

Aus der Hals-Nasen-Ohren-Klinik
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. Dr. h.c. J. Schipper

Modellierung von Drehwinkel-abhängigen Verschieblichkeiten
der Anatomie des Halses
anhand von Magnetresonanztomographiebilddaten

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Lena Colter

2013

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez. Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf
Dekan

Referent: Univ.- Prof. Dr. med. Dr. h.c. Jörg Schipper
Korreferent: Univ.- Prof. Dr. med. Gerald Antoch

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Colter L, Kahrs LA, Hirschfeld J, Schipper J

Messung von Strukturverschiebungen bei Kopf-Hals-Rotation

Laryngo-Rhino-Otol 2013; 92(08): 523-530

Zusammenfassung

Die durch Kopffrotation hervorgerufene Bewegung anatomischer Strukturen im Halsbereich rechnerisch vorhersagen zu können und für die medizinische Navigation nutzbar zu machen ist das langfristige Ziel dieser Untersuchung. Chirurgische Eingriffe im Halsbereich erfordern ein präzises Vorgehen um wichtige anatomische Strukturen nicht zu verletzen. Zukünftig wird deshalb die dreidimensionale Computer-Visualisierung des Operationssitus an Bedeutung gewinnen, um eine gewebeschonende und zielgerichtete – minimal-invasive – Vorgehensweise des Chirurgen zu ermöglichen. Bei chirurgischen Eingriffen am Hals wird der Kopf des Patienten so gelagert, dass sich das Halsgewebe im Vergleich zu der normalen Kopfstellung verformt und deshalb präoperative Bilddaten für die medizinische Navigation intraoperativ unbrauchbar werden. Es resultiert der Bedarf für die Modellierung der Verschieblichkeiten anatomischer Strukturen im Hals bei unterschiedlichen Kopfpositionen.

Auf Basis von MRT-Bilddaten, akquiriert von fünf Probanden, wurde die Verschiebung bestimmter Halsstrukturen bei Kopfbewegungen im Zweidimensionalen gemessen und analysiert. Zusätzlich zur Normalstellung erfolgte die Halsaufnahme bei mehreren Kopffrotationen (20°, 40°, 60°, der maximal einnehmbaren Linksrotation und 40° Rechtsrotation). Der Kern dieser Untersuchungen war die Bestimmung der Verschieblichkeit der Strukturen, die aus der Normalstellung und einer rotierten Kopfstellungen bestimmt werden kann. Gemessen wurden Verschiebungen der *A. carotis communis*, *interna* und *externa* bds, der *V. jugularis interna* bds, und der Luftröhre, bzw. in deren Verlauf des Kehlkopfes und des Rachens. Dargestellt wurden diese Verschieblichkeiten in 2D und 3D auf Basis der segmentierten Strukturen sowie in einem konstruierten und modellierten 3D-Halsmodell.

Die Gefäße, die contralateral zur Rotation lagen, verschoben sich deutlich mehr, als die, die ipsilateral lagen. Dabei verhielt sich die Verschiebung nicht linear zum Ausmaß der Kopffrotation. Zudem verschoben sich die *V. jugularis interna* und die *A. carotis communis* nicht im gleichen Maße, obwohl sie gemeinsam in einer Bindegewebshülle im Hals verlaufen. Des Weiteren waren die Strukturverschiebungen im cranialen Halsabschnitt größer als im caudalen Abschnitt. Die gemessenen Strukturpositionen und Lageveränderungen im Hals waren die Grundlage für weitere Berechnungen, die einer 3D-Modellierung dienten. Dabei zeigte sich, dass das konstruierte Halsmodell dem auf Basis von segmentierten Strukturen bestehenden Halsmodell sehr nahe kommt.

Die Auswertung der Daten innerhalb der hier vorgestellten Studie belegen, dass die Halsweichteile, nicht zuletzt bedingt durch die drei verschiedenen Faszienräume im Bereich des Halses, hinsichtlich Bewegungsrichtung und Verschieblichkeit bestimmten Regelmäßigkeiten folgen. Unter Umständen lassen sich diese Gesetzmäßigkeiten algorithmisch für eine verbesserte intraoperative Bildgebung verwenden, z.B. durch eine intraoperative sonographische Re-Evaluierung präoperativer CT- oder MRT-Datensätze für die medizinische Navigation. Für diese Studie wurde Wert darauf gelegt, dass sich die Probanden mit Blick auf die Parameter Alter, Geschlecht und BMI relativ ähnlich sind. Welchen Einfluss diese probandenindividuellen Unterschiede auf das Ausmaß der Strukturverschieblichkeiten im Hals haben kann diese Studie nicht belegen, so dass zukünftig Raum für weitere Untersuchungen geboten wird.

II

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional	KTH	<i>Kungliga Tekniska högskolan Stockholm</i>
3D	dreidimensional		
A	<i>Arteria</i>	li	links
Abb	Abbildung	Lt	<i>left</i>
bds	beidseits	M	<i>Musculus</i>
bit	<i>binary digit</i>	MRT	Magnetresonanztomograph
BMI	<i>body mass index</i>	NE1/2	Halsspulen 1/2
BO1/2	Körperspulen 1/2	OP	Operation
BSA	<i>body surface area</i>	Proc	<i>Processus</i>
C	cervical	re	rechts
CT	Computertomograph	Rt	<i>right</i>
DFG	Deutsche Forschungsgemeinschaft	SACAS	<i>sonographic aided computer assisted surgery of the neck</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>	SP1/2	Wirbelsäulenspulen 1/2
FoV	<i>Field of View</i>	Tab	Tabelle
FEM	<i>Finite Element Methode</i>	TE	<i>Echo Time</i>
GIMP	<i>GNU image Manipulation</i>	Th	thorakal
GI	<i>Glandula</i>	TR	<i>Repetition Time</i>
GNU	<i>GNU's Not Unix</i>	V	<i>Vena</i>
Inc	<i>Incorporated Company</i>	VINNOVA	<i>Swedish Agency for Innovation Systems</i>
IJV	<i>internal jugular vein</i>	vtk	<i>Visualization Toolkit</i>

