft aufgebracht werden muss als bei der zyklischen Belastung und der damit einhergehenden partiellen oder vollständigen Ruptur der Bänder. Auch die Zugfestigkeit, also die Kraft im Verhältnis zur Querschnittsfläche der Kreuzbänder, weist deutlich unterschiedliche Werte auf, ebenso die Zugbelastbarkeit. Interessant ist außerdem, dass in beiden Versuchen das kaudale Kreuzband einer stärkeren absoluten Dehnung standhielt als das kraniale Kreuzband. Vor Beginn der zyklischen Belastungsversuche wurden zur Verifizierung des Versuchsaufbaus ebenfalls einphasige Zerreißversuche durchgeführt. Dabei konnte die Dehnung bei Bruch prozentual berechnet werden und ergab im Durchschnitt eine Dehnung von 68,87% und liegt somit auch prozentual gesehen wesentlich höher als bei den zyklischen Versuchen. Durch die Distraction wurden die Kreuzbänder in den Versuchen von KLÜVER (2014) bis zur vollständigen Ruptur gezogen, sofern nicht eine andere Struktur des Gesamtgefüges, bestehend aus Knochen, Insertionszonen der Kreuzbänder und Kreuzbandgewebe, vorher nachgab. In der

vorliegenden Arbeit konnte durch zyklische Belastung eine Ermüdung des Gewebes mit geringerem Kraftaufwand und geringerer Dehnung hervorgerufen werden. Biomechanisch wurde dieser Ermüdungsschaden in einem Abfall der Kraft im Verlaufsprotokoll dargestellt (s. Abbildung 17), da weniger Kraft aufgewendet werden musste, um die nächste Dehnungsstufe zu erreichen. Makroskopisch spiegelte sich die Überschreitung der Fließgrenze in einer partiellen oder auch vollständigen Ruptur der Bänder wider. In einigen Fällen waren im Verlaufsprotokoll deutliche biomechanische Veränderungen zu sehen, in der anschließenden Untersuchung unter dem Stereomikroskop waren jedoch keine pathologischen Defizite zu erkennen. Eine gedeckte Ruptur, bei der das Epiligament nicht beschädigt wird, oder eine Ruptur im Zentrum des Bandes sind mögliche Erklärungen hierfür.

Wie beschrieben ist aus beiden Versuchen zu entnehmen, dass das kaudale Kreuzband einer deutlich höheren Dehnung standhält als das kraniale, was die Frage der biochemischen Zusammensetzung der Bänder aufwirft. Dass Elastin eine wichtige Funktion bezüglich der Elastizität von Gelenkbändern übernimmt, wurde bereits in zahlreichen Studien bestätigt. SMITH et al. (2014) untersuchten den Elastingehalt von kranialen und kaudalen Kreuzbändern bei Hunden und verglichen diese miteinander. Mit  $10,79 \pm 4,37$  % des Trockengewichtes wies das CaCL einen höheren Elastingehalt als das CrCL mit  $9,86 \pm 3,97$  % auf (SMITH et al., 2014), was eine mögliche Erklärung für die größere Dehnbarkeit des kaudalen Kreuzbandes ist. Eine vergleichbare Untersuchung zu den Kreuzbändern von Katzen konnte im Rahmen der Literaturrecherche nicht gefunden werden, eine fundierte Datengrundlage zu dieser Thematik würde aber wesentlich zu einem besseren Verständnis des unterschiedlichen Dehnverhaltens der Kreuzbänder beitragen.

Katzen sind dafür bekannt, aus großen Höhen zu springen und sich, aufgrund ihrer Fähigkeit die dabei entstehenden Aufprallkräfte abzdämpfen, dabei keine Verletzungen zuzuziehen (WANG et al., 2019; WU et al., 2020). Ein direkter Vergleich von MCCARTY (2014) zwischen einem Medizinball (3,32 kg) und einer Katze (5,37 kg KM), die beide aus einem Meter Höhe fallen gelassen werden, zeigt, dass die maximale Aufprallkraft des Medizinballs bis zu fünfmal höher ist als die der Katze. Mit zunehmender Höhe steigt auch die Aufprallkraft an (MCCARTY, 2014). Durch eine flexible Biegung ihres Rückens besitzen

Katzen die Fähigkeit, die während der Landung auf die Gliedmaßen einwirkende Energie zu reduzieren und die Energieabsorption zu verbessern. Dabei wird für kurze Zeit ein Teil der kinetischen Energie als Dehnungsenergie im Rücken gespeichert (ZHANG et al., 2014b). Die Vordergliedmaßen werden während der Landung stärker belastet als die Hintergliedmaßen (SONG et al., 2019; WANG et al., 2019; WU et al., 2020), jedoch nimmt die durch die Hintergliedmaßen absorbierte Energie mit steigender Höhe zu (WU et al., 2019). In diesen Studien wurden allerdings nur Landungen bis zwei Meter Höhe ausgewertet. Es wird angenommen, dass bei Landungen aus größeren Höhen die Hintergliedmaßen mehr Aufprallenergie aufnehmen (ZHANG et al., 2014a), da mit 61,5% die Hintergliedmaßen beim feline High-rise Syndrom vermehrt Verletzungen aufweisen als die Vordergliedmaßen mit 38,5% (VNUK et al., 2004).

Bei einer vergleichenden Betrachtung der von WU et al. (2019) dargestellten Energieabsorption des jeweiligen Gelenks bei steigender Fallhöhe fällt auf, dass auch das Kniegelenk mit zunehmender Höhe mehr Energie abfängt. WU et al. (2019) ermittelten bei einer Landung aus einem Meter Höhe eine auf das Kniegelenk einwirkende Kraft (engl.: Peak joint reaction force) von ca. 10 N/kg, bei zwei Metern Höhe bereits ca. 35 N/kg. In der vorliegenden Arbeit wurde in einzelnen Fällen bereits bei Kräften von 96,54 N (44,90 N/kg) oder 109,32 N (34,82 N/kg) nach zyklischer Belastung eine partielle Ruptur der Kreuzbänder und somit Schädigung des Gewebes bewirkt. Im Vergleich zu den auf das Kniegelenk einwirkenden Kräften der genannten Studie, deren Werte nicht weit von den Werten der vorliegenden Arbeit entfernt sind, könnte daher eine Schädigung der Kreuzbänder bereits bei Sprüngen aus geringer Höhe resultieren. Zudem springen Katzen auch vermehrt aus größeren Höhen als zwei Metern, wie die Studie von VNUK et al. (2004) zum feline High-rise Syndrom zeigt. Natürlich ist dabei zu berücksichtigen, dass die Aufprallkraft bei der Landung auf das gesamte Kniegelenk einwirkt, jedoch nehmen die Kreuzbänder bei der Landung eine wichtige Funktion ein, da sich das Knie beim Aufkommen auf dem Boden in einer Beugehaltung befindet (GOSLOW et al., 1973) und durch die einwirkende Kraft das Os femoris relativ zur Tibia nach kranial geschoben wird. Daher liegt es nahe, dass die Kreuzbänder, insbesondere das kaudale, auch während der Landung vermehrt belastet werden und die Aufprallenergie absorbieren. Weitere Forschung im Bereich der zyklischen

Belastungsuntersuchung und der Distractionsversuche an geschlossenen Kniegelenken wird benötigt, um die Verteilung der einwirkenden Kräfte auf die verschiedenen Strukturen des Kniegelenks zu ermitteln. Wie beschrieben befindet sich das Kniegelenk während der Landung in einer gebeugten Haltung von bis zu  $50^\circ$  (GOSLOW et al., 1973). In der vorliegenden Arbeit wurde für die zyklische Belastung der physiologische Standwinkel von  $100^\circ$  gewählt und aufgrund der relativ geringen Fallzahl keine Prüfung in einem zusätzlichen Winkel durchgeführt. KLÜVER (2014) verglich unter anderem die Zugfestigkeit der beiden Kreuzbänder in drei verschiedenen Winkeln ( $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $120^\circ$ ) und konnte für das kraniale Kreuzband eine höhere Zugfestigkeit bei  $45^\circ$  im Verhältnis zu den anderen beiden Winkelungen feststellen, wohingegen das kaudale Kreuzband bei einer Winkelung von  $90^\circ$  und  $120^\circ$  höhere Zugfestigkeiten aufwies. Die bei der Landung einwirkenden Kräfte unterscheiden sich entsprechend hinsichtlich der Winkelung der Hintergliedmaße von den Kräften, die in dieser Arbeit ermittelt wurden.

Dass bei Katzen durch Sprünge aus großen Höhen die Kreuzbänder an ihre Belastungsgrenzen mit Überschreitung der Fließgrenze gelangen können, wird aus dem oben gezogenen Vergleich ersichtlich. Ein weiterer Faktor für eine übermäßige Beanspruchung der Bänder könnte eine wiederholte Belastung im Grenzbereich sein. Beispielsweise durch wiederholtes Springen aus moderaten Höhen könnte eine Überbelastung provoziert werden. Eine solche Mehrfachbelastung ist vermehrt bei sportlich genutzten Tieren oder auch bei Sportlern zu beobachten. Auch in anderen Geweben wie Sehnen kann eine chronische Überbelastung durch wiederholte Überdehnung zu Mikrotraumata im Sehngewebe führen und bei einer übermäßigen Belastung in einer Sehnenruptur enden (KANNUS, 1997). Auch bei einer übermäßigen Beanspruchung der Sehne, beispielsweise durch erhöhte Trainingsfrequenz oder -dauer, kann sich die Sehne nicht an die Belastung anpassen (MAGANARIS et al., 2004). DOCKING et al. (2016) konnten in Ultraschalluntersuchungen an Achillessehnen von Footballspielern nach einer starken Beanspruchung der Sehne eine strukturelle Veränderung erkennen. Nach einer Ruhephase von 72 bis 96 Stunden konnte wieder der Ausgangszustand der Gewebestruktur erreicht werden. Eine wiederholte Belastung im Grenzbereich könnte auch dafür verantwortlich sein, dass Kreuzbandrupturen vor allem bei Sportlern auch bei nicht überproportional

starken Belastungen auftreten. Insbesondere Sportarten wie Fußball, Hockey, Volleyball, Ski-Alpin, Tennis und Basketball sind für Kreuzbandrupturen disponiert (SCHMIDT-WIETHOFF & DARGEL, 2007). Diese Sportarten sind vor allem durch repetitive Bewegungen gekennzeichnet, die eine wiederholte Überbelastung der Bänder ermöglichen. Bei Pferden sind chronische Sehnenüberlastungen ebenfalls durch den Einsatz im Sport denkbar. WANNINGER (2020) konnte am M. interosseus medius des Pferdes irreversible Schäden ab einer Dehnung von 12% feststellen. Dehnungen in dieser Größenordnung können bereits bei Belastungen im Training oder Wettkampf erreicht werden. Auch im Hundesport, wie beispielsweise Agility, werden Verletzungen durch Traumata aber auch durch chronische Überbelastung beobachtet (MARCELLIN-LITTLE et al., 2005). WENDELBURG et al. (1988) stellten bei rennsportlich genutzten Greyhounds Ermüdungsbrüche am Acetabulum fest, die durch sich wiederholende, enorme Belastung entstanden.

Dass chronische Überbelastungen von Sehnen und Bändern eher bei sportlich genutzten Tieren auftreten und die Katze nicht zu dieser Kategorie zählt, bestätigt die Annahme, dass Kreuzbandrupturen bei der Katze vor allem traumatisch bedingt sind und durch ein einmaliges Ereignis herbeigeführt werden.

#### Abhängigkeit der Kreuzbandruptur von Signalement-Daten

Welche Faktoren eine Kreuzbandruptur begünstigen, wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Dabei werden vor allem die Signalement-Daten der Tiere, wie Alter, Körpermasse, Rasse und Geschlecht betrachtet. Hier stellt sich auch speziesübergreifend die Frage, ob sich Annahmen zu Rupturdispositionen auf andere Spezies übertragen lassen oder sich diese Faktoren auf eine Spezies beschränken und, falls diese Annahme zutrifft, worin die Unterschiede liegen könnten. Sowohl die bei Bruch des Gewebes gemessenen Werte als auch die Ergebnisse der durch die zyklische Belastung hervorgerufenen viskoelastischen Eigenschaften weisen in der vorliegenden Arbeit eine starke Streuung auf. Diese Heterogenität der Daten spricht für eine hohe Individualität zwischen den getesteten Katzen. Beeinflussende Faktoren hierfür könnten die unterschiedlichen Signalement-Daten der Katzen sein.

In Bezug auf das Alter der Katzen konnte in dieser Arbeit kein Zusammenhang mit der Bruchlast oder Zugfestigkeit ermittelt werden. Lediglich die

Zugbelastbarkeit des kaudalen Kreuzbandes korrelierte negativ mit dem Alter. Ein deutlicher Zusammenhang mit dem Alter zeigt sich im Hinblick auf den Bruch des Gewebes, das nur bei einer Katze Abweichungen von einer Schädigung der Kreuzbänder aufwies. Bei Katze 25 (10 Wochen, 1 kg KM, weiblich, EKH) wurde durch die zyklische Belastung eine Epiphysiolysis ossis femoris herbeigeführt. Da sich die Epiphysenfugen des Os femoris, der Tibia und Fibula bei Katzen in einem Alter zwischen 14-19 Monaten schließen (SMITH, 1969), stellt die Epiphyse in diesem Fall das schwächste Glied des Gesamtgefüges aus Knochen und Bändern dar. Auch in den Untersuchungen von KLÜVER (2014) kam es ausschließlich zu Epiphysenfrakturen bei Katzen zwischen 0-2 Jahren. Das Alter von Katzen mit Kreuzbandruptur weiterer Studien ergab mit 7 Jahren (Median) (RUTHRAUFF et al., 2011), 8 Jahren (Mittelwert) (MINDNER et al., 2016), 9 Jahren (Median) (BOGE et al., 2020), 7 Jahren (Mittelwert) (SCHNABL et al., 2009), 7,4 Jahren (Mittelwert) (SCAVELLI & SCHRADER, 1987) ein homogenes Ergebnis, wobei in allen Studien eine große Altersspanne erkennbar ist. In der Arbeit von TACKE & SCHIMKE (1995) mit Katzen im Alter von 5 Monaten bis 16 Jahren waren ebenfalls alle Altersstufen vertreten und keine Altersgruppe vermehrt betroffen. WESSELY (2013) empfiehlt die Unterteilung nach Rupturursache und anschließender Betrachtung der Altersdisposition. Demnach kann bei Katzen mit traumatisch bedingter Kreuzbandruptur keine Altersdisposition nachgewiesen werden, Katzen ohne traumatischen Hintergrund waren jedoch signifikant älter als die verglichene Referenzpopulation. Allerdings stellte die Gruppe mit Kreuzbandrupturen ohne traumatische Anamnese mit 4 von 19 Katzen einen kleinen Anteil im Gegensatz zur Gruppe mit traumatischer Ätiologie bei 15 von 19 Katzen dar (WESSELY, 2013). Bei Hunden hingegen können die mit dem Alter in Verbindung stehenden kranialen Kreuzbandrupturen in zwei Gruppen eingeteilt werden: Kleine, ältere Hunde und große, jüngere Hunde (REESE, 1995). REUTTER (2014) konnte in ihrer Studie an Pferdesehnen eine Abnahme der Zugfestigkeit von Sehnen mit steigendem Alter feststellen, was mit der Annahme einer höheren Anfälligkeit für eine Kreuzbandruptur mit fortschreitendem Alter übereinstimmt. Eine mögliche Ursache dafür könnten die chondroiden Veränderungen innerhalb der Sehnen sein (REUTTER, 2014), die eine signifikante Abnahme der Zugfestigkeit nach sich ziehen (JOPP & REESE, 2009). Die Ausbildung von Faserknorpel im caninen Kreuzband konnte von REESE (1995) bereits beim Welpen nachgewiesen werden. Mit zunehmendem

Alter steigt auch der Differenzierungsgrad des Faserknorpels, wobei hier wiederum das Gewicht der Hunde Einfluss nimmt. Bedingt durch die größere mechanische Belastung, die mit einer höheren Körpermasse einhergeht, wird bei schweren Hunden früher und in größerer Menge Faserknorpel ausgebildet als bei Zwerghunden. Zudem treten bei älteren Hunden vermehrt intrazelluläre, fokale Nekrosen auf, die als degenerative Veränderungen gewertet werden (REESE, 1995). Weshalb bei Katzen keine eindeutige Altersabhängigkeit vorliegt, könnte mit der geringeren Körpermasse der Katzen und dementsprechend geringerer mechanischer Belastung zusammenhängen. Allerdings werden, wie bereits genannt, Kreuzbandrupturen auch bei Zwerghunden diagnostiziert, was die alleinige Annahme der geringeren Körpermasse als beeinflussenden Faktor nicht rechtfertigt. Eine mögliche Erklärung bietet WESSELY (2013) in ihren histologischen Untersuchungen des felines kranialen Kreuzbandes, in denen sie zeigen konnte, dass die Struktur der Bänder bis ins hohe Alter erhalten bleibt. Zudem konnte sie degenerative Veränderungen, wie die des Hundes, nicht nachweisen und eine schwächer ausgeprägte Ausbildung von Faserknorpel als die des Hundes zeigen.

