

Aus der
Klinik für Kleintiere
der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

**Fluoroskopische Untersuchung zur dreidimensionalen
Ellbogengelenkkinematik bei gesunden sowie dysplastischen Hunden in vivo**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines
Doctor medicinae veterinariae (Dr. med. vet.)
durch die Veterinärmedizinische Fakultät
der Universität Leipzig

eingereicht von
Thomas Rohwedder
aus Kalisz

Leipzig, 2015

Mit Genehmigung der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Dekan: Prof. Dr. Manfred Coenen

Betreuer: Prof. Dr. Peter Böttcher

Gutachter: Prof. Dr. Peter Böttcher, Klinik für Kleintiere,
Veterinärmedizinische Fakultät, Universität Leipzig
PD Dr. Johann Maierl, Lehrstuhl für Anatomie, Histologie
und Embryologie, Tierärztliche Fakultät, LMU München

Tag der Verteidigung: 01.09.2015

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
2 Literaturübersicht	3
2.1 Anatomie und Biomechanik des kaninen Ellbogengelenks	3
2.1.1 Anatomische Grundlagen	3
2.1.2 Biomechanik.....	5
2.2 Ellbogengelenkdysplasie	6
2.2.1 Definition der Ellbogengelenkdysplasie	6
2.2.2 Ätiologie und Pathogenese der Ellbogengelenkdysplasie	6
2.3 Inkongruenzen des Ellbogengelenks	8
2.3.1 Humeroulnare Inkongruenz	8
2.3.2 Radioulnare Inkongruenz	9
2.3.3 Inkongruenz der radioulnaren Inzisur	10
2.3.4 Beeinflussung der Inkongruenz unter dynamischen Gesichtspunkten	11
2.4 Klinische Manifestation und bildgebende Verfahren zur Diagnostik der Ellbogengelenkdysplasie	12
2.4.1 Röntgen.....	13
2.4.2 Computertomografie.....	17
2.4.2.1 CT basierte 3D Rekonstruktion.....	18
2.4.2.2 Sphere Fitting Technique	19
2.4.3 Magnetresonanztomografie	20
2.4.4 Arthroskopie	21
2.5 Methoden der Ganganalyse	24
2.5.1 Force Plate	24
2.5.2 Kinematografische Untersuchung.....	27
2.5.2.1 Videokinematografie.....	27
2.5.2.2 Röntgenvideokinematografie	29
2.5.2.2.1 Markerlose Analyse und Rekonstruktion.....	31
2.5.2.2.2 Marker basierte Analyse und Rekonstruktion.....	33
3 Material und Methoden	37
3.1 Patienten.....	37

Inhaltsverzeichnis

3.1.1 Kontrollgruppe	38
3.1.2 ED Gruppe	39
3.2 Datenerhebung	41
3.2.1 Marker basierte biplanare Röntgenvideokinematografie	41
3.2.2 3D Rekonstruktion und Animation der Knochenmodelle	45
3.2.3 Quantitative Erfassung der Kinematik.....	47
3.2.4 Kontaktflächenmuster	49
3.2.5 Bestimmung der RUI am 3D Modell	50
3.3 Statistische Auswertung	50
4 Ergebnisse	52
4.1 Patienten	52
4.2 Radioulnare Inkongruenz	56
4.3 Kinematik des Ellbogengelenks.....	56
4.3.1 Radioulnargelenk	56
4.3.2 Humeroulnargelenk	58
4.3.3 Kontaktflächenmuster	60
5 Diskussion	62
5.1 Methodik	62
5.2 Ergebnisdiskussion	65
5.2.1 Radioulnare Kinematik	65
5.2.2 Humeroulnare Kinematik	67
5.2.3 Kontaktflächenmuster	72
6 Zusammenfassung	77
7 Summary	79
8 Literaturverzeichnis	81

Abkürzungsverzeichnis

2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional
AVM	Angular Vector Model
CT	Computertomografie
DDR	Digital rekonstruiertes Röntgenbild
DLT	Direct linear transformation
ED	Ellbogengelenkdysplasie
FPC	Fragmentierter <i>Processus coronoideus medialis ulnae</i>
GRF	Ground Reaction Force
IEWG	International Elbow Working Group
IPA	Isolierter <i>Processus anconaeus</i>
JCS	Joint coordinate system
MRT	Magnetresonanztomografie
OCD	<i>Osteochondrosis dissecans</i>
PB	Peter Böttcher
PVF	Peak Vertical Force
RUI	Radioulnare Inkongruenz
SI	Symmetrieindex
SVD	Singular value decomposition
TR	Thomas Rohwedder

1 Einleitung

Die Ellbogengelenkdysplasie (ED) stellt eine der häufigsten Lahmheitsursachen, insbesondere bei jungen Hunden, schnellwüchsiger Rassen dar (KIRBERGER et al. 1998). Dabei umfasst der Begriff Ellbogengelenkdysplasie die Erkrankungen des fragmentierten *Processus coronoideus medialis ulnae* (FPC), des isolierten *Processus anconaeus* (IPA) und die *Osteochondrosis dissecans* (OCD) (WIND 1986).

Eine entscheidende Rolle in der Pathogenese der Erkrankung scheint die Inkongruenz der radioulnaren Gelenkfläche zu spielen, wodurch es zur Überlastung des medialen Gelenkabschnittes und dadurch bedingt zu Knorpelschäden sowie Fissuren und Fragmentation des darunter liegenden subchondralen Knochens kommt (SAMOY et al. 2006). Die radioulnare Inkongruenz (RUI) wurde bisher unter statischen Gesichtspunkten betrachtet, wobei man von einem asynchronen Wachstum zwischen Elle und Speiche ausgeht, welches zu einer Stufenbildung zwischen den Gelenkflächen führt.

GUILLOU und Mitarbeiter (2011) konnten erstmals die Bewegung im kaninen Ellbogengelenk unter in vivo Bedingungen darstellen. In der Studie wurden orthopädisch gesunde Hunde im Schritt und Trab mit Hilfe der Röntgenkinematographie auf dem Laufband untersucht. Dabei zeigte sich eine relative axiale Bewegung zwischen Radius und Ulna von bis zu 1 mm.

Ausgehend von dieser Erkenntnis entstand die Hypothese, dass in dysplastischen Gelenken eine vermehrte dynamische Stufenbildung vorliegen könnte, welche wiederum zu einer erhöhten mechanischen Belastung des medialen Gelenkabschnittes führt. Diese Annahme stützt sich auf der anatomischen Besonderheit, dass die radioulnare Gelenkpfanne ein zusammengesetztes Gelenk ist, welches durch interossäre Bänder miteinander verbunden ist (FOX et al. 1983, LIEBICH und KÖNIG 1999). In Analogie zu Hunden mit Hüftgelenkdysplasie, bei denen eine erhöhte Weichteillaxizität vorliegt (HENRICSON et al. 1966, RISER

1973), könnte eine vergleichbare Bindegewebsschwäche dazu führen, dass Radius und Ulna in dysplastischen Ellbogengelenken sich exzessiv unter Last gegeneinander verschieben. Mit diesem Ansatz wäre es auch zu erklären, weshalb bis zu 40% der klinischen Patienten in Narkose keine detektierbare Stufe zwischen Elle und Speiche aufweisen (ELJACK und BÖTTCHER 2014), da die reale RUI erst unter Last entstehen könnte

Ziel der vorliegenden Arbeit war deshalb der in vivo Vergleich der dynamischen radioulnaren Inkongruenz bei Hunden mit Ellbogengelenkdysplasie und orthopädisch gesunden Tieren.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie und Biomechanik des kaninen Ellbogengelenks

2.1.1 Anatomische Grundlagen

Das Ellenbogengelenk (*Articulatio cubiti*) ist ein zusammengesetztes Gelenk, in dem der *Condylus humeri* mit den proximalen Anteilen des Radius und der Ulna artikuliert (Abb. 1). Dabei lassen sich die drei Teilgelenke *Articulatio humeroulnaris* (Humeroulnargelenk), *Articulatio humeroradialis* (Humeroradialgelenk) und *Articulatio radioulnaris proximalis* (proximales Radioulnargelenk) unterscheiden (NICKEL et al. 1992).

Die Ulna überragt mit dem *Olecranon* den Radius und bildet proximal das *Tuber olecrani*. Das *Tuber olecrani* geht kranial in den *Processus anconaeus* über. Von hieraus erstreckt sich nach distal die *Incisura trochlearis*, deren konkave Gelenkfläche mit dem *Condylus humeri* artikuliert und so das Humeroulnargelenk bildet. Bei Extension senkt sich der *Processus anconaeus* in die *Fossa olecrani* des Humerus. Der distale Abschnitt der *Incisura trochlearis* erweitert sich nach lateral und medial zu den Kronfortsätzen, dem *Processus coronoideus lateralis ulnae* und dem *Processus coronoideus medialis ulnae*. Der mediale Kronfortsatz artikuliert mit der *Trochlea humeri* und kann in drei Abschnitte unterteilt werden. Kranial befindet sich die Apex, welche über einen mittleren Abschnitt dann kaudal in den dritten Abschnitt, die Basis, übergeht (GEMMILL et al. 2006, KRAMER et al. 2006, WAGNER et al. 2007). Die *Articulatio radioulnaris proximalis* wird von der *Circumferentia articularis* des Radius und der *Incisura radialis* der Ulna gebildet (ELLENBERGER und BAUM 1974) und ist für eine geringgradige Pro- und Supinationsbewegung des Unterarms verantwortlich. Die *Articulatio humeroradialis* wird zwischen dem *Caput radii* und dem lateralen Anteil der Humeruskondyle, dem *Capitulum humeri* gebildet.

Die Seitenbänder des Gelenks sind stark entwickelt und verbinden beidseitig die Bandgruben bzw. -höcker des *Epicondylus lateralis* und *medialis humeri* mit denen des Radius bzw. der Ulna. Das *Ligamentum anulare radii* ist ein dünnes Band, das

den Radiuskopf umfasst. Es verläuft unter den Seitenbändern zur *Incisura radialis ulnae*. Elle und Speiche sind durch die proximalen (*Ligamentum interosseum antebrachii*, *Membrana interossea antebrachii*) und distalen radioulnaren (*Ligamentum radioulnare*) Bänder fest verbunden (FOX et al. 1983, LIEBICH und KÖNIG 1999).

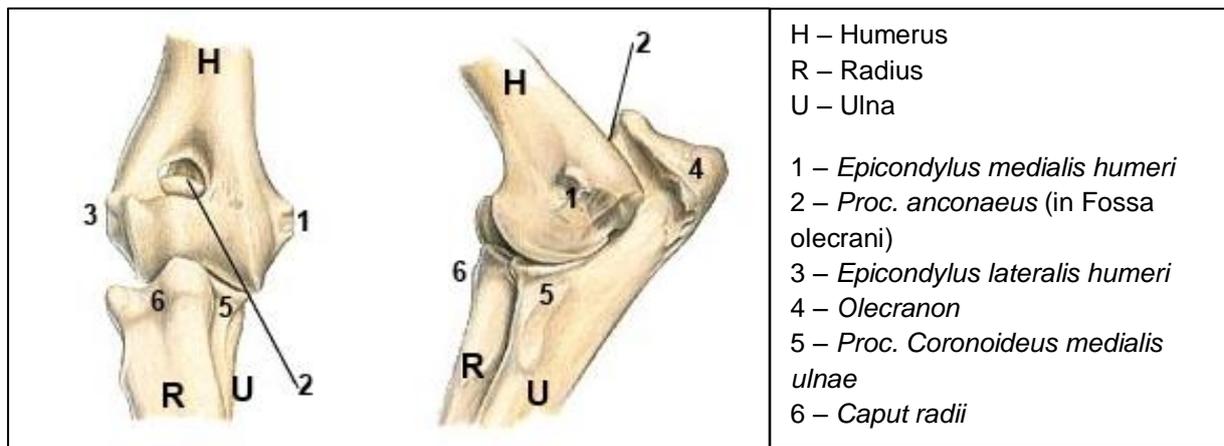


Abb. 1: Schematische Darstellung der Knochen des kaninen Ellbogengelenks und der wichtigsten Knochenpunkte; Sicht von kraniokaudal und mediolateral. (modifiziert, aus vetmed.wsu.edu)

Die Beteiligung der verschiedenen Gelenkanteile lässt erahnen, dass eine ungestörte Funktionalität des Ellbogengelenks nur gewährleistet ist, wenn eine Kongruenz zwischen den einzelnen Anteilen vorliegt (SAMOY et al. 2006). Hierfür ist ein aufeinander abgestimmtes Wachstum der drei gelenkbildenden Knochen, vor allem von Radius und Ulna essentiell. Das Längenwachstum des Radius geht zu 25-40 % von der proximalen und zu 60-75 % von der distalen Epiphysenfuge aus (CARRIG und MORGAN 1975). Die distale Epiphysenfuge der Ulna ist mit 80-85 % hauptsächlich für die Wachstumsleistung verantwortlich. Die proximale Apophysenfuge dient der Ausbildung des Olekranons und hat nur einen geringen Anteil von 15-20 % am Längenwachstum der Ulna (HENSCHEL 1972, FOX et al. 1983, WEIGEL 1987).

2.1.2 Biomechanik

Das Ellenbogengelenk funktioniert als Scharniergelenk (Ginglymus) (LIEBICH und KÖNIG 1999). Die Führungskämme des *Condylus humeri* und das Einsinken des *Processus anconaeus* in die *Fossa olecrani* erlauben nur die Beugung und Streckung des Gelenks (FOX et al. 1983). Für eine gewisse Rotationsbewegung des Unterarms ist das Radioulnargelenk verantwortlich.

Der wichtigste Strecker des Ellbogengelenks ist der *Musculus triceps brachii*, der in vier Muskelbäuche aufgeteilt ist. Er verhindert zudem, dass in der Stützphase das Ellbogengelenk unter der Last des Körpergewichts einknickt. Damit trägt er wesentlich zur Stabilisierung des Gelenks in der Bewegung bei. Des Weiteren fungieren der *Musculus anconaeus* und der *Musculus tensor fasciae antebrachii* als Extensoren des Ellbogens. Für die Beugung des Ellbogengelenks sind der *Musculus biceps brachii* und der *Musculus brachialis* verantwortlich. Der Bewegungsradius liegt dabei rassespezifisch zwischen 110° und 145° (VOLLMERHAUS et al. 1983, VOLLMERHAUS et al. 1994). Der *Musculus supinator* ist für die Supinationsbewegung im Radioulnargelenk zuständig. Der *Musculus brachioradialis* ist ebenfalls ein Supinator, ist allerdings nur schwach ausgebildet oder fehlt bei manchen Hunden vollständig (WAKURI und KANO 1966). Die Pronationsbewegung wird durch den *Musculus pronator teres* und den *Musculus pronator quadratus* ausgelöst, wobei erst genannter auch als Beuger des Ellbogens fungieren kann. Die Supinationsbewegung ist mit ca. 50° stärker ausgeprägter als die Pronation (ca. 20°) (LIEBICH et al. 2001, ROOS et al. 1992).

Etwa 65 % des Körpergewichts eines Hundes ruhen auf dessen Schultergliedmaßen. Dabei wird die Gewichtskraft in physiologischen Ellbogengelenken gleichmäßig auf die radiale und ulnare Gelenkfläche verteilt. In vitro Studien zeigten, dass die Ulna ca. 49 % und der Radius 51 % der Last aufnehmen (PRESTON et al. 2000). Im Trab liegt die, im Gelenk wirkende Kraft (Bodenreaktionskraft) bei gesunden Hunden in der Standphase bei 10 – 12,5 N/kg Körpergewicht (RIGGS et al. 1993, RUMPH et al. 1994).

Um eine gleichmäßige Kraftverteilung und normale Funktionalität des Gelenks sicherzustellen ist eine physiologische Anatomie die Voraussetzung. Studien aus der Humanmedizin zeigen allerdings, dass im humanen Ellbogengelenk eine

physiologische Inkongruenz vorkommt. Im unbelasteten Zustand liegt ein leicht konkaves Missverhältnis zwischen Ulna und Humerus vor, welches sich unter Belastung nivelliert und zu einer besseren Druckverteilung führt (ECKSTEIN et al. 1993). Auch veterinärmedizinische Studien am gesunden, kaninen Modell deuten auf ein Vorliegen einer solchen physiologischen humeroulnaren Inkongruenz hin (MAIERL et al. 1999; MAIERL et al. 2000; PRESTON et al. 2000).

2.2 Ellbogengelenkdysplasie

2.2.1 Definition der Ellbogengelenkdysplasie

Der Begriff der Ellbogengelenkdysplasie umfasst laut International Elbow Working Group (IEWG) die Erkrankungen des fragmentierten *Processus coronoideus medialis ulnae* (FPC), des *isolierten Processus anconaeus* (IPA) und die *Osteochondrosis dissecans* (OCD). Des Weiteren wird die Inkongruenz als vierte Ausprägung im Komplex der Ellbogengelenkdysplasie betrachtet. Diese Erkrankungen können separat oder in Kombination miteinander in einem Gelenk auftreten.

2.2.2 Ätiologie und Pathogenese der Ellbogengelenkdysplasie

Die Ätiopathogenese der Ellbogengelenkdysplasie ist bislang noch nicht restlos geklärt. Man geht zurzeit von einem multifaktoriellen Geschehen aus, wobei erbliche, mechanische und metabolische Ursachen eine Rolle zu spielen scheinen (WIND 1986, GUTHRIE und PIDDUCK 1990, BOULAY 1998, SJÖSTRÖM 1998, LAFOND et al. 2002, KAPATKIN et al. 2003, JANUTTA et al. 2006).

Besonders häufig zeigen große, schnellwüchsige Hunderassen Symptome einer Ellbogengelenkdysplasie auf (GUTHRIE und PIDDUCK 1990; BOULAY 1998; HAZEWINDEL 2007). Bestimmte Rassen wie der Labrador Retriever, Golden Retriever, Rottweiler oder Berner Sennenhund, und hier vor allem männliche Tiere, sind häufiger betroffen (MORGAN et al. 2000, LAFOND et al. 2002, READ et al. 1990, GRONDALEN und LINGAAS 1991). Dieser Umstand lässt eine genetische Ursache vermuten. Verschiedene Manifestationen der ED können vermutlich

unabhängig voneinander vererbt werden (CLEMENTS 2006, GRONDALEN und LINGAAS 1991, HAZEWINDEL 2006, LEWIS et al. 2011, MA et al. 2004).

Bis zu 35 % der Tiere zeigen ein bilaterales Auftreten von Pathologien (MORGAN et al. 1999). Die häufigste Pathologie im Komplex der ED stellt dabei der *fragmentierte Processus coronoideus medialis ulnae* dar (GRONDALEN und GRONDALEN 1981, LAFOND et al. 2002). Dieser kann alleinig oder in Kombination mit anderen Veränderungen, wie OCD und IPA auftreten.

Eine wesentliche Rolle scheinen Inkongruenzen der Gelenkflächen zu spielen, wodurch es zu einer chronischen, mechanischen Überlastung bestimmter Gelenkabschnitte kommt (WIND 1986, OLSSON 1987, DANIELSON et al. 2006, SAMOY et al. 2006, GEMMILL und CLEMENTS 2007). Der Grad der Veränderungen im Ellbogengelenk ist dabei abhängig vom Grad der Inkongruenz, welcher stark variieren kann. Bei geringer Inkongruenz werden Veränderungen des Knorpels festgestellt, bei stärkerer Inkongruenz können knöcherne Veränderungen nachgewiesen werden (WIND und PACKARD 1986, SAMOY et al. 2012). Dabei ist das Ausmaß der Veränderungen auch vom Entwicklungsstadium des Ellbogengelenks zum Zeitpunkt des schädigenden Insultes abhängig (OLSSON 1987).

Man geht davon aus, dass multiple Faktoren zur Ausbildung von Inkongruenzen des Ellbogengelenks führen können (SAMOY et al. 2006, WAGNER et al. 2007). Wachstumsstörungen des Radius, beziehungsweise der Ulna können zu Deformationen des Unterarms als auch der angrenzenden Gelenke führen (SJÖSTRÖM et al. 1995). Ursächlich für solche Störungen können Traumata der Wachstumsfugen, hypertrophe Osteodystrophie oder persistierende Knorpelzapfen sein. Durch Wachstumsstörungen kann es einerseits zu Achsenfehlstellungen in Form eines Varus oder Valgus der Vordergliedmaße kommen und andererseits zu Fehlstellungen und -belastungen im Ellbogengelenk, was degenerative Veränderungen hervorrufen kann. Viele Tiere mit klinischen Anzeichen einer ED zeigen allerdings keine der oben genannten Veränderungen. Genetisch bedingte, subtilere Wachstumsstörungen zwischen Radius und Ulna, unterstützt durch äußere Einflüsse wie z.B. die Fütterung, scheinen hier eine Rolle zu spielen. Auch humeroulnare Inkongruenzen, die durch Formveränderungen der *Incisura trochlearis*

hervorgerufen werden, konnten vermehrt bei großen Hunderassen wie dem Berner Sennenhund nachgewiesen werden (WIND 1986, BRUNNBERG et al. 1999).

2.3 Inkongruenzen des Ellbogengelenks

Im Falle einer vorliegenden Inkongruenz des Ellbogengelenks greifen die Gelenkanteile von Radius, Ulna und Humerus nur suboptimal ineinander (SAMOY et al. 2006). Dabei kann zwischen einer humeroulnaren Inkongruenz und einer radioulnaren Inkongruenz unterschieden werden (OLSON et al. 1979, OLSON 1981, WIND 1986, KIRBERGER und FOURIE 1998, SAMOY et al. 2006, WAGNER et al. 2007, HAZEWINKEL 2008). Neuerdings wurde zusätzlich eine mögliche Inkongruenz im Bereich der *Incisura radialis* beschrieben, welche in Verbindung mit einem unphysiologischen Muskelzug des *M. biceps brachii* bzw. *M. brachialis* auftritt (FITZPATRICK 2006, FITZPATRICK und YEADON 2009, HULSE 2008, HULSE et al. 2010).

2.3.1 Humeroulnare Inkongruenz

Im Falle der humeroulnaren Inkongruenz weist die *Incisura trochlearis ulnae* eine ellipsenförmige Ausbildung oder einen zu kleinen Radius im Vergleich zur *Trochlea humeri* auf (WIND 1986). HAZEWINKEL (2008) weist darauf hin, dass diese Form der Inkongruenz durch eine unterentwickelte *Incisura trochlearis ulnae* bedingt sein kann. Allgemein wird aber davon ausgegangen, dass diese Form der Inkongruenz nur selten Ursache für eine vorliegende ED ist (KIRBERGER und FOURIE 1998). Des Weiteren wird eine physiologische humeroulnare Inkongruenz beim Menschen (ECKSTEIN et al. 1993, ECKSTEIN et al. 1994) und auch beim Hund beschrieben (PRESTON et al. 2000, MAIERL et al. 2000), die möglicherweise einen positiven Effekt auf die intraartikuläre Druckverteilung bei hohem Stress hat.

2.3.2 Radioulnare Inkongruenz

Das traditionelle Modell der radioulnaren Inkongruenz unterscheidet zwei Formen, die positive und negative RUI (WIND 1986). Dabei beschreibt die positive RUI eine entwicklungsbedingte Verkürzung des Radius (short radius syndrome). Hierdurch kommt es zu einer mechanischen Druckerhöhung auf den medialen Kronfortsatz der Ulna und die gegenüberliegende *Trochlea humeri* (PRESTON et al. 2001). Durch die mechanische Überlastung kommt es zur Schädigung des entsprechenden Knorpels und subchondralen Knochen in Form von Mikrofrakturen (DANIELSON et al. 2006) und im Endeffekt zur Fragmentation des *Processus coronoideus medialis ulnae*.

Im Falle einer negativen RUI liegt eine verkürzte Ulna (short ulna syndrome) vor. Durch den höher stehenden Radius wird die Humeruskondyle nach proximal gedrückt, wodurch eine Druckerhöhung zwischen Kondyle und *Processus anconaeus* entsteht. Hiermit wird die Entstehung eines *isolierten Processus anconaeus* erklärt (SAMOY et al. 2006)

Das separate Vorliegen von FPC oder IPA kann mit dem traditionellen Modell erklärt werden, allerdings gibt es auch Ellbogengelenke in denen IPA und FPC zeitgleich auftreten. In einem solchen Fall müssten eine relative Verkürzung des Radius und eine Verkürzung der Ulna vorliegen (KIRBERGER und FOURIE 1998, MEYER-LINDENBERG et al. 2006). Um diese Einschränkung des traditionellen Modells zu überwinden, entwickelte LOZIER (2006) das sogenannte „Angular Vector Model“ (AVM). Dieses berücksichtigt neben negativer und positiver RUI eine rotatorische Instabilität der Humeruskondyle, wodurch sowohl eine relative Verkürzung des Radius als auch der Ulna zu einer Überbelastung des medialen Kompartiments führt. Im Fall eines „short radius“ stimmen die Betrachtungsweise der Ätiopathogenese nach dem traditionellen Modell und dem AVM überein. Durch die Radiusverkürzung kommt es zu einer mechanischen Überlastung des medialen Gelenkanteils. Diese Fehlbelastung wird LOZIER (2006) zufolge durch eine leichte Valgusstellung im Ellbogengelenk und Innenrotation des Humerus noch verstärkt. Im Falle einer zu kurzen Ulna wird der laterale Anteil des Humeruskondyle, bedingt durch einen Radiushochstand, nach proximal gedrückt. Im Zuge dieser Verschiebung stößt der zentrale Anteil der Humeruskondyle gegen den *Processus anconaeus*, wodurch dieser zu einem Drehpunkt wird. Dadurch rotiert die Humeruskondyle und die

Trochlea humeri wird nach distal gedrückt, wodurch wiederum der mediale Gelenkanteil vermehrtem Druck ausgesetzt wird. Daraus können eine Fragmentierung des *Processus coronoideus medialis ulnae* und/oder eine *Osteochondrosis dissecans* im Bereich der medialen Humeruskondyle resultieren. Nach LOZIER (2006) sind die beschriebenen Prozesse im Fall der „short ulna“ der häufigste Grund für Läsionen des medialen Koronoids. Mit dem Angular Vector Model ist das Auftreten von verschiedenen Ellbogenpathologien, wie IPA, FPC und/oder OCD in ein und demselben Gelenk plausibel.

Ursächlich für das Vorliegen von Pathologien des ED Komplexes ohne nachweisbare RUI wird ein temporäres Fehlwachstum diskutiert, welches sich beim adulten Tier wieder neutralisiert, eine Schädigung allerdings bereits stattgefunden hat (BÖTTCHER 2011, TROSTEL et al. 2003). Für diese Vermutung liegen allerdings keinerlei Nachweise vor.

2.3.3 Inkongruenz der radioulnaren Inzisierung

Eine Inkongruenz im Bereich der *Incisura radii* der Ulna, in Verbindung mit einem Missverhältnis des muskulären Zuges des *M. biceps brachii* und *M. brachialis*, soll ursächlich sein für das Vorliegen isolierter Koronoidpathologien, die entlang der Inzisierung verlaufen. Durch eine knöchernen Fehlstellung kommt es zu einer vermehrten Reibung zwischen Radiuskopf und lateralem Anteil des medialen Kronfortsatzes, während ein übermäßiger Muskelzug ein Anschlagen des Koronoids gegen den Radiuskopf bewirkt (FITZPATRICK 2006, FITZPATRICK et al. 2009, FITZPATRICK und YEADON 2009, HULSE 2008, HULSE et al. 2010). Neben einer knöchernen Deformation wird auch eine mögliche Bandinstabilität als Ursache diskutiert (FITZPATRICK und YEADON 2009). Die Theorie einer Inkongruenz der radioulnaren Inzisierung in Verbindung mit muskulären Fehlfunktionen ist hypothetisch und zum momentanen Zeitpunkt nur an drei Fällen beschrieben, die klinische Befunde aufwiesen, welche mit der Theorie erklärbar wären (FITZPATRICK et al. 2009).

2.3.4 Beeinflussung der Inkongruenz unter dynamischen Gesichtspunkten

Sowohl beim Menschen als auch beim Hund kommt eine physiologische humeroulnare Inkongruenz vor, die der besseren Anpassung an Belastungssituationen dienen soll (ECKSTEIN et al. 1993, ECKSTEIN et al. 1994, MAIERL et al. 2000, PRESTON et al. 2000). Dabei ist die *Incisura trochlearis* geringgradig kleiner ausgeprägt als die Humeruskondyle. Die Folge dieser konkaven Inkongruenz ist eine Dehnungsbelastung in der Tiefe der Gelenkfläche. Die auftretende Dehnung im subchondralen Knochen führt zu Zugspannungen, die die Druckspannung übertreffen (JACOBS und ECKSTEIN 1997, MERZ et al. 1997). Aus dieser konkaven Inkongruenz ergibt sich ein bizentrisches Kontaktmuster, welches für den Menschen und den Hund in in vitro Studien gezeigt werden konnte, d.h. der Kontakt des Humerus mit der Ulna tritt hauptsächlich kraniallateral am *Processus anconaeus* und am *Processus coronoideus medialis ulnae* auf (ECKSTEIN et al. 1995, PRESTON et al. 2000). Erst bei deutlicher Druckzunahme konfluieren die beiden Kontaktflächen.

Auch die radioulnare Gelenkfläche zeigt sowohl unter Belastung als auch bei Pro- und Supination eine Konformationsänderung. Da beim Hund das *Spatium interosseum* vollständig als kleiner Spalt erhalten ist und durch das *Ligamentum* bzw. die *Membrana interossea antebrachii* überbrückt wird ist eine minimale Bewegung der Knochen gegeneinander möglich. Studien zum Einfluss der Gliedmaßenposition auf die Diagnostik einer RUI zeigen, dass bei maximaler Pro- und Supination eine Stufenbildung von bis zu 1 mm detektierbar ist (HOUSE et al. 2009). Ein weitere Studie konnte am in vitro Modell eine Verschieblichkeit von 0,36 mm bis 1,12 mm zwischen Radius und Ulna nachweisen (MIGHT et al. 2011). Da es sich hierbei allerdings um Untersuchungen am narkotisierten und muskelrelaxierten Tier bzw. um in vitro Studien handelt kann das Ausmaß einer möglichen radioulnaren Beweglichkeit in vivo nicht vollends abgeschätzt werden.

GUILLOU (2011) konnte erstmals die Bewegung im gesunden, kaninen Ellbogengelenk in vivo darstellen. Vier gesunde Fox Hounds wurden nach Implantation von Markern in Humerus, Radius und Ulna videokinematografisch untersucht. Dabei wurden biplanare Aufnahmen der Bewegung aufgenommen und analysiert. Die Hunde wurden im Schritt und im Trab auf einem Laufband geführt und

beide Gangarten untersucht und gegeneinander verglichen. Dabei zeigte sich eine relative axiale Verschiebung von Radius und Ulna von bis zu 1 mm zueinander; diese Bewegung konnte sowohl in der Stand- als auch der Schwungphase gemessen werden. Ein Unterschied in der radioulnaren Kinematik zwischen Schritt und Trab konnte nicht festgestellt werden.