III

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Problem.....	1
1.2 Anatomie des Halses.....	2
1.3 Stand der Forschung	3
1.3.1 Segmentierung	3
1.3.2 Visualisierung und Modellierung sowie weitere Methoden der Computerunterstützung für die Halschirurgie	5
1.3.3 Auswirkung verschiedener Kopfpositionen auf die Anatomie des Halses ..	7
1.4 Ziel der Arbeit.....	12
1.5 Gliederung der Arbeit	13
2. Material und Methoden	14
2.1 Studiendesign und Datenakquise.....	14
2.1.1 MRT- Einstellungen.....	16
2.1.2 Korrektur der Kopffrotationswinkel	18
2.2 Probandenkollektiv	22
2.3 Segmentierung relevanter Hals-Strukturen.....	23
2.4 Auswertung der Daten mittels Abgleich von 2D-Schichtbildern	28
2.4.1 Vorbereitung des Bildmaterials.....	28
2.4.2 Bestimmung der Rotationsverschiebung der Strukturen	30
2.4.3 Funktionale Beschreibung	32
2.4.4 Potentielle Fehlerquellen	35
2.5 Auswertung der Daten mittels 3D – Darstellung.....	37
2.5.1 Grundlagen der 3D – Visualisierung: Verwendete Programme.....	38
2.5.2 3D - Darstellung der Halsstrukturen.....	38
2.5.3 3D – Vergleich unterschiedlicher Kopffrotationen	40
2.6 Generische/Approximative 3D - Modellen des Halses	442
2.6.1 Bestimmung der kartesischen Position der Strukturen.....	442
2.6.2 Erstellen und Positionieren der Modelle.....	43
2.6.3 Vergleich des konstruierten Modells mit den segmentierten Strukturen ...	45
2.6.4 Korrektur der Krümmung der Wirbelsäule.....	47
2.6.5 Zusammenfassung der 3D-Modellierung	48
3. Ergebnisse	49
3.1 Darstellung der Segmentierungsergebnisse	49

III

3.2	Probandenbezogene rotationsabhängige Strukturverschieblichkeit (intraindividuell)	52
3.2.1	<i>Move 1</i>	53
3.2.2	<i>Move 2</i>	55
3.2.3	<i>Move 3</i>	57
3.2.4	<i>Move 4</i>	59
3.2.5	<i>Move 5</i>	61
3.2.6	Zusammenfassung der Lageveränderungen der Strukturen bei Linksrotation des Kopfes	63
3.2.7	Vergleich der Ergebnisse der Rechtsrotation mit denen der Linksrotation	64
3.3	Interindividuelle rotationsabhängige Verschieblichkeit der Halsstrukturen	66
3.3.1	<i>V. jugularis interna</i> links	67
3.3.2	<i>V. jugularis interna</i> rechts	67
3.3.3	<i>A. carotis communis</i> links	70
3.3.4	<i>A. carotis communis</i> rechts	71
3.3.5	<i>Trachea</i>	73
3.3.6	Zusammenfassung des interindividuellen Vergleichs	75
3.4	Longitudinale Auswertung der rotationsabhängigen Strukturverschieblichkeit....	76
3.4.1	<i>V. jugularis interna</i>	76
3.4.2	<i>A. carotis communis</i>	77
3.4.3	Zusammenfassung der longitudinalen Auswertung	78
3.5	Analyse der kartesischen Koordinaten	79
3.6	Darstellung der Halsmodellierung mit/ohne Überlagerung der segmentierten Strukturen	80
4.	Diskussion	84
4.1	Ausblick	88
4.2	Fazit	89
5.	Literaturverzeichnis.....	91
6.	Anhang zur Dissertation.....	95

1. Einleitung

Das erste Kapitel dieser Dissertation gliedert sich wie folgt: Am Anfang wird das übergeordnete Problem der minimal invasiven und navigationsunterstützten Halschirurgie eingegrenzt und beschrieben sowie in die Anatomie des Halses eingeführt. Anschließend erfolgt ein Überblick über den derzeitigen Stand der Forschung mit Bezug auf Themen, die im Zusammenhang mit dieser Dissertation stehen. Das Ziel dieser Arbeit wird im Unterabschnitt 1.4 formuliert. Zuletzt folgt die Gliederung der gesamten Arbeit in Abschnitt 1.5.

1.1 Problem

Chirurgische Eingriffe im Halsbereich erfordern ein präzises Vorgehen um wichtige anatomische Strukturen, wie beispielsweise die Halsschlagader (*Arteria carotis communis*) oder die innere Jugularisvene (*Vena jugularis interna*), nicht zu verletzen. Zukünftige Operationsverfahren werden eine dreidimensionale Computer-Visualisierung des Operationssitus benötigen, um eine gewebeschonende und zielgerichtete Vorgehensweise des Chirurgen im Sinne der medizinischen Navigation zu ermöglichen. Arbeiten, dem Chirurgen vor einem operativen Eingriff eine 3D-Visualisierung des Operationsgebiets möglich zu machen, wurden bereits veröffentlicht (Krüger A 2005). Dabei wurden dem HNO-Chirurgen im Vorfeld, zur Planung der anstehenden Halsausträumung (*Neck-Dissection*), vor allem die vergrößerten Lymphknoten und das umliegende Gewebe im Halsbereich visualisiert. Auf diese Weise können nicht nur Größen und Distanzen, sondern auch Infiltrationen zwischen Lymphknoten und Gefäßen oder Knochen dargestellt werden. So kann präoperativ die operative Vorgehensweise genauer diskutiert werden.

Letztendlich kann durch die dreidimensionale Visualisierung, die zusätzliche Informationen über den Operationssitus zulässt, ebenfalls ein minimal invasives Vorgehen ermöglicht werden. Medizinisch gesehen liegt der Vorteil für ein minimal invasives Vorgehen während der Operation in der Vermeidung einer Verletzung bedeutender Strukturen und in der Reduzierung der Schädigung gesunden Weichteilgewebes im Hals. Der Patient profitiert in vielerlei Hinsicht: Geringere postoperative Schädigungen, geringere kosmetische Einbußen und verkürzte Rehabilitationszeiten.