In einigen Studien wird der Zusammenhang zwischen der Körpermasse und dem Auftreten einer Kreuzbandruptur diskutiert. In der Arbeit von BOGE et al. (2020) waren 40% der Katzen mit Kreuzbandruptur übergewichtig. Das Durchschnittsgewicht der Katzen mit atraumatischer Kreuzbandruptur betrug bei HARASEN (2005) 6,5 kg, bei vorberichtlich traumatischer Ätiologie 5,5 kg. Auch in der Studie von HARASEN (2007) zeigten die mit einer Kreuzbandruptur vorstelligen Katzen durchschnittlich eine signifikant höhere Körpermasse ( $p=0,03$ ) als die Katzen der Vergleichspopulation. Im Gegensatz dazu konnte in den Untersuchungen von TACKE & SCHIMKE (1995) sowie WESSELY et al. (2017) keine Disposition für Kreuzbandrupturen bei übergewichtigen Katzen bestätigt werden. Bei Hunden bezifferten ADAMS et al. (2011) die Wahrscheinlichkeit einer Kreuzbandruptur bei fettleibigen Hunden als viermal höher im Verhältnis zu normalgewichtigen Hunden. Eine negative Korrelation zur Körpermasse ergab in der vorliegenden Arbeit die Zugbelastbarkeit (N/kg KM) des kaudalen Kreuzbandes: Je größer und schwerer die Katzen sind, desto geringer sind die Kräfte in Relation zur Körpermasse, denen die Kreuzbänder entgegenwirken können. KLÜVER (2014) und REESE (1995) erzielten in ihren



Untersuchungen an den Kreuzbändern von Katzen und Hunden ähnliche Resultate. REESE (1995) erklärte diesen Umstand damit, dass die Querschnittsfläche eines Bandes nicht proportional zur Körpermasse zunimmt. Dementsprechend müsste bei größeren Tieren eine relativ kleinere Querschnittsfläche der Bänder vorliegen. Bei Hunden macht sich dieser Effekt aufgrund der starken Diversität der Körpergrößen und -massen eher bemerkbar als bei Katzen. Auch der Body-Condition-Score der im Zuge der vorliegenden Studie getesteten Katzen wies einen stark negativen Zusammenhang zur Zugbelastbarkeit des kaudalen Kreuzbandes auf. Bei einem hohen BCS-Score und somit adipösen Tieren nimmt die Zugbelastbarkeit ab. Das wiederum bestätigt die Ergebnisse von BOGE et al. (2020) in deren Studie 40% der Katzen übergewichtig waren und bekräftigt die Annahme, dass adipöse Tiere disponiert für eine Kreuzbandruptur sind.

Auch eine Geschlechtsdisposition, die eine Kreuzbandruptur begünstigt, wird in der Literatur erörtert. Für diesen Parameter wurde in der Auswertung der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit lediglich zwischen männlich und weiblich unterschieden und auch die kastrierten Tiere der jeweiligen Gruppe zugeordnet. Daraus ergaben sich 14 männliche und 12 weibliche Tiere. Es konnte weder für die Bruchlast noch die Zugfestigkeit oder Zugbelastbarkeit ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Geschlechtern festgestellt werden. In der Studie von BOGE et al. (2020) waren genau 50 % weibliche und 50 % männliche Katzen vertreten, ähnlich bei TACKE & SCHIMKE (1995) mit 53,3 % weiblichen und 46,7 % männlichen Katzen. Bei HARASEN (2005) waren 6 von 17 (35,3 %) der Katzen mit Kreuzbandruptur weiblichen Geschlechts, WESSELY (2013) hingegen ermittelte in ihrer Studie 57,9 % weibliche Tiere mit Kreuzbandruptur. Auch in den Untersuchungen von SCAVELLI & SCHRADER (1987) kamen Kreuzbandrupturen bei weiblichen Tieren mit 61,1 % häufiger vor. Die Aussagen zu einem vermehrten Auftreten von Kreuzbandrupturen bei einer der Geschlechtergruppen sind wenig eindeutig und bedürfen gegebenenfalls einer Studie mit größeren Fallzahlen, um weitere Erkenntnisse zu gewinnen. Die Prävalenz einer Kreuzbandruptur hinsichtlich des Geschlechts ist auch bei Hunden umstritten. LAMPMAN et al. (2003) publizierten einen größeren Anteil an kastrierten Hündinnen mit kranialer Kreuzbandruptur, gefolgt von kastrierten Rüden. WITSBERGER et al. (2008) verweisen in diesem Zusammenhang darauf,

dass kastrierte Hunde möglicherweise zu Übergewicht neigen und dies wiederum eine Kreuzbandruptur begünstigen könnte.

Im Zuge der zyklischen Belastungsuntersuchung wurden die Kreuzbänder von 20 EKH-Katzen und fünf Katzen anderer Rassen (Main Coon, Norwegische Waldkatze, Siam-Perser-Mix und Britisch Kurzhaar) getestet. Dabei konnte im Hinblick auf die Bruchlast (N) und Zugfestigkeit ( $\text{N}/\text{mm}^2$ ) ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ermittelt werden. Die Kreuzbänder der EKH-Katzen hielten größeren Kräften stand als die der Katzen anderer Rassen. Mit einer durchschnittlichen Körpermasse von 4,4 kg der Rassekatzen kann die Körpermasse als beeinflussender Faktor ausgeschlossen werden. Das mittlere Alter der Rassekatzen lag bei 14,8 Jahren und somit höher als das mittlere Alter der EKH-Katzen mit 9,7 Jahren. Wie bereits diskutiert konnte eine Altersabhängigkeit für Kreuzbandrupturen bei Katzen bisher nicht eindeutig nachgewiesen werden, daher bietet auch die Altersdiskrepanz keine ausreichende Erklärung für die unterschiedliche Bruchlast und Zugfestigkeit zwischen EKH-Katzen und Katzen anderer Rassen. Allerdings sei hier auf die geringe Fallzahl der vorliegenden Arbeit hingewiesen. Bei Hunden konnten WINGFIELD et al. (2000) durchaus einen Unterschied hinsichtlich der Bruchlast und Zugfestigkeit zwischen einer für Kreuzbandrupturen disponierten Rasse (Rottweiler) und einer nicht vermehrt zu Kreuzbandrupturen neigenden Rasse (Greyhound) feststellen. Das CrCL der Rottweiler rupturierte bei signifikant geringeren Kräften als das der Greyhounds. WITSBERGER et al. (2008) stufen außer dem Rottweiler auch Neufundländer, Labrador Retriever, Bulldoggen, Boxer, Chow Chows, American Staffordshire Terrier und Bernhardiner als disponierte Rassen ein. In weiteren Studien zur Kreuzbandruptur bei der Katze stellt die EKH-Katze den größten Rasseanteil der mit Kreuzbandruptur vorstelligen Katzen dar (TACKE & SCHIMKE, 1995; SCHNABL et al., 2009; WESSELY et al., 2017; BOGE et al., 2020). Generell besteht eine Schwierigkeit bei der Unterscheidung auf Rassenunterschiede bei der Katze darin, dass EKH-Katzen einen großen Anteil der europäischen Katzenpopulation ausmachen.

Die Signalement-Daten des Hundes scheinen einen größeren Einfluss auf die Kreuzbandruptur zu haben, als es bei der Katze der Fall ist. Hier bedarf es weiterer Forschung.

Während der zyklischen Belastungsuntersuchung konnten neben der bereits diskutierten Bruchlast, bei der eine irreversible plastische Schädigung erreicht wurde, auch weitere Parameter vor dem Bruch des Gewebes analysiert werden. Nach dem Einspannen der in Vierkantrohren befindlichen Ober- und Unterschenkelknochen in die Materialprüfmaschine wurden die Kreuzbänder zunächst bis zu einer Dehnung von 2% gezogen und dieser Vorgang mit 40 Zyklen wiederholt. Anschließend erfolgte die Dehnung auf 4%, 6%, 8% und darauffolgend in 1%-Schritten bis zum Bruch des Gewebes (vgl. Abbildung 17). Zwischen den Dehnungsstufen wurde das jeweilige Band während einer Phase von 30 Sekunden bei 5 N entlastet. Der erste Zyklus einer jeden Dehnungsstufe benötigte in allen Fällen die meiste Kraft, um das Band aus der Relaxation auf die jeweilige Dehnung zu ziehen. In den darauffolgenden Zyklen wurde dementsprechend weniger Kraft benötigt, was für eine gewisse Vordehnung der Bänder und eine Speicherung der Energie spricht. Diese Annahme wird durch das Entlastungsverhalten (Abschnitt C der Zyklen) der Bänder bestätigt. Bereits nach geringen Dehnungen von 2% oder 4% gelangen die Kreuzbänder nicht zu ihrer Ausgangslänge, weder zwischen den einzelnen Zyklen noch in der 30-sekündigen Entlastungsphase, zurück. Dieses Verhalten lässt sich auch an anderen biologischen Geweben, wie zum Beispiel Sehnen, erkennen, die nach Belastung ohne Überschreitung der Fließgrenze eine Restdehnung aufweisen (MAGANARIS, 2003).

Im Verlauf der 40 Zyklen während einer Dehnungsstufe wird wie beschrieben die meiste Kraft für den ersten Zyklus aufgewendet, gleichzeitig auch die größte Spannung ( $\text{N/mm}^2$ ). Nach einigen Zyklen stellt sich ein nahezu konstantes Spannungsniveau ein, jedoch wird in keinem Fall ein horizontaler Kurvenverlauf erreicht (s. Abbildung 20). Um eine Abhängigkeit von der Anzahl der durchgeführten Zyklen auszuschließen, wurden mehrere Bänder im Zuge der Vorversuche 300-mal hintereinander auf 3% bzw. 4% gedehnt. Auch bei dieser Vielzahl von Wiederholungen wurde ebenfalls nur ein annähernd konstantes Spannungsniveau erreicht. In vivo muss nach einer gewissen Vordehnung ein konstantes Spannungsniveau erreicht werden, um die Sehne oder das Band auf die gleiche Länge zu dehnen. Da die Versuche der vorliegenden Arbeit an Geweben von toten Tieren durchgeführt wurden, könnte die Diskrepanz zwischen dem Spannungsniveau dieser Arbeit und dem Spannungsniveau in vivo darauf

zurückzuführen sein. WANNINGER (2020) hingegen konnte in ihren biomechanischen Untersuchungen post mortem am M. interosseus medius des Pferdes bei niedrigen Dehnungsstufen das Einstellen eines konstanten Spannungsniveaus nach einigen Zyklen feststellen. Jedoch waren die Versuchsvoraussetzungen, allein in Hinblick auf die Durchführung bei Raumtemperatur im Gegensatz zur Zuführung von flüssigem Stickstoff, sehr unterschiedlich. Ein Abfall der Spannung im Laufe der Zyklen könnte als plastische Deformation gewertet werden, da bei einer permanenten Zerstörung des Gewebes weniger Kraft benötigt wird, um das Band auf die gleiche oder gar eine höhere Dehnungsstufe zu ziehen. In diesem Fall kann man von dieser Annahme absehen, da sich ein nahezu konstantes Spannungsniveau einstellt und signifikant mehr Kraft bzw. eine höhere Spannung aufgewendet werden muss, um die nächste Dehnungsstufe zu erreichen. Im Falle einer tatsächlichen Plastizität mit einhergehender partieller oder vollständiger Ruptur eines Bandes zeigt sich während des Verformungsvorgangs ein eindeutiger Abfall der Kraft bzw. Spannung und es muss weniger Kraft aufgewendet werden, um die nächste Dehnungsstufe zu erreichen (s. Abbildung 17).

Die Frage bei welcher Dehnung eine plastische Deformation von biologischem Gewebe erreicht wird, wird in der Literatur sehr unterschiedlich beantwortet. KELC et al. (2013) beschreiben eine irreversible Deformation von menschlichen Sehnen bei 8-10% Dehnung. WANNINGER (2020) ermittelte eine permanente Schädigung des sehnigen equinen M. interosseus medius ab 12%. DORLOT et al. (1980) postulierten eine Plastizität des kranialen Kreuzbandes des Hundes ab einer Dehnung von 14%. In der vorliegenden Arbeit wurde für das kraniale Kreuzband der Katze eine irreversible plastische Deformation ab einer durchschnittlichen Dehnung von 27,33% und für das kaudale Kreuzband von 35,78% ermittelt. Es gilt zu beachten, dass bei allen genannten Studien und der vorliegenden Untersuchung unterschiedliche Voraussetzungen geschaffen wurden. Teilweise wurde zyklisch, teilweise durch kontinuierliche Distraction getestet. Zudem wurden verschiedene Spezies (Mensch, Pferd, Hund, Katze), sowie Sehnen und Bänder analysiert. Diese Faktoren erschweren eine vergleichende Betrachtung der Ergebnisse. Vergleicht man die absoluten Dehnungen der vorliegenden zyklischen Belastungsuntersuchung mit denen von KLÜVER (2014) durch Distraction von feline Kreuzbändern ermittelten Werten

(s. Tabelle 12), lässt sich erkennen, dass bei der Distraction noch höhere Dehnungen erreicht wurden als durch zyklische Belastung. Auch REESE (1995) zeigte in zwei Kraft-Längenänderungs-Diagrammen ein Dehnungsverhalten von über 30% bei Distraktionsversuchen von caninen kranialen Kreuzbändern. Ursächlich für die höhere Dehnbarkeit von Bändern im Verhältnis zu Sehnen könnte der unterschiedliche Anteil an Elastin sein. Der Anteil elastischer Fasern ist in Bändern größer als in Sehnen (KELC et al., 2013). Insgesamt zeigt sich ein stark heterogenes Dehnungsverhalten zwischen Sehnen und Bändern verschiedener Spezies, was auf die unterschiedlichen mechanischen Anforderungen an die Gewebe zurückzuführen ist.