2.4 Klinische Manifestation und bildgebende Verfahren zur Diagnostik der Ellbogengelenkdysplasie

Als erstes klinisches Symptom der ED beschreibt OLSSON (1983) einen leicht steifen Gang des Patienten aus der Ruhe heraus. Lahmheiten nach Belastung und Schmerzreaktionen bei der Manipulation des Ellbogengelenks treten erst später auf (OLSSON 1983). Erste klinische Symptome können bereits im Alter von vier bis acht Monaten beobachtet werden (GUTHRIE 1989, NAP 1995, COOK 2001). Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Erstvorstellung bei einem Tierarzt liegt zwischen vier und 12 Monaten (HANLON 1969), wobei auch ein späteres Eintreten von klinischen Symptomen im Alter von zwei bis drei Jahren beschrieben ist (BARDET 2002). Hunde mit beidseits betroffenen, gering- bis mittelgradig veränderten Ellbogengelenken werden häufig nicht oder erst zu späterem Zeitpunkt diagnostiziert, da keine eindeutige Lahmheit erkennbar ist (NAP 1995).

Eine definitive Unterscheidung von FPC, IPA und OCD der *Trochlea humeri* ist klinisch nicht möglich (WALDE und TELLHELM 1991). Patienten mit Ellbogengelenkdysplasie zeigen neben einer Lahmheit unterschiedlicher Ausprägung häufig ein Heranziehen der Gliedmaße unter den Brustkorb bei gleichzeitiger Exorotation der Pfote. Im Rahmen der orthopädischen Untersuchung kann eine Dolenz bei Extension und Flexion des Ellbogengelenks sowie bei Druck auf das mediale Koronoid unter gleichzeitiger Pro- und Supination des Unterarms (positive Koronoidprobe) ausgelöst werden. Teilweise ist eine Krepitation hör- oder fühlbar. Eine vermehrte Gelenkfüllung kann ebenfalls palpiert werden (ALEXANDER et al. 1981, BOULAY 1998, SCHLEICH 1998). Diese Symptome sind individuell unterschiedlich stark ausgeprägt und hängen sowohl vom Individuum selbst als auch vom Schweregrad der Erkrankung ab. Bei deutlich osteoarthrotisch veränderten Gelenken zeigt das Ellbogengelenk zudem eine Beuge- und/oder Streckhemmung,

die bei passiver Gliedmaßenbewegung diagnostiziert werden kann (READ et al. 1990). In besonders schwerwiegenden Fällen kann eine Reduktion des Bewegungsradius auf 40° vorliegen (BARDET 2002).

Klinisch ist eine Unterscheidung eines IPA von den übrigen Erkrankungen der ED am ehesten möglich, aber nicht immer eindeutig. Die Tiere gehen ebenfalls lahm, zeigen aber häufig eine akute Lahmheit mit Einschränkung der Extension des Ellbogengelenks (POBISCH et al. 1972). Ein, initial durch fibröses Bindegewebe oder Faserknorpel stabil mit der Ulna verbundener *Processus anconaeus* kann sich lösen und so zu mechanischer Beeinflussung der Gelenkfunktion führen (SJÖSTRÖM 1998). Beim Vorführen der Schultergliedmaße wird diese leicht abduziert, um eine vermehrte Bewegung des Gelenks zu verhindern. Bei Palpation ist Dolenz auslösbar und eine vermehrte Füllung des kaudolateralen Recessus und Krepitation können palpirt werden. Eine mit der Zeit deutlicher werdende Atrophie des *M. triceps brachii* ist möglich (PUNZET 1973, SJÖSTRÖM 1998, BARDET 2002).

Der Begriff „mediales Kompartmentsyndrom“ ist rein deskriptiv und umfasst die Sklerose des medialen Kronfortsatzes, Mikrofrakturen des subchondralen Knochen, Fissuren oder Fragmentation des medialen Kronfortsatzes und Knorpelläsionen im Bereich des Kronfortsatzes und/oder der *Trochlea humeri*, mit oder ohne Vorliegen einer nachweisbaren Inkongruenz (FITZPATRICK und YEADON 2009). Der Begriff umschreibt zudem nicht die Ursache der Pathologie.

Zur weiteren Abklärung einer ED sind bildgebende Verfahren angezeigt.

2.4.1 Röntgen

Die Röntgenuntersuchung ist eine kostengünstige und weit verbreitete Methode und stellt häufig den ersten Schritt der bildgebenden Diagnostik dar. Röntgenaufnahmen des Ellbogengelenks in vier verschiedenen Ebenen werden empfohlen, um eine möglichst genaue Evaluierung der Gelenkstrukturen zu ermöglichen (VOORHOUT und HAZEWINKEL 1987, BERRY 1992):

- mediolaterale Aufnahme in Neutralposition (ca. 135° Winkelung des Gelenks)
- mediolaterale Aufnahme in Flexion (ca. 45° Winkelung des Gelenks)

- kraniokaudale Aufnahme
- kraniolateral – kaudomediale Schrägaufnahme (ca. 15°)

Die größte Information ergibt sich aber bereits aus der mediolateralen Aufnahme (VOORHOUT und HAZEWINDEL 1987).

Röntgenologische Veränderungen liegen meist ab einem Alter von sechs bis acht Monaten vor, teilweise aber auch schon früher (OLSSON 1983, READ et al. 1990). Einige Junghunde zeigen allerdings eine hochgradige Lahmheit ohne erkennbare radiologische Veränderungen (READ et al. 1990). Osteoarthrotische Veränderungen treten erst nach einiger Zeit in einem Gelenk auf, daher stimmen Klinik und Röntgenbefund bei jungen Hunden nicht immer überein (READ et al. 1996, ZORKO 2001).

Erste radiologische Anzeichen einer ED sind osteophytäre Zubildungen im Bereich des proximalen *Processus anconaeus* und des Radiuskopfes sowie vermehrte subchondrale Sklerose im Bereich der *Incisura trochlearis* und der Kronfortsätze (BERRY 1992, WISNER und POLLARD 2007, BOULAY 1998, HORNOF et al. 2000). Derartige Veränderungen sind unspezifisch und treten begleitend bei allen Formen der ED auf. Die International Elbow Working Group (IEWG) hat Richtlinien zur Einteilung der Schweregrade der ED anhand der arthrotischen Veränderungen erarbeitet (Tabelle 1).

Tabelle 1: Arthrose Score der International Elbow Working Group (IEWG 2001)

Grad 0 (normal)	Keine Osteophyten oder Sklerose
Grad I (geringgradige Arthrose)	Osteophyten < 2 mm Größe oder Sklerose der Incisura trochlearis
Grad II (mittelgradige Arthrose)	Osteophyten 2 – 5 mm Größe
Grad III (hochgradige Arthrose)	Osteophyten > 5 mm Größe

Die Kontur des medialen Kronfortsatzes in der mediolateralen Aufnahme kann ebenfalls zur Beurteilung herangezogen werden. Sie projiziert sich in einem gesunden Ellbogengelenk als scharfe Linie über den Radiuskopf und ist bis an die Gelenkfläche nachvollziehbar. Ist diese scharfe Kontur nicht erkennbar, kann dies ein Hinweis auf das Vorliegen eines FPC sein. Eine Fragmentation des *Processus coronoideus medialis ulnae* kann anhand von Röntgenaufnahmen weder eindeutig diagnostiziert noch ausgeschlossen werden. Das Vorliegen eines IPA hingegen ist durch das Röntgen eindeutig nachweisbar. Hierfür ist die gebeugte mediolaterale Aufnahme am besten geeignet, da der *Processus anconaeus* aus der *Fossa olecrani* herausprojiziert und eine genaue Beurteilung ermöglicht wird. Die Wachstumsfuge des *Processus anconaeus* schließt sich um die 20. – 22. Lebenswoche (BOULAY 1998, WISNER und POLLARD 2007). Ist darüber hinaus eine röntgendurchlässige Linie im Bereich der ehemaligen Fuge zu erkennen, kann die Diagnose eines IPA gestellt werden. Auch eine *Osteochondrosis dissecans* zeigt im Röntgen deutliche Veränderungen. Fast ausschließlich entsteht eine OCD im Bereich der medialen Humeruskondyle (REICHLE et al. 2000, VOORHOUT und HAZEWINKEL 1987, HORNOF et al. 2000). In der kraniokaudalen Projektion zeigt die Kontur der *Trochlea humeri* im Bereich der Läsion eine halbkreisförmige Aufhellungszone, so dass die konkave Form verloren geht; der Knochen erscheint eingedrückt (KIPPENES und JOHNSTON 1998, HORNOF et al. 2000). Der subchondrale Knochen unterhalb der

Läsion weist eine mehr oder weniger stark ausgeprägte Sklerose auf. In manchen Fällen kann auch ein ossifiziertes, freies Fragment im Gelenkspalt dargestellt werden. Sekundäre Anzeichen einer Arthrose können in unterschiedlichem Ausmaß auftreten. Zu unterscheiden ist die OCD von sogenannten „kissing lesions“. Diese stellen erosive Schäden des subchondralen Knochens des Humerus dar, die sekundär bei Vorliegen eines FPC entstehen können. „Kissing lesions“ weisen eine subchondrale Sklerosierung auf, der Konturverlust der Kondyle ist aber nicht immer ausgeprägt.

Die Beurteilung der Inkongruenz des Ellbogengelenks mit Hilfe von Röntgenaufnahmen wird kontrovers diskutiert. Arthrosen im Ellbogenbereich sind ein Hinweis auf bestehende Inkongruenzen. Es konnte eine enge Korrelation zwischen dem Schweregrad der Inkongruenz und dem der sekundären Arthrose aufgezeigt werden (KELLER et al. 1997). Studien zeigen, dass Röntgenuntersuchungen zur Diagnose einer radioulnaren Inkongruenz > 2 mm eine gute Sensitivität und Spezifität aufweisen (WIND und PACKARD 1986, BLOND et al. 2005). Dezentere Stufen sind allerdings nicht eindeutig detektierbar (MASON et al. 2002). Aufgrund der komplexen dreidimensionalen Anatomie des Ellbogengelenks ist die Beurteilung anhand zweidimensionaler Aufnahmen erschwert. Hinzu kommen Überlagerungen verschiedener Knochenanteile und der Einfluss der Lagerung (MURPHY et al. 1998). Auch die Röntgentechnik spielt eine entscheidende Rolle; der Zentralstrahl sollte auf das Zentrum des Gelenks gerichtet werden, da Abweichungen zu Fehleinschätzungen führen können und sogar gesunde Gelenke als inkongruent beurteilt werden können (BLOND et al. 2005).

Neben der radioulnaren Inkongruenz wurden weitere Merkmale beschrieben, die im Röntgenbild auf das Vorliegen einer Ellbogengelenkinkongruenz hinweisen. Eine elliptische Kontur der *Incisura trochlearis ulnae*, ein erweiterter Gelenkspalt sowie eine Verlagerung der Humeruskondyle nach kranial können radiologisch diagnostiziert werden (WIND 1986, BRUNNBERG et al. 1999). Allerdings hat die Lagerung ebenfalls Einfluss auf die Kontur der *Incisura trochlearis*, so dass auch dieses Merkmal vorsichtig beurteilt werden sollte (MURPHY et al. 1998).

2.4.2 Computertomografie

Mit der CT Untersuchung können lagerungsbedingte Artefakte verringert und Überlagerungen von Strukturen vermieden werden, was eine bessere Beurteilung der Anatomie ermöglicht. Die Möglichkeit der organ- und strukturspezifischen Fensterung erlaubt eine detaillierte Beurteilung von Weichteilgeweben und Knochen (COOK und COOK 2009). Empfohlen werden Scans mit einer Schichtdicke von 1 oder 2 mm und einer Überlappung von 0,5 bis 1 mm. Die Fensterung sollte bei Ellbogenscans eine Breite von 1500 – 3500 Hounsfield Units (HU) und ein Zentrum von 500 HU haben (COOK und COOK 2009).

Zur Diagnostik von Koronoiderkrankungen ist die Computertomografie sehr gut geeignet (CARPENTER et al. 1993, BRADEN et al. 1994, ROVESTI et al. 2002, COOK und COOK 2009). Allerdings können sich Pathologien, je nach Fensterung und Schnittebene, variabel darstellen (TROMBLEE et al. 2007). Auch in der Bestimmung einer Ellbogengelenkinkongruenz ist die CT dem konventionellen Röntgen überlegen (BOULAY 1998, BRUNNBERG et al. 1999, REICHLE et al. 2000). Hierfür sind dorsale und sagittale Rekonstruktionen der ursprünglichen transversalen Bildebene am besten geeignet (REICHLE et al. 2000, GIELEN et al. 2004, GEMMILL et al. 2005, HOLSWORTH et al. 2005, GEMMILL et al. 2006, KRAMER et al. 2006, TROMBLEE et al. 2007, WAGNER et al. 2007). Allerdings bestehen widersprüchliche Meinungen bezüglich der optimalen Lokalisation zur Diagnose einer RUI. GEMMILL und Mitarbeiter (2005) beschreiben die Nachweisbarkeit einer RUI im Bereich des Apex des medialen Koronoids. Andere Studien hingegen konnten im Bereich der Basis eine RUI diagnostizieren (HOLSWORTH et al. 2005, KRAMER et al. 2006). Letztere Lokalisation scheint tatsächlich eine bessere Einschätzung der Kongruenz zu erlauben (COOK und COOK 2009).

Trotz der allgemein anerkannten Überlegenheit der CT gegenüber dem Röntgen bezüglich der Diagnosestellung einer RUI bestehen starke Unterschiede im Hinblick auf die tatsächliche diagnostische Sicherheit. HOLSWORTH (2005) beschreibt eine gute Korrelation ($R = 0,825$) zwischen CT und tatsächlicher Gelenkkonformation. WAGNER und Mitarbeiter (2007) hingegen zeigen eine Sensitivität von 0,86 und eine Spezifität von lediglich 0,46 auf. Ursache für solch unterschiedliche Werte könnten

lagerungsbedingte Veränderungen der radiolnaren Gelenkkonformation sein (MURPHY et al. 1998, HOUSE et al. 2009). So führt eine Pronation des Unterarms zu einem Anheben des Apex des medialen Kronfortsatzes; die Supination bewirkt den gegenteiligen Effekt (HOUSE et al. 2009). Auch vermehrte Extension des Gelenks kann zu einer Vergrößerung der RUI führen (WAGNER et al. 2007). Auf eine standardisierte Lagerung mit neutraler Positionierung der Gliedmaße sollte daher geachtet werden (WAGNER et al. 2007, HOUSE et al. 2009). Da die Computertomografie lediglich den subchondralen Knochen darstellt, kann die Morphologie des Gelenkknorpels und dessen Einfluss auf die Gelenkoberfläche nicht beurteilt werden (WAGNER et al. 2007). Weitere Nachteile der CT sind die erforderliche Vollnarkose, Kosten und die Strahlenexposition.

Zur besseren Visualisierung und Beurteilung der oft komplexen Anatomie können weiterhin 3D Rekonstruktion der CT Datensätze kreiert werden.

2.4.2.1 CT basierte 3D Rekonstruktion

Herkömmliche CT Datensätze können computerisiert zu 3D Modellen rekonstruiert werden. Diese Modelle haben den Vorteil, dass die dreidimensionalen anatomischen Gegebenheiten besser erfasst werden können. Zudem ist es möglich einzelne Knochen bzw. Knochenanteile zu extrahieren und so einen Einblick in das Gelenk zu gewinnen. Die beschriebene Sensitivität für die Unterscheidung zwischen kongruenten und inkongruenten Gelenken liegt bei 0,86 für Stufen zwischen 1 – 2 mm bzw. bei 1,00 für Stufen > 2 mm, die Spezifität bei 0,77 (WERNER et al. 2009). Teilt man die Bewertung jeweils nach positiven und negativen Stufen im Vergleich zu kongruenten Gelenken auf können noch bessere Werte erzielt werden (WERNER et al. 2009). Allerdings handelt es sich bei der beschriebenen Studie um einen in vitro Versuch mit artifiziell erstellten Inkongruenzen.

Eine gewisse Limitation der 3D Rekonstruktion stellt der technische Aspekt selbst dar. Ein CT Datensatz besteht aus einzelnen Voxeln. Während der Rekonstruktion werden auch partiell gefüllte Voxel vollständig nachgebildet, dies wird als partieller Volumeneffekt bezeichnet (KETCHAM 2006, KETCHAM 2007). Dadurch ist das Modell etwas größer als das gescannte Originalobjekt. Vor allem bei sehr eng

aneinander liegenden Objekten, z.B. zwei gelenkbildenden Knochen, können so Überlagerungen entstehen die zu Fehleinschätzungen führen können.

2.4.2.2 Sphere Fitting Technique

Um eine rein visuelle Beurteilung einer radioulnaren Inkongruenz zu optimieren wurde von ELJACK und Mitarbeitern (2013) die sogenannte Sphere Fitting Methode entwickelt. Mit Hilfe eines Kugelmodells, dessen Umfang sich an der *Incisura trochlearis ulnae* orientiert, kann der Verlauf der Gelenkfläche von der *Incisura trochlearis* zum Radiuskopf genauer evaluiert werden. Zur Generierung der Kugel (sphere) werden Punkte entlang des sagittalen Kamms der Inzisur bestimmt. Daraus errechnet ein Algorithmus den Umfang, der eine ideale Lage der Kugel entlang der Gelenkfläche ermöglicht (TAUBIN 1991). In einem kongruenten Gelenk zeigt die Kugel einen konstanten Kontakt im Bereich der Inzisur und einen direkten Übergang zur kaudalen Gelenkfläche des Radius. Unterbrechungen des Kontaktes zur radialen Gelenkfläche stellen eine positive RUI dar. Taucht die Kugel in die radiale Gelenkfläche hinein entspricht dies einer negativen RUI (Abb. 2). Durch Änderung des Kugelradius, bis Kontakt mit der kaudalen radialen Gelenkfläche entsteht, kann das Ausmaß der RUI gemessen werden. Mit dieser Technik konnte eine Sensitivität von 0,94 und eine Spezifität von 0,89 erreicht werden (ELJACK et al. 2013).

Die Bestimmung einer RUI erfolgt auf Höhe der Koronoidbasis. Eine Bewertung im Bereich der Apex des *Processus coronoideus medialis ulnae* ist mit der Sphere Fitting Technik nicht möglich. Allerdings zeigen andere Studien, dass erstere Lokalisation für eine genaue Diagnose der RUI in der CT am besten geeignet ist (WAGNER et al. 2007, COOK und COOK 2009).

Zum momentanen Zeitpunkt scheint die Sphere Fitting Technik, nebst der Arthroskopie, die größte Genauigkeit in der Diagnose einer Inkongruenz zwischen Radius und Ulna aufzuweisen. Limitationen der Technik, wie der Einfluss der Lagerung auf die radioulnare Gelenkkonformation, unterscheiden sich nicht von anderen CT Untersuchungen.

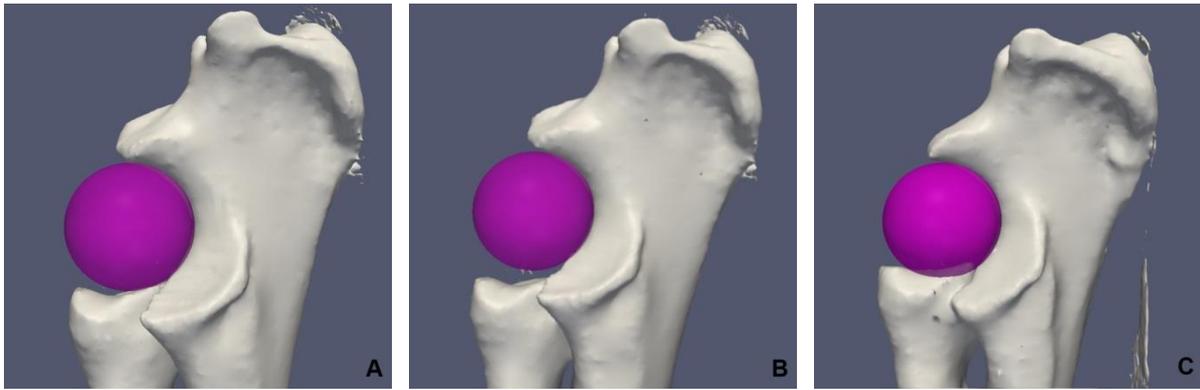


Abb. 2: 3D Modell von Radius und Ulna mit Sphere-Modell, angepasst an die *Incisura trochlearis* (aus ELJACK et al. 2013).

A) kongruentes Radioulnargelenk, die Sphere passt perfekt in die Ulna und berührt im weiteren Verlauf die kaudale Gelenkfläche des Radius. B) positive RUI, die Sphere hat keinen Kontakt mit der Gelenkfläche des *Caput radii*. C) negative RUI, die Sphere taucht in das *Caput radii* ein.

2.4.3 Magnetresonanztomografie

MRT Untersuchungen haben zurzeit noch einen geringen Anteil an der Diagnostik der Ellbogengelenkdysplasie beim Hund und werden nicht routinemäßig durchgeführt. Viele verschiedene Sequenzen erlauben eine sehr gute Unterscheidung zwischen medullärem Knochen, subchondralem Knochen, Weichteilgewebe und Knorpel (SNAPS et al. 1999, JANACH et al. 2006, PROBST et al. 2007). Im Vergleich zur CT, die eine bessere Auflösung von Knochengewebe bietet, kann in der MRT eine detaillierte Darstellung der feinen Knochenstruktur, insbesondere des medullären Knochens erfolgen (SNAPS et al. 1999, JANACH et al. 2006, PROBST et al. 2008).

Bedingt durch die geringe Größe des Ellbogengelenks, die komplexe Anatomie und den sehr dünnen Gelenkknorpel hat die MRT allerdings mehrere Einschränkungen in der Beurteilung des kaninen Ellbogens (SNAPS et al. 1998, PROBST et al. 2008). Aus diesem Grund wurde empfohlen ein Gadolinium basierte Arthrografie zur Beurteilung heranzuziehen, um die Genauigkeit der Beurteilung zu steigern (SNAPS et al. 1999).

Die Diagnose eines IPA im MRT wurde bisher in nur einem einzigen Fall beschrieben (REICHLE und SNAPS 1999). Auch zur Charakteristik einer OCD gibt es keine aussagekräftigen Beschreibungen (COOK und COOK 2009). Die Sensitivität für die Diagnose eines FPC im MRT liegt in einer Studie bei 95,5 %, verglichen mit 77 % im Röntgen (SNAPS et al. 1997). Untersuchungen zur Bestimmung der Inkongruenz fehlen; lediglich eine Studie zum Verhältnis zwischen *Trochlea humeri* und *Incisura trochlearis ulnae* bei verschiedenen Hunderassen ist derzeit publiziert (JANACH et al. 2006).

2.4.4 Arthroskopie

Die Arthroskopie hat in den letzten Jahren eine tragende Rolle in der Diagnostik und Therapie der ED erlangt und wird routinemäßig eingesetzt (VAN RYSSSEN et al. 1993, BARDET 1997, BEALE et al. 2003). Da radiologische Befunde nicht immer diagnostisch sind, vor allem bei geringgradigen sekundären Veränderungen, bietet die Arthroskopie die Möglichkeit der direkten Adspektion und auch Therapie intraartikulärer Strukturen, wie z.B. eines FPC oder Knorpelläsionen (OLSSON 1983, HENRY 1984, GUTHRIE 1989, GRONDALEN und LINGAAS 1991, BEHRENDTS 1996, VAN RYSSSEN und van BREE 1997, JANTHUR et al. 2000, MEYER-LINDENBERG et al. 2003). Neben der direkten Adspektion können Gelenkstrukturen palpirt werden und so zusätzliche Informationen gewonnen werden, die zur Diagnosestellung beitragen (VAN RYSSSEN 2001). Knorpelläsionen werden nach Adspektions- und Palpationsbefund eingeteilt; für die Klassifizierung der Veränderung wird das Schema nach Outerbridge angewendet (Tabelle 2) (AYRAL 1998).

Tabelle 2: Klassifizierung von Knorpelläsionen nach Outerbridge (AYRAL 1998).

Grad I	Chondromalazie
Grad II	Fibrillation und Fissuration des Knorpels die partielle Knorpelschicht betreffend
Grad III	Fissuration des gesamten Knorpels
Grad IV	Komplette Erosion des Knorpels

Dabei stellt die Arthroskopie ein minimal invasives Verfahren dar. Zeitgleich kann auch eine Arthroskopie beider Ellbogengelenke erfolgen. Hierfür wird der Patient in Rückenlage verbracht und beide Vordergliedmaßen zur Seite ausgebunden (BEALE et al. 2003). Bei Arthroskopien nur einer Seite ist auch die Lagerung auf der Seite beschrieben (ENGELKE et al. 1996, VAN BREE und VAN RYSSSEN 1996, JANTHUR et al. 2000). Die Gliedmaße wird abduziert und so der mediale Gelenkspalt geweitet. Nach Punktion des Gelenks und Instillation von steriler Kochsalz- oder Ringer-Laktatlösung zur zusätzlichen Weitung des Gelenks wird der Zugang für das Arthroskop gesetzt. Dieser befindet sich ca. 1 cm distal und 0,5 bis 1 cm kaudal des *Epicondylus medialis humeri*. Die Verwendung von Ringer-Laktat schont im Vergleich zu Kochsalzlösung den Gelenkknorpel (BEALE et al. 2003). Die richtige Lokalisation für den Arthroskopieport wird zunächst durch eine Punktion mit einer Kanüle verifiziert. Anschließend wird die Arthroskophöhle zusammen mit einem stumpfen Trokar in das Gelenk geführt. Danach wird der Trokar gegen das Arthroskop ausgetauscht. Während der Arthroskopie ist eine permanente Gelenkspülung erforderlich; eine optimale Weitung des Gelenks ist dabei mit Infusionsdrücken von 100 – 120 mmHg zu erreichen (ENGELKE et al. 1996, JANTHUR et al. 2000). Die Infusion kann über Infusionspumpen oder frei tropfend instilliert werden. Zur besseren Visualisierung der Gelenkstrukturen wird der Gelenkspalt manuell aufgehebelt und die Gliedmaße in Pronation gebracht. Der

Instrumentenport wird ca. 1 cm kranial des Optikports gesetzt, kaudal des medialen Kollateralbandes.

Der mediale Gelenkanteil, insbesondere *Trochlea humeri*, *Processus coronoideus medialis ulnae*, medialer Anteil der *Incisura trochlearis ulnae* sowie mediale Anteile der Gelenkfläche des *Caput radii* können in der Arthroskopie sehr gut dargestellt werden. Da Pathologien im lateralen Kompartiment des Gelenks sehr selten auftreten ist die eingeschränkte Beurteilbarkeit vernachlässigbar (JANTHUR et al. 2000).

Für die Beurteilung einer radioulnaren Inkongruenz stellt die Arthroskopie den Goldstandard dar. Dabei kann ein Höhenunterschied zwischen Radius und Ulna gesehen und auch palpiert werden. Weiterhin zeigen betroffene Gelenke Knorpelaufwerfungen, Knorpelverfärbungen oder eine Chondromalazie am *Caput radii* und im Bereich des medialen Kronfortsatzes. Die Sensitivität für die Bewertung einer positiven RUI ist mit 0,97 und die Spezifität mit 0,82 beschrieben (WAGNER et al. 2007). In einer anderen Studie lag die Sensitivität für die Beurteilung einer Inkongruenz (positiv und negativ) bei 0,98 und die Spezifität bei 0,89 (WERNER et al. 2009). Allerdings ist zu beachten, dass aufgrund der Manipulation des Ellbogengelenks eine Konformationsänderung des Gelenks auftreten kann, die eine Beurteilung erschweren kann (MEYER-LINDENBERG et al. 2003, WAGNER et al. 2007). Aus diesem Grund wird empfohlen ein standardisiertes Untersuchungsprotokoll anzuwenden (WAGNER et al. 2007).

2.5 Methoden der Ganganalyse

Um die Bewegungen von Gliedmaßen genauer zu evaluieren und quantitativ beurteilen zu können wurden verschiedene Techniken entwickelt, die in der human- und der veterinärmedizinischen Forschung eingesetzt werden. Unter Zuhilfenahme dieser Untersuchungstechniken ist eine objektive Beurteilung möglich, die durch eine rein makroskopisch visuelle Einschätzung eines Untersuchers nicht zu erzielen ist.

Man unterscheidet dabei zwei Teilgebiete der Bewegungsanalyse – die Kinetik und Kinematik. Die Kinetik beschreibt die Untersuchung der Beziehung zwischen Bewegung und den dabei entstehenden Kräften (DECAMP 1997). Die Kinematik dient der geometrischen Beschreibung der Bewegung ohne Berücksichtigung der dabei wirkenden Massen und Kräfte (DECAMP 1997). Sie beschreibt also die Funktion der Gelenke und das Gangbild selbst.

Zur Messung und Beurteilung der Kinetik wird die Force Plate Analyse eingesetzt, während Kinematik durch kinematografische Verfahren wie die Video- oder fluoroskopische Kinematografie untersucht wird. Die unterschiedlichen Techniken können auch miteinander kombiniert werden, um eine detailliertere Aussage zum Bewegungsablauf treffen zu können.