Als präoperative Bildgebungen haben sich die Computertomographie (CT) und die Magnetresonanztomographie (MRT) etabliert. Allerdings kann die Anatomie des Halses auf

diese Weise nur zum Untersuchungszeitpunkt dargestellt werden. Veränderungen, die während invasiver Maßnahmen zustande kommen, können nicht gezeigt werden (Helbig M 2009). Ferner stimmt die Kopf-Hals-Position des Patienten während der präoperativen bildgebenden Verfahren nicht unbedingt mit der Lagerung während der Operation überein. Auch bilden einzelne, zusätzliche Bildgebungsdatensätze in einer bestimmten verdrehten Kopf-Hals-Stellung niemals die Vielfalt der im OP eingenommen Kopf-Hals-Positionen ab.

Hierbei entsteht ein neuer Bedarf für die funktionelle Modellierung von Verschieblichkeiten anatomischer Strukturen im Hals.

Eine funktionelle, winkelabhängige Modellierung wird für die Anforderung der Navigierbarkeit benötigt. Bei den Eingriffen am Hals, wie beispielweise der *Neck-Dissection*, findet die Lagerung zumeist mit überstrecktem Hals und gleichzeitig leicht rotiertem Kopf statt, um dem Chirurgen eine höhere Gewebespannung, eine bessere Differenzierbarkeit und Erreichbarkeit der freizupräparierenden Strukturen zu präsentieren.

Ecke et al. diskutierten bereits eine Kombination der Bilddaten mit intraoperativem, navigiertem Ultraschall. Eine dreidimensionale Überlagerung eines funktionellen Modells mit aktuellen intraoperativen dreidimensionalen Bildern würde die Methode der zielgerichteten Chirurgie im Halsbereich vervollständigen und die automatische Erkennung in den Sonographiebilddaten erleichtern (Ecke U 2006). Eine atraumatische Passage von gefährdeten Strukturen wird somit möglich werden.

1.2 Anatomie des Halses

Neben der Luftröhre (*Trachea*) und der Speiseröhre (*Ösophagus*) enthält der Hals lebenswichtige Leitungsbahnen, wie Arterien, Venen und Nerven. Gehalten wird der Hals von der Halswirbelsäule, die aus 7 Wirbelkörpern (abgekürzt: C1-C7, das C steht für cervical = den Hals betreffend) besteht und einem ausgeprägten Muskelapparat. Gegliedert ist der Hals in mehrere Tiefenbereiche, die durch Bindegewebshüllen voneinander abgegrenzt sind. Oberflächlich und in der Tiefe befindet sich hauptsächlich Muskulatur, während dazwischen die Eingeweide und Gefäß-Nerven-Straßen liegen. Die lebenswichtigen Leitungsbahnen sind dabei die *Arteria carotis communis* (*A. carotis communis*), die einen großen Teil des Gehirns und des Gesichtes mit Blut versorgt. Der Hauptblutabfluss des Kopfes findet über die *Vena jugularis interna* (*V. jugularis interna*) statt. Eine Schädigung dieser Gefäße sollte bei Eingriffen im Halsbereich unbedingt vermieden werden. Die Vene liegt etwas oberflächlicher

vor der Arterie und zusammen verlaufen sie in einer gemeinsamen Bindegewebshülle (*Vagina carotica*) hinter dem bedeutendstem Halsmuskel, dem *Musculus sternocleidomastoideus*. Der Kehlkopf (*Larynx*), der circa ab Höhe des sechsten Halswirbels in die *Trachea* übergeht, befindet sich mittig im Hals, direkt vor dem *Ösophagus*, gelegen. Nach oral gehen *Larynx* und *Ösophagus* in den Rachen (*Pharynx*) über. Des Weiteren liegt auf Höhe des zweiten bis dritten Trachealknorpels an der Vorder- und Seitenfläche der *Trachea* die Schilddrüse (*Glandula thyroidea*). Sie ist sehr gut durchblutet, so dass bei operativen Interventionen darauf zu achten ist, sie ebenfalls nicht versehentlich zu verletzen (Aumüller G 2007).

1.3 Stand der Forschung

Dieser Abschnitt gibt einen Überblick über den derzeitigen Stand der Forschung, die in Verbindung mit dieser Dissertation stehen. Da die Arbeit mehrere Forschungsgebiete berührt, wurde eine Einteilung in die Bereiche Segmentierung, Visualisierung bzw. Modellierung und Auswirkung verschiedener Kopfpositionen auf anatomische Strukturen des Halses vorgenommen. Im Bereich der Segmentierung werden zunächst die derzeitigen Fortschritte auf dem Weg zur Ermöglichung der automatischen Segmentierung vorgestellt. Anschließend werden verschiedene vorhandene Visualisierungs- und Modellierungsmethoden aufgezeigt. Die Modelle dienen bisher dem Zweck Medizinstudenten das Lernen zu erleichtern und werden zum Teil bereits, allerdings nicht standardmäßig, bei der präoperativen Planung eingesetzt. Das Kapitel schließt mit einem Überblick über die Auswirkungen verschiedener Kopfpositionen auf die Halsanatomie ab. Dieses Themengebiet wurde von vielen Forschungsgruppen hinsichtlich unterschiedlicher Fragestellungen untersucht. Zum einen wurden Lageveränderungen der *V. jugularis interna* zur *A. carotis communis* beschrieben, zum anderen Längenänderungen der *Trachea* und Verschiebungen des Intubationstubus. Des Weiteren wurden ebenfalls Längenänderungen der Vertebralisarterie (*A. vertebralis*), die im hinteren Halsbereich liegt, untersucht.

1.3.1 Segmentierung

Grundlage dieser Arbeit ist das Segmentieren wichtiger Strukturen im Halsbereich. Da es manuell durchgeführt einen großen Zeitaufwand erfordert, legen viele Forschungsgruppen ihren Schwerpunkt auf das Erreichen einer semi- oder vollautomatischen Segmentierung. Verschiedene Verfahren wurden bereits getestet und zeigen, dass ein semiautomatisches

Segmentieren möglich ist. Grundlage dafür ist eine Vielzahl verschiedener Methoden. Beispielsweise werden der *Live-Wire-Algorithmus* (intelligentes Scherenwerkzeug), das Regionenwachstum und die Marker-basierte Wasserscheidentransformation als robuste Algorithmen eingestuft (Strauß G 2006). Abbildung 1.1 zeigt mehrere Halsstrukturen, die auf diesen Segmentationsverfahren basieren.