Um das elastische Verhalten der Kreuzbänder zu analysieren, wurde der Elastizitätsmodul (E-Modul) des ersten Zyklus einer jeden Dehnungsstufe errechnet. Dadurch wird der Zusammenhang zwischen der Spannung und Dehnung beschrieben. Je höher der Wert des E-Moduls, desto steifer ist das Gewebe (PANJABI & WHITE, 2001). Mit steigender Dehnung soll auch der Wert des E-Moduls zunehmen (HAUT & LITTLE, 1969), was im Zuge der zyklischen Belastungsuntersuchung der vorliegenden Arbeit nicht bestätigt werden konnte. Allerdings wurden in der Studie von HAUT & LITTLE (1969) die kranialen Kreuzbänder von Hunden in einem Zug gedehnt und nicht, wie in der vorliegenden Arbeit, durch zyklische Belastung stufenweise gedehnt. Auffällig bei der zyklischen Belastung ist, dass der E-Modul der anfänglichen Dehnungen von 2%, 4% und 6% höher ist, als bei den darauffolgenden Dehnungsstufen, was für ein steiferes Gewebe zu Beginn sprechen würde (s. Abbildung 22). Der anfängliche Anstieg der Spannungs-Dehnungs-Kurve („toe-region“) wird durch Glättung der wellenförmig angeordneten Kollagenfasern („uncrimping“) bestimmt (s. Abbildung 9) (KELC et al., 2013). Dieser wird für das kraniale Kreuzband des Hundes von HAUT & LITTLE (1969) auf 6% Dehnung beziffert. Während dieser Glättungsphase sollten die elastischen Eigenschaften überwiegen (NEMETSCHKE et al., 1980) und somit auch der E-Modul geringe Werte aufweisen. Weshalb der E-Modul während der anfänglichen Dehnungen dennoch höhere Werte aufweist, könnte damit zusammenhängen, dass der erste Abschnitt der Spannungs-Dehnungs-Kurve („toe-region“) bei den Kreuzbändern der Katze bereits bei einer früheren Dehnung endet, wie es auch bei menschlichen Sehnen mit 2% beschrieben wird (KELC et

al., 2013). Demnach müssten nach einer Dehnung von 2% Gleitvorgänge mit einhergehender viskoser Verformung einsetzen (NEMETSCHKE et al., 1980), die sich dementsprechend auch in einem höheren E-Modul-Wert widerspiegeln. In eigenen Distractionsvorversuchen an feline Kreuzbändern konnte für den ersten Abschnitt der Spannungs-Dehnungs-Kurve („toe region“) eine Dehnung von 2-4% ermittelt werden, in dem die Fasern geglättet werden. Die anfänglich hohen Werte des E-Moduls und der darauffolgende starke Abfall bis zu einer Dehnung von ca. 6% zeigen deutlich, dass sich die Materialeigenschaft über die Dehnungsstufen und auch über die Zyklen einer Dehnungsstufe ändert. Dementsprechend muss auch eine Veränderung im Gewebe stattfinden, die die Unterschiede der Steifigkeit bewirkt. Es stellt sich die Frage, welche Mechanismen dazu führen, dass das Gewebe bei niedrigen Dehnungen eine hohe Steifigkeit aufweist, bei höheren Dehnungen hingegen verhältnismäßig elastischer wird. Die Helices der Kollagenfasern zeigen eine Abweichung der Helixstruktur in Form eines Knicks. Im Anschluss an die Glättung der wellenförmig angeordneten Kollagenfasern werden die Helices gerade ausgerichtet (MISOFF et al., 1997). Bei diesem Vorgang nehmen die Steifigkeit des Gewebes und somit auch der E-Modul zu. Zudem kommt es zu einem Gleitmechanismus zwischen den Molekülen durch die Dehnung der Dreifachhelix und den dazwischen befindlichen Querverbindungen (MOSLER et al., 1985). Da diese Mechanismen komplexere Vorgänge als das Glätten der Kollagenfasern aufweisen, liegt die Vermutung nahe, dass sich diese Änderungen in der Gewebestruktur bei Entlastung nicht vollständig zurückstellen. Bestätigt wird diese Annahme durch die vorherrschende Restdehnung der Bänder, die zeigt, dass das Band nicht zu seiner initialen Ausgangslänge zurückgelangt (s. Tabelle 8 und Abbildung 27). Dementsprechend besteht eine gewisse Vordehnung dadurch, dass sich die beschriebenen Mechanismen, die es dem Band ermöglichen sich zu dehnen, nicht vollständig zurückstellen. Nach den anfänglichen Dehnungen, in denen die molekularen Mechanismen erfolgen um eine Streckung des Bandes zu ermöglichen, wird Energie gespeichert, die in den darauffolgenden Dehnungsstufen in einer höheren Elastizität und einem niedrigerem E-Modul resultiert. Bei einer längeren Entlastungsphase als den in dieser Studie zwischengeschalteten 30 Sekunden müssten die Bänder zu ihrer ursprünglichen Länge zurückkehren und somit auch das Gewebe auf molekularer Ebene zum Ausgangszustand zurückversetzt werden. Bei erneuter Belastung nach einer

längeren Ruhephase würde das Gewebe wieder mit einer höheren Steifigkeit reagieren und der E-Modul steigen. Deutlich zu erkennen ist auch der Abfall des E-Moduls bei Bruch des Gewebes (entspricht der partiellen oder vollständigen Ruptur des Bandes). Im Verlauf der 40 Zyklen einer Dehnungsstufe nimmt der E-Modul nahezu konstante Werte an. Sobald das Gewebe jedoch bricht und die Kraft bzw. Spannung abfällt, sinkt auch der E-Modul (s. Abbildung 23). Die Steifigkeit des Gewebes nimmt durch eine irreversible plastische Deformation in Form einer Bandruptur ab.

Ein weiteres Phänomen viskoelastischer Gewebe ist die Bildung von Hysteresekurven (PANJABI & WHITE, 2001). Die Be- und Entlastungskurve unterscheiden sich dabei insofern, dass die Entlastungskurve auf der x-Achse weiter nach rechts verschoben ist. Die zwischen den beiden Kurven entstandene Fläche spiegelt den Energieverlust wider (KLEIN & SOMMERFELD, 2012). Neben dem Energieverlust zeigen diese Gewebe auch Dämpfungseigenschaften (PANJABI & WHITE, 2001), daher kann die entstandene Fläche auch als dämpfende Eigenschaft des Gewebes angesehen werden (ARNOLD, 1974). Bei zunehmender Dehnung während der zyklischen Belastungsuntersuchung wurde auch die zwischen der Be- und Entlastungskurve entstandene Fläche größer (s. Abbildung 29), was für eine steigende Energieabsorption spricht, und damit für eine vermehrte Dämpfung und das Abfangen von Schwingungen (ARNOLD, 1974). Über die Zyklen einer jeden Dehnungsstufe verlaufen die Hysteresekurven weitestgehend deckungsgleich. Kommt es zu einer Überschreitung der Fließgrenze und dem Bruch des Gewebes, zeigt die Hysteresekurve eine deutlich größere Fläche zwischen der Be- und Entlastung und weicht von der vorherigen Deckungsgleichheit ab (s. Abbildung 30). Durch den Bruch des Gewebes (entspricht der Ruptur des Bandes) entsteht ein größerer Energieverlust als bei der zyklischen Dehnung des intakten Gewebes, somit vergrößert sich auch die Fläche innerhalb der Hysteresekurve.

Limitationen des Versuchsaufbaus:

Durch die Entfernung der Hintergliedmaßenmuskulatur und stabilisierenden Strukturen des Kniegelenks mit Ausnahme der Kreuzbänder konnte isoliert die zyklische Belastbarkeit der sich kreuzenden Bänder getestet werden. Andere Autoren führten ebenfalls biomechanische Versuche an den Hintergliedmaßen von Hundekadavern (WARZEE et al., 2001; REIF et al., 2002; APELT et al.,

2007; PARK et al., 2020) oder Katzenkadavern (BILMONT et al., 2018) durch, um den Effekt verschiedener Operationsmethoden zu testen. In den Studien von WARZEE et al. (2001), APELT et al. (2007), PARK et al. (2020) und BILMONT et al. (2018) wurde jeweils die gesamte Hintergliedmaße in die Testvorrichtung eingespannt und die Funktion des M. gastrocnemius sowie des M. quadriceps femoris mittels einer Spiralfeder bzw. einer Spannschraube imitiert. Diese Versuchsaufbauten wurden herangezogen, um die Änderung des Tibiaplateaus nach einer kranialen Kreuzbandruptur und anschließender chirurgischer Intervention durch beispielsweise eine „tibial plateau leveling osteotomy“ oder „tibial tuberosity advancement“ nachzuvollziehen. Ein solcher Versuchsaufbau ist jedoch nicht geeignet, um die isolierten biomechanischen Eigenschaften der Kreuzbänder zu ermitteln, da auch die Spiralfedern und Spannschrauben Last aufnehmen und ein passives Beugen des Kniegelenks begrenzen. Daher wurde in der vorliegenden Arbeit ein Versuchsaufbau gewählt, bei dem alle anderen lastaufnehmenden Strukturen vor dem Versuchsbeginn entfernt wurden und somit jeweils das kraniale und kaudale Kreuzband isoliert auf seine biomechanischen Eigenschaften hin getestet werden konnte. Eine Aussage über die Belastbarkeit des gesamten Kniegelenks inklusive aller stabilisierenden Strukturen konnte durch dieses Versuchsdesign nicht getroffen werden. Hierfür bedarf es weiterführender Studien.



### **Innenrotation der Tibia**

Bei der Katze steht das Trauma als Ursache für eine Kreuzbandruptur im Vordergrund (MATIS & KÖSTLIN, 1978; UMPHLET, 1993; TACKE & SCHIMKE, 1995; MCLAUGHLIN, 2002; WESSELY et al., 2017). Ein in diesem Zusammenhang viel diskutierter traumatischer Vorgang ist die Innenrotation der Tibia (UMPHLET, 1993; MCLAUGHLIN, 2002), beispielsweise durch ein Hängenbleiben der Hintergliedmaße (SCHULZ, 2020). Da insbesondere die Kreuzbänder einer Innenrotation entgegenwirken (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977), sind sie für eine Ruptur im Zusammenhang mit einer nach innen rotierenden Bewegung der Tibia disponiert. Wird in der Literatur über eine Kreuzbandruptur berichtet, ist meistens vom kranialen Kreuzband die Rede, ähnlich wie bei Hund und Mensch. Auch bei der Innenrotation der Tibia als traumatische Ursache wird auf das kraniale Kreuzband als betroffenes Band verwiesen. In vielen Studien wird außerdem nicht zwischen Hunden und Katzen und der unterschiedlichen Morphologie der Kreuzbänder unterschieden. Daher wurde vor Beginn des Versuches die Hypothese aufgestellt, dass im Zuge des Rotationsversuches das kraniale Kreuzband als erstes Glied des Gesamtgefüges nachgeben und rupturieren wird. Im Rahmen der Literaturrecherche konnte im Hinblick auf die veterinärmedizinische Literatur kein vergleichbarer Versuchsaufbau, der die tibiale Innenrotation imitiert, gefunden werden.

Die elastischen Eigenschaften des in diesem Versuchsaufbau verwendeten Edelstahlseils, welches das Rundrohr durch Zug zu einer Rotation bewegte, wurden im Vorfeld durch einen einphasigen Zugversuch ohne Rotation getestet, um eine Verfälschung der Ergebnisse durch ein relevantes elastisches Nachgeben des Edelstahlseils während des Rotationsversuchs auszuschließen. Bei den geringen Kräften, die bei der Rotation vorherrschten, konnte die Elastizität des Edelstahlseils vernachlässigt werden. Erst bei deutlich größeren Kräften als im Rotationsversuch eingesetzt zeigte sich eine relevante Dehnung des Edelstahlseils, bevor es zum Bruch kam.

Das Versuchsdesign am eröffneten Kniegelenk wurde zur Verifizierung der Methode gewählt, da diese Versuchsart der Rotation erstmals durchgeführt wurde. Auch für den direkten Vergleich der aufzuwendenden Kraft, um einen Bruch des Gewebes zu verursachen, wurde dieses Versuchsdesign herangezogen. Nachdem die Methode zuverlässige Ergebnisse am eröffneten Gelenk zeigte, wurde der

gleiche Versuch auch mit geschlossener Kniegelenkkapsel durchgeführt, um einen klinischen Bezug zu erstellen und die Lokalisation des Schadensbildes zu ermitteln, die mehr den in vivo Bedingungen bei einem Rotationstrauma entsprechen. Der Einspannwinkel von  $90^\circ$  wurde durch den Aufbau der Rotationsvorrichtung vorgegeben, welcher auch mit der Physiologie der Katze vergleichbar ist, da der physiologische Standwinkel der Katze  $100^\circ$  beträgt (GOSLOW et al., 1973).

In seinen Untersuchungen führte KLÜVER (2014) biomechanische Zugversuche durch, bei denen sowohl das kraniale als auch das kaudale Kreuzband durch kontinuierlichen Zug bis zum Bruch des Gewebes belastet wurden. Für einen direkten Vergleich wird in diesem Fall auf den von KLÜVER (2014) getesteten Untersuchungswinkel von  $90^\circ$  Bezug genommen: Das kraniale Kreuzband rupturierte durchschnittlich bei 564,72 N, das kaudale Kreuzband bei 455,3 N. Die während des Rotationsversuchs der vorliegenden Arbeit an offenen Gelenken erreichte Bruchlast betrug im Durchschnitt 137,75 N, an geschlossenen Gelenken durchschnittlich 244,88 N. Dieser Vergleich zeigt eine deutliche Differenz zwischen den Kräften, die eine Bandruptur durch einfache Distraction oder Rotation herbeiführen. Selbst beim Versuchsaufbau mit geschlossenem Kniegelenk muss wesentlich weniger Kraft aufgewendet werden als bei einem Distractionsversuch, der isoliert ein Kreuzband belastet. Auch im Vergleich zu den Ergebnissen der durchschnittlichen Bruchlast der zyklischen Belastung (CrCL: 301,68 N; CaCL: 351,50 N) bedarf es bei der Rotationsbewegung einer geringeren Kraft um einen Bruch des Gewebes herbeizuführen. Fehlende Daten zum maximalen Rotationswinkel, der vor der Ruptur der Kreuzbänder erreicht wird, erlauben keinen Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit. In der Literatur wird überwiegend auf den Rotationsspielraum nach der Kreuzbandruptur eingegangen (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977; BRUNNBERG et al., 2014). Bei der Innenrotation der Tibia an menschlichen Gliedmaßen rupturierte das kraniale Kreuzband in der Studie von MEYER & HAUT (2008) durchschnittlich bei einem Rotationwinkel von  $58 \pm 19^\circ$ . In der vorliegenden Arbeit wurde bis zum Bruch des Gewebes durchschnittlich ein Rotationswinkel von  $54,79 \pm 19,21^\circ$  erreicht. Ein bedeutender Unterschied zwischen den beiden Versuchen besteht jedoch in den Auswirkungen der Rotation und dem dabei geschädigten Gewebe. Während der Rotationsversuche an den vor

Versuchsbeginn eröffneten Gelenken rupturierte in allen Fällen (n=8) das CaCL entweder partiell oder vollständig. Lediglich in einem Fall rupturierte zusätzlich das CrCL. Beim Versuchsdesign der geschlossenen Kniegelenke (n=17) stellte sich als Locus minoris resistentiae in den meisten Fällen (58,82 %) ebenfalls das kaudale Kreuzband heraus. In einigen Fällen rupturierten zusätzlich noch weitere Bänder. Neben der Bandruptur erwiesen sich in einigen Fällen die Tibia oder Fibula als schwächstes Glied des Gesamtgefüges, woraus eine Fraktur oder Epiphysiolyse resultierte (s. Ergebnisse IV.2). Neben den Kreuzbändern treten zur Verhinderung der tibialen Innenrotation auch die Kollateralbänder in Aktion (SALOMON, 2020). Aus der Differenz der durch die beiden Versuchsdesigns erzielten Bruchlasten zeigte sich, dass nur knapp mehr als die Hälfte (56,25 %) der bei Rotation auf das Kniegelenk einwirkenden Kraft auf die Kreuzbänder einwirkt. Der verbleibende Anteil (43,75 %) wird von weiteren Strukturen des Kniegelenks absorbiert, vermutlich überwiegend von den Seitenbändern. Diese Annahme wird durch die Ruptur des medialen bzw. lateralen Kollateralbandes in einigen Fällen im Zuge des Rotationsversuchs an geschlossenen Gelenken bestätigt. Auch die Fraktur der Fibula, die in einigen Fällen erfasst werden konnte, spricht für eine Limitierung der Rotation durch die Kollateralbänder, bzw. in diesem Fall durch das Lig. collaterale laterale, da dieses am Caput fibulae inseriert. In der Fallstudie von TACKE & SCHIMKE (1995) wurde in 23,1 % der mit kranialer Kreuzbandruptur vorgestellten Fälle zusätzliche eine Ruptur des lateralen Kollateralbandes diagnostiziert, in 11,5 % der Fälle eine Ruptur des medialen Kollateralbandes. Da offensichtlich ein nicht zu vernachlässigender Anteil der Rotationskräfte von weiteren Strukturen als den Kreuzbändern absorbiert wird, wäre auch ein einphasiger Zerreißversuch bei geschlossener Kniegelenkkapsel ein wichtiger Forschungsansatz, um nachzuvollziehen, wie sich die Kräfte bei der Distraction auf die Gelenkstrukturen verteilen.

Aufgrund des hohen Anteils an Rupturen des kaudalen Kreuzbandes stellt sich die Frage nach der Beschaffenheit, nach dem Unterschied zum kranialen Kreuzband und weshalb in der Literatur stets die Ruptur des kranialen Kreuzbandes als Ergebnis der Innenrotation genannt wird.

