

Aus dem Institut für Tieranatomie
der Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl für Tieranatomie I, insbesondere
Systematische und Topographisch-klinische Anatomie
Vorstand: Prof. Dr. Dr. h.c. mult. H.-G. Liebich

Morphologische Grundlagen für ein Forward-Dynamik-Modell
der Schultergliedmaße des Deutschen Schäferhundes und
invers dynamische Untersuchungen zu den
gelenkresultierenden Kräften der großen Gliedmaßengelenke

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

vorgelegt von

Julia Saeglitz
aus
Wuppertal

München 2003

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. R. Stolla

Referent: Univ.-Prof. Dr. Dr. h.c.mult. H.-G. Liebich

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. M. Förster

Tag der Promotion: 18. Juli 2003

**Meinen Eltern
gewidmet**

A	Einleitung.....	7
B	Literatur	8
1.	Makroskopischer Aufbau von Muskeln	8
1.1.	Gliederung, Faseranordnung.....	8
1.2.	Sehnen, Zwischensehnen, Fiederung, Ansatz am Knochen	9
2.	Mikroskopischer Aufbau.....	10
2.1.	Muskelfasern, Fibrillen, kontraktile Elemente.....	10
2.2.	Fasertypen.....	10
2.2.1	Zusammensetzung der Muskelfasertypen beim Hund.....	11
3.	Verbindung der Knochen der Schultergliedmaße	13
3.1.	Freiheitsgrade der einzelnen Gelenke, Winkelstellung der Gelenke.....	13
3.2.	Rumpfschultergelenk	14
3.3.	Schultergelenk (Articulatio humeri).....	14
3.4.	Ellbogengelenk (Articulatio cubiti).....	15
3.5.	Gliedmaßenkonstruktion	15
4.	Biomechanik des Muskels	16
4.1.	Kraftentwicklung (Physiologischer Querschnitt: Definition, Bedeutung, Messung).....	16
4.2.	Elektromyographie.....	19
4.3.	Muskelwirkung (Kraftarm / Hebelarm)	19
5.	Biomechanische Modelle	23
5.1.	Forward Dynamik Analyse	24
5.2.	Inverse Dynamik Methode	26
6.	Bestimmung von Parametern für biomechanische Modelle	27
6.1.	Starres Körpermodell.....	27
6.2.	Trägheitsparameter	28
6.2.1	Lage und Bedeutung des Körperschwerpunktes	29
6.2.2	Massenschwerpunkt der Gliedmaßensegmente.....	31
6.2.3	Trägheit	31
6.3.	Bodenreaktionskräfte	32
6.4.	Koordinatensystem	33
6.5.	Finite Elemente Modell	34
6.6.	Ganganalyse.....	34
C	Material und Methoden.....	36
1.	Grundlagen für die Forward Dynamik Analyse	36
1.1.	Material.....	36
1.2.	Methode.....	37
1.2.1	Methode zur Bestimmung des physiologischen Querschnitts und des Muskelindexes.....	37
1.2.2	Unterteilung der Schultergürtelmuskulatur.....	40
1.2.3	Erstellen der dreidimensionalen Koordinaten	42
2.	Inverse Dynamik	46
2.1.	Material.....	46
2.2.	Methode.....	47
2.2.1	Kinematik und Dynamik.....	47

2.2.2	Morphometrie	50
2.2.3	Masse und Massenschwerpunkt der einzelnen Gliedmaßen- segmente.....	51
2.2.4	Evaluierung der Hautverschiebung.....	53
2.2.5	Auswerten der kinematischen Daten und Berechnungen der Inversen Dynamik.....	54
D	Ergebnisse	59
1.	Forward Dynamik.....	59
1.1.	Muskelanalyse	59
1.2.	Koordinaten der Ursprünge und Ansätze der Muskeln der linken Vordergliedmaße	65
2.	Inverse Dynamik	71
2.1.	Morphometrie.....	71
2.2.	Masse und Massenschwerpunkt der einzelnen Gliedmaßensegmente ..	73
2.3.	Quantifizierung der Hautverschiebung.....	76
2.4.	Gelenkkräfte und -momente der Schulter- und Beckengliedmaße beim Deutschen Schäferhund	80
E	Diskussion	85
1.	Material und Methoden	85
1.1.	Material.....	85
1.2.	Physiologischer Querschnitt und Muskelindex	86
1.3.	Trennung der Muskeln.....	90
1.4.	Koordinatensystem	91
1.5.	Ganganalyse.....	93
1.6.	Markerpositionen und Markerverschiebung	93
1.7.	Morphometrische Messungen.....	94
1.8.	Masse und Massenschwerpunkt.....	95
2.	Ergebnisse.....	95
2.1.	Grundlagen für die Forward Dynamik	95
2.2.	Inverse Dynamik	98
3.	Unterschied zu 2D und 3D Analyse	102
F	Zusammenfassung	104
G	Summary	106
H	Anhang.....	108
I	Literaturverzeichnis	118

Abkürzungsverzeichnis

AI	Architektur-Index
ATP	Adenosintriphosphat
BW	Brustwirbel
FG	Fast-twitch-glycolytic
FOG	Fast-twitch-oxidative-glycolytic
FTO	Front toe-off
GMP	Rotationszentrum des Gelenkes
HW	Halswirbel
J	Jena
LW	Lendenwirbel
MMP	Massenmittelpunkt
MRI	Magnet resonance imaging
PQ	Physiologischer Querschnitt
RTO	Rear toe-off
SO	Slow-twitch-oxidative
Stabw	Standardabweichung

A Einleitung

Es besteht ein zunehmend größeres Interesse an grundlegenden Analysen, um die Fortbewegung und die Zusammenhänge zwischen den relevanten Faktoren (Muskeln, Knochen und Bodenreaktionskräfte) besser zu verstehen. Zum Erstellen eines umfassenden biomechanischen Modells der Lokomotion werden die Größen und Richtungen aller Kräfte benötigt, die auf die Gliedmaßen einwirken. Dazu gehören die Skelettmuskelkräfte und die resultierenden Gelenkkräfte und -momente. Diese Kräfte sind nur sehr schwierig direkt zu messen. Durch die Anwendung von biomechanischen Modellen werden Tierversuche vermieden und es können die Kräfte am lebenden Tier abgeschätzt werden. In diesen Modellen werden die Gliedmaßen in einzelne Segmente eingeteilt, die als starre Körper, verbunden durch die Gelenke, betrachtet werden. Die Kräfte und Momente, die auf diese starren Körper einwirken, müssen im Gleichgewicht zueinander stehen.

Das Interesse an einem Lokomotionsmodell des Hundes besteht seit einigen Jahren vermehrt. Der Fortbewegung des Menschen und des Pferdes (früher als Arbeits-, heute als Sporttier) wurde bis jetzt mehr Beachtung entgegengebracht.

Diese Arbeit ist in zwei Teile untergliedert. Der erste Teil besteht aus ermittelten anatomischen Daten (physiologischer Querschnitt und Koordinaten der Ursprungs- und Ansatzpunkte der Muskeln am Skelett) um die Muskelkräfte der Schultergliedmaße und deren Hebelarme errechnen zu können. Im zweiten Teil werden an einem Beispiel die Gelenkkräfte mit Hilfe der Inversen Dynamik mit Daten aus der Ganganalyse experimentell ermittelt.

Die gewonnenen Daten dienen dazu die grundlegenden Mechanismen der Bewegung des gesunden Hundes zu verstehen und dadurch eine Verbesserung der Diagnostik und Therapie von Gelenk- und Muskelerkrankungen sicher zu stellen.

B Literatur

1. Makroskopischer Aufbau von Muskeln

Die Skelettmuskulatur liefert die Kraft, um einerseits das Eigengewicht des Körpers (Körperlast) zu tragen und andererseits Knochen bzw. Körperabschnitte zu bewegen. Sie ist somit für die Lokomotion des Tieres notwendig.

1.1. Gliederung, Faseranordnung

Die Muskeln kann man in verschiedene Muskelformen gliedern. Die Form hängt sowohl mit der Funktion als auch mit der Lage am Skelett zusammen. Die Muskeln des Schultergürtels liegen seitlich dem Brustkorb an und sind flächenhaft und platt (M. planus), während die Muskeln an der Schultergliedmaße hauptsächlich spindelförmig (M. fusiformis) sind (Hermanson und Evans, 1993; Liebich und König, 2001; Seiferle und Frewein, 1992).

Des Weiteren kann man die Skelettmuskeln in zwei Abschnitte unterteilen: einen aktiven Teil, den Muskelbauch, und einen passiven Teil, die Sehnen (Liebich und König, 2001; Seiferle und Frewein, 1992).

Grundsätzlich lassen sie sich in einen Muskelkopf (Caput), einen Muskelbauch (Venter) und einen Muskelschwanz (Cauda) gliedern.

Bindegewebige Hüllen fassen Muskelzellen zu kleineren und größeren funktionellen Einheiten zusammen. Jeder Muskel wird oberflächlich vom Epimysium, einer bindegewebigen Hülle, die zahlreiche kleinere Muskelbäuche zusammenfasst, umgeben. Das Epimysium dient als äußere Verschiebeschicht. Diese Faserschicht bildet als Untereinheiten primäre, sekundäre und tertiäre Faszikel aus, die als Perimysium bezeichnet werden. Es schließt mehrere Muskelfasern ein und bildet so die Primär-, Sekundär- und Tertiärbündel. Solche Faserbündel haben einen Durchmesser von 0,1 bis 1 mm und sind noch mit bloßem Auge sichtbar. Das Perimysium besteht aus lockerem Bindegewebe und schließt die Versorgungseinrichtungen wie Blut- und Lymphgefäße sowie Nervenfasern ein. Die kleinste funktionelle Einheit, die Skelettmuskelzelle oder Muskelfaser wird ebenfalls von einem feinen Netz von Bindegewebsfasern umhüllt, dem Endomysium (Liebich, 1998; Liebich und König, 2001; Seiferle und Frewein, 1992).

Der Muskelbauch ist aus vielen überwiegend parallel angeordneten kontraktile Muskelfasern zusammengesetzt, die eine Länge von mehreren Zentimetern und

einen Durchmesser von 10 bis 100 μm erreichen können (Liebich, 1998). Die genaue Größe der einzelnen Muskelfasern hängt von der Spezies, dem Muskel und von der körperlichen Verfassung des Individuums ab (Hermanson und Evans, 1993).

1.2. Sehnen, Zwischensehnen, Fiederung, Ansatz am Knochen

Sehnen bilden als sehr reißfeste Strukturen die passive Zugvorrichtung. Dadurch wird die Kraft des Muskels auf die Skeletteile beziehungsweise Faszien übertragen. Auch die Muskeln, die „fleischig“ am Knochen ansetzen, haben kurze Sehnenfasern, die eine Verbindung zum Knochen bewerkstelligen. Am Ursprung und Ansatz des Muskels verflechten sich die Sehnenfasern mit den Fasern des Periost des Knochens und erlangen dadurch einen sehr festen Halt. Durch die leicht wellenförmige Anordnung der Faserbündel in Ruhe sind die Sehnen geringgradig dehnbar. Die Sehnen bestehen wie die Muskeln aus vielen Fasern, die sich ebenfalls zu Primär-, Sekundär- und weiteren Bündeln zusammenfügen. Die einzelnen Sehnenfasern sind wesentlich feiner als die Muskelfasern, so dass die Sehne insgesamt dünner als der Muskelbauch ist. Zur Verbindung der Sehnenfasern mit den Muskelfasern verbreitert sich entweder die Sehne zu einem Sehnen Spiegel, der sich außen um den Muskelbauch legt, oder es treten Sehnenfasern als ein oder mehrere Zwischensehnen in den Muskel ein. Die Muskelfasern ziehen immer von Sehne zu Sehne (Hermanson und Evans, 1993; Kaufman et al., 1991; Liebich und König, 2001; Seiferle und Frewein, 1992).

Die Anheftung der Muskelfasern an die Sehnenfasern erfolgt immer in einem Winkel, wodurch jeder Muskel eine Fiederung aufweist. Der Fiederungswinkel ist entweder definiert als der Winkel zwischen den einzelnen Muskelfasern und der Krafrichtung des Muskels (Shahar und Milgram, 2001) oder als der Winkel der Muskelfasern im Verhältnis zu den Sehnen (Narici et al., 1996; Thorpe et al., 1999). Beim einfach gefiederten Muskel (*M. unipennatus*) ist der Muskelbauch von einem Sehnen Spiegel überzogen zwischen dem die Muskelfasern verlaufen. Beim zweifach (*M. bipennatus*) oder mehrfach gefiederten Muskel (*M. multipennatus*) dringen ein oder mehrere Sehnenblätter in den Muskelbauch ein, an dem sich die Muskelfasern anheften. Dadurch kann es zu einer sehr starken sehnigen Durchsetzung des Muskels kommen. Beispiele dafür sind der *M. biceps brachii* und der *M. subscapularis*.

Die Fiederung des Muskels spielt bei der Muskelkraft eine große Rolle. Genauer wird darauf im Kapitel 4.1 eingegangen. Bei der Kontraktion verkürzt sich der Muskel, wird dadurch dicker und braucht mehr Platz, um dies auszugleichen vergrößert sich der

Fiederungswinkel. Durch diese mechanischen Vorgänge wird die Durchblutung des Muskelgewebes verbessert und der muskuläre Stoffwechsel gefördert. Die Nerven werden dabei aber weder gezerrt noch gequetscht. Muskelfasern von kräftigen Muskeln setzen vorzugsweise spitzwinkelig an, so dass genügend Raum für die mit der Kontraktion einhergehende Umfangsvermehrung vorhanden ist.

2. Mikroskopischer Aufbau

2.1. Muskelfasern, Fibrillen, kontraktile Elemente

Die Skelettmuskelfasern bzw. -zellen sind länglich, besitzen zahlreiche, wandständige Kerne und enthalten ca. 1.000 Myofibrillen pro Faser. Die Sarkomere einer Myofibrille sind 2 μm lang und 1,5 μm breit und sind die kleinsten kontraktile Einheiten des Muskels. Durch die parallele und regelmäßige Anordnung der Myofilamente zeigen sie im Längsschnitt eine charakteristische Querstreifung (Liebich, 1998). Das Sarkomer besteht aus dünnen Aktinfilamenten und dicken Myosinfilamenten. Durch das Ineinandergleiten der Aktin- und Myosinfilamente verkürzt sich der Muskel. Die Myosinköpfe binden reversibel an die Aktinelemente. Die Myosinköpfe knicken durch eine gelenkartige Beweglichkeit des Myosinkopfes ab, ziehen dadurch das Aktinelement ein Stück zur Mitte des Myosinfilamentes, die Bindung wird wieder gelöst, die Myosinköpfe gespannt und eine erneute Bindung an nachfolgender Stelle findet statt. Dies erfolgt an beiden Enden des Myosinfilamentes, so dass der Überlappungsbereich der beiden Myofilamente zunimmt.

Als Energielieferant für das Binden und Lösen der Myosinköpfe wird ATP (Adenosintriphosphat) verbraucht. Ein einzelner Gleitzyklus verkürzt ein Sarkomer um 16 nm. Jede Längenveränderung einer größeren Anzahl an Sarkomeren führt unweigerlich zur Längenveränderung des Muskels. Die Umwandlung von chemischer Energie (ATP) in mechanische bzw. in Wärmeenergie ist ein herausragendes Kennzeichen der Muskulatur (Barany, 1967; Liebich, 1998; Liebich und König, 2001; Seiferle und Frewein, 1992).

2.2. Fasertypen

Für die unterschiedlichen Funktionen der Skelettmuskulatur, zum Beispiel Dauer- und Haltearbeit oder rasche und kurze Bewegungen, gibt es unterschiedliche Fasertypen. Die Unterteilung der einzelnen Fasertypen wird nach verschiedenen Kriterien durchgeführt, da verschiedene histochemische und immunologische

Verfahren zur Unterscheidung der Fasern angewandt werden (Snow et al., 1982). Laut Hermanson und Evans (1993) gibt es zwei vorherrschende Einteilungen. Bei der einen Einteilung werden die Muskelfasern in Typ I, Typ II a, Typ II b und Typ II x eingeteilt, bei der anderen Einteilung wird zwischen SO (slow-twitch-oxidative), FOG (fast-twitch-oxidative-glycolytic) und FG (fast-twitch-glycolytic) Fasern unterschieden.

Typ I

roter Muskeltyp, wenige Myofibrillen, vermehrt Myoglobin im Sarkoplasma eingelagert, viele Mitochondrien und Enzyme der Zellatmung vorhanden, Kontraktion langsam, kraftvoll und sehr ausdauernd

Typ II

weißer Muskeltyp, überwiegend Myofilamente, wenig Myoglobin im Sarkoplasma gespeichert, nur vereinzelt Mitochondrien vorhanden, dadurch nur geringe Energiereserven vorhanden, die Kontraktionsfähigkeit ist erhöht, die Kontraktion schnell

Typ II a

ebenso wie die Typ I Fasern ermüdungsresistent

Typ II b

ermüden im Gegensatz zu den anderen Fasertypen sehr schnell

Typ II x

von seinen Merkmalen zwischen Typ II a und II b anzuordnen

Da verschiedene Autoren oft die gleichen Fasertypen mit unterschiedlichen Beibuchstaben benennen ist es schwierig die Fasertypen zu vergleichen. Die Skelettmuskeln enthalten in der Regel eine Mischung der verschiedenen Muskelfasern (Liebich, 1998; Liebich und König, 2001; Snow et al., 1982).

2.2.1 Zusammensetzung der Muskelfasertypen beim Hund

Nach den Muskelanalysen von Snow et al. (1982) hat der Hund drei verschiedene Fasertypen. Es wurden I („slow-twitch-oxidative“), IIA („fast-twitch-glycolytic-oxidative“) und IIB („fast-twitch-glycolytic“) Fasertypen festgestellt. Die IIB Fasern sind nicht mit denen von anderen Säugetieren vergleichbar, deswegen bezeichnen Snow et al. (1982) sie als nicht typische IIB Fasern. Die Ergebnisse zeigen, dass der Hund eine größere Übereinstimmung von „oxidative capacity“ in den zwei verschiedenen Typ II Fasern hat als die Ratte. Snow et al. (1982) meinen, dass die Muskelfasern des Hundes ein moderates bis hohes oxidatives Potential haben.

Demnach scheint glaubhaft, dass der Austausch von typischen IIB Fasern durch eine andere Art von Fasern mit ähnlicher metabolischer Kapazität nicht nur typisch für den Hund ist, sondern auch für Fuchs, Frettchen und Stinktier, die alle mit dem Hund verwandt sind. Es könnte sein, dass diese typischen Fasern für eine bestimmte Gattung charakteristisch sind. Wenn man die Verteilung der Fasertypenarten beim Hund mit denen der Katze vergleicht, wird ersichtlich, dass es eigentlich notwendig ist die Fasertypenzusammensetzung der Muskeln bei der Kräfteverteilung mit zu berücksichtigen. Es stellt sich die Frage, ob die Anwesenheit einer zweiten Sorte von IIB Fasern, die ebenfalls eine moderate bis hohe oxidative und glykolytische Kapazität aufweisen, in Beziehung zur Laufleistung des Hundes stehen (Snow et al., 1982).

Zudem ist der vorherrschende Muskeltyp abhängig von der Hunderasse (Waxenberg et al., 1992). Anhand der Muskelzusammensetzung kann man sehen, dass der Deutsche Schäferhund weniger zu Höchstgeschwindigkeiten als viel mehr zur Ausdauer gezüchtet wurde. Im Gegensatz zum Deutschen Schäferhund stehen zum Beispiel der Spanische Greyhound oder der Iberian Hound (Aguera et al., 1990a; Aguera et al., 1990b).

In den Muskeln der Hintergliedmaßen kommen wesentlich mehr Typ I Fasern vor, die resistenter gegen Ermüdung sind, als in den Muskeln der Vordergliedmaßen (Aguera et al., 1990a; Aguera et al., 1990b).

Eine Mischung von Fasertypen tritt auch innerhalb eines Muskels auf, sowohl in Beugern als auch Streckern. In den tiefen Streckern des Oberarms (Brachium), die gegen die Schwerkraft arbeiten, sind die höchsten Anteile mit mehr als 90% Typ I Muskelfasern zu finden. Dazu gehören Caput mediale und Caput accessorium des M. triceps. Der M. anconeus besteht sogar zu 100% aus Typ I Fasern. Mehr oberflächliche Muskeln des Oberarms, z. B. Caput laterale und Caput longum des M. triceps, haben weniger Typ I Muskelfasern als die näher am Knochen liegenden (Armstrong et al., 1982). Im Unterarm (Antebrachium) ist die Situation genau umgekehrt. Die tiefen Muskeln, wie z. B. der M. flexor digitalis superficialis haben über 50% Typ I Fasern. Dagegen hat der M. flexor digitalis profundus nur 30% Typ I Fasern. In anderen Muskeln, die nicht gegen die Schwerkraft arbeiten, erreichen die Typ I Muskelfasern nicht einmal einen Anteil von 50%. Obwohl es mehrere reine Typ I Muskeln gibt, kommen keine reinen Typ II Muskeln vor (Armstrong et al., 1982).

Die Analyse der Faserzusammensetzung von Muskeln ist nicht ganz unproblematisch. So haben Latorre et al. (1993) festgestellt, dass der M. flexor carpi radialis nicht zu 51% aus Typ I Fasern besteht und kommen damit zu einem anderen Ergebnis als Armstrong et al. (1982). Dies kommt durch die ungleiche und für den Hund nicht charakteristische Verteilung der Muskelfasern zustande.

Man kann den M. flexor carpi radialis in zwei Portionen aufteilen. Es wurden Typ I, II_A und Typ II_C Fasern analysiert, die sich sehr unterschiedlich im Muskel verteilen, je nachdem welcher Abschnitt des Muskels untersucht wurde. Es wird vermutet, dass die zwei Anteile sich unterschiedlichen Funktionen angepaßt haben. Die mediale Portion, mit vielen Typ I Fasern, ist gut geeignet um das Körpergewicht zu halten. Die laterale Portion, vor allem aus Typ II_A Fasern bestehend, ist scheinbar besser geeignet als Beuger für das Vorderfußwurzelgelenk (Carpus) (Latorre et al., 1993). Beim M. extensor carpi radialis des Pferdes wurde eine Kompartimentierung des Muskels aufgrund der Fasertypen in zwei bis drei Teile festgestellt, die verschiedene Funktionen ausüben. Diese Aufteilung spiegelt eine Adaptation an eine dynamische oder eine Haltefunktion wieder (Hermanson, 1997).

Die Faserzusammensetzung ist neben weiteren Faktoren, wie dem physiologischen Querschnitt, mitverantwortlich bei der Kräfteentwicklung des jeweiligen Muskels (Brand et al., 1986; Sacks und Roy, 1982). Es gibt Hinweise darauf, dass nicht nur erbliche Faktoren, sondern auch bestimmte Reize aus der Umwelt eine wichtige Rolle für die Zusammensetzung der Muskelfasern spielen. So können sich die Muskeln generell an verschiedene Aufgaben adaptieren (Rivero und Clayton, 1996). Ausdauertraining führt zu einer Zunahme von Typ I und zu einer Abnahme von Typ II Muskelfasern, Schnelligkeitstraining erhöht den Anteil der Typ II Fasern (Petrides, 1998). Das Verhältnis zwischen Typ I und Typ II Muskelfasern ist aber auch genetisch festgelegt (Rivero und Clayton, 1996). Durch Krafttraining kann lediglich eine Größenzunahme der Typ II Fasern beobachtet werden, dagegen kann die Größe der Typ I Fasern nicht durch Training beeinflusst werden (Petrides, 1998).

3. Verbindung der Knochen der Schultergliedmaße

3.1. Freiheitsgrade der einzelnen Gelenke, Winkelstellung der Gelenke

Für die Kraftanalyse der Schultergliedmaße ist das Bewegungsvermögen der einzelnen Gliedmaßensegmente durch die Gelenke wichtig. Dieses Bewegungsvermögen wird durch die Freiheitsgrade definiert. Es gibt sechs

Freiheitsgrade: die horizontale, sagittale und transversale Ebene sowie drei weitere Rotationsebenen um jede der drei Raumachsen (Cochran, 1988; Veeger et al., 1997). Anschließend werden ausschließlich die Strukturen erwähnt, die für die Kraftanalyse durch die Forward Dynamik von Bedeutung sind.

3.2. Rumpfschultergelenk

Die Verbindung zwischen dem Schulterblatt (Scapula) mit dem Rumpf ist nicht durch ein Gelenk, sondern durch eine Synsarkose hergestellt (Boczek-Funcke et al., 1999; Maierl et al., 2001; Roos, 1989). Durch die muskulöse Aufhängung der gesamten Vordergliedmaße können hohe Druck- und Stoßkräfte besser abgefangen werden. Die beiden Mm. serrati ventrales übernehmen hauptsächlich die Tragefunktion des Rumpfes, da zwischen ihnen der Brustkorb aufgehängt ist. Durch die sehnige Struktur sind die Muskeln bestens geeignet mit einem Minimum an Muskelarbeit ein erhebliches Gewicht zu tragen.

Das Drehfeld (Hypomochlion) liegt beim Pferd etwa in der Mitte der Facies serrata des Schulterblattes (Maierl et al., 2001). Bei der Katze wird als Drehfeld die Gesamtheit der muskulösen Verbindung zwischen Schultergliedmaße und Brustkorb interpretiert. Die Beweglichkeit ist durch die rein muskulöse Verbindung ohne kräftige Faszienv Verstärkung im Gegensatz zu den großen Haustieren bei der Katze erheblich höher (Boczek-Funcke et al., 1999; Roos, 1989). Eine naheliegende Annahme ist, dass beim Hund sowohl die Beweglichkeit in diesem Gelenk wie auch das Drehfeld funktional in der Mitte zwischen denen der genannten Tierarten liegt.

Aufgrund der hohen Komplexität des Rumpfschultergelenkes (Roos, 1989) mit den beteiligten Schultergürtelmuskeln gibt es in der Humanmedizin eine große Anzahl von Studien, die sich nur mit der Bewegung der Schulter auseinandersetzen. Durch biomechanische Modelle wird versucht die Bewegung der Schulter in Bezug auf den Rumpf verständlich zu machen (Breteler et al., 1999; Charlton und R., 2002; Johnson et al., 1996; Myrray und Johnson, 2002; Veeger, 2002; Veeger et al., 1991).

3.3. Schultergelenk (Articulatio humeri)

Das Schultergelenk ist seiner knöchernen Form nach ein Kugelgelenk. Deutlich ausgeprägte Gelenkbänder fehlen. An diese Stelle treten kontraktile Spannbänder, die aus den Endsehnen des M. subscapularis an der medialen Seite und des M. infraspinatus an der lateralen Seite bestehen. Durch diese Endsehnen wird die Seitwärtsbewegung stark eingeschränkt (Nickel et al., 1992). Beim Hund ist eine

Beuge- und Streckbewegung bis zu 120° , die Außenrotation bis zu 54° und die Innenrotation bis zu 35° möglich (Liebich et al., 2001). Das Schultergelenk hat somit drei Freiheitsgrade.

3.4. Ellbogengelenk (Articulatio cubiti)

Das zusammengesetzte Ellbogengelenk ist seiner Funktion nach ein Wechsel- oder Scharniergelenk, da durch stark ausgeprägte Kämme und Rinnen der Trochlea und durch die tiefe Fossa olecrani des Humerus das Olekranon dreiviertel umschlossen wird. Es gibt zwei gut ausgeprägte Seitenbänder. Die Ligg. collaterale cubiti laterale und mediale entspringen am Epicondylus lateralis bzw. medialis humeri und teilen sich in zwei Schenkel auf, die zu den Bandhöckern von Radius und Ulna jeweils auf der gleichen Seite ziehen. Beim Hund ist rasseabhängig eine Beuge- und Streckbewegung zwischen 100° und 140° möglich. Daraus ergibt sich, dass das Ellbogengelenk nur einen Freiheitsgrad hat (Liebich et al., 2001; Nickel et al., 1992).

3.5. Gliedmaßenkonstruktion

Die beiden Gliedmaßenpaare übernehmen beim Hund verschiedene Aufgaben. Während der Rumpf kaudal im Hüftgelenk den Stützsäulen des hinteren Gliedmaßenpaares einfach aufruht, wird kranial der Rumpf durch die Symsarkose der Schultergürtelmuskulatur in einer Art Tragegurt zwischen beiden Vorderbeinen aufgehängt. Als wichtigste Muskeln dieses Tragegurtes spielen der M. serratus ventralis und die Pektoralismuskulatur eine wesentliche Rolle. Durch die muskulöse Aufhängung können hohe Druck- und Stoßkräfte vor allem in der Bewegung elastisch abgefangen werden. Durch die sehnige Struktur des M. serratus ventralis kann der Muskel leicht mit einem Minimum an Muskelarbeit ein erhebliches Gewicht tragen. Die Beckengliedmaßen liefern die Schubkraft zur Vorwärtsbewegung und schieben die Last auf die Vordergliedmaßen. Somit übernehmen die Vordergliedmaßen eine Unterstützungsfunktion. Der Körperschwerpunkt liegt wegen des Gewichtes von Kopf und Hals erheblich näher an dem vorderen Gliedmaßenpaar, welcher durch ein Senken von Kopf und Hals noch weiter nach vorne verlagert werden kann. Daher ist zu erwarten, dass das Konstruktionsprinzip beider Gliedmaßenpaare verschieden ist.

Die Vordergliedmaße bildet eine dreifach gewinkelte stützende Säule. Die Schulterblätter liegen in der Richtung der aufzufangenden Last (schräg nach hinten-oben), seitlich am Thorax. Am Schulterblatt liegt auch das Drehfeld (Hypomochlion)

des Rumpfschultergelenkes. Im Stand liegt die Fußungsfläche vertikal unter dem Drehfeld, d. h. das Schwerlot vom Angriffspunkt der Last fällt durch die Drehachse des Ellbogengelenkes (Maierl et al., 2001; Seiferle und Frewein, 1992).

Das Schultergelenk und das Hüftgelenk sind hauptsächlich verantwortlich für die großen Bewegungsauslässe der beiden Gliedmaßenpaare. Das Ellbogengelenk und das Kniegelenk dienen vor allem als Stoßfänger. Sie absorbieren Energie und kontrollieren die Bewegungen der Gliedmaßen. Beim Rennen werden die Aufgaben der einzelnen Gelenke zum Teil getauscht. Jetzt fungiert vor allem das Karpalgelenk als Stoßfänger und das Knie übernimmt die Funktion der Hüfte als Hauptbeweger der Hintergliedmaße (Pandy et al., 1988).

4. Biomechanik des Muskels

4.1. Kraftentwicklung (Physiologischer Querschnitt: Definition, Bedeutung, Messung)

Die Kraft, die ein Muskel entwickeln kann hängt von seiner Faserqualität (wie bereits im Kapitel 2.2 beschrieben), der Aktivierung des Muskels und damit von seiner Kontraktionsfähigkeit und von seinem physiologischen Querschnitt ab (Raikova, 1999).

Es gibt sowohl einen anatomischen Querschnitt, der den größten Querdurchschnitt des Muskels angibt, als auch einen physiologische Querschnitt. Letzterer ist ein Querschnitt senkrecht durch alle Muskelfasern eines Muskels. Wenn die Muskelfasern parallel zueinander verlaufen, ist der anatomische Querschnitt des Muskels gleich groß wie sein physiologischer Querschnitt. In einem gefiederten Muskel ist der physiologische Querschnitt immer größer als sein anatomischer Querschnitt (Brand et al., 1986; Funkunaga et al., 1992; Hermanson und Evans, 1993; Liebich und König, 2001; Seiferle und Frewein, 1992; Wickiewicz et al., 1983).

In gefiederten Muskeln befinden sich viele kurze, schräg angeordnete Fasern. Je stärker ein Muskel gefiedert ist, desto mehr Fasern können sich kontrahieren und desto mehr Kraft kann ein Muskel erzeugen. Die Hubkraft eines Muskels ist umso größer, je stärker die Fiederung des Muskels ist und je kürzer die Muskelfasern desto kürzer die Hubhöhe. Ein stark gefiederter Muskel (große Hubkraft) ist somit gut für die Dauerkontraktion und Fixation der Gelenke geeignet. Während ein einfach gefiederter Muskel mit langen Muskelfasern eine große Hubhöhe besitzt, weil er sich stärker verkürzen kann. Er ermüdet aber auch wesentlich schneller (Hermanson und

Evans, 1993; Liebich und König, 2001; Seiferle und Frewein, 1992). Die Muskelfaserlänge hat keinen Einfluss auf die Hubkraft. Sie bestimmt lediglich die Hubhöhe, da die Maximalverkürzung einer Muskelfaser $(f) = f/2$ beträgt (Heinze et al., 1972). Die Hubhöhe des Muskels ist der Änderung seines Ansatzwinkels und der Länge der Muskelfaserbündel proportional. Durch einen großen Fiederungswinkel geht auch ein gewisses Maß an Kraftübertragung verloren, da sich eine Abweichung von der Zugrichtung ergibt (Hermanson und Evans, 1993; Kaufman et al., 1991; Liebich und König, 2001; Seiferle und Frewein, 1992). Dieser Kraftverlust wird durch die große Anzahl an Fasern wieder kompensiert. Bei der Kontraktion verkürzt sich der Muskel, wird dadurch dicker und braucht mehr Platz (siehe auch Abb. 1). Um dies auszugleichen vergrößert sich der Fiederungswinkel (Hermanson und Evans, 1993; Liebich und König, 2001; Seiferle und Frewein, 1992).

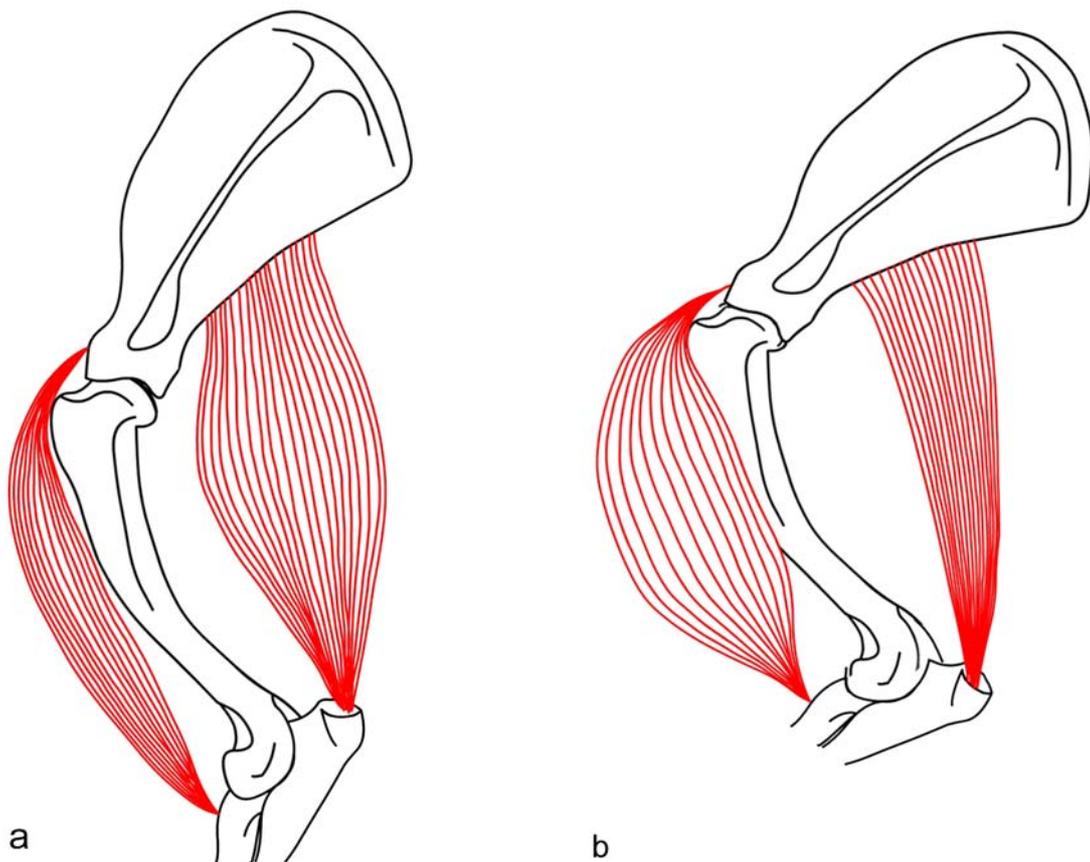


Abb. 1 Kontraktion und Erschlaffung antagonistischer Muskeln (M. biceps brachii und M. triceps caput longum).

Die Muskelkraft verhält sich proportional zum physiologischen Querschnitt, das heißt die Kraft des Muskels ist umso größer, je größer der physiologische Querschnitt ist. Andererseits gilt je größer der physiologische Querschnitt in Relation zur Muskellänge, desto weniger kann sich der Muskel verkürzen (Brand et al., 1986; Funkunaga et al., 1992; Hermanson und Evans, 1993; Liebich und König, 2001; Seiferle und Frewein, 1992; Wickiewicz et al., 1983). Den physiologischen Querschnitt kann man errechnen, indem man das Muskelvolumen (cm^3) durch die Länge der Muskelfasern (cm) dividiert. Um einen exakten physiologischen Querschnitt zu errechnen ist diese Formel noch mit dem Kosinus des Fiederungswinkel zu multiplizieren (Brand et al., 1982; Funkunaga et al., 1992; Heinze et al., 1972; Sacks und Roy, 1982).

Wenn der Fiederungswinkel größer als 20° ist, verliert der Muskel mindestens 6% des maximalen Potentials in Beziehung auf Geschwindigkeit und Spannung der Muskelkontraktion (Sacks und Roy, 1982).

Bei einem lebenden Individuum kann man das Volumen der Muskeln mit dem Magnet-Resonanz-Verfahren ermitteln (Funkunaga et al., 1992). Beim toten Lebewesen kann man das direkte Messen des Volumens des Muskels durch die Muskelmasse (g) dividiert durch die Dichte (ρ) ersetzen (Sacks und Roy, 1982; Shahar und Milgram, 2001).

Johnson et al. (1996) geben den physiologischen Querschnitt der Muskeln im Verhältnis zum M. deltoideus an, um so die Muskeln und deren physiologische Querschnitte besser vergleichen zu können. Außerdem fanden sie heraus, dass beim Menschen der relative physiologische Querschnitt verhältnismäßig konstant ist. Daraus kann man, sobald man den physiologischen Querschnitt eines einzelnen Muskels errechnet hat, die physiologischen Querschnitte aller anderen Muskels ableiten (Johnson et al., 1996).