Semiautomatische Segmentation von Halsstrukturen

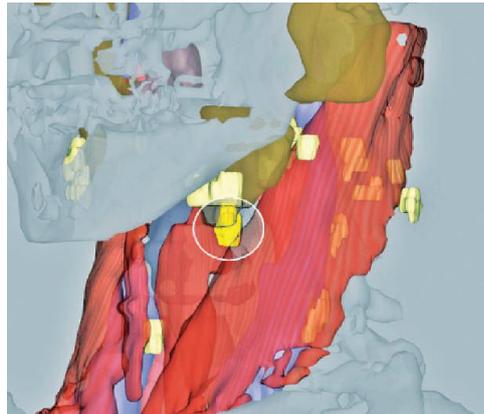


Abb. 1.1: Semiautomatische Segmentation von Halsstrukturen (Strauß G 2006).

Aber auch auf dem Gebiet der vollautomatischen Segmentierung werden Fortschritte erzielt und zeigen auch hier die Machbarkeit dieser in Form eines stabilen 3D-Feder-Masse-Modells (Dornheim J 2007) oder eines *Simultaneous Truth and Performance Level Estimation (STABLE) algorithm* (Stapleford LJ 2010).

Werden später größere Patientenkollektive betrachtet oder soll im Zuge der automatischen Bilddatenverarbeitung patientenindividuelle Modelle vor einer Hals-Navigations-Operation erstellt werden, wird die Segmentierung eine wichtige Rolle spielen, so dass eine (semi-) automatische Segmentierung viel Zeitersparnis bringen würde. Leider steht zurzeit keine freie, den Bedürfnissen entsprechende Software zur Verfügung, die die innerhalb dieser Dissertation benötigten MRT-Datensätze von Probanden (semi-) automatisch segmentiert.

Arbeiten zeigen, dass semiautomatisches Segmentieren die Segmentationszeit auf die Hälfte reduziert (Heckel F 2011), bzw. eine Zeitersparnis von etwa 60% bringt, wenn unterschiedliche Segmentationsalgorithmen kombiniert werden (Schenk A 2000). Bei den bisher publizierten Arbeiten dieser Arbeitsgruppen handelt es sich um Segmentierungen auf Basis von CT-Bilddatensätzen und das Hauptaugenmerk beim Segmentieren liegt auf pathologischen oder unveränderten Lymphknoten im Halsbereich bzw. vereinzelt auch auf der Leber.

1.3.2 Visualisierung und Modellierung sowie weitere Methoden der Computerunterstützung für die Halschirurgie

Die dreidimensionale Visualisierung von medizinischen Bilddaten bietet viele Möglichkeiten. Bestehen medizinische Bilddaten (CT, MRT) zumeist aus einem Stapel von zweidimensionalen Schichtbildern erlaubt die Dreidimensionalität - bei geeigneter Darstellung - einen einfacheren Abgleich mit dem Patienten. Zusätzlich können Farben von Strukturen (Hautoberfläche, Gefäße, Muskeln, Knochen, etc.) verändert oder angepasst werden. Clipsebenen, bei denen diese an beliebiger Stelle angeschnitten werden, können gesetzt werden. Strukturen können ein- oder ausgeblendet oder transparent dargestellt werden, so dass die Sicht auf weiter hinten liegende Strukturen möglich wird (Fischer M 2009). Auf diese Weise kann dem Nicht-Radiologen, also dem Chirurgen, ein gutes Bild des Situs ermöglicht werden, ohne dass bereits operiert werden muss. Der Nutzen erstreckt sich von der Diagnosestellung bis hin zur präoperativen Planung (John NW 2004) sowie der Qualitätskontrolle nach einem Eingriff. Auch Medizinstudenten und Patienten (im Aufklärungsgespräch oder der Nachbesprechung) können von diesen Funktionen profitieren. Um sehr realitätsgetreue anatomische Verhältnisse bieten zu können, werden 3D-Visualisierungen mittels eines Computers berechnet. Als Datengrundlage dienen beispielsweise Probanden-, Patienten- und Leichenhälsen, die entweder mittels CT und/oder MRT gescannt werden oder histologische Kryoschichtaufnahmen (*Visible Human Project*), so dass der *Larynx* dreidimensional dargestellt werden kann (Hu A 2009). Ebenso kann ein dynamisches Kopf-Hals-Modell entstehen, welches sowohl in 2D, 3D oder stereoskopisch betrachtet werden kann (Nguyen N 2009). Welche Bilddaten als Basis für eine dreidimensionale Visualisierung dienen können, wird ebenfalls untersucht. Eine Arbeitsgruppe nutzte z.B. *high-resolution computer tomography* (HRCT) als Grundlage für die Entwicklung einer 3D-Visualisierung (Storck C 2010). Dabei wurde ebenfalls anhand von Leichenkehlköpfen die Modellierung eines *Larynx* vorgenommen und daran das HRCT in Kombination mit *Mimics*, einem Softwarepaket, für die Visualisierung als geeignet beurteilt. Im Internet existieren, entworfen von dem Unternehmen *Primal Pictures*, kommerzielle *3D Viewer*, die bereits z.B. Muskelstrukturen auch bei Bewegungen darstellen können. Die dieser Visualisierung zugrunde liegenden Daten sind allerdings nicht allgemein verfügbar und somit ist man nicht in der Lage ein Modell einer bestimmten Patientenkategorie zuzuordnen, indem man z.B. den BMI oder die Halslänge mit einbezieht. Eine weit fortgeschrittene Arbeit im Bereich der Modellierung der Halsanatomie stammt von einer schwedischen Arbeitsgruppe (KTH and VINNOVA). Grundlage für die äußere Form der Strukturen sind MRT-Daten. Die Verformbarkeit der einzelnen Halsstrukturen wurde mittels der *Finite Element Methode*

(FEM) beschrieben. Dabei werden beispielsweise technische Bauteile in kleine, analytisch lösbare Teile zerlegt. Abbildung 1.2 zeigt beispielhaft den Halsbereich der mittels der FEM erzeugt wurde.