Das kraniale Kreuzband der Katze weist eine größere Querschnittsfläche als das kaudale auf, beim Hund und Menschen ist es hingegen umgekehrt (TREMBLAY et al., 1980). KLÜVER (2014) ermittelte eine 1,4-fach größere Querschnittsfläche

des CrCL im Verhältnis zum CaCL, in dieser Arbeit war der Querschnitt der kranialen Kreuzbänder ebenfalls um das 1,4-fache größer als der der kaudalen Kreuzbänder (s. Abbildung 41). Die geringere Querschnittsfläche bietet eine mögliche Erklärung für das vorzeitige Rupturieren des CaCL. Bei gleicher Bruchlast, die während der Rotationsbewegung erreicht wird und zur Ruptur eines der beiden sich kreuzenden Bänder führt, erfährt das kaudale Kreuzband mit einer geringeren Querschnittsfläche eine höhere Belastung pro Quadratmillimeter als das kraniale Kreuzband mit einer größeren Querschnittsfläche. Während des Rotationsversuchs am eröffneten Kniegelenk wurde eine mittlere Bruchlast von 137,75 N erreicht. Berechnet mit den durchschnittlichen Querschnittsflächen der beiden Kreuzbänder ergibt sich daraus für das kraniale Kreuzband eine einwirkende Kraft von  $24,77 \text{ N/mm}^2$ , für das kaudale  $33,59 \text{ N/mm}^2$ . Dass die Querschnittsflächen von Sehnen und Bändern einen wesentlichen Einfluss auf die funktionelle Belastbarkeit nehmen, konnte auch HEINTEL (2013) in Untersuchungen an Zug- und Gleitsehnen feststellen. Sehnen und Bänder können sich stetiger Belastung anpassen, indem sie mit einer Vergrößerung ihrer Querschnittsfläche reagieren (ROSAGER et al., 2002) oder indem bei partieller Schädigung vermehrt Kollagen Typ III als Reparaturgewebe ausgebildet wird (WILLIAMS et al., 1980). Durch ihre intraartikuläre Lage scheint es den Kreuzbändern anatomisch nicht möglich zu sein, sich in ihrem Querschnitt an Belastungen anzupassen. Daher ist das Phänomen, dass der Sehnen- und Bandapparat bei großen/schweren Tieren relativ geringer belastbar ist, besonders ausgeprägt.

Neben der Querschnittsfläche unterscheidet sich auch der Verlauf der Kollagenfasern zwischen dem kranialen und kaudalen Kreuzband. Die Kreuzbänder weisen eine physiologische Torquierung, also eine Windung der Fasern ähnlich einer Verdrillung, auf (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977; PROSÉ, 1984; REESE, 1995). Die Torquierung der beiden Kreuzbänder verläuft in die jeweils entgegengesetzte Richtung (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977; KLÜVER, 2014). Um die Innenrotation der Tibia zu limitieren, winden sich zum einen die beiden Kreuzbänder umeinander (HARARI, 1993), zum anderen nimmt auch die Verdrillung der Bänder selbst zu (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977; ARNOCZKY, 1988). Vergleicht man die Verdrillung der Kreuzbänder mit der Verdrillung anderer Materialien, wie z.B. Seile oder Drähte, liegt es nahe, dass

eine Verdrillung der Kollagenfasern eine Steigerung der Festigkeit bewirkt. Das canine kraniale Kreuzband windet sich in seinem Verlauf um ca. 90°, mit zunehmender Beugung steigt auch der Torquierungsgrad des kranialen Kreuzbandes. Das kaudale Kreuzband windet sich dagegen weniger stark (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977; REESE, 1995). Auch in der vorliegenden Arbeit konnte ein stärkerer Torquierungsgrad des felines kranialen Kreuzbandes im Vergleich zum kaudalen Kreuzband festgestellt werden (s. Abbildung 41).



**Abbildung 41:** Vergleich eines kranialen (links) und kaudalen (rechts) Kreuzbandes hinsichtlich der Länge, Querschnittsfläche und Torquierung (Quelle: Eigene Aufnahme).

Durch den höheren physiologischen Torquierungsgrad des CrCL und der zusätzlichen Verdrillung während der Rotation könnte daraus eine höhere Festigkeit als beim kaudalen Kreuzband mit einer deutlich geringeren Torquierung resultieren. Auch das bietet sich als Erklärung dafür an, weshalb das kaudale Kreuzband der Katze bei der Innenrotation der Tibia in diesem Versuchsaufbau wesentlich häufiger rupturierte. Neben einer stärkeren Festigkeit durch die Verdrillung der Fasern bewirkt die Windung der Bänder einen weiteren Effekt. Nach dem Prinzip der kausalen Histogenese kommt es unter Druck und Kompression zu einer physiologischen Anpassung des Gewebes in Form einer Differenzierung von Knorpelgewebe (PAUWELS, 1960), diese ist besonders am Drehpunkt (Hypomochlion) eines Gewebes ausgeprägt (ZSCHÄBITZ, 2005).

WESSELY et al. (2017) konnten derartige Faserknorpel­einlagerungen an den Kreuzbändern von Katzen bestätigen. Anders als beim Hund ist diese Reaktion aber nicht mit degenerativen Veränderungen verbunden, sondern eine physiologische Anpassungsreaktion und im Gegensatz zum Hund weniger stark ausgeprägt (WESSELY et al., 2017). Die schwächere Ausprägung der Anpassungsreaktion in Kombination mit der größeren Querschnittsfläche spricht ebenfalls für eine höhere Festigkeit des kranialen Kreuzbandes während der Rotationsbewegung. Die parallelfaserige Anordnung des straffen Bindegewebes ist durch seine Struktur auf den Einfluss von Zugkräften ausgerichtet (SCHÜNKE, 2014). Dieser strukturelle Aufbau bietet eine Erklärung, weshalb die Bruchlast bei der Rotationsbewegung so viel geringer ist als bei einem einphasigen Zerreißversuch durch Zug. Die Kollagenfasern sind nicht primär für die Limitierung einer Rotationsbewegung ausgelegt. Durch die bestehende Torquierung des Bandes in seinem Faserverlauf und Zunahme der Verdrillung während der Drehbewegung passt sich das Kreuzband an die einwirkende Rotationsbelastung an. Der geringere Torquierungsgrad des kaudalen Kreuzbandes, und die damit einhergehende geringere Anpassung an die Rotationsbelastung, in Kombination mit der kleineren Querschnittsfläche stellt eine Erklärung für das Rupturieren während der Rotation dar. Zudem erklärt es die während der zyklischen Belastung gemessene höhere Zugfestigkeit des kaudalen Kreuzbandes im Verhältnis zum kranialen Kreuzband, da es durch den geringeren Torquierungsgrad eher auf Zugkräfte ausgerichtet ist.

Ein weiterer morphologischer Einflussfaktor für das Rupturverhalten der Kreuzbänder unter Rotationseinwirkung ist die Bandansatzzone. Durch den großflächigen, fächerförmigen Ansatz der Kreuzbänder sind die einzelnen Insertionspunkte der Faserbündel unterschiedlich weit von der Rotationsachse entfernt. Dementsprechend nehmen achsennahe Faserbündel früher auf sie einwirkende Lasten auf als Faserbündel, die weiter vom Drehpunkt entfernt liegen. Diese ungleiche Verteilung der einwirkenden Kräfte auf die Faserbündel führt dazu, dass die anfängliche Kraft nur von einem Teilstrang absorbiert werden kann, demnach relativ mehr Kraft einwirkt und das Band bereits bei geringen Kräften teilrupturiert. Durch die Ruptur des ersten Faserbündels wird die gesamte Last auf den restlichen Teilstrang verteilt, woraus erneut eine Überbelastung resultiert und auch das verbliebene Faserbündel reißt. Zudem sind in

Beugehaltung des Kniegelenks der kaudolaterale Teil des kranialen Kreuzbandes und der kaudale Anteil des kaudalen Kreuzbandes entspannt (ARNOCZKY & MARSHALL, 1977). Somit nehmen zu Beginn der Rotation der kranio-mediale Teil des kranialen Kreuzbandes und der kraniale Anteil des kaudalen Kreuzbandes die gesamte Last auf. Im Gegensatz dazu wird die Kraft bei einer Distraction gleichmäßig auf alle Fasern verteilt. Dadurch können die Bänder größeren Kräften standhalten als bei einer Rotation, bei der die Last nur durch Teilstränge aufgenommen wird. Bestätigt wird diese Annahme durch die oben beschriebenen höheren Bruchlasten bei Distraction im Verhältnis zu niedrigeren Werten bei der Rotation.

In einigen Studien konnten neben der Ruptur des kranialen Kreuzbandes auch ein nicht geringer Prozentsatz an kaudalen Kreuzbandrupturen verzeichnet werden. TACKE & SCHIMKE (1995) geben für kaudale Kreuzbandrupturen eine Inzidenz von 46,2% zusätzlich zur Ruptur des kranialen Kreuzbandes an. Bei MATIS & KÖSTLIN (1978) waren 9 von 17 Katzen (52,94%) von einer Ruptur beider Bänder betroffen. Weshalb in der Literatur stets die Ruptur des Lig. cruciatum craniale als Ergebnis der tibialen Innenrotation genannt wird, könnte damit erklärt werden, dass oftmals nicht zwischen Hunden und Katzen unterschieden wird. Um zu überprüfen, ob die primäre Schädigung der kaudalen Kreuzbänder eventuell primär auf das Versuchsdesign zurückzuführen ist, wurde der Rotationsversuch als Vergleich an der Hintergliedmaße eines 5 kg KM schweren Zwerghundes durchgeführt. Dabei rupturierte isoliert das Lig. cruciatum craniale bei einem Rotationswinkel von 60,5°. Auch wenn die Überprüfung des Versuchsdesigns nur an einem Hund durchgeführt wurde, legt das Ergebnis nahe, dass die Innenrotation des Unterschenkels bei Hund und Katze zu unterschiedlichen Verletzungsbildern führt und die gefundenen Diskrepanzen zu den Postulaten nicht auf ein ungeeignetes Versuchsdesign zurückzuführen sind. Wie eingangs erwähnt, sollte daher auch die Pathogenese der Kreuzbandrupturen von Katzen und Hunden getrennt voneinander betrachtet und der Grundsatz „Die Katze ist kein kleiner Hund“ (SCOTT & MCLAUGHLIN, 2008) stets berücksichtigt werden.

DALTON (1979) publizierte den Fall einer Katze mit kaudaler Kreuzbandruptur, die zu Beginn der Untersuchung, aufgrund der übermäßigen kranio-kaudalen Beweglichkeit, als kraniale Kreuzbandruptur eingestuft wurde. In der

anschließend angefertigten Röntgenaufnahme war eine Kaudalverschiebung der Tibia im Verhältnis zum Os femoris zu sehen, während der darauffolgenden Arthrotomie wurde eine vollständige Ruptur des kaudalen Kreuzbandes bestätigt. BUTLER et al. (1980) erklärten einen fälschlicherweise positiv bewerteten kranialen Schubladentest bei rupturiertem kaudalen Kreuzband damit, dass sich die Tibia nach der kaudalen Kreuzbandruptur in einer nach kaudal verschobenen Ausgangsposition befindet. Folglich kann die Tibia während des Schubladentests nach kranial verlagert werden und als positive kraniale Schubladenbewegung interpretiert werden. Auf eine aufschlussgebende Arthroskopie bzw. Arthrotomie wird bei der Katze in vielen Fällen verzichtet und konservativ mit ca. vierwöchiger Boxenruhe und anschließender gemäßigter Bewegung therapiert (SCAVELLI & SCHRADER, 1987; BOGE et al., 2020). Auch hierdurch könnte eine Ruptur des kaudalen Kreuzbandes unerkannt bleiben. In der Humanmedizin gilt die kaudale Kreuzbandruptur als eine der am häufigsten übersehenen Kniegelenksverletzungen (HÖHER, 2006).

Es stellt sich außerdem die Frage, welcher Pathomechanismus zu einer isolierten kranialen Kreuzbandruptur führt, die öfter als die kaudale Kreuzbandruptur beschrieben wird. Wie im Literaturteil bereits genannt sind die häufigsten Ätiologien für traumatische kraniale Kreuzbandrupturen eine übermäßige Innenrotation der Tibia, eine Hyperextension der Gliedmaße, ein Unfall oder ein Sturz aus großer Höhe. Durch die Erkenntnisse der vorliegenden Arbeit lässt sich eine kraniale Kreuzbandruptur durch eine Innenrotation der Tibia eher ausschließen. Dabei gilt zu beachten, dass lediglich eine Winkelung von 90° getestet wurde. Eventuell ergeben sich bei unterschiedlichen Winkelungen auch andere Ergebnisse. Bei Unfällen oder Stürzen aus großen Höhen können zusätzlich zu einer Kreuzbandruptur auch weitere Traumata entstehen, die insgesamt als Polytrauma zusammengefasst werden. Eine Hyperextension der Gliedmaße wäre ein denkbarer Hergang, der vermutlich primär Freigängerkatzen betrifft und ähnlich wie bei der Innenrotation des Unterschenkels beispielsweise durch ein Hängenbleiben der Hintergliedmaße verursacht wird (BONATH & PRIEUR, 1998). Da die Innenrotation der Tibia in der Literatur als eine der häufigsten Traumaursachen genannt wird, außerdem weniger Kraft benötigt wird als bei einer Ruptur durch Zug und zudem in dieser Arbeit nicht wie erwartet das kraniale Kreuzband rupturierte, ist weitere Forschung zur Klärung der



Ätiopathogenese einer isolierten kranialen Kreuzbandruptur notwendig. Zudem empfiehlt sich bei der Katze gezielt auf kaudale Kreuzbandrupturen und Seitenbandverletzungen zu untersuchen, da vor dem Hintergrund der Ergebnisse des durchgeführten Rotationsversuches kaudale Kreuzbandrupturen wie auch im geringeren Umfang Seitenbandverletzungen häufiger vorkommen müssten.

Die Ergebnisse des Rotationsversuchs, also die Bruchlast, Zugbelastbarkeit, Gradzahl bei Bruch und jeweils rupturierten bzw. frakturierten Strukturen, wurden auf Zusammenhänge mit den Signalement-Daten der Katzen geprüft. Dabei wurde der Fokus auf die Ergebnisse des Versuchsdesigns mit geschlossenem Kniegelenk gelegt. Im Gegensatz zu den Ergebnissen der zyklischen Belastungsuntersuchung konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Körpermasse und der Bruchlast hergestellt werden. Bei steigender Körpermasse nahm entsprechend auch die Bruchlast zu. Wie auch bei der zyklischen Belastung steht die Zugbelastbarkeit (N/kg KM) in negativer Korrelation zur Körpermasse. Wie bereits im Rahmen der zyklischen Belastungsuntersuchung diskutiert, wird dieser Effekt durch die relativ geringere Querschnittsfläche bei steigender Körpermasse erklärt. Der negative Zusammenhang zwischen dem BCS und der Zugbelastbarkeit, der bereits im Zuge der Auswertung der zyklischen Belastungsversuche ermittelt werden konnte, deutet auch in diesem Fall daraufhin, dass adipöse Tiere eher zu einer Ruptur neigen als normalgewichtige Tiere. Auch der Vergleich mit publizierten Studien lässt auf eine Gewichtsdisposition schließen. In der Studie von BOGE et al. (2020) waren 40% der Katzen mit Kreuzbandruptur übergewichtig. Auch HARASEN (2007) konnte ein signifikant höheres Gewicht ( $p=0,03$ ) bei Katzen mit Kreuzbandruptur im Verhältnis zur Vergleichspopulation ermitteln.

Hinsichtlich des Alters der Katzen konnte kein Zusammenhang mit der Bruchlast, Zugbelastbarkeit oder dem Rotationswinkel bei Bruch erkannt werden, allerdings weisen die rupturierten bzw. frakturierten Strukturen Auffälligkeiten hinsichtlich des Alters auf. In zwei Fällen frakturierte die Tibia in ihrer Epiphyse. Die beiden Katzen waren 1 Jahr und 2 Jahre alt, was mit den Erkenntnissen von SMITH (1969) übereinstimmt, da sich die Epiphysenfugen, wie bereits beschrieben, in einem Alter zwischen 14-19 Monaten schließen. KLÜVER (2014) erzielte während der Distractionsversuche ähnliche Resultate mit ausschließlich Epiphysenfrakturen an den Hintergliedmaßen von Katzen unter 2 Jahren.