2.5.1 Force Plate

Die Verwendung der Force Plate Analyse beim Hund ist seit über 40 Jahren beschrieben (HUTTON et al. 1969) und stellt eine objektive und sensitive Methode in der Beurteilung der Gliedmaßenfunktion dar (EVANS et al. 2005, VOSS et al. 2007). Die Force Plate dient der Beurteilung von Kräften, die während einer Bewegung über einen Zeitabschnitt hinweg wirken. Ein Schritt wird dabei unterteilt in die Schwungphase und Standphase, welche durch Auf- und Abfüßen definiert ist. Die Zeit von Auf- bis Abfüßen wird als Bodenkontaktzeit bezeichnet. Die gemessenen Kräfte geben jedoch keine Informationen über die gelenkspezifischen muskuloskeletalen Funktionen. Zur Datenerhebung werden Kraftmessplatten verwendet, die in ein Laufband integriert oder in den Boden eingelassen sind, so dass der Proband über die Messplatten geführt wird. Je nach Größe der Messplatte können die Kräfte einer oder mehrerer Gliedmaßen erfasst werden. Unter

Verwendung von Messstrecken können sogar alle vier Gliedmaßen über einen Bewegungszyklus hinweg erfasst werden. Laufbänder haben den Vorteil, dass eine definierte Geschwindigkeit vorgegeben werden kann. Während der Belastung werden drei orthogonale Kräfte beschrieben, die als Bodenreaktionskräfte (ground reaction force, GRF) bezeichnet werden (BUDSBERG et al. 1987). Auf der x-Achse werden Querkräfte, auf der y-Achse Brems- und Schubkräfte und auf der z-Achse vertikale Kräfte dargestellt (Abb. 3). Die vertikalen Kräfte (F_z) sind Ausdruck der Gewichtskraft. Im Stand ist der Wert am geringsten; während der Bewegung kommen Beschleunigungskräfte zur vertikalen Kraft hinzu. Die Geschwindigkeit der Bewegung hat dabei einen starken Einfluss auf die Gewichtskraft (RIGGS et al. 1993, MCLAUGHLIN und ROUSH 1994, ROUSH und MCLAUGHLIN 1994). So entspricht die vertikale Kraft im Schritt ca. 55 - 70 % des Körpergewichts (BUDSBERG et al. 1987, DECAMP 1997), während im Sprung Werte von bis zu 215 % erreicht werden (YANOFF et al. 1992). Die kraniokaudalen Kräfte (F_y) entsprechen dem Abbremsen und Beschleunigen während des Auffußens bzw. kurz vor Abfüßen. Die mediolateral gerichteten Kräfte (F_x) zeigen an in welchem Umfang die Pfote nach außen oder innen geführt wird. Sie sind schwächer ausgeprägt und scheinen eine geringere Aussagekraft zu haben. Als Impuls wird die gesamte Kraft bezeichnet, die in einem bestimmten Zeitraum erzeugt wird, in der Regel die Kraft während der gesamten Standphase. Peaks der vertikalen Kräfte korrelieren negativ mit dem Gewicht des Hundes, d.h. größere Hunde haben eine geringere Maximalkraft auf jeder Gliedmaße prozentual zum Körpergewicht. Der Impuls hingegen korreliert positiv mit dem Körpergewicht (BUDSBERG et al. 1987). Dabei sind diese Unterschiede nicht dem Gewicht direkt, sondern der Bewegungsgeschwindigkeit der Tiere geschuldet. Ein kleiner Hund zeigt eine schnellere Bewegung als ein großer Hund bei gleicher Geschwindigkeit des Laufbandes (BERTRAM et al. 2000). Damit hat ein kleiner Hund eine kürzere Standphase, fußt aber mit einer höheren Geschwindigkeit auf. Um die unterschiedliche Größe der Hunde auszugleichen, werden die Kräfte in Relation zum Körpergewicht gesetzt und prozentual angegeben (OFF und MATIS 1997a, OFF und MATIS 1997 b). Eine Relation zum Körpergewicht allein kann allerdings zu falsch positiven Unterschieden zwischen untersuchten Tieren führen, da die Geschwindigkeit stark von der Körpergröße und nicht direkt vom Gewicht abhängt (VOSS et al. 2010). Kräfte und auch die Standphase sollten daher in Relation zu Körpergröße und Gewicht in Kombination gesetzt werden

(VOSS et al. 2010). Auch tagesformabhängige Unterschiede bei demselben Tier sind beschrieben und müssen bei Verlaufsuntersuchungen beachtet werden (RUMPH et al. 1999).

Das Bewegungsmuster auf einem Laufband stimmt nach einer initialen Eingewöhnungsphase mit dem natürlichen Gangbild überein; dies trifft sowohl auf den Mensch, als auch auf Pferd und Hund zu (SCHIEB 1986, BUCHNER et al. 1994a, MATSAS et al. 2000, OWEN et al. 2004, BREBNER et al. 2006). Auf dem Laufband erhobene Messwerte entsprechen demnach einer physiologischen Bewegung und können zur Ganganalyse herangezogen werden.

Lahmheiten führen zu Änderungen der Kräfte und der Bodenkontaktzeit. Ein möglicher Wert zur Beurteilung von Lahmheiten ist der Symmetrieindex der Bodenreaktionskraft (SI). Dabei werden Peaks der vertikal gerichteten Kraft (peak vertical force, PVF) einer Gliedmaße mit der kontralateralen Gliedmaße verglichen. Ein Symmetrieindex < 6 wird als gesund, also lahmfrei angesehen (VOSS et al. 2007). Beidseits auftretende Pathologien können allerdings die Genauigkeit des SI beeinflussen. Zudem kann eine vermehrte Gewichtsaufnahme auch an anderen Gliedmaßen auftreten und nicht direkt auf der kontralateralen Seite. Die lahrende Gliedmaße zeigt eine Verminderung des Peaks der vertikalen Kraft. Auch der vertikale Impuls ist in der Regel reduziert, hat allein aber weniger Aussagekraft als der Peak der vertikalen Kraft (BREBNER et al. 2006, EVANS et al. 2005, FANCHON und GRANDJEAN 2007). Die kontralaterale Gliedmaße hingegen zeigt in der Regel eine Zunahme der vertikalen und kraniokaudalen Kräfte, da der Patient auf diese Gliedmaße mehr Last aufnimmt. Auch die Bodenkontaktzeit ist auf der lahrenden Gliedmaße verkürzt.

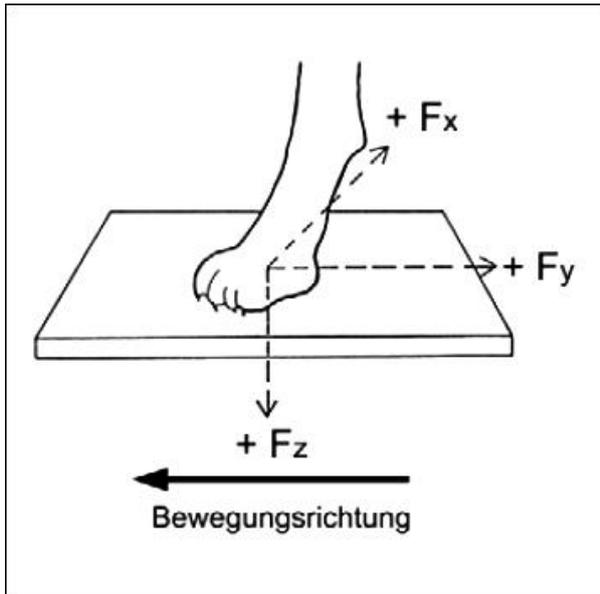


Abb. 3: Schematische Darstellung der Bodenreaktionskräfte in den drei Raumachsen (aus BUDSBERG et al. 1987)

F_x – Kräfte in mediolateraler Richtung

F_y – Kräfte in kraniokaudaler Richtung

F_z – Kräfte in vertikaler Richtung

2.5.2 Kinematografische Untersuchung

Die kinematografische Untersuchung basiert auf der Analyse von Hochgeschwindigkeits-Videosequenzen, die im Hinblick auf die Geometrie des zu untersuchenden Objektes ausgewertet werden. Unterschieden wird dabei die Videokinematografie von der Röntgenvideokinematografie.

2.5.2.1 Videokinematografie

Dieses System wurde zur Bewegungsanalyse des Menschen entwickelt und arbeitet mit reflektierenden Hautmarkern, die auf die Haut bzw. das Fell aufgeklebt werden. Die Technik wurde auch auf das Tiermodell übertragen. Die Marker werden standardisiert auf definierte Areale aufgeklebt (DECAMP et al. 1993, OWEN et al. 2004). Landmarken an der Vordergliedmaße des Hundes sind der dorsale Anteil der *Spina scapulae*, das *Acromion*, die laterale Epikondyle des Humerus, der *Processus styloideus ulnae* und das distale Ende des fünften Metakarpalknochens. An der Hintergliedmaße werden der dorsale Anteil der *Crista iliaca*, der *Trochanter major*, der laterale Anteil des Femorotibialgelenks (zwischen *Epicondylus lateralis femoris* und *Caput fibulae*), der *Malleolus lateralis fibulae* und das distale Ende des fünften Metatarsalknochens als definierte Punkte angesehen (Abb. 4).

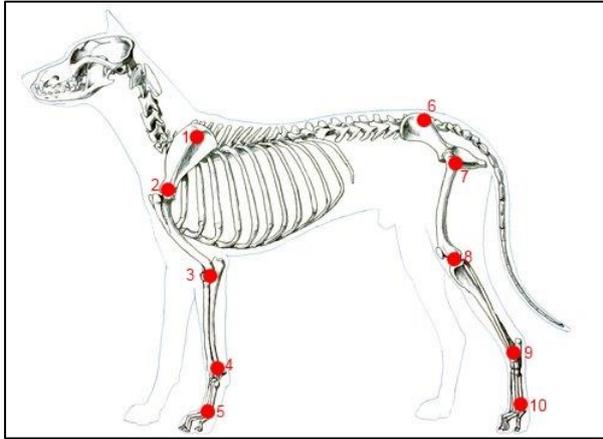


Abb. 4: Schematische Darstellung der Positionierung von Hautmarkern an der Vorder- und Hintergliedmaße des Hundes (modifiziert, aus hippie.nu/~unicorn/tut/xhtml-chunked/ch03.html).

- 1 – *Spina scapulae* (dorsaler Anteil)
- 2 – *Acromion*
- 3 – *Epicondylus lateralis humeri*
- 4 – *Proc. Styloideus ulnae*
- 5 – *Os metacarpi V* (distaler Anteil)
- 6 – *Crista iliaca* (dorsal)
- 7 – *Trochanter major*
- 8 – *Articulatio genu*

Während der Bewegung des Probanden werden Infrarotblitze ausgesendet, die durch die Marker reflektiert werden. Mehrere synchronisierte Hochgeschwindigkeitskameras nehmen dabei die Bewegung auf. Eine Kameralistung von mindestens 250 Bildern pro Sekunde ist hierfür notwendig. Wenn die Reflexion eines Markers von mindestens zwei Kameras aufgenommen wird, kann durch eine spezielle Software die Lage des Markers im dreidimensionalen Raum errechnet werden. Damit die Lage der einzelnen Marker im Raum möglichst genau errechnet werden kann, wird das System vor jeder Messung geeicht. Dabei wird ein Gitter verwendet, auf dem in definiertem Abstand zueinander Marker befestigt sind. Wenn die Koordinaten aller Marker im Raum erfasst sind, kann die Bewegung der Marker gegeneinander berechnet werden. Der Computer generiert hieraus entsprechende Diagramme die den Verlauf der Gliedmaßenbewegung d.h. die Gelenkwinkelung, Schrittlänge und Auslenkung der Gliedmaße bei Auf- und Abfußung darstellen.

Die Videokinematografie ist eine validierte und anerkannte Methode, hat aber Limitationen. Da die Marker auf die Haut bzw. das Fell aufgeklebt werden, kommt es unweigerlich zu Verschiebungen der Haut über den darunterliegenden Muskeln und Knochen. Besonders an Körperstellen mit stark ausgeprägtem Muskel- und Bindegewebe kann diese Verschiebung zu Messungenauigkeiten führen, so zum Beispiel im Bereich von Hüft- oder Schultergelenk, wo Verschiebungen der Hautmarker von bis zu 17 mm beschrieben wurden (HARA et al. 2014, SCHWENKE et al. 2012). Die Bewegung der Marker spiegelt also nicht genau die Bewegung der

in der Tiefe liegenden Knochen wieder (LANOVAZ et al. 2004, LEARDINI et al. 2005, FILIPE et al. 2006, KIM et al. 2011). Auch die korrekte und konstant wiederholbare Positionierung der Marker hat einen Einfluss auf die Messgenauigkeit (KADABA et al. 1989).

2.5.2.2 Röntgenvideokinematografie

Im Vergleich zur Videokinematografie wird bei der Röntgenvideokinematografie der zu untersuchende Knochen direkt abgebildet. Während der Proband sich auf einem Laufband bewegt nimmt ein Röntgenbildempfänger das von einer gegenüberliegenden Röntgenquelle erzeugte Bild wahr. Dabei werden bis zu 2000 Röntgenbilder pro Sekunde geschossen. Eine Hochgeschwindigkeitskamera, die an den Bildempfänger angeschlossen ist, nimmt die entstehenden Röntgenbilder als Röntgenfilm auf (Abb. 5). Röntgenvideokinematografie kann auch als fluoroskopische Kinematografie bezeichnet werden, da für die Generierung der Röntgenbilder eine Röntgendurchleuchtungsanlage, ein sogenanntes Fluoroskop, verwendet wird.

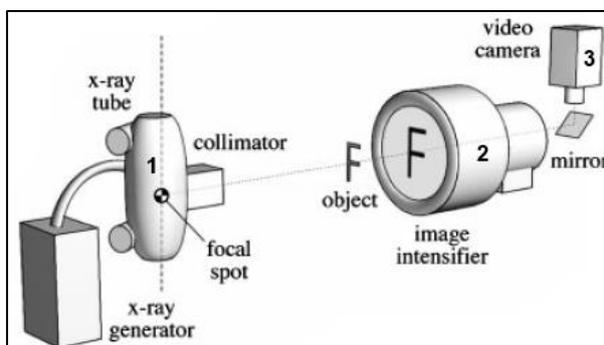


Abb. 5: Schematische Darstellung einer Röntgenvideokinematografie-Anlage (aus GATESY et al. 2010)

- 1 Röntgenquelle
- 2 Röntgenbildempfänger
- 3 Hochgeschwindigkeitskamera

Das System kann mit einer Röntgenquelle und einem Bildempfänger als uniplanares System oder unter Verwendung von zwei synchronisierten Anlagen biplanar genutzt werden. Letzteres ist vor allem für die quantitative Messung und genaue Darstellung der Kinematik im dreidimensionalen Raum erforderlich, da nur aus zwei synchronen,

in einem bestimmten Winkel zueinander verschränkten Aufnahmen die Lage der Knochen im Raum berechnet werden kann, ähnlich wie bei der klassischen Videokinematografie. Die Synchronizität der Anlagen wird durch einen sogenannten Trigger gewährleistet, der für ein zeitgleiches Auslösen der Röntgenquellen und Kameras verantwortlich ist.

Röntgendurchleuchter erzeugen in der Peripherie der aufgenommenen Bilder eine kissenförmige Verzeichnung, pincushion Distorsion genannt (WANG und BLACKBURN 2000). Vor der weiteren Verarbeitung der Aufnahmen muss diese Distorsion korrigiert werden, um mögliche Artefakte und Messfehler zu verhindern. Benutzt wird hierfür ein Raster (Grid) mit definierter Lochgröße. Röntgenaufnahmen dieses Rasters zeigen in der Peripherie ebenfalls ein verzerrtes Bild, so dass die Löcher oval und vergrößert erscheinen. Unter zu Hilfenahme eines computerisierten Korrekturalgorithmus kann die Distorsion des Bildes im Vergleich zum Originalraster berechnet und korrigiert werden. Dieser Korrekturalgorithmus wird dann auf alle aufgenommenen Röntgenfilme angewendet. Bei jeder neuen Untersuchung muss eine Distorsionskorrektur durchgeführt werden.

Der große Vorteil der Röntgenkinematografie ist die direkte Darstellung der zu untersuchenden Knochen ohne Bewegungsartefakte, die durch das Weichteilgewebe hervorgerufen werden. Aufgrund der limitierten Größe der Bildempfänger kann jedoch nur ein Teil des Tieres oder der Gliedmaße dargestellt werden. Für die Analyse der Bewegung des ganzen Körpers ist lediglich die Videokinematografie geeignet. Ein weiterer Nachteil ist die Strahlenexposition der das Tier, aber vor allem die Halteperson ausgesetzt ist. Entsprechende Schutzmaßnahmen, wie das Tragen von Bleischürzen, bleiernem Schilddrüsenschutz und Röntgenhandschuhen, sind daher unbedingt einzuhalten. Auch der Abstand der Halteperson zur Strahlenquelle hat einen Einfluss auf die Strahlenexposition; dabei verringert sich die Strahlendosis z.B. bei doppeltem Abstand auf ein Viertel (inverses Quadratabstandsgesetz) (BASHORE et al. 2001).

Zur weiteren quantitativen Analyse und besseren visuellen Darstellung der dreidimensionalen Bewegung anhand von rekonstruierten Knochenmodellen ist zudem eine Bearbeitung der Röntgenfilme erforderlich. Hierbei kann ebenfalls auf Marker zurückgegriffen werden, die allerdings vor der Untersuchung in den Knochen

direkt implantiert werden oder die Kontur der Knochen selbst kann zur weiteren Auswertung herangezogen werden. So unterscheidet man die markerlose von der Marker basierten Analyse.

2.5.2.2.1 Markerlose Analyse und Rekonstruktion

Die markerlose Analyse von röntgenvideokinematografischen Daten basiert auf dem Erkennen der Knochenkontur und dem Verwenden von bestimmten Knochenpunkten als anatomische Marker. Ziel ist es aus zwei 2D Bildsequenzen die 3D Lage und Bewegung eines Objektes zu generieren. Da die Aufarbeitung der Daten vollständig computerisiert abläuft ist diese Methode nicht invasiv, im Gegenteil zur Marker basierten Analyse.

Bevor die eigentliche Auswertung der Knochenbewegung möglich ist, müssen alle Aufnahmen in ihrer Verzerrung (Distorsion) korrigiert und anschließend kalibriert werden (GATESY et al 2010). Die Distorsionskorrektur erfolgt für alle röntgenvideokinematografische Untersuchungen nach demselben Prinzip. Unter Verwendung definierter Raster wird die Distorsion computer-gestützt korrigiert. Anschließend wird der dreidimensionale Raum kalibriert, d.h. die Lage der Marker in Relation zur Position der beiden Röntgenkameras wird bestimmt. Genutzt wird hierfür ein individuell angefertigter Kubus. Dieser besteht aus vier Plexiglasscheiben mit definierter Schichtdicke, in welche insgesamt 64 Marker (16 pro Scheibe) in definiertem Abstand zueinander eingesetzt wurden. In jeder der zwei biplanaren Röntgenaufnahmen des Kubus müssen mindestens 12 übereinstimmende Marker bestimmt werden, um das System zu kalibrieren (BRAINERD et al. 2010).

Für die Analyse der Bewegung muss die Position jedes Knochens im dreidimensionalen Raum, in jedem Einzelbild der Aufnahme definiert werden. Dies kann für jedes Bild manuell durchgeführt werden oder automatisiert. Die manuelle Bearbeitung solcher Röntgenvideosequenzen wird als scientific rotoscoping bezeichnet (GATESY et al. 2010). Für beide Techniken ist eine vorherige virtuelle Rekonstruktion des Versuchsaufbaus erforderlich. Hierfür werden digital rekonstruierte Röntgenaufnahmen (digitally reconstructed radiographs, DRR) basierend auf CT Datensätzen der untersuchten Knochen generiert. Diese

Aufnahmen werden auf die echten fluoroskopischen Aufnahmen projiziert. Die digitalen Röntgenaufnahmen werden nun in allen drei Ebenen des Raums bewegt, um eine Überlagerung mit den fluoroskopischen Bildern zu erreichen. Dabei wird nach jeder Lageänderung der virtuellen Aufnahmen ein neues DRR generiert. Dieser Vorgang wird so lange wiederholt bis eine ideale Überlagerung der virtuellen und echten Aufnahmen vorliegt (Abb. 6). Damit entspricht die Lage der DRR auch der Lage der untersuchten Knochen im Raum. Die beschriebene Genauigkeit markerloser Analysetechniken liegt in einer Studie am Tiermodell bei 0,77 mm (BÖTTCHER und REY 2009). Humanmedizinische Studien zur Bewegung des Schultergelenks zeigen eine Genauigkeit von bis zu 0,38 mm und 0,25 – 0,47 Grad auf (BEY et al. 2006).

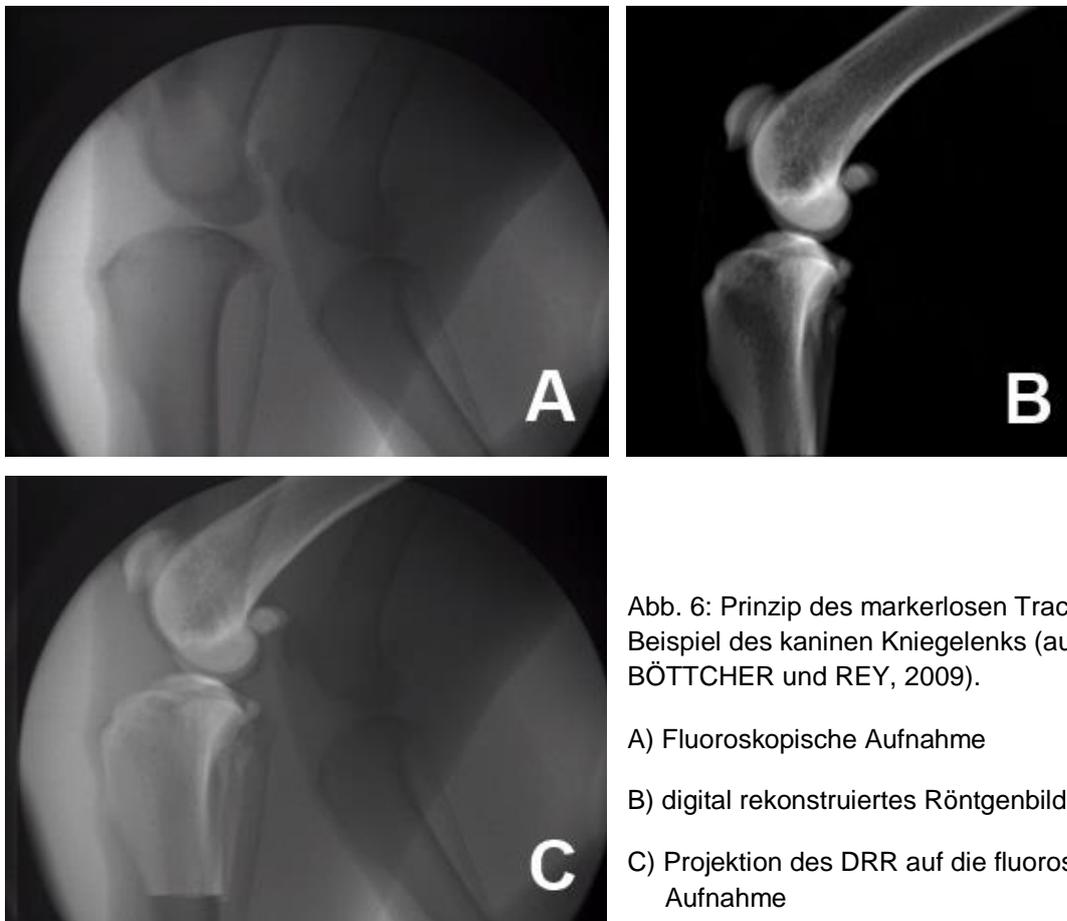


Abb. 6: Prinzip des markerlosen Tracking am Beispiel des kaninen Kniegelenks (aus BÖTTCHER und REY, 2009).

A) Fluoroskopische Aufnahme

B) digital rekonstruiertes Röntgenbild (DRR)

C) Projektion des DRR auf die fluoroskopische Aufnahme

2.5.2.2.2 Marker basierte Analyse und Rekonstruktion

Die Marker basierte Röntgenvideokinematografie stellt die derzeit genaueste Methode zur Evaluierung von Knochen- und Gelenkbewegungen dar. Eine Präzision von 0,064 mm Translation und 0,31 Grad Rotation ist für dieses System validiert (TASHMAN et al. 2003). Für die Beschreibung der Gelenkkinematik ist eine derartige Genauigkeit essentiell.

Die Verarbeitung röntgenvideokinematografischer Daten unterteilt sich in zwei relativ unabhängige Abschnitte. Erstens die Aufnahme und Berechnung der 3D Bewegung der Marker und zweitens die Rekonstruktion dreidimensionaler Modelle.

Um eine akkurate Messung der Bewegung in den sechs Freiheitsgraden zu ermöglichen ist es erforderlich, dass mindestens drei röntgendichte Marker pro untersuchtes Knochensegment implantiert werden (BRAINERD et al 2010). Eine spezifische Lokalisation der Marker in dem jeweiligen Knochen oder eine wiederholbare Positionierung für jeden einzelnen Probanden ist nicht notwendig. Verwendet werden in der Regel Tantalkügelchen, die in unterschiedlichen Größen vertrieben werden. Es hat sich gezeigt, dass ein Durchmesser von 0,8 – 1 mm für eine gute Visualisierung am besten geeignet ist (BRAINERD et al. 2010). Kleinere Kugeln könnten bei Überlagerungen mit größeren Weichteilstrukturen nur schwer zu erkennen sein. Tantal ist ein ungiftiges und inertes Schwermetall und eignet sich daher besonders gut für medizinische Implantate. Des Weiteren hat es eine hohe Ordnungszahl und verhält sich daher röntgendicht. Die Implantation der Marker erfolgt unter Vollnarkose. Die Haut über dem Knochen wird inzidiert und das Weichteilgewebe bis auf den Knochen präpariert, anschließend werden die Marker in die Knochenkortex gesetzt. Verschiedene Techniken der Markerimplantation werden angewendet. Eine Möglichkeit stellt die Verwendung einer Knochenbiopsiekanüle dar. Damit wird ein Loch in die Kortex gebohrt und anschließend über das Lumen der Kanüle ein Marker in das vorgebohrte Loch gesetzt. Auch die Verwendung von sogenannten Implantationspistolen, die mit Druck Marker in die Knochenwand pressen ist beschrieben. Eine andere Methode ist das Vorbohren von Löchern und Einsetzen der Marker unter visueller Kontrolle; anschließend können die Löcher wieder verschlossen werden. Dabei ist darauf zu achten, dass das verwendete Material röntgendurchlässig ist (BRAINERD et al. 2010). Die Marker werden in

maximalem Abstand zueinander in einem Segment implantiert. Sehr nah aneinander liegende Marker können die Messung gewisser Bewegungen erschweren und erhöhen das Risiko von Fehlmessungen durch Überlagerungen der einzelnen Marker (BRAINERD et al. 2010). Die feste Lage der einzelnen Marker im Knochen ist entscheidend, da lose Marker im Weichteil einer gewissen Bewegung ausgesetzt sind und so zu Messungenauigkeiten führen können, ähnlich wie bei der videokinematografischen Technik mit aufgeklebten Hautmarkern. Die Aufnahme biplanarer, synchronisierter Röntgenfilme des zu untersuchenden Objektes erfolgt nach demselben Prinzip wie für die markerlose Analyse.

Die Darstellung und quantitative Erfassung der 3D Bewegung der Marker erfordert vier weitere Teilschritte. Zunächst muss die optische Verzeichnung, die bei jeder fluoroskopischen Anlage auftritt korrigiert werden. Dieser Schritt ist bei jeder Form der Röntgenvideokinematografie erforderlich und unterscheidet sich nicht zwischen den verschiedenen Analyse- und Auswertungstechniken. Anschließend wird eine Kalibrierung für jede einzelne Untersuchung eines Probanden durchgeführt. Genutzt wird hierfür ein individuell angefertigter Kalibrierungskubus (Abb. 7). Dieser besteht aus vier Plexiglasscheiben mit definierter Schichtdicke, in welche insgesamt 64 Marker (16 pro Scheibe) in definiertem Abstand zueinander eingesetzt wurden. In jeder der zwei biplanaren Röntgenaufnahmen des Kubus müssen mindestens 12 übereinstimmende Marker bestimmt werden, um das System zu kalibrieren. Nachdem in allen Aufnahmen die Verzeichnung korrigiert wurde und eine Kalibrierung stattgefunden hat, wird jeder einzelne Marker in jedem Einzelbild der beiden Röntgenfilme markiert (Tracking). Dabei kann ein manuelles oder automatisches, computerisiertes Tracking angewendet werden. Zwischen den beiden Methoden besteht kein signifikanter Unterschied im Hinblick auf die Genauigkeit (BRAINERD et al. 2010). Aus den so erhobenen Koordinaten jedes Markers kann die Lage des einzelnen Markers im dreidimensionalen Raum errechnet werden. Für die Rekonstruktion der 3D Knochenbewegung werden die Markerkoordinaten auf 3D Modelle der entsprechenden Knochen übertragen, die im Vorhinein von jedem individuellen Probanden angefertigt wurden. Neben entsprechenden dreidimensionalen Knochenmodellen muss die Lage jedes Markers im Knochen bekannt sein. Die Übertragung der Raumkoordinaten der bewegten Marker auf die

Marker in den 3D Modellen erfolgt über die sogenannte singular value decomposition Kalkulation (SVD) (SÖDERKVIST und WEDIN 1993).

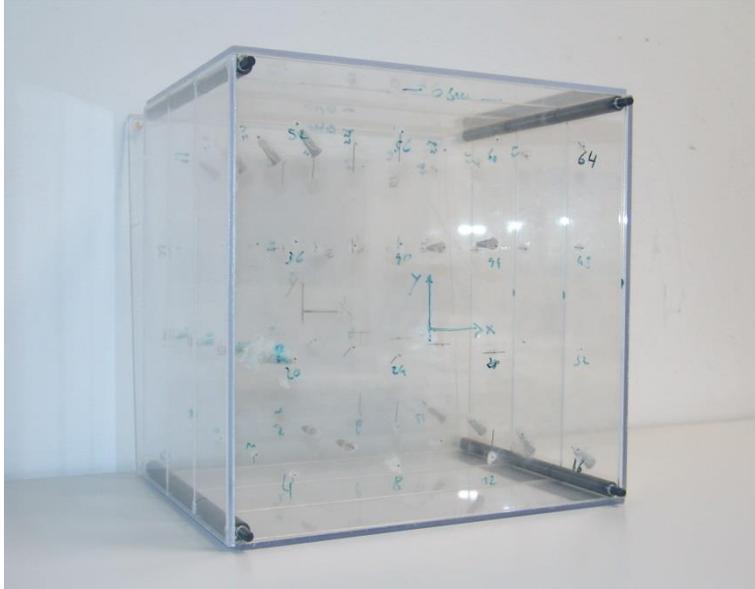


Abb. 7: Kalibrierungskubus. Vier quadratische Plexiglasscheiben sind hintereinander angeordnet und jeweils mit 16 Tantal kugeln bestückt, die in festem Abstand zueinander eingesetzt sind. Alle Marker sind nummeriert und zur besseren Wiederfindung im fluoroskopischen Bild zusätzlich gekennzeichnet, z.B. durch Kanülen.