Halsbereich in *Finite Element Methode*

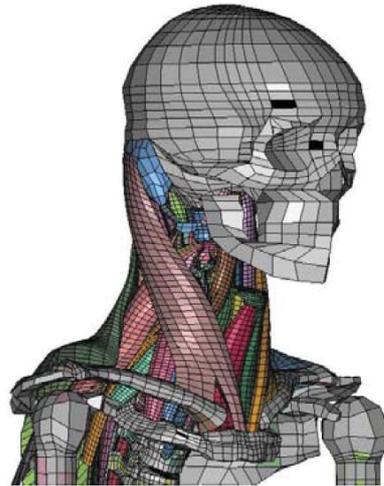


Abb. 1.2: Halsbereich in *Finite Element Methode*. Darstellung des konstruierten Halsbereichs mittels der FEM (Hedenstierna et al. (Kopenhagen, Schweden)).

Diese Methodik ist für natürliches Gewebe nicht unumstritten. Bisher wurde dieses Wissen auch nicht für die medizinische Navigation eingesetzt. Dass es z.B. möglich ist, den menschlichen Kehlkopf sehr originalgetreu am Computer zu kreieren, wurde gezeigt (Chen T 2012). Ein sieben Tesla mikro-MRT-Gerät wurde dabei eingesetzt, um Muskeln, Bänder und Knorpel des Kehlkopfes optimal segmentieren zu können. Zur Aufbereitung der Daten wurde anschließend *Mimics*, ein Rekonstruktionsprogramm, verwendet.

Erst kürzlich veröffentlichte die Arbeitsgruppe um Dornheim et al. (s.o.) eine Simulation dynamischer 3D-Halsmodelle (Adler S 2011). Dabei dient ein CT-Datensatz als Grundlage des Modells. Die Bewegung der Wirbelsäule (Nicken, Drehen und Neigen) wird durch zusammengesetzte Bewegung der einzelnen Wirbelkörper im Sinne einer Vorwärtskinematik erzeugt und dabei auch die darauf folgende Bewegung des Weichteilgewebes des Halses durch den Computer angepasst. Zu sehen ist dies in Abbildung 1.3. Die Beweglichkeit des Halses ist nicht durch mehrere Bilddaten verschiedener Kopfpositionen verifiziert worden.

Dynamisches Halsmodell

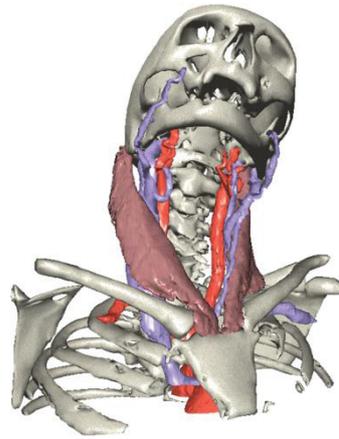


Abb. 1.3: Dynamisches Halsmodell. Erzeugt wurde es am Computer (Adler S 2011).

Weitere Simulationsplattformen wie beispielsweise „*ArtiSynth*“ existieren, die, auf Basis von segmentierten Strukturen, dynamische Modelle erzeugen. Um weitere Erkenntnisse zum Themenkomplex des Schlaf-Apnoe-Syndroms zu erlangen, nutzten Chen et al. „*ArtiSynth*“, um den zuvor aus MRT-Datensätzen komplett segmentierten weichen Gaumen darstellen zu können (Chen H 2012). Der Vorteil dieser Simulationsplattform ist, dass die reale Kontur und Größe der anatomischen Strukturen verwendet wird, um visuelle Simulationen für die Ausbildung oder die Diagnosestellung zu erzeugen. Verglichen werden können dabei Modelle gesunder Probanden, die somit als Referenzwert dienen, mit den Modellen von Patienten mit gestörter Schlafatmung. Eine Untersuchung verschiedener Kopfpositionen hat hier allerdings nicht stattgefunden.

In eine ähnliche Richtung gehen so genannte funktionelle Computermodelle. Dort spielen Bewegungsabläufe und physiologische Prozesse eine Rolle (Dössel O 2002). Es können funktionelle Prozesse im Körper simuliert werden und damit als Lern- und Trainingswerkzeuge für den Arzt fungieren. Schwerpunkte auf diesem Gebiet sind aber vor allem das kardiovaskuläre, endokrine und gastrointestinale System, sowie Muskeln, Nerven, und die Niere.

1.3.3 Auswirkung verschiedener Kopfpositionen auf die Anatomie des Halses

Auf dem Gebiet der Anästhesiologie wurden bereits vor Jahren Untersuchungen durchgeführt, die beispielsweise die Auswirkungen, die die Durchführung einer Kopffrotation auf die Lage bestimmter Gefäße im Hals bewirkt, prüfen. Besonders interessant war dabei die Lageveränderung der *V. jugularis interna* zur *A. carotis communis*, da dies für eine möglichst