Ein weiterer anatomischer Parameter der Muskeln ist der architektonische Index, der das Verhältnis zwischen Muskellänge und Faserlänge angibt. Er ist proportional zu der potentiellen Geschwindigkeit der Muskelkontraktion (Shahar und Milgram, 2001).

4.2. Elektromyographie

Bei der Elektromyographie wird das elektrische Potential der einzelnen Muskeln durch Elektroden abgeleitet. So kann man Aussagen darüber treffen, wann welche Muskeln aktiv sind. Wenn man die Elektromyographie bei den verschiedenen Gangarten anwendet, kann man die Funktionen und Aufgaben der Muskeln erkennen. Bei der Berechnung von Muskelkräften ist wichtig zu wissen, welche Muskeln in welchen Phasen des Gangzyklus aktiv sind, damit nicht Muskeln die in gewissen Phasen der Bewegung überhaupt keine Kontraktionen zeigen, Kräfte zugeordnet bekommen (Penrod et al., 1974; Tokuriki, 1973; van den Bogert, 1989). Die Elektromyographie kann allerdings keine Aussagen über die Größe der Kraft und die Richtung der Muskelkräfte treffen (Johnson et al., 1996).

Die Elektromyographie der Muskeln hat gezeigt, dass einzelne Teile großflächiger Muskeln mit einem breiten Ursprung zum Teil unterschiedliche Funktionen übernehmen können (Dostal und Andrews, 1981).

Sinnvoll ist die theoretisch errechneten Kräfte der Muskeln mit den Signalen eines EMG abzugleichen (Crowninshield, 1978; Hoek van Dijke et al., 1999; Seireg und Arvikar, 1973).

4.3. Muskelwirkung (Kraftarm / Hebelarm)

Die Wirkung eines Muskels auf ein Gelenk ist von seinem Ursprung (Punctum fixum) und vom seinem Ansatz (Punctum mobile) sowie von seinem Verlauf, das heißt von seiner Aktionslinie, und daraus folgend aus seinem Drehpunkt abhängig (Liebich und König, 2001). Dazu bestimmt man am besten den Ansatz- und Ursprungspunkt dreidimensional (Brand et al., 1982).

In biomechanischen Modellen, die die Kräfte und Bewegungen der Muskeln bezogen auf das Skelett beschreiben, wird der mechanische Effekt eines Muskels als Kräftevektor repräsentiert. Diese Kräftevektoren werden von den Aktionslinien der Muskeln abgeleitet. Der Hebelarm wird definiert als die Kraft des Muskels mal dem senkrechten Abstand zwischen der Aktionslinie des Muskels und dem Rotationszentrum (siehe Abb. 2) (Kaufman et al., 1991).

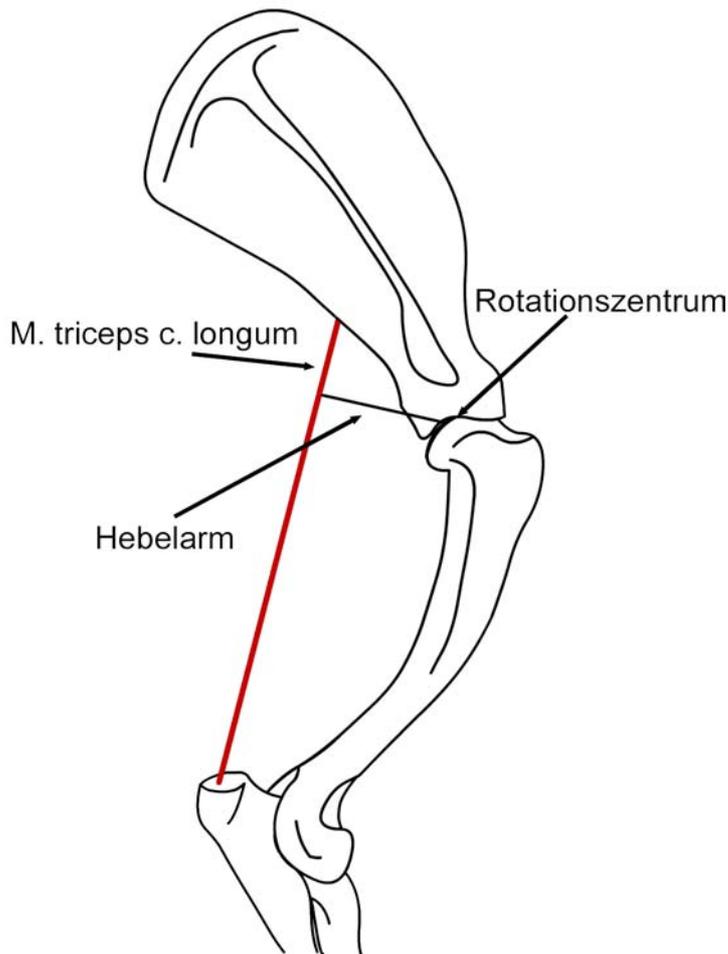


Abb. 2 Darstellung der Aktionslinie des M. triceps und dessen Hebelarm in Bezug auf das Rotationszentrum des Schultergelenkes.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten die Aktionslinien der Muskeln zu bestimmen:

1. die „gerade Linie“ ist die direkte Verbindungslinie zwischen Ursprung und Ansatz ohne Rücksicht auf den wirklichen Verlauf des Muskels,
2. die Mittellinie („centroid line“) entspricht der Mittellinie des anatomischen Verlauf des Muskels,
3. bei der „Knochenkonturlinie“ verläuft die Aktionslinie des Muskels direkt am Knochen

(Brand et al., 1982; Jensen und Davy, 1975).

Methode 1 ist obwohl sie eine Vereinfachung der eigentlichen Aktionslinien der Muskeln darstellt vorteilhaft bei Modellen, die die Wirkung der Muskeln in Bezug auf ihre Hebel- oder Kraftarme berücksichtigen (Brand et al., 1986; Dostal und Andrews, 1981; Seireg und Arvikar, 1973). Ein großer Nutzen der „geraden-Linie-Methode“ liegt darin, dass man das System leicht einem Wechsel der Gliedmaßenstellung anpassen kann.

Die Mittellinie (Methode 2) des Muskels wird durch die Zentren vieler transverser Querschnitte definiert. Wenn sich ein Muskel wie zum Beispiel der M. brachialis um den Knochen windet, kann die „gerade-Linie-Methode“ die Windung um den Knochen nicht berücksichtigen. Da aber die Mittellinie des Muskels anhand der Querschnitte schwierig bzw. nicht sinnvoll zu bestimmen ist, wird trotzdem zur Festlegung der Aktionslinie die „gerade-Linie-Methode“ angewandt. (Dostal und Andrews, 1981).

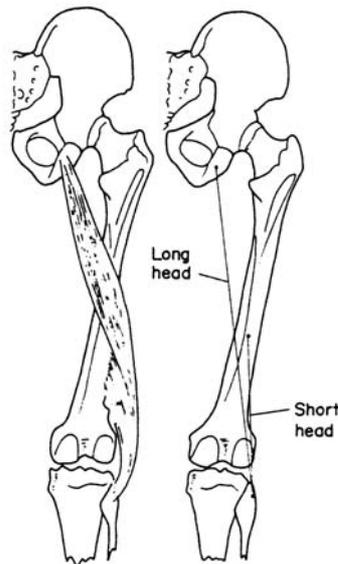


Abb. 3 Unterschied zwischen tatsächlichem Muskelverlauf und der geraden Linie des Muskels (Seireg und Arvikar, 1973).

Bei Muskeln, die einen breiten Ursprung haben, wie zum Beispiel die meisten Muskeln des Schultergürtels, ist es notwendig mehrere Aktionslinien eines Muskels zu bestimmen, um möglichst genaue Ergebnisse zu erlangen, da schon kleinere Abweichungen der Kräftevektoren zu unterschiedlichen Ergebnissen führen (Charlton und R., 2002; Seireg und Arvikar, 1973; van der Helm und Veenbaas, 1991).

Wenn ein Muskel sich kontrahiert übt er eine Kraft auf die Knochen aus, an denen er befestigt ist. Er drückt die zwei Knochen an ihrem Gelenk zusammen. Dadurch wirken zwei Kräfte auf den Knochen ein: zum einem die Kraft des Muskels am Ansatz und zum anderen die Kraft des zweiten Knochens im Gelenk. Diese Kräfte heben sich gegenseitig auf, da sie gleich groß sind, aber in entgegengesetzte Richtungen wirken. Die Muskelaktion kann als Moment betrachtet werden (Meershoek und van den Bogert, 2001). Wenn sich ein Muskel kontrahiert verursacht er nicht nur das notwendige Moment zur Bewegung der Knochen (primäre Funktion), sondern auch zusätzlich andere Momente (sekundäre Funktionen). Diese für die

Bewegung störenden Momente werden durch die Wirkung von antagonistischen Muskeln neutralisiert (Raikova, 1999).

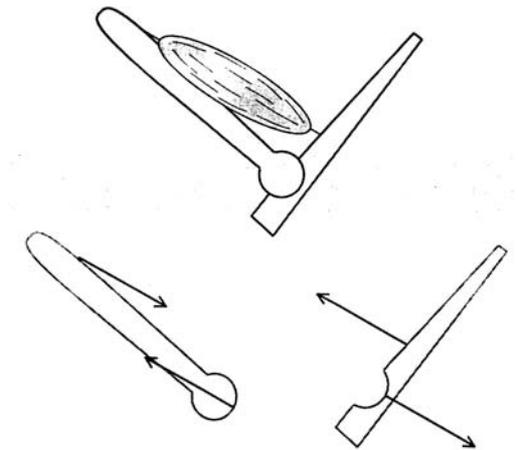


Abb. 4 Die Kontraktion eines Muskels drückt die Knochen aneinander. Der Muskel verursacht dabei ein Moment (Meershoek und van den Bogert, 2001).

Durch die Übersetzung der Muskelkräfte im Zusammenhang mit ihrer Hebelwirkung entstehen im Knochen und insbesondere in den Gelenken oft sehr viel höhere resultierende Kräfte als die zu bewegende Last darstellt. Die Knochen haben eine sogenannte „Sandwich Konstruktion“, so dass sie sehr hohe Kräfte aushalten können und gleichzeitig selbst relativ wenig wiegen (Dalstra und Huiskes, 1995).

Die Kraft eines Muskels hängt von dem physiologischen Querschnitt, der Aktivierung des Muskels, der momentanen Länge des Muskels und von der Kontraktionsfähigkeit ab (Raikova, 1999). Somit produziert jeder Muskel eine unterschiedliche Größe an momentaner Kraft. Das bedeutet, um am lebenden Individuum Muskel- und Gelenkkräfte voraussagen zu können, benötigt man eine Methode, um die Muskelgröße zu schätzen. Dies wird mit Hilfe des physiologischen Querschnitts der Muskeln gemacht (siehe auch Kapitel 4.1).

Mathematische Gleichungen, die die Muskelgröße nicht mitberücksichtigen führen zu unrealistischen Ergebnissen, indem den einzelnen Muskeln zum Beispiel erheblich höhere Kräfte zugesprochen werden, als sie in Wirklichkeit fähig sind zu produzieren (Brand et al., 1982; Crowninshield und Brand, 1981).

Innerhalb eines Muskels werden nicht immer alle Muskelfasern stimuliert, um sich zu kontrahieren, da es nicht immer notwendig ist, maximale Kraft aufzuwenden. Die einzelnen Muskelfasern werden nach einem bestimmten Muster einbezogen, welche sich nach der Gangart und nach der Dauer der Bewegung richtet (Rivero und Clayton, 1996).

Goslow et al. (1981) haben bei zwei Mischlingshunden herausgefunden, dass während der Bewegung ein bedeutsamer Teil der elektrischen Aktivität von mehreren Gliedmaßenmuskeln herrührt, die sehr kleine oder überhaupt keine Längenveränderung eingehen. Andere Muskeln dehnen sich erst bevor sie sich verkürzen. Diese Art der Muskelaktivitäten zeigen, dass Energie während eines Schrittes gespeichert wird. Goslow et al. (1981) und Rivero und Clayton (1996) sprechen von einem „pendulum-like“ und „spring-like mechanisms for conserving energy“. Es findet ein wechselnder Austausch von kinetischer zu potentieller Energie statt. Je nach Gangart verändert sich das Muster und die Wichtigkeit dieses Austausches von Energie. Während des Schrittes findet ein permanenter Wechsel zwischen potentieller und kinetischer Energie statt. Bei schnelleren Gangarten findet ein anderer Mechanismus von Energiekonservierung statt: Speicherung von elastischer Energie (Covagna, 1977). Diese Arten von Muskelaktivitäten sollten bei Analysen von Muskelkräften mitberücksichtigt werden.

5. Biomechanische Modelle

Die Biomechanik kann man in drei große Bereiche unterteilen:

1. Ganganalyse
2. Analyse der Kräfte und Verformungen innerhalb des Bewegungsapparates
3. Biomechanische Modelle.

Bei der Ganganalyse werden die Bewegungen und die Bodenreaktionskräfte quantifiziert. Dieser Bereich der Biomechanik ist der älteste (seit 1873). Im Laufe der Zeit hat die Ganganalyse einen Wandel von einfachen Beschreibungen bis zu hoch technologisierten Computeranalysen erfahren. Der zweite Bereich der Biomechanik befasst sich mit den Kräften und Verformungen innerhalb des Bewegungsapparates. Der dritte, noch weniger entwickelte Bereich benutzt biomechanische Modelle des Bewegungsapparates (van den Bogert, 1989).

In biomechanischen Modellen werden die Zusammenhänge zwischen den Kräften und der Bewegung erforscht. Die mathematischen Gleichungen, die zur Berechnung der Bewegungen notwendig sind, werden mit Hilfe von Newtons Gesetzen erstellt und auf starre Körper, die die einzelnen Körpersegmente darstellen, angewandt (van den Bogert, 1989). Durch die Anwendung biomechanischer Modelle kann man die Gelenkreaktionskräfte errechnen, die man ansonsten nur durch direkte Messungen am lebenden Tier durchführen kann (Kaufman et al., 1991). Solche direkten

Messungen führten zum Beispiel Bergmann et al. (1984) im Hüftgelenk bei Hunden und Schafen mit Hilfe einer mit Messtechnik instrumentierten Endoprothese durch. Durch biomechanische Modelle erspart man sich einen großen Teil von Tierversuchen und erhält außerdem wichtige Werte für künstliche Gelenke (Cristofolini et al., 1995). Es können sogar virtuelle orthopädische Operationen anhand dieser durchgeführt werden (Charlton und R., 2002).

Es gibt zwei Methoden um mit Hilfe biomechanischer Modelle Kräfte zu errechnen:

1. die Forward Dynamik
2. die Inverse Dynamik

(van den Bogert, 1989).

5.1. Forward Dynamik Analyse

Die Forward Dynamik (Hatze, 1977) veranschaulicht die Relation zwischen der Bewegung der Knochen und der Muskelkräfte, die diese Bewegungen vollziehen. Durch diese Methode erfährt man die vorherrschenden Gelenkkräfte mit den beteiligten Muskeln. Auch kann man die Empfindlichkeit der beteiligten Faktoren sehen, wie zum Beispiel die Verschiebung der Lage des Rotationszentrums der Gelenke oder die Position der Muskeln (Veeger et al., 1991). Es werden die einzelnen Muskelkräfte benötigt, durch die mit Hilfe der Differentialrechnung die Bewegungen nachgeahmt werden (van den Bogert, 1989). Das heißt, durch diese Analyse werden die Bewegungen, Bodenreaktionskräfte und internen Kräfte, die in den einzelnen Segmenten vorliegen berechnet (van den Bogert, 1989; van den Bogert et al., 1989b).

Für dieses Modell werden die Knochen als starre Körper angenommen. Es werden die Kraftvektoren der Muskeln, das heißt die Aktionslinien der Muskeln, die Kraftgröße eines Muskels, definiert durch den physiologischen Querschnitt und die Trägheitsparameter für die einzelnen Segmente benötigt (Johnson et al., 1996; Pedersen et al., 1991; Shahar und Milgram, 2001; Veeger et al., 1991). Diese anatomischen Daten müssen an Kadavern erhoben werden (Johnson et al., 1996). Wenn die Kräfte in einem Muskel bekannt sind, können die resultierenden Kräfte, Drehmomente der Segmente von einem starren Körpermodell durch die geometrische Konfiguration errechnet werden (van den Bogert und Sauren, 1989).

Ein Nachteil der Forward Dynamik Analyse ist, dass die Größe und das Gewicht der einzelnen Segmente sowie die Trägheit dieser Segmente das Verhalten des ganzen Systems beeinflussen. Dadurch ist eine potentielle Fehlerquelle gegeben. Zudem

muss das Wissen von der Kräfteentwicklung in jedem einzelnen Muskel, der an der Bewegung beteiligt ist, erworben werden (van den Bogert et al., 1989b; van den Bogert et al., 1989c).

Auch ist das Überprüfen der errechneten internen Kräfte am lebenden Tier sehr schwierig, da man an die beteiligten Strukturen mit Messinstrumenten kaum herankommt und die Tiere würden durch die Manipulation so weit beeinträchtigt, dass sie keine normalen Bewegungen zeigen. Man kann allerdings die Bewegungen und die Bodenreaktionskräfte überprüfen (Patriarco et al., 1981; van den Bogert et al., 1989b; van den Bogert et al., 1989c).

Insgesamt veranschaulicht die Forward Dynamik Analyse die Funktionen der Lokomotion des Tieres mit den beteiligten Strukturen, die den normalen Gang beeinflussen (van den Bogert et al., 1989b).

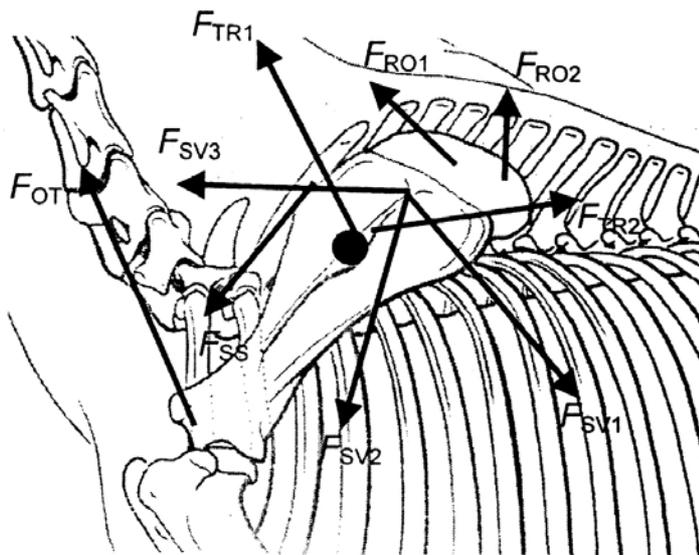


Abb. 5 Die Kräftevektoren an der Schulter (Meershoek und van den Bogert, 2001).

F_{RO1}, F_{RO2}	Kräfte des M. rhomboideus
F_{TR1}, F_{TR2}	Kräfte des M. trapezius
$F_{SV1}, F_{SV2}, F_{SV3}$	Kräfte des M. serratus ventralis
F_{OT}	Kraft des M. omotransversarius

In dieser Arbeit werden die anatomischen und morphometrischen Daten zur Erstellung eines Forward Dynamik Modells nur an der Vordergliedmaße beim Hund erhoben. Für die Hintergliedmaße wurden schon dreidimensionale Modelle erstellt (Shahar und Milgram, 2001; Shahar und Banks-Sills, 2002). An der Vordergliedmaße ist die Vermessung und Bewegung der Schulter allerdings schwierig, da zum einen die Aktionslinien an der flächenhaften Schultergürtelmuskulatur nicht genau bestimmt werden können und zum anderen die Bewegung der Skapula über den Thorax durch einen fehlenden Rotationspunkt variabel ist (Veeger et al., 1991).

5.2. Inverse Dynamik Methode

Die Inverse Dynamik wird sowohl in zwei- als auch in dreidimensionalen Modellen angewandt (Meershoek und van den Bogert, 2001).

Bei der Inversen Dynamik Methode wird die Kinematik (aufgezeichnete Bewegungen) mit Bodenreaktionskräften kombiniert, um die internen Kräfte im Körper abzuleiten und somit das dynamische oder statische Gleichgewicht zu errechnen (Meershoek und van den Bogert, 2001; van den Bogert, 1989).

Durch diese Methode kann man die Gelenkkräfte in Ruhe und in der Bewegung abschätzen. Dazu braucht man die verschiedenen Winkel der einzelnen Gliedmaßen-segmente zueinander, deren Beschleunigungen und deren Trägheitsmomente sowie die Bodenreaktionskräfte (Brand et al., 1986). Für die Bewegung der Segmente gegeneinander werden die Rotationszentren der Gelenke benötigt. An den Gelenken entstehen durch den exzentrischen Ansatz der Skelettmuskulatur Gelenkmomente. Diese verändern sich stark bei Verschiebung der Rotationszentren. Die Momente entstehen durch die Muskelaktionen, die die Segmente bewegen. Das Gelenkmoment zu einem Rotationszentrum bezieht sich auf die Muskelkräfte, die an einem Gelenk vorbeiziehen, wobei positive Werte die Extensoren und negative Werte die Flexoren darstellen (Meershoek und van den Bogert, 2001; Seireg und Arvikar, 1973). Nehmen die Bodenreaktionskräfte z. B. bei schnelleren Gangarten zu, werden auch automatisch die Gelenkmomente größer (Pandy et al., 1988).

Eine Sonderstellung nimmt das Rumpfschultergelenk ein. Da dort kein Gelenk sondern eine Synsarkosis besteht, produzieren die beteiligten Muskeln auch keine Momente. Trotzdem können Momente und Kräfte errechnet werden die in Relation zu einem festgelegten Punkt an der Skapula stehen (Meershoek und van den Bogert, 2001).

Durch diese Methode entsteht eine unbestimmbare mathematische Aufgabe, da die Anzahl der unbekannt Kräfte die Anzahl der möglichen Gleichungen der Bewegung überschreitet. Daher repräsentieren die Ergebnisse nicht die Kräfte individueller Muskeln oder anderer bestimmter anatomischer Strukturen, sondern nur den Effekt der Summe der Vektoren (Brand et al., 1986; van den Bogert, 1989). Für die Berechnung der Inversen Dynamik werden die Interaktionen zwischen den Segmenten in Gelenkkräfte und Gelenkmomente aufgeteilt. Die Gelenkkräfte entsprechen allen Kräften zwischen zwei Gelenken. Die Summe der Momente von allen Muskeln und Bändern, die über das Gelenk ziehen, ist das Gelenkmoment des entsprechenden Gelenkes (Meershoek und van den Bogert, 2001).

Es muss allerdings berücksichtigt werden, dass jeder Muskel nur eine nach oben begrenzte Maximalkraft aufbringen kann. Dieses Maximum hängt von der Länge und von der Kontraktionsgeschwindigkeit des Muskels ab. In dieser Arbeit werden beide Wege von biomechanischen Modellen anhand des Hundes (Deutscher Schäferhund) aufgezeigt, wobei der Weg der Inversen Dynamik durch Beispiele vollständiger dargestellt wird. Zum Berechnen biomechanischer Modelle müssen Trägheitsparameter, die Winkelstellung der Gelenke in den verschiedenen Phasen der Bewegung und die Bodenreaktionskräfte bestimmt werden.

6. Bestimmung von Parametern für biomechanische Modelle

6.1. Starres Körpermodell

Die Simulation von Bewegungen beim Tier basiert auf Modellen, die den Körper als ein System aneinander gefügter starrer Körper, den Segmenten, betrachtet. Diese Segmente werden entweder durch einfache Scharniergelenke (Bewegung in zweidimensionaler Ebene) oder durch Kugelgelenke (Bewegung in dreidimensionaler Ebene) verbunden (Meershoek und van den Bogert, 2001; van den Bogert et al., 1989b). Eine Ausnahme stellt die Verbindung der Schultergliedmaße mit dem Rumpf dar, da hier kein Gelenk im eigentlichen Sinne vorhanden ist (van den Bogert et al., 1989c).

Da die Segmente starr sind, ändert sich auch deren Länge nicht, die Entfernungen von den Gelenken zueinander bleiben stets konstant. Ebenso bleiben auch die Werte für die Trägheitsparameter konstant (Breteler et al., 1999).

Jedes Segment hat ein eigenes Gewicht, einen bestimmten Massenschwerpunkt und eine daraus resultierende Trägheit (van den Bogert et al., 1989a). Drei Kräfte

beeinflussen die Bewegung der Segmente: Die Schwerkraft, Bodenreaktionskräfte und Muskelkräfte.

Die Schwerkraft ist eine konstante Größe und für alle Segmente gleich, während die anderen Kräfte individuell bestimmt werden müssen (van den Bogert et al., 1989b).

Bei der Abgrenzung der einzelnen Segmente wird die Dynamik der Segmente in der Bewegung beachtet. Trotzdem ist die Trennung der Weichteile um die knöchernen Grundlagen der Segmente mehr oder weniger willkürlich (van den Bogert et al., 1989a). Dies gilt insbesondere für den Bereich von Oberarm und Schulterblatt mit der inserierenden Schultergürtelmuskulatur. Die Bewegungen, die anhand eines starren Körpermodells mit Hilfe der Forward Dynamik Analyse bestimmt werden, können mit der Realität verglichen werden und so inkorrekte Modelle verhindern (van den Bogert et al., 1989b).

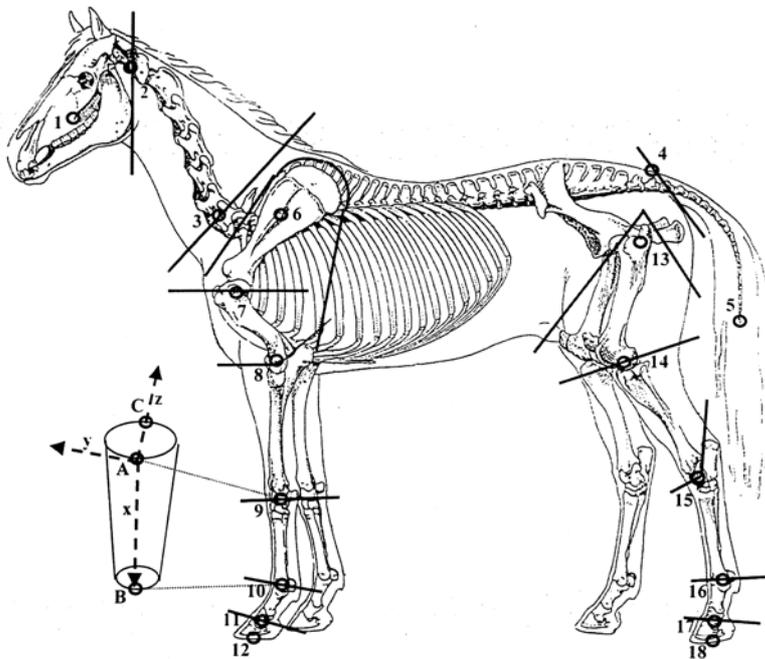


Abb. 6 Einteilung der Segmente beim Pferd, der Ausschnitt gibt das Koordinatensystem wieder (Bucher et al., 1997).

6.2. Trägheitsparameter

Die Trägheitsparameter bestehen aus der Masse, dem Trägheitsmoment und dem Massenschwerpunkt der Körpersegmente.

Für die verschiedenen Körpersegmente beim Menschen (Breteler et al., 1999; Veeger, 2002; Veeger et al., 1991; Veeger et al., 1997) und beim Pferd wurden die Trägheitsparameter zweidimensional entweder durch Regressionsmodelle von Kadavern oder durch geometrische Formen ermittelt (van den Bogert et al., 1989a).

Hinrichs (1985) warnt vor ungenauen Ergebnissen, wenn die Kadaver, an denen die Trägheitsparameter ermittelt wurden, zu sehr von den Tieren im Modell abweichen.

6.2.1 Lage und Bedeutung des Körperschwerpunktes

Der Schwerpunkt des Körpers ist ein wichtiges Element für die Gleichgewichtsberechnung. An dieser Stelle kann das Gleichgewicht theoretisch durch eine einzige Kraft aufrecht erhalten werden. Zunächst ist es wichtig den Schwerpunkt des Körpers im Stand der Ruhe zu bestimmen (Cochran, 1988; Seiferle und Frewein, 1992).

Beim Pferd wurde dieser Punkt durch genaue Messungen und Wägungen wiederholt ermittelt (Maierl et al., 2001). Neuere, bei verschiedenen hochläufigen Hunderassen vorgenommene Untersuchungen zeigten, dass der Körperschwerpunkt beim Hund im Durchschnitt 43,72% der Rumpflänge hinter der Brustbeinspitze, d. h. etwa auf Höhe des 9. Zwischenrippenraumes, liegt (siehe auch Abb. 7). Die Lage des Körperschwerpunktes verschiebt sich durch Bewegungen des Kopfes und Schwanzes und durch den Füllungsgrad der Baueingeweide. Bei vierfüßigen Tieren ist die rechteckige Unterstützungsfläche des Schwerpunktes, die durch die fußenden Gliedmaßenspitzen abgesteckt wird, im Gegensatz zum Menschen relativ groß.

Der Körper verharrt so lange im Gleichgewicht, wie das Schwerlot die Unterstützungsfläche noch trifft. Bei normaler Stellung und Belastung aller vier Gliedmaßen fällt die Schwerlinie kranial vom Schnittpunkt der Diagonalen des Unterstützungsrechteckes auf die Bodenfläche. Da der Körperschwerpunkt näher an den Schultergliedmaßen liegt, sind diese schon im Stand stärker belastet als die Beckengliedmaßen. Beim Hund (abhängig von der Rasse, siehe auch Abb. 7) sollen sogar zwei Drittel der Körperlast auf der Vorhand ruhen (Larché, 1962).

Die Vorwärtsbewegung ist im Prinzip eine Verschiebung des Schwerpunktes nach vorne. Der ganze Körper ist evolutionsbedingt hauptsächlich auf die Vorwärtsbewegung eingestellt. Bewegungen zur Seite oder nach Hinten werden nur zum Ausweichen, Spiel oder Kampf eingesetzt (Maierl et al., 2001; Seiferle und Frewein, 1992).

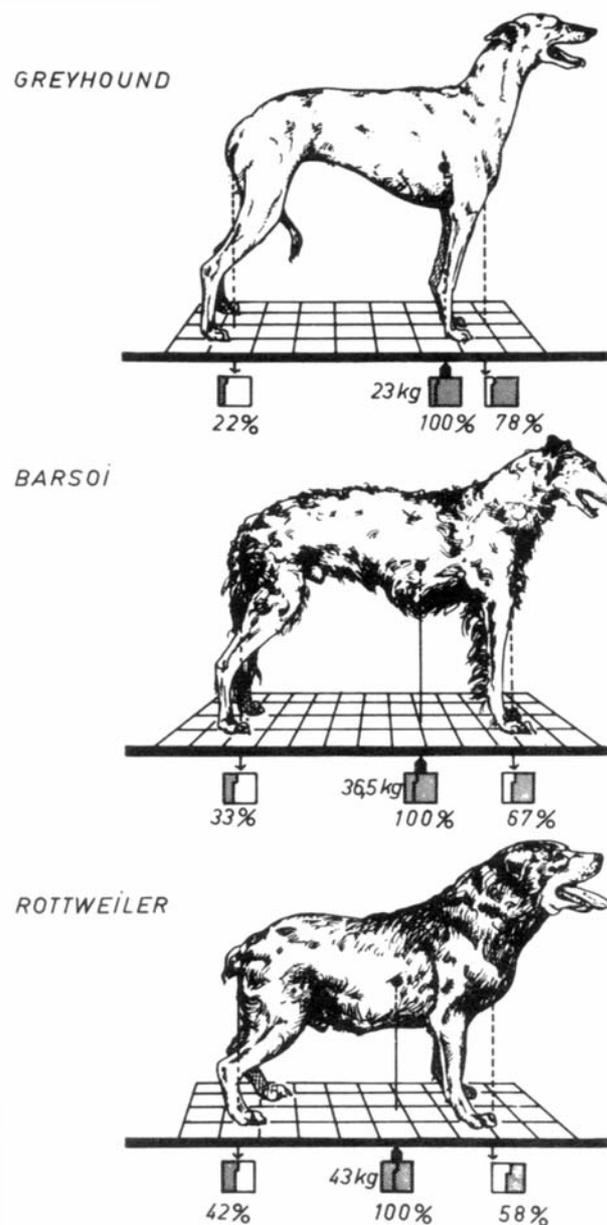


Abb. 7 Lage des Körperschwerpunktes in Abhängigkeit von der Hunderasse. Gewichtsverteilung auf die Vorder- und Hintergliedmaßen in Prozent des Körpergewichtes (aus Larché, 1962).

Die Vordergliedmaßen sorgen allerdings auch für eine größere Verzögerung der Bewegung des Körperschwerpunktes, während die Hintergliedmaßen die horizontalen Impulse direkt in die Richtung der Vorwärtsbewegung übermitteln. Beim Galopp zeigt sich sogar, dass die Vordergliedmaßen die Tendenz haben die Bewegung zu bremsen. Vermutlich liegt dies daran, dass sich die Vordergliedmaßen vor allem im distalen Bereich nicht genügend krümmen können und der Rumpf sich über die starre Gliedmaße schwingt (Pandy et al., 1988).

6.2.2 Massenschwerpunkt der Gliedmaßensegmente

In einer Gelenkkräfteanalyse muss nur der Teil der gesamten Schwerkraft des Tierkörpers berücksichtigt werden, der auf jedes Segment des Gelenkes wirkt. Die Aktionslinie ist natürlicherweise senkrecht, aber die Größe und der Ort auf den die Kraft wirkt, der Massenschwerpunkt des Segmentes, muss genau betrachtet werden (Schamhardt, 1998). Die Aufteilung der Masse in einem biomechanischen Modell wird durch die Trägheitsparameter jedes einzelnen Segmentes dargestellt, d. h. durch die Masse, den Massenschwerpunkt und den Trägheitsmoment der Segmente (Springings und Leach, 1986). Alle Kräfte außer der Schwerkraft produzieren ein Moment, das sich auf den Massenschwerpunkt des Segmentes bezieht (Meershoek und van den Bogert, 2001).

6.2.3 Trägheit

Jedes Objekt zeigt die Tendenz seine momentane Geschwindigkeit beizubehalten, sowohl in der Ruhe wie in der Bewegung. Dieses Phänomen wird als Trägheit bezeichnet. Das erste Newtongesetz besagt: „Ein Körper verharrt in einem Zustand der Ruhe oder der gleichmäßigen Bewegung, wenn es keine externe Kraft erfährt.“ Je größer die Masse, desto größer die Trägheit (Cochran, 1988; Schamhardt, 1998). Die Trägheit der Masse wirkt einer Beschleunigung oder Verlangsamung der Segmente entgegen, während das Trägheitsmoment die Bewegungsveränderung in der Rotation der Gelenke bremst (Meershoek und van den Bogert, 2001). Die Kraft (F), die für die linear Beschleunigung nötig ist, ist gleich der Masse (m) mal Beschleunigung (a): $F = m \times a$. Das gleiche gilt für die Rotation: $M = I \times \alpha$, wobei M das Moment, I das Trägheitsmoment und α die Winkelbeschleunigung ist (Meershoek und van den Bogert, 2001).

Das Trägheitsmoment wird durch die Verteilung der Masse im Segment (Ort des Massenschwerpunktes) bestimmt. Mechanisch betrachtet ist das Trägheitsmoment das Equivalent für die Masse in der Rotation (Meershoek und van den Bogert, 2001). Die Größe von einem Moment ist definiert als: $M = F \times d$; M ist die Größe des Momentes, F ist die Amplitude der Kraft, d ist der Hebelarm, das heißt der senkrechte Abstand zwischen dem Rotationszentrum des Gelenkes und der Aktionslinie der Kraft. Ein großes Moment kann durch eine große Kraft oder durch einen großen Hebelarm oder durch beides zustande kommen. Zum Beispiel kann der *M. triceps brachii* aufgrund seiner Größe viel Kraft produzieren und aufgrund seiner

Länge (von der Skapula zum Olekranon) verfügt er über einen großen Hebelarm. Somit kann dieser Muskel ein großes Moment erzeugen. In der Bewegung verändert sich allerdings der Hebelarm in Abhängigkeit von Beugung und Streckung des Ellbogengelenkes (Schamhardt, 1998).

Die Trägheitskräfte sind sowohl für die Verteilung der Belastung der Gliedmaßen untereinander als auch innerhalb der einzelnen Gliedmaße wichtig. Oft wird nur eine quasi-statische Analyse der Gelenkkräfte geschaffen, das bedeutet die Kräfte werden nur so berechnet, als ob das Tier sich nicht bewegen würde, sondern in der Bewegung eingefroren ist. Dies ist eine Vereinfachung, die eine erste Näherung darstellt. Sobald aber die einzelnen Muskeln in die Berechnung einbezogen werden, ist die quasi-statische Analyse unzureichend (Schamhardt, 1998).

6.3. Bodenreaktionskräfte

Jede Kraft verursacht eine Gegenkraft der gleichen Größe aber in entgegengesetzter Richtung (drittes Newtongesetz). Da der Tierkörper durch die Schwerkraft mit seinem Gewicht eine Kraft auf den Boden ausübt, wird diese Kraft Bodenreaktionskraft genannt. Diese Kräfte werden mit Kraftmessplatten, die im Boden oder unter einem Laufband liegen gemessen (Schamhardt, 1998).

Die Hauptkraft besteht aus der vertikalen Kraft, aber es existieren auch mediolaterale und kraniokaudale Kräfte (Rumph et al., 1994). Im klinischen Bereich werden sie zum Erkennen von orthopädischen Krankheiten und zur Überwachung der Rehabilitation von operierten Gliedmaßen benutzt. Da sich bei pathologischen Prozessen das Verteilungsmuster der Bodenreaktionskräfte an den vier Gliedmaßen ändert (Griffon et al., 1994). In biomechanischen Modellen, z. B. bei der Inversen Dynamik, sind die Bodenreaktionskräfte die wichtigsten externen Kräfte (Meershoek und van den Bogert, 2001).

Wie schon im Kapitel 6.5.1 erwähnt, liegt der Körperschwerpunkt näher an den Vordergliedmaßen, weshalb diese auch größere vertikale Bodenreaktionskräfte aufweisen als die Hintergliedmaßen. Dies ändert sich auch nicht bei schnelleren Gangarten (Pandy et al., 1988; Rumph et al., 1994).

Die Bodenreaktionskräfte sind sowohl beim Menschen als auch beim Hund sehr individuell und von der Hunderasse abhängig (Rumph et al., 1994). Nach Schamhardt (1998) sind im Schritt, nach einer Standardisierung zum Körpergewicht, die Muster der vertikalen und horizontalen Bodenreaktionskräfte der Hintergliedmaße

ähnlich denen des Menschen. Sobald die Gangart schneller wird, wechselt sowohl das Muster als auch die Amplitude signifikant (Schamhardt, 1998).