In der Regel werden 3D Modelle auf Basis von computertomografischen Datensätzen generiert. Der Nachteil dieser Modelle ist eine minimale Vergrößerung des rekonstruierten Modells gegenüber dem Originalobjekt. Dieser Effekt wird als partieller Volumeneffekt bezeichnet (KETCHAM 2006, KETCHAM 2007). Ein CT Datensatz besteht aus einzelnen Voxeln. Wird nun aus dem Datensatz ein Modell rekonstruiert werden partiell gefüllte Voxel automatisch aufgefüllt und vergrößern so das entstehende Objekt. Ein weiterer Nachteil sind Bildartefakte, die durch röntgendichte Marker hervorgerufen werden. Diese Artefakte können Ungenauigkeiten wie Formänderung oder Verzerrung der rekonstruierten Modelle hervorrufen. Vorteile der CT basierten Rekonstruktion sind die hohe Auflösung und die Möglichkeit der direkten Bestimmung der Lage der einzelnen Tantalmarker im Knochen. Auch die Magnetresonanztomografie kann zur Herstellung von 3D Modellen genutzt werden (LI et al. 2005). Allerdings ist die Auflösung im Vergleich zur CT geringer und der partielle Volumeneffekt ausgeprägter. Eine dritte Möglichkeit

ist die Laser Scan gestützte Rekonstruktion. Solche Modelle weisen eine sehr hohe Auflösung auf, die Lage der Marker im Knochen kann aber mit dieser Technik nicht bestimmt werden, so dass deren Nutzung nicht praktikabel ist (BRAINERD et al. 2010).

Nachdem die Raumkoordinaten jedes einzelnen Markers aus jedem Einzelbild auf den entsprechenden Marker des 3D Modells übertragen wurden, ist eine Animation der Knochenbewegung in allen drei Raumrichtungen möglich. Unter zu Hilfenahme spezieller Software kann die Relativbewegung einzelner Knochen zueinander dargestellt und mit Hilfe von Koordinatensystemen die Translation und Rotation entlang ihrer Freiheitsgrade quantitativ erfasst werden. Das Koordinatensystem wird als anatomisches Koordinatensystem bezeichnet, da es sich an der Anatomie des zu untersuchenden Objektes orientiert (GROOD und SUNTAY 1983). Im Falle von Gelenkbewegungen wird das System als Gelenk-Koordinatensystem (joint coordinate system, JCS) bezeichnet.

3 Material und Methoden

3.1 Patienten

Alle in der Studie untersuchten Tiere waren Hunde in Privatbesitz. Besitzer wurden zuvor über den Ablauf der Studie und über potenzielle Risiken der Markerimplantation genau informiert. Alle Besitzer mussten ihr Einverständnis über die Teilnahme an der Studie schriftlich bekunden. Aufgrund der Invasivität der Markerimplantation und der Aussetzung der Probanden von Röntgenstrahlung handelte es sich bei dieser Studie um einen angezeigten Tierversuch (Reg.-Nr.: 15-105/08).

Von allen Probanden wurden Rasse, Alter, Geschlecht und Gewicht dokumentiert, von Tieren der ED Gruppe zudem der Lahmheitsgrad, die Seite der Lahmheit bzw. ob eine beidseitige Problematik vorlag, Dauer der Symptome, Art und Dauer der Vorbehandlung sowie die Befunde der röntgenologischen, computertomografischen und arthroskopischen Untersuchung. Der Lahmheitsgrad wurde dabei anhand von vier Stadien eingeteilt (Tabelle 3).

Tabelle 3: Definition der Lahmheitsgrade von Grad 1 bis 4.

Lahmheitsgrad	Klinische Manifestation
Grad 0	keine Lahmheit
Grad 1	undeutlich ggr. Lahmheit; im Schritt nicht erkennbar
Grad 2	deutlich ggr. Lahmheit; im Schritt erkennbar
Grad 3	mgr. Lahmheit; nur kurze Belastung der gesamten Pfote
Grad 4	hgr. Lahmheit, Gliedmaße wird nicht eingesetzt

3.1.1 Kontrollgruppe

Als Kontrollgruppe wurden nur mittelgroße Hunde (20 – 35 kg) ausgewählt, die orthopädisch gesund waren und eine vollständige Entwicklung des knöchernen Skeletts aufwiesen. Als orthopädisch gesund wurden Tiere definiert, die laut Aussage der Besitzer keinerlei Lahmheitsvorgeschichte an einer der vier Gliedmaßen aufwiesen und in der vollständigen orthopädischen Untersuchung und radiologischen Untersuchung der Ellbogengelenke keinerlei Pathologien zeigten. Alle Tiere wurden durch einen Untersucher (TR) klinisch evaluiert. Röntgenaufnahmen der zu untersuchenden Ellbogengelenke wurden in zwei Ebenen (mediolateral und kraniokaudal) angefertigt. Die Beurteilung der Röntgenaufnahmen erfolgte durch zwei Untersucher (TR, PB) unter Anwendung des IEWG Score.

Es wurde abwechselnd je ein rechtes oder ein linkes Vorderbein eines Probanden mit Markern bestückt. Die Bestückung einer Gliedmaße wurde der beidseitigen vorgezogen, um die Narkosedauer und das Narkoserisiko sowie die Invasivität für das Tier möglichst gering zu halten. Zudem sollte eine Überlagerung der Marker, wie sie bei Bestückung beider Vordergliedmaßen auftreten würde, verhindert werden, um

die Bestimmung des jeweiligen Markers im fluoroskopischen Bild nicht zusätzlich zu erschweren. In einem Probanden wurden allerdings beide Gliedmaßen mit Markern besetzt. Dabei handelte es sich um den letzten Probanden der Studie. Aufgrund der Erfahrungen der vorangegangenen Probanden wurde die Narkosedauer hier nicht übermäßig lang verzögert. Zudem zeigten andere Probanden keinerlei Lahmheit oder vermehrte Schmerzhaftigkeit im Bereich der Implantationsstelle, so dass auch die Invasivität als gering eingeschätzt wurde. Die Implantation der Marker erfolgte unter Vollnarkose. Die Narkose war aus medizinischen Gründen bei jedem Patienten indiziert; so wurde zum Beispiel eine Kastration für die Implantation genutzt.

3.1.2 ED Gruppe

In die Gruppe der dysplastischen Gelenke wurden mittelgroße Hunde (20 – 35 kg) aufgenommen, die eine ein- oder beidseitige Lahmheit der Vordergliedmaße zeigten und in der orthopädischen Untersuchung Hinweise auf eine Ellbogengelenkspathologie aufwiesen. Zudem mussten alle Tiere im Röntgen, der CT und der Arthroskopie des Ellbogengelenks Anzeichen einer ED aufweisen. Dabei wurden nur Tiere mit einer Fragmentation des medialen Kronfortsatzes, sowohl mit als auch ohne zusätzlich nachweisbare radioulnare Inkongruenz aufgenommen. Andere Erkrankungen des ED Komplexes, wie ein IPA oder eine OCD wurden als Ausschlusskriterium gewertet. Ebenfalls ausgeschlossen wurden Tiere mit zusätzlichen, anderweitigen orthopädischen Erkrankungen oder Tiere, die zuvor eine operative Behandlung der Ellbogengelenkspathologie erfahren haben. Eingeschlossen wurden zudem nur Hunde mit abgeschlossener Knochenentwicklung, d.h. ein vollständiger Schluss der Wachstumsfugen musste in den Röntgenaufnahmen erkennbar sein.

Röntgenaufnahmen des Ellbogens wurden in zwei Ebenen (mediolateral und kраниokaudal) angefertigt und nach IEWG Score beurteilt (Abb. 8).

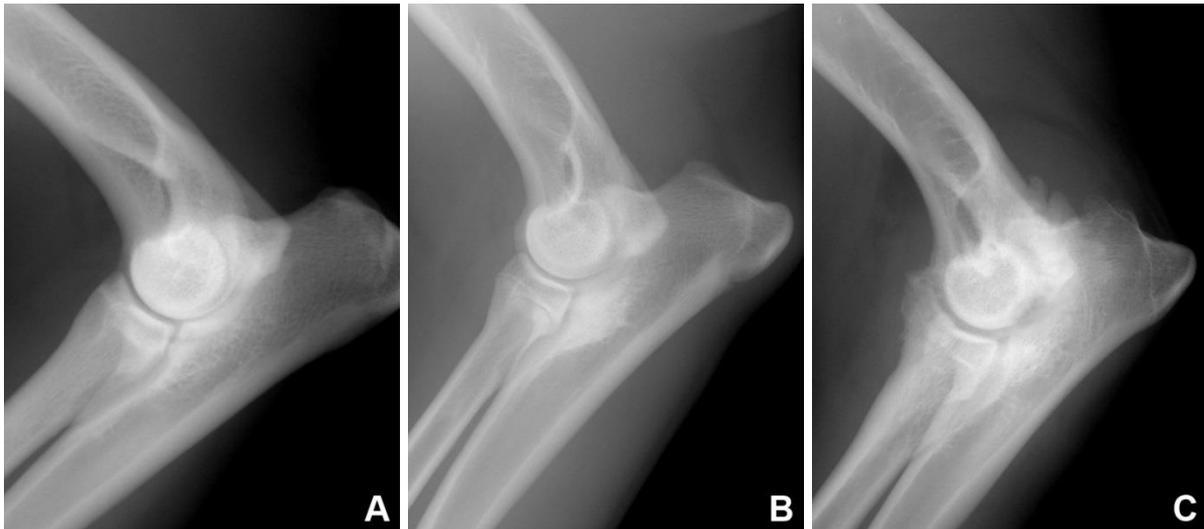


Abb. 8: exemplarische Darstellung der Röntgenaufnahmen von drei Probanden im mediolateralen Strahlengang. A) Proband der Kontrollgruppe, IEWG Score 0: keine Osteophyten und keine Sklerose der *Incisura trochlearis* erkennbar. B) Proband der ED Gruppe, IEWG Score I: deutliche Sklerosierung im Bereich der *Incisura trochlearis*. C) Proband der ED Gruppe, IEWG Score III: Osteopyhten > 5 mm diffus an Radius und Humerus, sowie Sklerose der *Incisura trochlearis*.

Die computertomografische Untersuchung und Arthroskopie erfolgten in derselben Narkose. Für die CT wurden die Hunde in Rückenlage verbracht und beide Vordergliedmaßen in neutraler Position nach kranial gestreckt. Dabei wurde auf eine physiologische Haltung mit einem Extensionswinkel von ca. 135° im Ellbogengelenk geachtet. In der CT wurden transversale Schnitte beider Ellbogengelenke mit einer Schichtdicke von 1 mm und einer Überlappung von 0,5 mm angefertigt (Philips Brilliance, Philips, Niederlande). Für die Arthroskopie wurden die Patienten ebenfalls in Rückenlage gelagert und die zu untersuchende Gliedmaße nach Außen abduziert. Nachdem der Ellbogen aseptisch vorbereitet wurde, erfolgte eine Arthroskopie des Gelenks über einen standardisierten medialen Zugang. Die Arthroskopie wurde mit einer 1.9 mm 30° Schräg-Optik (Storz Endoskope, Tuttlingen, Deutschland) durchgeführt. Alle intraartikulären Strukturen wurden adspeziert und mit einem auf 2 mm genormten Tasthaken palpiert. Vorhandene Läsionen des medialen Koronoids, radioulnare Inkongruenzen und Knorpelschäden wurden dokumentiert und letztere nach der Klassifizierung von Outerbridge eingeteilt (AYRAL 1998). Das Knochen-Knorpel-Fragment des fragmentierten *Processus coronoideus medialis ulnae* wurde

arthroskopisch entfernt. Weitere chirurgische Eingriffe wurden bei keinem Patienten durchgeführt. Im Falle einer beidseitigen Arthroskopie wurden beide Seiten aseptisch vorbereitet und nacheinander arthroskopisch untersucht.

Die Implantation der Marker erfolgte im Anschluss an die Arthroskopie. Dabei wurde die gleiche Technik angewendet wie in der Kontrollgruppe.

3.2 Datenerhebung

3.2.1 Marker basierte biplanare Röntgenvideokinetografie

Um eine maximale Genauigkeit der Bewegungsanalyse zu ermöglichen, wurden allen Probanden der beiden Gruppen Knochenmarker eingesetzt. Die Implantation der 0,8 mm großen Marker (Tantalum Beads, X-Medics Scandinavia, Frederiksberg, Dänemark) erfolgte unter Vollnarkose. Humerus, Radius und Ulna wurden individuell mit je drei bis fünf Markern bestückt. Für die Implantation wurde das Ellbogengelenk geschoren und aseptisch vorbereitet. Im Falle der ED Patienten erfolgte dieser Schritt bereits im Rahmen der Vorbereitung zur Arthroskopie. Die Haut über dem gewünschten Knochenareal wurde mit einem Skalpell ca. 2 – 4 mm inzidiert und anschließend eine Knochenbiopsiekanüle (3 x 100 mm MarrowCut, Somatex Medical Technology, Teltow, Deutschland) manuell wenige Millimeter in die Kortex des Knochens gebohrt. Sobald die Nadel fest im Knochen platziert war, wurde der spitze Trokar entfernt und durch das Lumen der Nadel ein Marker in die Knochenwand gesetzt. Der Marker wurde unter Zuhilfenahme eines stumpfen 1 mm Kirschnerdrahts und eines Hammers vorsichtig fest geklopft. Die Lage der Marker wurde bei allen Probanden nach dem Eingriff durch Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen verifiziert. Anschließend wurden CT Aufnahmen der Ellbogengelenke angefertigt. Hierfür wurden dieselben Einstellungen verwendet, die bereits während der diagnostischen Abklärung der ED Patienten Anwendung fanden (Rückenlage, neutrale Position der Gliedmaße, Schichtdicke der Scans 1 mm mit 0,5 mm Überlappung).

Zwei bis vier Wochen nach Implantation der Marker erfolgte die Aufnahme der Röntgenvideofilme. Die Hunde wurden mit einer Geschwindigkeit von 0,3 – 0,4 m/s auf einem Laufband geführt (Jog A Dog, LLC, Michigan, USA). Die vorgegebene

Geschwindigkeit entsprach dem Gangbild Schritt. Jedem Hund wurde dabei eine individuelle Eingewöhnungszeit ermöglicht. Sobald ein sicheres, normales Gangbild vorlag erfolgte die Aufnahme von zwei synchronisierten Röntgenvideofilmen. Hierfür wurden zwei Röntgendurchleuchter (Philips Medio 30/50/65 CP-H, Philips, Niederlande), in einem bestimmten Winkel zueinander verschränkt, auf das Ellbogengelenk ausgerichtet. Je nach Proband wurde die Röntgenspannung (kV) und die Stromstärke (mAs) individuell eingestellt, um eine optimale Darstellung der Knochen und Marker zu erreichen (50 – 77 kV, 50-80 mAs). Die Dauer der Röntgensequenzen lag bei sechs Sekunden.

An die Röntgenbildempfänger wurde jeweils eine Hochgeschwindigkeitskamera (Optronis CR 600X2, Optronis GmbH, Kehl, Deutschland) angeschlossen, die die Röntgenbilder aufnahm. Beide Kameras wurden über einen Trigger synchronisiert, um eine zeitgleiche Aufnahme sicherzustellen. Beide Kameras wurden zudem mit einem zusätzlichen Objektiv (Canon Ultrasonic EF50mm f/1.2L USM, Canon Inc. Tokyo, Japan) ausgestattet. Die Röntgenfilme wurden mit einer Bildrate von 500 Bildern pro Sekunde, einer Auflösung von 1024 x 1024 Pixeln und einer Belichtungszeit von 0,5 ms aufgenommen. Über das synchronisierte Triggersystem wurden jeweils sechs Sekunden lange Videos aufgenommen. Eine dritte Hochgeschwindigkeitskamera wurde verwendet, um die Bewegung des Tieres auf dem Laufband zu filmen (Abb. 9). Auch diese externe Kamera wurde über den Trigger synchronisiert. Die Aufnahmen wurden so oft wiederholt, bis drei Fußungsphasen jeder zu untersuchenden Vordergliedmaße aufgenommen waren und das Ellbogengelenk in diesen Aufnahmen vollständig abgebildet war. Die Röntgenfilme wurden über eine Software (TimeBench 2.5.31., Optronis GmbH, Kehl, Deutschland) aufgenommen und zur weiteren Bearbeitung gespeichert.



Abb. 9: Versuchsaufbau für die biplanare fluoroskopische Kinematografie.

- 1 – Laufband
- 2 – Röntgenquelle
- 3 – Röntgenbildempfänger
- 4 – Hochgeschwindigkeitskamera (live)
- 5 – Hochgeschwindigkeitskamera am Röntgenbildempfänger

Für jeden Versuchsaufbau, bei jedem einzelnen Probanden, wurden biplanare Aufnahmen des Korrekturrasters (Grid) und des Kalibrierungskubus angefertigt.

Alle Videosequenzen wurden mit einem handelsüblichen Videobearbeitungsprogramm (VideoMach 5.5.3., Gromada.com) auf eine einheitliche Länge zugeschnitten. So beginnen alle Aufnahmen 30 Einzelbilder vor Beginn der Fußungsphase und erstrecken sich über 120 Einzelbilder der Standphase. Zur genauen Festlegung des Beginns der Fußung wurden die zeitgleich aufgenommenen Live-Videos verwendet, die die Bewegung des Probanden auf dem Laufband zeigen. Die definierte Länge der Aufnahmen stellt in etwa ein Drittel der gesamten Standphase dar. Die Dauer der Röntgenvideofilme wurde gewählt, um eine einheitliche und vergleichbare Analyse zwischen den einzelnen Hunden beider Gruppen zu ermöglichen. Dabei stellen die 150 Einzelbilder die längste Phase dar, in der sich bei allen Probanden das Ellbogengelenk vollständig innerhalb des Bildausschnittes befand. Aufgrund des Durchmessers des Bildempfängers konnten für einzelne Patienten keine längeren Aufnahmen generiert werden.

Für die weitere Bearbeitung der Aufnahmen wurde eine von der Universität Brown entwickelte, frei erhältliche Software (XrayProject, Brown University, Providence, Rhode Island, USA) verwendet, welche auf MATLAB (The Mathworks, Natick, MA, USA) basiert. Zunächst wurde anhand des Grids eine Korrektur der Verzeichnung in

allen Aufnahmen generiert (Abb. 10). Der verwendete Algorithmus zur Berechnung und Korrektur der Distorsion ist in XrayProject integriert. Anschließend wurde die Kalibrierung des Versuchsaufbaus im dreidimensionalen Raum unter Zuhilfenahme des Kubus durchgeführt. Dieser besteht aus vier Plexiglasscheiben mit definierter Schichtdicke, in welche insgesamt 64 Marker (16 pro Scheibe) in definiertem Abstand zueinander eingesetzt wurden. In jeder der zwei biplanaren Röntgenaufnahmen des Kubus wurden mindestens 12 übereinstimmende Marker bestimmt. Diese Anzahl wurde als Minimum durch die Software festgelegt, um eine Kalibrierung durchführen zu können.

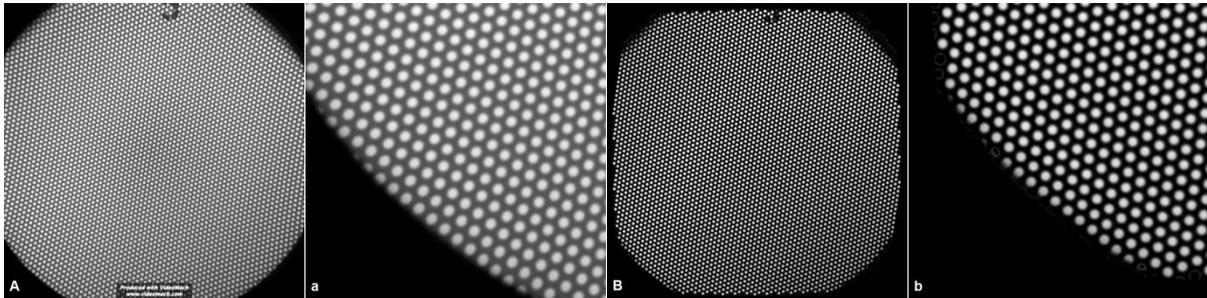


Abb. 10: Korrekturraster (Grid). A) Aufnahme des Grid vor Korrektur. In der Peripherie wird durch die Verzeichnung ein ovales Lochmuster abgebildet (a). B) Aufnahme des Grid nach Korrektur. Alle Löcher des Rasters sind kreisrund und symmetrisch (b).

Nachdem alle Videosequenzen korrigiert und kalibriert waren, erfolgte das Tracking der eingesetzten Marker in jedem Einzelbild beider synchroner Aufnahmen (Abb. 11). Das Tracking wurde größtenteils automatisch durchgeführt; im Falle von größeren Überlagerungen oder Kontrastschwächen, die eine computerisierte Auffindung des Markers nicht ermöglichten wurde die Lage der Marker manuell bestimmt. Für Humerus, Radius und Ulna wurden jeweils drei Marker bestimmt. Lagen mehr als drei implantierte Marker je Knochen vor, wurde im Vorhinein die Lage der Tantal-Kugeln im Knochen mit Hilfe der bestehenden CT Scans überprüft und die am geeignetsten erscheinenden Marker ausgewählt. Guter Sitz in der Kortex und

maximaler Abstand zwischen den einzelnen Markern wurden als Hauptkriterien definiert. Aus den Werten der 2D Aufnahmen konnten mit einem integrierten DLT-Algorithmus (direct linear transformation) die 3D Koordinaten jedes einzelnen Markers errechnet werden. Vor der Übertragung der Markerkoordinaten auf rekonstruierte 3D Modelle der Knochen wurden alle Daten mit einem sogenannten Butterworth Filter (25 Hz) bearbeitet, um eine Glättung des Bewegungsablaufs zu erzielen und minimale Ungenauigkeiten während des Markertracking auszugleichen.

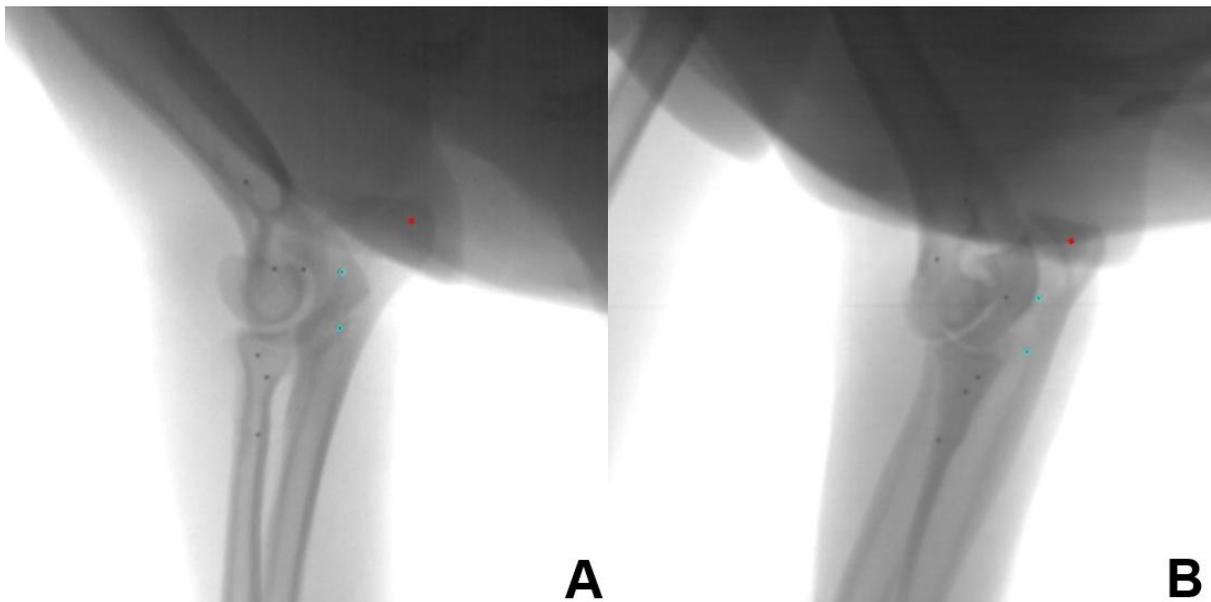


Abb. 11: Biplanare, synchronisierte, fluoroskopische Aufnahme eines Ellbogengelenks. A und B stellen dasselbe Gelenk aus unterschiedlichem Blickwinkel aufgenommen dar. Der gerade getrackte Marker ist rot, die bereits automatisch aufgesuchten Marker türkis hervorgehoben. Weiterhin sind je drei Marker in Humerus und Radius zu erkennen; diese sind noch nicht durch den Computer erfasst.

3.2.2 3D Rekonstruktion und Animation der Knochenmodelle

Aus den erhobenen CT Datensätzen jedes Patienten wurden dreidimensionale Modelle von Humerus, Radius und Ulna angefertigt. Hierfür wurde jeder Knochen einzeln aus dem CT Datensatz manuell extrahiert und anschließend rekonstruiert (MeVisLab 2.0, MeVisMedical Solutions AG, Bremen, Deutschland). Die Lage der

Marker im Knochen wurde für Humerus, Radius und Ulna getrennt bestimmt, mit Hilfe eines auf MeVisLab basierenden Programms (Zentroid Marker, MeVisLab 2.0, MeVisMedical Solutions AG, Bremen, Deutschland). So konnten Humerus, Radius und Ulna als eigenständige Modelle generiert werden. Dieser Schritt war notwendig, um im weiteren Verlauf jeden Knochen separat animieren und weiterhin einzelne Knochen gegeneinander in Relation setzen zu können. Die, aus den Röntgenvideos gewonnenen Raumkoordinaten der einzelnen Marker wurden auf die Koordinaten der Marker in den CT Datensätzen bzw. rekonstruierten 3D Modellen übertragen. Die Übertragung der Daten erfolgte in MATLAB unter Verwendung der sogenannten SVD (singular value decomposition). Damit wurde die fluoroskopisch erfasste Bewegung der Marker auf die Knochenmodelle übertragen.

Für die Animation der Knochenmodelle wurde das Animationsprogramm Maya (Autodesk Maya, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA) verwendet. Die 3D Modelle von Humerus, Radius und Ulna wurden in Maya importiert und zunächst weiter bearbeitet. Die Kontur der Modelle wurde automatisch geglättet und die Farbgebung der Modelle zur optimalen Visualisierung verändert. Dabei wurden alle Modelle gleichermaßen bearbeitet, um eine homogene Darstellung der Knochen zu erreichen. Nach Übertragung der in MATLAB zusammengeführten Markerkoordinaten konnte eine Bewegung des gesamten Ellbogenmodells dargestellt werden. Die Kinematik des Ellbogengelenks wurde aus der kranialen, medialen, lateralen und dorsalen Ansicht qualitativ bewertet. Anschließend wurden zur besseren Visualisierung der radioulnaren und humeroulnaren Bewegung der Humerus bzw. der Radius aus den Modellen extrahiert und lediglich die zwei verbliebenen Knochen relativ zueinander in Bewegung gesetzt. Dabei wurde ein Knochen als fix definiert, der zweite Knochen in Relation hierzu bewegt. Sowohl für die radioulnare als auch für die humeroulnare Bewegung wurde die Elle als stehender Knochen bestimmt und der Radius bzw. der Humerus animiert. Die Animation der Relativbewegung zweier Objekte stellt eine Bearbeitungsoption in Maya dar. Grundlage für diese Relativbewegung waren die zuvor generierten Bewegungsmuster der einzelnen Knochen. Die Kinematik wurde auch hier aus den vier verschiedenen Blickwinkeln evaluiert. Für jedes untersuchte Gelenk wurden alle drei Aufnahmen animiert und die Bewegung des gesamten Ellbogengelenks, wie auch die Relativbewegungen von Radius und Humerus zur Ulna dargestellt.

3.2.3 Quantitative Erfassung der Kinematik

Zur genauen Erfassung der Translation und Rotation der Knochen relativ zueinander wurden zunächst eine radioulnare und eine humeroulnare Animation kreiert, wie sie bereits für die rein visuelle Beurteilung generiert wurden.

In der radioulnaren Animation wurde die Ulna als feststehendes Objekt definiert, der Radius als bewegtes Objekt. Entlang der Knochenachse der Ulna wurde ein dreidimensionales Koordinatensystem (joint coordinate system, JCS) in den Knochen gelegt. Die Z-Achse wurde dabei an der Achse der Ulna orientiert, die X-Achse wurde am *Processus anconaeus* ausgerichtet (parallel zum Längsverlauf) und die Y-Achse entsprechend senkrecht zu den zwei ersten. Das 30. Einzelbild, also der Beginn der Gewichtsaufnahme, wurde als relativer Nullpunkt definiert. Anschließend wurde die Animation abgespielt und die Bewegung des Radius relativ zur Ulna, über den zeitlichen Verlauf hinweg, an dem vorgegebenen Koordinatensystem gemessen. Die Bestimmung des Koordinatensystems anhand der Ellenachse wurde für alle drei animierten Schritte jedes Probanden durchgeführt und die Bewegung in Form von Translation und Rotation entlang der sechs Freiheitsgrade beschrieben (Abb. 12). Translation und Rotation wurden ab dem Nullpunkt aus, d.h. über 120 Einzelbilder der Standphase, errechnet und als maximale Amplitude in Millimeter bzw. Grad ausgedrückt.

Für die Evaluierung der humeroulnaren Kinematik wurde die Elle als feststehendes Objekt und der Humerus als bewegtes Objekt definiert. Das Koordinatensystem wurde an der Humeruskondyle orientiert, wobei die Z-Achse transkondylär und die Y-Achse parallel zur Ulnaachse angelegt wurde (Abb. 13). Die X-Achse lag entsprechend senkrecht zu den beiden anderen Achsen. Der Nullpunkt wurde wiederum auf das 30. Einzelbild festgelegt. Für die folgenden 120 Einzelbilder der gemessenen Standphase wurden Translation und Rotation ebenfalls als maximale Amplitude in Millimeter bzw. Grad ausgedrückt. Auch die relative humeroulnare Bewegung wurde in allen drei Animationen jedes Ellbogengelenks beider Gruppen bestimmt.

Die gemessenen Werte wurden anschließend zur weiteren Bearbeitung aus Maya als Zahlenwerte in tabellarischer Form exportiert.