reibungslos verlaufende Venenpunktion eine bedeutende Rolle spielt. Um die optimale Kopfposition zur Venenpunktion herauszufinden, wurden verschiedene Versuche durchgeführt. Die anatomische Position der *V. jugularis interna* ist normalerweise etwas vorne seitlich (anteriolateral) vor der *A. carotis communis*, von vereinzelt vorkommenden abweichenden Varianten abgesehen. Eine Ultraschalluntersuchung des Halses von 200 Patienten zeigte, dass die anteriolaterale Lage der Vene zur Arterie bei 92% der Patienten zutrifft (Denys BG 1991). Weitere Arbeitsgruppen fanden schon vor vielen Jahren heraus, dass durch eine Kopffrotation entgegengesetzt zur Punktionsseite die Überlagerung der *A. carotis communis* durch die *V. jugularis interna* steigt. In einer großen Studie mit 1136 Patienten wurde mittels Ultraschall gezeigt, dass die *A. carotis communis* bei maximaler Kopffrotation zur entgegengesetzten (contralateralen) Seite bei 54% der Patienten zu 75% von der *V. jugularis interna* verdeckt wird (Troianos CA 1996). Eine zunehmende Überlappung der *A. carotis communis* wurde ebenfalls mittels Ultraschall und Magnetresonanztomographie gemessen. Dabei wurde der Überlappungsgrad in drei unterschiedlichen Kopfpositionen untersucht: Kopf bei 0°, 40° und 80° Rotation (Sulek CA 1996). Dabei sollte für eine sicherere Venenpunktion die Überlappung der *A. carotis communis* so gering wie möglich sein, um das Punktionsrisiko, der dann direkt unter der Vene liegenden Arterie, zu verringern. Für Kinder wurde der Überlappungsgrad der Vene zur Arterie im Hals separat geprüft. Es zeigte sich ebenfalls, dass die Überlagerung mit Zunahme der Kopffrotation zunimmt. Während die mittlere Überlappung bei Neutral-Null-Stellung des Kopfes bei Kleinkindern (1 Monat - 1 Jahr) nur 5,2% betrug, stieg sie bei Kopffrotation um 40° bzw. 80° auf 18,6° bzw. 25°. Bei Kindern im Alter zwischen 1-6 Jahren wurde lag die Überlappung bei Neutral-Null-Stellung im Mittel bei 14,8° und stieg bei Kopffrotation auf 24,4° bzw. 34,4° an (Gwak MJ 2010). Die Ergebnisse der Arbeitsgruppen Arai et al. und Hong et al. gehen in die gleiche Richtung (Arai T 2009). Allerdings fanden Hong et al. bei ihrer Untersuchung von 200 Kindern im Alter zwischen 3-49 Monaten zusätzlich noch heraus, dass die linke Vene eher etwas von ihrer normalen Lage zur Arterie abweicht als die rechte (Hong JY 2010). Festgestellt wurde dieses Phänomen ebenfalls schon bei Erwachsenen (Shoja MM 2008). Begründet sein kann dies dadurch, dass die rechte *V. jugularis interna* mit der rechten *V. subclavia* und der *V. cava superior* einen relativ geraden Verlauf in Richtung des rechten Vorhofs des Herzens nimmt. Die linke *V. jugularis interna* hingegen mündet in die linke *V. subclavia*, die deutlich länger ist, als die rechte, bevor sie ebenfalls in die *V. cava superior* mündet. Somit bietet die längere Vene eine größere Vielfalt an Auslenkungen bei Kopffrotation (siehe Abb. 1.4). Das könnte Einfluss darauf haben, dass die linke Vene bei einer Rotation des Kopfes häufiger von ihrer normalen Position abweicht, als die rechte.

Gefäße des Halsbereichs

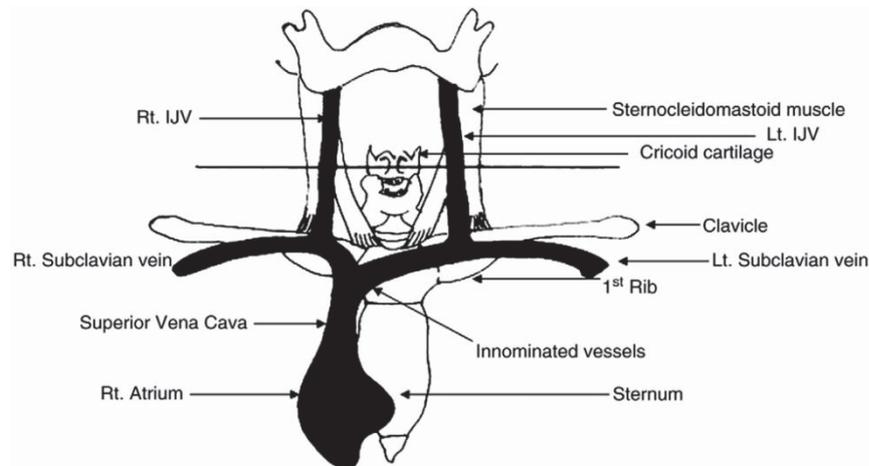


Abb. 1.4: Gefäße des Halsbereichs. Grafischer Verlauf der rechten und linken *V. jugularis interna* (Rt. und Lt. IJV) (Hong JY 2010).

Im Jahr 2010 wurde erneut eine große Ultraschalluntersuchung mit 300 Patienten durchgeführt, die die Ergebnisse von Sulek, Arai und Gwak et al. nicht bestätigen konnte (Maecken T 2011). Geprüft wurde die Lage der *V. jugularis interna* zur *A. carotis communis* bei 30° Kopffrotation zur contralateralen Seite. Hierbei verschob sich die Vene, im Vergleich zu ihrer Ausgangsposition bei Kopf in Neutral-Null-Stellung, vorwiegend nach lateral, nicht nach medial. Da die Venenpunktion selten unter Hinzunahme eines Ultraschallgeräts durchgeführt wird, muss sich an Landmarken auf der Haut orientiert werden. Eine Landmarke ist beispielsweise leicht unterhalb der Aufteilung des *Musculus sternocleidomastoideus* (*M. sternocleidomastoideus*) in seinen Anteil zum Brustbein und zum Schlüsselbein. Beobachtet wurde allerdings, dass der Abstand zwischen dieser Landmarke und der realen Lage der Vene steigt, wenn der Kopf nur um 30° rotiert wurde (Park SY 2011). Somit lautete auch hier das Fazit: Bei der Venenpunktion sollte der Kopf so wenig wie möglich rotiert werden. Ein weiterer Untersuchungsschwerpunkt lag auf dem Durchmesser bzw. der Querschnittsfläche der *V. jugularis interna*. Es wurde die Veränderung des Venendurchmessers (Muhammad JK 2001) bzw. der Venenquerschnittsfläche (Suarez T 2002) bei lateraler oder medialer Kopffrotation gemessen. Herausgefunden wurde, dass sowohl der Durchmesser als auch die Querschnittsfläche bei Kopffrotation zur contralateralen Seite zunahm, sowie dass der Durchmesser bei Kopffrotation zur (gleichen) ipsilateralen Seite abnahm. Eine andere Arbeitsgruppe beschäftigte sich mit dem Abstand zwischen den beiden Gefäßen, der *V. jugularis interna* und der *A. carotis communis*, denn je größer dieser ist, desto geringer ist die Wahrscheinlichkeit versehentlich die Arterie bei der Venenpunktion zu punktieren (Wang R

2006). Der größte Abstand wurde bei Kopf in Neutral-Null-Position gemessen (10mm), der kleinste Abstand lag bei 90° Kopffrotation zur contralateralen Seite (1mm). Diese Untersuchungen basieren auf der Nutzung eines Ultraschallgeräts. Zusätzlich fanden Studien statt, bei denen geprüft wurde, inwiefern der *body mass index* (BMI) und die *body surface area* (BSA) bei der Venenpunktion eine Rolle spielen (Lieberman JA 2004). Die Ergebnisse zeigen, dass bei einem großen BMI und einer großen BSA bei Kopffrotation über 45° zur Gegenseite die Fehlpunktionsrate steigt.