Die Zeit, die ein Tier auf der Messplatte verbleibt, verlängert sich mit abnehmender Geschwindigkeit. Der Höchstwert der vertikalen Kräfte nimmt dabei gleichsinnig ab. Dies ist deutlicher bei den Hinter- als bei den Vordergliedmaßen zu sehen (Riggs et al., 1993; Roush und McLaughlin, 1994). Nehmen die Bodenreaktionskräfte zu, werden auch die Gelenkmomente größer (Pandy et al., 1988).

6.4. Koordinatensystem

Wie schon weiter oben bei dem Kapitel 4.3 angesprochen, braucht man die genauen Positionen der Muskeln mit Ursprung, Ansatz und Verlauf im Bezug auf die Gelenke, um genaue Kräfte der einzelnen Muskeln zu bestimmen (Brand et al., 1986). In biomechanischen Analysen wird ein für jedes Segment örtliches Koordinatensystem, welches sich auf Knochenpunkte, wie zum Beispiel die Gelenkmitte, bezieht, bevorzugt (Hinrichs, 1985; van den Bogert und Sauren, 1989). Dadurch kann man die dreidimensionale Gelenkbewegung zwischen zwei Segmenten in jeder Phase der Bewegung bestimmen (Grood und Suntay, 1983). Die Längsachse sollte so gewählt werden, dass sie durch beide Gelenke des Segmentes, sowohl proximal als auch distal, geht (van den Bogert und Sauren, 1989). Wichtig ist, dass man gut tastbare Knochenpunkte mitvermisst, um die am toten Tier erhobenen Daten auf lebende Tiere übertragen zu können.

Mit jeder Bewegung des Tieres findet eine Verschiebung der Segmente zueinander statt. Dadurch verändert sich der Winkel der verschiedenen Gelenke und somit auch die Hebelarme der einzelnen Muskeln (Brand et al., 1982).

Die dreidimensionale Bewegung der Schultergegend ist sehr komplex. In der Humanmedizin wird daher in einer großen Anzahl von Studien die Veränderung der Aktionslinien der Schultergürtelmuskulatur bei einer Stellungsänderung der Gliedmaße zum Rumpf erforscht (Breteler et al., 1999; Johnson et al., 1996; Veeger, 2002). Messungen der Ursprünge und Ansätze der Muskeln sind bis jetzt ausschließlich am Menschen durchgeführt worden. Für die Vordergliedmaße beim Hund liegen noch keine Daten vor. Die Muskeln der Hintergliedmaße wurden schon dreidimensional vermessen (Shahar und Milgram, 2001).

6.5. Finite Elemente Modell

Bei den oben beschriebenen Modellen muss das Kräftesystem mit seinen unterschiedlichen Strukturen (Muskeln, Sehnen, Bänder) stets im statischen Gleichgewicht stehen. Die mathematischen Gleichungen, die diese Berechnungen anstreben, führen zu unbestimmten Problemen mit vielen möglichen Lösungen, da die Anzahl der nicht bestimmbarer Parameter die Anzahl der Gleichungen, die diese Kräfte beschreiben, übersteigt (Kaufman et al., 1991). Um dennoch zu einer befriedigenden Lösung zu kommen, gibt es verschiedene Lösungsansätze, die in einer Vereinfachung bestehen.

Es werden entweder die Kräfte der Muskeln, die Arbeit der Muskeln (Produkt aus Kraft und Verlängerung der Muskeln) oder die Gelenkmomente minimiert (An et al., 1984; Crowninshield und Brand, 1981; Gracovetsky und Farfan, 1977; Seireg und Arvikar, 1973). Gleichzeitig versucht man das System zu optimieren, so dass die ökonomischste Antwort im Bezug auf den totalen Muskelaufwand entsteht (Hardt, 1978; Patriarco et al., 1981; Penrod et al., 1974). Dabei gehen Kaufman et al. (1991) davon aus, dass das Nervensystem die Muskelkontraktionen so kontrolliert, dass für den Körper eine ökonomische Situation entsteht und so z. B. der Energieaufwand möglichst gering gehalten wird. Raikova (1999) berücksichtigt in seinem Modell als einziger die antagonistischen Muskelkontraktionen.

Eine weitere Möglichkeit besteht darin, die biomechanischen Modelle mit elektromyographischen Daten zu kombinieren, wie bereits im Kapitel 4.2 erläutert.

6.6. Ganganalyse

Mit der Analyse der Fortbewegung bei Mensch und Tier wurde sich schon oft beschäftigt. Hierbei wurde dem aufrechten Gang des Menschen die größte Aufmerksamkeit zuteil. Die Lokomotion der vierfüßigen Tiere unterscheidet sich jedoch erheblich davon. Bei den Tieren arbeiten bei der Vorwärtsbewegung alle Gliedmaßen zusammen (Schamhardt, 1998). Hottinger et al. (1996) haben Ganganalysen bei großen Hunden durchgeführt. Allgemein wird die Fortbewegung des Hundes, in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit, in Schritt, Trab und Galopp unterteilt (Pandy et al., 1988).

Die Ganganalyse kann man biomechanisch unter dem Gesichtspunkt der Kinematik (Bewegung der Körperteile) (Hottinger et al., 1996) oder der Kinetik (Bewegung und Kraft) sehen (Cochran, 1988). Durch die Analyse des Ganges kann man sowohl

Lahmheiten als auch Therapieerfolge bewerten. Für das Erstellen von Inversen Dynamik Modellen ist die Ganganalyse ein wichtiger Bestandteil. Die Linear- und die Winkelbeschleunigung der einzelnen Segmente wird aus den Bewegungen während des Ganges berechnet (Meershoek und van den Bogert, 2001).

Bei der Ganganalyse wird generell zwischen einer Standphase und einer Schwungphase unterschieden. Der Gangzyklus des Menschen wird nochmals in acht verschiedene Gangabschnitte unterteilt (Cochran, 1988; Vaughan et al., 1999). Ein Schritt besteht vom Abheben der Pfote einer Gliedmaße bis zum nächsten Heben derselben Pfote. Die Strecke, welche dabei zurückgelegt wird, wird als Schrittlänge bezeichnet (Seiferle und Frewein, 1992). Je schneller die Gangart desto größer wird die Schrittlänge (Pandy et al., 1988). Die Vorwärtsbewegung besteht in einer rhythmischen Verschiebung des Schwerpunktes nach vorne. In der Standphase schieben die Beckengliedmaßen den Schwerpunkt und somit den Körper von hinten nach vorne und übertragen eine zusätzliche Last auf die Schultergliedmaßen (Seiferle und Frewein, 1992). Die Schwierigkeiten der Ganganalyse bestehen darin, dass die einzelnen Bewegungsphasen der vier Gliedmaßen zeitlich mehr oder weniger gegeneinander verschoben sind und dass die Bewegungen mit sehr unterschiedlichem Kraftaufwand, in verschiedener Schnelligkeit und unter verschiedenartigem Zusammenspiel erfolgen können (Hottinger et al., 1996; Seiferle und Frewein, 1992). Durch den Einsatz von Computern kann man den Ablauf des Ganges objektiv bewerten (Hottinger et al., 1996).

Mit der Analyse des Ganges beim Pferd haben sich schon mehrere Autoren vor allem in Hinblick auf die Bewegung und der wirkenden Kräfte bei verschiedenen Gangarten auseinandergesetzt (Maierl et al., 2001; Meershoek und van den Bogert, 2001; Schamhardt, 1998; van den Bogert, 1989). Dabei hat van den Bogert (1989) das Pferd in 20 Segmente aufgeteilt und ein starres Körpermodell angewandt. Um die Lokomotion des Pferdes zu simulieren wurden beide Methoden, die Inverse Dynamik und die Forward Dynamik Analyse, kombiniert angewendet.

Modelle, die alle einzelnen Muskeln berücksichtigen, auf den Bewegungsablauf des kompletten Körpers anzuwenden ist aufgrund der Komplexität und der großen Anzahl an einzelnen Muskeln praktisch unmöglich (van den Bogert, 1989). Viele Forscher beschränken sich deshalb nur auf ein Gelenk oder einen Teil des Körpers. Für den Hund sind bisher lediglich ein Modell für die Hüfte (Arnoczky und Torzilli, 1981) und eins für die Hintergliedmaße bekannt (Shahar und Banks-Sills, 2002).

C Material und Methoden

1. Grundlagen für die Forward Dynamik Analyse

1.1. Material

Zur Untersuchung wurden mit einer Ausnahme (Hund 4) Deutsche Schäferhunde (DSH) herangezogen, da diese Rasse als „Standardhund“ (Lott et al., 1990; Rauscher, 1986; Unkel-Mohrmann, 1999) gilt. Alle Hunde waren aufgrund tierärztlicher Indikation euthanasiert worden.

Tab. 1 Übersicht der untersuchten Hunde zur Forward Dynamik Analyse.

Nr.	Gewicht [kg]	Stockmaß [cm]	Geschlecht	Alter [a]	Lagerung [°C]	Tötungsgrund
1	27,5	65	m	>8	bei -18°	unbekannt
2	38,0	70	m	>8	bei -18°	akuter Bandscheibenvorfall
3	46,5	72	m	11	/*	Arthrose im Hüftgelenk
4	28,5	67	m	1,5	/*	Aggressivität
5	38,5	68	m	7	/*	akuter Bandscheibenvorfall
6	38,5	68	m	ca. 5	bei -18°	unbekannt

*/: Wurde innerhalb der ersten 24h nach der Euthanasie einer Untersuchung zugeführt

Hund 4 war ein Schäferhund Mischling, der von seiner Größe und seinem Körperbau sehr dem DSH glich und deshalb in die Untersuchung mit einbezogen wurde. Eine Übersicht der Hunde ist in Tab. 1 zu sehen. Das Stockmaß (dorsaler Rand der Skapula bis Mitte der palmaren Fläche der Pfote) der Tiere wurde im Liegen mit einem Maßband ermittelt, wobei die Stellung der Vordergliedmaße wie bei einem stehenden Hund nachgeahmt wurde (Schultergelenk gebeugt, Ellbogengelenk und Karpalgelenk gestreckt). Die Geschlechtsverteilung, das Alter der Tiere sowie Größe und Gewicht unterlagen dem Zufallsprinzip. Es wurden nur Hunde herangezogen, die an den Vordergliedmaßen keine Auffälligkeiten zeigten.

Zur Lagerung war ein Teil der Hunde zunächst bei -18°C tiefgefroren und dabei zum Schutz vor Austrocknung in Säcke verpackt. Der Auftauprozess erstreckte sich bei diesen Präparaten über eine Woche bei 7°C, wobei sie hierfür in Plastik verpackt blieben. Die anderen Hunde wurden innerhalb der ersten 24 Stunden nach dem Einschlafen seziert.

1.2. Methode

1.2.1 Methode zur Bestimmung des physiologischen Querschnitts und des Muskelindex

Den Hunden 1 bis 5 wurde zunächst die Haut am Hals, Thorax und der linken Vordergliedmaße präpariert. Die Muskeln der Vordergliedmaße, einschließlich der Schultergürtelmuskulatur, wurden Schicht für Schicht vorsichtig von Fett und Bindegewebe gesäubert und von den Knochen des Tierkörpers gelöst. Alle präparierten Muskeln sind in Tab. 4 und Tab. 5 aufgeführt. Wegen der flächenhaften Ausgestaltung vieler Muskeln des Schultergürtels wurden diese weiter unterteilt, um dadurch ihre Aktionslinie besser bestimmen zu können (Breteler et al., 1999; van der Helm und Veenbaas, 1991). In Abb. 8 sind die Trennlinien beim M. trapezius grün (1 bis 3 Pars thoracica (cran.), (med.) und (caud.)), 4 bis 6 Pars cervicalis (cran.), (med.) und (caud.)) und beim M. latissimus dorsi rot (1 Rippe, 2 Faszie (caud.), 3 Faszie (cran.), 4 WS (caud.), 5 WS (cran.)) dargestellt.

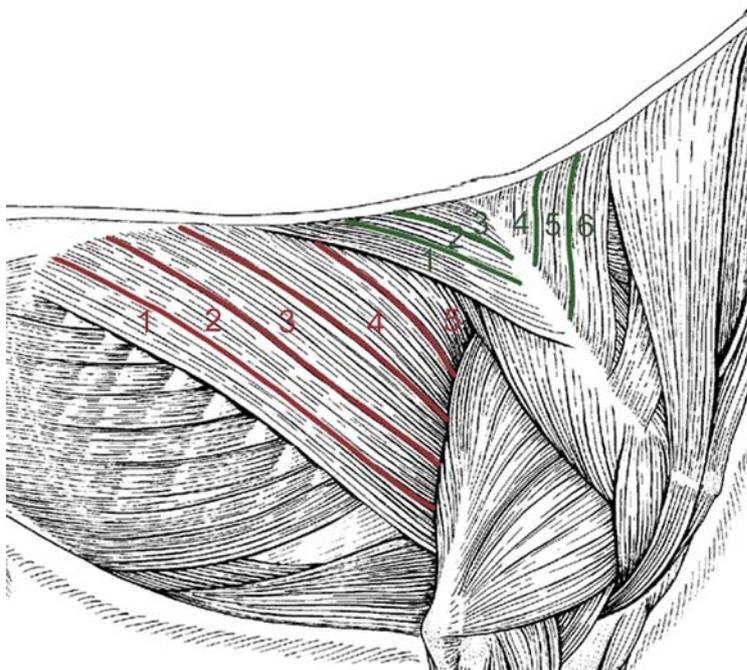


Abb. 8 Aufteilung des M. latissimus dorsi (rot) und des M. trapezius (grün) (aus König und Liebich, 2001, bearbeitet).

Unmittelbar nach ihrer Isolierung wurden die einzelnen Muskeln auf einer digitalen Waage (Genauigkeit $\pm 0,01g$) gewogen und ihre Länge mit einem Maßband (Genauigkeit $\pm 0,1cm$) als Abstand zwischen der Ursprungs- und der Endsehne (siehe Abb. 9) gemessen (Johnson et al., 1996; Veeger et al., 1997).

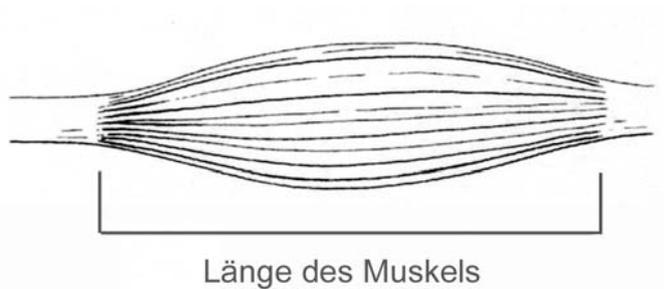


Abb. 9 Definition der Muszellänge, (aus König und Liebich, 2001, bearbeitet).

Um eine spätere Identifikation sicher zu stellen, wurden alle Muskeln mit Plastikmarken gekennzeichnet. Vor der anschließenden mehrtägigen Formalinfixierung (10%iges Formalin) wurden die Präparate auf einer Styroporplatte mit Stecknadeln an allen Enden befestigt. Dadurch konnte einer drohenden Schrumpfung vorgebeugt werden. Nach der Fixierung konnten die Platten entfernt werden. Die Muskeln wurden danach für 36 bis 48 Stunden mit 0,4 molarem Phosphatpuffer gespült und zur Auflösung restlicher bindegewebiger Strukturen in 20%ige Schwefelsäure gelegt. Je nach Muskel dauerte dieser Prozess vier bis sieben Tage.



Abb. 10 Muskelfaserlängenmessung am Beispiel des M. triceps brachii, caput longum. Es wurde ein Bündel von Muskelfasern herausgetrennt und die Länge bestimmt.

Zur gefahrlosen Bearbeitung der Muskeln wurde die Säure wieder mit Phosphatpuffer ausgespült (Sacks und Roy, 1982; Shahar und Milgram, 2001). Von jedem Muskel wurden dann sehr vorsichtig wenige Muskelfasern abgetrennt und mit einem Maßband (Genauigkeit 0,05 cm) gemessen (Abb. 11). Um einen repräsentativen Durchschnitt zu erhalten wurden mehrere Messungen in verschiedenen Regionen des Muskels durchgeführt und daraus der Mittelwert errechnet.



Abb. 11 Bestimmung des Fiederungswinkels: der Winkel wird aus der Aktionslinie des Muskels und dem Faserverlauf gebildet.

Für die Messung des Fiederungswinkels wurden die Muskeln auf einer ebenen Unterlage glatt ausgelegt und digital fotografiert. Anhand dieser Fotografien wurde der Fiederungswinkel der Muskeln mit Hilfe des Softwareprogramms Scion Image, Release Beta 4.0.2., graphisch ausgewertet (Abb. 11). Es wurden mehrere Messungen an verschiedenen Teilen des Muskels gemacht und daraus der mittlere Fiederungswinkel berechnet.

Der physiologische Querschnitt (PQ) eines Muskels wurde dann mit der Formel

$$PQ = \frac{M * \cos \alpha}{l * \rho} \quad \text{(Gleichung. 1)}$$

PQ: physiologischer Querschnitt / [cm²]

M: Masse des Muskels / [g]

α : mittlerer Fiederungswinkel / [°]

l: Mittelwert der Faserlängen des Muskels / [cm]

ρ : Dichte des Muskelgewebes / [g/cm³]

berechnet (Brand et al., 1982; Funkunaga et al., 1992; Heinze et al., 1972; Sacks und Roy, 1982). Als Muskeldichte wurde der Wert 1,059 g/cm⁻³ (Mendez und Keys, 1960) hergenommen.

Der Architektur-Index gibt das Verhältnis von Faserlänge zu Muskellänge an und wird mit der Formel

$$AL = \frac{l}{L} \quad \text{(Gleichung 2)}$$

AI: Architektonischer Index

l: Länge der Muskelfasern / [cm]

L: Gesamtlänge des Muskels / [cm]

berechnet (Shahar und Milgram, 2001).

1.2.2 Unterteilung der Schultergürtelmuskulatur

Die Muskeln des Schultergürtels sind größtenteils flächenhafte Muskeln, die durch einen breiten, teilweise aponeurotischen Ursprung gekennzeichnet sind. Die genauen Linien der wirkenden Krafrichtungen, die für die späteren Berechnungen der Gelenkkräfte von großer Bedeutung sind, lassen sich in diesen „breiten“ Muskeln schwer bestimmen. Abhängig vom Ursprungspunkt kommt es zu erheblichen Veränderungen in den errechneten Kräften. Um die Krafrichtung genauer auszumachen, werden diese Muskeln nochmals geteilt (Breteler et al., 1999; Dostal und Andrews, 1981; van der Helm und Veenbaas, 1991). In Tab. 2 sind die einzelnen Aufteilungen der Muskeln aufgezeigt.

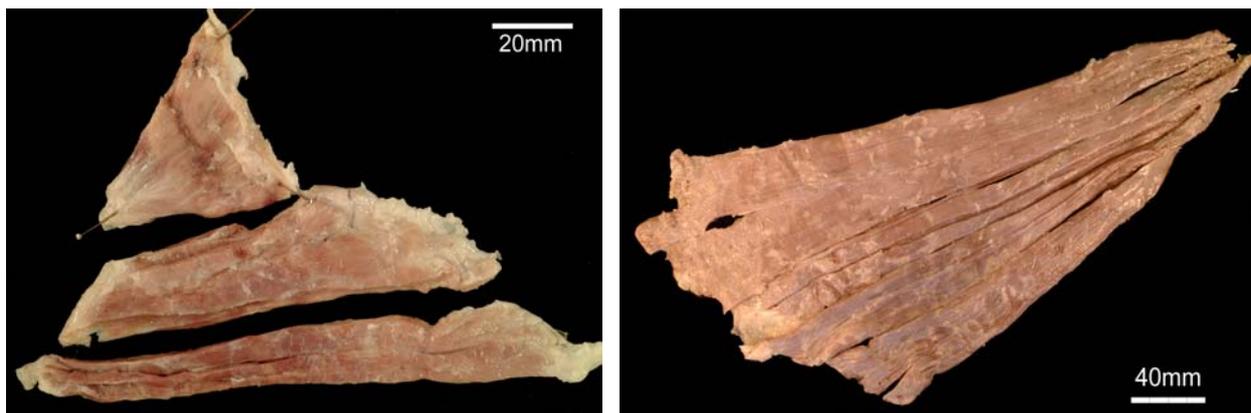


Abb. 12 Teilung des M. trapezius thoracis und des M. latissimus dorsi.

Der M. cleidocervicalis, M. cleidobrachialis, M. cleidomastoideus, M. omotransversarius und die Mm. pectorales superficialis descendens und transversus wurden ungeteilt untersucht.

Tab. 2 Übersicht über die Trennung der „breiten“ Schultergürtelmuskeln

Muskel	Anteile	Aufteilung nach Ursprung
M. trapezius		
Pars cervicalis	Pars cerv. (cran.)	am Lig. nuchae, Trennung in drei gleich große Teile
	Pars cerv. (med.)	
	Pars cerv. (caud.)	
Pars thoracica	Pars thor. (cran.)	am Proc. spinosus der 3. und 4. Brustwirbel
	Pars thor. (med.)	am Proc. spinosus der 5. und 6. Brustwirbel
	Pars thor. (caud.)	am Proc. spinosus der 7. und 8. Brustwirbel
M. latissimus dorsi	WS (cran.)	am Proc. spinosus der 5. und 6. Brustwirbel
	WS (caud.)	am Proc. spinosus der 7. und 8. Brustwirbel
	Faszie (cran.)	am Proc. spinosus der 1. und 2. Lendenwirbel
	Faszie (caud.)	am Proc. spinosus der 3. und 4. Lendenwirbel
	Rippe	individuell verschieden an der letzten oder den letzten beiden Rippen
M. pectoralis profundus	M. pectoralis prof. (cran.)	an Sternebrae 2 und 3
	M. pectoralis prof. (med.)	an Sternebrae 4 und 5
	M. pectoralis prof. (caud.)	an Sternebrae 6 und 7
M. rhomboideus		
Pars capitis		Christa nuchae
Pars cervicis	Pars cerv. (cran.)	Lig. nuchae, Trennung in der Mitte
	Pars cerv. (caud.)	
Pars thoracis	Pars thor. (cran.)	am Proc. spinosus 4
	Pars thor. (med.)	am Proc. spinosus 5
	Pars thor. (caud.)	am Proc. spinosus 6
M. serratus ventralis		
Pars cervicis	Pars cerv. (cran.)	am Proc. trans. des 3.,4. und 5. Halswirbel
	Pars cerv. (caud.)	am Proc. trans. des 6. und 7. Halswirbel
Pars thoracis	Pars thor. (cran.)	an 1. und 2. Rippe
	Pars thor. (med. 1)	an 3. und 4. Rippe
	Pars thor. (med. 2)	an 5. und 6. Rippe
	Pars thor. (caud.)	an 7. und 8. Rippe

Bei der Teilung der „breiten“ Muskeln wurden soweit möglich die darunter liegenden knöchernen Strukturen berücksichtigt. Beim M. trapezius, Pars cervicalis und beim M. rhomboideus, Pars cervicis waren Knochen nur sehr schlecht zu palpieren, deshalb wurden die Muskeln in gleich große Portionen getrennt. Die Separierung der einzelnen Anteile der Muskeln folgte nach dem Faserverlauf.

1.2.3 Erstellen der dreidimensionalen Koordinaten

Für spätere Berechnungen der Muskelkräfte werden die dreidimensionalen Koordinaten der Ansätze und Ursprünge der Muskeln bzw. der einzelnen Muskelanteile am Knochen benötigt. Untersuchungsobjekt war ein Deutscher Schäferhund (Nr.6 aus Tab. 1). Nach dem Auftauen wurde die Haut entfernt (s. a. Kap.1.2.1). Bei diesem Präparat wurden alle Mittelpunkte der Ursprungs- und Ansatzpunkte mittels einer kleinen Bohrmaschine und einem LötKolben am Knochen gekennzeichnet. Die genaue Zuordnung der gekennzeichneten Punkte wurde mit Hilfe anatomischer Lehrbücher durchgeführt (Hermanson und Evans, 1993; Liebich et al., 2001; Seiferle und Frewein, 1992).

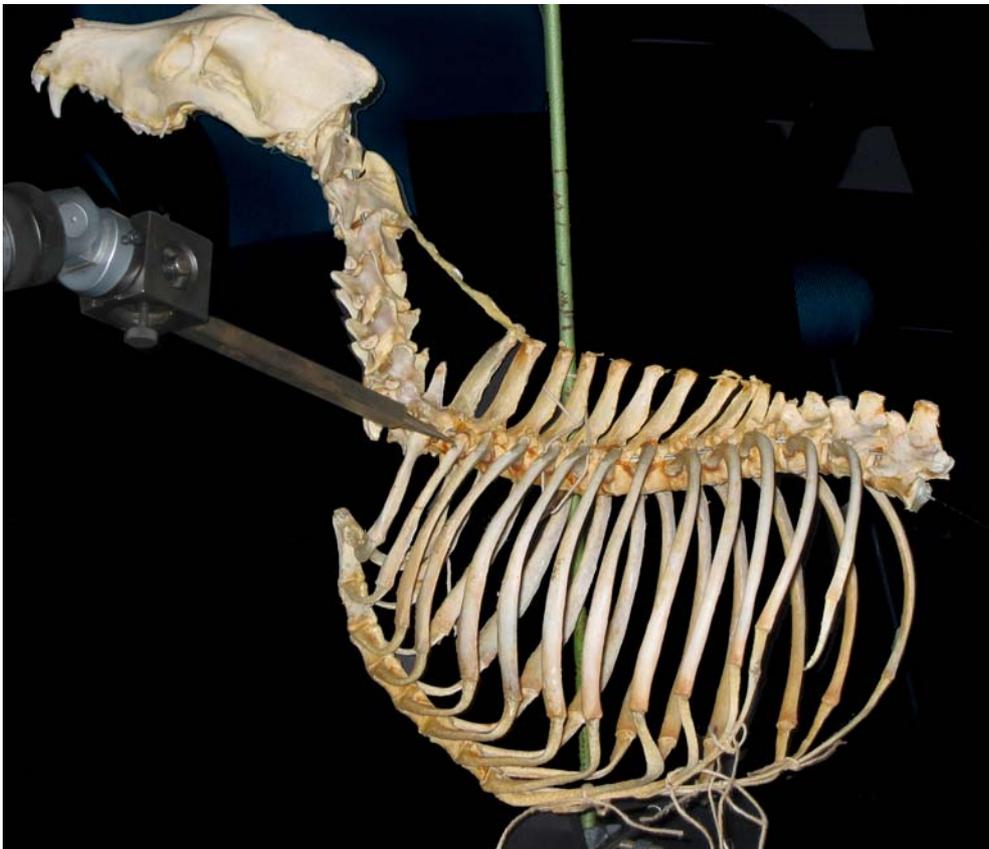


Abb. 13 Thorax mit Nackenband beim Vermessen der 3D Koordinaten.

Die Muskeln wurden bei dieser Präparation zum Teil so stark beschädigt, dass der Hund nicht für weitere Muskelanalysen herangezogen werden konnte. Nachdem alle Muskelansätze markiert waren, wurden die Knochen der Vordergliedmaße bei 80°C drei Tage lang erhitzt um restliche organische Bestandteile abzulösen. Der gesamte Thorax mit Schädel wurde zusammenhängend belassen und das restliche Muskelgewebe wurde von Speckkäfern (*Dermenestes spec.*) abgefressen. Durch diese schonendere Behandlung wurden die Bänder, besonders das Lig. nuchae und die Knorpelteile erhalten. Damit durch die Austrocknung der Bänder und Knorpelanteile der Thorax nicht zusammengezogen wurde, diente ein Holzgerüst zur Stabilisierung. Anschließend wurden alle Skeletteile vier Wochen in Benzin entfettet und zwei Tage mit Wasserstoffperoxid gebleicht. Radius, Ulna, Karpal-, Metakarpalknochen und Phalangen wurden als starre Einheit zusammengefügt und bildeten so das distale Gliedmaßensegment. Bei den Winkeln der Gelenke wurde sich an einem stehenden Deutschen Schäferhundes orientiert (Lott et al., 1990).

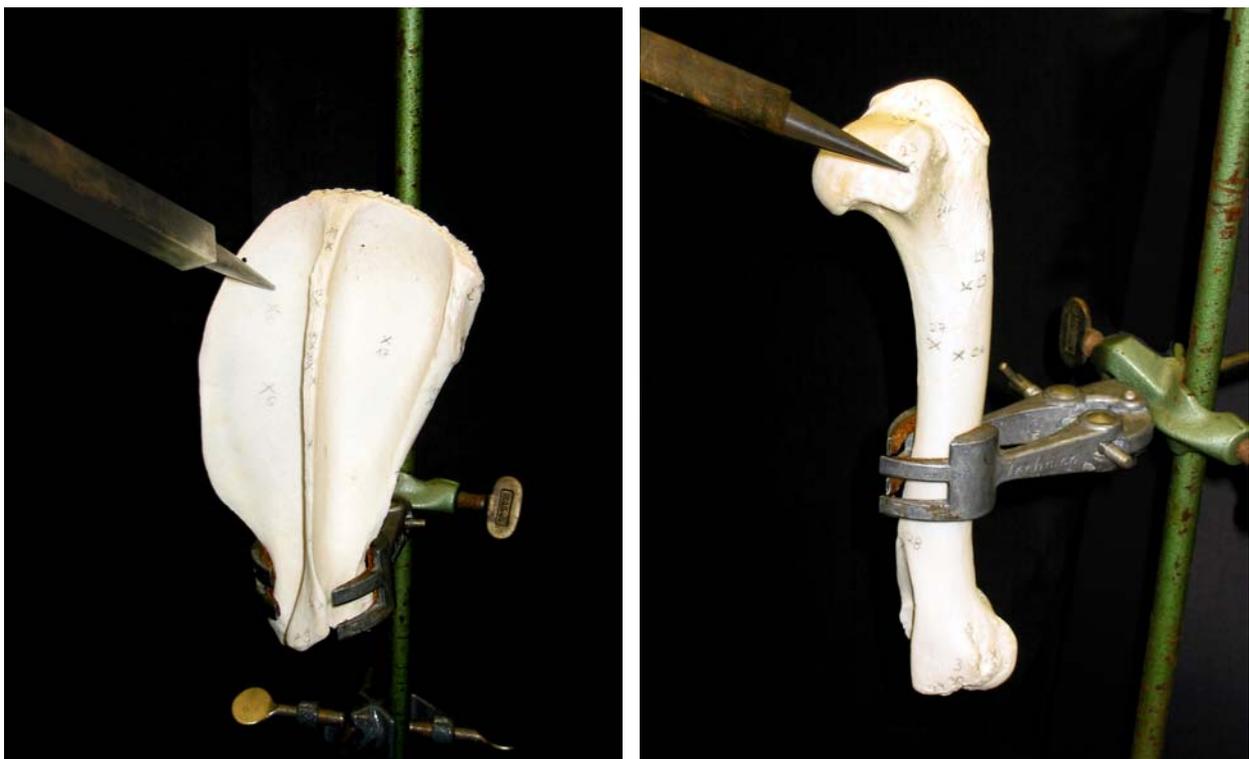


Abb. 14 Messung der Knochenpunkte an Skapula und Humerus.

Humerus und Skapula blieben als einzelne Knochen. Mit Hilfe der anatomischen Lehrbücher wurden die markierten Punkte den einzelnen Muskelansatzpunkten wieder zugeordnet und mit einem Bleistift am Knochen fortlaufend nummeriert. Einige

zusätzliche gut tastbare Knochenpunkte wurden mitgemessen. Die dreidimensionalen Koordinaten wurden an der Technischen Universität München, Fakultät Maschinenbau, Lehrstuhl für Ergonomie, mit einer 3D-Messmaschine (Mora Fabrik für Messgeräte, H. Freund GmbH, Aschaffenburg; Typ 0112) gemessen. Die Genauigkeit beträgt $\pm 0,1\text{mm}$.

Jedes Segment hat ein eigenes lokales orthogonales Koordinatensystem. Die Achsen der einzelnen Koordinatensysteme gehen durch tastbare Knochenpunkte, so dass es maßstabsgetreu auf andere Hunde, insbesondere auf lebende Hunde, übertragen werden kann (Lew und Lewis, 1977; Lewis et al., 1980). Die Nullpunkte der Koordinatensysteme sind immer in der Rotationsmitte der jeweiligen Gelenke. Aus technischen Gründen war es nicht möglich die x-, y- und z-Achsen bereits bei der Messung festzulegen. Die mit der 3D Messmaschine erhobenen Daten mussten mit Hilfe einer Matrix transformiert werden.

Die Achsen der einzelnen lokalen Koordinatensysteme sind in Abb. 15 und Abb. 16 eingezeichnet.

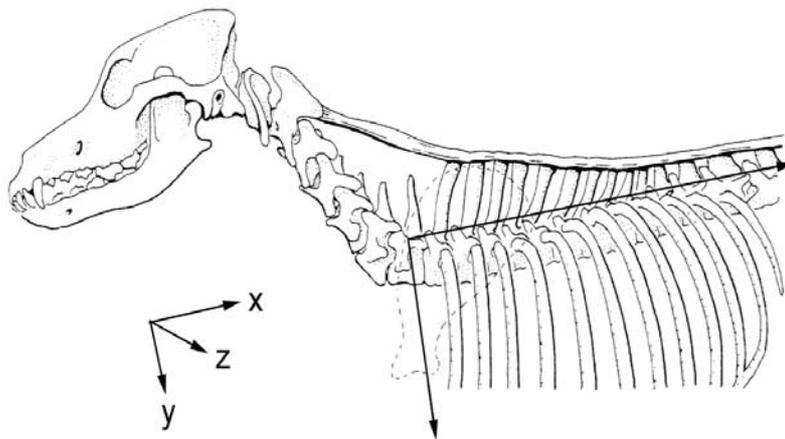


Abb. 15 lokales Koordinatensystem des Thorax-Segmentes:

x-Achse entlang der Wirbelsäule;

y-Achse senkrecht auf das Manubrium sterni;

z-Achse entlang der Querfortsätze.

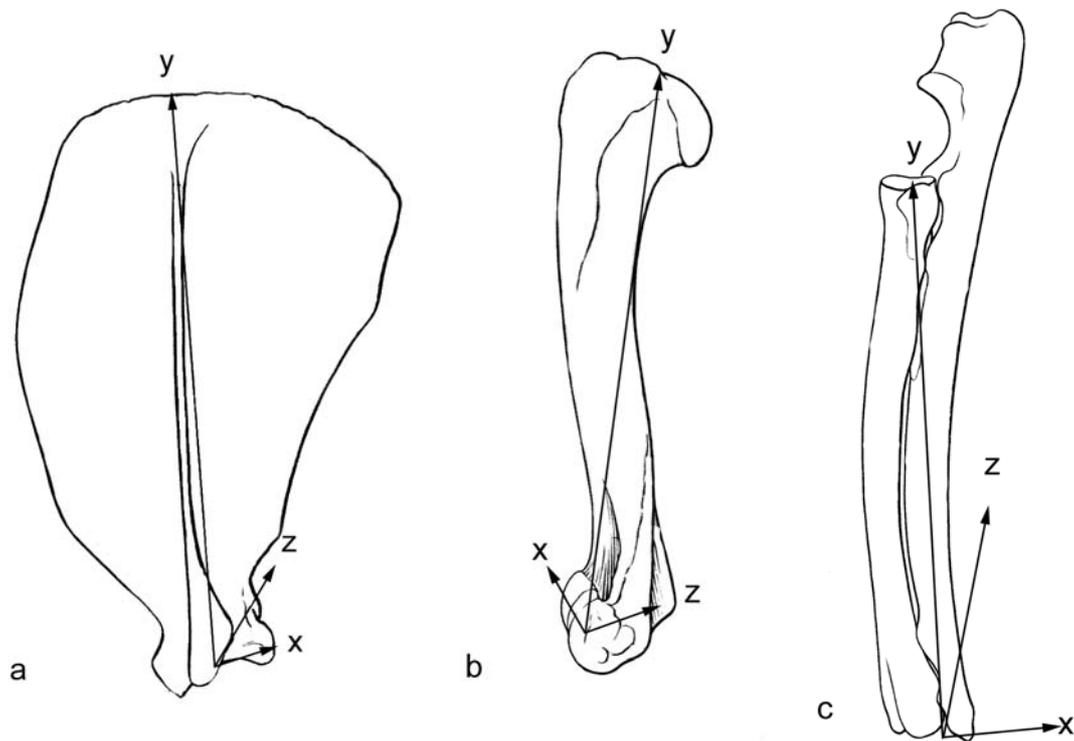


Abb. 16 Lokale Koordinatensysteme von Skapula (a), Humerus (b) Radius und Ulna (c).

Die y-Achse der Skapula geht von der Gelenkmitte bis zur Verlängerung der Spina scapulae, die x-Achse durch das Tuberculum infraglenoidale, die z-Achse steht senkrecht zu den anderen beiden Achsen. Beim Humerus geht die x-Achse durch die beiden Epikondylen, die y-Achse durch die Gelenkmitte des Humeruskopfes und z-Achse ergibt sich wieder von selbst. Bei Radius und Ulna geht die x-Achse durch den Proc. styloideus ulnae, die y-Achse bis zur Mitte der Gelenkfläche des Radiuskopfes und z-Achse ergibt sich aus den anderen beiden.

2. Inverse Dynamik

2.1. Material

Auch die zur Inversen Dynamik verwendeten Hunde waren alle reinrassige Deutsche Schäferhunde mit Abstammungspapieren, um so die beiden Methoden miteinander vergleichen zu können. Alle Hunde waren lahmungsfrei. Sie sind im Rahmen der Zucht auf Hüftgelenksdysplasie geröntgt wurden und waren ohne Befund. Weitere Daten kann man aus Tab. 3 ersehen.

Tab. 3 Hunde für die Ganganalyse

Nr.	Geschlecht	Gewicht [kg]	Stockmaß [cm]	Alter [Jahre]	Nutzung
1J*	weiblich	35,5	63,0	4	privat / Begleithund
2J	weiblich	38,0	59,0	5	privat / Begleithund
3J	männlich	38,5	64,0	3	privat / Begleithund
4J	männlich	34,4	60,0	2,5	Polizei / Schutzhund
5J	männlich	43,4	61,0	8	Polizei / Schutzhund
6J	männlich	33,7	63,0	10	privat / Begleithund

J*: Jena (Ganganalyse in Jena)

Die für die Analyse benötigten kinematischen Daten wurden an Hund 1J bis 4J ermittelt. Hund 5J konnte wegen einer schmerzhaften Spondylose nur bedingt am Versuch teilnehmen. Die Daten von Nr. 5 wurden deshalb auch nicht zur Berechnung der Inversen Dynamik verwendet.