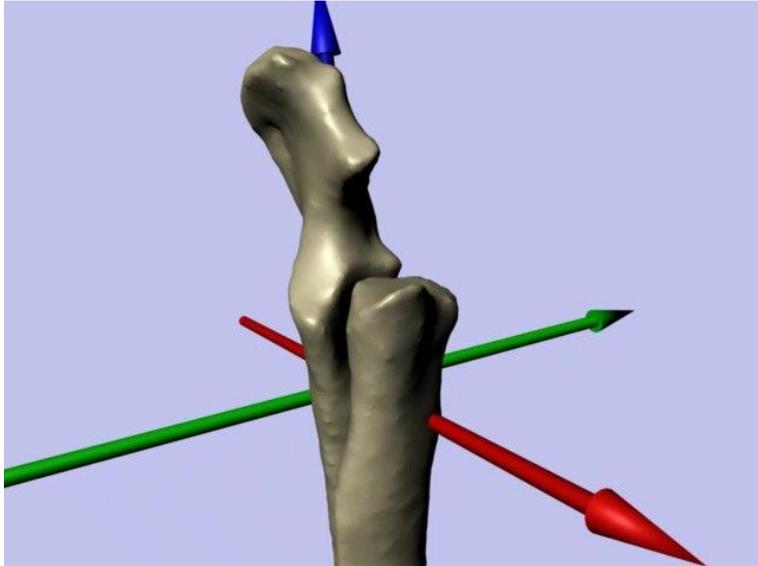


Abb. 12: Knochenmodell von Radius und Ulna mit JCS, Sicht von kranio-medial. Die Z-Achse (blau) ist an der Längsachse der Ulna ausgerichtet. Die X-Achse (rot) ist an der Längsachse des *Processus anconaeus* ausgerichtet und zeigt nach kranial, die Y-Achse (grün) liegt perpendicular zur X-Achse.

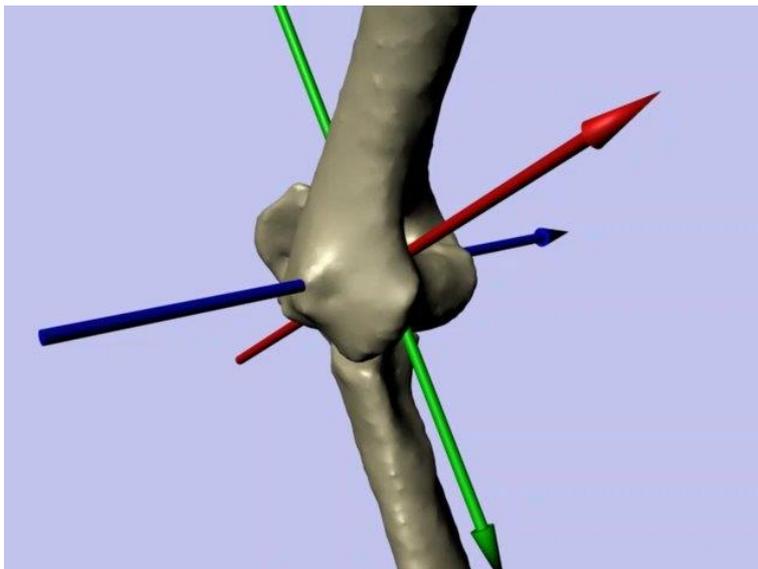


Abb. 13: Knochenmodell von Humerus und Ulna mit JCS, Sicht von kranio-medial. Die Z-Achse (blau) ist transkondylär angelegt, die Y-Achse (grün) liegt perpendicular zur Z- und X-Achse und der Verlauf wurde an der Längsachse der Ulna orientiert, die X-Achse (rot) liegt perpendicular zu den beiden anderen Achsen.

3.2.4 Kontaktflächenmuster

Zur Verdeutlichung des Einflusses der Kinematik auf die Gelenkfläche, v.a. auf den medialen Kronfortsatz, wurden Kontaktflächenmuster für die ulnare Gelenkfläche aus den vorhandenen Animationsdaten generiert. Vergleichend wurden Kontaktmuster für alle gesunden sowie alle dysplastischen Gelenke berechnet. Da 3D Modelle auf Basis der CT lediglich den subchondralen Knochen darstellen, und nicht den eigentlich in Kontakt befindlichen Knorpel, muss dies bei der Berechnung von Kontaktflächen anhand von CT Modellen berücksichtigt werden. Unter der Annahme, dass Gelenkknorpel im kaninen Ellbogen auf humeraler und ulnarer Seite ca. 0,5 – 1 mm dick ist (SIMON 1970, SIMON et al. 1973, GUTHRIE et al. 1992, GRAMS 2007, ZEISSLER et al. 2010), wurde der verwendeten Software (Para View, Kitware Inc., New York, NY, USA; VTK, Kitware Inc., New York, NY, USA) vorgegeben alle Bereiche des ulnaren Knochenmodells einzufärben, die einen Abstand von 1 mm oder weniger zum humeralen Modell aufweisen. Mit diesem Schritt wurde versucht der minimalen Weite des Gelenkspalts Rechnung zu tragen und Kontakte der Gelenkflächen am subchondralen Knochenmodell darzustellen. Über die gesamte Dauer der Animation (150 Einzelbilder) wurden die Kontaktflächen dargestellt und als Videosequenz gespeichert. Alle Videos der animierten Kontaktflächenmuster wurden unter Verwendung einer frei erhältlichen Software (RANDOM.ORG, Randomness and Integrity Services Ltd., Dublin, Irland) randomisiert und anschließend durch einen Untersucher geblindet beurteilt. Dabei wurde das Ausmaß der Kontaktfläche und deren Verschiebung bzw. Veränderung über den gesamten dargestellten Zeitraum der untersuchten Fußungsphase beurteilt und anhand dieser Kriterien die jeweilige Animation der ED Gruppe oder Kontrollgruppe zugeteilt. Von allen Probanden waren jeweils drei Animationen vorhanden und jede wurde randomisiert, geblindet betrachtet. Die endgültige Zuordnung zu einer Gruppe erfolgte nach dem Mehrheitsprinzip. Eine quantitative Auswertung der Kontaktflächen erfolgte im Rahme der vorliegenden Arbeit nicht.

3.2.5 Bestimmung der RUI am 3D Modell

Das Vorliegen einer möglichen Inkongruenz wurde am rekonstruierten 3D Modell untersucht. Hierfür wurde die Sphere Fitting Technique nach ELJACK (2013) angewendet. Entlang des Kamms der *Incisura trochlearis* wurden manuell multiple Punkte bestimmt, aus denen eine Software (Para View, Kitware Inc., New York, NY, USA) den idealen Durchmesser einer Kugel berechnete, die anschließend in die *Incisura trochlearis* projiziert wurde. Mit der Software war es zudem möglich die Modelle inklusive der Kugel in allen Ebenen des Raums zu verschieben, um eine optimale Sicht auf das Radioulnargelenk zu erhalten. Das Vorliegen einer positiven RUI wurde definiert als Kontinuitätsverlust des Kontaktes der Kugel mit der radioulnaren Gelenkfläche. Bei Vorliegen eines solchen Falls wurde der Radius der Kugel in 0,1 Millimeter Schritten geändert bis Kontakt mit der radialen Gelenkfläche hergestellt war. Die Differenz zwischen dem neuen und ursprünglichen Radius wurde als radioulnare Inkongruenz registriert und in zehntel Millimeter ausgedrückt. Alle Ellbogengelenke der Kontrollgruppe wurden ebenfalls kontrolliert.

3.3 Statistische Auswertung

Die statistische Erhebung wurde mit dem Programm MedCalc (MedCalc Software, Ostend, Belgien) durchgeführt.

Die Normalverteilung aller Werte wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test untersucht. Das Alter der untersuchten Tiere wurde in beiden Gruppen, aufgrund der nicht vorliegenden Normalverteilung der Werte, als Medianwert ausgedrückt und gegeneinander verglichen. Die beiden Gruppen wurden gegeneinander unter Anwendung des Mann-Whitney-Tests verglichen, Alpha wurde auf 5% festgelegt. Das Gewicht wurde als Mittelwert ausgedrückt und die beiden Gruppen gegeneinander mit einem ungepaarten T-Test verglichen, Alpha wurde auf 5% festgelegt.

Die gemessenen Werte der Translation und Rotation für die humeroulnare und radioulnare Kinematik wurden für alle drei Messungen jedes einzelnen Gelenks als Mittelwert zusammengefasst. Die Mittelwerte der einzelnen Patienten jeder Gruppe wurden wiederum zusammengeführt und als Mittelwert mit Standardabweichung für

die jeweilige Gruppe wiedergegeben. Relative radioulnare Translation und humeroulnare Rotation der beiden Gruppen wurden gegeneinander verglichen (ungepaarter T-Test, Alpha 5%) und zudem das Konfidenzintervall angegeben.

Die Werte der radioulnaren Inkongruenz wurden ebenfalls als Mittelwert mit Standardabweichung für die jeweilige Gruppe angegeben und unter Angabe des Konfidenzintervalls gegeneinander verglichen (ungepaarter T-Test, Alpha 5%).

4 Ergebnisse

4.1 Patienten

Sechs gesunde Ellbogengelenke von fünf Hunden und sieben dysplastische Gelenke von sechs Hunden wurden untersucht. Jeweils ein Hund in jeder Gruppe wurde an beiden Ellbogen mit Markern bestückt und untersucht. Alle anderen Tiere wurden nur an einem Ellbogengelenk untersucht. Tabelle 4 und 5 zeigen eine Auflistung der Probanden beider Gruppen nach Rasse, Alter, Gewicht und Geschlecht.

Das Alter war in beiden Gruppen nicht normalverteilt. Hunde der Kontrollgruppe zeigten im Median ein Alter von 17 Monaten (14,75 – 33,75 Monate) und in der ED Gruppe von 17,5 Monaten (15 – 21 Monate). Beide Werte unterschieden sich nicht signifikant voneinander ($P = 0,8551$). Auch in Bezug auf das Körpergewicht lag kein signifikanter Unterschied vor ($P = 0,9186$). Die Kontrollgruppe zeigte einen Mittelwert von 27,86 kg und die ED Gruppe von 27,58 kg auf; die Werte waren hier normalverteilt.

Alle Hunde der Kontrollgruppe waren zum Untersuchungszeitpunkt lahmheitsfrei, in der klinischen und orthopädischen Untersuchung unauffällig und zeigten in Röntgenaufnahmen des Ellbogengelenks keine Hinweise für Pathologien; alle Gelenke wurden mit dem IEWG Score 0 beurteilt. Im Laufe der Studie angefertigte CT Aufnahmen zeigten ebenfalls keine pathologischen Veränderungen der Knochen auf. In der Kontrollgruppe wurden drei rechte und drei linke Ellbogengelenke untersucht; ein Hund wurde dabei an beiden Ellbogengelenken mit Markern bestückt und untersucht.

Ergebnisse

Tabelle 4: Auflistung der Probanden der Kontrollgruppe nach Rasse, Alter, Gewicht und Geschlecht (m = männlich, w = weiblich, k = kastriert).

	Rasse	Alter	Gewicht	Geschlecht
Proband 1	Austr. Shepard	72 Mo	31,3 kg	mk
Proband 2	Labrador Retriever	21 Mo	26 kg	w
Proband 3	Eurasier-Mix	16 Mo	34 kg	mk
Proband 4	Mischling	11 Mo	22kg	wk
Proband 5	Mischling	17 Mo	26 kg	wk

Tabelle 5: Auflistung der Probanden der ED Gruppe nach Rasse, Alter, Gewicht und Geschlecht (m = männlich, w = weiblich, k = kastriert).

	Rasse	Alter	Gewicht	Geschlecht
Proband 1	Labrador Retriever	67 Mo	31 kg	m
Proband 2	Staffordshire-Mix	18 Mo	22,5 kg	w
Proband 3	Dt. Schäferhund	9 Mo	26,6 kg	wk
Proband 4	Mischling	21 Mo	25 kg	wk
Proband 5	Labrador Retriever	15 Mo	27 kg	w
Proband 6	Berner Sennenhund	17 Mo	33,4 kg	mk

Fünf Hunde der ED Gruppe zeigten eine einseitige Lahmheit bestehend seit 2 bis 8 Wochen. Ein Hund zeigte eine beidseitige Lahmheit bestehend seit 10 Monaten vor Vorstellung in der Klinik. Insgesamt vier linke und drei rechte Ellbogengelenke sind in die Studie eingegangen. Tabelle 6 stellt eine Zusammenfassung der Befunde der klinischen und bildgebenden Untersuchungen dar. Die RUI wurde unter Anwendung der Sphere Fitting Technik nach ELJACK und Mitarbeitern (2013) bestimmt.

Alle Tiere der ED Gruppe waren medikamentell vorbehandelt. Der Behandlungszeitraum erstreckte sich dabei von einer bis fünf Wochen. Fünf der sechs Hunde wurden mit einem nicht-steroidalen Antiphlogistikum (NSAID) vorbehandelt. Ein Hund erhielt ein Analgetikum auf homöopathischer Basis. Drei der fünf Patienten zeigten eine geringgradige Besserung unter dem NSAID, die anderen drei Hunde, darunter der Patient mit dem homöopathischen Medikament, zeigten keinerlei Ansprechen auf die medikamentelle Therapie. Zum Vorstellungszeitpunkt in der Klinik für Kleintiere stand kein Tier unter dem Einfluss eines Medikaments, so dass der tatsächliche Lahmheitsgrad und klinische Symptome eindeutig beurteilt werden konnten.

Ergebnisse

Tabelle 6: Auflistung der Befunde klinischer und bildgebender Untersuchungen. Die aufgelisteten Werte für die RUI wurden mit der Sphere Fitting Technique am 3D rekonstruierten Modell bestimmt.

Proband	Klinisch	Röntgen	CT	Arthroskopie
1	Lahmheit Grad 2 links Dolenz bei Extension des Ellbogen	IEWG Score: 1	FPC, mgr. Osteophyten RUI: 0,2 mm	FPC, keine Knorpelschäden, kongruent
2	Lahmheit Grad 2 rechts Dolenz bei Koronoidprobe	IEWG Score: 1 Koronoidlinie nicht nachvollziehbar	Knochenstruktur an Proc. coronoideus aufgeheilt, kein eindeutiges Fragment zu erkennen RUI: 1,5 mm	FPC, keine Knorpelschäden außer Grad 1 an Koronoidspitze, inkongruent
3	Lahmheit Grad 1 rechts Dolenz bei Koronoidprobe	IEWG Score: 1	FPC, ggr. Osteophyten RUI: 1,1 mm	FPC, Grad 3 Knorpelschäden an ulnarer Gelenkfläche und Trochlea humeri (kissing lesions), kongruent
4	Lahmheit Grad 1 links Dolenz bei Koronoidprobe	IEWG Score: 1 Koronoidlinie nicht nachvollziehbar	FPC, ggr. Osteophyten RUI: 0,7 mm	FPC (disloziert), mgr. Synovialitis, keine Knorpelläsionen
5	Lahmheit Grad 2 links Dolenz bei Koronoidprobe	IEWG Score: 2 Koronoidlinie nicht nachvollziehbar	FPC, RUI: 2,2 mm	FPC, Knorpelläsion Grad 2-3 an Koronoid und Trochlea humeri, inkongruent
6	Lahmheit Grad 1 – 2 bds. Dolenz bei Koronoidprobe bds.	IEWG Score: Links - 2 Rechts - 3 Koronoidlinie bds. nicht nachvollziehbar	Hochgradig Osteophyten bds. FPC bds. RUI: Rechts - 1,9 mm Links - 1,9 mm	Rechts: Knorpelläsionen Grad 3-4 an Koronoid und Trochlea humeri, RUI nicht eindeutig beurteilbar aufgrund hgr. arthrotischer und Knorpelveränderung Links: FPC, Knorpelläsionen Grad 2-3 an Koronoid und Trochlea humeri

4.2 Radioulnare Inkongruenz

In der Kontrollgruppe konnte lediglich bei zwei Gelenken eine RUI festgestellt werden (0,3 mm und 0,7 mm). Die restlichen vier Gelenke zeigten keine messbare Stufe. Die Kontrollgruppe zeigte damit im Mittelwert eine RUI von 0,2 mm. Die Werte waren normalverteilt nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test. Die ED Gruppe wies einen Mittelwert von 1,4 mm auf. Die Werte waren ebenfalls normalverteilt. Beide Werte unterschieden sich signifikant voneinander ($P = 0,0044$, Konfidenzintervall 0,5 – 1,9).

4.3 Kinematik des Ellbogengelenks

Für alle Probanden beider Gruppen war die Animation von jeweils drei Fußungsphasen möglich. Die visuelle Begutachtung der Kinematik zeigte eine Extension im Ellbogengelenk, v.a. zu Beginn der untersuchten Bewegungsphase. Gegen Ende der 150 Bildsequenzen war makroskopisch kaum eine Flexion oder Extension zu erkennen, eher ein Zurückführen der Gliedmaße in feststehender Winkelung der Ober- und Unterarmknochen zueinander. In der Gruppe der dysplastischen Gelenke ließ, vor allem in der kraniokaudalen Betrachtung, die Bewegung des Ellbogens eine zunehmende Exorotation des Humerus während der Standphase vermuten, welche ausgeprägter war als in der Kontrollgruppe. Für die weitere Untersuchung der Gelenkskinematik wurden jeweils zwei Knochen und deren Bewegung zueinander untersucht.

4.3.1 Radioulnargelenk

Für alle untersuchten Ellbogengelenke wurden Animation von je drei Schritten animiert und ausgewertet. Die subjektive, rein visuelle Betrachtung der Animationen zeigte keinen Unterschied zwischen den zwei Gruppen.

Die quantitative Auswertung anhand der Raumkoordinatensysteme zeigte eine dreidimensionale Bewegung des Radius relativ zur Ulna. Die gemessenen Werte wurden in beiden Gruppen jeweils als Mittelwert der bestimmten Zahlenwerte jedes einzelnen Probanden ausgedrückt. Die Werte waren nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test normalverteilt. Dabei konnte in der Kontrollgruppe, entlang der Z-

Achse, eine axiale Translation des Radius zur Ulna von 0,7 mm mit einer Standardabweichung von 0,31 mm beschrieben werden. In der Gruppe der dysplastischen Gelenke lag der Wert bei 0,5 mm mit einer Standardabweichung von 0,3 mm. Damit konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen dargestellt werden ($P = 0,2092$, Konfidenzintervall $-0,6 - 0,2$). Abbildung 14 zeigt die Mittelwerte der radioulnaren Translation jedes Probanden.

Eine nachträgliche Analyse der Stichprobenberechnung, mit Festsetzung des type I Fehlers auf 5% und des type II Fehlers auf 20%, konnte für die Gruppengrößen der Studie ein Schwellenwert von 0,5 mm festgelegt werden.

Die Rotation des Radius relativ zur Ulna wurde nicht bestimmt und ausgewertet.

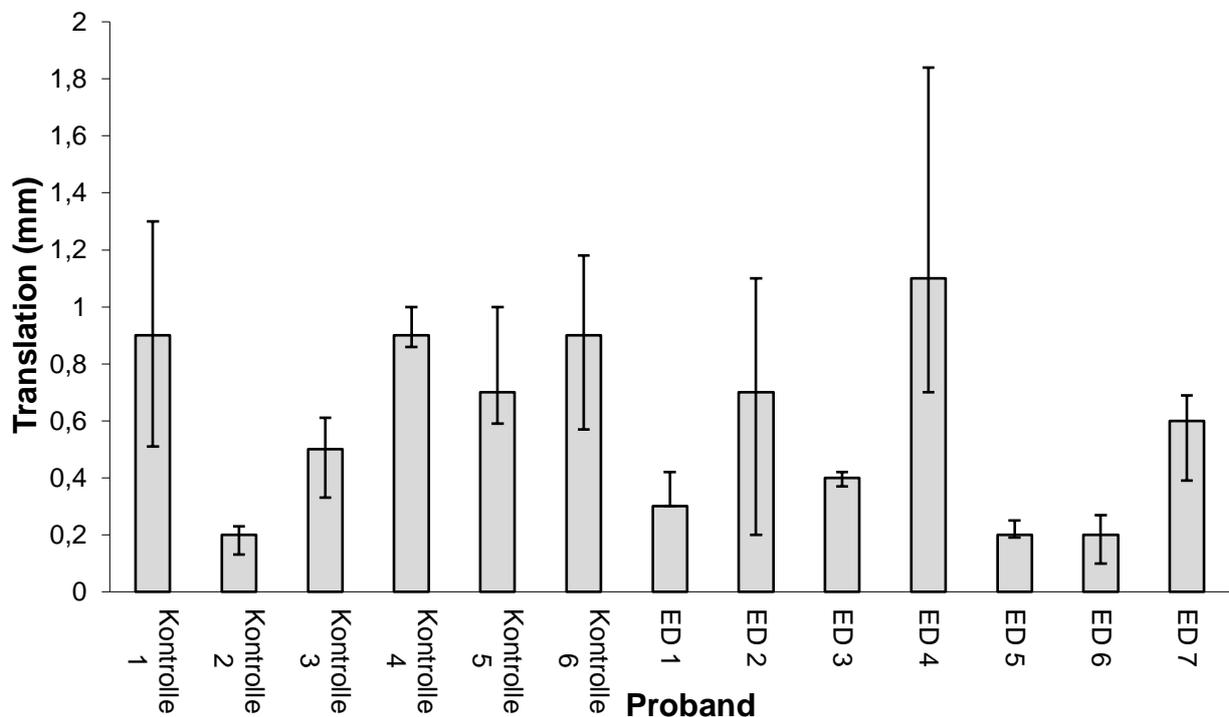


Abb. 14: Grafische Darstellung der radioulnaren Translation jedes individuellen Probanden. Dargestellt sind jeweils die Mittelwerte aus drei analysierten Schritten inklusive der jeweiligen Fehlerindikatoren, die den Abstand des Mittelwerts zum jeweiligen minimal oder maximal gemessenen Wert angeben. Auf der X-Achse sind die Probanden, auf der Y-Achse die Translation in Millimeter angeben.

4.3.2 Humeroulnargelenk

Nach Extraktion des Radius aus dem animierten Knochenmodell konnte der Eindruck einer Exorotation des Humerus zu Beginn der Standphase visuell bekräftigt werden. Dabei zeigte der Humerus in der ED Gruppe eine vermehrte Rotationsbewegung im Vergleich zur Kontrollgruppe. Bedingt durch diese Rotation zeigte die *Trochlea humeri* eine Bewegung nach kranio-lateral, wobei sie gegen den *Processus coronoideus medialis ulnae* gedrückt wurde (Abb. 15). Vergleichend wies der Humerus in der Kontrollgruppe ein makroskopisch eindimensionales Aufrichten in Relation zum Unterarm auf, ohne die deutliche Gleitbewegung nach kranio-lateral. Dabei konnte die humerale Rotation in unterschiedlichem Ausmaß in allen erkrankten Ellbogengelenken nachvollzogen werden.

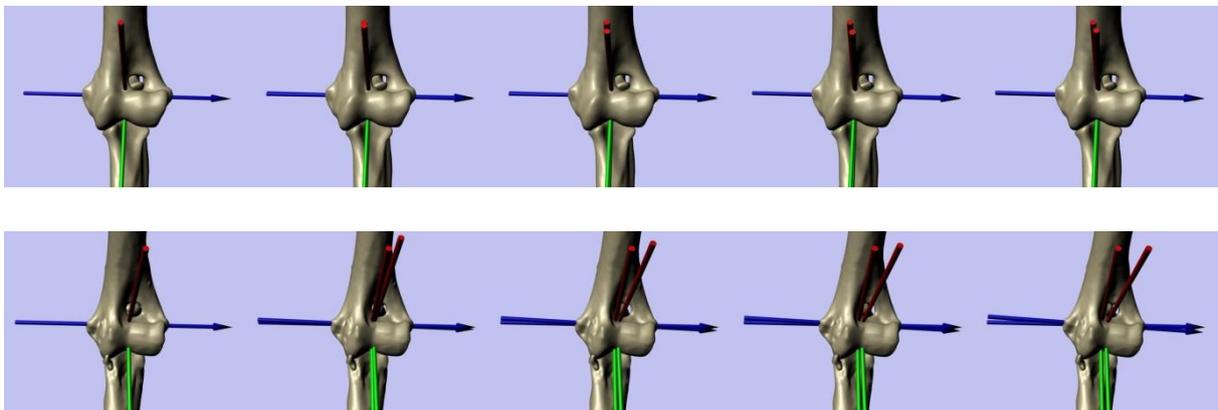


Abb. 15: Darstellung der humeroulnaren Bewegung, Sicht von kranial. Die Bildfolge zeigt jeweils das 30., 60., 90., 120. und 150. Einzelbild der Animation, d.h. von Beginn der Gewichtsaufnahme bis zum Ende der Animation (von links aus).

Obere Reihe: gesundes Gelenk, der Humerus richtet sich in Relation zur Ulna auf, zeigt dabei aber keine erkennbare Rotation; die X-Achse (rot) zeigt eine Bewegung in vertikaler Ausrichtung.

Untere Reihe: dysplastisches Gelenk, der Humerus zeigt während des Aufrichtens eine zunehmende Rotation in kranio-lateraler Richtung; an der X-Achse (rot) ist eine Bewegung Richtung lateral erkennbar.

Der visuelle Eindruck konnte auch quantitativ erfasst werden. So zeigte der Humerus in Relation zur Ulna, von Beginn der Standphase an gemessen, eine Rotation im Mittel um 5,3 Grad (Standardabweichung 2,0) in der dysplastischen Gruppe; die Ulna wurde als feststehendes Objekt definiert. In der Kontrollgruppe konnte eine Rotationsbewegung von 2,9 Grad mit einer Standardabweichung von 1,1 Grad gemessen werden. Dabei wiesen beide Werte einen signifikanten Unterschied zueinander auf ($P = 0,0229$, Konfidenzintervall 0,4 – 4,4). Die Mittelwerte aus drei untersuchten Schritten jedes Probanden sind in Abbildung 16 aufgelistet. Dabei lag ein Patient der ED Gruppe innerhalb des Bewegungsradius der Kontrollgruppe. Die anderen Probanden zeigten Werte über dem Niveau der Kontrollgruppe. Aus der Kontrollgruppe wiederum lag die gemessene, humerale Rotation eines Probanden im Bereich der niedrigsten Werte individueller Gelenke der ED Gruppe.

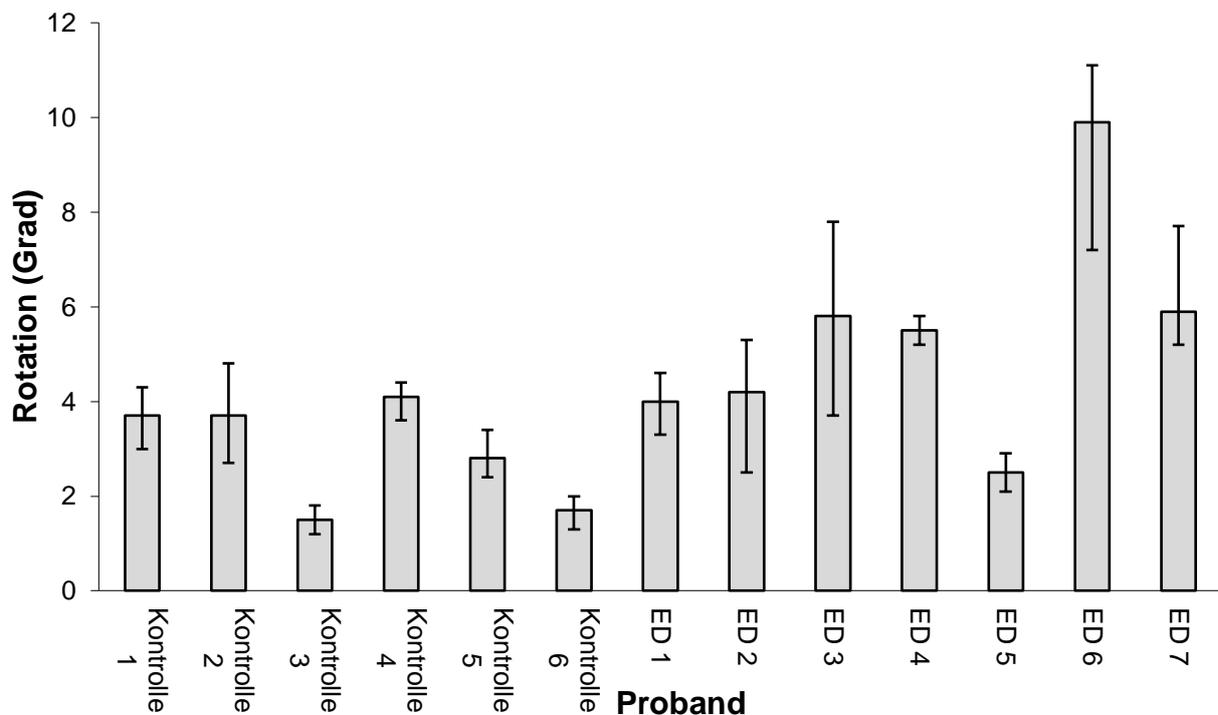


Abb. 16: Grafische Darstellung der humeroulnaren Rotation jedes individuellen Probanden. Dargestellt sind jeweils die Mittelwerte aus drei analysierten Schritten inklusive der jeweiligen Fehlerindikatoren, die den Abstand des Mittelwerts zum jeweiligen minimal oder maximal gemessenen Wert angeben. Auf der X-Achse sind die Probanden, auf der Y-Achse die Rotation in Grad angegeben.

4.3.3 Kontaktflächenmuster

Für alle drei Schritte jedes Ellbogengelenks wurden die angefertigten Kontaktflächenmuster der ulnaren Gelenkfläche adspeziert und subjektiv beurteilt. Dabei wurde die Gelenkfläche von leicht proximokranial begutachtet, so dass das gesamte mediale und laterale Koronoid und die Fläche der *Incisura trochlearis* einzusehen waren. In beiden Gruppen konnte über den kompletten, dargestellten Zeitraum ein Kontakt im Bereich des medialen Koronoids sowie im proximolateralen Anteil der *Incisura trochlearis* beobachtet werden. In der Gruppe der gesunden Ellbogengelenke zeigte der Kontakt im Bereich der Inzisur allerdings einen flächigeren Anteil. Ein Unterschied der Kontaktflächen konnte vor allem im Bereich des medialen Koronoids festgestellt werden (Abb. 17). So zeigte die Gelenkfläche in gesunden Ellbogengelenken eine homogene Verteilung des Kontaktes über die nahezu gesamte Fläche. Nur wenig Änderung des Kontaktes konnte über den Untersuchungszeitraum hinweg erkannt werden. In dysplastischen Gelenken lag eine Konzentrierung und Reduktion der Kontaktfläche auf den lateralen Anteil des medialen Koronoids vor. Diese Konzentrierung trat zunehmend nach Beginn der Gewichtsaufnahme, also ab der gemessenen 30. Bildsequenz auf. Der mediale Anteil des Koronoids war teilweise ohne nachweisbaren Kontakt zum Humerus.

Die randomisierte und geblindete Auswertung der Videos zeigte, dass alle gesunden Gelenke anhand der Kontaktflächenmuster der Kontrollgruppe zugeordnet werden konnten. Dabei wurden für fünf Gelenke alle drei Animationen als gesund befundet und für ein Gelenk zwei Animationen richtig, eine allerdings als dysplastisch beurteilt. Durch die Beurteilung der Kontaktflächenmuster wurden fünf von sieben dysplastischen Gelenken richtig der ED Gruppe zugeordnet. Für diese Gelenke wurden jeweils alle drei Animationen als dysplastisch beurteilt. Zwei Gelenke allerdings wurden, jeweils mit zwei zu eins falsch beurteilten Animationen, als gesund interpretiert.