### **Häufigkeit von Kreuzbandrupturen bei der Katze**

Die Häufigkeit des Auftretens von Kreuzbandrupturen bei der Katze wurde von TACKE & SCHIMKE (1995) mit 2,5% aller stationär behandelten Katzen innerhalb von zehn Jahren beziffert. In der Studie von KLÜVER (2014) wiesen 2,22% aller untersuchten Katzen eine Kreuzbandruptur auf. BOGE et al. (2020) ermittelten innerhalb von sechs Jahren einen prozentualen Anteil an Katzen von 12,2% aller Patienten (Hunde und Katzen) mit diagnostizierter Kreuzbandruptur. In dieser Arbeit konnte bei 3/28 (10,71%) zufällig in die Studie aufgenommenen Katzenkadavern eine vollständige oder partielle Ruptur der Kreuzbänder nachgewiesen werden.

Eine mögliche Ursache für das seltenere Auftreten von Kreuzbandrupturen bei der Katze ist die weniger starke Ausbildung von faserknorpeligen Einlagerungen als Reaktion auf natürlich einwirkende Kräfte (WESSELY et al., 2017). Die Ausbildung von faserknorpeligen Einlagerungen bewirkt eine signifikant schwächere Zugfestigkeit ( $\text{N/mm}^2$ ) (JOPP & REESE, 2009). Anders als beim Hund (REESE, 1995) zeigen die felines Kreuzbänder außerdem keine degenerativen Veränderungen (WESSELY et al., 2017). Möglicherweise rupturiert das kraniale Kreuzband bei der Katze aufgrund seiner relativ größeren Querschnittsfläche seltener als beim Hund (HARASEN, 2007).

Eine weitere Möglichkeit besteht darin, dass die Kreuzbandruptur bei der Katze nicht zwingend seltener auftritt, sondern seltener diagnostiziert wird. Katzen sind selten, besonders als Freigänger, unter ständiger Beobachtung der Besitzer, daher werden Lahmheiten oft tagelang nicht bemerkt (TACKE & SCHIMKE, 1995). Gerade bei partiellen Rupturen zeigen Katzen wenig klinische Symptome (SCOTT & MCLAUGHLIN, 2008). ROUSH (1980) erklärt die geringen Symptome oder das Belasten einer verletzten Gliedmaße mit dem guten Kompensationsvermögen von Katzen. Außerdem erholen sich Katzen ohne Therapie schneller als Hunde, was dafürsprechen könnte, dass viele Kreuzbandrupturen bei der Katze schlichtweg unentdeckt bleiben (HARASEN, 2007).

### **Potentielle Fehlerquellen der Versuche**

Für die zyklische Belastungsuntersuchung und den Rotationsversuch wurden die Hintergliedmaßen von Katzen verwendet, die vor Versuchsbeginn bei  $-18^{\circ}\text{C}$  eingefroren wurden. WOO et al. (1986) verglichen die biomechanischen Eigenschaften von frischen medialen Kollateralbändern von Kaninchen und solchen, die vor den Versuchen 1,5-3 Monate bei  $-20^{\circ}\text{C}$  tiefgefroren wurden. Sie kamen zu dem Schluss, dass das Tieffrieren wenig bis keinen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften der Bänder hat. Zudem wurden die Kniegelenke, die für die Untersuchungen der vorliegenden Arbeit verwendet wurden, während der Vorbereitung und bei längerer Versuchsdauer stets feucht gehalten, um eine Dehydration zu vermeiden, da diese die rheologischen Eigenschaften der Bänder beeinflussen würde (ARNOLD, 1974). Eine Beeinträchtigung der biomechanischen Eigenschaften durch Tiefgefrieren oder Austrocknung kann demnach vernachlässigt werden.

Die Längen und Querschnittsflächen der Kreuzbänder wurden durch die von KLÜVER (2014) erstellten Regressionsgleichungen berechnet. Aufgrund des fächerförmigen Ansatzes, vor allem in Hinblick auf das kraniale Kreuzband, stellt sich eine exakte Längenbestimmung der Kreuzbänder als schwierig dar. Da die Längen und Querschnittsflächen einen entscheidenden Faktor in Bezug auf die Ergebnisse darstellen, könnten die errechneten Daten der Kreuzbandmorphologie die Ergebnisse beeinflussen. Allerdings wurden einige Kreuzbänder im Zuge der Vorversuche an den Insertionszonen mit einer Skalpellklinge abgetrennt, anschließend gemessen und die Ergebnisse mit den errechneten Längen verglichen. Der Vergleich zeigte eine gute Übereinstimmung mit den durch die Regressionsgleichungen errechneten Längen. Auch mit den Längen- und Querschnittsberechnungen von KLÜVER (2014) stimmten die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit überein.

Zusammenfassend lassen sich folgende Erkenntnisse aus dieser Arbeit ziehen:

- Die felines Ligg. cruciata genus weisen typische Eigenschaften viskoelastischer Gewebe wie Relaxation, Retardation und Hysterese auf.
- Durch zyklische Belastung rupturieren die Kreuzbänder bei deutlich geringeren Kräften als bei einem einphasigen Distraktionsversuch.

- Das kaudale Kreuzband weist eine höhere Dehnbarkeit als das kraniale Kreuzband auf, was auf einen höheren Elastingehalt zurückzuführen sein könnte. Hier bedarf es weiterer Forschung.
- Die felines Kreuzbänder zeichnen sich im Verhältnis zu anderen Sehnen und Bändern auch anderer Spezies durch eine hohe Dehnbarkeit aus, ohne dabei Schaden zu nehmen. Insgesamt lässt sich durch den Vergleich mit veröffentlichten Daten ein stark heterogenes Dehnungsverhalten von Sehnen und Bändern erkennen.
- Bei adipösen Tieren, beziehungsweise Katzen mit einem hohen BCS-Score, konnte sowohl für die zyklische Belastung als auch bei der Rotation eine signifikante Abnahme der Zugbelastbarkeit (N/kg KM) nachgewiesen werden. Dies lässt darauf schließen, dass übergewichtige Katzen disponiert für eine Kreuzbandruptur sind.
- Während der Innenrotation der Tibia wird die auf das Kniegelenk einwirkende Kraft sowohl von den Kreuzbändern als auch zu einem nicht unerheblichen Teil von den Seitenbändern aufgenommen.
- Entgegen der Erwartungshaltung, die aus den Erkenntnissen der Literatur resultierte, stellte sich im direkten Vergleich zwischen dem kranialen und kaudalen Kreuzband das kaudale Kreuzband als häufigste Rupturlokalisierung heraus. Dies lässt sich durch eine Kombination aus der geringeren Querschnittsfläche und dem geringeren Torquierungsgrad des kaudalen Kreuzbandes erklären. Zudem wird die Last während der Rotation nur von Teilsträngen der Kreuzbänder absorbiert, wodurch weniger Kraft aufgewendet werden muss, um eine Ruptur herbeizuführen.
- Bei der Katze scheint die kaudale Kreuzbandruptur entweder häufiger und gleichzeitig unentdeckt aufzutreten oder ein anderer Pathomechanismus als die Innenrotation für eine isolierte kraniale Kreuzbandruptur verantwortlich zu sein.



## VI. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Studie wurden die Kreuzbänder (Ligamenta cruciata genus) von Katzen auf ihre biomechanischen Eigenschaften unter zyklischer Zugbelastung und ihr Rupturverhalten bei einer Innenrotation der Tibia untersucht. Die zyklische Belastungsuntersuchung erfolgte durch das in eine Materialprüfmaschine eingespannte Gesamtgefüge, bestehend aus Ober- und Unterschenkelknochen sowie den beiden Kreuzbändern. Für den Rotationsversuch wurde im Zuge dieser Arbeit eine spezielle Rotationsvorrichtung entwickelt und konstruiert, die eine Umwandlung der Zugkräfte der Materialprüfmaschine in eine Rotationsbewegung ermöglichte.

Sowohl für das kraniale als auch das kaudale Kreuzband konnten die typischen biomechanischen Eigenschaften viskoelastischer Gewebe, wie Relaxation, Retardation und Hysterese nachgewiesen werden. Es zeigte sich, dass durch zyklische Belastung ein Bruch des Gewebes (= partielle oder vollständige Ruptur der Ligg. cruciata genus) bei geringeren Kräften und niedrigerer Dehnung als durch einphasige Distraction herbeigeführt werden konnte. In einigen Fällen konnte durch die biomechanischen Daten eine Überschreitung der Fließgrenze und damit einhergehender Plastizität erkannt werden, ohne dass diese Bänder pathologische Veränderungen unter dem Stereomikroskop zeigten. Das kaudale Kreuzband fiel durch ein höheres Maß an prozentualer Dehnbarkeit im Verhältnis zum kranialen Kreuzband auf.

Die Innenrotation der Tibia wurde sowohl an vor dem Versuchsbeginn eröffneten Kniegelenken, bei denen alle Strukturen des Kniegelenks außer den Ligg. cruciata genus entfernt wurden, als auch an Kniegelenken mit geschlossener Gelenkkapsel durchgeführt. Bei Letzteren wurden nach dem Rotationsversuch die Strukturen des Kniegelenks unter einem Stereomikroskop auf Schäden hin untersucht. Durchschnittlich wurde ein Rotationswinkel von  $54,79 \pm 19,21^\circ$  erreicht, bis eine Struktur des Gesamtgefüges rupturierte oder frakturierte. Die rotationsinduzierte Bruchlast war auch im Falle des Rotationsversuches wesentlich geringer als die Kraft, die für einen einphasigen Zerreißversuch benötigt wird. Das legt die Vermutung nahe und bestätigt veröffentlichte Daten, dass eine Kreuzbandruptur häufig durch eine Innenrotation der Tibia verursacht wird. In dieser Studie erwies

sich als häufigster Locus minoris resistentiae des Kniegelenks das kaudale Kreuzband. Beim Versuchsdesign der vor Versuchsbeginn eröffneten Kniegelenke rupturierte das kaudale Kreuzband in allen Fällen (100%), bei geschlossenen Kniegelenken in 58,82% der Fälle, aber nur in 5,88% der Fälle das kraniale Kreuzband. Eine mögliche Erklärung bietet die geringere Querschnittsfläche und weniger stark ausgeprägte Torquierung des felinen kaudalen Kreuzbandes im Verhältnis zum kranialen. Durch die verminderte Verdrillung der Fasern, die normalerweise eine höhere Festigkeit bewirkt, kann das kaudale Kreuzband den einwirkenden Rotationskräften nicht entgegenwirken und rupturiert. Die hohe Rupturrate des kaudalen Kreuzbandes müsste sich auch in klinischen Studien wiederfinden, hier wird allerdings überwiegend die Ruptur des kranialen Kreuzbandes erwähnt. Dies gibt Grund zu der Annahme, dass das Lig. cruciatum caudale wesentlich häufiger rupturiert als diagnostiziert wird oder ein anderer Pathomechanismus als die Innenrotation der Tibia Auslöser für eine kraniale Kreuzbandruptur bei der Katze ist.

## VII. SUMMARY

### **Biomechanical loading and rotational analysis of the feline Ligamenta cruciata genus**

In the present study, the cruciate ligaments (Ligamenta cruciata genus) of cats were investigated for their biomechanical properties under cyclic tensile loading and their rupture behavior during internal rotation of the tibia. The cyclic loading test was carried out using the complete structure clamped in a material testing machine, consisting of the femur and tibia as well as the two cruciate ligaments. For the rotation test, a special rotation device was developed and constructed in the course of this work, which made it possible to convert the tensile forces of the material testing machine into a rotational movement.

The typical biomechanical properties of viscoelastic tissues, such as stress relaxation, creep and hysteresis, were demonstrated for both the cranial and caudal cruciate ligaments. It was shown that cyclic loading could induce a rupture of the tissue (= partial or complete rupture of the cruciate ligament) at lower forces than in a tensile test. In some cases, the biomechanical data revealed that the yield point and associated plasticity had been exceeded without these ligaments showing pathological changes under the stereomicroscope. The caudal cruciate ligament showed a higher degree of percentage strain compared to the cranial cruciate ligament.

Internal rotation of the tibia was performed both on knee joints opened prior to the test, in which all structures of the knee joint except the cruciate ligaments were removed, and on knee joints with a closed joint capsule. In the latter, the structures of the knee joint were examined for damage under a stereomicroscope after the rotation test. On average, a rotation angle of  $54.79 \pm 19.21^\circ$  was reached until a structure ruptured or fractured. The rotation-induced failure load was also much lower in the case of rotation test than the force required for a failure test. This suggests and confirms published data that cruciate ligament rupture is often caused by internal rotation of the tibia. In this study, the most common Locus minoris resistentiae of the knee joint proved to be the caudal cruciate ligament. In the test design of knee joints opened before the test, the caudal cruciate ligament ruptured in all cases (100%), and in closed knee joints in 58.82% of cases, but



---

only in 5.88% of cases the cranial cruciate ligament ruptured. A possible explanation is the smaller cross sectional area and less pronounced spiral orientation of the feline caudal cruciate ligament in relation to the cranial one. Due to the reduced twisting of the fibres, which normally results in greater strength, the caudal cruciate ligament cannot withstand the rotational forces acting on it and ruptures. The high rupture rate of the caudal cruciate ligament should also be reflected in clinical studies, but here it is mainly the rupture of the cranial cruciate ligament that is mentioned. This gives reason to believe that the caudal cruciate ligament ruptures much more frequently than it is diagnosed or that a pathomechanism other than internal rotation is the cause for a cranial cruciate ligament rupture in the cat.

## VIII. TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Signalement der Katzen. ....	31
Tabelle 2: Durchschnittliche Werte, die bei Ruptur der kranialen bzw. kaudalen Kreuzbänder bei der zyklischen Belastungsuntersuchung erreicht wurden.....	45
Tabelle 3: Untersuchung auf Unterschiede hinsichtlich der Bruchlast und Zugfestigkeit zwischen EKH-Katzen und Rassekatzen.....	46
Tabelle 4: Korrelation der kranialen und kaudalen Kreuzbänder in Hinblick auf Alter, Körpermasse, Body-Condition-Score, relative Dehnung bei Bruch, Bruchlast, Zugfestigkeit und Zugbelastbarkeit; die signifikanten Ergebnisse sind fett hervorgehoben. ....	47
Tabelle 5: Maximale Kraft ( $F_{\max}$ ) der Kreuzbänder während der Dehnungsstufen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50%. ....	51
Tabelle 6: Spannung der Kreuzbänder im 1. Zyklus der Dehnungsstufen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50%. ....	52
Tabelle 7: Spannungsrelaxation der Kreuzbänder im 1. Zyklus der Dehnungsstufen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50%. ....	55
Tabelle 8: Restdehnung der Kreuzbänder im 1. Zyklus der Dehnungsstufen 2%, 6%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40% und 50%.....	58
Tabelle 9: Ergebnisse der durchschnittlich erreichten Werte während des Rotationsversuchs. ....	63
Tabelle 10: Korrelation nach Spearman's rho ( $r_s$ ), die signifikanten Ergebnisse sind fett hervorgehoben.....	65
Tabelle 11: Ergebnisse des t-Tests zur Überprüfung einer Seitenabhängigkeit (links/rechts) der Hintergliedmaßen.....	66
Tabelle 12: Vergleich der bei Bruch des Gewebes vorherrschenden mittleren Werte zwischen den zyklischen Zugversuchen der vorliegenden Arbeit und den Distraktionsversuchen von KLÜVER (2014). ....	75
Tabelle 13: Länge und Querschnittsfläche von CrCL und CaCL der Katzen für die zyklische Belastung; (Nr.=Nummer; li=links; re=rechts; CrCL= kraniales Kreuzband; CaCL=kaudales Kreuzband; mm=Millimeter; QF=Querschnittsfläche; $\text{mm}^2$ =Quadratmillimeter; BGM=Beckengliedmaße; g=Gramm). ....	131
Tabelle 14: Länge und Querschnittsfläche von CrCL und CaCL der Katzen für	

den Rotationsversuch; (Nr.=Nummer; li=links; re=rechts; CrCL= kraniales Kreuzband; CaCL=kaudales Kreuzband; mm=Millimeter; QF=Querschnittsfläche; mm <sup>2</sup> =Quadratmillimeter; BGM=Beckengliedmaße; g=Gramm); bei Katze 12 wurde der Caput ossis femoris entfernt, daher konnte die Länge der beiden Kreuzbänder und die Querschnittsfläche des CrCL nicht ermittelt werden. ....	132
Tabelle 15: Body-Condition-Score (BCS) nach LAFLAMME (1997). ....	133
Tabelle 16: Ergebnisse der zyklischen Belastungsuntersuchung: Bruchlast, Dehnung bei Bruch, Zugfestigkeit und Zugbelastbarkeit der kranialen Kreuzbänder. ....	134
Tabelle 17: Ergebnisse der zyklischen Belastungsuntersuchung: Bruchlast, Dehnung bei Bruch, Zugfestigkeit und Zugbelastbarkeit der kaudalen Kreuzbänder. ....	135
Tabelle 18: Ergebnisse der Rotationsuntersuchung: F <sub>max</sub> , Bruchlast, Gradzahl bei Bruch und Zugbelastbarkeit. ....	136
Tabelle 19: Untersuchungsergebnisse der makroskopischen Untersuchung bzw. Untersuchung unter dem Stereomikroskop (Nr.=Nummer; CrCL=kraniales Kreuzband; CaCL=kaudales Kreuzband; med.=medial; Koll.=Kollateralband; lat.=lateral; +=partielle Ruptur; ++=vollständige Ruptur/Fraktur).....	137