Um das aktuelle Gewicht der Hunde in Tab. 3 zu bekommen, wurde am selben Tag unmittelbar vor der Ganganalyse gewogen. Das aktuelle Gewicht wird für die Inverse Dynamik Berechnungen benötigt.

Anhand von Hund 6J wurde röntgenologisch die Hautverschiebung der Marker verglichen.

Einige Trägheitsparameter wurden an einem toten Deutschen Schäferhund (Hund 7: 24,2kg; 60,7cm groß; über 8 Jahre alt) bestimmt.

2.2. Methode

2.2.1 Kinematik und Dynamik

Die Bewegungs- und Kraftmessungen erfolgten im Bewegungslabor des Institutes für Spezielle Zoologie der Friedrich-Schiller-Universität Jena mit den Hunden J1-J4.

Die Gelenke der zu untersuchenden Tiere wurden mit Oberflächenmarkern gekennzeichnet. Die Marker bestehen aus reflektierenden Kunststoffkugeln die mit doppel-seitigen Klebestreifen über gut tastbaren, gelenknahen Knochenpunkten auf die Haut geklebt wurden. Hierfür wurde vor allem an den körperstammnahen Positionen das Fell geschoren, so dass die Marker direkt auf die Haut der Tiere geklebt werden konnten (Abb. 17).



Abb. 17 Aufkleben der Marker an stamm-nahen Knochenpunkten nach Scheren des Felles.

Bei den distalen Gelenken der Gliedmaßen war dies nicht nötig, da dort das Fell ohnehin sehr kurz ist. Beim Aufkleben der Marker wurde darauf geachtet, dass die Tiere gerade standen und alle vier Gliedmaßen gleichmäßig belasteten, um falsche Markerpositionen auszuschließen. Die Lage aller Marker ist aus Abb. 18 zu sehen.

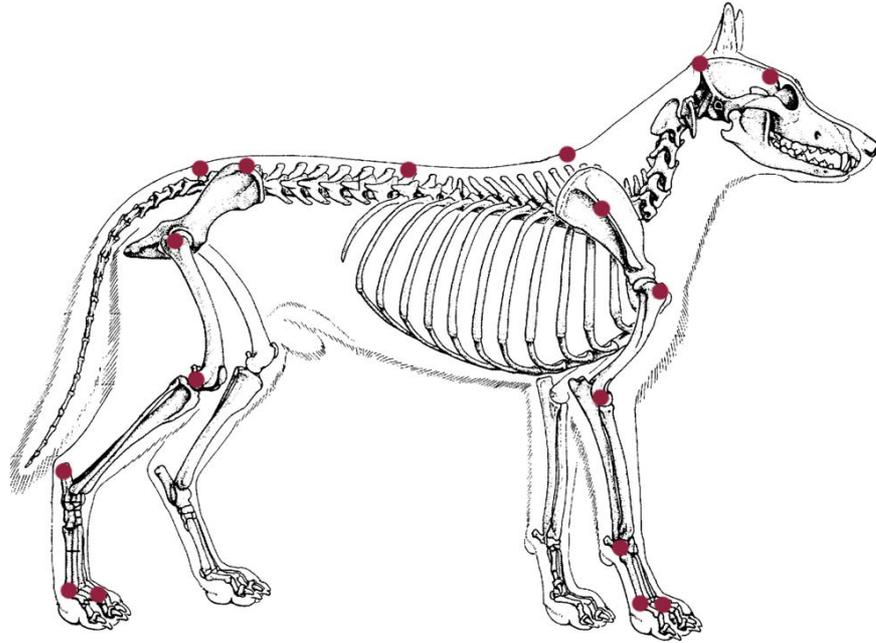


Abb. 18 Markerpositionen schematisch, Ansicht von rechts.

Über dem Auge, Protuberantia occipitalis externa, zwischen den Schulterblättern, Spina scapulae, Tuberculum majus humeri, Epicondylus lat. humeri, Karpalgelenk, Zehengrundgelenk und dorsal auf Zehen der Vorderpfote, letzter Brustwirbel, Spina iliaca dors. cran., Schwanzwurzel, Trochanter major, Condylus lat. femoris, Tuber calcanei, Zehengrundgelenk und Zehen der Hinterpfote.



Abb. 19 Markerpositionen am Hund, Ansicht von rechts.

Die Hunde wurden von den Haltern an der Leine über eine Laufbahn geführt. In der Mitte der Laufbahn waren im Boden zwei Kistler[®] Kraftmessplatten eingelassen. Die Bewegungen der Reflexmarker wurden mit sechs Kameras eines Highspeed-Analysesystem (Fa. Qualisys[®], 240 Hz) aufgenommen. Alle sechs Kameras standen auf einer Seite der Laufbahn und waren so angeordnet, dass alle Marker einer Seite des Tieres während des gesamten Durchganges erfasst werden konnten. Dies ist notwendig um eine lückenlose Aufzeichnung der Bewegung der Marker zu erlangen, da in der Bewegung immer wieder einzelne Marker verdeckt werden. Der Versuchsaufbau ist in Abb. 20 erkennbar.

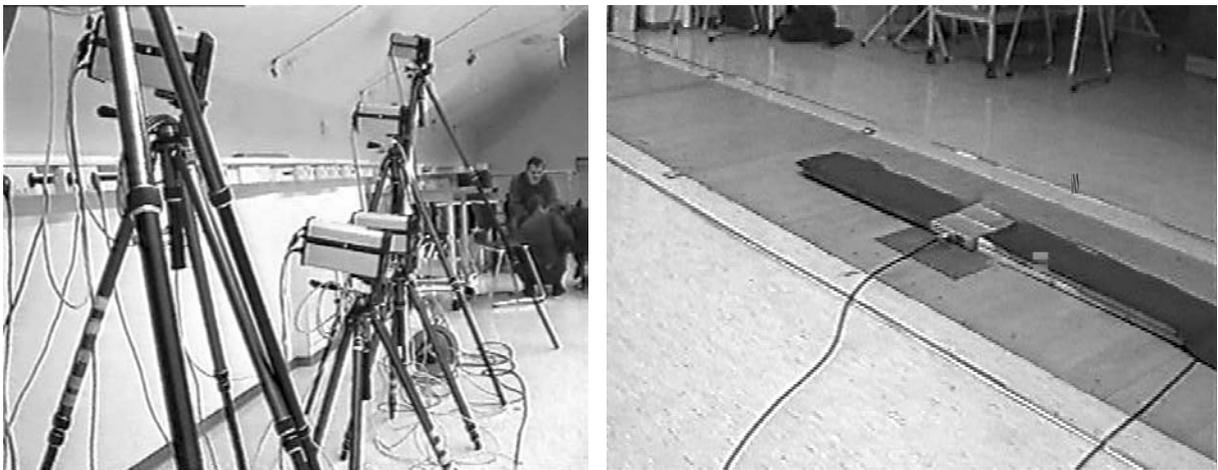


Abb. 20 Versuchsaufbau: a Kameraanordnung, b Laufbahn aus Kamerasicht.

Während eines Durchganges sollten die Tiere mit mindestens einer Pfote ganz auf eine der beiden Kraftmessplatten treten, so dass für einzelne Schritte synchron die Beinbewegungen und die von außen auf die Beine wirkenden Kräfte (Bodenreaktionskräfte) gemessen werden konnten.

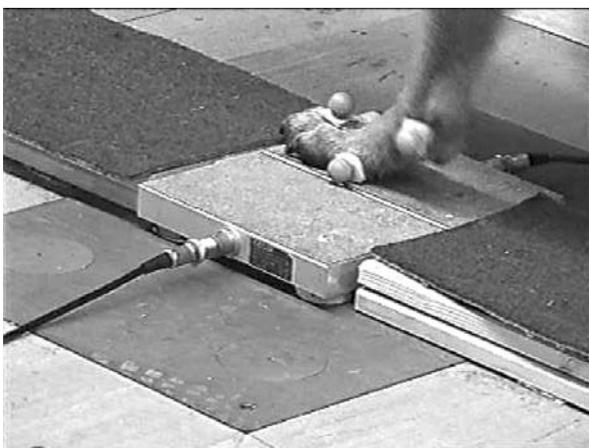


Abb. 21 Richtiges Auftreten auf die Kraftmessplatte.

Pro Tier wurden ca. 60 Durchgänge gelaufen. Ein Durchgang bestand aus einmal hin und zurück, so dass jede Seite des Tieres analysiert werden konnte. Es waren so viele Versuche pro Hund erforderlich, da die Wahrscheinlichkeit, dass die Hunde die Kraftmessplatte ganz trafen nicht sehr hoch war und die Halter die Hunde nicht auf die Platten führen durften. Zur Überprüfung, ob die Platten ganz mit einer Pfote belastet wurden, war auf die Bodenreaktionsplatten eine normale VHS Videokamera gerichtet (Abb. 21).

2.2.2 Morphometrie

Die Hunde wurden am Tag der Ganganalyse gewogen, um so das aktuelle Gewicht zu erhalten, welches später für die Berechnungen der Inversen Dynamik von Bedeutung ist. Es wurden bei allen Hunden das Stockmaß, die Länge (Abstände zwischen den einzelnen Markern) und die Umfänge der einzelnen Gliedmaßensegmente mit einem flexiblen Maßband (Genauigkeit $\pm 0,1\text{cm}$) gemessen. Auch hier wurde darauf geachtet, dass die Hunde gerade standen.



Abb. 22 Führen der Hunde über die Laufbahn.

2.2.3 Masse und Massenschwerpunkt der einzelnen Gliedmaßensegmente

Um die morphometrischen Daten genauer bestimmen zu können wurden an einem toten Deutschen Schäferhund die einzelnen Gliedmaßensegmente separiert und vermessen. Vorher wurde die Größe, das Alter und das Gewicht erhoben. Es wurden beide Seiten, rechts und links vermessen.

Segmente der Vordergliedmaße

Als erstes wurden die gesamten Schultergliedmaßen vom Tierkörper abgetrennt, indem durch die Schultergürtelmuskulatur geschnitten wurde. Dorsal wurde der Rand der Skapula getastet, um an diesem entlang den M. trapezius und den M. rhomboideus zu zerteilen (Abb. 23a). Der Schnitt wurde nach kaudal in einem Bogen zum Ellbogengelenk weitergeführt, so dass der M. latissimus dorsi ungefähr zu einem Drittel an der Gliedmaße verblieb. Es wurde so tief geschnitten, dass der M. serratus ventralis thoracis ebenfalls zerschnitten wurde. Ventral wurde der M. pectoralis profundus ebenfalls zu einem Drittel seiner Breite belassen, die Mm. pectorales superficiales wurden in der Mitte geteilt (Abb. 23b). Der M. cleidobrachialis wurde ganz an der Schulter belassen und im Klavikularstreifen abgetrennt, dieser Abstand vom Schulterblatt wurde bis nach dorsal einbehalten und so der M. omotransversarius und der Rest des M. serratus mit durchtrennt (Abb. 23).

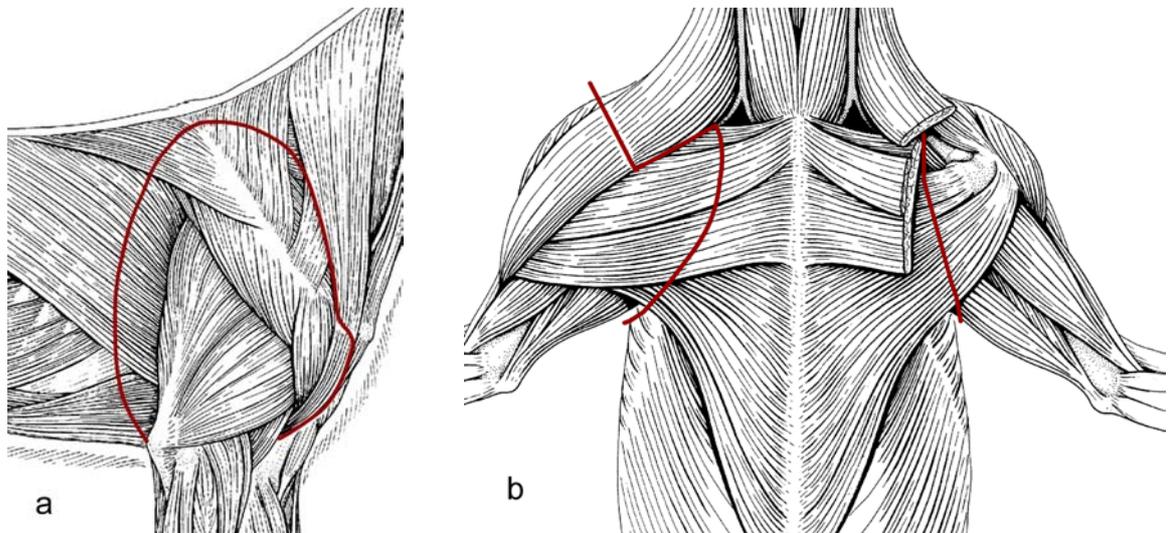


Abb. 23 Trennung der Schultergürtelmuskulatur, Ansicht der Vordergliedmaße a) von lateral und b) von ventral (in der rechten Hälfte wurden die oberflächlichen Muskeln entfernt um den M. pectoralis profundus zu sehen) (aus Liebich et al., 2001, bearbeitet).

Die gesamte Schultergliedmaße wurde in fünf Segmente untergliedert: Schulter-, Oberarm-, Unterarm-, Mittelfuß- und Zehensegment (Abb. 25). Es wurden durch Palpation die einzelnen Gelenkspalten aufgespürt und mit einem dicken Draht gekennzeichnet. Um die Segmente mit einer Bandsäge abzutrennen, wurde die gesamte Gliedmaße bei -18°C tiefgefroren. Dann wurde an den zuvor markierten Stellen ein gerader Schnitt gesägt. Beim Ellbogengelenk wurde so getrennt, dass das Olekranon der Ulna mit zum Oberarmsegment gerechnet wurde. Das Karpalgelenk wurde zwischen der antebrachialen und der metakarpalen Reihe im Vorderfußwurzel-Mittelgelenk (*Articulatio mediocarpea*) getrennt.

Segmente der Hintergliedmaße

Die Beckengliedmaße wurde im Hüftgelenk abgetrennt. Da hier keine Synsarkose besteht bereitet das Separieren der Hintergliedmaße weniger Probleme. Vom Femurkopf ausgehend wurde ein tiefer Schnitt einmal um das gesamte Bein gezogen. Im Zwischenschenkelspalt wurde zwischen der medialen Oberschenkelmuskulatur und den Bauchmuskeln nach dorsal das Bein abgesetzt (Abb. 24). Die Hintergliedmaße wurde dann in vier Segmente untergliedert: Oberschenkel-, Unterschenkel-, Mittelfuß- und Zehensegment (Abb. 25). Das Sprunggelenk wurde im oberen Hinterfußwurzel-Mittelgelenk zersägt, so dass der Kalkaneus mit zum Unterschenkelsegment gehört. Das Durchsägen der Gelenke wurde nach dem gleichen Prinzip wie bei der Schultergliedmaße bewerkstelligt.

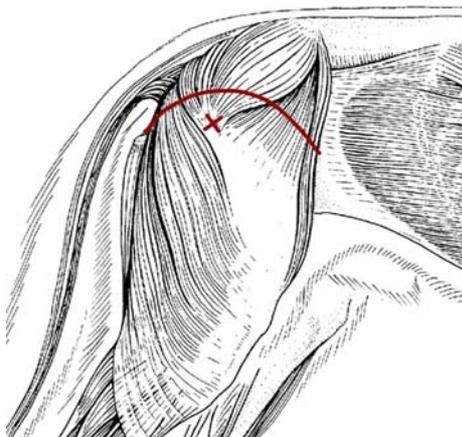


Abb. 24 Hintergliedmaße, Ansicht von lateral. Die Linie gibt den Schnitt zum Abtrennen der Beckengliedmaße an, das Kreuz kennzeichnet die Lage des Femurkopfes (aus Liebich et al., 2001, bearbeitet).

Messungen der einzelnen Segmente

Es wurde vor der Unterteilung der Segmente die gesamten Gliedmaßen gewogen. Bei den einzelnen Segmenten wurde jeweils das Gewicht, die Länge und der Durchmesser von der sagittalen als auch von der transversalen Ebene mit einer Schieblehre

gemessen. Um den Massenmittelpunkt in einer Ebene zu ermitteln, wurden die einzelnen Segmente mit ihrem distalen Ende zuerst von einer scharfkantigen Platte geschoben. Es wurde die Höhe am Segment gemessen, bei der das Segment gerade kippt. Dieser Versuch wurde mehrmals wiederholt, um genauere Ergebnisse zu bekommen. Alle Messungen wurden an den gefrorenen Segmenten durchgeführt.

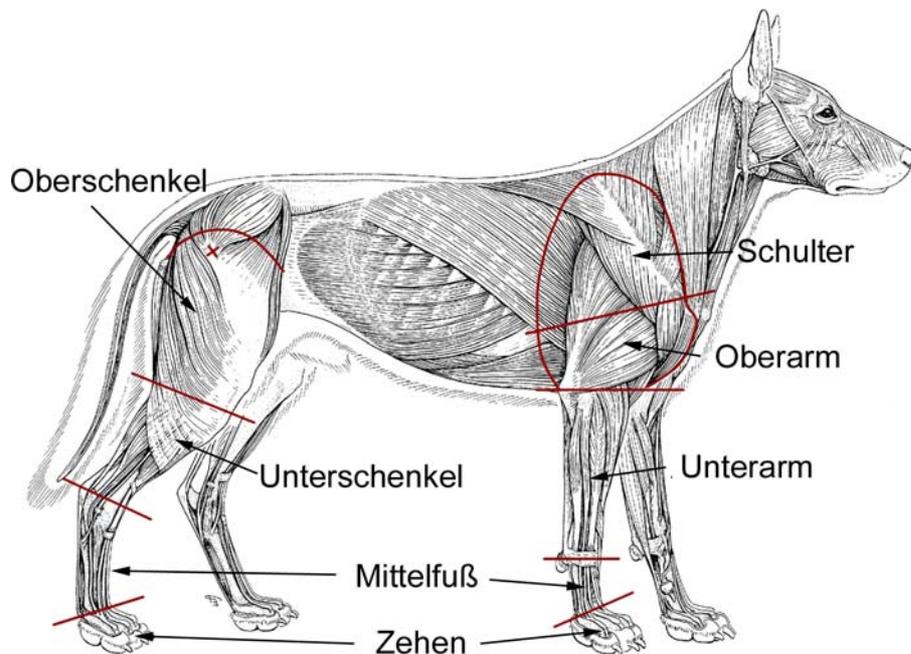


Abb. 25 Schematische Darstellung der Schnittführung zur Einteilung der Gliedmaßensegmente.

2.2.4 Evaluierung der Hautverschiebung

Oberflächlich, über den tastbaren Knochenpunkten geklebte Marker auf der Haut verschieben sich in der Bewegung mit dieser über dem Skelett. Bei der Ganganalyse ergibt sich dadurch eine Abweichung zwischen der aufgezeichneten Markerbewegung und der tatsächlichen Bewegung des Skeletts. Um diesen Fehler zu berücksichtigen und die Größe und Richtung der Hautverschiebung abschätzen zu können, wurden bei einem weiteren Deutschen Schäferhund (J6) röntgendichte Marker aufgeklebt und im Stehen in verschiedenen Stellungen geröntgt.¹ Dabei wurde darauf geachtet, dass die Marker in der gleichen Art und Weise über die Knochenpunkte geklebt wurden wie bei der Ganganalyse, um methodische Differenzen auszuschließen. Um diese Röntgenaufnahmen an einem unседierten stehenden Hund durchführen zu können, wurde der Hund über Wochen mit dem Versuchsaufbau vertraut gemacht. Die Aufnahmen

¹ Meldepflichtiger Tierversuch: Regierung von Oberbayern AKZ 209.1/211-2531.2-1/03

wurden in der Chirurgischen Tierklinik, Abteilung für Pferde (Leiter Prof. Dr. Gerhards) mit einer digitalen Röntgenanlage (55 KV, 8,0 mAs) erstellt. Die Stellungen waren: 1. neutrale Standposition, alle vier Gliedmaßen gleichmäßig belastet, 2. Bein nach kranial und 3. Bein nach kaudal. Die Positionen 2 und 3 sollten die extremen Gliedmaßenstellungen am Anfang und Ende der Unterstützungsphase simulieren. Dies wurde sowohl für die Schultergliedmaße als auch für die Beckengliedmaße durchgeführt. An den ausgedruckten Bildern wurde dann die Lage der Knochenpunkte mit den oberflächlichen Markerpositionen verglichen. Dabei wurde sowohl die Richtung als auch der Winkel der Verschiebung gemessen. Eine horizontale Linie durch den Knochenpunkt wurde als Nulllinie definiert.

2.2.5 Auswerten der kinematischen Daten und Berechnungen der Inversen Dynamik

Die Kameras des Analysesystems senden Infrarotblitze aus, die von den Markern reflektiert werden. Es entstehen so sechs „Filme“ (je einer pro Kamera) die nur die sich bewegenden Punktwolken der Oberflächenmarker zeigen (Ansicht in Q-Track Capture siehe auch Abb. 26). Diese sechs Ansichten werden mit Hilfe des Computerprogramms Q-Track in ein einzelnes dreidimensionales Bild umgewandelt und im Q-Track View dargestellt (siehe Abb. 27).

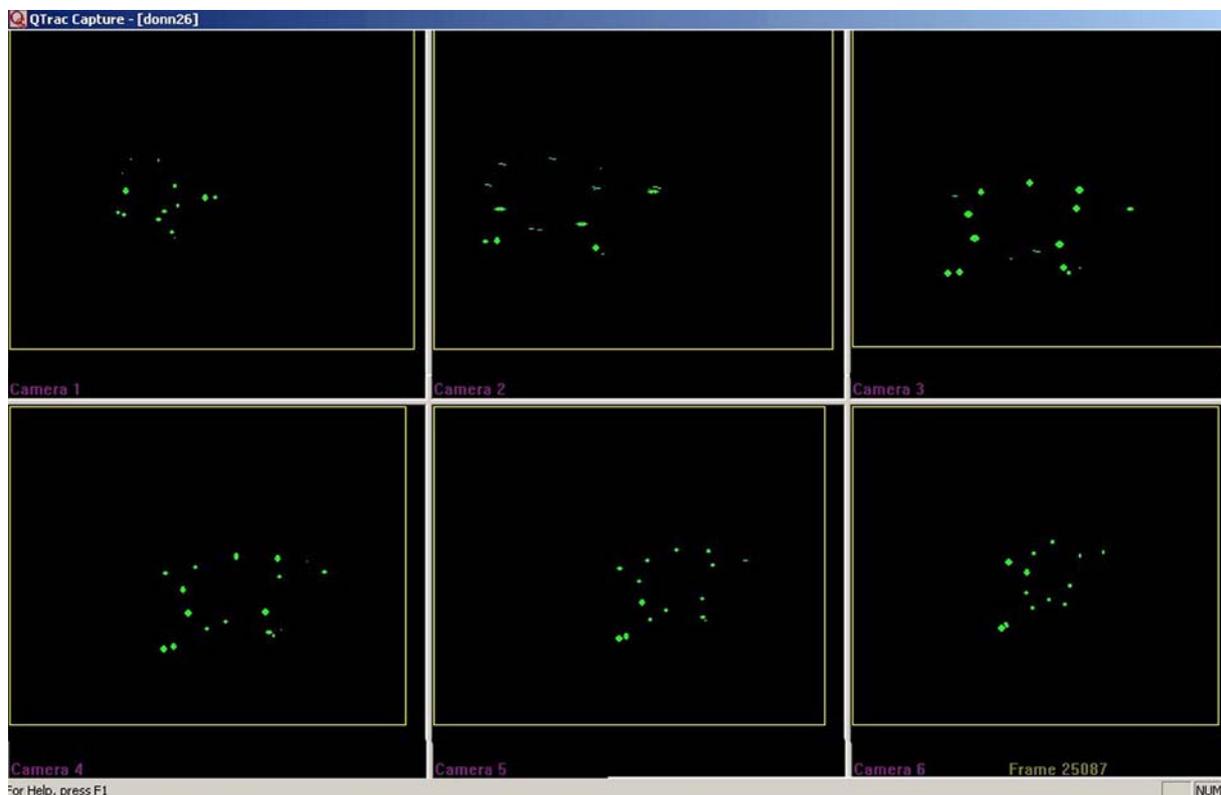


Abb. 26 Ansicht der sechs Kameras in Q-Track Capture.

Die einzelnen farbigen Marker entsprechen jeweils einem Segment. Bei diesem Softwareprogramm entspricht ein Segment einem Hautmarker, der über einen bestimmten Knochenpunkt auf die Haut geklebt wurde. Jedem Segment muss nun die entsprechende Bezeichnung gegeben werden. Verbindet man die zugeordneten Segmente entstehen Strichfiguren an denen man die Winkel der einzelnen Gelenke ablesen kann (siehe auch Abb. 30). Parallel dazu werden die Werte der Kraftmessplatte graphisch dargestellt (Abb. 28).

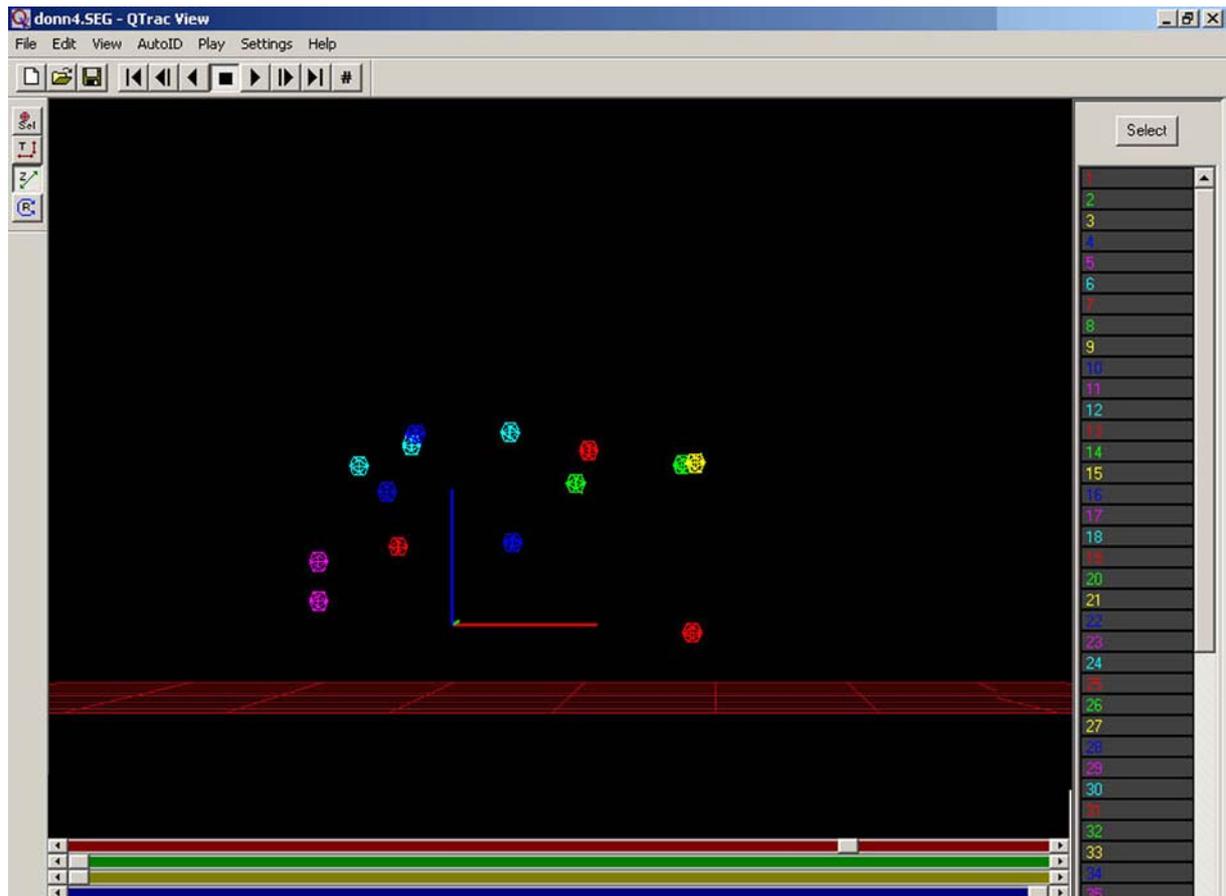


Abb. 27 Alle sechs Kameraperspektiven in einer Ebene verrechnet, Ansicht in Q-Trac View.

Für die Inverse Dynamik benötigt man nun alle erhobenen Werte der Morphometrie, Kinematik und die Bodenreaktionskräfte. Die erhobenen kinetischen Daten waren zum Teil lückenhaft, deshalb wurden alle Werte im Detail kritisch beurteilt. Aus diesem Grund mussten die Berechnungen mit auf die Aufgabenstellung zugeschnittenen selbstgeschriebenen Programmen durchgeführt werden und es konnten keine kommerziell verfügbaren Computerprogramme herangezogen werden. Die Berechnungen wurden am Institut für Zoologie der Friedrich-Schiller Universität Jena durchgeführt.

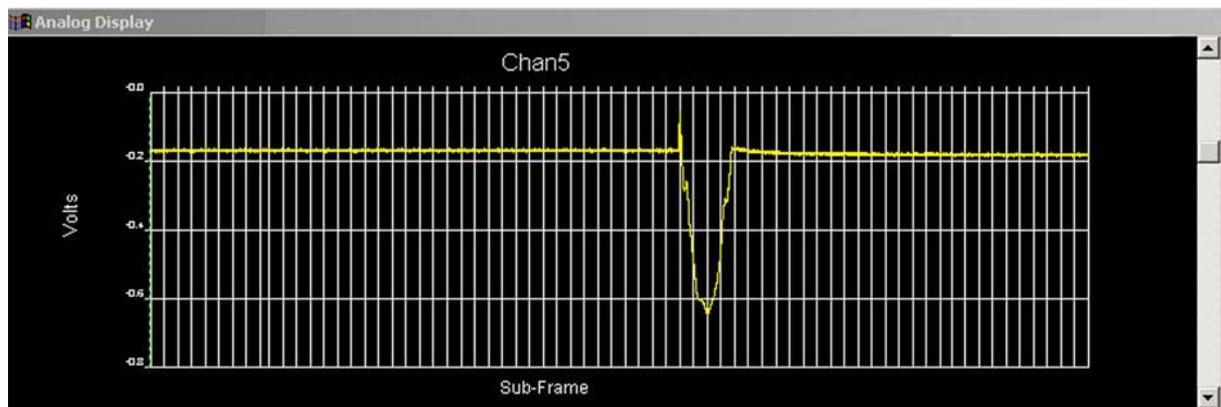


Abb. 28 Grafik der Kraftmessplatte.

Abb. 29 zeigt ein freies Körperdiagramm für das Mittelfußsegment. Dieses Diagramm ist auf alle anderen Segmente ebenfalls anzuwenden. Es werden sowohl die Momente als auch die Kräfte in horizontaler und vertikaler Richtung der angrenzenden Gelenke graphisch dargestellt.

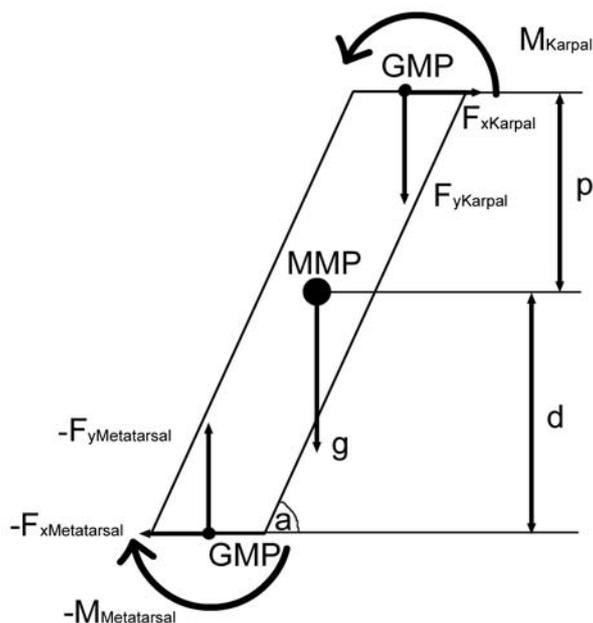


Abb. 29 freies Körperdiagramm des Mittelfußsegmentes (modifiziert nach Meershoek und van den Bogert, 2001).

- M_{Karpal} : Moment im Karpalgelek
- $F_{x\text{Karpal}}$: horizontale Kräfte im Karpalgelenk
- $F_{y\text{Karpal}}$: vertikale Kräfte im Karpalgelenk
- GMP: Rotationszentrum des Gelenkes
- MMP: Massenmittelpunkt
- g: Schwerkraft

Die einzelnen Gelenkkräfte werden mit Gleichung 3, für die horizontalen Kräfte und mit Gleichung 4, für die vertikalen Kräfte, berechnet.

$$\sum F_x = m_{Segment} * a_{xSegment}$$

$$F_{xGelenk} - F_{xGelenk + 1} = m_{Segment} * a_{xSegment} \quad \text{(Gleichung 3)}$$

$$\sum F_y = m_{Segment} * a_{ySegment}$$

$$F_{yGelenk} - F_{yGelenk + 1} + G_{Segment} = m_{Segment} * a_{ySegment} \quad \text{(Gleichung 4)}$$

$F_{xGelenk}$:	horizontale Kraft im Gelenk
$F_{yGelenk}$:	vertikale Kraft im Gelenk
$F_{xGelenk+1}$:	horizontale Kraft im distalen Gelenk
$m_{Segment}$:	Gewicht des Segmentes
$\alpha_{xSegment}$:	Beschleunigung des Segmentes in horizontaler Richtung
$G_{Segment}$:	Erdbeschleunigung * Segmentmasse

Die Berechnung der Momente für die einzelnen Gelenke werden mit Gleichung 5 ermittelt.

$$\sum M = I_{Segment} * \alpha_{Segment}$$

$$M_{Gelenk} - M_{Gelenk + 1} = I_{Segment} * \alpha_{Segment} + F_{yGelenk} * d \cos \alpha -$$

$$F_{xGelenk} * d \sin \alpha - F_{xGelenk + 1} * p \sin \alpha + F_{yGelenk + 1} * p \cos \alpha$$

(Gleichung 5)

M_{Gelenk} :	Moment im Gelenkes
$M_{Gelenk+1}$:	Moment im distalen Gelenkes
$I_{Segment}$:	Trägheitsmoment des Segmentes
$\alpha_{Segment}$:	Winkelbeschleunigung
d:	Abstand vom Massenschwerpunkt zum Rotationspunkt des distalen Gelenkes
p:	Abstand vom Massenschwerpunkt zum Rotationspunkt des proximalen Gelenkes

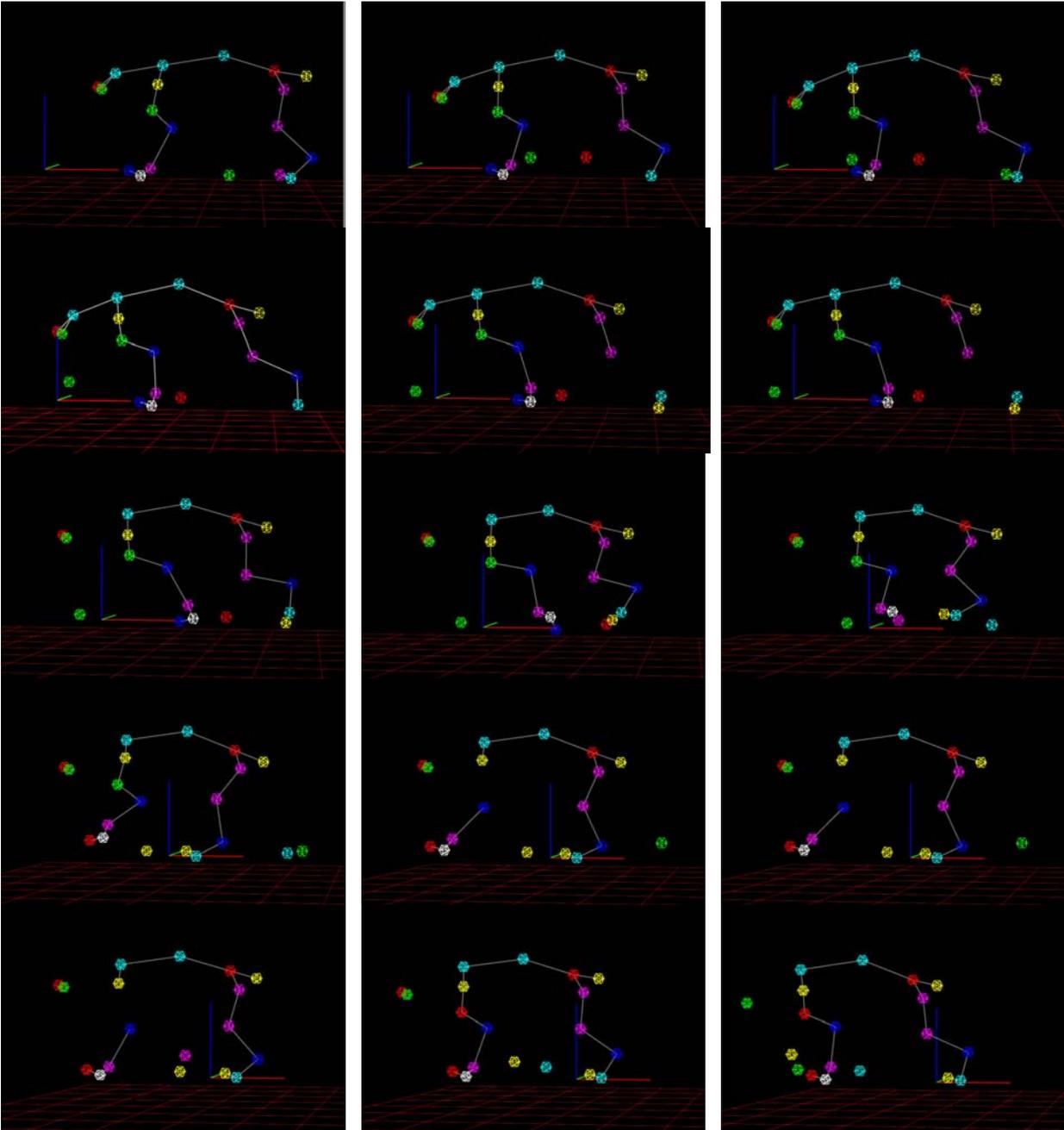


Abb. 30 Strichfigurenhund: Sequenz eines Durchganges.