Abgrenzung:

Bei diesen Studien wurde nie die Verschiebung der *A. carotis communis* und der *V. jugularis interna* weiter untersucht. Generell ging es nur um die Änderung des Lageverhaltens, ausgelöst durch Kopffrotation, zueinander. Quantitativ wurden diese Lageveränderungen nicht gemessen. Auch weitere Halsstrukturen wurden nicht mitbetrachtet.

Ein anderes Forschungsgebiet ist die Untersuchung des Lageverhaltens der *Trachea* bzw. des Intubationstubus zur *Trachea* bei Kopfpositionen wie Extension (Kopf wird nach hinten gestreckt) und Flexion (Kopf wird nach vorne gebeugt). Schon vor einigen Jahren wurde festgestellt, dass sich die Aufteilung der *Trachea* in die zwei Hauptbronchien (auch *Carina* genannt) minimal um mehrere Millimeter mit der Flexion des Kopfes nach unten (caudal) und mit der Extension des Kopfes nach oben (cranial) verschiebt (Conrardy PA 1976). Deutlichere, aber in die gleiche Richtung verlaufende, Verschiebungen zeigten sich für den Intubationstubus, wie mit Hilfe eines Röntgen-Thorax festgestellt wurde. Erklärungen für dieses Lageverhalten suchten Toung et al., die eine Längenzunahme für den Bereich zwischen Lippen und Stimmlippen von 13,3cm auf 15,5cm maßen, wenn der Kopf von der Flexions- in die Extensionsstellung gebracht wurde (Toung TJ 1985). Auch Jin-Hee et al. zeigten eine Verlängerung der *Trachea* um 12% bei vollständiger Extension des Kopfes im Vergleich zu ihrer Länge in Neutral-Null-Stellung des Kopfes (Jin-Hee K 2005). Ein am Mund fixierter Tubus wird diese Verlängerung nicht mitmachen und sich dementsprechend nach cranial, in Richtung der Stimmlippen, verschieben. Diese Ergebnisse wurden im Verlauf bei weiteren Untersuchungen mit einem fiberoptischen Bronchoskop bestätigt (Sugiyama K 1996). Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass auch bei Kopffrotation Lageveränderungen des Intubationstubus stattfinden. Diese folgen allerdings nicht konstant einer bestimmten Richtung (Hartrey R 1995). Auch bei Kindern und Säuglingen wurden Untersuchungen diesbezüglich durchgeführt. Dabei konnte ebenfalls entweder mittels eines Röntgen-Thorax (Olufolabi AJ 2004) und (Weiss M 2006) oder eines fiberoptischen Bronchoskops (Jordi Ritz EM 2008) festgestellt werden, dass eine Verschiebung des Tubus und der *Trachea* nach caudal bei Flexion und nach cranial bei Extension des Kopfes stattfindet. Auch die Druckverhältnisse

im oberen Luftweg wurden für verschiedene Kopfpositionen untersucht (Walsh JH 2008). Der Druck stieg bei Flexion und sank bei Extension des Kopfes. Bei Rotation des Kopfes kam es sowohl zu Drucksteigerungen als auch zu Drucksenkungen bei den untersuchten Probanden. Zudem wurde auch der Durchmesser des Rachenraumes bei verschiedenen Kopfpositionen betrachtet (Shorten GD 1995). Durch den Einsatz von Kissen für den Kopf oder die Schultern wurde der Kopf in Extensionsstellung gebracht und damit eine Vergrößerung des Rachenraumes erreicht. Dieses Phänomen wurde noch weiter untersucht (Ono T 2000), so dass festgestellt wurde, dass eine Kopffrotation ebenfalls eine Vergrößerung der Querschnittsfläche des *Pharynx* bewirkt. Auch das durchfließende Luftvolumen nimmt dabei zu, so dass die Ergebnisse für die Behandlung von Patienten mit obstruktivem Schlaf-Apnoe-Syndrom eine wichtige Rolle spielen. Auch Patienten mit Schluckbeschwerden profitieren von ähnlichen Untersuchungen. So wurde beispielsweise ebenfalls festgestellt, dass der Nahrungsbissen durch Kopfdrehung während des Schluckens auf die contralaterale Seite verschoben werden kann (Ohmae Y 1998). Die Auswirkung der Kopffrotation wurde nochmals genauer untersucht, mit dem Ergebnis, dass die Vergrößerung des Rachenbereichs nur relevant ist, wenn der Kiefer nicht vorgeschoben ist. Ist der Kiefer vorgeschoben, dann bewirkt dies bereits eine deutliche Querschnittsvergrößerung des *Pharynx*, so dass durch Kopffrotation keine weitere Größenzunahme hinzukommt (Zhang W 2011). Welchen Einfluss eine Kopffrotation auf die Sicht auf den *Larynx* während der laryngoskopischen Untersuchung hat, wurde ebenfalls untersucht (Schade G 2004). Gezeigt werden konnte, dass eine Kopfdrehung den Sinus piriformis auf der gleichen Seite deutlich einengt. Zeitgleich wurde der Sinus piriformis auf der Gegenseite erweitert, so dass dieser einer genaueren Inspektion zugänglich wurde.

Abgrenzung:

Viele Studien untersuchten Veränderungen der oberen Luftwege bei Extension und Flexion des Kopfes. Die Kopffrotation spielte dabei nur eine kleine Rolle. Zwar wurde die Vergrößerung der Querschnittsfläche des Rachens bei Kopffrotation gemessen, allerdings nicht untersucht, ob dabei Verschiebungen nach rechts oder links stattfinden. Es wurde ebenfalls nie gemessen, welche quantitativen Verschiebungen der oberen Luftwege stattfinden, wenn der Kopf rotiert wird.