## IX. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Lateralansicht der felines Ligg. cruciata genus; der laterale Condylus ossis femoris wurde durch einen transversalen Einschnitt partiell entfernt (Quelle: Eigene Aufnahme).....	5
Abbildung 2: Kniegelenk des Hundes in Flexion und Kranialansicht, aus SALOMON (2020) (1=Condylus lateralis ossis femoris; 2=Trochlea ossis femoris; 3=Condylus medialis ossis femoris; 4=Tuberositas tibiae; 5=Sulcus extensorius; 6=Fibula; 7=Meniscus medialis; 8=Meniscus lateralis; 9=Lig. cruciatum craniale; 10=Lig. cruciatum caudale; 11=Lig. transversum genus; 12=kraniales Halteband des medialen Meniskus; 13=Lig. collaterale mediale; 14=Lig. collaterale laterale; 15=Lig. capitis fibulae craniale).....	6
Abbildung 3: Mikroskopischer Aufbau eines Bands; aus MACIEL (2002).....	11
Abbildung 4: Endo- und Epiligament; aus BRAY et al. (2005).....	11
Abbildung 5: Schematische Darstellung des CrCL in Beugung; der Pfeil zeigt auf den kraniomedialen Anteil des Bands, welcher straff ist während der kaudolaterale entspannt ist; aus ARNOCZKY & MARSHALL (1977).....	15
Abbildung 6: Schwung- (Swing) und Standphase (Stance) des Bewegungsablaufs der Katze; aus GOSLOW et al. (1973).....	17
Abbildung 7: Kniegelenkwinkel beim Absprung der Katze; aus GOSLOW et al. (1973).....	17
Abbildung 8: Kniegelenkwinkel bei der Landung der Katze; aus GOSLOW et al. (1973).....	18
Abbildung 9: Drei Abschnitte der Spannungs-Dehnungs-Kurve: "toe region", linearer Bereich und Bruch des Gewebes; aus KELC et al. (2013).....	21
Abbildung 10: Abnahme der Spannung (stress) ( $N/mm^2$ ) bei fortschreitender Zeit (time) und gleichbleibender Deformation; aus KELC et al. (2013).....	22
Abbildung 11: Retardation (creep): Deformation bei konstant einwirkender Kraft (constant load) und fortschreitender Zeit (time); aus KELC et al. (2013).....	23
Abbildung 12: Hysteresekurve: Die Fläche zwischen der Be- (Loading) und Entlastung (Unloading) stellt den Energieverlust in dem Kraft-Längenänderungsdiagramm; aus KELC et al. (2013).....	23
Abbildung 13: Drei Freiheitsgrade auf den drei Achsen im Raum: Abduktion und Adduktion, Flexion und Extension, Innen- und Außenrotation; aus GROOD &	

SUNTAY (1983).....	25
Abbildung 14: Spezielle Haltevorrichtung für die Proben während des Aushärtungsprozesses; oben im Bild die Probe für die zyklische Belastungsuntersuchung, unten die Probe für den Rotationsversuch (Quelle: Eigene Aufnahme). .....	35
Abbildung 15: Vorbereitung und Durchführung der zyklischen Belastungsuntersuchung (Quelle: Eigene Aufnahmen). .....	38
Abbildung 16: Vorbereitung und Durchführung des Rotationsversuchs (Quelle: Eigene Aufnahmen). .....	41
Abbildung 17: Protokoll der zyklischen Belastungsuntersuchung des CrCL von Katze 23; partielle Ruptur des CrCL bei 25% Dehnung und einer maximalen Kraft von 395 N.....	44
Abbildung 18: Beispielfotos vor und nach der zyklischen Belastungsuntersuchung (Kranialansicht); A) vor der zyklischen Belastung intakte Kreuzbänder; B) partielle Ruptur des CrCL nach der zyklischen Belastung bei Katze 13; C) Epiphysiolysis ossis femoris nach der zyklischen Belastung bei Katze 25. ....	48
Abbildung 19: Die Abschnitte A, B, C und D eines jeden Zyklus. ....	49
Abbildung 20: Mittelwert der Spannung ( $N/mm^2$ ) über die 40 Zyklen der Dehnungsstufe 20%. .....	50
Abbildung 21: Verlauf der Spannung der Kreuzbänder im 1. Zyklus der Dehnungsstufen.....	52
Abbildung 22: E-Modul der Kreuzbänder im Verlauf der Dehnungsstufen.....	53
Abbildung 23: E-Modul am Beispiel von Katze 23 CrCL über die 40 Zyklen der Dehnungsstufen 2%, 4%, 10%, 15%, 20% und 25%. Bei 25% rupturierte das CrCL partiell. ....	54
Abbildung 24: Spannungsrelaxation des jeweils 1. Zyklus über die Dehnungsstufen des CrCL und CaCL von Katze 1. ....	55
Abbildung 25: Spannungsrelaxation bei Zyklus 30 im Laufe der Dehnungsstufen. ....	56
Abbildung 26: Spannungsrelaxation über die Zyklen der Dehnungsstufe 20%... ..	57
Abbildung 27: Restdehnung der Kreuzbänder des 1. Zyklus über die Dehnungsstufen.....	58
Abbildung 28: Restdehnung der Kreuzbänder über die Zyklen der Dehnungsstufe 20%. ....	59
Abbildung 29: Hysteresekurven über die gelisteten Dehnungsstufen beispielhaft	

---

für das CrCL der Katze 22. ....	60
Abbildung 30: Hysteresekurven für die Zyklen 1, 10 und 20 der Katze 23 CrCL bei 25% Dehnung; bei Zyklus 27 kam es zum Bruch des Gewebes.....	60
Abbildung 31: Zunahme des Kriechverhaltens im Laufe der Dehnungsstufen am Beispiel des CrCL und CaCL von Katze 2. ....	62
Abbildung 32: Kriechverhalten des CrCL von Katze 11 während der Haltezeit von 30 Sekunden bei 5 N – die Dehnung fällt um 0,491 %-Punkte zwischen den Dehnungsstufen 26% und 27% ab. ....	62
Abbildung 33: Originalprotokoll der Innenrotation von Katze 18 (geschlossenes Kniegelenk); dabei rupturierte das kaudale Kreuzband partiell; hier ist $F_{\max}$ gleich der Bruchlast (326 N).....	64
Abbildung 34: Originalprotokoll der Innenrotation von Katze 8 (geöffnetes Gelenk); das CaCL rupturierte vollständig; hierbei ist die Bruchlast mit 177 N etwas geringer als $F_{\max}$ mit 183 N.....	64
Abbildung 35: Ruptur bei offenem Kniegelenk.....	67
Abbildung 36: Ruptur/Fraktur bei geschlossenem Kniegelenk. ....	68
Abbildung 37: Boxplots für das Verhältnis der drei Gruppen; die Bruchlast der kaudalen Kreuzbandrupturen ist signifikant unterschiedlich zu den Frakturen....	69
Abbildung 38: Boxplots für die Ergebnisse der Rotation mit geschlossenem Gelenk (n=17); das Durchschnittsalter der Katzen mit kaudaler Kreuzbandruptur ist höher als das der Katzen mit Fraktur oder Ruptur eines anderen Bandes.....	70
Abbildung 39: Beispielfotos nach der Durchführung des Rotationsversuchs; A) Epiphysiolysis tibiae bei Katze 16; B) Avulsionsfraktur des CaCL bei Katze 14.	71
Abbildung 40: Vergleich der maximalen Kraft von intakten kranialen Kreuzbändern und dem vorgeschädigten kranialen Kreuzband von Katze 21. ....	72
Abbildung 41: Vergleich eines kranialen (links) und kaudalen (rechts) Kreuzbandes hinsichtlich der Länge, Querschnittsfläche und Torquierung (Quelle: Eigene Aufnahme). ....	94



## **X. LITERATURVERZEICHNIS**

Adamec J, Graw M (2015): Biomechanische Grundlagen. Rechtsmedizin; 25, S. 243-253

Adams P, Bolus R, Middleton S, Moores AP, Grierson J (2011): Influence of signalment on developing cranial cruciate rupture in dogs in the UK. Journal of Small Animal Practice; 52, S. 347-352

Amiel D, Frank C, Harwood F, Fronck J, Akeson W (1984): Tendons and ligaments: a morphological and biochemical comparison. Journal of Orthopaedic Research; 1, S. 257-265

Apelt D, Kowaleski MP, Boudrieau RJ (2007): Effect of Tibial Tuberosity Advancement on Cranial Tibial Subluxation in Canine Cranial Cruciate-Deficient Stifle Joints: An In Vitro Experimental Study. Veterinary Surgery; 36, S. 170-177

Arnoczky SP, Marshall JL (1977): The cruciate ligaments of the canine stifle: an anatomical and functional analysis. American Journal of Veterinary Research; 38, S. 1807-1814

Arnoczky SP (1983): Anatomy of the anterior cruciate ligament. Clinical Orthopaedics and Related Research; 172, S. 19-25

Arnoczky SP (1988): The cruciate ligaments: the enigma of the canine stifle. Journal of Small Animal Practice; 29, S. 71-90

Arnold G (1974): Biomechanische und rheologische Eigenschaften menschlicher Sehnen. Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte; 143, S. 263-300

Benjamin M, Ralphs JR (1997): Tendons and ligaments-an overview. Histology and Histopathology; 12, S. 1135-1144



Benjamin M, Ralphs JR (1998): Fibrocartilage in tendons and ligaments—an adaptation to compressive load. *Journal of Anatomy*; 193, S. 481-494

Benjamin M, Ralphs JR (2000): The cell and developmental biology of tendons and ligaments. In: Jeon K: *International Review of Cytology* Academic Press, S. 85-130

Berg JM, Tymoczko JL, Gatto GJ, Stryer L (2018): *Stryer Biochemie*. Springer Spektrum Verlag, Berlin, S. 385-386

Bilmont A, Retournard M, Asimus E, Palierne S, Autefage A (2018): Effect of tibial plateau levelling osteotomy on cranial tibial subluxation in the feline cranial cruciate deficient stifle joint: an ex vivo experimental study. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*; 31, S. 273-278

Boge GS, Engdahl K, Moldal ER, Bergström A (2020): Cranial cruciate ligament disease in cats: an epidemiological retrospective study of 50 cats (2011–2016). *Journal of Feline Medicine and Surgery*; 22, S. 277-284

Bonath KH, Prieur WD (1998): *Kleintierkrankheiten Band 3 - Orthopädische Chirurgie und Traumatologie*. Ulmer Verlag, Stuttgart, S. 680-687

Bray RC, Salo PT, Lo IK, Ackermann P, Rattner JB, Hart DA (2005): Normal ligament structure, physiology and function. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*; 13, S. 127-135

Brinson HF, Brinson LC (2008): *Polymer Engineering Science and Viscoelasticity*. Springer Verlag, Boston, MA, S. 17-19

Brunnberg L, Waibl H, Lehmann J (2014): *Lahmheit beim Hund*. Procan Claudio Verlag, Kleinmachnow, S. 362-363

Burkholder TJ, Nichols TR (2004): Three-dimensional model of the feline

hindlimb. *Journal of Morphology*; 261, S. 118-129

Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Zernicke RE (1978): Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and Sport Sciences Reviews*; 6, S. 125-181

Butler DL, Noyes FR, Grood ES (1980): Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 62, S. 259-270

Carmichael SW, Spinner RJ (2006): John Hilton 1804–1878. *Clinical Anatomy*; 19, S. 89-90

Chowdhury R, Matyas JR, Frank CB (1991): The “epiligament” of the rabbit medial collateral ligament: a quantitative morphological study. *Connective Tissue Research*; 27, S. 33-50

Cohen J (1988): *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2. Auflage. Lawrence Erlbaum Associates Verlag, S. 77-81

Connery NA, Rackard S (2000): The surgical treatment of traumatic stifle disruption in a cat. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*; 13, S. 208-211

Dahlgren LA (2007): Pathobiology of Tendon and Ligament Injuries. *Clinical Techniques in Equine Practice*; 6, S. 168-173

Dalton JR (1979): Rupture of the posterior cruciate ligament in a cat. *Veterinary Record*; 104, S. 319-320

de Rooster H, Comerford E (2017): Morphology and Function of the Cruciate Ligaments. In: Muir P: *Advances in the Canine Cranial Cruciate Ligament*, 2. Auflage Wiley Blackwell, S. 1-12

Deban SM, Schilling N, Carrier DR (2012): Activity of extrinsic limb muscles in dogs at walk, trot and gallop. *The Journal of Experimental Biology*; 215, S. 287-300

DeCamp CE, Johnston SA, Déjardin LM, Schaefer SL (2016): The Stifle Joint. In: DeCamp CE, Johnston SA, Déjardin LM, Schaefer SL: Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair, 5. Auflage Elsevier Verlag St. Louis, Missouri, S. 616-646

Docking SI, Rosengarten SD, Cook J (2016): Achilles tendon structure improves on UTC imaging over a 5-month pre-season in elite Australian football players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*; 26, S. 557-563

Dorlot J-M, Ait Ba Sidi M, Tremblay GM, Drouin G (1980): Load Elongation Behavior of the Canine Anterior Cruciate Ligament. *Journal of Biomechanical Engineering*; 102, S. 190-193

Duenwald SE, Vanderby R, Lakes RS (2010): Stress relaxation and recovery in tendon and ligament: Experiment and modeling. *Biorheology*; 47, S. 1-14

Ferrell WR, Baxendale RH, Carnachan C, Hart IK (1985): The Influence of Joint Afferent Discharge on Locomotion, Proprioception and Activity in Conscious Cats. *Brain Research*; 347, S. 41-48

Fleming BC, Ohlén G, Renström A, Peura GD, Beynon BD, Badger GJ (2003): The Effects of Compressive Load and Knee Joint Torque on Peak Anterior Cruciate Ligament Strains. *The American Journal of Sports Medicine*; 31, S. 701-707

Folkhard W, Mosler E, Geercken W, Knörzer E, Nemetschek-Gansler H, Nemetschek T, Koch M (1987): Quantitative analysis of the molecular sliding mechanisms in native tendon collagen—time-resolved dynamic studies using synchrotron radiation. *International Journal of Biological Macromolecules*; 9, S. 169-175

Frank C, Amiel D, Woo SL-Y, Akeson W (1985): Normal Ligament Properties and Ligament Healing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 196, S. 15-25

Frank CB, Hart DA, Shrive NG (1999): Molecular biology and biomechanics of normal and healing ligaments—a review. *Journal of the Osteoarthritis Research Society International*; 7, S. 130-140

Frank CB (2004): Ligament structure, physiology and function. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*; 4, S. 199-201

Freeman MAR, Wyke B (1967): The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *Journal of Anatomy*; 101, S. 505-532

Frewein J, König HE, Waibl H (1994): Blutgefäße. In: Frewein J, Vollmerhaus B: *Anatomie von Hund und Katze* Blackwell Wissenschafts Verlag Berlin, S. 274-276