D Ergebnisse

1. Forward Dynamik

1.1. Muskelanalyse

An fünf Deutschen Schäferhunden (Tab. 1) wurden morphometrische Daten (Gewicht, Länge, mittlere Faserlänge) von allen Muskeln der linken Vordergliedmaße einschließlich der Schultergürtelmuskulatur (insgesamt 63 Muskeln) erhoben. Alle einzelnen Werte der fünf Hunde sind im Anhang im Detail aufgelistet. Mit diesen Werten wurde der physiologische Querschnitt (Tab. 4 und Tab. 5) und der Architektur-Index (Tab. 6 und Tab. 7) ermittelt.

Bis auf den M. serratus ventralis und die Mm. pectorales sind die physiologischen Querschnitte der Muskeln des Schultergürtels (Tab. 4) in der Größenordnung einheitlich. Der durchschnittliche Variationskoeffizient des physiologischen Querschnittes dieser Muskeln liegt bei 43%. Dies zeigt, dass die Muskeln individuell unterschiedlich sind. Einen extrem hohen Variationskoeffizienten mit einem Wert von 109% weist der M. pectoralis superficialis trans. auf. Dieser hohe Variationskoeffizient kommt durch den physiologischen Querschnitt von Hund drei zustande, da dieser einen überdurchschnittlich hohen Wert hat.

Die physiologischen Querschnitte der Eigenmuskulatur der Schultergliedmaße (Tab. 5) zeigen insgesamt einen höheren Variationskoeffizienten von +36% als die physiologischen Querschnitte der Schultergürtelmuskulatur. Hier kann man noch deutlicher die individuelle Ausprägung der einzelnen Muskeln sehen. Die höchsten Variationskoeffizienten weist der M. coracobrachialis und der M. pronator teres mit 71% auf.

Tab. 4 Physiologischer Querschnitt (PCSA) der Schultergürtelmuskulatur

Muskeln	PCSA [cm ²] Hund 1	PCSA [cm ²] Hund 2	PCSA [cm ²] Hund 3	PCSA [cm ²] Hund 4	PCSA [cm ²] Hund 5
M. trapezius					
Pars cervicis (cran.)	0,56	0,93	0,66	0,67	0,82
Pars cervicis (med.)	0,49	0,74	0,95	0,91	0,61
Pars cervicis (caud.)	0,68	1,73	1,61	1,31	0,82
Pars thoracis (cran.)	0,97	1,96	3,16	1,74	1,93
Pars thoracis (med.)	1,13	2,37	1,47	1,43	1,61
Pars thoracis (caud.)	0,80	0,96	1,28	0,73	0,59
M. latissimus dorsi					
WS (cran.)	1,24	1,91	1,98	1,77	1,41
WS (caud.)	0,82	1,95	1,38	1,28	1,28
Faszie (cran.)	0,70	1,47	1,73	1,28	0,99
Faszie (caud.)	0,67	1,05	1,75	0,68	1,43
Rippe	0,60	0,99	2,05	0,84	1,62
M. cleidocervicalis	0,22	1,56	1,29	1,26	1,77
M. cleidobrachialis	0,29	1,68	1,79	1,85	1,38
M. cleidomastoideus	0,21	--*	1,54	1,06	1,50
M. omotransversarius	0,98	2,46	2,73	1,42	1,49
M. rhomboideus					
Pars capitis	0,34	0,32	0,37	0,15	0,17
Pars cervicis (cran.)	1,46	1,08	1,43	0,83	1,28
Pars cervicis (caud.)	0,74	2,79	1,72	1,60	1,49
Pars thoracis (cran.)	2,49	2,51	2,53	2,02	1,88
Pars thoracis (med.)	0,87	2,26	2,83	1,80	1,94
Pars thoracis (caud.)	0,48	2,16	2,13	1,44	1,38
M. serratus ventralis					
Pars cervicis (cran.)	1,15	4,32	2,96	3,03	1,89
Pars cervicis (caud.)	1,95	11,75	4,03	8,14	2,92
Pars thoracis (cran.)	4,82	16,88	8,35	5,99	6,17
Pars thoracis (med.1)	6,15	13,59	7,45	6,79	6,28
Pars thoracis (med.2)	3,50	18,89	5,40	3,43	5,86
Pars thoracis (caud.)	2,75	9,06	2,75	1,99	2,86
M. pectoralis superficialis					
Pars desc.	0,78	2,55	1,43	2,39	1,88
Pars trans.	3,55	6,20	27,88	5,37	4,45
M. pectoralis profundus					
M. pect. prof. (cran.)	2,34	4,30	2,73	3,83	2,70
M. pect. prof. (med.)	2,21	4,82	5,92	3,04	5,76
M. pect. prof. (caud.)	2,16	3,57	3,31	4,93	3,93

*nicht messbar

Tab. 5 Physiologischer Querschnitt (PCSA) der Muskulatur der linken Vordergliedmaße

Muskeln	PCSA	PCSA	PCSA	PCSA	PCSA
	[cm ²] Hund 1	[cm ²] Hund 2	[cm ²] Hund 3	[cm ²] Hund 4	[cm ²] Hund 5
M. deltoideus					
Pars scapularis	2,05	3,00	3,77	2,46	3,18
Pars acromialis	4,82	7,17	8,04	6,39	5,97
M. supraspinatus	8,42	20,43	21,54	15,73	12,62
M. infraspinatus	12,80	20,60	23,30	19,25	15,64
M. subscapularis	16,54	28,76	21,92	18,74	19,89
M. teres major	2,21	4,74	5,38	3,33	4,27
M. teres minor	1,52	2,37	2,28	1,72	2,46
M. coracobrachialis	2,04	1,94	2,42	2,00	1,71
M. biceps brachii	7,08	13,27	12,60	10,82	13,53
M. brachialis	1,99	2,74	2,94	2,28	2,32
M. triceps brachii					
Caput longum	15,46	35,47	39,86	27,06	27,41
Caput laterale	3,69	9,83	6,56	5,89	5,93
Caput mediale	3,41	4,81	3,13	10,52	3,90
Caput accessorium	1,61	2,76	2,71	2,79	2,37
M. tensor fasciae antebrachii	0,59	0,68	0,88	0,62	1,61
M. anconaeus	1,51	2,67	2,71	2,12	1,84
M. extensor carpi radialis	4,00	6,13	3,69	4,18	4,36
M. ext. digit. communis	2,82	4,03	3,33	3,63	2,13
M. extensor digit. lateralis	1,53	1,46	1,69	1,17	1,08
M. extensor carpi ulnaris	18,26	17,41	29,04	14,04	17,14
M. supinator	1,32	3,80	2,21	2,39	3,59
M. abductor pollicis longus	2,96	4,90	4,78	4,15	4,36
M. flexor carpi radialis	1,77	3,52	3,68	3,73	4,17
M. flexor carpi ulnaris					
Caput humerale	12,47	14,64	31,22	16,71	24,16
Caput ulnare	4,25	7,89	6,16	13,54	11,15
M. flexor digit. superficialis	18,42	13,19	21,74	17,68	20,69
M. flexor digit. prof. (ges.)*	14,52	21,48	25,51	18,09	19,48
Caput humerale	12,26	14,33	20,10	14,11	13,12
Caput radiale	1,20	1,77	0,87	0,83	1,33
Caput ulnare	2,50	4,03	4,14	2,71	2,94
M. pronator teres	3,53	4,29	4,66	5,13	4,51

*ges.: gesamter Muskel

Tab. 6 Architektur-Index (AI) der Schultergürtelmuskulatur

Muskeln	AI Hund 1	AI Hund 2	AI Hund 3	AI Hund 4	AI Hund 5
M. trapezius					
Pars cervicis (cran.)	0,79	0,90	0,99	0,99	0,97
Pars cervicis (med.)	0,68	1,00	0,97	0,97	0,91
Pars cervicis (caud.)	0,78	0,91	0,61	0,61	0,72
Pars thoracis (cran.)	1,00	0,82	0,68	0,68	0,57
Pars thoracis (med.)	0,48	0,80	0,78	0,78	0,78
Pars thoracis (caud.)	0,78	0,92	0,92	0,92	0,92
M. latissimus dorsi					
WS (cran.)	0,75	0,94	1,00	1,00	0,85
WS (caud.)	0,76	0,88	1,00	1,00	0,84
Faszie (cran.)	0,86	0,93	0,83	0,83	0,86
Faszie (caud.)	0,89	0,94	0,67	0,67	0,90
Rippe	0,87	0,96	0,55	0,55	0,94
M. cleidocervicalis	0,95	0,67	0,95	0,95	0,93
M. cleidobrachialis	0,91	0,84	0,88	0,88	0,93
M. cleidomastoideus	0,96	--*	0,98	0,98	0,96
M. omotransversarius	0,84	0,94	0,99	0,99	0,94
M. rhomboideus					
Pars capitis	0,87	0,93	0,92	0,92	0,94
Pars cervicis (cran.)	0,38	0,71	0,68	0,68	0,77
Pars cervicis (caud.)	0,96	0,97	0,79	0,79	0,80
Pars thoracis (cran.)	0,45	1,00	0,69	0,69	0,88
Pars thoracis (med.)	0,59	0,46	0,81	0,81	0,89
Pars thoracis (caud.)	0,91	0,74	0,82	0,82	0,96
M. serratus ventralis					
Pars cervicis (cran.)	0,85	1,00	0,87	0,87	0,91
Pars cervicis (caud.)	0,78	0,82	0,84	0,84	0,72
Pars thoracis (cran.)	0,43	0,49	0,63	0,63	0,63
Pars thoracis (med.1)	0,32	0,56	0,53	0,53	0,48
Pars thoracis (med.2)	0,36	0,35	0,52	0,52	0,47
Pars thoracis (caud.)	0,33	0,64	0,74	0,74	0,67
M. pectoralis superficialis					
Pars. desc.	0,95	0,95	0,93	0,93	0,85
Pars. trans.	0,78	0,84	0,21	0,21	0,98
M. pectoralis profundus					
M. pect. prof. (cran.)	0,73	0,98	1,00	1,00	1,00
M. pect. prof. (med.)	0,86	0,96	1,00	1,00	1,00
M. pect. prof. (caud.)	0,91	1,00	0,98	0,98	1,00

* Muskel nicht messbar

Ergebnisse

Beim Architektur-Index (AI) (Tab. 6 und Tab. 7) besitzt der M. pectoralis superficialis trans. wie beim physiologischen Querschnitt den höchsten Variationskoeffizienten mit 61%. Generell sind die Variationskoeffizienten deutlich kleiner als beim physiologischen Querschnitt. Der durchschnittliche Variationskoeffizient beträgt bei der Schultergürtelmuskulatur 15% und bei der Schultergliedmaßenmuskulatur 17%.

Tab. 7 Architektur-Index (AI) der Eigenmuskulatur der Schultergliedmaße

Muskeln	AI Hund 1	AI Hund 2	AI Hund 3	AI Hund 4	AI Hund 5
M. deltoideus					
Pars scapularis	0,51	0,91	0,58	0,58	0,67
Pars acromialis	0,31	0,35	0,33	0,33	0,37
M. supraspinatus	0,43	0,37	0,34	0,34	0,39
M. infraspinatus	0,25	0,28	0,24	0,24	0,29
M. subscapularis	0,28	0,24	0,25	0,25	0,30
M. teres major	0,73	0,63	0,56	0,56	0,60
M. teres minor	0,30	0,38	0,43	0,43	0,38
M. coracobrachialis	0,29	0,33	0,30	0,30	0,30
M. biceps brachii	0,21	0,23	0,24	0,24	0,20
M. brachialis	0,56	0,63	0,52	0,52	0,60
M. triceps brachii					
Caput longum	0,39	0,34	0,33	0,33	0,35
Caput laterale	0,64	0,51	0,66	0,66	0,57
Caput mediale	0,58	0,48	0,56	0,56	0,57
Caput accessorium	0,85	0,75	0,70	0,70	0,67
M. tensor fasciae antebrachii	0,62	0,92	0,76	0,76	0,37
M. anconaeus	0,65	0,42	0,56	0,56	0,38
M. extensor carpi radialis	0,36	0,34	0,48	0,48	0,42
M. extensor digit. communis	0,30	0,30	0,28	0,28	0,39
M. extensor digit. lateralis	0,17	0,16	0,19	0,19	0,28
M. extensor carpi ulnaris	0,03	0,07	0,02	0,02	0,04
M. supinator	0,22	0,16	0,21	0,21	0,17
M. abductor pollicis longus	0,08	0,06	0,06	0,06	0,06
M. flexor carpi radialis	0,32	0,33	0,35	0,35	0,24
M. flexor carpi ulnaris					
Caput humerale	0,07	0,10	0,06	0,06	0,05
Caput ulnare	0,09	0,05	0,05	0,05	0,05
M. flexor digit. superficialis	0,04	0,10	0,05	0,05	0,06
M. flexor digit. profundus					
Caput humerale	0,14	0,18	0,11	0,11	0,17
Caput radiale	0,17	0,18	0,23	0,23	0,18
Caput ulnare	0,12	0,15	0,10	0,10	0,13
M. pronator teres	0,13	0,17	0,14	0,14	0,14

Tab. 8 Mittlerer Fiederungswinkel

Muskeln	Fiederungswinkel [°]
M. deltoideus	
Pars scapularis	10,00
Pars acromialis	20,20
M. supraspinatus	14,97
M. infraspinatus	16,14
M. subscapularis	16,20
M. teres major	< 5
M. teres minor	14,40
M. coracobrachialis	31,20
M. biceps brachii	18,15
M. brachialis	10,50
M. triceps brachii	
Caput longum	13,22
Caput laterale	22,67
Caput mediale	16,97
Caput accessorium	24,83
M. tensor fasciae antebrachii	< 5
M. anconaeus	24,30
M. extensor carpi radialis	15,91
M. extensor digitalis communis	23,70
M. extensor digitalis lateralis	34,50
M. extensor carpi ulnaris	28,50
M. supinator	24,50
M. abductor pollicis longus	19,22
M. flexor carpi radialis	16,00
M. flexor carpi ulnaris	
Caput humerale	24,62
Caput ulnare	35,65
M. flexor digitalis superficialis	30,85
M. flexor digitalis profundus	20,21
M. pronator teres	20,80

Der Fiederungswinkel wurde als mittlerer Fiederungswinkel von allen fünf Hunden ermittelt, da aufgrund der Behandlung der Muskeln, insbesondere der Faserlängenbestimmung einzelne Muskeln so weit beschädigt wurden, dass der Winkel nicht von allen Muskeln gemessen werden konnte. In Tab. 8 sind die mittleren Fiederungswinkel der Muskeln der Schultergliedmaße dargestellt. Die Muskeln der Schultergürtelmuskulatur sind hier nicht aufgeführt, da bei diesen Muskeln der Winkel so gering ist ($<10^\circ$), dass er vernachlässigt werden kann. Der physiologische

Querschnitt verringert sich nur um ca. 1% wenn der Fiederungswinkel unter 10° miteinbezogen wird. Bei einem Fiederungswinkel $\leq 20^\circ$ beträgt der maximale Kraftverlust 6% im Vergleich zu Berechnungen ohne Rücksicht auf den Fiederungswinkel (Erklärung siehe auch E1.2).

1.2. Koordinaten der Ursprünge und Ansätze der Muskeln der linken Vordergliedmaße

In den Tab. 9, Tab. 11, Tab. 13 und Tab. 15 sind die Koordinaten der Ursprünge und Ansätze der einzelnen Muskeln der linken Vordergliedmaße bei einem Deutschen Schäferhund (Hund 6 aus Tab. 1) aufgelistet:

Tab. 9 bezieht sich auf den Thorax, Tab. 11 auf die Skapula, Tab. 13 auf den Humerus, Tab. 15 auf die distale Einheit, bestehend aus Radius, Ulna, Karpal-, Metakarpalknochen und Phalangen.

Tab. 9 Koordinaten der Ursprünge am Thorax der Schultergürtelmuskulatur der linken Vordergliedmaße beim Deutschen Schäferhund

Muskeln	x [cm]	y [cm]	z [cm]
M. trapezius			
Pars cervicis (cran.)	2,2	-9,5	-1,0
Pars cervicis (med.)	5,1	-7,9,	-1,5
Pars cervicis (caud.)	7,8	-5,8	-1,4
Pars thoracis (cran.)	12,3	-4,4	-1,3
Pars thoracis (med.)	16,9	-3,8	-1,2
Pars thoracis (caud.)	21,7	-3,6	-1,1
M. latissimus dorsi			
WS (cran.)	15,1	-4,1	-0,7
WS (caud.)	21,7	-3,6	-1,1
Faszie (cran.)	28,8	-2,4	-0,6
Faszie (caud.)	28,2	2,1	6,3
Rippe	25,5	8,0	9,0
M. cleidocervicalis	0,0	-10,32	-0,3
M. cleidomastoideus	-14,3	-15,6	7,0
M. omotransversarius	-12,2	-13,0	5,9
M.rhomboideus			
Pars capitis	-11,4	-19,1	6,3

Fortsetzung Tab. 9

Pars cervicis (cran.)	1,0	-9,8	-0,3
Pars cervicis (caud.)	5,5	-7,8	-1,3
Pars thoracis (cran.)	11,5	-4,5	-0,9
Pars thoracis (med.)	13,2	-4,2	-0,6
Pars thoracis (caud.)	15,1	-4,1	-0,7
M. serratus ventralis			
Pars cervicis (cran.)	-6,2	-4,7	3,3
Pars cervicis (caud.)	-4,7	0,7	2,0
Pars thoracis (cran.)	-1,8	6,6	3,0
Pars thoracis (med.1)	-0,6	8,9	5,0
Pars thoracis (med.2)	1,6	11,2	7,3
Pars thoracis (caud.)	6,9	10,1	8,7
M. pectoralis superficialis			
Pars desc.	-6,3	11,5	0,00
Pars trans.	-6,3	11,5	0,00
M. pectoralis profundus			
M. pect. prof. (cran.)	-6,2	13,9	0,0
M. pect. prof. (med.)	-3,8	18,6	0,6
M. pect. prof. (caud.)	1,0	22,1	1,2

Wichtige tastbare Knochenpunkte für die einzelnen lokalen Koordinatensysteme werden in den Tab. 10, Tab. 12, Tab. 14 und Tab. 16 aufgezeigt, so dass die Koordinaten auf andere, insbesondere lebende Hunde übertragen werden können.

Tab. 10 Koordinaten der tastbaren Knochenpunkte am Thorax

Knochenpunkte	x [cm]	y [cm]	z [cm]
1. HW	-3,9	-17,0	2,1
7. HW	0,0	0,0	0,0
13. BW	32,5	-3,3	-0,8
Manubrium sterni	-3,0	7,1	0,0
Nackenband Urspr.	-2,6	-12,4	0,1
Nackenband Ansatz.	7,8	-5,8	-1,4
1. LW caud.	37,2	0,0	0,0
1. LW Proc. spinosus	37,2	-2,9	-0,2

Tab. 11 Koordinaten der Ursprünge und Ansätze der Muskulatur an der Skapula der linken Vordergliedmaße beim Deutschen Schäferhund

Muskeln	x [cm]	y [cm]	z [cm]
M. trapezius			
Pars cervicis (cran.)	0,2	4,1	-2,9
Pars cervicis (med.)	0,5	7,4	3,2
Pars cervicis (caud.)	0,6	10,8	2,8
Pars thoracis (cran.)	0,4	14,3	1,3
Pars thoracis (med.)	0,6	12,3	2,4
Pars thoracis (caud.)	0,7	10,0	3,0
M. omotransversarius	-0,3	1,7	3,7
M. supraspinatus			
Punkt (dorsal)	2,4	11,6	0,6
Punkt (ventral)	2,4	8,8	0,7
M. infraspinatus	-1,6	10,8	0,4
M. rhomboideus			
Pars capitis	2,4	15,6	0,1
Pars cervicis (cran.)	1,6	13,8	0,4
Pars cervicis (caud.)	0,7	15,9	-0,3
Pars thoracis (cran.)	-1,1	16,2	0,0
Pars thoracis (med.)	-2,8	15,5	0,2
Pars thoracis (caud.)	-4,0	14,4	0,2
M. deltoideus			
Pars arcomialis	0,2	0,1	3,4
Pars scapularis	0,4	9,6	3,0
M. coracobrachialis	2,3	0,1	0,0
M. teres major	-4,5	10,8	0,9
M. tensor fasciae antebrachii	-3,6	8,9	-1,1
M. triceps brachii, c. longum	-2,6	6,2	0,7
M. serratus ventralis			
Pars cervicis (cran.)	3,8	13,3	1,0
Pars cervicis (caud.)	3,0	12,5	0,6
Pars thoracis (cran.)	1,5	13,1	0,2
Pars thoracis (med.1)	-0,3	13,9	-0,1
Pars thoracis (med.2)	-2,7	15,1	0,0
Pars thoracis (caud.)	-4,5	13,7	0,4
M. subscapularis			
Anteil (cran.)	3,8	8,1	1,1
Anteil (med.1)	2,6	8,2	0,6
Anteil (med.2)	1,7	9,0	0,4
Anteil (med.3)	-0,2	10,1	0,3
Anteil (caud.)	-2,0	10,7	0,3
M. teres minor	-1,5	3,5	0,4
M. biceps brachii	2,1	-0,7	0,5

Tab. 12 Koordinaten der tastbaren Knochenpunkte an der Skapula

Knochenpunkt	x [cm]	y [cm]	z [cm]
Mitte der Cavitas glenoidalis	0,0	0,0	0,0
Angulus caudalis	-5,2	13,1	1,1
Verlängerung der Spina scapulae auf den Ramus dors.	0,0	16,3	0,0
Acromion	0,7	-0,1	3,3

Tab. 13 Koordinaten der Ursprünge und Ansätze der Muskulatur am Humerus der linken Vordergliedmaße beim Deutschen Schäferhund

Muskeln	x [cm]	y [cm]	Z [cm]
M. cleidobrachialis	0,1	5,2	-1,2
M. latissimus dorsi	-0,8	13,9	-1,7
M. pectoralis superf.	1,3	8,9	-2,0
M. pectoralis prof. (dors.)	-0,1	15,2	-2,5
M. pectoralis prof. (ventr.)	0,2	13,8	-2,7
M. deltoideus			
Pars acromialis	1,5	12,1	-2,4
Pars scapularis	1,8	10,0	-2,0
M. supraspinatus	1,3	19,1	-1,3
M. infraspinatus	1,9	17,8	-1,2
M. subscapularis	-2,0	17,8	-1,0
M. teres major	-0,9	13,0	-1,4
M. coracobrachialis	-0,5	11,1	-1,2
M. teres minor	2,0	15,6	-0,6
M. triceps brachii			
Caput laterale	2,0	13,1	-1,4
Caput accessorium	0,7	16,0	0,5
Caput mediale	-0,7	10,6	-1,8
M. brachialis	1,1	15,1	-0,2
M. anconaeus	0,5	3,6	0,5
M. supinator	1,2	-1,7	-0,3
M. extensor carpi radialis	1,0	2,9	1,2
M. extensor digit. communis	1,8	0,0	-1,2
M. extensor digit. ulnaris	2,0	-0,1	-0,5
M. extensor carpi ulnaris	1,8	-1,1	0,2
M. flexor digit. superficialis	-1,7	-1,5	1,1
M. flexor carpi radialis	-2,0	-0,9	0,3
M. flexor carpi ulnaris	-1,2	-1,5	1,4
M. flexor digit. profundus	-1,7	-1,8	-0,1
M. pronator teres	-2,0	-0,1	-0,2

Tab. 14 Koordinaten der tastbaren Knochenpunkte am Humerus

Knochenpunkte	x [cm]	y [cm]	z [cm]
Mitte des Caput humeri	0,0	18,6	0,0
Epicondylus lat.	2,3	-0,1	0,0
Epicondylus med.	-2,3	0,1	0,0
Bandgrube med.	-1,7	-0,3	-0,7
Bandhöcker lat.	2,1	-0,6	-0,4
Bandgrube lat.	1,6	-0,7	-0,9
Trochlea humeri	0,8	-1,6	0,0
Foramen supratrochleare	0,0	1,0	0,0

Tab. 15 Koordinaten der Ursprünge und Ansätze der Muskulatur an Radius, Ulna, Metakarpalknochen und Phalangen der linken Vordergliedmaße beim Deutschen Schäferhund

Muskeln	x [cm]	y [cm]	z [cm]
Radius und Ulna			
M. tensor fasciae antebrachii	-1,8	22,4	-3,4
M. triceps brachii	-2,0	23,1	-2,7
M. biceps brachii (Ulna)	-0,2	17,6	-1,8
M. biceps brachii (Radius)	1,4	17,3	-0,2
M. brachialis	-0,2	17,0	-1,7
M. anconaeus	-2,4	20,5	-1,8
M. supinator	0,9	15,3	0,7
M. flexor carpi radialis	1,8	11,3	0,1
M. flexor carpi ulnaris	-1,9	20,1	-2,4
M. flexor digit. profundus	-1,0	12,6	-0,7
M. pronator teres	1,7	13,1	0,5
M. abductor pollicis longus (Radius)	0,0	11,9	1,1
M. abductor pollicis longus (Ulna)	-1,0	12,4	0,3
Metakarpalknochen			
M. ext. carpi ulnaris (Mc5)	-2,2	-3,4	1,1
M. ext. carpi ulnaris (Carpi access.)	-2,1	-1,4	0,1
M. ext. carpi radialis (Mc3)	1,1	-2,9	1,5
M. ext. carpi radialis (Mc2)	1,6	-2,6	1,2
M. extensor pollicis longus	3,3	-4,8	0,2
M. flexor carpi ulnaris	-1,7	-0,8	-1,9
M. flexor carpi rad. (Mc2)	2,7	-4,8	1,4

Fortsetzung Tab. 15

M. flexor carpi rad. (Mc3)	0,9	-5,6	2,5
M. abductor pollicis longus	2,3	-2,9	0,1
Phalangen			
M. flexor digit. superf. (2. Zehe)	5,9	-7,9	7,8
M. flexor digit. superf. (3. Zehe)	3,9	-10,2	9,6
M. flexor digit. superf. (4. Zehe)	0,8	-11,9	8,7
M. flexor digit. superf. (5. Zehe)	-1,5	-10,5	7,2
M. flexor digit. prof. (2. Zehe)	6,7	-9,7	8,8
M. flexor digit. prof. (3. Zehe)	4,0	-11,3	10,8
M. flexor digit. prof. (4. Zehe)	0,4	-12,9	8,8
M. flexor digit. prof. (5. Zehe)	-2,2	-11,2	7,2
M. ext. digit. communis (2. Zehe)	6,9	-8,8	8,8
M. ext. digit. communis (3. Zehe)	4,3	-10,7	11,2
M. ext. digit. communis (4. Zehe)	1,5	-12,9	9,9
M. ext. digit. communis (5. Zehe)	-1,8	-11,0	8,5

Tab. 16 Koordinaten der tastbaren Knochenpunkte am Radius und Ulna

Muskeln	x [cm]	y [cm]	z [cm]
Mitte Caput radii	0,0	18,9	0,0
Proc. styloideus ulnae	-2,1	0,0	0,0
Proc. styloideus radialis	2,1	0,0	0,0
Lat. Seitenband (Radius)	-1,0	18,8	0,2
Lat. Seitenband (Ulna)	-1,5	18,7	-0,8
Mitte Incisura trochlearis	-0,3	20,0	-1,1

2. Inverse Dynamik

2.1. Morphometrie

In Tab. 17 sind die Segmentlängen als Abstände zwischen den einzelnen aufgeklebten Marker und die Umfänge der einzelnen Segmente angegeben. Es sind nur die Umfänge der distalen Gelenke ab dem Ellbogen- bzw. Kniegelenk gemessen worden. Beim lebenden Tier können die proximalen Segmentumfänge aufgrund der Schultergürtel- bzw. Beckenmuskulatur nicht mit einem Maßband gemessen werden. Es bestehen geringgradige Unterschiede zwischen links und rechts. Eine allgemeine Tendenz zwischen links und rechts lässt sich aber nicht erkennen. Auch unter den Hunden lassen sich keine signifikanten Differenzen erkennen.

Tab. 17 Segmentlängen und Umfänge

Hund:	Hund J1		Hund J2		Hund J3		Hund J4	
	links [cm]	rechts [cm]	links [cm]	rechts [cm]	links [cm]	rechts [cm]	links [cm]	rechts [cm]
Vordergliedmaße								
Zehe-Mittelfuß	8,0	8,0	9,0	8,0	8,0	7,5	8,5	8,0
Metakarpus	7,5	8,0	7,5	6,5	7,0	6,5	9,5	9,0
Unterarm	23,0	23,0	20,0	21,0	25,0	24,5	21,5	23,0
Oberarm	18,5	18,5	19,0	18,0	19,5	21,0	17,0	18,5
Schulter-Skapula	19,0	17,0	16,0	18,0	19,0	19,5	18,5	19,0
Skapula-WS	15,5	14,0	15,0	13,0	12,0	13,0	15,0	16,0
Fußumfang	14,0	14,5	14,5	15,0	15,0	14,5	14,5	15,0
Karpusumfang	14,5	14,0	15,0	15,0	14,5	14,5	15,0	15,0
Ellbogenumfang	21,5	21,0	23,0	23,0	23,0	23,0	22,0	22,0
Hintergliedmaße								
Zehe-Mittelfuß	8,5	8,5	9,0	8,5	8,5	7,5	8,5	7,0
Metatarsus	16,0	16,0	11,5	12,0	18,0	17,0	16,0	15,0
Unterschenkel	23,0	23,0	25,0	24,5	27,0	27,0	25,5	26,0
Oberschenkel	21,0	22,5	18,0	17,5	22,0	21,0	19,0	18,5
Trochanter major-Spina iliaca	14,0	13,5	14,0	13,5	14,0	13,5	14,5	15,5
Trochanter major-Schwanzwurzel	16,0	18,0	16,0	16,0	14,0	15,0	16,5	17,0
Fußumfang	13,0	13,0	13,0	13,0	15,0	14,5	13,5	14,0
Tarsusumfang	18,5	18,0	18,0	18,0	18,0	19,0	16,5	17,0
Knieumfang	32,0	32,0	31,0	31,5	32,5	33,0	34,0	33,5

2.2. Masse und Massenschwerpunkt der einzelnen Gliedmaßensegmente

Am Hund J7 (siehe Kapitel C2.1) wurden die abgetrennten Segmente vermessen. In Tab. 18 und Tab. 19 sind die Werte wiedergegeben. Sie geben das Gewicht und die Länge der einzelnen Segmente sowie die Durchmesser der Segmente proximal, in der Mitte und distal an. Die Durchmesser wurden jeweils von medial nach lateral und von kranial nach kaudal gemessen.

Wie aus Tab. 18 zu ersehen, wurden die beiden Schultergliedmaßen von der Masse (in g) der Muskeln gleich abgetrennt. Die Länge und das Gewicht der einzelnen Segmente differiert geringgradig zwischen rechts und links.

Tab. 18 Länge und Gewicht der einzelnen Gliedmaßensegmente (Hund J7) der Schultergliedmaße und deren Durchschnitte von medial nach lateral und von kranial nach kaudal.

Segmente	Länge [cm]		Gewicht [g]			mediolateral [cm]		kraniokaudal [cm]	
	rechts	links	rechts	links		rechts	links	rechts	links
Gliedmaße			2900	2900					
Zehen	7,2	7,6	101	102	Ballen	4,5	4,3	7,0	6,8
					Mitte	4,3	4,5	2,5	3,4
					Zehen- grundgelenk	4,2	4,3	2,9	2,6
Mittelfuß	7,0	7,1	99	100	Zehen- grundgelenk	4,0	4,0	2,5	2,5
					Mitte	3,6	3,6	2,9	3,0
					Karpus	3,7	3,9	4,1	4,2
Unterarm	20,2	20,4	384	372	Karpus	3,7	4,0	4,2	4,3
					Mitte	3,3	3,6	4,7	4,4
					Ellbogengelenk	4,0	4,7	9,6	10,6
Oberarm	13,2	12,3	1027	1068	Ellbogengelenk	4,4	4,7	9,8	11,0
					Mitte	5,2	5,4	15,9	17,5
					Schultergelenk	5,3	5,2	22,1	22,0
Schulter	17,1	17,0	1205	1192	Schultergelenk	3,0	5,2	22,1	21,0
					2/3 Skapula	5,2	6,0	19,8	18,2
					dorsal	3,6	4,8	13,0	14,6

Ergebnisse

Bei den Beckengliedmaßen (Tab. 19) wiegt das abgetrennte rechte Bein 0,2 kg weniger als das linke Bein. Dies wirkt sich aber nicht weiter auf die Längen und die Massen der einzelnen Segmente aus. Die Unterschiede zwischen links und rechts sind nicht gravierender als bei der Schultergliedmaße.

Tab. 19 Länge und Gewicht der einzelnen Gliedmaßensegmente (Hund J7) der Beckengliedmaße und die Durchschnitte von medial nach lateral und von kranial nach kaudal.

Segmente	Länge [cm]		Gewicht [g]			mediolateral [cm]		kraniokaudal [cm]	
	rechts	links	rechts	links		rechts	links	rechts	links
Gliedmaße			2700	2900					
Zehen	6,2	6,7	71	76	Ballen	3,6	4,1	6,6	4,2
					Mitte	4,0	4,2	3,6	3,2
					Zehen- grundgelenk	4,1	4,1	3,4	3,2
Mittelfuß	12,9	12,6	176	164	Zehen- grundgelenk	4,1	4,1	3,1	2,7
					Mitte	3,0	3,0	3,0	3,1
					Tarsus	3,7	3,5	6,5	6,0
Unterschenkel	19,4	21,1	490	528	Tarsus	2,9	3,2	6,6	6,2
					Mitte	3,1	3,1	5,3	5,8
					Knie	4,9	5,3	13,5	12,9
Oberschenkel	19,3	20,0	1674	1651	Knie	5,2	5,4	14,0	13,2
					Mitte	6,7	5,9	21,1	20,8
					Hüftgelenk	6,3	5,5	16,4	15,2

Die Positionen der Massenmittelpunkte der einzelnen Segmente sind in Tab. 20 und Tab. 21 aufgezeigt. Die Massenmittelpunkte der einzelnen Segmente befinden sich jeweils zwischen proximaler und distaler Länge. Die Bestimmung wurde nur in einer Ebene (von distal nach proximal) durchgeführt.

Tab. 20 Massenmittelpunkt der Segmente (Hund J7) in einer Ebene der Schultergliedmaße, Massenmittelpunkt liegt zwischen angegebener proximaler und distaler Länge

Segmente	rechts			links		
	Länge (ges.)* [cm]	proximal [cm]	distal [cm]	Länge [cm]	proximal [cm]	distal [cm]
Zehen	7,2	4,1	3,1	7,6	4,3	3,3
Mittelfuß	7,0	3,3	3,7	7,1	3,2	3,9
Unterarm	20,2	11,5	8,7	20,4	12,1	8,3
Oberarm	13,2	7,2	6,0	12,3	6,3	6,0
Schulter	17,1	9,4	7,7	17,0	10,1	6,9

* ges.: Länge des gesamten Segmentes

Tab. 21 Massenmittelpunkt der Segmente (Hund J 7) in einer Ebene der Beckengliedmaße, Massenmittelpunkt liegt zwischen angegebener proximaler und distaler Länge

Segmente	rechts			links		
	Länge (ges.)* [cm]	proximal [cm]	distal [cm]	Länge [cm]	proximal [cm]	distal [cm]
Zehen	6,2	2,8	3,4	6,7	3,6	3,1
Mittelfuß	12,9	5,9	7,0	12,6	6,0	6,6
Unterschenkel	19,4	12,7	6,7	21,1	13,2	7,9
Oberschenkel	19,3	11,5	7,8	20,0	11,3	8,7

* ges.: Länge des gesamten Segmentes

Den Werten aus Tab. 20 und Tab. 21 kann man entnehmen, dass der Massenschwerpunkt bei fast allen Segmenten im proximalen Bereich liegt. Nur beim Mittelfuß sowohl bei den Vorder- als auch bei den Hinterpfoten befindet sich der Schwerpunkt im distalen Bereich der Segmente. Ein Unterschied zwischen linker und rechter Seite ist auch hier nicht zu erkennen.

2.3. Quantifizierung der Hautverschiebung

Die Abb. 31 bis Abb. 36 stellen Röntgenbilder der Vorder- und Hintergliedmaße in jeweils drei Schrittpositionen dar. Die Knochenpunkte wurden mit röntgendichten Markern in der Standposition (Abb. 31 und Abb. 34) gekennzeichnet. In Abb. 34 ist der Marker Nr. 2 auf dem Condylus lat. ossis femoris um 1,5 cm nach kaudoproximal verschoben, dies kommt durch die geringgradige Beugung des Kniegelenkes.

Bei nach kranial vorgestellter Schultergliedmaße (Abb. 32) verschiebt sich der Marker auf der Spina scapulae (Nr. 1) um 1,1 cm nach kaudal, der Marker Nr. 2 über dem Tuberculum majus humeri um 2,9 cm und in einem Winkel von 47° nach kraniodistal, nur der über dem Epicondylus lat. humeri (Nr. 3) bleibt über dem Knochenpunkt liegen. Beim Rückführen der Schultergliedmaße (Abb. 33) bleibt Marker Nr. 1 in der Sagittalebene fast an der gleichen Position (Verschiebung um 0,5 cm), Nr. 2 rutscht um 0,8 cm mit einem Winkel von 52°, wie beim Vorführen der Gliedmaße ebenfalls, nach kraniodistal. Marker Nr. 3 liegt 0,7 cm weiter kranial.

Bei vorgeführter Beckengliedmaße (Abb. 35) verschiebt sich Marker Nr. 1 über dem Trochanter major femoris um 2,3 cm und einem Winkel von 50° nach kraniodistal. Der Marker über dem Condylus lat. ossis femoris (Nr. 2) liegt um 1,5 cm und 41° weiter kaudoproximal. Wenn die Gliedmaße zurückgeführt ist (Abb. 36) verändert sich die Position des Marker Nr. 1 gegenüber der Grundstellung nicht. Der Marker Nr. 2 verschiebt sich um 2,2 cm und einem Winkel von 49° nach kraniproximal.