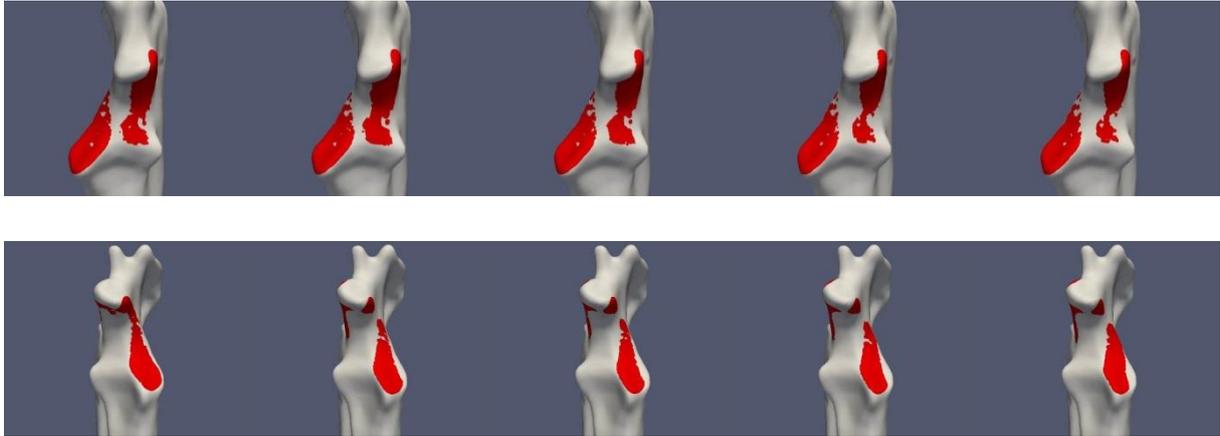


Abb. 17: Darstellung der Kontaktflächenmuster der ulnaren Gelenkfläche. Die Bildfolge zeigt die Kontaktfläche jeweils im 30., 60., 90., 120. und 150. Einzelbild der Animation, d.h. von Beginn der Gewichtsaufnahme bis zum Ende der Animation (von links aus).

Obere Reihe: gesundes rechtes Ellbogengelenk, der Kontakt ist homogen über das gesamte mediale Koronoid verteilt und zeigt während der Fußung kaum eine Änderung. Auch das laterale Koronoid und der laterale Anteil der *Incisura trochlearis* sind in Kontakt.

Untere Reihe: dysplastisches linkes Ellbogengelenk, der Kontakt ist im ersten Moment des Auffußens (30. Einzelbild) noch gleichmäßig über das Koronoid verteilt, jedoch geringer ausgeprägt als in einem gesunden Gelenk. Während der weiteren Gewichtsaufnahme und Fußungsphase reduziert sich die Kontaktfläche zunehmend und konzentriert sich vornehmlich auf den kranio-lateralen Aspekt des medialen Koronoids. Der Kontakt am lateralen Anteil der *Incisura trochlearis* ist ebenfalls reduziert im Vergleich zur Kontrollgruppe.

5 Diskussion

5.1 Methodik

In der vorliegenden Studie wurden zwei Gruppen gegeneinander verglichen. Beide Gruppen zeigten eine vergleichbare Anzahl an Probanden und darin beinhaltet eine vergleichbare Anzahl an untersuchten Gelenken. Zwischen den Gruppen lag kein signifikanter Unterschied bezüglich Gewicht und Alter vor; das Rassespektrum war heterogen verteilt. Somit können die Patientengruppen als vergleichbar betrachtet werden.

Es wurden nur Tiere aus Privatbesitz verwendet, die keinerlei artifiziell herbeigeführte Pathologie aufwiesen, so dass eine repräsentative Darstellung der realen Verhältnisse im kaninen Ellbogengelenk gewährleistet wurde.

Limitierend sind die kleinen Gruppengrößen zu nennen. In der Gruppe der dysplastischen Gelenke wurden sieben, in der Kontrollgruppe sechs Gelenke untersucht. Eine durchgeführte Stichprobenberechnung zeigt im Falle der radioulnaren Translation, dass mit den gegebenen Gruppengrößen die Translation bis auf 0,5 mm genau angegeben und gegeneinander verglichen werden kann, unter Annahme des type I Fehlers von 5% und des type II Fehlers von 20%. Ein niedrigerer Schwellenwert zur Detektion eines signifikanten Unterschieds wäre nur mit einer größeren Anzahl von Probanden zu erreichen. Allerdings stellen die type I und II Fehler von 5% und 20% die allgemein anerkannten und in wissenschaftlichen Studien verwendeten Werte dar. Weiterhin zeigt das Konfidenzintervall der Messung der humeroulnaren Rotation eine breite Streuung auf. Trotz des signifikanten Unterschieds zwischen gesunden und dysplastischen Gelenken, muss der Einfluss der Gruppengröße auf die Messungen bedacht werden.

Analysiert wurden alle Gelenke über einen zeitlichen Verlauf von 150 Einzelbildern pro Video/Animation. Da alle Aufnahmen 30 Einzelbilder vor Fußung einsetzen, wurden also 120 Einzelbilder der Standphase untersucht. Dies entspricht einem Drittel der gesamten Standphase. Mögliche Konformationsänderungen im

Ellbogengelenk, die gegen Ende der Standphase oder während der Schwungphase auftreten könnten, konnten demnach nicht erkannt und bewertet werden. In Bezug auf die Studie von GUILLOU und Mitarbeitern (2011), in der die gesamte Standphase ausgewertet und keine anderweitige Gelenkbewegung in der restlichen Standphase dargestellt wurde, ist davon auszugehen, dass der größte Effekt auf das Gelenk im Moment der Gewichtsaufnahme eintritt. Allerdings ist diese Aussage nur für die Kontrollgruppe und die radioulnare Translation eindeutig zu treffen, da eine Untersuchung des vollständigen Schrittzklus für dysplastische Gelenke nicht vorliegt. Auch die humeroulnare Bewegung wurde in Guillous Studie nicht beschrieben. Ein Vergleich hierzu ist demnach nicht möglich. FITZPATRICK geht davon aus, dass ein übermäßiger Muskelzug von M. biceps brachii und M. brachialis, und damit eine Zugbewegung der Ulna gegen den Radius, während der maximalen Flexion, also während der Schwungphase auftritt (FITZPATRICK et al. 2009, FITZPATRICK und YEADON 2009). Biomechanische Studien zu dieser Theorie liegen allerdings nicht vor. Die Schwungphase wurde in der aktuellen Studie nicht untersucht. Da der Beginn der Standphase für alle Animationen und quantitativen Messungen definiert war, konnte wiederum ein tatsächlich einheitlicher Vergleich zwischen einzelnen Gelenken erfolgen.

Laufbandanalysen müssen kritisch ausgewertet werden, da eine Beeinflussung des Gangbildes durch die ungewohnte Situation und Umgebung ausgelöst werden kann (FREDRICKSON et al. 1983, BUCHNER et al. 1994 b). Für den Menschen ist eine Gewöhnungszeit von bis zu acht bzw. sechs Minuten beschrieben, um ein normales Gangbild zu entwickeln, welches sich nicht vom Gang auf ebenem Boden unterscheidet (SCHIEB 1986, MATSAS et al. 2000). Auch für den Hund gibt es Studien, die eine Gewöhnung an das Laufband beschreiben (VILENSKY et al. 1994a, VILENSKY et al. 1994b, OWEN et al. 2004); eine Dauer von ca. zwei Minuten scheint dabei ausreichend zu sein (OWEN et al. 2004). Allen Probanden wurde daher eine individuelle Eingewöhnungsphase zugestanden, mindestens aber zwei Minuten, bis ein sicheres und makroskopisch unauffälliges Gangbild vorlag. BREBNER und Mitarbeiter (2006) beschreiben eine gute Übereinstimmung der Bodenreaktionskräfte zwischen Laufband und dem Führen des Probanden über eine Kraftmessplatte. Eine zusätzliche Analyse mit Kraftmessplatten wurde hier allerdings nicht durchgeführt, die eine quantitative Auswertung des Gangs ermöglichen würde.

Dezente Beeinflussungen des Gangbildes, welche unter den makroskopisch erkennbaren Änderungen liegen, könnten demnach unerkannt bleiben. Alle Probanden wurden unter denselben Bedingungen untersucht; ein möglicher Einfluss des Laufbandes auf das Gangbild würde daher alle Probanden gleichermaßen betreffen, so dass eine Vergleichbarkeit der Probanden gegeneinander weiterhin möglich wäre.

Die fluoroskopischen Aufnahmen wurden durch zwei Röntgenquellen (Philips Medio 30/50/65 CP-H, Philips, Niederlande) mit entsprechenden Röntgenbildempfängern erzeugt. Entscheidend für die Genauigkeit der Knochenanimationen ist das vorausgehende Tracking der Marker. Dabei ist die Bildauflösung maßgeblich für die Schärfe und damit die Darstellung der Marker und die Präzision des Tracking. Da Bewegungen unter 1 Millimeter und 1 Grad gemessen werden sollten, muss eine derartige Auflösung des Röntgenbildes vorausgesetzt werden. Die verwendeten Röntgenbildempfänger ermöglichen eine Auflösung von 1,8 Linienpaaren pro Millimeter. Die weiterhin angeschlossenen Hochgeschwindigkeitskameras zeigen eine Auflösung von 1024 x 1024 Pixeln. Damit lag die Ortsauflösung in dieser Studie sogar höher als in einer Studie von BRAINERD und Mitarbeitern (2010). In deren Studie konnte eine Auflösung von 1,5 Linienpaaren pro Millimeter beschrieben werden, die mit einer Messgenauigkeit von 0,046 mm zwischen zwei Objekten einhergeht.

Es ist bekannt, dass die größte Fehlerquelle im Tracking selbst liegt; dabei unterscheiden sich manuelles und automatisches Tracking nicht in Ihrer Genauigkeit (BRAINERD et al. 2010). Bei guten Kontrastverhältnissen ist der Computer in der Lage die Marker im Bild zu erkennen und zu markieren. Bei schlechten Kontrastverhältnissen ist das manuelle Aufsuchen der Marker unerlässlich. Dabei ist das Erkennen und genaue Platzieren der Markierung oft erschwert und dadurch die Gefahr von Fehlmessungen erhöht. Auch kleine Abstände zwischen den implantierten Tantal kugeln erhöhen die Gefahr von Fehlmessungen, zum einen bedingt durch Verwechslungen der Marker, insbesondere bei manuellem Tracking, zum anderen werden bereits kleine Abweichungen bei der Übertragung der bewegten Markerkoordinaten auf die Koordinaten der CT Datensätze verstärkt (BRAINERD et al. 2010). Um diesen Effekt so gering wie möglich zu halten wurde darauf geachtet Marker möglichst weit voneinander im Knochen zu platzieren. In

einigen Fällen war es aber notwendig, z.B. aufgrund von inadäquaten Setzens oder Lockerung einer Kugel, mehr als drei Marker pro Knochen zu implantieren, so dass mehrere Marker auf engem Raum auftreten. Zur Beurteilung der Präzision des Tracking wurden die Abstände von jeweils zwei Markern zueinander über alle Einzelbilder hinweg gemessen und ausgewertet (Standardabweichung, Minimum und Maximum). Zudem erfolgte der Vergleich der gemessenen Abstände der Marker in den fluoroskopischen Aufnahmen mit den Markerabständen, die in den CT Bildern gemessen wurden. Diese Aufnahmen spiegeln einen Referenzwert wieder und stimmen mit den jeweiligen Abständen der in Bewegung getrackten Marker im Bereich von einem Zehntel bis einem Hundertstel Millimeter überein. Damit liegt der Messfehler, welcher durch das Markertracking ausgelöst werden kann in einem vernachlässigbaren Rahmen.

Für die Animation der Ellbogengelenkbewegung wurden rekonstruierte 3D Modelle verwendet, basierend auf CT- Datensätzen der jeweiligen Knochen. Es ist bekannt, dass bei der Generierung derartiger Modelle ein partieller Volumeneffekt zu einer leichten Vergrößerung der Modelle im Vergleich zum reellen Objekt führt (KETCHAM 2006, KETCHAM 2007). Da allerdings der Vergrößerungseffekt für alle beteiligten Knochen gleichermaßen auftritt, sollte die Darstellung der relativen Verhältnisse der Knochen zueinander nicht beeinflusst werden. Im Vergleich zu anderen Modellen (MRT oder Laser Scan basierend) stellt die CT die derzeit geeignetste Technik dar, da sie die Knochenstruktur hochauflösend wiedergibt und gleichzeitig die implantierten Marker wieder aufgefunden werden können, was eine weitere Bearbeitung erleichtert (BRAINERD et al. 2010).

5.2 Ergebnisdiskussion

5.2.1 Radioulnare Kinematik

Die Ergebnisse der hier vorgelegten Untersuchung zeigen deutliche Übereinstimmungen mit der Studie von GUILLOU und Mitarbeitern (2011). In der angesprochenen Studie wurde eine relative axiale Verschiebung von Radius zu Ulna von bis zu 1 mm beschrieben. Auch in dieser Studie konnte eine dynamische axiale Translation des Radius nachgewiesen werden. In der Gruppe der gesunden Gelenke

stellte sich eine Translation von 0,7 Millimetern dar, während in den dysplastischen Gelenken 0,5 Millimeter gemessen werden konnten. Dabei konnte kein signifikanter Unterschied zwischen gesunden und dysplastischen Gelenken festgestellt werden. In der Studie von GUILLOU und Mitarbeitern (2011) wurden vier orthopädisch gesunde Fox Hounds im Schritt und Trab untersucht. Die Studienpopulation dieser Untersuchung war deutlich heterogener, so dass die Übertragung der Daten auf den Hund im Allgemeinen möglich erscheint. Einschränkend ist aber der Einschluss von lediglich mittelgroßen Tieren, d.h. mit einem Gewicht von 20 bis 35 Kilogramm. Das Vorhandensein oder Ausmaß einer relativen radioulnaren Verschiebung bei kleinen oder Rassenrassen und damit ein möglicher Einfluss und Zusammenhang von Körpergröße und Gewicht ist nicht beschrieben und eine Aussage hierzu kann mit dieser Studie nicht getroffen werden.

Die Ergebnisse unterstützen auch Erkenntnisse aus in vitro Studien und Studien am narkotisierten Patienten, die den Einfluss der Lagerung der Vordergliedmaße für diagnostische Anwendungen (CT, Arthroskopie) betonen und vor Fehlinterpretationen warnen (MIGHT et al. 2011, HOUSE et al. 2009). Es konnte gezeigt werden, dass eine axiale Verlagerung des Radius gegen die Ulna auch unter in vivo Bedingungen auftritt. Das *Ligamentum interosseum/Membrana interossea* erlaubt demnach eine gewisse Beweglichkeit des Unterarms, die über reine Pro- und Supination hinausgeht.

Es ist vorstellbar, dass eine Konformationsänderung der radioulnaren Gelenkfläche Ausdruck des humeralen Drucks ist und einer homogeneren Kraftverteilung im Gelenk dient. Die radioulnare Gelenkfläche kann also nicht als eine statische Fläche betrachtet werden. Vielmehr scheint das Gelenk eine begrenzte, aber individuelle Kinematik der beiden Knochen zu erlauben, die einer besseren Funktion des gesamten Ellbogengelenks dienen könnte. Allerdings zeigen die Ergebnisse auch keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Die Vorstellung, dass eine deutliche radioulnare Inkongruenz während des Gangs ausgeglichen wird erscheint nicht realistisch. Andererseits ist auch die Hypothese, dass ein kongruent erscheinendes Gelenk unter Belastung eine Inkongruenz entwickelt, welche zu Überlastungen bestimmter Gelenkanteile führt und so Auslöser von Pathologien sein kann, zu verneinen. Die statische RUI, als Ergebnis einer Fehlentwicklung der beiden Knochen und damit ein Missverhältnis der im Gelenk wirkenden Kräfte, stellt einen

Teil der Pathogenese der Ellbogengelenkdysplasie dar und muss weiterhin als wesentlicher Faktor in Betracht gezogen werden. Da ca. 40% der Patienten mit einem fragmentierten *Processus coronoideus medialis ulnae* allerdings keine detektierbare Stufe zeigen (ELJACK und BÖTTCHER 2015), scheinen weitere Mechanismen eine Rolle zu spielen, die nicht allein auf die radioulnare Gelenkkonformation beschränkt sind. Indes muss die Analyse nur einer Gangart als Limitation der Ergebnisse gesehen werden. Der Schritt stellt die langsamste Gangart dar. Demnach sind die Kräfte, welche im Gelenk wirken am geringsten, da diese maßgeblich von der Geschwindigkeit der Bewegung beeinflusst werden (VOSS et al. 2010). Inwiefern eine massivere Kraftausübung auf das Radioulnargelenk im Trab oder Galopp zu stärkeren axialen Scherkräften und Verschiebungen führen würde ist daher nicht eindeutig zu sagen. Es ist aber davon auszugehen, dass keine nennenswerte Änderung der Kinematik auftreten würde. Die Studie von GUILLOU und Mitarbeitern (2011) konnte keinen Unterschied zwischen den Gangarten Schritt und Trab feststellen. Eine Übertragung der Ergebnisse auf die aktuelle Studie scheint plausibel.

5.2.2 Humeroulnare Kinematik

Die Ergebnisse zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen der humeroulnaren Bewegung in gesunden und dysplastischen Gelenken. Während der Standphase wird das Ellbogengelenk zunehmend gestreckt. Dabei vollzieht der Humerus in gesunden Gelenken eine recht geradlinige Bewegung. Eine Rotationsbewegung von 2,9 Grad, gemessen in Relation zur Ulna, konnte für die Kontrollgruppe dargestellt werden. Währenddessen scheint es in dysplastischen Gelenken mit gemessenen 5,3 Grad, zu einer ausgeprägteren Rotation des Humerus relativ zur Ulna zu kommen. Durch diese Rotation bewegt sich die *Trochlea humeri* nach kraniallateral und wird so gegen den *Processus coronoideus medialis ulnae* gedrückt. Dabei tritt vor allem im lateralen Anteil des medialen Kronfortsatzes Kontakt zwischen den beiden Knochen auf.

Eine mögliche Ursache der Rotation ist momentan rein hypothetisch. So könnte eine bestehende radioulnare Inkongruenz einen Einfluss auf die humerale Bewegung haben. Ähnlich dem von LOZIER (2006) beschriebenen „Angular Vector Model“

(AVM) könnte der *Processus anconaeus* als Hebel- und Drehpunkt auf die Humeruskondyle wirken. LOZIER (2006) beschreibt dabei die negative RUI als häufigste Ursache in der Entstehung einer ED. Da allerdings in keinem der untersuchten Gelenke eine negative RUI gefunden werden konnte, ist eine alternative Form des AVM denkbar. Im Falle einer positiven RUI, wie sie bei sechs der untersuchten Gelenke der ED Gruppe festgestellt werden konnte, würde der Humerus durch einen Hochstand der Elle vor allem im medialen Anteil nach proximal gedrückt werden. Um dem zunehmenden Druck im Bereich des *Processus anconaeus* auszuweichen, wäre eine Schubbewegung der Kondyle nach kranial denkbar. Die sich nach kranial öffnende *Incisura trochlearis* würde wie eine Art Gleitschiene wirken und der Humerus könnte den zunehmenden Drücken entweichen. Eine entstehende Rotation der Kondyle nach kranial wäre die Folge. Gegen eine solche Theorie würde die Tatsache sprechen, dass in einem Gelenk, welches mit 0,2 mm keine nennenswerte radioulnare Inkongruenz aufwies, eine Rotation der Humeruskondyle ebenfalls nachvollziehbar war. Ein weiteres Gelenk der ED Gruppe zeigte mit 0,7 mm eine nur schwach ausgeprägte RUI; auch hier konnte eine deutliche relative Rotation des Humerus gemessen werden. Der obigen Theorie zu Folge müssten Tiere mit deutlicher RUI eine vermehrte humerale Bewegung haben. Dies stellte sich in den untersuchten Probanden nicht dar. So konnte die geringste relative Rotation in dem Ellbogengelenk nachgewiesen werden, welches gleichzeitig mit 2,2 mm die ausgeprägteste RUI aufwies. Allerdings muss limitierend in Betracht gezogen werden, dass die Bestimmung der radioulnaren Inkongruenz am 3D rekonstruierten Modell durchgeführt wurde. Die Ergebnisse der Studie von ELJACK und Mitarbeitern (2013) zeigen eine hohe Spezifität und Sensitivität der Methode, allerdings kann der mögliche Einfluss des Gelenkknorpels nicht einbezogen werden. Unterschiedliche Dicken des Knorpels, wie sie in verschiedenen Bereichen des Gelenks vorkommen, könnten theoretisch kleine Inkongruenzen des darunter liegenden Knochens ausgleichen. Mit der Kenntnis der Knorpeldicke bei mittelgroßen Hunden (SIMON 1970, SIMON et al. 1973, GUTHRIE et al. 1992, GRAMS 2007, ZEISSLER et al. 2010) ist jedoch ein kompensatorischer Effekt bei Vorliegen deutlicher Stufen (> 1 mm) unwahrscheinlich. Zudem wurden alle Patienten der ED Gruppe auch arthroskopisch untersucht und eine radioulnare Stufe verifiziert. Zusammen mit der Arthroskopie sind die Ergebnisse der Sphere Fitting

Technik als real anzusehen. Eine quantitative Bestimmung der Relation von RUI und Rotation zueinander wurde nicht durchgeführt.

Eine andere mögliche Erklärung für die beschriebene Rotation wären veränderte Muskelzüge und/oder Laxizitäten beteiligter Bänder. Betrachtet man die Hüftgelenkdysplasie, so haben HENRICSON und Mitarbeiter (1966) erklärt, dass eine primäre Laxizität des Hüftgelenks und dadurch auftretende Subluxation zu einer schlechten Ausbildung des Hüftgelenks führt; die Hüftpfanne wird nur ungenügend tief ausgebildet und die Femurköpfe wiederum flachen zunehmend ab. Zum Zeitpunkt der Geburt ist das Hüftgelenk beim Hund wie auch beim Menschen normal angebildet (MANSSON und NORBERG 1961, RISER und SHIRER 1966). Bleibt eine Kongruenz weiterhin bestehen entwickelt sich das Gelenk physiologisch (RISER und MILLER 1966, STRAYER 1971). Erste Veränderungen am Gelenk können ab dem 30. Lebensstag festgestellt werden. Das *Ligamentum capitis ossis femoris* zeigt eine zunehmende Ödematisierung und Schwellung und es kommt zu partiellen Rissen in der Bandstruktur, die mit kapillären Blutungen einhergehen (OLSSON 1963, RISER 1975). Zusätzlich steigt der Gehalt an Synovialflüssigkeit im Gelenk (LUST und SUMMERS 1981, SMITH et al. 1990, BURTON-WURSTER et al. 1999). Im ersten Lebensmonat ist das Ligament hauptsächlich für die Stabilität des Gelenks verantwortlich (RISER 1975). Danach nimmt das Band an Länge zu und andere Faktoren unterstützen die Stabilität des Hüftgelenks. Eine exzessive Längenzunahme wird mit einer Instabilität des Gelenks beim adulten Tier in Verbindung gebracht. Durch zunehmende Laxizität und Subluxation wird die Kapsel vermehrt gedehnt und ab der 8. Lebenswoche können erste Veränderungen am Azetabulumdach erfasst werden (RISER 1973). Durch eine andauernde Subluxation kommt es zu Abrieberscheinungen am Gelenkknorpel und zu Mikrofragmentationen des subchondralen Knochens, ähnlich den Befunden in dysplastischen Ellbogengelenken. Durch die Subluxation nehmen die Kräfte, die im Gelenk wirken zu, während die Fläche auf der sie wirken abnimmt. Eine initiale Lockerheit des Hüftgelenks und bestehende Subluxation sind prädisponierende Faktoren für die Entwicklung einer Osteoarthritis (SMITH et al. 1993, SMITH et al. 2001, RUNGE et al. 2010). Dabei ist die Ursache einer vermehrten Gelenkinstabilität bisher nicht vollends geklärt. Eine Zunahme der Synovialflüssigkeit scheint eine Instabilität zu begünstigen, allerdings ist unklar ob die Zunahme primär oder eher sekundär als

Reaktion auf eine Laxizität auftritt (SMITH et al. 1997). Weitere diskutierte Faktoren sind eine zu gering ausgebildete Hüftgelenkmuskulatur (RISER und SHIRER 1967), hormonelle Einflüsse, vor allem Relaxin (WILKINSON 1963, ANDREN 1960), ein vorzeitiger Schluss der Wachstumsfuge des Azetabulums (LUST et al. 1973), ein erhöhtes und schnell zunehmendes Körpergewicht und die Fütterung (KEALY et al. 1992, SMITH et al. 2006). Die Entwicklung der Hüftgelenkdysplasie unterliegt jedenfalls einer genetischen Komponente, die durch äußere Faktoren getriggert und deren Manifestation beeinflusst werden kann.

Überträgt man das Modell der Hüftgelenkdysplasie auf den Ellbogen, so ist es möglich, dass neben einer knöchernen Komponente der Erkrankung auch eine Weichteilschwäche Einfluss auf die Pathogenese hat. Das mediale und laterale Seitenband haben einen wesentlichen Anteil an der Stabilisierung des Ellbogengelenks. Untersuchungen zu Fasereigenschaften und Festigkeit der Bänder im Vergleich von gesunden und dysplastischen Gelenken liegen momentan nicht vor, so dass eine solche Erklärung ebenfalls hypothetisch ist. Auch ein veränderter Muskelzug in Verbindung mit veränderten Bandstrukturen oder als isoliert auftretendes Problem könnte eine derartige rotatorische Instabilität erklären. Dabei wäre sowohl ein übermäßiger Zug bestimmter Muskeln als auch ein verminderter Zug der entsprechenden Antagonisten denkbar. Theoretisch wäre der *M. pronator teres* durch seinen Verlauf vom *Epicondylus medialis humeri* zum kranio medialen Anteil des Radius in der Lage eine Verschiebung der *Trochlea humeri* nach kranio lateral zu beeinflussen. Ebenso der *M. anconaeus*, welcher lateral zwischen Humerus und *Olecranon* verläuft und primär für die Streckung des Ellbogengelenks verantwortlich ist. FITZPATRICK und Mitarbeiter (2009) beschreiben in ihrer Theorie einen übermäßigen Zug des *M. biceps brachii* und *M. brachialis*, wodurch es zu einer Rotation bzw. einem vermehrten Anpressen des *Processus coronoideus medialis ulnae* gegen das *Caput radii* kommt. Relativ zum Humerus würde dieser Muskelzug eine Exorotation der Elle bzw. eine Innenrotation des Oberarmknochens darstellen, was entgegen der dargestellten Kinematik steht. Da es sich aber bei den dargestellten und gemessenen Werten der aktuellen Studie um Relativbewegungen handelt, wäre eine Innenrotation der Ulna und damit ein Anpressen des medialen Koronoids gegen die *Trochlea humeri* theoretisch denkbar. Die Komplexität der Ellbogengelenkinematik und die fehlende Möglichkeit Muskelzüge in vivo zu

erfassen erlaubt derzeit noch keine genaue Aussage zu möglichen Mechanismen, die für eine Exorotation der Humeruskondyle verantwortlich wären.

Des Weiteren ist zu bedenken, dass die registrierte humerale Bewegung auch Ausdruck einer Lahmheit und eines veränderten Gangbildes sein könnte und nicht Ursache der vorliegenden Pathologie. Lahmheiten entstehen als Reaktion auf einen Schmerzreiz. Um die Gliedmaße zu schonen und so den Schmerzreiz zu reduzieren, wird weniger Gewicht auf die Gliedmaße aufgenommen und die Standphase verkürzt. Dadurch reduziert sich auch die Schrittlänge und je nach Pathologie kann auch die Schwungphase gewissen Änderungen unterliegen, z.B. um die Beugung eines Gelenks zu verhindern. Derartige Gangbildänderungen werden durch ein Zusammenspiel der verschiedenen Muskeln verursacht, die für die Bewegung der Gliedmaße zuständig sind. Auswirkungen einer Lahmheit auf die Bodenreaktionskräfte und Bodenkontaktzeit sind beschrieben (BUDSBERG 2001, GORDON et al. 2003, KATIC et al. 2009, RUMPH et al. 1995, TRUMBLE et al. 2005). Eine Untersuchung der muskulären Funktionen und Aktivitäten und gar ein Vergleich zu gesunden Tieren ist derzeit nicht bekannt. Gegen eine mögliche Beeinflussung der humeralen Rotation durch eine bestehende Lahmheit spricht die Tatsache, dass einige Tiere nach Entfernung des Fragments keine makroskopisch erkennbare Lahmheit mehr aufwiesen. Eine Evaluierung des tatsächlichen Lahmheitsgrades mit Hilfe einer Force Plate Analyse liegt jedoch nicht vor. Geringgradige Lahmheiten, die visuell nicht erfassbar sind könnten also unbemerkt bleiben. Ein weiteres Argument gegen die Rotation als sekundärer Effekt ist die fehlende Korrelation zwischen Lahmheitsgrad und Amplitude der Rotation. Demzufolge müssten Hunde mit stärkerer Lahmheit eine vermehrte Rotation zeigen, sollte diese tatsächlich durch die Schonhaltung der Gliedmaße auftreten. Derartige Ergebnisse konnten nicht aufgezeigt werden, jedenfalls nicht im Rahmen der erfolgten klinischen, orthopädischen und bildgebenden Untersuchungen. Eine detaillierte Differenzierung der Lahmheitsgrade durch eine Ganganalyse mit Kraftmessplatten und eine Korrelation zwischen Kinematik und Kinetik wurden nicht durchgeführt. Unabhängig der vorliegenden Studie wurde ein Patient über einen Zeitraum von über einem Jahr unter gleichen Bedingungen nachuntersucht. Dieser Hund wurde nach den initialen Untersuchungen im Rahmen der Studie operativ versorgt. Nach abgeschlossener Therapie konnten im Rahmen der orthopädischen

Untersuchung keine klinisch abnormalen Befunde erhoben werden; dennoch lag in weiteren röntgenvideokinematografischen Untersuchungen eine Rotation der Humeruskondyle vor. Diese Befunde, wenn nur in einem Patienten dargestellt, sprechen für ein primäres Geschehen unabhängig des Lahmheitsgrades. Des Weiteren konnte auch in gesunden Gelenken eine relative Rotationsbewegung des Humerus nachgewiesen werden, wenn auch geringer ausgeprägt. Betrachtet man allerdings jeden Probanden individuell kann gezeigt werden, dass ein Gelenk der Kontrollgruppe durchaus Rotationswerte aufweist, die im unteren Messbereich der ED Gruppe liegen. Dieser Patient zeigte im Rahmen der erfolgten Untersuchungen keine Anzeichen einer Ellbogengelenkspathologie oder Lahmheit auf. Da keine Nachverfolgung der Probanden erfolgte, kann keine Aussage über den weiteren klinischen Verlauf getroffen werden. Eine zukünftige Entwicklung einer ED erscheint bei diesem Patienten unwahrscheinlich, da zum Zeitpunkt der Untersuchung das Tier 16 Monate alt war und zu diesem Zeitpunkt bereits klinische oder radiologische Anzeichen einer vorhandenen ED in der Regel ersichtlich sind. Möglicherweise sind eher individuelle Unterschiede in der Kinematik ursächlich, die weiterer Studien bedürfen. Das breite Konfidenzintervall im Vergleich zwischen gesunden und dysplastischen Gelenken zeigt zudem die Limitation der Studie durch die Gruppengrößen auf. Mit größeren Probandenzahlen könnten möglicherweise genauere Aussagen getroffen werden, die durch individuelle Unterschiede weniger stark beeinflusst wären. Zudem konnte in einem Patienten der ED Gruppe nur eine sehr gering ausgeprägte Rotationsbewegung dargestellt werden. Dieser Patient wies außerdem eine sehr starke RUI auf. Diese Ergebnisse zeigen die Komplexität der Ellbogengelenkinematik und der Pathogenese der ED, sowie mögliche individuelle Unterschiede auf. Damit sollte die statische RUI weiterhin als Faktor in der Entwicklung der ED betrachtet werden, welcher zusätzlich zu einer rotatorischen Instabilität auftreten kann.