Frewein J (1994): Muskulatur. In: Frewein J, Vollmerhaus B: *Anatomie von Hund und Katze* Blackwell Wissenschafts Verlag Berlin, S. 122-123

Goodship AE, Birch HL, Wilson AM (1994): The pathobiology and repair of tendon and ligament injury. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*; 10, S. 323-349

Goslow GE, Reinking RM, Stuart DG (1973): The cat step cycle: hind limb joint angles and muscle lengths during unrestrained locomotion. *Journal of Morphology*; 141, S. 1-41

Grellmann W, Seidler S (2015): *Kunststoffprüfung*. Carl Hanser Verlag, S. 80-93

Grierson J (2012): Hips, elbows and stifles: common joint diseases in the cat. *Journal of Feline Medicine and Surgery*; 14, S. 23-30

Grood ES, Suntay WJ (1983): A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*; 105, S. 136-144

Harari J (1993): Caudal cruciate ligament injury. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*; 23, S. 821-829

Harasen GLG (2005): Feline cranial cruciate rupture. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*; 18, S. 254-257

Harasen GLG (2007): Feline cruciate rupture. *The Canadian Veterinary Journal*; 48, S. 639-640

Hardy RH (1951): Observations on the structure and properties of the plantar calcaneo-navicular ligament in man. *Journal of Anatomy*; 85, S. 135-139

Haut RC, Little RW (1969): Rheological properties of canine anterior cruciate ligaments. *Journal of Biomechanics*; 2, S. 289-298

Hayashi K, Frank JD, Dubinsky C, Hao Z, Markel MD, Manley PA, Muir P (2003): Histologic changes in ruptured canine cranial cruciate ligament. *Veterinary Surgery*; 32, S. 269-277

Heintel KE (2013) Untersuchungen zu biomechanischen Eigenschaften von Gleit- und Zugsehnen (Dissertation). Tierärztliche Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Hempfling H, Krenn V (2016): Schadenbeurteilung am Bewegungssystem, Band 2: Meniskus, Diskus, Bandscheiben, Labrum, Ligamente, Sehnen. de Gruyter Verlag, S. 354-355

Hey NJ, Handley CJ, Ng CK, Oakes BW (1990): Characterization and synthesis of macromolecules by adult collateral ligament. *Biochimica et Biophysica Acta*;

1034, S. 73-80

Hidas P, Pavlik A, Berkes I, Halasi T (1998): Vordere Kreuzbandruptur bei Sportlern. *Arthroskopie*; 11, S. 78-81

Höher J (2006): Typische Sportverletzungen, die der Sporttraumatologe kennen sollte. *Minimale Invasive Chirurgie*; 15, S. 25-32

Ilic MZ, Carter P, Tyndall A, Dudhia J, Handley CJ (2005): Proteoglycans and catabolic products of proteoglycans present in ligament. *Biochemical Journal*; 385, S. 381-388

Jagodzinski M, Friederich N, Müller W (2016): *Das Knie*, 2. Auflage. Springer Verlag, S. 7-13

Johansson H, Sjölander P, Sojka P (1991): A sensory role for the cruciate ligaments. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 268, S. 161-178

Jopp I, Reese S (2009): Morphological and biomechanical studies on the common calcaneal tendon in dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*; 22, S. 119-124

Jozsa L, Kannus P (1997): Histopathological findings in spontaneous tendon ruptures. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*; 7, S. 113-118

Kannus P (1997): Etiology and pathophysiology of chronic tendon disorders in sports. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*; 7, S. 78-85

Kelc R, Naranda J, Kuhta M, Vogrin M (2013): The physiology of sports injuries and repair processes. *Current Issues in Sports and Exercise Medicine*, S. 43-86

Kessel S, Fröhling D (2012): Das Hookesche Gesetz. In: Kessel S, Fröhling D: *Technische Mechanik-Engineering Mechanics* Springer, S. 51-54

Kim SE, Jones SC, Lewis DD, Banks SA, Conrad BP, Tremolada G, Abbasi AZ, Coggeshall JD, Pozzi A (2015): In-vivo three-dimensional knee kinematics during daily activities in dogs. *Journal of Orthopaedic Research*; 33, S. 1603-1610

Klein P, Sommerfeld P (2012): *Biomechanik der menschlichen Gelenke - Biomechanik der Wirbelsäule*, 1. Auflage. Elsevier Urban & Fischer Verlag, München, S. 92-93; 98; 101-103; 238-240

Klüver F (2014) *Morphologische und biomechanische Untersuchung der felines Ligamenta cruciata genus* (Dissertation). Tierärztliche Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

König HE, Ruberte J, Liebich H-G (2018): *Organe des Herz-Kreislauf-Systems (Systema cardiovasculare)*. In: König HE, Liebich H-G: *Anatomie der Haustiere*, 7. Auflage Georg Thieme Verlag Stuttgart, S. 493-495

Königshoff M, Brandenburger T (2018): *Kurzlehrbuch Biochemie*, 4. Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 25-29

Kuc IM, Scott PG (1997): Increased diameters of collagen fibrils precipitated in vitro in the presence of decorin from various connective tissues. *Connective Tissue Research*; 36, S. 287-296

Laflamme D (1997): Development and validation of a body condition score system for cats: a clinical tool. *Feline Practice*; 25, S. 13-18

Lampman TJ, Lund EM, Lipowitz AJ (2003): Cranial cruciate disease: current status of diagnosis, surgery, and risk for disease. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*; 16, S. 122-126

Liebich H-G (2010): *Binde- und Stützgewebe (Textus connectivus)*. In: Liebich H-G: *Funktionelle Histologie der Haussäugetiere und Vögel*, 5. Auflage Schattauer Verlag Stuttgart, S. 70-75; 81-82

Liebich H-G, König HE, Maierl J (2018): Hinter- oder Beckengliedmaßen (Membra pelvina). In: König HE, Liebich H-G: Anatomie der Haustiere, 7. Auflage Thieme Verlag Stuttgart, S. 267-274; 289-307

Maciel A (2002): Biomechanics of hip joint capsule. Computer Graphics Lab, Institute of Computing and Multimedia Systems, School of Computer and Communication Sciences, Swiss Federal Institute of Technology, S. 13-16

Maganaris CN (2003): Tendon conditioning: artefact or property? Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences; 270, S. 39-S42

Maganaris CN, Narici MV, Almekinders LC, Maffulli N (2004): Biomechanics and pathophysiology of overuse tendon injuries. Sports Medicine; 34, S. 1005-1017

Marcellin-Little DJ, Levine D, Taylor R (2005): Rehabilitation and conditioning of sporting dogs. Veterinary Clinics: Small Animal Practice; 35, S. 1427-1439

Matis U, Köstlin R (1978): Zur Kreuzbandruptur bei der Katze. Der praktische Tierarzt; 8, S. 582-588

McCarty S (2014): Impact Force Patterns on a Landing Cat. ISB Journal of Science; 8, S. 1-4

McLaughlin RM (2002): Surgical diseases of the feline stifle joint. Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice; 32, S. 963-982

Meyer EG, Haut RC (2008): Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. Journal of Biomechanics; 41, S. 3377-3383

Milz S, Ockert B, Putz R (2009): Tenozyten und extrazelluläre Matrix. Der Orthopäde; 38, S. 1071-1079



Mindner JK, Bielecki MJ, Scharvogel S, Meiler D (2016): Tibial plateau levelling osteotomy in eleven cats with cranial cruciate ligament rupture. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*; 29, S. 528-535

Misof K, Rapp G, Fratzl P (1997): A new molecular model for collagen elasticity based on synchrotron X-ray scattering evidence. *Biophysical Journal*; 72, S. 1376-1381

Mosler E, Folkhard W, Knörzer E, Nemetschek-Gansler H, Nemetschek T, Koch M (1985): Stress-induced molecular rearrangement in tendon collagen. *Journal of Molecular Biology*; 182, S. 589-596

NAV (2017): *Nomina Anatomica Veterinaria*. International Committee on Veterinary Gross Anatomical Nomenclature

Nemetschek T, Riedl H, Jonak R, Nemetschek-Gansler H, Bordas J, Koch MHJ, Schilling V (1980): Die Viskoelastizität parallelsträngigen Bindegewebes und ihre Bedeutung für die Funktion. *Virchows Archiv*; 386, S. 125-151

Nerlich A (2016) *Felines High-rise Syndrom* (Dissertation). Fachbereich Veterinärmedizin der Freien Universität Berlin

NHV (2017): *Nomina Histologica Veterinaria*. International Committee on Veterinary Histological Nomenclature

Nickel R, Schummer A, Seiferle E, Böhme G (2004a): Peripheres Nervensystem. In: Nickel R, Schummer A, Seiferle E: *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere*, Band IV: Nervensystem, Sinnesorgane, Endokrine Drüsen, 4. Auflage Parey Verlag Stuttgart, S. 275-293

Nickel R, Schummer A, Wille K-H, Wilkens H (2004b): Passiver Bewegungsapparat, Skelettsystem. In: Nickel R, Schummer A, Seiferle E: *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere*, Band I: Bewegungsapparat, 8. Auflage

Parey Verlag Berlin, S. 217; 261-266

Noyes FR, DeLucas JL, Torvik PJ (1974): Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: an analysis of strain-rate sensitivity and mechanisms of failure in primates. *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 56, S. 236-253

O'Connor BL, McConnaughey JS (1978): The structure and innervation of cat knee menisci, and their relation to a "sensory hypothesis" of meniscal function. *American Journal of Anatomy*; 153, S. 431-442

Oxlund H (1986): Relationships between the biomechanical properties, composition and molecular structure of connective tissues. *Connective Tissue Research*; 15, S. 65-72

Panjabi MM, White AA (2001): *Biomechanics in the musculoskeletal system*, 1. Auflage. Churchill Livingstone Verlag, S. 74-75; 89-95; 178

Park D, Kang J, Kim N, Heo S (2020): Patellofemoral contact mechanics after transposition of tibial tuberosity in dogs. *Journal of Veterinary Science*; 21, S. 1-11

Pauwels F (1960): Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. *Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte*; 121, S. 478-515

Petersen W, Hansen U (1997): Blood and lymph supply of the anterior cruciate ligament: Cadaver study by immunohistochemical and histochemical methods. *Journal of Orthopaedic Science*; 2, S. 313-318

Petersen W, Tillmann B (2002): Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes. *Der Orthopäde*; 31, S. 710-718

Phan-Thien N, Mai-Duy N (2017): Understanding Viscoelasticity - An

Introduction to Rheology, 3. Auflage. Springer Verlag, S. 90

Pipkin AC (1972): Lectures on viscoelasticity theory. Springer Verlag, S. 4-7

Prosé LP (1984): Anatomy of the knee joint of the cat. Acta Anatomica; 119, S. 40-48

Rand JS (2009): Praxishandbuch Katzenkrankheiten: Symptombasierte Diagnostik und Therapie. Elsevier, Urban & Fischer Verlag, S. 1107-1108

Reese S (1995) Untersuchungen am intakten und rupturierten Ligamentum cruciatum craniale des Hundes (Dissertation). Fachbereich Veterinärmedizin der Freien Universität Berlin

Reese SP, Underwood CJ, Weiss JA (2013): Effects of decorin proteoglycan on fibrillogenesis, ultrastructure, and mechanics of type I collagen gels. Matrix Biology; 32, S. 414-423

Reif U, Hulse DA, Hauptman JG (2002): Effect of Tibial Plateau Leveling on Stability of the Canine Cranial Cruciate-Deficient Stifle Joint: An In Vitro Study. Veterinary Surgery; 31, S. 147-154

Retournard M, Bilmont A, Asimus E, Palierne S, Autefage A (2016): Effect of tibial tuberosity advancement on cranial tibial subluxation in the feline cranial cruciate deficient stifle joint: an ex vivo experimental study. Research in Veterinary Science; 107, S. 240-245

Reutter M (2014) Untersuchungen zu den biomechanischen Eigenschaften der Beugesehnen, der Strecksehne und des M. interosseus medius am Vorderfuß des Pferdes (Dissertation). Tierärztliche Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Richard HA, Kullmer G (2020): Biomechanik - Anwendungen mechanischer

Prinzipien auf den menschlichen Bewegungsapparat, 2. Auflage. Springer Vieweg Verlag, S. 1; 126-130; 178-179

Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Neergaard K, Kjaer M, Magnusson SP (2002): Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*; 12, S. 90-98

Roush JC (1980): Orthopedic problems of the cat-a review. *Feline Practice*; 10, S. 10-26

Ruthrauff CM, Glerum LE, Gottfried SD (2011): Incidence of meniscal injury in cats with cranial cruciate ligament ruptures. *The Canadian Veterinary Journal*; 52, S. 1106-1110

Salomon F-V (2020): Bewegungsapparat. In: Salomon F-V, Geyer H, Gille U: *Anatomie für die Tiermedizin*, 4. Auflage Thieme Verlag Stuttgart, S. 124-126, 146-149; 241-243

Scavelli T, Schrader S (1987): Nonsurgical management of rupture of the cranial cruciate ligament in 18 cats. *The Journal of the American Animal Hospital Association*; 23, S. 337-340

Schmidt-Wiethoff R, Dargel J (2007): Aktuelle Konzepte zur Diagnose und Therapie der vorderen Kreuzbandruptur. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*; 58, S. 384-391

Schnabl E, Reese S, Lorinson K, Lorinson D (2009): Measurement of the tibial plateau angle in cats with and without cranial cruciate ligament rupture. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*; 22, S. 83-86

Schultze-Gebhardt F (1970): Zur Dehnungsabhängigkeit des E-Moduls verstreckter Polyamid-6-Fäden. *Kolloid-Zeitschrift und Zeitschrift für Polymere*;

236, S. 19-30

Schulz KS (2020): Gelenkerkrankungen. In: Fossum TW: Chirurgie der Kleintiere, 5. Auflage Elsevier Verlag München, S. 1384-1396

Schünke M (2014): Funktionelle Anatomie-Topographie und Funktion des Bewegungssystems, 2. Auflage. Georg Thieme Verlag, S. 19-25

Scott HW, McLaughlin R (2008): Orthopädie bei der Katze. Schlütersche Verlag, Hannover, S. 104; 222-225

Simank H-G, Graf J, Schneider U, Fromm B, Niethard FU (1995): Die Darstellung der Blutgefäßversorgung des menschlichen Kreuzbandes mit der Plastinationsmethode. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete; 133, S. 39-42

Sjölander P, Johansson H, Sojka P, Rehnholm A (1989): Sensory nerve endings in the cat cruciate ligaments: a morphological investigation. Neuroscience Letters; 102, S. 33-38

Smith KD, Clegg PD, Innes JF, Comerford EJ (2014): Elastin content is high in the canine cruciate ligament and is associated with degeneration. The Veterinary Journal; 199, S. 169-174

Smith PN, Refshauge KM, Scarvell JM (2003): Development of the concepts of knee kinematics. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation; 84, S. 1895-1902

Smith RN (1969): Fusion of ossification centres in the cat. Journal of Small Animal Practice; 10, S. 523-530

Song Y, Wang M, Baker JS, Gu Y (2019): The loading characteristics of landing in cats with different body weights. Veterinarni Medicina; 64, S. 497-504

Tacke S, Schimke E (1995): Zur Ruptur der Ligamenta cruciata bei der Katze. *Kleintierpraxis*; 40, S. 341-350

Teschner R (2019): Mechanische Glaseigenschaften. In: Teschner R: *Glasfasern*, 2. Auflage Springer Vieweg Verlag Berlin,

Thornton GM, Shrive NG, Frank CB (2002): Ligament creep recruits fibres at low stresses and can lead to modulus-reducing fibre damage at higher creep stresses: a study in rabbit medial collateral ligament model. *Journal of Orthopaedic Research*; 20, S. 967-974

Tilley LP, Smith FWK (2015): *Blackwell's Five-Minute Veterinary Consult: Canine and Feline*, 6. Auflage. Wiley Blackwell Verlag, S. 334-335

Tremblay GR, Laurin CA, Drovin G (1980): The Challenge of Prosthetic Cruciate Ligament Replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 147, S. 88-92

Umphlet RC (1993): Feline stifle disease. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*; 23, S. 897-913