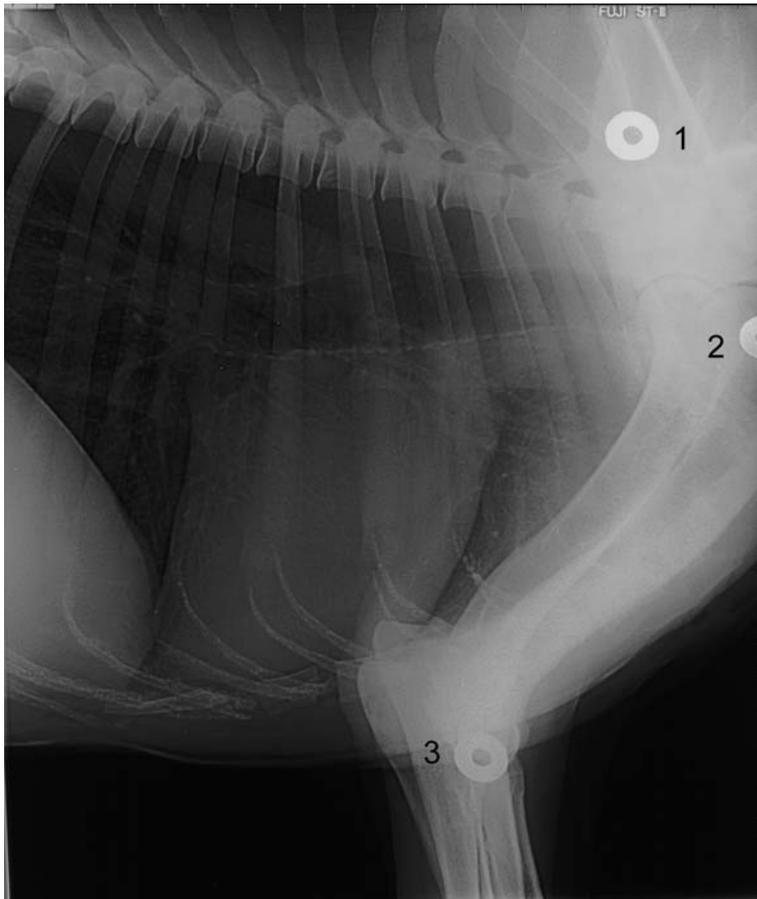


Abb. 31 Vordergliedmaße im Stand, beide Gliedmaßen auf einer Ebene.

- 1 Mitte auf der Spina scapulae
- 2 Tuberculum majus humeri
- 3 Lat. Bandhöcker des Humerus

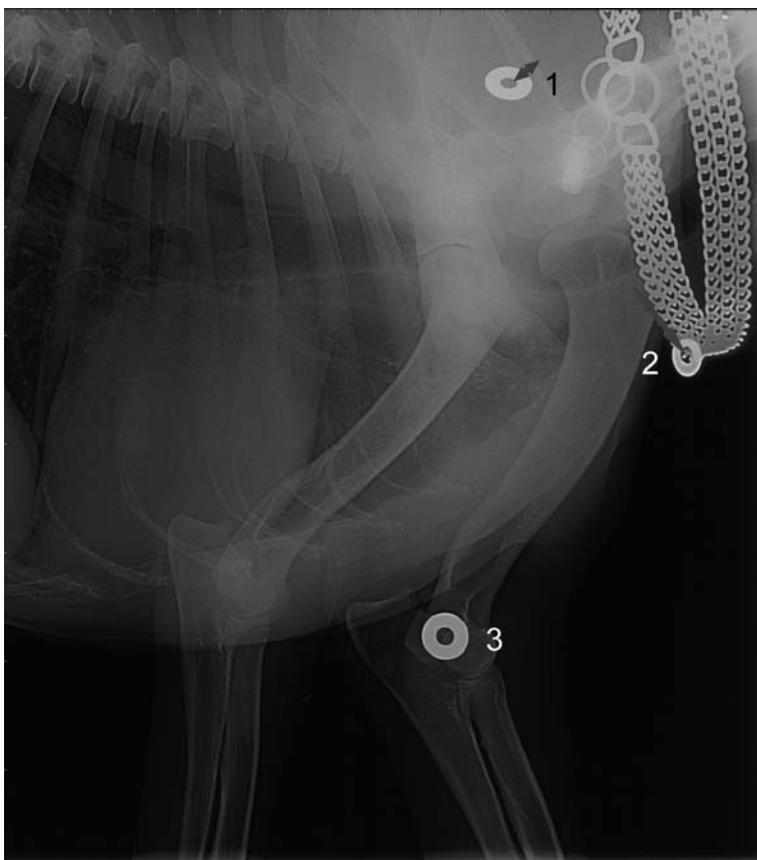


Abb. 32 Vordergliedmaße, markierte Gliedmaße nach kranial gestellt.

- 1 Mitte auf der Spina scapulae
- 2 Tuberculum majus humeri
- 3 Lat. Bandhöcker des Humerus

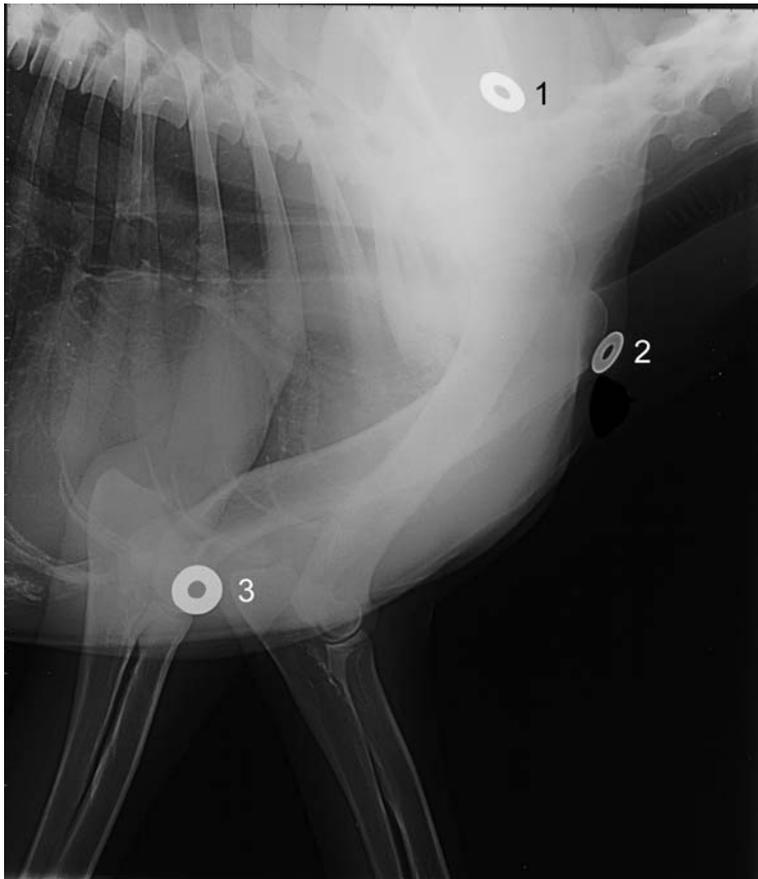


Abb. 33 Vordergliedmaße, markierte Gliedmaße nach kaudal gestellt.

- 1 Mitte auf der Spina scapulae
- 2 Tuberculum majus humeri
- 3 Lat. Bandhöcker des Humerus



Abb. 34 Hintergliedmaße im Stand, beide Gliedmaßen auf einer Ebene.

- 1 Trochanter major ossis femoris
- 2 Condylus lat. ossis femoris



Abb. 35 Hintergliedmaße,
markierte Gliedmaße nach
kranial gestellt.

1 Trochanter major ossis
femoris

2 Condylus lat. ossis femoris



Abb. 36 Hintergliedmaße,
markierte Gliedmaße nach
kaudal gestellt.

1 Trochanter major ossis
femoris

2 Condylus lat. ossis femoris

2.4. Gelenkkräfte und -momente der Schulter- und Beckengliedmaße beim Deutschen Schäferhund

Die folgenden Abbildungen (Abb. 37 bis Abb. 42) geben beispielhaft für ein Tier die berechneten Gelenkkräfte und -momente in den großen Gelenken der Schulter- und Beckengliedmaße wieder. Die Gelenkkräfte und -momente wurden nur in der Sagittalebene berechnet. Die Geschwindigkeit des Hundes entsprach „Fußgängergeschwindigkeit“. Dabei sind nur die Stützbeinphasen dokumentiert, die Berechnung der deutlich kleineren Kräfte in der Hangbeinphase ist so empfindlich auf die unvermeidbaren Messfehler der Bewegungsanalyse, dass die Daten als nicht reproduzierbar angesehen werden müssen.

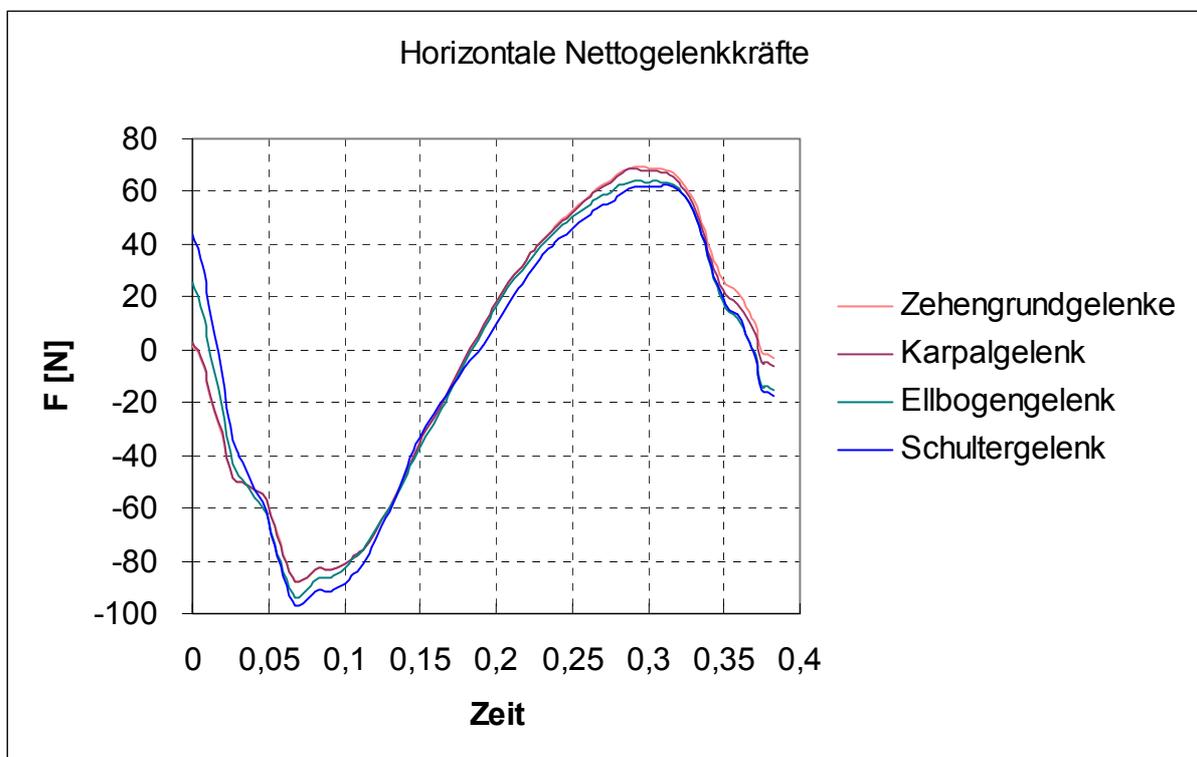


Abb. 37 Horizontale Nettogelenkkräfte in der Schultergliedmaße eines Deutschen Schäferhundes

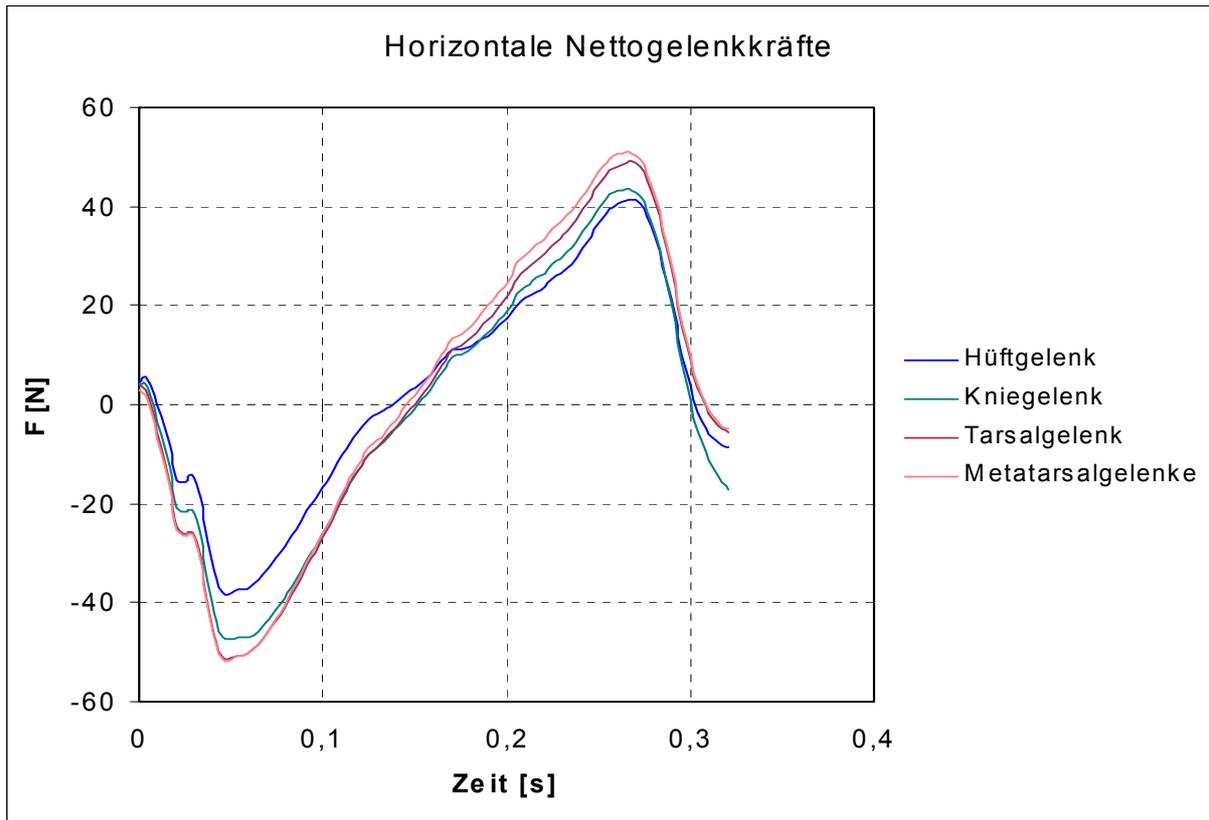


Abb. 38 Horizontale Nettogelenkkräfte in der Beckengliedmaße eines Deutschen Schäferhundes

Die Horizontalkräfte zeigen sowohl für die Vorder- (Abb. 37) als auch für die Hintergliedmaße (Abb. 38) einen biphasischen Verlauf. Die negativen Kräfte kommen durch das Abbremsen der Bewegung beim Auftreten auf die Kraftmessplatte zustande, da die Kraft gegen die Bewegungsrichtung wirkt. Die positiven Kräfte entsprechen der Beschleunigung beim Abheben der Pfote von der Kraftmessplatte, da hier die Kraft in der gleichen Richtung wie die Bewegung wirkt. Anhand der Grafik (Abb. 37) kann man deutlich erkennen, dass bei der Vordergliedmaße die Bremskräfte überwiegen. Zum Beispiel liegt die maximale Bremskraft in den Zehengrundgelenken bei -88 Newton während die Beschleunigungskräfte im Maximum bei 69 Newton liegen. Im Schultergelenk liegen die maximalen Werte bei -97 und bei 62 Newton.

Bei der Hintergliedmaße (Abb. 38) ist dieser biphasische Verlauf annähernd symmetrisch, im Hüftgelenk überwiegen die Beschleunigungskräfte geringgradig (maximaler negativer Wert: -38 Newton und maximaler positiver Wert: 41 Newton), während die maximalen Kräfte in den Metatarsalgelenken genau symmetrisch sind (-51 Newton und 51 Newton).

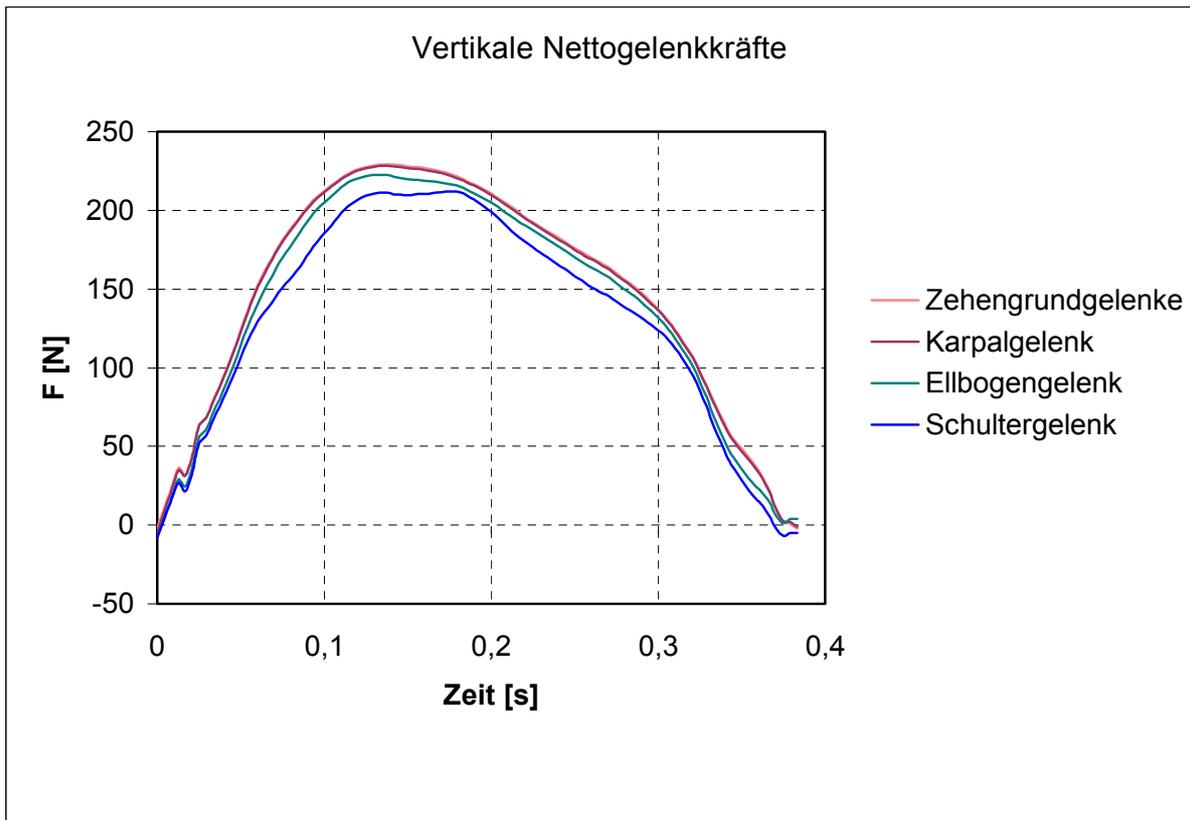


Abb. 39 Vertikale Nettogelenkkräfte der Schultergliedmaße eines Deutschen Schäferhundes

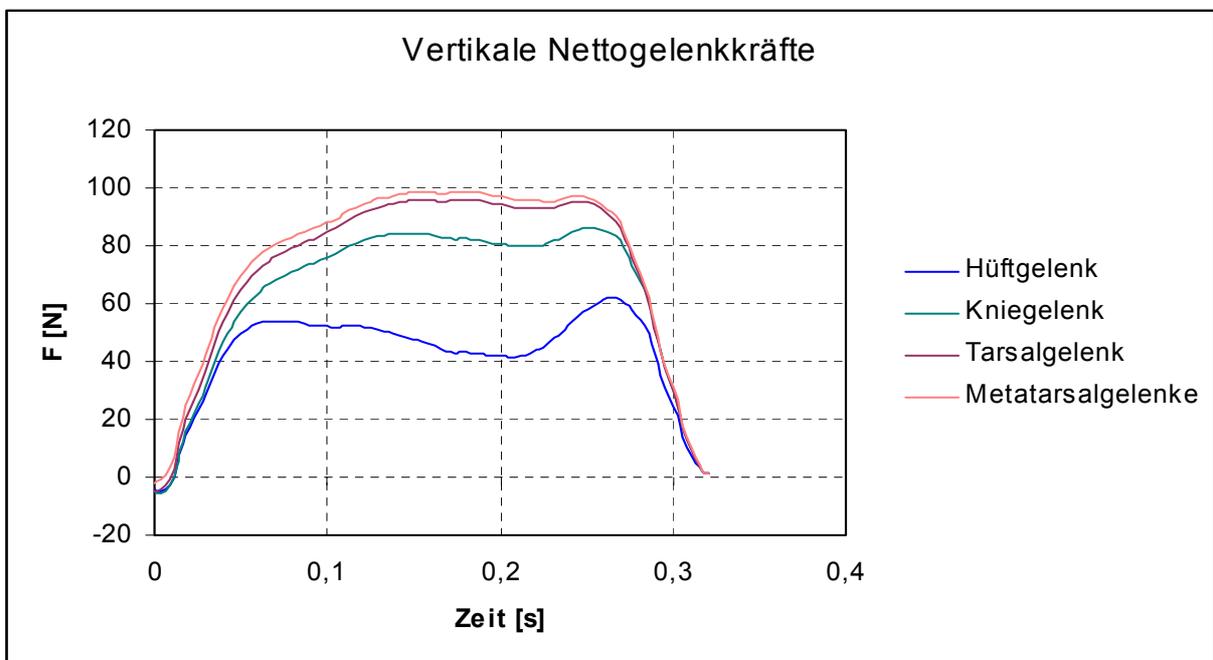


Abb. 40 Vertikale Nettogelenkkräfte in der Beckengliedmaße eines Deutschen Schäferhundes

Bei den vertikalen Nettogelenkkräften (Abb. 39 und Abb. 40) kommt es nur zu positiven Werten, da das Bein in der Stützbeinphase komprimiert wird. In den Gelenken der Schultergliedmaße tritt ein Maximum der Kräfte nur in der ersten Hälfte der Stützbeinphase auf. Die Kräfte in den Gelenken nehmen von proximal nach distal stetig zu. Die maximale Kraft im Schultergelenk ist bei 211 Newton, im Ellbogengelenk bei 222 Newton, im Karpalgelenk bei 228 Newton und in den Zehengrundgelenken bei 229 Newton. Insgesamt sind die Werte in den Gelenken der Schultergliedmaße auch deutlich größer als in den Gelenken der Beckengliedmaße. In der Beckengliedmaße liegt das absolute Maximum im Hüftgelenk bei 62 Newton, im Kniegelenk bei 86 Newton, im Tarsalgelenk bei 95 Newton und in den Metatarsalgelenken bei 99 Newton. Auch hier ist ein Anstieg der Kraft von proximal nach distal festzustellen. Besonders im Hüftgelenk kommen zwei Maxima vor, im ersten und im letzten Drittel der Stützbeinphase. Auch in der Stärke der Kraft scheint sich das Hüftgelenk von den anderen Gelenken der Beckengliedmaße deutlich zu unterscheiden.

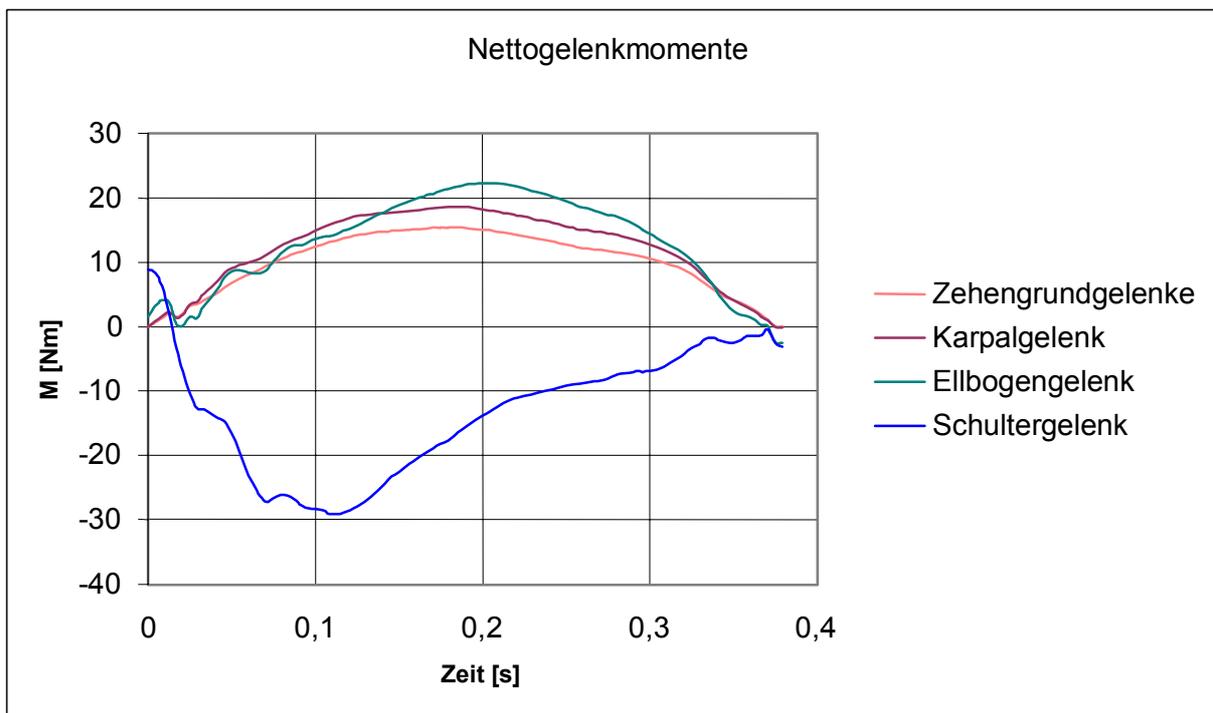


Abb. 41 Nettogelenkmomente in der Schultergliedmaße eines Deutschen Schäferhundes

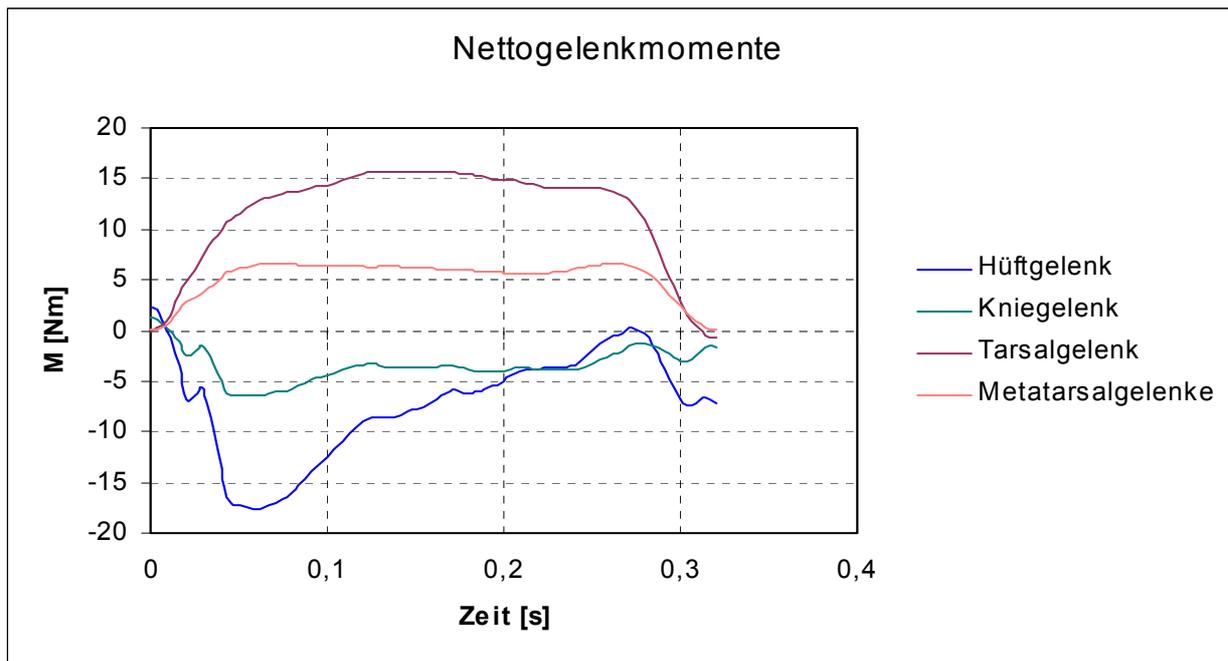


Abb. 42 Nettogelenkmomente in der Beckengliedmaße eines Deutschen Schäferhundes

Auch bei den Momenten wird ersichtlich, dass die Gelenke der Schultergliedmaße mehr belastet werden als die Gelenke der Beckengliedmaße.

E Diskussion

1. Material und Methoden

1.1. Material

Auswahl der Rasse Deutscher Schäferhund

In der vorliegenden Arbeit wurde der Deutsche Schäferhund verwendet, weil er eine sehr weit verbreitete Hunderasse ist. Der Deutsche Schäferhund ist ein mittelgroßer, gut bemuskelter Hund, der von seinem Aussehen und Körperbau von allen Hunderassen am deutlichsten das Wolfserbe verkörpert. Für die Ganganalyse ist er aufgrund seiner raschen Auffassungsgabe und Arbeitsfreude gut geeignet. Allerdings ist die Variationsbreite der Deutschen Schäferhunde größer als bei vielen anderen Rassen. Da aber aus den bereits genannten Gründen diese Rasse in vielen Veröffentlichungen als Vertreter aller Hunde genommen wird (Lott et al., 1990; Rauscher, 1986; Unkel-Mohrmann, 1999), ist es durchaus sinnvoll, sich auch hier auf den Deutschen Schäferhund zu beschränken und dadurch die Möglichkeit zu erlangen, die generierten Daten zu kombinieren und untereinander zu vergleichen.

Für diese Untersuchungen erscheint generell die Begrenzung auf nur eine Rasse zweckmäßig, da zu große Unterschiede in der Hundepopulation sowohl in Größe und Skelettbau, als auch hinsichtlich der Züchtung auf spezifische Eigenschaften bestehen. Zum Beispiel haben Pasi und Carrier (2003) die Unterschiede zwischen Pitbull und Greyhound herausgestellt. Darin wird deutlich, dass rassespezifische Muskel-Kraft Modelle nicht ohne eine Anpassung der typischen Ausprägungen übertragbar sind. Aus diesem Grunde werden in dieser Studie die Grundvoraussetzungen (morphometrische Daten) für ein Muskel-Kraft-Modell für den Deutschen Schäferhund erarbeitet. In nachfolgenden Untersuchungen kann überprüft werden durch welche Modifikationen die gewonnenen Erkenntnisse auch für andere Rassen anwendbar sind.

Verwendung der linken Vordergliedmaßen für das Forward Dynamik Modell

Es wird davon ausgegangen, dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen linker und rechter Vordergliedmaße beim Hund gibt. Bei dieser Arbeit wurde willkürlich die linke Vordergliedmaße ausgesucht. Bei den Umfängen der einzelnen Segmente, die vor allem die Bemuskelung der Hunde wiedergibt, wurden keine

großen Unterschiede sowohl in dieser Arbeit als auch in der Arbeit von Unkel-Mohrmann (1999) gemessen.

Obwohl der Mensch eine eindeutige Bevorzugung einer Hand aufweist, wurden bei einer statistischen Auswertung vernachlässigbare Differenzen sowohl im physiologischen Querschnitt als auch in der Muskelmasse zwischen rechtem und linkem Arm gefunden (Veeger et al., 1991). Bei einer Analyse der Hüftgelenksmuskeln des Menschen wurde dagegen beim linken Bein ein 10-20% größeres Muskelvolumen als beim rechten Bein festgestellt. Dieses Ergebnis stimmte aber nicht mit der dominierenden Seite der untersuchten Personen überein (Jensen und Davy, 1975), weshalb die Aussagekraft dieses Resultats fraglich ist. Bei der Muskelanalyse wurden deshalb nur die linken Vordergliedmaßen von männlichen Hunden präpariert. Demzufolge liegen auch nur die Werte der physiologischen Querschnitte dieser Muskeln vor.

Auch bei Messungen der Bodenreaktionskräfte sind keine signifikanten Unterschiede zwischen rechter und linker Gliedmaße festgestellt wurden. Rumph et al. (1994) fanden bei den vertikalen Bodenreaktionskräften einen geringen Unterschied von 0,4% des Körpergewichtes zwischen rechter und linker Vordergliedmaße. Das heißt, dass die rechte und linke Gliedmaße nahezu gleich belastet werden. Daraus kann man schließen, dass auch die Bemuskelung der beiden Gliedmaßen nahezu identisch an Masse sein müssen, daher ist es legitim nur eine Gliedmaße zu untersuchen.

Untersuchung männlicher Hunde für das Forward Dynamik Modell

Da kein Einfluss auf das Untersuchungsgut genommen werden konnte, wurden nur männliche Hunde präpariert. Alle verwendeten Hunde waren aufgrund medizinischer Indikation euthanasiert wurden. Für die Ergebnisse ist zu beachten, dass sich der Deutsche Schäferhund in Größe (bis zu 10 cm) und Gewicht (bis zu 18 kg) zwischen männlichem und weiblichem Geschlecht deutlich unterscheidet (Krämer, 2002).

1.2. Physiologischer Querschnitt und Muskelindex

Es gibt mehrere Möglichkeiten, den physiologischen Querschnitt zu errechnen. In dieser Untersuchung ist aus pragmatischen Gründen die Formel $(M \cdot \cos \alpha) / (l \cdot \rho)$ (4. Formel) gewählt worden, da diese zum einen den Fiederungswinkel berücksichtigt und zum anderen eine einheitliche Dichte benutzt, anstatt eine aufwendigere Volumenbestimmung des Muskels benötigt.

1. Muskelvolumen dividiert durch Faserlänge (V / l)
(Brand et al., 1986; Johnson et al., 1996; Kaufman et al., 1991)
2. Muskelvolumen multipliziert mit dem Kosinus des Fiederungswinkels α ,
dividiert durch Faserlänge ($(V * \cos \alpha) / l$)
(Funkunaga et al., 1992; Narici et al., 1996)
3. Muskelgewicht dividiert durch Muskeldichte multipliziert mit Faserlänge
($M / (l * \rho)$)
(Breteler et al., 1999; Shahar und Milgram, 2001; Thorpe et al., 1999)
4. Muskelgewicht multipliziert mit dem Kosinus des Fiederungswinkels, dividiert
durch Muskeldichte multipliziert mit Faserlänge ($M * \cos \alpha) / (l * \rho)$)
(Sacks und Roy, 1982; Wickiewicz et al., 1983)
5. Muskelvolumen multipliziert mit dem Kosinus des Fiederungswinkels, dividiert
durch Muskellänge ($(V * \cos \alpha) / L$)
(Veeger et al., 1997)
6. Dünne Schnitte aus der Stelle des Muskels mit dem wahrscheinlich größten
Querschnitt senkrecht zum Faserverlauf schneiden, diese Schnitte
fotografieren, digitalisiert und ausgewertet
(Veeger et al., 1991)

Die Formeln 2. und 4. beziehen den Fiederungswinkel mit ein, sind sonst aber die gleichen wie 1. und 3. Bei einigen Formeln wird der Fiederungswinkel nicht mitberücksichtigt, da von einem Winkel unter 20° bei allen analysierten Muskeln ausgegangen wird. Dabei wird argumentiert, dass der Fiederungswinkel sich erst bei einem Wert über 20° auswirkt, da der Kosinus erst bei Werten über 20° deutlich kleiner als eins (0.94) wird. Das bedeutet, dass bis zu einem Fiederungswinkel von 20° , der Muskel einen Kraftverlust von bis zu 6% erfährt.

Außerdem unterscheiden sich 1. und 2. mit 3. und 4. mathematisch nicht. Der Quotient aus Volumen und Gewicht, wird durch die Dichte ersetzt. Methodisch ist dies jedoch ein Unterschied, so dass voneinander abweichende Ergebnisse auftreten können. Wie bereits oben erwähnt ist die Volumenbestimmung der einzelnen Muskeln aufwendiger als die Gewichtsbestimmung der Muskeln und anschließender Division durch eine einheitliche Dichte.

Die Bestimmungen der Muskelparameter (Muskelvolumen, -gewicht, -länge, Faserlänge und Fiederungswinkel) werden überwiegend an toten Lebewesen

durchgeführt. Es gibt mehrere Gründe, warum es zweckmäßig ist, die erstmalige Bestimmung der Muskelparameter am toten Hund durchzuführen:

1. ist die Messung an lebenden Tieren immer problematisch
2. es wurde noch keine Evaluierung von in vivo gemessenen Daten durchgeführt
3. die Gelenkkkräfte sind sehr ähnlich trotz individueller Unterschiede in der Ausprägung der Muskeln (ein schwächerer Muskel wird durch einen stärkeren Muskel ausgeglichen) (Brand et al., 1986).

Da es noch keine Evaluierung der in vivo gemessenen Daten gibt, ist die Methode am lebenden Tier bei der ersten Anwendung zu aufwendig. Zudem gibt es beim Hund noch überhaupt keine Daten mit denen man die Ergebnisse vergleichen könnte. Zunehmend finden neuere Techniken wie MRI (Funkunaga et al., 1992; Narici et al., 1996) und Ultraschall (Narici et al., 1996) Anwendung bei der Bestimmung der Muskelparameter. Der Vorteil bei diesen Verfahren ist, dass sie in vivo angewandt werden können. Narici et al. (1996) fanden heraus, dass die Muskelparameter Fiederungswinkel, Faserlänge und die Dicke des Muskels, die an einem toten Menschen mittels Ultraschall erhoben worden sind, in Übereinstimmung mit direkten anatomischen Messungen am toten Menschen waren. Da es nahezu unmöglich ist einen exakten physiologischen Querschnitt für lebende Individuen vorauszusagen (Brand et al., 1986) und die Muskellänge abhängig von der Körperhaltung ist (Veeger et al., 1991), erscheint es zunächst sinnvoll die Muskelparameter in vivo zu messen (Funkunaga et al., 1992). Laut Veeger et al. (1991) sind die Muskel-Skelett-Modelle aber trotz der neuen Techniken auf direkte Messungen an Leichen angewiesen.