5.2.3 Kontaktflächenmuster

Eine *in vitro* Studie betrachtete die Kontaktflächen im gesunden kaninen Ellbogengelenk unter simulierten Kraft- und Druckverhältnissen (PRESTON et al. 2000). Dabei wurden drei Kontaktzonen beschrieben: am kaudomedialen Teil der

Fovea capitis radii, proximal am kraniolateralen Bereich der *Incisura trochlearis ulnae* und medial vom distalen Anteil der *Incisura trochlearis ulnae* auf das mediale Koronoid erstreckend. Ähnliche Ergebnisse weist eine weitere Studie auf, die radiale und ulnare Kontaktflächen in dysplastischen Gelenken unter statischen Bedingungen darstellte (BÖTTCHER et al. 2013). Betrachtet man die Kontaktflächenmuster der gesunden und dysplastischen Gelenke in der aktuell vorliegenden Studie, so stimmen die Ergebnisse größtenteils überein. Ein Kontakt im Bereich des medialen Kronfortsatzes und im proximolateralen Anteil der *Incisura trochlearis ulnae* konnte in allen Ellbogengelenken dargestellt werden. Eine Bestimmung des radialen Kontaktes wurde indes nicht durchgeführt. Eine Aussage hierzu ist demnach nicht möglich.

Die Analyse der Kontaktflächenmuster beider Gruppen zeigt allerdings einen Unterschied an der ulnaren Gelenkfläche auf. Während der Kontakt in gesunden Ellbogengelenken homogen über das mediale Koronoid verteilt ist, erfolgt in dysplastischen Gelenken eine Reduktion und Konzentration der Kontaktfläche auf den lateralen Anteil des medialen Kronfortsatzes. Diese Änderung des Kontaktes spiegelt den möglichen Effekt der humeralen Rotation wieder. Durch die Rotation des Humerus zu Beginn der Standphase bewegt sich die *Trochlea humeri* Richtung kraniolateral und schlägt dabei gegen den lateralen Aspekt des *Processus coronoideus medialis ulnae*. In diesem Bereich sind in der Regel Pathologien des Koronoids zu diagnostizieren (TEMWICHITR et al. 2010, PRESTON et al. 2001, KÜNZEL et al. 2004, DANIELSON et al. 2006) (Abb. 18). In Übertragung stellt eine Konzentration der Kontaktfläche auch eine Konzentration und Erhöhung des Drucks dar, da dieselbe Kraft auf einer kleineren Fläche lastet. Hierfür fehlen allerdings quantitative Messungen, da eine Bestimmung der intraartikulären Kräfte und Druckverhältnisse in vivo nicht durchführbar ist. Histologische Untersuchungen des medialen Koronoids erkrankter Hunde zeigen eine Sklerosierung des subchondralen Knochen, Mikrofragmentationen des Knochen und Verlust von Osteozyten (DANIELSON et al. 2006). Diese Veränderungen sprechen für das Vorliegen eines erhöhten Drucks auf dem Knochen dysplastischer Gelenke und können ähnlich in dysplastischen Hüftgelenken nachvollzogen werden. Eine histologische Untersuchung der entnommenen Fragmente oder eine Knochendichtemessung anhand von CT-Datensätzen wurde in der aktuellen Studie nicht durchgeführt. PRESTON und Mitarbeiter (2001) konnten in einer in vitro Studie am Hundemodell

zeigen, dass eine induzierte radioulnare Inkongruenz zu einer Änderung der Kontaktflächen im Gelenk führt. Dabei nimmt die ulnare Kontaktfläche ab und verschiebt sich zunehmend in Richtung kraniallateral (PRESTON et al. 2001). Eine derartige Verschiebung scheint auch in vivo tatsächlich stattzufinden, verläuft aber vermutlich unabhängig der RUI, sondern wird durch die humerale Rotationsbewegung induziert. Dafür spricht, dass in einem Gelenk keine RUI gemessen werden konnte, die Kontaktmuster und die rotatorische Bewegung des Humerus relativ zur Ulna aber genauso nachgewiesen werden konnte, wie in deutlich inkongruenten Gelenken.

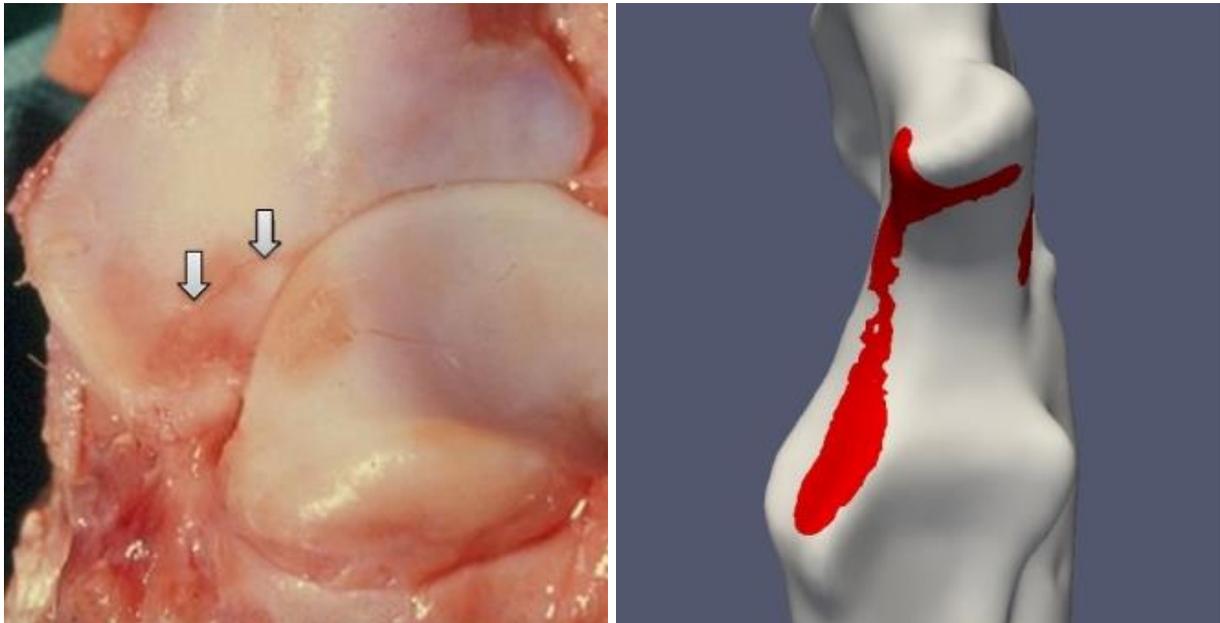


Abb. 18: Vergleichende Darstellung der radioulnaren Gelenkfläche eines Hundes mit fragmentiertem *Processus coronoideus medialis ulnae* (FPC) mit einer Animation der ulnaren Kontaktfläche bei einem ED-Patienten. Die Fissurlinie verläuft im lateralen Anteil des medialen Koronoids longitudinal zum Radioulnargelenk (Pfeile). Auch die Kontaktfläche (rot) konzentriert sich im Bereich des Koronoids auf den lateralen Aspekt. (Fotografie aus TEMWICHITR et al. 2010)

Limitierend ist zu erwähnen, dass die Darstellung der Kontaktflächen eine Animation darstellt. Die verwendeten 3D rekonstruierten Datensätze stellen lediglich die knöchernen Gegebenheiten dar. Der Gelenkknorpel, welcher eigentlich an der

Bewegung im Gelenk beteiligt ist kann so nicht rekonstruiert werden. Aus diesem Grund wurde, mit dem Wissen der allgemeinen Knorpeldicke im Ellbogen mittelgroßer Hunde (SIMON 1970, SIMON et al. 1973, GUTHRIE et al. 1992, GRAMS 2007, ZEISSLER et al. 2010), eine entsprechende Gelenkspaltweite von 1 mm simuliert. Subchondraler Knochen der Ulna, der 1 mm oder weniger, von der Humeruskondyle entfernt war, wurde entsprechend angefärbt. Individuelle Unterschiede der Knorpeldicke oder mögliche Veränderungen des Knorpels in vivo, wie z.B. eine Abrasion des Knorpels bei einigen Patienten, konnten so nicht beachtet werden und stellen eine potenzielle Fehlerquelle dar. Allerdings sollte im Falle einer reduzierten Knorpeldicke, wie sie in dysplastischen Gelenken ab einem gewissen Grad der Schädigung erkennbar ist, der Gelenkspalt sich verengen. Auch der reine „Knochen auf Knochen“ Kontakt, wie er bei Grad IV Läsionen nach Outerbridge auftritt, wird mit dem angewendeten Modell dargestellt. Das Risiko Kontakte falsch oder vermindert darzustellen bezieht sich demnach auf Tiere mit einem deutlich weiteren Gelenkspalt. Dies wäre bei besonders jungen Tieren möglich, bei denen nachweislich der Knorpel vor allem im Bereich des medialen Koronoids dicker ist (GUTHRIE et al. 1992). Auch eine Differenzierung des Kontaktes ist mit der angewendeten Methode nicht möglich, da eine flächige, einheitliche Färbung der Kontaktpunkte erfolgte. Eine Unterteilung der Kontaktflächen nach dem Abstand der beiden Knochenoberflächen zueinander, z.B. in Schritten von einem Zehntel Millimeter und ein damit korrelierendes Farbschemata könnten eine detailliertere Beschreibung zu den auftretenden Kontaktflächen geben.

Eine quantitative Erfassung der Änderung der Kontaktflächenmuster zwischen gesunden und dysplastischen Gelenken wurde ebenfalls nicht durchgeführt. Daher kann keine Aussage darüber getroffen werden welchen prozentuellen Anteil der Kontakt in gesunden bzw. dysplastischen Gelenken am medialen Koronoid ausmacht.

Die geblindete und randomisierte Auswertung der Kontaktflächen konnte zeigen, dass eine Zuordnung der jeweiligen Kontaktmuster zu einem gesunden oder dysplastischen Gelenk möglich ist und demnach die beobachteten Kontaktmuster einen entsprechenden, reproduzierbaren Unterschied aufweisen. Allerdings wurden zwei dysplastische Gelenke, auf Basis der Kontaktflächenmuster, fälschlicherweise als gesund beurteilt. In Verbindung mit der Tatsache, dass auch die relative

humerales Rotation in wenigen Probanden in Bereichen der jeweils anderen Gruppe lag, muss von individuellen Unterschieden ausgegangen werden. Anscheinend zeigen dysplastische Gelenke mit ähnlicher Pathologie nicht in jedem Fall dieselbe pathologische Kinematik auf. Weitere Untersuchungen hierzu sind notwendig um mögliche Einteilungen und Spezifizierungen vorzunehmen. Eine grundlegende Änderung der Kontaktpunkte zwischen zwei Gelenkflächen, durch die Änderung der Kinematik zweier Knochen, erscheint aber plausibel und konnte in dieser Studie auch gezeigt werden.

6 Zusammenfassung

Thomas Rohwedder

Fluoroskopische Untersuchung zur dreidimensionalen Ellbogengelenkkinematik bei gesunden sowie dysplastischen Hunden in vivo

Klinik für Kleintiere der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Eingereicht im März 2015

(80 Seiten, 18 Abbildungen, 6 Tabellen, 198 Literaturangaben)

Schlüsselwörter: Ellbogengelenkdysplasie – Gelenkkinematik – fluoroskopische Ganganalyse – radioulnare Inkongruenz – Kontaktflächenmuster – Hund – in vivo

Einleitung: Die Ellbogengelenkdysplasie (ED) stellt eine der häufigsten Lahmheitsursachen bei jungen Hunden mittelgroßer und großer Rassen dar. Dabei wird der radioulnaren Inkongruenz eine maßgebliche Rolle in der Pathogenese zugesprochen. GUILLOU und Mitarbeiter (2011) konnten zeigen, dass eine axiale radioulnare Translation von bis zu 1 mm in gesunden kaninen Ellbogengelenken in vivo auftritt. Auf dieser Basis entstand die Hypothese einer vermehrten radioulnaren Beweglichkeit in dysplastischen Gelenken, die zu einer dynamischen Inkongruenz führen könnte, da ca. 40 % der Patienten keine messbare Stufe aufweisen.

Ziele der Untersuchungen: Ziel der Studie war der Vergleich der dynamischen radioulnaren Inkongruenz bei orthopädisch gesunden und dysplastischen Hunden in vivo.

Material und Methoden: Sieben dysplastische Ellbogengelenke von sechs Hunden und sechs orthopädisch gesunde Ellbogengelenke von fünf Hunden sind in die Studie eingegangen. Alle Probanden der ED Gruppe zeigten einen fragmentierten *Processus coronoideus medialis ulnae*. Nach Implantation von jeweils mindestens drei Markern in Humerus, Radius und Ulna erfolgte die biplanare, fluoroskopische Untersuchung der Gelenke, während die Hunde im Schritt auf einem Laufband geführt wurden. Die gewonnenen Röntgenvideoaufnahmen wurden aufgearbeitet und die gemessene Bewegung der Marker auf rekonstruierte dreidimensionale

Knochenmodelle jedes Probanden übertragen. Alle Animationen wurden visuell beurteilt und anschließend die relative radioulnare und humeroulnare Bewegung an den animierten Knochenmodellen gemessen und als Translation in Millimeter und Rotation in Grad angegeben. Weiterhin wurden die Kontaktflächenmuster für die ulnare Gelenkfläche in dysplastischen und gesunden Gelenken bestimmt und gegeneinander visuell verglichen.

Ergebnisse: Für die relative radioulnare Translation konnten in der Kontrollgruppe 0,7 mm und in der ED Gruppe 0,5 mm gemessen werden. Beide Werte unterschieden sich nicht signifikant voneinander ($P= 0,2092$; Konfidenzintervall $-0,6 - 0,2$). Die relative humeroulnare Rotation lag in der Kontrollgruppe bei 2,9 Grad und in der ED Gruppe bei 5,3 Grad. Damit lag ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen vor ($P= 0,0229$; Konfidenzintervall $0,4 - 4,4$). Die Kontaktflächenmuster zeigten in der Kontrollgruppe, während der dargestellten Fußungsphase, eine homogene Verteilung des Kontaktes über das gesamte mediale Koronoid. Hingegen konnte in dysplastischen Gelenken eine Reduktion des Kontaktes im kranial-lateralen Anteil des Koronoids beobachtet werden.

Schlussfolgerung: Die radioulnare Bewegung zeigt zwischen gesunden und dysplastischen Gelenken keinen signifikanten Unterschied auf. Die Hypothese einer ausgeprägten Translation zwischen Radius und Ulna in Gelenken erkrankter Hunde, die während der Bewegung zu einer dynamischen RUI führt kann damit widerlegt werden. Allerdings zeigt der Humerus in dysplastischen Gelenken eine vermehrte Rotationsbewegung, die zu einer Verlagerung der *Trochlea humeri* gegen den medialen Kronfortsatz führt. Dieser visuell und quantitativ erfasste Effekt spiegelt sich auch in den Kontaktflächenmustern wieder. Da Pathologien im Sinne des FPC typischerweise im Bereich des dargestellten, konzentrierten Kontaktes auftreten, ist davon auszugehen, dass es durch die humerale Rotation zu einer vermehrten Belastung des Koronoids kommt, welche zur Fragmentation des Kronfortsatzes führen kann. Die Ursache dieser vermehrten Bewegung ist derzeit nicht bekannt. Möglicherweise spielen Weichteilpathologien eine Rolle, ähnlich der Pathogenese der Hüftgelenksdysplasie. Neben der bereits bekannten und beschriebenen statischen RUI scheint die Rotationsinstabilität des Humerus eine entscheidende Rolle in der Pathogenese der ED zu spielen, insbesondere in kongruent erscheinenden Gelenken.

7 Summary

Thomas Rohwedder

Fluoroscopic investigation of the three dimensional kinematics of the elbow joint in sound and dysplastic dogs in vivo

Department of Small Animal Medicine, Faculty of Veterinary Medicine, University of Leipzig

Submitted in March 2015

(80 pages, 18 figures, 6 tables, 198 references)

Keywords: elbow dysplasia – elbow joint kinematics – fluoroscopic gait analysis – radio-ulnar incongruence – joint contact pattern – dog – in vivo

Introduction: Elbow dysplasia (ED) is one of the most frequent reasons for forelimb lameness especially in young large breed dogs. Radio-ulnar incongruence is discussed to be one of the main factors in the pathogenesis of ED. GUILLOU et al. (2011) described an axial translation between the radius and the ulna up to 1 mm in sound canine elbow joints in vivo. Based on this study we developed the hypothesis that pronounced radio-ulnar movement in dysplastic joints leads to a dynamic radio-ulnar incongruence. This dynamic incongruence might explain why 40 % of dysplastic dogs show no measurable step formation.

Objective: The aim of the study was to compare the dynamic radio-ulnar incongruence in sound and dysplastic dogs in vivo.

Material and Methods: Seven dysplastic joints in six dogs and six sound joints in five dogs were evaluated. All dysplastic joints showed a fragmented coronoid process and a radio-ulnar incongruence and cartilage lesions on the ulnar and humeral joint surface in a varying degree. A minimum of three Tantalum markers were implanted into the Humerus, Radius and Ulna each. Afterwards biplanar fluoroscopic gait analysis was performed while the dogs were walking on a treadmill.

Gained marker movement was transferred onto reconstructed three dimensional CT bone models of each dog. The 3D animations were visually assessed and relative movement between the radius and ulna as well as between the humerus and ulna was measured and expressed as translation (millimeter) and rotation (degree). Further the joint contact patterns of the ulnar joint surface were determined for all dysplastic and sound joints and visually compared to each other.

Results: Relative radio-ulnar translation was 0.7 mm in sound joints and 0.5 mm in dysplastic joints. There was no significant difference between these two groups ($P=0.2092$; confidence interval -0.6 to 0.2). A significant difference between the dysplastic and the sound group was present in the relative humeral rotation ($P=0.0229$; confidence interval 0.4 to 4.4). Humeral rotation relative to the ulna was 2.9 degree in sound and 5.3 degree in dysplastic joints. Humero-ulnar contact at the medial coronoid process was evenly distributed over the medial coronoid process in control elbows, while contact area in dysplastic elbows was reduced and shifted to the lateral aspect of the medial coronoid process

Conclusion: Radio-ulnar movement is not significantly different between dysplastic and sound elbow joints. So the hypothesis of a pronounced axial translation between the radius and the ulna in dysplastic joints, leading to dynamic RUI can be neglected. However the humerus shows a significantly pronounced rotational movement in dysplastic joints compared to sound elbows. The *trochlea humeri* moves towards cranio-lateral and hits the medial coronoid process at its cranio-lateral aspect. The effect of this rotational movement can be shown in the joint contact patterns of the ulnar joint surface. Contact is shifted towards the tip and the lateral aspect of the coronoid process. In that area fragmentation of the medial coronoid process is typically observed. It seems that rotation of the humerus relative to the ulna leads to reduced contact and mechanical overload of the coronoid process. The cause of this increased rotational movement remains unknown. Maybe the documented movement could be interpreted as joint instability similar to the pathogenesis of hip dysplasia in which soft tissue laxity results in joint instability and degenerative joint disease. Besides the already described static radio-ulnar incongruence humeral rotational instability seems to play a role in the pathogenesis of elbow dysplasia, especially in congruent joints.

8 Literaturverzeichnis

Alexander JW, Richardson DC, Selcer BA. Osteochondritis dissecans of the elbow, stifle, and hock: a review. *J Am Anim Hosp Assoc.* 1981;17:51-6.

Andren L. Instability of the pubic symphysis and congenital dislocation of the hip in newborns: the possible aetiologic role of maternal hormones. *Acta Radiol.* 1960;54:123-8.

Ayral X. Arthroscopic evaluation of knee articular cartilage. In: Brandt KD, Doherty M, Lohmander LS, Hrsg. *Osteoarthritis.* 1. Aufl. Oxford: Oxford University Press; 1998. p. 495.

Bardet JF. Arthroscopy of the elbow in dogs part 1. The normal arthroscopic anatomy using the craniolateral portal. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 1997;10(1):5-9.

Bardet JF. Treatment of elbow degenerative joint disease with arthroscopy. *Proceedings of the 1st World Orthopaedic Veterinary Congress; 2002 Sep 5-8; Munich, Germany; 2002.*

Bashore TM, Bates ER, Berger PB, Clark DA, Cusma JT, Dehmer GJ, Kern MJ, Laskey WK, O'Laughlin MP, Oesterle S, Popma JJ, O'Rourke RA, Abrams J, Bates ER, Brodie BR, Douglas PS, Gregoratos G, Hlatky MA, Hochman JS, Kaul S, Tracy CM, Waters DD, Winters WL Jr; American College of Cardiology. Task Force on Clinical Expert Consensus Documents. American College of Cardiology/Society for Cardiac Angiography and Interventions Clinical Expert Consensus Document on cardiac catheterization laboratory standards. A report of the American College of Cardiology Task Force on Clinical Expert Consensus Documents. *J Am Coll Cardiol.* 2001;37(8):2170-214.

Beale BS, Hulse DA, Schulz K, Whitney WO. *Small animal arthroscopy.* 1. Aufl. Philadelphia: Saunders; 2003.

Behrends I. *Arthroskopische Untersuchungen des Knie-, Schulter- und Ellbogengelenkes des Hundes [Dissertation med. vet].* Hannover: Tierärztliche Hochschule; 1996.

Berry CR. Evaluation of the canine elbow for fragmented medial coronoid process. *Vet Radiol Ultrasound.* 1992;33(5):273-6.

Bertram JE, Lee DV, Case HN, Todhunter RJ. Comparison of the trotting gaits of Labrador Retrievers and Greyhounds. *Am J Vet Res.* 2000;61(7):832-8.

- Bey MJ, Zael R, Brock SK, Tashman S. Validation of a new model-based tracking technique for measuring three-dimensional, in vivo glenohumeral joint kinematics. *J Biomech Eng.* 2006;128(4):604-9.
- Blond L, Dupuis J, Beauregard G, Breton L, Moreau M. Sensitivity and specificity of radiographic detection of canine elbow incongruence in an in vitro model. *Vet Radiol Ultrasound.* 2005;46(3):210-6.
- Böttcher P, Rey J. In vivo kinematics of the canine stifle. *Proceedings of the 3rd World Veterinary Orthopaedic Congress; 2010 Sep 15-18; Bologna, Italien; 2010.*
- Böttcher P. Radio-ulnar incongruence in dogs with elbow dysplasia. *Proceedings of the American College of Veterinary Surgeons Symposium; 2008 Nov 3-5; Chicago, USA; 2011.* p. 110-12.
- Böttcher P, Bräuer S, Werner H. Estimation of joint incongruence in dysplastic canine elbows before and after dynamic proximal ulnar osteotomy. *Vet Surg.* 2013;42(4):371-6.
- Boulay JP. Fragmented medial coronoid process of the ulna in the dog. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1998;28(1):51-74.
- Braden TD, Stickle RL, Dejardin LM, Mostosky UV. The use of computed tomography in fragmented coronoid disease - a case-report. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 1994;7(1):40-4.
- Brainerd EL, Baier DB, Gatesy SM, Hedrick TL, Metzger KA, Gilbert SL, Crisco JJ. X-ray reconstruction of moving morphology (XROMM): precision, accuracy and applications in comparative biomechanics research. *J Exp Zool A Ecol Genet Physiol.* 2010;313(5):262-79.
- Brebner NS, Moens NM, Runciman JR. Evaluation of a treadmill with integrated force plates for kinetic gait analysis of sound and lame dogs at a trot. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2006;19(4):205-12.
- Brunnberg L, Viehmann B, Waibl H. Computergestützte Auswertung von Röntgenbildern zur Erfassung von Parametern der Ellbogengelenksdysplasie; Teil 2: Stufe im Gelenk. *Kleintierpraxis.* 1999;44(9):637-46.
- Buchner HH, Savelberg HH, Schamhardt HC, Merkens HW, Barneveld A. Habituation of horses to treadmill locomotion. *Equine Vet J Suppl.* 1994a;26(17):13-5.
- Buchner HH, Savelberg HCM, Schamhardt HC, Merkens HW, Barneveld A. Kinematics of treadmill versus overground locomotion in horses. *Vet Q Suppl.* 1994b;16(2):87-90.
- Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW. Force plate analysis of the walking

- gait in healthy dogs. *Am J Vet Res.* 1987;48(6):915-8.
- Budsberg SC. Long-term temporal evaluation of ground reaction forces during development of experimentally induced osteoarthritis in the dog. *Am J Vet Res.* 2001;62(8):1207-11.
- Burton-Wurster N, Farese JP, Todhunter RJ, Lust G. Site-specific variation in femoral head cartilage composition in dogs at high and low risk for development of osteoarthritis: insights into cartilage degeneration. *Osteoarthritis Cartilage.* 1999;7(5):486-97.
- Carpenter LG, Schwarz PD, Lowry JE, Park RD, Steyn PF. Comparison of radiologic imaging techniques for diagnosis of fragmented medial coronoid process of the cubital joint in dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 1993;203(1):78-83.
- Carrig CB, Morgan JP. Asynchronous growth of canine radius and ulna - early radiographic changes following experimental retardation of longitudinal growth of ulna. *Veterinary Radiology.* 1975;16(4):121-9.
- Clements DN, Carter SD, Innes JF, Ollier WE. Genetic basis of secondary osteoarthritis in dogs with joint dysplasia. *Am J Vet Res.* 2006;67(5):909-18.
- Cook CR, Cook JL. Diagnostic imaging of canine elbow dysplasia: a review. *Vet Surg.* 2009;38(2):144-53.
- Cook JL. Forelimb lameness in the young patient. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 2001;31(1):55-83.
- Danielson KC, Fitzpatrick N, Muir P, Manley PA. Histomorphometry of fragmented medial coronoid process in dogs: a comparison of affected and normal coronoid processes. *Vet Surg.* 2006;35(6):501-9.
- De Camp CE, Soutas-Little RW, Hauptman J, Olivier B, Braden T, Walton A. Kinematic gait analysis of the trot in healthy greyhounds. *Am J Vet Res.* 1993;54(4):627-34.
- De Camp CE. Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1997;27(4):825-40.
- Eckstein F, Löhe F, Hillebrand S, Bergman M, Schulte E, Milz S, Putz R. Morphomechanics of the humero-ulnar joint: I Joint space width and contact areas as a function of load and flexion angle. *Anat Rec.* 1995;243(3):318-26.
- Eckstein F, Löhe F, Müller-Gerbl M, Steinlechner M, Putz R. Stress distribution in the trochlear notch. A model of bicentric load transmission through joints. *J Bone Joint Surg.* 1994;76(4):647-53.

- Eckstein F, Löhe F, Schulte E, et al. Physiological incongruity of the humeroulnar joint: a functional principle of optimized stress distribution acting upon articulating surfaces? *Anat Embryol (Berl)*. 1993;188(5):449-55.
- Eljack H, Böttcher P: Relationship between axial radioulnar incongruence with cartilage damage in dogs with medial coronoid disease. *Vet Surg*. 2015;44(2):174-9.
- Eljack H, Werner H, Böttcher P. Sensitivity and specificity of 3D models of the radioulnar joint cup in combination with a sphere fitted to the ulnar trochlear notch for estimation of radioulnar incongruence in vitro. *Vet Surg*. 2013;42(4):365-70.
- Ellenberger W, Baum H. *Handbuch der vergleichenden Anatomie der Haustiere*. 18. Auflage. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag; 1974.
- Engelke A, Behrends I, Fehr M, Meyer-Lindenberg A. Skelettszintigraphie und Arthroskopie, diagnostische Verfahren zur Abklärung einer Lahmheitsursache beim Hund. *Tierärztl Prax* 1996;24:505-10.
- Evans R, Horstman C, Conzemius M. Accuracy and optimization of force platform gait analysis in Labradors with cranial cruciate disease evaluated at a walking gait. *Vet Surg*. 2005;34(5):445-9.
- Fanchon L, Grandjean D: Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hind limb lameness in dogs. *Am J Vet Res*. 2007;68(19):1089-94
- Filipe VM, Pereira JE, Costa LM, Maurício AC, Couto PA, Melo-Pinto P, Varejão AS. Effect of skin movement on the analysis of hindlimb kinematics during treadmill locomotion in rats. *J Neurosci Methods*. 2006;153(1):55-61.
- Fitzpatrick N, Yeadon R. Working algorithm for treatment decision making for developmental disease of the medial compartment of the elbow in dogs. *Vet Surg*. 2009;38(2):285-300.
- Fitzpatrick N, Smith TJ, Evans RB, Yeadon R. Radiographic and arthroscopic findings in the elbow joints of 263 dogs with medial coronoid disease. *Vet Surg*. 2009;38(2):213-23.
- Fitzpatrick N. Subtotal coronoid ostectomy (SCO) for the treatment of medial coronoid disease: A prospective study of 228 dogs (389 elbows) evaluating short and medium term outcome. *Proceedings British Veterinary Orthopaedic Association, Autumn Scientific Meeting - Enigmas of the Canine Elbow*; 2006 Apr. 17-19; Chester, UK; 2006.
- Fox SM, Blomberg MS, Bright RM. Development anomalies of the canine elbow. *J Am Vet Med Assoc*. 1983(19):605-15.
- Fredricson I, Drevemo S, Dalin G, Hjerten G, Bjorne K, Rynde R, Franzen G. Treadmill for equine locomotion analysis. *Equine Vet J*. 1983;15(2):111-5.