Vasseur PB, Pool RR, Arnoczky SP, Lau RE (1985): Correlative biomechanical and histologic study of the cranial cruciate ligament in dogs. *American Journal of Veterinary Research*; 46, S. 1842-1854

Viidik A (1966): Biomechanics and functional adaption of tendons and joint ligaments. In: Evans FG: *Studies on the Anatomy and Function of Bone and Joints* Springer, S. 17-39

Vnuk D, Pirkić B, Matičić D, Radišić B, Stejskal M, Babić T, Kreszinger M, Lemo N (2004): Feline high-rise syndrome: 119 cases (1998–2001). *Journal of Feline Medicine and Surgery*; 6, S. 305-312

Vollmerhaus B, Waibl H, Roos H (1994): Gelenke. In: Frewein J, Vollmerhaus B: Anatomie von Hund und Katze Blackwell Wissenschafts Verlag Berlin, S. 69-71

von der Saal K (2020): Biomoleküle II. In: von der Saal K: Biochemie Springer Spektrum, S. 52-53

Voss K, Langley-Hobbs SJ, Montavon PM (2009): Stifle joint. In: Montavon PM, Voss K, Langley-Hobbs SJ: Feline Orthopedic Surgery and Musculoskeletal Disease, 1. Auflage Elsevier Health Sciences, S. 475-485

Waibl H, Wilkens H, Münster W (2005): Arterien, Arteriae. In: Nickel R, Schummer A, Seiferle E: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band III: Kreislaufsystem, Haut und Hautorgane, 4. Auflage Parey Verlag Stuttgart, S. 143-157

Wang M, Song Y, Valentin S, Baker JS, Gu Y (2019): Kinetic analysis of felines landing from different heights. PeerJ; 7, S. 1-12

Wanninger SA (2020) Biomechanische Eigenschaften des Musculus interosseus medius am Vorderfuß des Pferdes (Dissertation). Tierärztliche Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Warzee CC, Dejardin LM, Arnoczky SP, Perry RL (2001): Effect of Tibial Plateau Leveling on Cranial and Caudal Tibial Thrusts in Canine Cranial Cruciate-Deficient Stifles: An In Vitro Experimental Study. Veterinary Surgery; 30, S. 278-286

Wendelburg K, Kaderly R, Dee L, Eaton-Wells R (1988): Stress fractures of the acetabulum in 26 racing Greyhounds. Veterinary Surgery; 17, S. 128-134

Wessely M (2013) Histologische Untersuchungen am intakten und rupturierten kranialen Kreuzband der Katze (Dissertation). Tierärztliche Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Wessely M, Reese S, Schnabl-Feichter E (2017): Aetiology and pathogenesis of cranial cruciate ligament rupture in cats by histological examination. *Journal of Feline Medicine and Surgery*; 19, S. 631-637

Williams I, Heaton A, McCullagh K (1980): Cell morphology and collagen types in equine tendon scar. *Research in veterinary science*; 28, S. 302-310

Wilson AM, Goodship AE (1994): Exercise-induced hyperthermia as a possible mechanism for tendon degeneration. *Journal of Biomechanics*; 27, S. 899-905

Wingfield C, Amis AA, Stead AC, Law HT (2000): Comparison of the biomechanical properties of rottweiler and racing greyhound cranial cruciate ligaments. *Journal of Small Animal Practice*; 41, S. 303-307

Witsberger TH, Villamil JA, Schultz LG, Hahn AW, Cook JL (2008): Prevalence of and risk factors for hip dysplasia and cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*; 232, S. 1818-1824

Woo SL-Y, Orlando CA, Camp JF, Akeson WH (1986): Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. *Journal of Biomechanics*; 19, S. 399-404

Woo SL-Y, Debski RE, Withrow JD, Janaushek MA (1999): Biomechanics of knee ligaments. *The American Journal of Sports Medicine*; 27, S. 533-543

Woo SL-Y, Debski RE, Zeminski J, Abramowitch SD, Chan Saw SS, Fenwick JA (2000): Injury and repair of ligaments and tendons. *Annual Review of Biomedical Engineering*; 2, S. 83-118

Woo SL-Y, Lee TQ, Abramowitch SD, Gilbert TW (2005): Structure and function of ligaments and tendons. In: Mow VC, Huiskes R: *Basic Orthopaedic Biomechanics & Mechano-Biology*, 3. Auflage Lippincott Williams & Wilkins, S. 301-334



Woo SL-Y, Abramowitch SD, Kilger R, Liang R (2006): Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. *Journal of Biomechanics*; 39, S. 1-20

Wu X, Pei B, Pei Y, Wu N, Zhou K, Hao Y, Wang W (2019): Contributions of limb joints to energy absorption during landing in cats. *Applied Bionics and Biomechanics*; 2019, S. 1-13

Wu X, Pei B, Pei Y, Wang W, Hao Y, Zhou K (2020): How do cats resist landing injury: insights into the multi-level buffering mechanism. *Journal of Bionic Engineering*; 17, S. 600-610

Zhang Z, Yu H, Yang J, Wang L, Yang L (2014a): How cat lands: insights into contribution of the forelimbs and hindlimbs to attenuating impact force. *Chinese Science Bulletin*; 59, S. 3325-3332

Zhang Z, Yang J, Yu H (2014b): Effect of flexible back on energy absorption during landing in cats: a biomechanical investigation. *Journal of Bionic Engineering*; 11, S. 506-516

Zschäbitz A (2005): Anatomie und Verhalten von Sehnen und Bändern. *Der Orthopäde*; 34, S. 516-525

## XI. ANHANG

**Tabelle 13:** Länge und Querschnittsfläche von CrCL und CaCL der Katzen für die zyklische Belastung; (Nr.=Nummer; li=links; re=rechts; CrCL= kraniales Kreuzband; CaCL=kaudales Kreuzband; mm=Millimeter; QF=Querschnittsfläche; mm<sup>2</sup>=Quadratmillimeter; BGM=Beckengliedmaße; g=Gramm).

Katzen-Nr.	Seite (li/re)	Länge CrCL/CaCL (mm)	QF CrCL (mm <sup>2</sup> )	QF CaCL (mm <sup>2</sup> )	Gewicht Muskulatur BGM (g)
1	li	11,54	5,53	4,44	303
2	re	12,28	6,62	4,98	435
3	re	11,97	6,17	4,37	250
4	li	11,5	5,49	4,05	303
5	re	10,03	3,3	3,12	166
6	li	11,84	5,98	4,31	90
7	re	11,33	5,22	4,03	92
8	li	10,39	3,85	3,57	237
9	re	11,63	5,67	3,85	153
10	li	12,07	6,31	4,4	137
11	re	11,23	5,08	4,1	67
13	li	10,52	4,03	3,67	66
14	li	11,66	5,71	3,9	218
15	re	12,07	6,31	4,48	270
17	re	12,07	6,31	4,52	192
18	li	11,75	5,85	4,19	318
19	re	12,56	7,04	4,46	190
20	li	11,88	6,04	4,59	280
21	re	10,98	4,71	4,02	211
22	li	12,22	6,54	4,69	420
23	re	11,29	5,16	3,92	172
24	li	11,33	5,22	3,94	248
25	li	9,84	3,03	2,48	50

26	re	11,6	5,63	4,01	235
27	li	12,07	6,31	4,37	181
28	re	11,91	6,08	4,09	292

**Tabelle 14:** Länge und Querschnittsfläche von CrCL und CaCL der Katzen für den Rotationsversuch; (Nr.=Nummer; li=links; re=rechts; CrCL= kraniales Kreuzband; CaCL=kaudales Kreuzband; mm=Millimeter; QF=Querschnittsfläche; mm<sup>2</sup>=Quadratmillimeter; BGM=Beckengliedmaße; g=Gramm); bei Katze 12 wurde der Caput ossis femoris entfernt, daher konnte die Länge der beiden Kreuzbänder und die Querschnittsfläche des CrCL nicht ermittelt werden.

Katzen-Nr.	Seite (li/re)	Länge CrCL/CaCL (mm)	QF CrCL (mm <sup>2</sup> )	QF CaCL (mm <sup>2</sup> )	Gewicht Muskulatur BGM (g)
3	li	11,91	6,07	4,47	248
4	re	11,38	5,29	4,27	315
5	li	10,03	3,3	3,08	155
6	re	11,97	6,17	4,64	88
7	li	11,05	4,8	3,97	94
8	re	10,42	3,89	3,54	250
9	li	11,29	5,16	3,79	155
10	re	12,12	6,39	4,45	138
11	li	11,29	5,16	3,99	75
12	re	-	-	3,74	129
13	re	10,58	4,12	3,61	70
14	re	11,69	5,76	3,94	225
15	li	11,97	6,17	4,32	266
16	re	12,32	6,68	4,35	246
17	li	11,95	6,13	4,49	205
18	re	11,82	5,94	4,13	310
19	li	12,71	7,26	4,41	180
20	re	12,07	6,31	4,53	255
21	li	11,10	4,88	3,92	214
22	re	12,41	6,81	4,55	437

23	li	11,26	5,12	3,99	180
24	re	11,30	5,18	4,03	260
26	li	11,59	5,60	4,03	239
27	re	12,31	6,68	4,36	200
28	li	11,88	6,04	3,98	290

**Tabelle 15:** Body-Condition-Score (BCS) nach LAFLAMME (1997).

BCS	Einteilung	Klinik
1	abgemagert	Rippen sichtbar; kein Körperfett; Lendenwirbel und Beckenknochen leicht zu palpieren
2	sehr dünn	Zwischen BCS 1 und 3
3	dünn	Rippen leicht palpierbar; Lendenwirbel sichtbar; geringgradig abdominales Fett
4	untergewichtig	Zwischen BCS 3 und 5
5	idealgewichtig	Rippen spürbar, mit ein wenig Fett bedeckt; Taille hinter den Rippen sichtbar, geringgradig abdominales Fett
6	leicht übergewichtig	Zwischen BCS 5 und 7
7	stark übergewichtig	Rippen kaum noch palpierbar; sichtbare Rundung des Abdomens; mittelgradig abdominales Fett
8	adipös	Zwischen BCS 7 und 9
9	stark adipös	Rippen nicht palpierbar; Fettablagerungen im Lendenbereich, Gesicht und an den Gliedmaßen; Abdomen wölbt sich stark hervor; keine Taille sichtbar

**Tabelle 16:** Ergebnisse der zyklischen Belastungsuntersuchung: Bruchlast, Dehnung bei Bruch, Zugfestigkeit und Zugbelastbarkeit der kranialen Kreuzbänder.

Tier-Nr.	Bruchlast (N)	Dehnung bei Bruch (%)	Zugfestigkeit (N/mm <sup>2</sup> )	Zugbelastbarkeit (N/kg KM)
1	412,26	30	74,55	89,62
2	235,45	24	35,57	36,22
3	429,95	21	69,68	113,14
4	443,82	31	80,84	80,99
5	109,32	19	33,13	34,82
6	211,11	19	35,30	62,09
7	313,29	20	60,02	142,40
8	286,35	33	74,38	68,18
9	140,25	14	24,74	40,65
10	319,13	27	50,58	115,63
11	359,41	35	70,75	161,17
13	96,54	15	23,96	44,90
14	170,42	17	29,85	42,39
15	373,04	42	59,12	83,27
17	268,07	30	42,48	49,64
18	169,04	28	28,90	33,54
19	554,89	35	78,82	97,35
20	233,87	23	38,72	33,41
22	577,64	50	88,32	67,17
23	394,71	25	76,49	124,12
24	166,03	14	31,81	47,71
25	37,91	30	12,51	37,91
26	298,26	30	52,98	60,87
27	374,28	38	59,32	64,53
28	303,07	36	49,85	43,92

**Tabelle 17:** Ergebnisse der zyklischen Belastungsuntersuchung: Bruchlast, Dehnung bei Bruch, Zugfestigkeit und Zugbelastbarkeit der kaudalen Kreuzbänder.

Tier-Nr.	Bruchlast (N)	Dehnung bei Bruch (%)	Zugfestigkeit (N/mm <sup>2</sup> )	Zugbelastbarkeit (N/kg KM)
1	355,75	30	80,12	77,34
2	187,15	32	37,58	28,79
3	355,18	33	81,28	93,47
4	405,8	33	100,20	74,05
5	208,61	36	66,86	66,44
6	256,12	28	59,42	75,33
7	427,15	36	105,99	194,16
8	410,07	55	114,87	97,64
9	291,24	50	75,65	84,42
10	358,89	33	81,57	130,03
11	326,53	37	79,64	146,43
13	204,54	30	55,73	95,13
14	434,73	37	111,47	108,14
15	440,56	37	98,34	98,34
17	269,61	23	59,65	49,93
18	327,74	50	78,22	65,03
19	533,11	43	119,53	93,53
20	374,06	33	81,49	53,44
22	476,67	50	101,64	55,43
23	346,73	28	88,45	109,03
24	325,4	27	82,59	93,51
27	392,96	29	89,92	67,75
28	375,99	33	91,93	54,49

**Tabelle 18:** Ergebnisse der Rotationsuntersuchung:  $F_{\max}$ , Bruchlast, Gradzahl bei Bruch und Zugbelastbarkeit.

Tier-Nr.	$F_{\max}$ (N)	Bruchlast (N)	Gradzahl bei Bruch (°)	Zugbelastbarkeit (N/kg KM)
3	211	208	68,29	54,74
4	190	185	61,41	33,76
5	57,3	49	41,71	15,61
6	111	108	51,33	31,76
7	95,8	93	39,41	42,27
8	183	177	51,33	42,14
9	159	111	63,70	32,17
10	171	171	29,33	61,96
11	192	192	44,91	86,10
12	181	181	55,91	62,41
13	148	144	91,20	66,98
14	240	239	43,54	59,45
15	272	272	35,75	60,71
16	308	299	98,99	46,72
17	112	112	36,66	20,74
18	326	326	43,54	64,68
19	279	279	58,20	48,95
20	203	203	46,29	29,00
21	191	188	68,75	50,81
22	353	345	49,04	40,12
23	282	282	55,45	88,68
24	213	213	98,99	61,21
26	261	261	37,12	53,27
27	414	414	65,54	71,38
28	213	213	33,46	30,87

**Tabelle 19:** Untersuchungsergebnisse der makroskopischen Untersuchung bzw. Untersuchung unter dem Stereomikroskop (Nr.=Nummer; CrCL=kraniales Kreuzband; CaCL=kaudales Kreuzband; med.=medial; Koll.=Kollateralband; lat.=lateral; +=partielle Ruptur; ++=vollständige Ruptur/Fraktur).

Katzen-Nr.	Ruptur CrCL	Ruptur CaCL	Ruptur med. Koll.	Ruptur lat. Koll.	Fibula-Fraktur	Epiphysiolysis tibiae	Avulsionsfraktur
3		++					
4		++					
5		++					
6		+					
7		++					
8		++					
9		++					
10	+	+					
11		+	+				
12		+					
13		+	+				
14							++
15					++		
16					++	++	
17			++				
18		+					
19					++		
20		+		+			
21		+					
22		+	++				
23	+	+		++			
24						++	
26		++					
27		+		+			
28					++		





## **XII. DANKSAGUNG**

Mein besonderer Dank gilt an dieser Stelle Herrn PD Dr. Sven Reese für die Überlassung des Themas, die freundliche Betreuung und jegliche Unterstützung bei der Durchführung der gesamten Arbeit.

Ich danke den Mitarbeitern des Lehrstuhls für Anatomie, Histologie und Embryologie, insbesondere Herrn Hecher, Herrn Baidl, Herrn Badebo, Frau Mitterer und Frau Römlein, für die große Hilfsbereitschaft rundum den praktischen Teil dieser Arbeit.

Des Weiteren danke ich den Tierarztpraxen und dem Institut für Tierpathologie der Ludwig-Maximilians-Universität München für die Kooperation.

Ganz herzlich möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mich während der gesamten Zeit unermüdlich unterstützt und mir Rückhalt gegeben haben – ohne euch wäre es nicht möglich gewesen!

Auch an meine Geschwister Chrissi und Markus ein großes Dankeschön für die Durchsicht, Korrekturen und Unterstützung.

Bei Niklas möchte ich mich für die moralische Unterstützung, die fachlichen Gespräche und die vielen Autofahrten bedanken.

Vielen Dank an Tobi und Alex für die Hilfe bei so mancher Excel-Frage.