Alle für die Untersuchung notwendigen Daten (physiologischer Querschnitt, Trägheitsparameter der einzelnen Segmente, Hebelarme der Muskeln und die Koordinaten der Ursprungs- und Ansatzpunkte der Muskeln am Knochen) sollten am gleichen Individuum erhoben werden, um zusammenhängende Daten zu erhalten (Veeger et al., 1991). Alle Werte an einem Tier zu erheben erweist sich jedoch in der Praxis als nahezu unmöglich. Zum Beispiel wurde der Hund Nr. 6 in verschiedene Abschnitte zersägt um die Massenmittelpunkte der Gliedmaßensegmente bestimmen zu können. Durch das Teilen der Gliedmaße in die verschiedenen Segmente ist es weder möglich die Muskeln zu analysieren noch die Koordinatenpunkte zu erstellen. Auch Veeger et al. (1991) hat bei seinem Modell nicht alle Daten am gleichen Individuum erheben können.

Fiederungswinkel

Die Ermittlung des Fiederungswinkels an verschiedenen Untersuchungsobjekten erfordert eine reproduzierbare Vorgehensweise. Wenn man den Winkel an Muskeln von toten Tieren misst, verändert sich dieser je nach Verformung des Muskels. Um Unterschiede durch die Methode zu vermeiden, wurde versucht, den Winkel immer unter den gleichen Voraussetzungen zu bestimmen. Der Muskel wurde aus dem Tierkörper herausgetrennt und auf einer ebenen Unterlage glatt ausgebreitet. Dabei wurde genauestens darauf geachtet, dass der Muskel weder gedehnt noch gestaucht wurde. Um eine weitere Beeinflussung des Fiederungswinkels durch Messinstrumente oder ähnliches zu vermeiden, wurden die einzelnen Muskeln anhand von Fotos ausgewertet (siehe auch C1.2.1). Eine weitere Fehlerquelle bilden die in einem Muskel unterschiedlich auftretenden Faserverläufe. Deshalb wurde eine erhöhte Anzahl an Messungen durchgeführt (bis zu 20 Messungen pro Muskel). Da die unterschiedlichen Winkel aber ungleich verteilt im Muskel liegen, kann man den mittleren Fiederungswinkel nur näherungsweise bestimmen. Beim lebenden Tier verändert sich der Fiederungswinkel während der Bewegung in Abhängigkeit von der Kontraktion oder Dehnung des Muskels. Beim Erstellen eines Modells, das die physiologischen Querschnitte mit einbezieht, sollte dies bedacht werden.

Faserlänge

Die Messung der Faserlängen muss sehr sorgfältig erfolgen, weil diese Methode anfällig für Fehler ist (Cutts und Seedhom, 1993). Beim Heraustrennen der einzelnen Fasernbündel kann man sowohl Fasern verletzen als auch ein zu großes Fasernbündel isolieren. Dadurch können die Fasern entweder zu kurz oder zu lang erscheinen. Die Faserlängenbestimmung der Muskeln kann am toten Tier durchgeführt werden, da durch die Fixierung der Muskeln mit Formalin die Länge nicht verändert wird (Breteler et al., 1999).

Der physiologische Querschnitt verdeutlicht die Beziehungen zwischen Größe und Kraft eines Muskels. Man kann anhand seines Wertes Aussagen über die maximale Kraft treffen, die ein Muskel erzeugen kann (Veeger et al., 1991). Generell gilt die Annahme, dass die Kraft, die ein Muskel erzeugen kann, proportional zu seiner Größe und seinem physiologischen Querschnitts ist. Die Tatsache, dass die unterschiedlichen Muskelfasertypen hierbei nicht berücksichtigt werden zeigt, dass

die wirkliche Muskelkraft nicht ins Detail exakt bestimmt wird (Brand et al., 1986). Sacks und Roy (1982) stellten fest, dass bei Berücksichtigung der Unterschiede zwischen Muskelmasse, Faserlänge und Fiederungswinkel, die produzierte Spannung in den schnellen und langsamen Muskeln gleich ist. Um eine Größenordnung der Kräfte zu erlangen, reicht das Modell ohne Fasertypenzusammensetzung vollkommen aus.

1.3. Trennung der Muskeln

In dieser Arbeit werden die Muskeln unter Berücksichtigung der Faserverläufe in verschiedene Elemente getrennt um die Richtung der Kraft und die damit verbundenen Hebelarme besser darstellen zu können. Für jeden einzelnen Muskelanteil ist separat der physiologische Querschnitt errechnet worden, so dass sich die gesamte Kraft des Muskels durch Summation der einzelnen Anteile errechnet. Diese pragmatische Vorgehensweise zeichnet sich durch die gute Durchführbarkeit aus.

Da noch keine anderen Arbeiten über die Auftrennung breiter Schultergürtelmuskeln beim Hund bekannt sind, musste diese Aufteilung erstmals durchgeführt werden. Die vorliegende Anzahl der einzelnen Muskelelemente ist geringer als in der Humanmedizin (Breteler et al., 1999; Charlton und R., 2002; Johnson et al., 1996), reicht aber aus, um den unterschiedlichen Hebelarmen gerecht zu werden und ist durch die geringere Anzahl leichter anwendbar und besser reproduzierbar.

Bis auf Veeger et al. (1997) und van der Helm und Veenbaas (1991) werden Muskeln mit breiten Ursprüngen oder breiten Ansätzen in verschiedene einzelne Teile getrennt. Ein Problem stellt die unterschiedliche Vorgehensweise der verschiedenen Autoren dar. Weder über die Anzahl der Teilungen noch über die Positionen der einzelnen Schnitte besteht Einigkeit. Dadurch ist es nicht möglich die einzelnen Ergebnisse direkt zu vergleichen. Zum Beispiel teilt Pedersen et al. (1991) an der Hintergliedmaße des Hundes den M. glutaeus prof. und M. glutaeus med. in drei Elemente, während Shahr und Milgram (2001) den M. tensor fasciae latae und den M. sartorius in zwei Teile aufgliedern, die Mm. glutaei aber als eine Einheit belassen. Die gleichen Schwierigkeiten bestehen in der Humanmedizin. Veeger et al. (1997) und van der Helm und Veenbaas (1991) teilen die Muskeln nicht weiter auf, sondern geben die breiten Insertationsstellen als Linie oder als Fläche an. Der Vorteil dieser Methode ist, dass man jederzeit die Anzahl der Kräftegleichungen optimieren kann. Der Nachteil ist, dass durch die Komplexität umfassende Computerprogramme

herangezogen werden müssen. Fehler sind dadurch schwerer zu finden und die anatomischen Verhältnisse im Muskel, wie zum Beispiel die unterschiedlichen Faserverläufe, können verborgen bleiben.

1.4. Koordinatensystem

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen jedes Knochensegment in ein eigenes lokales Koordinatensystem zu legen, bei denen die Achsen durch leicht tastbare Knochenpunkte verlaufen. Durch Transformationen dieser Koordinaten ist es möglich, die erhobenen dreidimensionalen Ursprungs- und Ansatzpunkte der Muskeln in jeder Phase der Bewegung zu bestimmen (Brand et al., 1982; Grood und Suntay, 1983; Kaufman et al., 1991; Seireg und Arvikar, 1975; Shaha und Milgram, 2001). Bei einem globalen Koordinatensystem hat man nur eine bestimmte Position der Segmente zu einander, in der die Koordinaten gemessen worden sind. Für jede Veränderung der Winkel zwischen den Segmenten müsste man neue Messungen vornehmen.

Um die lokalen Koordinatensysteme für spätere Berechnungen der Hebelarme leicht vereinigen zu können, wurde der Nullpunkt der lokalen Koordinatensysteme auf eine optisch ermittelte Gelenkmitte als Rotationspunkt festgelegt. Über die genaue Position der Rotationspunkte gibt es noch keine Veröffentlichungen. Die optisch ermittelte Gelenkmitte zu bestimmen ist eine angemessene Annäherung an die tatsächliche Position der Drehpunkte (Breteler et al., 1999). Laut Pedersen et al. (1991) kann das Gelenkzentrum vom Untersucher mehr oder weniger willkürlich festgelegt werden. Dies beruht auf der Annahme, dass die Ansätze der Muskeln am Knochen in Beziehung zu den dreidimensionalen starren Segmenten stehen, die sich gegeneinander bewegen. Auf diese Weise können momentane Hebelarme basierend auf den Drehpunkten berechnet werden.

Die Festlegung des Rotationspunktes im Rumpfschultergelenk erfolgte willkürlich. Durch die muskulöse Verbindung der Skapula mit dem Thorax muss der Drehpunkt der Skapula weder auf der Skapula noch auf dem Thorax fixiert sein, um aus mechanischer Sicht eine Beugung oder Streckung dieses „Gelenkes“ zu bewerkstelligen (Boczek-Funcke et al., 1999). Bei der Katze haben Analysen auf dem Laufband gezeigt, dass sich der Drehpunkt der Skapula am dorsalen Rand, an der Verlängerung der Spina scapulae, befindet und sehr konstant während der Bewegung ist (Boczek-Funcke et al., 1996). Für den Hund wurden in der Literatur keine Angaben über die Lokalisation dieses Drehpunktes gefunden.

In dieser Arbeit wurden die Mittelpunkte der Ursprünge und Ansätze visuell festgelegt und gemessen. Bei dieser Methode ist die potenzielle Fehlerquelle hoch, außerdem kann sich durch die unterschiedliche Ausprägung der Muskeln bei verschiedenen Hunden der Mittelpunkt am Skelett verschieben. Beim Menschen wurden bei diesem Verfahren Unterschiede bis zu 20 mm gefunden (Brand et al., 1982).

Die Aktionslinie der Muskeln ergibt sich aus der geraden Verbindung des Ursprungs- und Ansatzpunktes. Diese Vereinfachung verändert die Hebelarme und Momentvektoren im Gegensatz zu anderen Methoden prozentual nur geringfügig (Jensen und Davy, 1975). Bei der „geraden“ Methode weichen die Aktionslinien der Muskeln, die durch die Retinacula festgehalten werden oder sich um Knochenstrukturen winden, jedoch von der realen Aktionslinie erheblich ab (van den Bogert, 1989; Pedersen et al., 1991). Ein potenzieller Lösungsansatz besteht darin als Ansatzpunkt der Muskeln die Stelle zu wählen, an der der Muskel von einem Retinaculum bedeckt wird (Pedersen et al., 1991). Dies erscheint aber nicht zielführend, da an dieser Stelle die Muskeln keine direkte Verbindung zum Knochen haben und dadurch nicht die gleiche Kraft wie an der Insertationsstelle an dieser Stelle auf das Skelett übertragen können. Als geeigneter sind dreidimensionale Bildverfahren wie zum Beispiel MRI anzusehen (Johnson et al., 1996).

Eine weitere Alternative stellt das „centroid line“ Modell dar. Dieses Modell versucht den tatsächlichen Verlauf des Muskels zu simulieren indem es gebogene bzw. gekrümmte Linien in der Nachbarschaft von Gelenken mit einbezieht. Wegen einiger Nachteile wird diese Methode hier jedoch nicht angewandt:

1. Es wird eine sehr große Anzahl von Daten für nur einen einzigen Muskel in nur einer Gelenkkonfiguration benötigt.
2. Die transversalen Querschnittsflächen einer irregulären anatomischen Struktur, wie zum Beispiel einem Muskel, ist sehr schwierig sinnvoll zu bestimmen. Dies macht vor allem bei Muskeln mit einem breiten Ursprung oder ungewöhnlicher Gestalt Probleme.
3. Das Modell ist bei einem Wechsel der Gelenkkonfiguration nicht einfach zu benutzen. Dies gilt insbesondere dann, wenn eine Verlagerung des Ortes der Aktionslinie eines Muskels relativ zum Gelenkzentrum auftritt.
4. Die gekrümmten „centroid“ Linien, erhoben an Kadavern, müssen nicht mit denen in vivo übereinstimmen (Dostal und Andrews, 1981).

In dieser Arbeit werden alle Muskeln aus mehreren Gründen als gerade Linie dargestellt:

1. um sie mühelos verschiedenen Gelenkkonfigurationen anzupassen,
2. durch einfache Erstellung, kleinere Fehlerquelle zu bekommen,
3. für eine Annäherung der Hebelarme und Kraftvektoren qualitativ ausreichend,
4. aufwendige dreidimensionale Bildverfahren standen nicht zur Verfügung.

1.5. Ganganalyse

Bei der Ganganalyse wurden die Hunde von ihren Besitzern über eine Laufbahn geführt, die in der Mitte zwei Kraftmessplatten aufwies. Durch das Führen der Hunde durch die Besitzer bestand die Möglichkeit, dass der Besitzer den Hund sowohl beim Gehen als auch beim Auftreten auf die Messplatten beeinflusst haben und das ganganalytische Profil unwillentlich verfälscht wurde. Auch konnte man am Ende der Durchgänge einen Motivationsverlust der Tiere feststellen, so dass die zum späteren Zeitpunkt erhobenen Daten sorgfältig betrachtet werden sollten. Vorteilhaft wäre es, die Schäferhunde an ein selbständiges Laufen über die Bahn zu trainieren. Dies war aus organisatorischen Gründen nicht möglich, da sowohl die den Besitzern zumutbare Zeit (pro Hund hat die Datenaufnahme ca. vier Stunden gedauert) als auch die zeitliche Verfügbarkeit des Ganganalyselabors berücksichtigt werden musste. Auch Rumph et al. (1994) glaubt, dass bei seinen Versuchen, die Bodenreaktionskräfte durch das Ziehen an der Leine verfälscht worden sind.

Bei einem Laufband, wie es auch Unkel-Mohrmann (1999) benutzt hat, ist diese Fehlerquelle weniger relevant. Trotzdem hat man hier eine noch größere Beeinträchtigung der Messdaten für die Bodenreaktionskräfte, da das Band ständig über die darunterliegenden Platten schleift. Deshalb kam ein Laufband für die Inverse Dynamik nicht in Frage.

1.6. Markerpositionen und Markerverschiebung

Die oberflächlichen Marker wurden über gelenksnahe leicht tastbare Knochenpunkte auf die Haut geklebt. Es sind dabei zwei Dinge zu beachten:

1. Die Marker werden an gelenksnahen Knochenpunkten geklebt und spiegeln deshalb nicht exakt die Lokalisation des Gelenkdrehpunktes wider.
2. Es besteht das Problem der Hautverschiebung über den ausgewählten Knochenpunkten in der Bewegung. Besonders groß ist der Fehler, der durch

die Hautverschiebung entsteht, an den proximalen Gelenken. Aus diesem Grund muss schon beim Anbringen der Marker der Hund absolut still stehen und alle vier Gliedmaßen gleichmäßig belasten.

Zur Quantifizierung der Hautverschiebung wurde ein weiterer Deutscher Schäferhund nach Aufkleben röntgendichter Marker in verschiedenen Stellungen der Standphase des Ganges geröntgt. Beim Pferd gibt es verschiedene Arbeiten, die sich mit diesem Thema auseinandergesetzt haben (Audigie et al., 1998; van den Bogert et al., 1990; van Weeren und Barneveld, 1986). Audigie et al. (1998) fand Unterschiede zwischen rechter und linker Gliedmaße, die als Ursache eine asymmetrische Platzierung der Marker haben könnte. Als weitere Gründe kommen allerdings auch verschiedene Bewegungsmuster oder anatomische Abweichungen in Frage. Hieran kann man die Wichtigkeit der Quantifizierung der Markerverschiebung erkennen und unterschiedliche Daten besser bewerten.

Die optimale Lösung für die Ermittlung kinematischer Daten ist die Röntgenkinematographie.

Bei der Katze wurde die Bewegung der Skapula mit Hilfe eines Röntgenkinematographen dargestellt (Boczek-Funcke et al., 1999). Bei dieser Methode ist jedoch immer die Strahlenbelastung der Tiere zu bedenken.

1.7. Morphometrische Messungen

Die Hunde wurden am Tag der Ganganalyse mit einem flexiblen Maßband vermessen. Die Ermittlung des Stockmaßes bereitete keine Probleme und konnte mit den Zuchtunterlagen verglichen werden. Hier bestanden keine größeren Abweichungen. Die Segmentlängen wurden anhand der aufgeklebten Marker abgemessen. Das bedeutet, dass Fehler beim Platzieren der Marker sich bei der Erhebung der Segmentlängen ebenfalls auswirken. Bei der Bestimmung der Segmentumfänge insbesondere im proximalen Bereich musste sehr darauf geachtet werden, bei allen Hunden exakt die gleiche Stelle zu finden und auf dem glatten Fell mit dem Maßband nicht abzurutschen, da sonst erhebliche Differenzen bestanden. Bei einer Abweichung zum Beispiel am Kniegelenk von 1cm nach proximal oder kranial verändert sich der Umfang um 1-2 cm.

1.8. Masse und Massenschwerpunkt

Bei der Abgrenzung der einzelnen Segmente für die Bestimmung der Trägheitsparameter wurden die Gelenkspalten zur Orientierung herangezogen. Trotzdem bleibt die Trennung des Weichteilgewebes besonders im Rumpfschultergelenk mehr oder weniger willkürlich. Es wurde versucht das umliegende Gewebe so aufzuteilen, wie es sich in der Bewegung mit den Segmenten mitbewegt. Die gleichen Schwierigkeiten stellte van den Bogert et al. (1989a) bei der Segmentbestimmung des Pferdes fest.

Hinrichs (1985) warnt vor ungenauen Ergebnissen, wenn die Kadaver, an denen die Trägheitsparameter ermittelt wurden, zu sehr von den Tieren im Modell abweichen. Aus diesem Grund haben Reynolds und Walt (2002) eine Methode entwickelt Trägheitsparameter mit Hilfe von MRI am lebenden Menschen zu ermitteln.

Eine anerkannte Alternativmethode mit Berechnungen ähnlicher geometrischer Formen reagiert dagegen sehr empfindlich auf Messfehler, vor allem im Bezug auf die Trägheitsmomente. Ein weiterer großer Nachteil beim geometrischen Modell ist, dass nur Volumenparameter bestimmt werden, da nur die Form der Segmente und nicht deren Massenverteilung berücksichtigt werden kann (van den Bogert et al., 1989a).

Nach Schamhardt (1998) werden nur kleine Fehler gemacht, wenn man die Trägheit bei der Berechnung der Gelenkkräfte beim Pferd vernachlässigt, da die Trägheit oft sehr klein ist. Dies gilt allerdings stärker für das Pferd als für den Hund, da beim Pferd die Muskulatur noch stärker als beim Hund nach proximal an der Gliedmaße verlagert ist.

2. Ergebnisse

2.1. Grundlagen für die Forward Dynamik

Die physiologischen Querschnitte der Schultergürtelmuskulatur (Tab. 4) zeigen insgesamt einen geringeren durchschnittlichen Variationskoeffizienten (-36%) als die der Eigenmuskulatur der Schultergliedmaße (Tab. 5). Da die Schultergürtelmuskulatur nochmals unterteilt wurde, besteht auch hier eine mögliche Fehlerquelle. Bei der Eigenmuskulatur der Schultergliedmaße wurden die Muskeln als eine Einheit belassen und waren im Tierkörper gut voneinander abzugrenzen. Deshalb wurde im Gegensatz zu den Ergebnissen erwartet, dass bei der Eigenmuskulatur der Schultergliedmaße geringere Abweichungen bestehen.

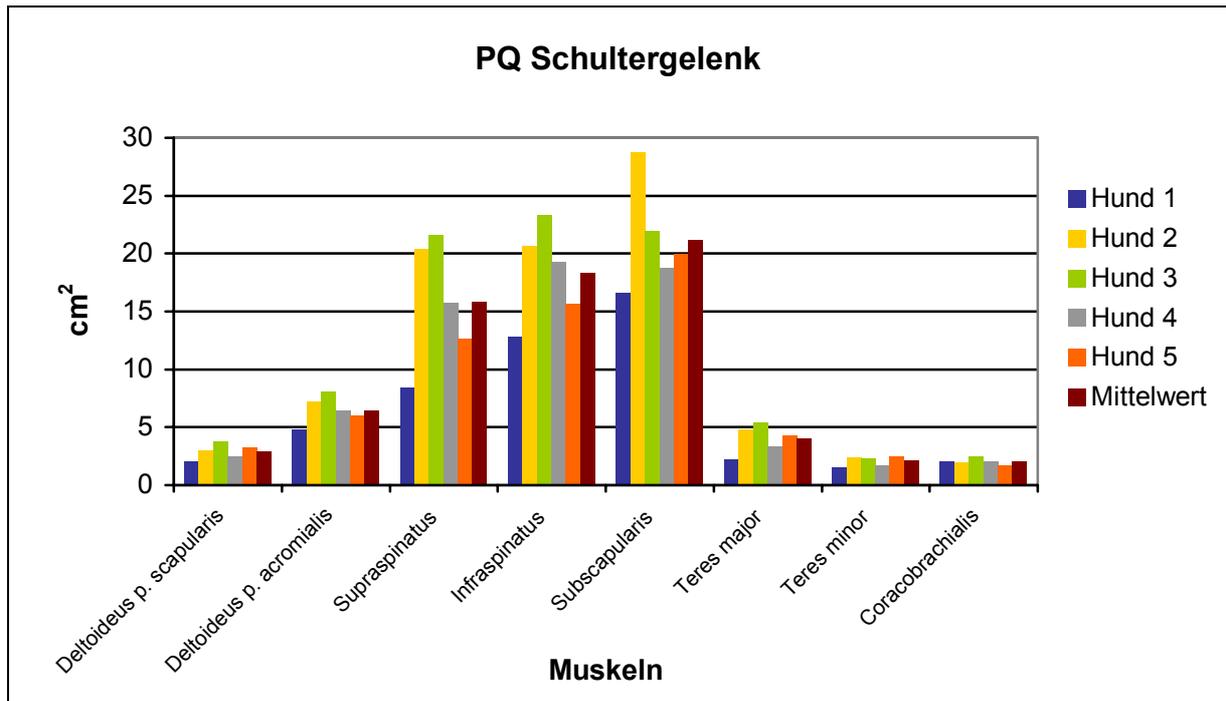


Abb. 43 Diagramm der physiologischen Querschnitte der Schultergelenksmuskeln aller fünf Hunde im Vergleich zum Mittelwert

Wie aus den Tab. 4, Tab. 5 und Tab. 27 zu erkennen ist, weist der physiologische Querschnitt auffällige Unterschiede zwischen den einzelnen Hunden auf, obwohl alle Hunde der gleichen Rasse angehörten. In Abb. 43 wird beispielhaft für einige Muskeln der Schultergliedmaße die physiologischen Querschnitte graphisch dargestellt.

Ein Grund für die großen Schwankungen ist vermutlich die unterschiedliche Konstitution der Tiere. Die Hunde waren auffallend ungleich in ihrem Ernährungszustand und dadurch auch in ihrem Gewicht. Durch die verschieden stark ausgeprägten Muskeln ist auch anzunehmen, dass die Hunde in ihren Bewegungsgewohnheiten und in ihrer Kondition voneinander abwichen. Wie im Kapitel B2.2.1 erwähnt spielt das Training für die Ausgestaltung der Muskeln eine große Rolle.

Auch Veeger et al. (1991) stellte bei seinen Untersuchungen am Menschen große interindividuelle Schwankungen fest. Es gibt noch keine Angaben über den physiologischen Querschnitt der Muskeln der Schultergliedmaße beim Hund. Da der physiologische Querschnitt eine Annäherung an die maximale Kraft gibt, die ein Muskel erzeugen kann, kann mit Hilfe dieser Daten ein Forward Dynamik Modell erstellt werden.

Tab. 22 Vergleich der Fiederungswinkel mit den Fiederungswinkeln von Heinze et al. (1972)

Muskeln	Fiederungswinkel	Heinze et al. (1972)
M. deltoideus		
Pars scapularis	10,00	12
Pars acromialis	20,20	16
M. supraspinatus	14,97	20
M. infraspinatus	16,14	30
M. subscapularis	16,20	12
M. teres major	<5	k. A.*
M. teres minor	14,40	14
M. coracobrachialis	31,20	8
M. biceps brachii	18,15	28
M. brachialis	10,50	10
M. triceps brachii		
Caput longum	13,22	20
Caput laterale	22,67	10
Caput mediale	16,97	12
Caput accessorum	24,83	28
M. tensor fasciae antebrachii	<5	k. A.
M. anconaeus	24,30	k. A.
M. extensor carpi radialis	15,91	16
M. extensor digitalis communis	23,70	14
M. extensor digitalis lateralis	34,50	12
M. extensor carpi ulnaris	28,50	28
M. supinator	24,50	k. A.
M. abductor pollicis longus	19,22	k. A.
M. flexor carpi radialis	16,00	16
M. flexor carpi ulnaris		
Caput humerale	24,62	11
Caput ulnare	35,65	16
M. flexor digitalis superficialis	30,85	20
M. flexor digitalis profundus (ges.)**	20,21	16,5
M. pronator teres	20,80	8

*keine Angabe, **ges.: Gesamter Muskel

Brand et al. (1986) geht davon aus, dass es nicht möglich ist, einen genauen physiologischen Querschnitt einzelner Muskeln für ein lebendes Individuum anhand der Größe oder des Gewichtes des Individuums vorauszusagen. Bei einem Vergleich mit den Ergebnissen dieser Arbeit kommt man zu dem selben Schluss. Dies ist im

Wesentlichen darauf zurückzuführen, dass man nur die Größe und das Gewicht eines Hundes berücksichtigt. Weder der individuelle Körperbau noch vor allem der Ernährungszustand und das Training des Tieres fließen in die Berechnungen mit ein. Die Ergebnisse entstanden trotz der Fokussierung auf nur eine Hunderasse und die damit einhergehende gezielte Vermeidung einer großen Variabilität des Körperbaus verschiedener Rassen.

Vergleicht man die Fiederungswinkel aus dieser Arbeit mit den Fiederungswinkeln von Heinze et al. (1972) (Tab. 22Tab.) erkennt man auffällige Unterschiede. Heinze et al. (1972) beschreiben allerdings leider nicht die Methode mit der sie die Fiederungswinkel bestimmt haben. Da sie aber zur Darstellung des Fibroskelettes der Muskeln diese aufgefasert haben, kann durch die Behandlung der Muskeln der Fiederungswinkel verändert worden sein. Hier wird wieder deutlich wie schwierig die Bestimmung des Fiederungswinkels ist. Der größte Fiederungswinkel wurde mit 36° beim M. flexor carpi ulnaris, caput ulnare ermittelt. Der Kosinus dieses Wertes beträgt 0,81, dies wirkt sich auf den physiologischen Querschnitt aus. Durch einen Fiederungswinkel von 36° kommt es beim Muskel zu einem Kraftverlust von 20%. Bei Muskeln mit einem Fiederungswinkel von über 20° ist die Einbeziehung des Fiederungswinkels bei der Berechnung des physiologischen Querschnittes von großer Bedeutung. Brand et al. (1986) fanden heraus, dass sowohl die Gelenkkräfte als auch die Muskelkräfte sehr sensibel auf Veränderungen des physiologischen Querschnittes reagierten, was jedoch nicht auf die maximalen Kräfte zutrifft.

Die Koordinaten der Ursprünge und Ansätze der Muskeln (Tab. 9) werden für die Bestimmung der Aktionslinien der Muskeln sowie zur Berechnung der Hebelarme benötigt. Für die Schultergliedmaße liegen noch keine Daten für den Hund vor. Shahr und Milgram (2001) haben dreidimensionale Koordinaten der Ursprünge und Ansätze sowie die physiologischen Querschnitte der Muskeln der Beckengliedmaße erstellt, so dass jetzt für den Hund sowohl für die Schulter- als auch für die Beckengliedmaße ein kompletter Datensatz vorliegt. Mit diesem Datensatz ist es möglich, ein Forward Dynamik Modell des Hundes zu berechnen.

2.2. Inverse Dynamik

Die Segmentlängen der Hunde für die Ganganalyse in der vorliegenden Arbeit sind annähernd identisch mit den Werten die Unkel-Mohrmann (1999) ebenfalls an Deutschen Schäferhunden ermittelt hat (Tab. 23). Die geringen Differenzen sowohl zwischen links und rechts als auch zwischen den beiden Studien können auf

geringgradige Positionsunterschiede beim Aufkleben der Marker oder durch leichte Hautverschiebungen beim Messen der Abstände zurückzuführen sein. Signifikante Unterschiede, die auf eine Bevorzugung einer Seite hindeuten, lassen sich aus diesen Daten nicht erkennen.

Tab. 23 Vergleich der Segmentlängen

Vordergliedmaße	links [cm]	rechts [cm]	Mittelwert [cm]	(Unkel-Mohrmann, 1999)		
				links [cm]	rechts [cm]	Mittelwert [cm]
Metakarpus	7,9	7,5	7,7	7,5	7,4	7,4
Radius u. Ulna	22,4	22,9	22,6	21,9	22,1	22,0
Humerus	18,5	19,0	18,8	18,9	18,8	18,9
Schulter-Skapula	18,1	18,4	18,3	n. v.*	n. v.	n. v.
Skapula-WS	14,4	14,0	14,2	n. v.	n. v.	n. v.
Hintergliedmaße						
Metatarsus	15,4	15,0	15,2	11,3	11,5	11,4
Fibula u. Tibia	25,1	25,1	25,1	22,6	22,4	22,5
Femur	20,0	19,9	19,9	21,6	21,5	21,6
Tr. major-Spina iliaca	14,1	14,0	14,1	13,8	13,8	13,8
Tr. major-Schwanzwurzel	15,6	16,5	16,1	k. A.**	k. A.	k. A.

*n. V.: aufgrund verschiedener Markerpositionen nicht vergleichbar

** k. A.: keine Angabe

Die Massenschwerpunkte der einzelnen Gliedmaßensegmente wurden in dieser Arbeit erstmals für den Hund bestimmt. Myers und Steudel (1997) haben den Massenschwerpunkt für die gesamte Schulter- und Beckengliedmaße ermittelt. Die Gliedmaßen waren dabei starr und gestreckt. Für die Berechnungen der Inversen Dynamik ist dies zu ungenau, da sich die einzelnen starren Gliedmaßensegmente im Gelenk gegeneinander bewegen und die Trägheit jedes einzelnen Segments von Bedeutung ist. Durch die jeweilige Beschleunigung wird ein entsprechender Anteil ($F=m \cdot a$) zur Gelenkreaktionskraft hinzugefügt.

Zur Ermittlung der Segmentlängen und der Segmentbeschleunigung werden auf die Haut Oberflächenmarker geklebt. Dies ist insofern problematisch, als am stark

bemuskelten proximalen Abschnitt der Gliedmaße die Hautverschiebung am größten ist. Um diese Verschiebung zu quantifizieren, wurde ein Hund in verschiedenen Stellungen des Ganges mit röntgendichten Markern geröntgt. Wie zu erwarten ist die Hautverschiebung an der Schultergliedmaße über dem Tuberculum majus humeri am größten (Abb. 32 und Abb. 33). Über dem Epicondylus lat. humeri bestand beim Vorführen der Gliedmaße keine und beim Zurückführen eine sehr geringe Verschiebung. Bei den weiter distalen Knochenpunkten wird eine vernachlässigbar geringe Verschiebung der Marker über den Knochenpunkten angenommen. Der Oberflächenmarker des Hüftgelenkes über dem Trochanter major femoris zeigte hingegen eine unvermutete Positionsänderung (Abb. 35 und Abb. 36). Während er sich bei kranial gestellter Gliedmaße um 2,3 cm und einem Winkel von 50° nach kraniodistal verschiebt, bleibt er bei kaudal gestellter Gliedmaße direkt über dem Knochenpunkt liegen. Die Verschiebung des Markers über dem Condylus lat. ossis femoris bestand in beiden Stellungen. Auch an der Hintergliedmaße wird davon ausgegangen, dass die distalen Marker sich nur äußerst geringgradig verschieben. Aufgrund der Filmgröße der Röntgenbilder konnten nicht die gesamten Gliedmaßen aufgenommen werden. Deshalb wurde sich auf die proximalen Gelenke mit der größten Verschiebung beschränkt.

Die horizontalen Nettogelenkkräfte eines Deutschen Schäferhundes sind in den Gelenken der Schultergliedmaße (Abb. 37) deutlich größer als in den Gelenken der Beckengliedmaße (Abb. 38). Durch die Lage des Körperschwerpunktes, der erheblich näher an den Vordergliedmaßen liegt, lastet auf den Vordergliedmaßen mehr Gewicht (Larché, 1962; Maierl et al., 2001). Dadurch entstehen in den Gelenken der Schultergliedmaße auch größere Kräfte als in den Gelenken der Hintergliedmaße. Bei den horizontalen Kräften der Schultergliedmaße sind die Bremskräfte (negative Kräfte) zudem größer als die Beschleunigungskräfte (positive Kräfte). Pandy et al. (1988) stellte dies auch bei der Ziege fest. Da die Beckengliedmaße den Schub für die Vorwärtsbewegung leistet, bremst die Vordergliedmaße beim Auftreten diesen Schub erst einmal ab, um die Last des Körpers abzufangen. Bei der Beckengliedmaße bilden die horizontalen Kräfte einen biphasischen Verlauf, die Brems- und Beschleunigungskräfte sind gleich groß. Hier ist das Zeitintegral bei konstanter Geschwindigkeit gleich Null.

Bei den vertikalen Nettogelenkkraften (Abb. 39 und Abb. 40) fällt ebenfalls die Lage des Körperschwerpunktes ins Gewicht. Auch hier sind die auftretenden Kräfte in den Gelenken der Schultergliedmaße deutlich größer als in den Gelenken der Hintergliedmaße. Während die Kräfte in den einzelnen Gelenken der Schultergliedmaße nahe beieinander liegen, weist das Hüftgelenk im Gegensatz zu den anderen Gelenken der Beckengliedmaße eine auffallend kleine Kraft auf. Dies liegt an der starken Bemuskulung des Oberschenkels, der dadurch eine größere Masse als die anderen Segmente aufbringt. Deshalb dominiert der Effekt der Trägheit bei dem Oberschenkelsegment und beeinflusst die vertikalen Gelenkkräfte. Da größere Gelenkkräfte in der Schultergliedmaße vorkommen, sind auch die Momente der Gelenke größer als in der Beckengliedmaße (Abb. 41 und Abb. 42). Pandy et al. (1988) fand bei seinen Versuchen mit Ziegen heraus, dass die Momente von Ellbogen und Knie sowie von Schulter und Hüfte oft gleich groß aber entgegengesetzt sind (Abb. 44 und Abb. 45). Beim Deutschen Schäferhund in dieser Arbeit stimmen die Momente in den einzelnen Gelenken nicht immer mit denen der Ziege überein. Während sich die Größenordnung der Momente beim Ellbogen- und Schultergelenk ähneln, hat das Karpalgelenk des Deutschen Schäferhundes durchgehend positive Momente. Dagegen besitzt es bei der Ziege in der ersten Hälfte der Stützbeinphase positive und in der zweiten Hälfte negative Momente. In der Hintergliedmaße sind bei der Ziege die Momente des Hüftgelenks und des Kniegelenks entgegengesetzt (Abb. 42). Beim Hund sind dagegen sowohl die Momente im Hüftgelenk als auch im Kniegelenk negativ.

Bei schnelleren Gangarten ist mit einer Zunahme der Gelenkmomente bedingt durch größere Bodenreaktionskräfte zu rechnen (Pandy et al., 1988).

Rumph et al. (1994) stellte Unterschiede in den Bodenreaktionskräften zwischen verschiedenen Rassen fest und Larché (1962) fand eine unterschiedliche Lage des Körperschwerpunktes bei verschiedenen Rassen heraus. Deshalb ist davon auszugehen, dass bei anderen Rassen als beim Deutschen Schäferhund unterschiedliche Gelenkkräfte und unterschiedliche Momente auftreten. Es ist anzunehmen, dass sich die Gelenkkräfte und Momente hauptsächlich in der Größe ändern werden, während der allgemeine Verlauf der Kurven ähnlich aussehen sollte wie beim Deutschen Schäferhund.

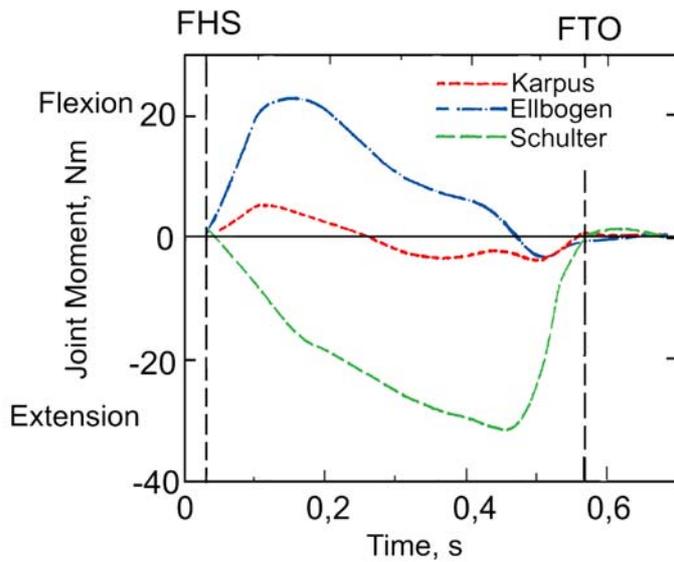


Abb. 44 Gelenkmomente einer Ziege im Schritt, (nach Pandy et al., 1988)

FHS front heel-strike

FTO front toe-off

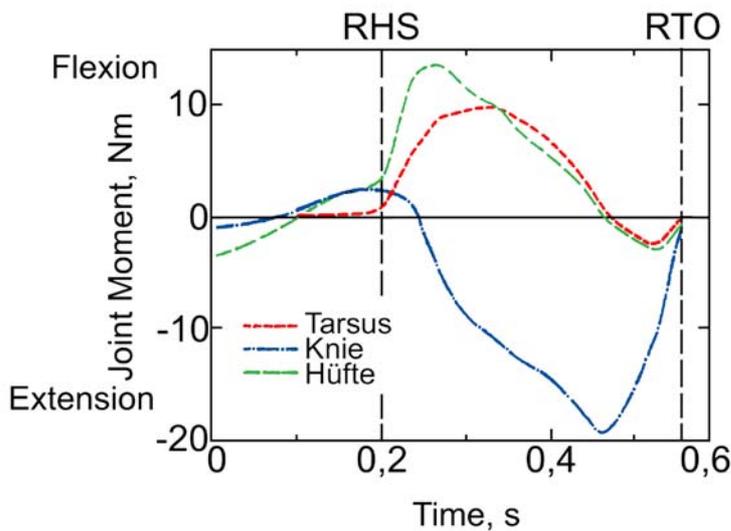


Abb. 45 Gelenkmomente einer Ziege im Schritt, aus (nach Pandy et al., 1988)

RHS rear heel-strike

RTO rear toe-off

3. Unterschied zu 2D und 3D Analyse

Bei dem Forward Dynamik Modell ist eine dreidimensionale Betrachtung vorteilhaft, da hier die einzelnen Muskeln mit ihren Verläufen miteinbezogen werden. Auch für die Bewegung der Skapula über den Thorax wird eine dreidimensionale Betrachtung benötigt. Die nicht planare Bewegung der Skapula ist schwierig in einer planaren Bewegung auszudrücken, ohne dabei einen Fehler zu begehen (Veeger et al., 1991). Boczek-Funcke et al. (1999) haben die Bewegungen der Skapula bei der Katze analysiert und fanden heraus, dass sich die Skapula in alle Richtungen des Raumes

simultan bewegt. Für das Modell werden auch die Trägheitsparameter der einzelnen Segmente benötigt. Lephart (1984) hat eine Methode entwickelt, um die Trägheitsparameter dreidimensional zu bestimmen.