- Gatesy SM, Baier DB, Jenkins FA, Dial KP. Scientific roto-scoping: a morphology-based method of 3-D motion analysis and visualization. *J Exp Zool A Ecol Genet Physiol.* 2010;313(5):244-61.
- Gemmill TJ, Clements DN. Fragmented coronoid process in the dog: is there a role for incongruency? *J Small Anim Pract.* 2007;48(7):361-8.
- Gemmill TJ, Hammond G, Mellor D, Sullivan M, Bennett D, Carmichael S. Use of reconstructed computed tomography for the assessment of joint spaces in the canine elbow. *J Small Anim Pract.* 2006;47(2):66-74.
- Gemmill TJ, Mellor DJ, Clements DN, Clarke SP, Farrell M, Bennett D, Carmichael S. Evaluation of elbow incongruency using reconstructed CT in dogs suffering fragmented coronoid process. *J Small Anim Pract.* 2005;46(7):327-33.
- Gielen I, van Ryssen B, van Bree H. Arthrology-diagnostic imaging: is CT the answer? Proceedings of the 12th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology (ESVOT) Congress; 2004 Sep 10-12; Munich, Germany; 2004. p. 140.
- Gordon WJ, Conzemius MG, Riedesel E, Besancon MF, Evans R, Wilke V, Ritter MJ. The relationship between limb function and radiographic osteoarthritis in dogs with stifle osteoarthritis. *Vet Surg.* 2003;32(5):451-4.
- Grams A. Gelenknorpelmorphologie des Ellbogen- und Kniegelenks von Säugetieren unter dem Aspekt der evolutionären Anpassung [Dissertation med. vet.]. München: Ludwig-Maximilians-Universität München; 2007.
- Grondalen J, Grondalen T. Arthrosis in the elbow joint of young rapidly growing dogs. A pathoanatomical investigation. *Nordisk Veterinaermedicin.* 1981;33:1-16.
- Grondalen J, Lingaas F. Arthrosis in the elbow joint of young rapidly growing dogs – a genetic investigation. *J Small Anim Pract.* 1991;32(9):460-4.
- Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983;105(2):136-44.
- Guillou RP, Déjardin LM, Bey MJ, Reunan P, McDonald CP. Three Dimensional Kinematics of the Normal Canine Elbow at the Walk and Trot. *Vet Surg.* 2011;40(7):E30.
- Guthrie S. Use of a radiographic scoring technique for the assessment of dogs with elbow osteochondrosis. *J Small Anim Pract.* 1989;30(11):639-44.
- Guthrie S, Pidduck HG. Heritability of elbow osteochondrosis within a closed population of dogs. *J Small Anim Pract.* 1990;31(2):93-6.
- Guthrie S, Plummer JM, Vaughan LC. Post natal development of the canine elbow joint: a light and electron microscopical study. *Res Vet Sci.* 1992;52(1):67-71.

Hanlon GF. Additional radiographic observations on elbow dysplasia in the dog. *J Am Vet Med Assoc.* 1969;155(12):2045-6.

Hara R, Sangeux M, Baker R, McGinley J. Quantification of pelvic soft tissue artifact in multiple static positions. *Gait Posture.* 2014;39(2):712-7.

Hazewinkel HA. Clinical investigation and aetiology of elbow dysplasias. Proceedings of the 21st Annual Meeting of the International Elbow Working Group; 2006 Oct 11; Prague, Czech Republic; 2006.

Hazewinkel HA. Elbow dysplasia, definition and known aetiologies. 22th Annual Meeting of the International Elbow Working Group; 2007 Sep 8; Munich, Germany; 2007.

Hazewinkel HA. Elbow dysplasia; definitions and clinical diagnoses. Proceedings of the 23rd Annual Meeting of the International Elbow Working Group (IEWG); 2008 Aug 20; Dublin, Ireland; 2008.

Henricson B, Norberg I, Olsson SE. On the etiology and pathogenesis of hip dysplasia: a comparative review. *J Small Anim Pract.* 1966 Nov;7(11):673-88.

Henry WB, Jr. Radiographic diagnosis and surgical management of fragmented medial coronoid process in dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 1984;184(7):799-805.

Henschel E. Anatomical and clinical aspects of the growing lower-arm bones, compared with distractio cubiti of the dog and Mandelung's deformity in man. *Arch Exp Veterinarmed.* 1972;26(5):741-87.

Holsworth IG, Wisner ER, Scherrer WE, Filipowicz D, Kass PH, Pooya H, Larson RF, Schulz KS. Accuracy of computerized tomographic evaluation of canine radio-ulnar incongruence in vitro. *Vet Surg.* 2005;34(2):108-13.

Hornof WJ, Wind AP, Wallack ST, Schulz KS. Canine elbow dysplasia. The early radiographic detection of fragmentation of the coronoid process. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 2000;30(2):257-66.

House MR, Marino DJ, Lesser ML. Effect of limb position on elbow congruity with CT evaluation. *Vet Surg.* 2009;38(2):154-60.

Hulse D, Young B, Beale B. Relationship of the biceps–brachialis complex to the medial coronoid process of the canine ulna. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2010;23(3):172-6.

Hulse D. Co-contraction of the biceps/brachialis muscle complex produces a rotational moment which may induce fragmentation/microfracture of the medial coronoid. Proceedings of the American College of Veterinary Surgeons Symposium; 2008 Oct 23-25; San Diego, USA; 2008.

- Hutton WC, Freemann MAR, Swanson SA. The forces exerted by the pads of the walking dog. *J Small Anim Pract.* 1969;10(2):71-7.
- International Elbow Working Group (IEWG). International Elbow Protocol (Vancouver). Proceedings of the 12th annual meeting of the IEWG; 2001 Aug 8-11; Vancouver, Canada. 2001
- Jacobs CR, Eckstein F. Computer simulation of subchondral bone adaptation to mechanical loading in an incongruous joint. *Anat Rec.* 1997;249(3):317-26.
- Janach KJ, Breit SM, Künzel WW. Assessment of the geometry of the cubital (elbow) joint of dogs by use of magnetic resonance imaging. *Am J Vet Res.* 2006;67(2):211-8.
- Janthur I, Meyer-Lindenberg A, Fehr M. Arthroscopic diagnosis of canine elbow joint diseases. *Tierärztl Prax.* 2000;28(1):11-8.
- Janutta V, Hamann H, Klein S, Tellhelm B, Distl O. Genetic analysis of three different classification protocols for the evaluation of elbow dysplasia in German shepherd dogs. *J Small Anim Pract.* 2006;47(2):75-82.
- Kadaba MP, Wootten ME, Gainey J, Cochran GV. Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *J Orthop Res.* 1985;3(3):350-9.
- Kapatkin AS, Volk SW, Keith DG, McLear RC, Smith GK. Elbow dysplasia in a Basset Hound. A case report following serial radiographic, computed tomographic and arthroscopic findings. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2003;1:11-5.
- Katic N, Bockstahler BA, Mueller M, Peham C. Fourier analysis of vertical ground reaction forces in dogs with unilateral hind limb lameness caused by degenerative disease of the hip joint and in dogs without lameness. *Am J Vet Res.* 2009;70(1):118-26.
- Kealy RD, Olsson SE, Monti KL, Lawler DF, Biery DN, Helms RW, Lust G, Smith GK. Effects of limited food consumption on the incidence of hip dysplasia in growing dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 1992;201(6):857-63.
- Keller GG, Kreeger JM, Mann FA, Lattimer JC. Correlation of radiographic, necropsy and histologic findings in 8 dogs with elbow dysplasia. *Vet Radiol Ultrasound.* 1997;38(4):272-6.
- Ketcham RA. Accurate three-dimensional measurements of features in geological materials from X-ray computed tomography data. In: Desrues J, Viggiani G, Be´suelle P, Hrsg. *Advances in X-ray tomography for geosciences.* London: ISTE Ltd.; 2006; p 143-8.

- Ketcham RA. Accurate measurement of thin membranes in X-ray computed tomography data: from trabeculae to turbinates. *J Morphol.* 2007;268(12):1092.
- Kim SY, Kim JY, Hayashi K, Kapatkin AS. Skin movement during the kinematic analysis of the canine pelvic limb. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2011;24(5):326-32.
- Kippenes H, Johnston G. Diagnostic imaging of osteochondrosis. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1998;28(1):137-60.
- Kirberger RM, Fourie SL. Elbow dysplasia in the dog: pathophysiology, diagnosis and control. *J S Afr Vet Assoc.* 1998;69(2):43-54.
- Kramer A, Holsworth IG, Wisner ER, Kass PH, Schulz KS. Computed tomographic evaluation of canine radioulnar incongruence in vivo. *Vet Surg.* 2006;35(1):24-9.
- Künzel W, Breit S, Probst A. The subchondral split line patterns of the medial coronoid process in canine ulnae. *Anat Histol Embryol.* 2004;33(6):339-43.
- LaFond E, Breur GJ, Austin CC. Breed susceptibility for developmental orthopedic diseases in dogs. *J Am Anim Hosp Assoc.* 2002;38(5):467-77.
- Lanovaz JL, Khumsap S, Clayton HM. Quantification of threedimensional skin displacement artifacts on the equine tibia and third metatarsus. *Equine Comp Exerc Physiol.* 2004;1(2):141-50.
- Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture.* 2005;21(2):212-25.
- Lewis TW, Ilska JJ, Blott SC, Woolliams JA. Genetic evaluation of elbow scores and the relationship with hip scores in UK Labrador retrievers. *Vet J.* 2011;189(2):227-33.
- Li G, DeFrate LE, Park SE, Gill TJ, Rubash HE. In vivo articular cartilage contact kinematics of the knee: an investigation using dual-orthogonal fluoroscopy and magnetic resonance image-based computer models. *Am J Sports Med.* 2005;33(1):102-7.
- Liebich HG, König HE. Anatomie der Haussäugetiere. Band 1: Verbindungen der Knochen der Vordergliedmaße. 1. Aufl. München: Schattauer; 1999.
- Liebich HG, Maierl J, König HE. Vorder- oder Schultergliedmaße (Membra thoracica). In: König HE, Liebich HG. Anatomie der Haussäugetiere. Band 1: Vorder- oder Schultergliedmaßen. 2. Auflage. Stuttgart: Schattauer; 2001. p. 169-71.
- Lozier SM. New perspectives in elbow dysplasia. Proceedings of the 13th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology (ESVOT) Congress. 2006 Sep 7-10; Munich, Germany; 2006.

- Lust G, Geary JC, Sheffy BE. Development of hip dysplasia in dogs. *Am J Vet Res.* 1973;34(1):87-91.
- Lust G, Summers BA. Early, asymptomatic stage of degenerative joint disease in canine hip joints. *Am J Vet Res.* 1981;42(11):1849-55.
- Ma K, Janss LLG, Groen AF, Liinamo AE, Ojala M. An indication of major genes affecting hip and elbow dysplasia in four Finnish dog populations. *Heredity.* 2004;92(5):402-8.
- Maierl J, Böttcher P, Liebich HG. Is the elbow joint of the dog really congruous? 6th Symposium of the Jumelage; Munich-Toulouse; *Tierärztliche Praxis.* 1999;27(K):79.
- Maierl J, Hecht S, Böttcher P, Matis U, Liebich HG. New aspects of the functional anatomy of the canine elbow joint. Proceedings of the 10th European Society of Veterinary Orthopaedics and Traumatology (ESVOT) Congress; 2000 Mar 24-26; Munich, Germany; 2000.
- Mansson J, Norberg I: Dysplasia of the hip in dogs: hormonally induced flaccidity of the ligaments followed by dysplasia of the acetabulum, in puppies. *Medlemsblad Sveriges Veterinarförbund.* 1961;13:335.
- Mason DR, Schulz KS, Samii VF, Fujita Y, Hornof WJ, Herrgesell EJ, Long CD, Morgan JP, Kass PH. Sensitivity of radiographic evaluation of radio-ulnar incongruence in the dog in vitro. *Vet Surg.* 2002;31(2):125-32.
- Matsas A, Taylor N, McBurney H. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture.* 2000;11(1):46-53.
- McLaughlin RM Jr, Roush JK. Effects of subject stance time and velocity on ground reaction forces in clinically normal greyhounds at the trot. *Am J Vet Res.* 1994;55(12):1666-71.
- Merz B, Eckstein F, Hillebrand S, Putz R. Mechanical implications of humero-ulnar incongruity – finite element analysis and experiment. *J Biomech.* 1997;30(7):713-21
- Meyer-Lindenberg A, Fehr M, Nolte I. Co-existence of ununited anconeal process and fragmented medial coronoid process of the ulna in the dog. *J Small Anim Pract.* 2006;47(2):61-5.
- Meyer-Lindenberg A, Langhann A, Fehr M, Nolte I. Arthrotomy versus arthroscopy in the treatment of the fragmented medial coronoid process of the ulna (FCP) in 421 dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2003;16(4):204-10.
- Might KR, Hanzlik KA, Case JB, Duncan CG, Egger EL, Rooney MB, Duerr FM. In vitro comparison of proximal ulnar osteotomy and distal ulnar osteotomy with release of the interosseous ligament in a canine model. *Vet Surg.* 2011;40(3):321-6.

Morgan JP, Wind AP, Davidson J. Hereditary Bone and Joint Diseases in the Dog. 1. Aufl. Hannover, Germany: Schlutersche; 2000.

Morgan JP, Wind A, Davidson AP. Bone dysplasias in the labrador retriever: a radiographic study. J Am Anim Hosp Assoc. 1999;35(4):332-40.

Murphy ST, Lewis DD, Shiroma JT, Neuwirth LA, Parker RB, Kubilis PS. Effect of radiographic positioning on interpretation of cubital joint congruity in dogs. Am J Vet Res. 1998;59(11):1351-7.

Nap RC. Pathophysiology and clinical aspects of canine elbow dysplasia. Proceedings of the 7th Annual Meeting of the International Elbow Working Group; Constance, Germany; 1995. Vet Comp Orthop Traumatol. 1995;9(2):58-61.

Nickel R, Schummer A, Seiferle E. Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. Band 1: Bewegungsapparat. 6. Aufl. Berlin: Paul Parey; 1992.

Off W., Matis U. Ganganalyse beim Hund: Teil 1. Tierärztl Prax 1997a; 25(K):8-14.

Off W., Matis U. Ganganalyse beim Hund: Teil 2. Tierärztl Prax 1997b; 25(K):303-11.

Olson NC, Carrig CB, Brinker WO. Asynchronous growth of the canine radius and ulna: effects of retardation of longitudinal growth of the radius. Am J Vet Res. 1979;40(3):351-5.

Olson NC. Asynchronous growth of the canine radius and ulna: surgical correction following experimental premature closure of the distal radial physis. Vet Surg. 1981;10(3):125-31.

Olsson SE. General and aetiologic factors in canine osteochondrosis. Vet Q. 1987(9):268-78.

Olsson SE. The early diagnosis of fragmented coronoid process and osteochondritis dissecans of the canine elbow joint. J Am Anim Hosp Assoc. 1983;19:616-26.

Olsson SE: Hoftledsdysplasin pa tillbakagang. Hundsport Svenska Kennelklubbens Tidskr. 1963;11:16.

Owen MR, Richards J, Clements DN, Drew ST, Bennett D, Carmichael S. Kinematics of the elbow and stifle joints in greyhounds during treadmill trotting - An investigation of familiarization. Vet Comp Orthop Traumatol. 2004;17(3):141-5.

Pobisch R, Geres V, Arbesser E. Ellbogengelenkdysplasie beim Hund. Wien Tierärztl Monatsschr. 1972;59.(10):297-307.

Preston CA, Schulz KS, Kass PH. In vitro determination of contact areas in the normal elbow joint of dogs. Am J Vet Res. 2000;61(10):1315-21.

- Preston CA, Schulz KS, Taylor KT, Kass PH, Hagan CE, Stover SM. In vitro experimental study of the effect of radial shortening and ulnar ostectomy on contact patterns in the elbow joint of dogs. *A J Vet Res.* 2001;62(10):1548-56.
- Probst A, Modler F, Künzel W, Mlynarik V, Trattnig S. Demonstration of the articular cartilage of the canine ulnar trochlear notch using high-field magnetic resonance imaging. *Vet J.* 2008 Jul;177(1):63-70.
- Punzet G. Ellbogengelenksdysplasie mit isoliertem Processus anconaeus - eine neue Möglichkeit der chirurgischen Behandlung. *Kleintierpraxis.* 1973;18(5):121-48.
- Read RA, Armstrong SJ, O'Keefe JD, Eger CE. Fragmentation of the medial coronoid process of the ulna in dogs: a study of 109 cases. *J Small Anim Pract.* 1990;31(7):330-4.
- Read RA, Armstrong SJ, Black AP, Macpherson GC, Yovich JC, Davey T. Relationship between physical signs of elbow dysplasia and radiographic score in growing Rottweilers. *J Am Vet Med Assoc.* 1996;209(8):1427-30.
- Reichle JK, Park RD, Bahr AM. Computed tomographic findings of dogs with cubital joint lameness. *Vet Radiol Ultrasound.* 2000;41(2):125-30.
- Reichle JK, Snaps F. The elbow. *Clin Tech Small Anim Pract.* 1999;14(3):177-86.
- Riggs CM, De Camp CE, Soutas-Little RW, Braden TD, Richter MA. Effects of subject velocity on force plate-measured ground reaction forces in healthy greyhounds at the trot. *Am J Vet Res.* 1993;54(9):1523-6.
- Riser WH, Miller HH: Canine hip dysplasia and how to control it. Orthopedic Foundation for Animals, Inc. Philadelphia, USA; 1966.
- Riser WH, Shirer JF. Hip dysplasia: coxafemoral abnormalities in neonatal German Shepherd dogs. *J Small Anim Pract.* 1966;7(1):7-12.
- Riser WH, Shirer JF. Correlation between canine hip dysplasia and pelvic muscle mass: a study of 95 dogs. *Am J Vet Res.* 1967;28(124):769-77.
- Riser WH: The dysplastic hip joint: its radiographic and histologic development. *J Am Vet Radiol Soc.* 1973;14(2):35-50.
- Riser WH. The dog as a model for the study of hip dysplasia. Growth, form, and development of the normal and dysplastic hip joint. *Vet Pathol.* 1975;12(4):234-334.
- Roos H, Brugger S, Rauscher T. Über die biologische Wertigkeit der Bewegungen in den Radioulnargelenken bei Katze und Hund. *Anat. Histol. Embryol.* 1992;21:199-205.

- Roush JK, McLaughlin RM Jr. Effects of subject stance time and velocity on ground reaction forces in clinically normal greyhounds at the walk. *Am J Vet Res.* 1994;55(12):1672-6.
- Rovesti GL, Biasibetti M, Schumacher A, Fabiani M. The use of the computed tomography in the diagnostic protocol of the elbow in the dog: 24 joints. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2002;15(1):35-43.
- Rumph PF, Kincaid SA, Visco DM, Baird DK, Kammermann JR, West MS. Redistribution of vertical ground reaction force in dogs with experimentally induced chronic hindlimb lameness. *Vet Surg.* 1995;24(5):384-9.
- Rumph PF, Lander JE, Kincaid SA, Baird DK, Kammermann JR, Visco DM. Ground reaction force profiles from force platform gait analyses of clinically normal mesomorphic dogs at the trot. *Am J Vet Res.* 1994;55(6):756-61.
- Rumph PF, Steiss JE, West MS. Interday variation in vertical ground reaction force in clinically normal Greyhounds at the trot. *Am J Vet Res.* 1999;60(6):679-83.
- Runge JJ, Kelly SP, Gregor TP, Kotwal S, Smith GK. Distraction index as a risk factor for osteoarthritis associated with hip dysplasia in four large dog breeds. *J Small Anim Pract.* 2010;51(5):264-9.
- Samoy Y, Van Ryssen B, Gielen I, Walschot N, van Bree H. Review of the literature: elbow incongruity in the dog. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2006;19(1):1-8.
- Samoy Y, Van Vynckt D, Gielen I, van Bree H, Duchateau L, Van Ryssen B. Arthroscopic findings in 32 joints affected by severe elbow incongruity with concomitant fragmented medial coronoid process. *Vet Surg.* 2012;41(3):355-61.
- Schieb DA. Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Res Q Exerc Sport.* 1986;57(1):1-7.
- Schleich S. Ellbogengelenk (Teil 1): Fragmentierter Processus coronoideus medialis ulnae. *Kleintier Konkret.* 1998;6(98):21-7.
- Schwencke M, Smolders LA, Bergknut N, Gustas P, Meij BP, Hazewinkel HA. Soft tissue artifact in canine kinematic gait analysis. *Vet Surg.* 2012;41(7):829-37.
- Simon WH, Friedenbergs S, Richardson S. Joint congruence. A correlation of joint congruence and thickness of articular cartilage in dogs. *J Bone Joint Surg Am.* 1973;55(8):1614-20.
- Simon WH. Scale effects in animal joints. I. Articular cartilage thickness and compressive stress. *Arthritis Rheum.* 1970;13(3):244-56.
- Sjöström L, Kasstrom H, Kallberg M. Ununited anconeal process in the dog - pathogenesis and treatment by osteotomy of the ulna. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 1995;8(4):170-6.

Sjöström L. Ununited anconeal process in the dog. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1998;28(1):75-86.

Smith GK, Biery DN, Gregor TP. New concepts of coxofemoral joint stability and the development of a clinical stress-radiographic method for quantitating hip joint laxity in the dog. *J Am Vet Med Assoc.* 1990;196(1):59-70.

Smith GK, Gregor TP, Rhodes WH, Biery DN. Coxofemoral joint laxity from distraction radiography and its contemporaneous and prospective correlation with laxity, subjective score, and evidence of degenerative joint disease from conventional hip-extended radiography in dogs. *Am J Vet Res.* 1993;54(7):1021-42.

Smith GK, LaFond E, Heyman SJ, Cofone MA, Gregor TP. Biomechanical characterization of passive laxity of the hip joint in dogs. *Am J Vet Res.* 1997;58(10):1078-82.

Smith GK, Mayhew PD, Kapatkin AS, McKelvie PJ, Shofer FS, Gregor TP. Evaluation of risk factors for degenerative joint disease associated with hip dysplasia in German Shepherd Dogs, Golden Retrievers, Labrador Retrievers, and Rottweilers. *J Am Vet Med Assoc.* 2001;219(12):1719-24.

Smith GK, Paster ER, Powers MY, Lawler DF, Biery DN, Shofer FS, McKelvie PJ, Kealy RD. Lifelong diet restriction and radiographic evidence of osteoarthritis of the hip joint in dogs. *J Am Vet Med Assoc.* 2006;229(5):690-3.

Snaps FR, Balligand MH, Saunders JH, Park RD, Dondelinger RF. Comparison of radiography, magnetic resonance imaging, and surgical findings in dogs with elbow dysplasia. *Am J Vet Res.* 1997;58(12):1367-70.

Snaps FR, Park RD, Saunders JH, Balligand MH, Dondelinger RF. Magnetic resonance arthrography of the cubital joint in dogs affected with fragmented medial coronoid process. *Am J Vet Res.* 1999;60(2):190-3.

Snaps FR, Saunders JH, Park RD, Daenen B, Balligand MH, Dondelinger RF. Comparison of spin echo, gradient echo and fat saturation magnetic resonance imaging sequences for imaging the canine elbow. *Vet Radiol Ultrasound.* 1998;39(6):518-23.

Söderkvist I, Wedin PA. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech.* 1993;26(12):1473-7.

Strayer LM Jr. Embryology of the human hip joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1971;74:221-40.

Tashman S, Anderst W. In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: application to canine ACL deficiency. *J Biomech Eng.* 2003;125(2):238-45.

Taubin G. Estimation of planar curves, surfaces and nonplanar space curves defined by implicit equations, with applications to edge and range image segmentation. *IEEE Trans PAMI*. 1991;13(11):1115–38.

Temwichitr J, Leegwater PA, Hazewinkel HA. Fragmented coronoid process in the dog: a heritable disease. *Vet J*. 2010;185(2):123-9.

Tromblee TC, Jones JC, Bahr AM, Shires PK, Aref S. Effect of computed tomography display window and image plane on diagnostic certainty for characteristics of dysplastic elbow joints in dogs. *Am J Vet Res*. 2007;68(8):858-71.

Trostel CT, McLaughlin RM, Pool RR. Canine lameness caused by developmental orthopedic diseases: Fragmented medial coronoid process and ununited anconeal process. *Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian*. 2003;25:112-20.

Trumble TN, Billingham RC, Bendele AM, McIlwraith CW. Evaluation of changes in vertical ground reaction forces as indicators of meniscal damage after transection of the cranial cruciate ligament in dogs. *Am J Vet Res*. 2005;66(1):156-63.

Van Ryssen B, Van Bree H, Simoens P. Elbow arthroscopy in clinically normal dogs. *Am J Vet Res*. 1993;54(1):191-8.

Van Bree H, Van Ryssen B. Diagnostic and surgical arthroscopy of the canine elbow. *Proceedings of the 7th Annual Meeting of the International Elbow Working Group; Constance, Germany; 1995. Vet Comp Orthop Traumatol*. 1996; 9(2):63-4.

Van Ryssen B, Van Bree H. Arthroscopic findings in 100 dogs with elbow lameness. *Vet Rec*. 1997;140(14):360-72.

Van Ryssen B. Role of arthroscopy in elbow diseases in the dog. *Proceedings of the 12th International Small Arthroscopy workshop, refresher course; 2001; Ghent, Belgium; 2001. p. 24-9.*

Vilensky JA, O'Connor BL, Brandt KD, Dunn EA, Rogers PI, DeLong CA. Serial kinematic analysis of the unstable knee after transection of the anterior cruciate ligament: temporal and angular changes in a canine model of osteoarthritis. *J Orthop Res*. 1994a;12(2):229-37.

Vilensky JA, O'Connor BL, Brandt KD, Dunn EA, Rogers PI. Serial kinematic analysis of the trunk and limb joints after anterior cruciate ligament transection: Temporal, spatial, and angular changes in a canine model of osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol*. 1994b;4(3):181-92.

Vollmerhaus B, Schebitz H, Roos H, Brunnberg L, Waibl H. Anatomische Grundlagen und funktionelle Betrachtung zur Olekranonfraktur beim Hund. *Kleintierpraxis*. 1983;28:5-15.

- Vollmerhaus B, Waibl H, Roos H. Anatomie von Hund und Katze. 1 Aufl. Berlin: Blackwell Wissenschaft; 1994.
- Voorhout G, Hazewinkel HA. Radiographic evaluation of the canine elbow joint with special reference to the medial humeral condyle and the medial coronoid process. *Vet Radiol Ultrasound*. 1987;28(5):158-65.
- Voss K, Galeandro L, Wiestner T, Haessig M, Montavon PM. Relationships of body weight, body size, subject velocity, and vertical ground reaction forces in trotting dogs. *Vet Surg*. 2010;39(7):863-9.
- Voss K, Imhof J, Kaestner S, Montavon PM. Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2007;20(4):299-304.
- Wagner K, Griffon DJ, Thomas MW, Schaeffer DJ, Schulz K, Samii VF, Necas A. Radiographic, computed tomographic, and arthroscopic evaluation of experimental radio-ulnar incongruence in the dog. *Vet Surg*. 2007;36(7):691-8.
- Wakuri H, Kano Y. Anatomical studies on the brachioradial muscle in dogs. *Acta Anat. Nippon*. 1966;41:22-31.
- Walde I, Tellhelm B. Der fragmentierte Processus coronoideus medialis ulnae (FPC) und die Osteochondritis dissecans (OCD) im Ellbogengelenk und Sprunggelenk des Hundes - Literaturübersicht, Diagnose und Therapie. *Wien Tierarztl Monatsschr*. 1991;78:414-24.
- Wang J, Blackburn TJ. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: X-ray image intensifiers for fluoroscopy. *Radiographics*. 2000;20(5):1471-7.
- Weigel JP. Growth deformities. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 1987;17(4):905-22.
- Werner H, Winkels P, Grevel V, Oechtering G, Böttcher P. Sensitivity and specificity of arthroscopic estimation of positive and negative radio-ulnar incongruence in dogs. An in vitro study. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2009;22(6):437-41.
- Wilkinson JA. Prime factors in the etiology of congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 1963;45:268-83.
- Wind AP, Packard ME. Elbow incongruity and developmental elbow diseases in the dog.2. *J Am Anim Hosp Assoc*. 1986;22(6):725-30.
- Wind AP. Elbow incongruity and developmental elbow diseases in the dog.1. *J Am Anim Hosp Assoc*. 1986;22(6):711-24.
- Wisner ER, Pollard RE. Orthopedic diseases of young and growing dogs and cats. In: Thrall DE, Hrsg. *Textbook of Veterinary Diagnostic Radiology*. 5. Aufl. St. Louis: Saunders Elsevier; 2007. pp 268-83.

Yanoff SR, Hulse DA, Hogan HA, Slater MR, Longnecker MT. Measurements of vertical ground reaction force in jumping dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 1992;5(2):44-50.

Zeissler M, Maierl J, Grevel V, Oechtering G, Böttcher P. Cartilage thickness and split-line pattern at the canine humeral trochlea. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2010;23(5):343-7.

Zorko B. Reliability of early radiological diagnosis in dogs with fragmented medial coronoid process. 12th Meeting of the International Veterinary Radiology Association; Obihiro, Japan; 2000. *Vet Radiol Ultrasound.* 2001;42(2):170-1.

Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Gerhard Oechtering für die Möglichkeit der Anfertigung der Dissertation an der Klinik für Kleintiere der Universität Leipzig bedanken.

Mein besonderer Dank geht an meinen Betreuer Prof. Dr. Peter Böttcher für die Überlassung des Themas, die immerwährende fachliche Betreuung, die wertvollen Ratschläge und seine Hilfsbereitschaft. Er prägte in den letzten Jahren mein wissenschaftliches und fachliches Arbeiten dauerhaft.

Ein weiterer Dank geht an die Mitarbeiterinnen und Mitarbeiter der Klinik für Kleintiere der Universität Leipzig, insbesondere an alle Mitarbeiter der chirurgischen Abteilung für die freundliche und angenehme Arbeitsatmosphäre.

Ein ganz besonderer Dank geht an meine Familie, vor allem an meine Mutter die mir alles ermöglichte und an meine Frau Laura, die mir jederzeit zur Seite stand und mich von ganzem Herzen unterstützte.