Bei der Inversen Dynamik ist eine zweidimensionale Berechnung durchaus gerechtfertigt, da hier nicht so stark ins Detail gegangen wird. Beim Pferd können die Bewegungen der Gliedmaße als zweidimensional angesehen werden, da die Gelenke der Gliedmaßen ihrer Funktion nach Scharniergelenke sind (van den Bogert und Sauren, 1989). Beim Hund dagegen spielt die Abduktion und Adduktion eine erheblich größere Rolle als beim Pferd. Doch auch hier ist die Hauptbewegung der Gliedmaße senkrecht zur mediolateralen Achse. Für ein Inverses Dynamik Modell für die Vorwärtsbewegung des Hundes reicht deshalb ein zweidimensionales Modell vollkommen aus um die Verhältnisse der Kräfte und Momente in den Gelenken wiederzugeben. So genügt auch die zweidimensionale Ermittlung des Massenschwerpunktes der einzelnen Segmente (Springings und Leach, 1986).

Ein dreidimensionales Koordinatensystem ist wesentlich aufwendiger und kann zu folgenreichen Fehlern führen, welche die Aussagekraft der Interpretation der Ergebnisse erheblich mindert (van den Bogert, 1989).

Die Modelle, die sich nur auf zwei Dimensionen beschränken, können aber zu dreidimensionalen Modellen weiterentwickelt werden (van den Bogert, 1989).

F Zusammenfassung

Die Gelenkkkräfte der Gliedmaßengelenke beim Hund wurden zum ersten Mal am Beispiel des Deutschen Schäferhundes ermittelt. Der Schwerpunkt dieser Arbeit lag auf den Gelenken der Vordergliedmaße, da diese bis jetzt weniger Beachtung erfahren haben. Aber auch für die Gelenke der Hintergliedmaße wurden die Gelenkkkräfte dargestellt. Für die Vordergliedmaße wurden zusätzlich Grundlagen für ein Forward Dynamik Modell erarbeitet.

Die Arbeit besteht aus zwei Teilen. Das Ziel des ersten Teiles war es, die Grundlagen für ein Forward Dynamik Modell zu erstellen. Dazu wurden an fünf Deutschen Schäferhunden die Skelettmuskeln der Vordergliedmaße einschließlich der Schultergürtelmuskulatur analysiert. Es wurde die Faserlänge, das Gewicht, der Fiederungswinkel und daraus der physiologischen Querschnitte errechnet. Einzelne flächenhafte Muskeln der Schultergürtelmuskulatur wurden dabei in verschiedene Anteile unterteilt, um die Aktionslinien dieser Muskeln besser bestimmen zu können. Zusätzlich wurden an einem Skelett eines weiteren Deutschen Schäferhundes die Koordinaten der einzelnen Ursprünge und Ansätze der Muskeln gemessen. Die geraden Verbindungen dieser Skelettpunkte wurden als Aktionslinien bestimmt, um damit die Hebelarme der Muskeln errechnen zu können.

Die physiologischen Querschnitte der entsprechenden Muskeln der untersuchten Hunde sind deutlich verschieden in der Größe. Dies ist vermutlich mit einer unterschiedlichen Konstitution der Hunde, sowohl im Ernährungszustand als auch in der Kondition, zu erklären.

Im zweiten Teil wurden beispielhaft an einem Deutschen Schäferhund die vertikalen und horizontalen Nettogelenkkräfte und die Momente der Gliedmaßengelenke mit einem Inversen Dynamik Modell errechnet. Zum Berechnen der Kräfte und Momente waren die Daten aus der Ganganalyse gekoppelt mit den Bodenreaktionskräften und die Trägheitsparameter der einzelnen Gliedmaßensegmente notwendig. Zusätzlich wurde die Verschiebung der oberflächlichen, auf die Haut geklebten Marker bei der Ganganalyse ermittelt.

Die Nettogelenkkräfte sind in allen Gelenken der Vordergliedmaße größer als in denen der Hintergliedmaße. Bei den vertikalen Nettogelenkkräften sind die Kräfte in den Vordergliedmaßengelenken sogar mehr als doppelt so groß. Durch die Lage des Körperschwerpunktes, der näher an den Vordergliedmaßen liegt, lastet auf ihnen eine größere Last. Dadurch lassen sich die größeren Kräfte in den Gelenken der

Vordergliedmaße erklären. Die horizontalen Kräfte zeigen für beide Gliedmaßen einen biphasischen Verlauf. Das Zeitintervall der Brems- und Beschleunigungskräfte ist nahezu gleich groß. Auch scheint es, dass die Vordergliedmaße die Vorwärtsbewegung leicht abbremst, da die Bremskräfte größer als die Beschleunigungskräfte sind. Auch bei den Gelenkmomenten kommt es in den Vordergliedmaßen zu größeren Momenten als in der Hintergliedmaße.

G Summary

Morphologic foundation for the forward dynamic model of the shoulder limb in the German Shepherd and invert dynamic examinations of the joint resultant forces in the large joints of the limbs

The forces in the limb joints in the dog were investigated for the first time in the German Shepherd. The main focus lay on the joints of the forelimb, as these have been hardly investigated so far. But also the joint forces of the joints of the hind limb were demonstrated. Additionally the foundations for a forward dynamic model were developed for the forelimb.

The study constitutes two parts. The aim of the first part was to develop the foundations for a forward dynamic model. For that reason the skeletal muscles of the forelimb as well as the shoulder girdle musculature of five German Shepherds were analysed. The length of the fibres, the weight and the angle of pennation for the muscle fibers were used to determine the physiological cross-section area. Individual extensive muscles of the shoulder girdle musculature were divided into various portions, for a better determination of the lines of actions for these muscles. The coordinates of the muscles various points of origin and insertion were measured on the skeleton of a German Shepherd. The straight line of these skeletal points were determined as action lines, in order to calculate the moment arm of the muscles.

The physiological cross-section areas of the according muscles of the investigated dogs were significantly different in size. This is probably due to the different constitution of the dogs, in both the nutritional status and the condition.

In the second part of the study the vertical and horizontal net joint forces and the moments of the limbs joints in a German Shepherd were analysed with the invert dynamic model. In order to determine the forces and moments, the data of the gait analysis coupled with the ground reaction forces and the inertial parameters of the individual limb segments were necessary. Furthermore the displacement of the superficial markers, which were attached to the skin were measured during the gait analysis.

The net joint forces are greater in all of the joints of the forelimb than compared to those in the hindlimb. When the vertical net joint forces were taken into consideration the forces of the forelimb were even twice as large. Due to the positioning of the body's centre of gravity closer to the forelimbs, these carry a greater load, which

explains the greater forces in the joints of the forelimb. The horizontal forces in both limbs show a biphasic course. The time interval of the decelerating and accelerating forces are near to the same size. It also appears that the forelimb seems to slightly slow down the forward motion, as the decelerating forces are greater than the accelerating forces. The moments are also greater in the forelimb than in the hindlimb.

H Anhang

Tab. 24 Muskelgewicht in [g] für alle fünf Hunde mit Mittelwert und Standardabweichung

Muskeln	Hund 1 [g]	Hund 2 [g]	Hund 3 [g]	Hund 4 [g]	Hund 5 [g]	Mittelwert [g]	Standardabw. [g]
M. trapezius							
Pars cervicis (cran.)	10,28	16,95	14,19	11,02	15,33	13,55	2,84
Pars cervicis (med.)	5,80	9,15	14,77	9,16	8,26	9,43	3,29
Pars cervicis (caud.)	3,38	10,04	11,90	6,19	6,84	7,67	3,35
Pars thoracis (cran.)	3,60	7,35	15,28	7,44	7,01	8,14	4,30
Pars thoracis (med.)	8,52	17,97	15,27	12,77	14,74	13,85	3,51
Pars thoracis (caud.)	11,52	13,06	19,70	10,26	8,84	12,68	4,22
M. latissimus dorsi							
WS (cran.)	23,76	40,00	72,08	38,23	27,94	40,40	18,98
WS (caud.)	19,13	46,24	48,98	34,88	29,27	35,70	12,29
Faszie (cran.)	21,42	42,70	51,90	39,04	28,71	36,75	11,94
Faszie (caud.)	22,49	37,80	43,71	22,64	44,94	34,32	11,06
Rippe	19,41	38,91	43,53	27,85	55,76	37,09	14,07
M. cleidocervicalis	6,23	27,12	36,67	28,05	24,99	24,61	11,20
M. cleidobrachialis	4,88	31,59	29,93	27,99	38,30	26,54	12,71
M. cleidomastoideus	5,09		39,97	25,76	37,25	27,02	15,86
M. omotransversarius	22,98	64,57	76,08	33,99	38,52	47,23	22,20

Fortsetzung Tab. 24

M. coracobrachialis	5,46	6,10	6,75	4,46	4,45	5,44	1,01
M. biceps brachii	25,77	48,32	48,48	41,61	40,37	40,91	9,25
M. brachialis	18,40	32,07	26,93	24,23	24,12	25,15	4,96
M. triceps brachii							
Caput longum	117,70	268,80	291,65	208,99	187,27	214,88	69,00
Caput laterale	41,33	94,80	79,10	64,34	60,52	68,02	20,14
Caput mediale	30,37	39,58	26,25	81,26	32,39	41,97	22,49
Caput accessorium	20,62	31,20	28,01	32,21	24,52	27,31	4,80
M. tensor fasciae antebrachii	7,94	9,15	10,94	7,05	15,17	10,05	3,21
M. anconaeus	10,17	13,12	13,44	9,88	9,81	11,28	1,83
M. extensor carpi radialis	26,11	35,30	30,70	33,40	29,64	31,03	3,54
M. extensor digitalis communis	11,94	18,00	14,24	12,59	11,18	13,59	2,71
M. extensor digitalis lateralis	3,74	4,75	4,28	3,51	3,37	3,93	0,57
M. extensor carpi ulnaris	13,20	16,78	14,00	12,69	13,08	13,95	1,65
M. supinator	1,85	3,83	2,49	2,13	3,48	2,76	0,86
M. abductor pollicis longus	3,54	5,50	5,18	4,50	4,89	4,72	0,76
M. flexor carpi radialis	6,64	12,40	13,78	8,97	9,77	10,31	2,83
M. flexor carpi ulnaris							
Caput humerale	20,34	34,10	36,37	23,36	27,21	28,28	6,85
Caput ulnare	5,73	6,00	6,02	7,06	7,75	6,51	0,86
M. flexor digitalis superficialis	17,42	30,92	26,81	21,81	24,67	24,33	5,09
M. flexor digitalis profundus (ges.*)	45,32	77,29	56,87	48,12	48,97	55,31	13,01
Caput humerale	35,05	60,70	47,76	41,38	40,30	45,04	9,85
Caput radiale	4,18	5,63	1,88	2,48	2,59	3,35	1,53
Caput ulnare	6,09	10,95	7,23	4,21	6,08	6,91	2,50
M. pronator teres	4,80	7,62	6,87	5,23	6,13	6,13	1,16

Ges.: Gesamter Muskel

Tab. 25 Muskellänge aller Muskeln der Vordergliedmaße mit Mittelwert

Muskeln	Hund 1 Muskellänge [cm]	Hund 2 Muskellänge [cm]	Hund 3 Muskellänge [cm]	Hund 4 Muskellänge [cm]	Hund 5 Muskellänge [cm]	Mittelwert Muskellänge [cm]
M. trapezius						
Pars cervicis (cran.)	21,90	19,00	20,50	17,00	18,20	19,32
Pars cervicis (med.)	16,20	11,50	15,20	12,60	14,10	13,92
Pars cervicis (caud.)	6,00	6,00	11,40	7,20	11,00	8,32
Pars thoracis (cran.)	3,50	4,30	6,70	5,60	6,00	5,22
Pars thoracis (med.)	15,00	9,00	12,60	11,30	11,10	11,80
Pars thoracis (caud.)	17,50	14,00	15,80	13,90	15,40	15,32
M. latissimus dorsi						
WS (cran.)	24,20	21,00	21,00	22,50	22,00	22,14
WS (caud.)	29,10	25,40	27,00	28,00	25,90	27,08
Faszie (cran.)	33,50	29,40	34,30	31,90	32,00	32,22
Faszie (caud.)	35,50	36,50	35,00	32,70	33,00	34,54
Rippe	34,90	38,50	36,70	34,80	34,80	35,94
M. cleidocervicalis	28,00	24,40	28,50	22,70	14,40	23,60
M. cleidobrachialis	17,30	21,10	18,00	15,40	28,00	19,96
M. cleidomastoideus	24,00		25,00	24,40	24,50	24,48
M. omotransversarius	26,30	26,40	26,70	23,30	26,00	25,74
M. rhomboideus						
Pars capitis	21,40	26,00	28,60	22,30	27,10	25,08
Pars cervicis (cran.)	20,00	23,50	22,00	15,20	18,20	19,78
Pars cervicis (caud.)	14,00	7,80	12,00	10,00	10,80	10,92
Pars thoracis (cran.)	9,20	5,40	8,20	8,40	7,80	7,80
Pars thoracis (med.)	8,50	10,00	7,50	7,50	6,50	8,00
Pars thoracis (caud.)	9,10	10,50	9,60	9,30	9,10	9,52

Tab. 26 Faserlänge der einzelnen Muskeln der Schultergliedmaße mit Mittelwert

Muskeln	Hund1 Faserlänge [cm]	Hund 2 Faserlänge [cm]	Hund 3 Faserlänge [cm]	Hund 4 Faserlänge [cm]	Hund 5 Faserlänge [cm]	Mittelwert Faserlänge [cm]
M. trapezius						
Pars cervicis (cran.)	17,23	17,13	20,37	15,53	17,73	17,60
Pars cervicis (med.)	11,07	11,63	14,73	9,53	12,83	11,96
Pars cervicis (caud.)	4,67	5,47	6,97	4,47	7,87	5,89
Pars thoracis (cran.)	3,50	3,53	4,57	4,03	3,43	3,81
Pars thoracis (med.)	7,13	7,17	9,80	8,43	8,67	8,24
Pars thoracis (caud.)	13,67	12,87	14,57	13,23	14,17	13,70
M. latissimus dorsi						
WS (cran.)	18,17	19,77	34,43	20,34	18,67	22,27
WS (caud.)	22,07	22,37	33,57	25,73	21,67	25,08
Faszie (cran.)	28,77	27,47	28,30	28,70	27,43	28,13
Faszie (caud.)	31,60	34,13	23,57	31,57	29,73	30,12
Rippe	30,53	37,03	20,10	31,48	32,57	30,34
M. cleidocervicalis	26,50	16,37	26,93	20,97	13,33	20,82
M. cleidobrachialis	15,77	17,73	15,80	14,30	26,13	17,95
M. cleidomastoideus	23,07		24,50	22,90	23,40	
M. omotransversarius	22,13	24,80	26,33	22,67	24,33	24,05
M. rhomboideus						
Pars capitis	18,70	24,23	26,43	22,30	25,40	23,41
Pars cervicis (cran.)	7,53	16,73	14,87	13,33	14,10	13,31
Pars cervicis (caud.)	13,47	7,57	9,53	7,20	8,67	9,29
Pars thoracis (cran.)	4,10	5,47	5,63	5,37	6,87	5,49
Pars thoracis (med.)	5,00	4,57	6,10	5,53	5,78	5,40
Pars thoracis (caud.)	8,30	7,77	7,87	8,17	8,73	8,17

Tab. 27 Mittelwert und Standardabweichung (Stabw.) des physiologischen Querschnittes

Muskeln	Mittelwert	Stabw
M. deltoideus		
Pars scapularis	2,25	1,38
Pars acromialis	4,55	2,90
M. supraspinatus	11,28	5,28
M. infraspinatus	12,70	7,53
M. subscapularis	15,24	9,18
M. teres major	3,17	1,67
M. teres minor	1,65	1,08
M. coracobrachialis	1,33	0,94
M. biceps brachii	9,22	5,77
M. brachialis	1,72	1,16
M. triceps brachii		
Caput longum	21,94	10,93
Caput laterale	4,84	2,28
Caput mediale	4,04	1,05
Caput accessorium	1,77	1,10
M. tensor fasciae antebrachii	0,97	0,60
M. anconaeus	1,51	0,87
M. extensor carpi radialis	3,26	2,00
M. extensor digitalis communis	2,02	1,23
M. extensor digitalis lateralis	0,91	0,58
M. extensor carpi ulnaris	14,02	7,24
M. supinator	2,43	1,30
M. abductor pollicis longus	3,12	2,03
M. flexor carpi radialis	2,82	1,69
M. flexor carpi ulnaris		
Caput humerale	17,25	8,52
Caput ulnare	7,83	3,76
M. flexor digitalis superficialis	14,12	9,43
M. flexor digitalis profundus (ges.)*	14,46	8,99
Caput humerale	10,33	6,33
Caput radiale	0,97	0,51
Caput ulnare	2,32	1,36
M. pronator teres	3,17	2,24

* ges.: gesamter Muskel

I Literaturverzeichnis

- Aguera, E., Diz, A., Vazquez-Auton, J. M., Vivo, J. und Monterde, J. G. (1990a): Muscle fibre morphometry in three dog muscles of different functional purpose in different breeds. *Anat. Histol. Embryol.* 19: 289-293.
- Aguera, E., Vazquez-Auton, J. M., Vivo, J. und Monterde, J. G. (1990b): Differences in fibre population in dog muscles of different functional purpose. *Anat. Histol. Embryol.* 19: 128-134.
- An, K. N., Kwak, B. M., Chao, E. Y. und Morrey, B. F. (1984): Determination of muscle and joint forces: A new technique to solve the indeterminate problem. *J. Biomechanical Engineering* 106: 364-367.
- Armstrong, R. B., Saubert, C. W., Seeherman, H. J. und Taylor, C. R. (1982): Distribution of fiber types in locomotory muscles. *Am. J. Anat.* 163(1): 87-98.
- Arnoczky, S. P. und Torzilli, P. A. (1981): Biomechanical analysis of forces acting about the canine hip. *Am. J. Vet. Res.* 42(9): 1581 - 1585.
- Audigie, F., Pourcelot, P., Deguerce, C., Denoix, J. M., Geiger, D. und Bortolussi, C. (1998): Asymmetry in placement of bilateral skin markers on horses and effects of asymmetric skin marker placement on kinematic variables. *Am. J. Vet. Res.* 59(8): 938-944.
- Barany, M. (1967): ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *J. Gen. Physiol.* 50: 197-216.
- Bergmann, G., Siraky, J., Rohlmann, A. und Koelbel, R. (1984): A comparison of hip joint forces in sheep, dog and man. *J Biomech* 17(12): 907-921.
- Boczek-Funcke, A., Kutzt-Buschbeck, J. P. und Illert, M. (1996): Kinematic analysis of the shoulder girdle during treadmill locomotion: an X-ray study. *Eur. Journal of Neuroscience.* 8: 1187-1198.
- Boczek-Funcke, A., Kutzt-Buschbeck, J. P. und Illert, M. (1999): X-ray kinematic analysis of shoulder movements during target reaching and food taking in the cat. *Eur. Journal of Neuroscience* 11(3): 986-996.
- Brand, R. A., Crowninshield, R. D., Wittstock, C. E., Pedersen, D. R. und Clark, C. R. (1982): A model of lower extremity muscular anatomy. *J. Biomechanical Engineering* 104: 304 - 310.
- Brand, R. A., Pedersen, D. R. und Friederich, J. A. (1986): The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *J. Biomech.* 19(8): 589-596.

- Breteler, K., M. D., Spoor, C. W. und van der Helm, F. C. T. (1999): Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. *J. Biomech.* 32: 1191 - 1197.
- Bucher, H. H. F., Savelberg, H. H. C. M., Schamhardt, H. C. und Barneveld, A. (1997): Inertial properties of Dutch Warmblood horses. *J Biomech* 30: 653-658.
- Charlton, I. W. und R., J. G. (2002): An interactive musculoskeletal model of the upper limb. Third proceeding of the international shoulder group, University of Newcastle upon Tyne, UK.
- Cochran, G. V. B., Ed. (1988). Bücherei des Orthopäden. Stuttgart, Enke.
- Covagna, G. A. (1977): Mechanical work in terrestrial locomotion: Two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Amer. J. Physiol.* 233(5): 243-261.
- Cristofolini, L., Viceconti, M., Toni, A. und Giunti, A. (1995): Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait. *J. Biomech.* 28(5): 617 - 624.
- Crowninshield, R. D. (1978): Use of optimization techniques to predict muscle forces. *J. Biomechanical Engineering* 100: 88 - 92.
- Crowninshield, R. D. und Brand, R. A. (1981): A physiologically based criterion of muscle force prediction in Locomotion. *J. Biomech.* 14(11): 793 - 801.
- Cutts, A. und Seedhom, B. B. (1993): Validity of cadaveric data for muscles physiological cross-section area ratios: a comparative study of cadaveric and in-vivo data in human thigh muscles. *Clin. Biomech.* 8: 156-162.
- Dalstra, M. und Huiskes, R. (1995): Load transfer across the pelvic bone. *J. Biomech.* 28(6): 715-724.
- Dostal, W. F. und Andrews, J. G. (1981): A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. *J. Biomech.* 14(11): 803 - 812.
- Funkunaga, T., Roy, R. R., Shellock, F. G., Hodgson, J. A., Day, M. K., Lee, P. L., Kwong-Fu, H. und Edgerton, V. R. (1992): Physiological cross-section area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J. Orthop. Res.* 10: 926-934.
- Goslow, G. E., Seeherman, H. J., Taylor, C. R., McCutchin, M. N. und Heglund, N. C. (1981): Electrical activity and relative length changes of dog limb muscles as a function of speed and gait. *J. exp. Biol.* 94: 15-42.

- Gracovetsky, S. und Farfan, H. F. (1977): A mathematical model of the lumbar spine using an optimized system to control muscles and ligaments. *Orthopedic clinics of North America* 8(1): 135-153.
- Griffon, D. J., McLaughlin, R. M. und Roush, J. K. (1994): Vertical ground reaction force redistribution during experimentally induced shoulder lameness in dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 7(4): 154 - 157.
- Good, E. S. und Suntay, W. J. (1983): A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J. Biomechanical Engineering* 105.
- Hardt, D. E. (1978): Determining muscle forces in the leg during normal human walking-- An application and evaluation of optimization methods. *J. Biomechanical Engineering* 100.
- Hatze, H. (1977): A complete set of control equations for the human musculo-skeletal system. *J. Biomech* 10: 799-805.
- Heinze, W., Otto, J., Kindermann, H. und Bietz, V. (1972): Strukturanalytische Untersuchungen an den Gliedmaßenmuskeln des Deutschen Schäferhundes. *Anat. Anz.* 130: 481-500.
- Hermanson, J. W. und Evans, H. E. (1993): The muscular System. In: H. E. Evans, Miller's anatomy of the dog, 258-384. Philadelphia, Saunders.
- Hermanson, J. W. (1997): Architecture and the division of labor in the extensor carpi radialis muscle of horse. *Acta. Anat.* 159: 127-135.
- Hinrichs, R. N. (1985): Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements: an extension of the data of Chandler et al. (1975). *J. Biomech.* 18(8): 621-624.
- Hoek van Dijke, G. A., Snijders, C. J., Stoeckart, R. und Stam, H. J. (1999): A biomechanical model on muscle forces in the transfer of spinal load to the pelvis and legs. *J. Biomech.* 32: 927 - 933.
- Hottinger, H. A., DeCamp, C. E., Olivier, N. B., Hauptman, J. G. und Soutas-Little, R. W. (1996): Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am. J. Vet. Res.* 57(3): 381-388.
- Jensen, R. H. und Davy, D. T. (1975): An investigation of muscle lines of action about the hip: A centroid line approach vs the straight line approach. *J. Biomech.* 8: 103 - 110.

- Johnson, G. R., Spalding, D., Nowitzke, A. und Bogduk, N. (1996): Modelling the muscles of the scapula morphometric and coordinate data and functional implications. *J. Biomech.* 29(8): 1039 - 1051.
- Kaufman, K. R., An, K.-N., Litchy, W. J. und Chao, E. Y. S. (1991): Physiological prediction of muscle forces - I. Theoretical formulation. *Neuroscience* 40(3): 781-792.
- König, H. E. und Liebich, H. G. (2001): Anatomie der Haussäugetiere, Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. Stuttgart, Schattauer.
- Krämer, E.-M. (2002): Der neue Kosmos-Hundeführer. Stuttgart, Kosmos.
- Larché, W. D. (1962): Der Einfluß mechanischer und funktioneller Faktoren auf das Angehen des Hundes. diss med vet, Giessen.
- Latorre, R., Gil, F., Vazquez, J. M., Moreno, F., Mascarello, F. und Ramirez, G. (1993): Morphological and histochemical characteristics of muscle fibre types in the flexor carpi radialis of the dog. *J. Anat.* 182(3): 313-320.
- Lephart, S. A. (1984): Measuring the inertial properties of cadaver segments. *J. Biomech.* 17: 537-543.
- Lew, W. D. und Lewis, J. L. (1977): An anthropometric scaling method with application to the knee joint. *J. Biomech.* 10: 171-181.
- Lewis, J. L., Lew, W. D. und Zimmerman, J. R. (1980): A nonhomogeneous anthropometric scaling method based on finite element principles. *J. Biomech.* 13: 815-824.
- Liebich, H. G. (1998): Muskelgewebe (Textus muscularis). In: H. G. Liebich, Funktionelle Histologie der Haussäugetiere, 85-95. Stuttgart, Schattauer.
- Liebich, H. G. und König, H. E. (2001): Einführung. In: H. G. Liebich und H. E. König, Anatomie der Haussäugetiere, 1. Band, 1-25. Stuttgart, Schattauer.
- Liebich, H. G., Maierl, J. und König, H. E. (2001): Vorder- oder Schultergliedmaßen (Membra thoracica). In: H. G. Liebich und H. E. König, Anatomie der Haussäugetiere, 1. Band, 133-202. Stuttgart, Schattauer.
- Lott, D., Loeffler, K. und Kleine-Kuhlmann, R. (1990): Bestimmung der Gelenkwinkel an den Gliedmaßen von Hunden, 2.Mitteilung: Gelenkwinkel bei Deutschen Schäferhunden und Boxern. *Kleintierpraxis* 35.
- Maierl, J., König, H. E. und Liebich, H. G. (2001): Statik und Dynamik. In: H. E. König und H. G. Liebich, Anatomie der Haussäugetiere, Bewegungsapparat, 1, 265-272. Stuttgart, Schattauer.

- Meershoek, L. S. und van den Bogert, A. J. (2001): Mechanical analysis of locomotion. In: W. Back und H. Clayton, Equine locomotion, 305-324, Saunders.
- Mendez, J. und Keys, A. (1960): Density and composition of mammalian muscle. *Metabolism* 9: 184-188.
- Myers, M. J. und Steudel, K. (1997): Morphological conservation of limb natural pendular period in the domestic dog (*Canis familiaris*): Implications for locomotor energetics. *J. Morphol.* 234: 183-196.
- Myrray, I. A. und Johnson, G. R. (2002): A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. Third proceedings of the international shoulder group, University of Newcastle, Newcastle upon Tyne, UK.
- Narici, M. V., Binzoni, T., Hiltbrand, E., Fasel, J., Terrier, F. und Cerretelli, P. (1996): In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *Journal of Physiology* 496.1: 287-297.
- Nickel, R., Schummer, A., Wille, K.-H. und Wilkens, H. (1992): Passiver Bewegungsapparat, Skelettsystem, Gelenklehre, Arthrologia. In: R. Nickel, A. Schummer und E. Seiferle, Lehrbuch der Anatomie der Haussäugetiere, 1. Band, 215-272. Berlin, P. Parey.
- Pandy, M. G., Kumar, V., Berme, N. und Waldron, K. J. (1988): The dynamics of quadrupedal locomotion. *J. Biomechanical Engineering* 110: 230-237.
- Pasi, B. M. und Carrier, D. R. (2003): Functional trade-offs in the limb muscles of dogs selected for running vs. fighting. *J. Evol. Biol.* 16: 324-332.
- Patriarco, A. G., Mann, R. W., Simon, S. R. und Mansour, J. M. (1981): An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait. *J. Biomech.* 14(8): 513 - 525.
- Pedersen, D. R., Feinberg, J. H. und Brand, R. A. (1991): A model to predict canine pelvic limb musculoskeletal geometry. *Acta. Anat.* 140: 139-145.
- Penrod, D. D., Davy, D. T. und Singh, D. P. (1974): An optimization approach to tendon force analysis. *J. Biomech.* 7: 123-129.
- Petrides, P. E. (1998): Muskelgewebe. In: Löffler und P. E. Petrides, Biochemie und Pathobiochemie, 949-969, Springer Verlag.
- Raikova, R. (1999): About weight factors in the non-linear objective functions used for solving indeterminate problems in biomechanics. *J. Biomech.* 32: 689 - 694.

- Rauscher, T. (1986): Metrische Untersuchungen an den Gelenken und Muskeln der Schultergliedmaße bei zwei Hunderassen - Ein Vergleich zwischen Dackel (Teckel, Dachshund) und Deutschem Schäferhund. Diss. med. vet., München.
- Reynolds, N. J. und Walt, S. E. (2002) The effect of error in inertial parameters estimation on walking and running kinematic analysis of gait. Auckland, Department of Sport and Exercise Science, University of Auckland, New Zealand: 76-79.
- Riggs, C. M., DeCamp, C. E., Soutas-Little, R. W., Braden, T. D. und Richter, M. A. (1993): Effects of subject velocity on force plate-measured ground reaction forces in healthy Greyhounds at the trot. *Am. J. Vet. Res.* 54(9): 1523-1526.
- Rivero, J.-L. L. und Clayton, H. M. (1996): The potential role of the muscle in kinematic characteristics. *Pferdeheilkunde* 12(4 Association for Equine Sports Medicine, 15th Meeting on Equine Welfare and Sports Medicine,): 635-640.
- Roos, H. (1989): Zur funktionellen und topographischen Anatomie der Schultergliedmaße der Katze (*Felis silvestris f. catus*). Habil. med. vet., München.
- Roush, J. K. und McLaughlin, R. M. (1994): Effects of subject stance time and velocity on ground reaction forces in clinically normal greyhounds at the walk. *Am. J. Vet. Res.* 55(12): 1672-1676.
- Rumph, P. F., Lander, J. E., Kincaid, S. A., Baird, D. K. und Kammermann, J. R. (1994): Ground reaction force profiles from force platform gait analyses of clinically normal mesomorphic dogs at the trot. *Am. J. Vet. Res.* 55(6): 756-761.
- Sacks, R. D. und Roy, R. R. (1982): Architecture of the hind limb muscles of cats: Functional significance. *J. of Morphology* 173: 185-195.
- Schamhardt, H. C. (1998): The mechanics of quadrupedal locomotion. "How is the body propelled by muscles?". *European Journal of Morphology* 36(4-5): 272-279.
- Seiferle, E. und Frewein, J. (1992): Aktiver Bewegungsapparat, Muskelsystem, Myologia. In: R. Nickel, A. Schummer und E. Seiferle, Lehrbuch der Anatomie der Haussäugetiere, 1. Band, 273-569. Berlin, P. Parey.
- Seireg, A. und Arvikar, R. J. (1973): A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *J. Biomech.* 6: 313 - 326.

- Seireg, A. und Arvikar, R. J. (1975): The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J. Biomech.* 8: 89 - 102.
- Shahar, R. und Milgram, J. (2001): Morphometric and anatomic study of the hind limb of the dog. *Am. J. Vet. Res.* 62(6): 928-933.
- Shahar, R. und Banks-Sills, L. (2002): Biomechanical analysis of the canine hind limb: Calculation of force during three-legged stance. *The veterinary Journal* 163: 240-250.
- Snow, D. H., Billeter, R., Mascarello, F., Carpena, E., Rowlerson, A. und Jenny, E. (1982): No classical type IIB fibres in dog skeletal muscle. *Histochemistry* 75: 53-65.
- Springings, E. und Leach, D. (1986): Standardised technique for determining the centre of gravity of body and limb segments of horses. *Equine Vet. J.* 18(1): 43-49.
- Thorpe, S. K. S., Crompton, R. H., Günther, M. M. und Ker, R. F. (1999): Dimensions and Moment arms of the hind- and forelimb muscles of common chimpanzees (*Pan troglodytes*). *American Journal of Physical Anthropology* 110: 179-199.
- Tokuriki, M. (1973): Electromyographic and joint-mechanical studies in quadrupedal locomotion. *Japanese journal of veterinary science* 35: 433-446.
- Unkel-Mohrmann, F. (1999): Das ganganalytische Profil des Deutschen Schäferhundes. Diss. med. vet., München.
- van den Bogert, A. J. (1989): Computer simulation of locomotion in the horse. PhD, Utrecht.
- van den Bogert, A. J., Hartman, W. und Sauren, A. A. H. J. (1989a): Measurement and computation of inertial parameters in the horse. In: A. J. van den Bogert, Computer simulation of locomotion in the horse, 67-89. Utrecht, Univerisät von Utrecht.
- van den Bogert, A. J. und Sauren, A. A. H. J. (1989): Implementation of curved musculotendinous structures in rigid body dynamics. In: A. J. van den Bogert, Computer simulation of locomotion in the horse, 38-55. Utrecht, Universität von Utrecht.
- van den Bogert, A. J., Schamhardt, H. C. und Crowe, A. (1989b): Simulation of quadrupedal locomotion using a rigid body model. *J. Biomech.* 22: 33-41.
- van den Bogert, A. J., Schamhardt, H. C., Sauren, A. A. H. J. und Hartman, W. (1989c): Computer simulation of equine locomotion and its application to the

- study of force distribution in the limbs. In: A. J. van den Bogert, Computer simulation of locomotion in the horse, 111-136. Utrecht, Universität von Utrecht.
- van den Bogert, A. J., Weeren van, P. R. und Schamhardt, H. C. (1990): Correction for skin displacement errors in movement analysis for the horse. *J. Biomech* 23: 97-101.
- van der Helm, F. C. T. und Veenbaas, R. (1991): Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: Application to the shoulder mechanism. *J. Biomech.* 24(12): 1151 - 1163.
- van Weeren, P. R. und Barneveld, A. (1986): A technique to quantify skin displacement in the walking horse. *J. Biomech.* 19: 879-883.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L. und O'Connor, J. C. (1999): Dynamics of human gait. Western Cape, Kiboho.
- Veeger, D. J. (2002): Overview of our database on morphological data, Dutch shoulder group/ www.fbw.vu.nl/research/Lijn_A4/shoulder/overview.htm.
- Veeger, H. E. J., van der Helm, F. C. T., van der Woude, L. H. V., Pronk, G. M. und Rozendal, R. H. (1991): Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *J. Biomech.* 24(7): 615 - 629.
- Veeger, H. E. J., Yu, B., An, K.-N. und Rozendal, R. H. (1997): Parameters for modelling the upper extremity. *J. Biomech.* 30(6): 647-652.
- Waxenberg, M. K., Heckmann, R., Wiestner, T. und Hogg, H. P. (1992): Neuromuscular transmission studies in the healthy dog: EMG and muscle force measurement after repetitive nerve stimulation. *Journal Vet. Med.* 39 Series A(5): 372-381.
- Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. R. und Edgerton, V. R. (1983): Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 179: 275-283.

Danksagung

Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. mult. H.-G. Liebich danke ich für die Überlassung des Themas der Dissertation, der Bereitstellung der Labors und technischen Einrichtungen sowie für die ausgezeichneten Arbeitsbedingungen an seinem Institut.

Herrn Dr. J. Maierl danke ich für die Unterstützung beim Durchführen meiner Arbeit und für die konstruktive Kritik.

Herrn Prof. Witte vom Institut für Spezielle Zoologie der Friedrich-Schiller-Universität Jena danke ich, dass ich die Ganganalyse in seinem Institut durchführen konnte.

Herrn Dr. R. Hackert möchte ich für die Hilfe bei der Ausführung der Inversen Dynamik danken.

Herrn Prof. Dr. H. Gehards danke ich für die Bereitstellung der digitalen Röntgenanlage in der Chirurgischen Tierklinik, Abteilung für Pferde, LMU München.

Frau S. Mitterer für die tolle Unterstützung und Motivation sowie für die Durchsicht der Arbeit.

Herrn Dr. H. Rausch und Herrn F. Fritsche, Institut für Ergonomie, TU München, danke ich für die Bereitstellung der 3D-Messmaschine.

Frau Dr. S. Gerke und ihrem Kollegen sowie Werner Zeller danke ich für die vielen Stunden bei der Berechnung der dreidimensionalen Koordinaten.

Auch möchte ich allen Hundebesitzern für ihre Kooperation bei der Ganganalyse und der Erstellung der Röntgenaufnahmen danken.

Außerdem möchte ich noch all denen danken, die mich bei meiner Arbeit freundlich unterstützt haben.

Meinem Freund Tom Hagen danke ich für seine endlose Geduld und Verständnis sowie der Hilfe bei der Fertigstellung meiner Arbeit.

Lebenslauf

Name: Julia Saeglitz
Geboren: am 15.09.1973 in Wuppertal
Vater: Dipl. Ing. Gunther Saeglitz
Mutter: Brigitte Saeglitz, geb. Worring, Lehrerin
Geschwister: Christiane Saeglitz, geb. 05.06.1971, Dipl. Biologin
Claudia Saeglitz, geb. 20.04.1976, Studentin

1984 - 1994 Konrad-Heresbach-Gymnasium, Mettmann

August 1991 – Schüleraustausch mit dem Rotary-Club
Juli 1992 Highschool Jacksonville, Illinois, USA

Oktober 1994 – Lehranstalt für Vet.-Med.-Technischen Assistenten
Oktober 1995 An der Tierärztlichen Hochschule Hannover

November 1995 – Studium der Tiermedizin
Januar 2001 an der Ludwig-Maximilians-Universität München

Februar 2001 Approbation

Februar 2001 – Doktorandin am Institut für Tieranatomie I der Tierärztlichen
April 2003 Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

seit September wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Tieranatomie I der
2001 Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität
München