Relevant sind zudem Beobachtungen der Kopf-Hals-Anatomie während Auffahrunfällen, bei denen der Kopf extreme Extensions- und Flexionsstellungen einnimmt. Dabei wurde zunächst untersucht, wie sich die Länge der *A. vertebralis* unter physiologischen Bewegungen verändert (Nibu K 1997). Wird der Kopf seitwärts geneigt, verlängert sich die Arterie auf der contralateralen Seite um 5,8mm, wird der Kopf rotiert, kommt es ebenfalls zu einer

Verlängerung der Arterie um 4,7mm. Die Arterie auf der ipsilateralen Seite wird dabei, genauso wie beide Arterien während einer Kopfextension, verkürzt. Ivancic et al. untersuchten den Effekt von Auffahrunfällen bei Kopf in Neutral-Null-Stellung und bei Kopf in leicht rotierter, gebeugter und flexierter Position auf die Längenveränderung der *A. vertebralis* (Ivancic PC 2006). Im ersten Fall blieb diese Verlängerung im physiologischen Bereich, während sich die Arterie drastisch bei vorher rotiertem Kopf verlängerte. Damit würde sie wohl in der wahren Situation reißen. Im ersten Fall kam es ausschließlich zu starken Extensions- und Flexionsstellungen des Kopfes, befand sich der Kopf allerdings vor dem Aufprall in einer rotierten Position, schlug er in alle Richtungen, so dass es zusätzlich noch zu Rotationen und seitlichen Beugungen des Kopfes kam. Dies schien demnach größere Auswirkungen auf die Arterienverlängerung zu haben. Ebenso wurden diese Veränderungen noch bei Simulation von frontalen und seitwärtigen Autounfällen untersucht (Carlson EJ 2007). Dabei wurde herausgefunden, dass die Verlängerungen der *A. vertebralis* bei frontalen Unfällen im physiologischen, bei seitwärtigen Unfällen nicht mehr im physiologischen Bereich lagen. Welche Auswirkungen die extremen Kopfstellungen, die durch Auffahrunfälle ausgelöst werden, auf Bewegungen (Pérez del Palomara A 2008) oder Fehlstellungen (Schneider K 1989) des Kiefergelenks haben, wurde ebenfalls untersucht.

Abgrenzung:

Die Kopfbewegungen während Auffahrunfällen wurden zwar beschrieben, aber nicht gemessen, so dass nicht klar ist, wie groß z.B. die jeweilige Kopfrotation war. Zudem wurden bisher nur die Längenänderung der *A. vertebralis* und gewisse Kiefergelenksänderungen untersucht und beschrieben. Weitere anatomische Strukturen im Halsbereich wurden dabei nicht berücksichtigt und auch Verschiebungen des Weichteilgewebes im Hals, die aufgrund der verschiedenen Kopfpositionen zustande kamen wurden noch nicht beschrieben.

1.4 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Dissertation ist, die Anatomie des Halses zu visualisieren, allerdings nicht nur in der Neutral-Null-Stellung des Kopfes, sondern bei verschieden ausgeprägten Kopfrotationen. So kann der Einfluss der Kopfposition auf die Anordnung der Strukturen im Hals modelliert werden und wird dreidimensional darstellbar. Des Weiteren sollen Verschiebungswerte einzelner Strukturen, die auf die Veränderung der Kopfposition zurückzuführen sind, ermittelt und modelliert werden.

1.5 Gliederung der Arbeit

Diese Dissertation gliedert sich in die nachfolgenden Kapitel 2-4. Kapitel 2 widmet sich der Beschreibung des Studiendesigns und der Datenerzeugung. Hier erfolgt eine genaue Beschreibung der Daten, die sowohl mittels einer zweidimensionalen (2D) als auch einer dreidimensionalen (3D) Darstellung ausgewertet werden. Im dritten Kapitel findet sich eine Zusammenstellung der Ergebnisse. Darüber hinaus werden erste, am Computer konstruierte Halsmodellierungen, die auf Grundlage dieser Ergebnisse basieren, vorgestellt. Abschließend folgen in Kapitel 4 die Diskussion der Ergebnisse und ein abschließender Ausblick.

2. Material und Methoden

In den folgenden Unterabschnitten werden die für diese Arbeit relevanten Materialien und Vorgehensweisen beschrieben. Dabei wird in Abschnitt 2.1. zunächst der Studienaufbau vorgestellt. Anschließend wird in 2.2 das Probandenkollektiv beschrieben, während in Abschnitt 2.3 auf den Vorgang des Segmentierens näher eingegangen wird. Die Daten werden sowohl auf zweidimensionaler Ebene als auch auf dreidimensionaler Ebene generiert, so dass im Abschnitt 2.4 auf die Methodik, die der Vorbereitung zur Ergebnisgenerierung im Zweidimensionalen dient, eingegangen wird. Dagegen wird die Vorbereitung, die zur Ergebnisgenerierung im Dreidimensionalen benötigt wird, im Unterabschnitt 2.5 erläutert. Zum Abschluss wird in Abschnitt 2.6 die Methodik erklärt, die der Erstellung eines auf Berechnungen basierenden Halsmodells dient.

2.1 Studiendesign und Datenakquise

Um die Gewebe- und Strukturverschieblichkeiten im menschlichen Hals analysieren zu können, wurden von fünf Probanden MRT-Aufnahmen erstellt. Die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf hat den vorgelegten Antrag des von der DFG (Deutschen Forschungsgemeinschaft) geförderten Projekts mit dem Titel: SACAS (*sonographic aided computer assisted surgery of the neck*) geprüft und beurteilt. Von Seiten der Kommission bestehen keine ethischen oder rechtlichen Bedenken. Die Studiennummer lautet: 2945.

Die Untersuchungen erfolgten mittels eines 3-Tesla MR-Tomographen (Siemens Trio). Dabei wurde der Kopf zunächst in der so genannten Neutral-Null-Stellung, d.h. gerade, in nicht verdrehter Position gelagert (Position I). Die nächste Aufnahme erfolgte bei einer Kopfrotation von ca. 20° nach links (Position II), die mittels eines Winkelmessers anhand der Nasenspitze ausgemessen wurde. Anschließend wurde der Kopf um weitere 20° nach links rotiert, so dass die Kopfrotation etwa 40° betrug (Position III). Die vierte MRT-Aufnahme erfolgte bei etwa 60° Linksrotation des Kopfes (Position IV) und für die letzte Aufnahme in gleicher Rotationsrichtung sollte der Proband den Kopf soweit wie möglich nach links rotieren (Position V). Zum Schluss wurde noch eine Aufnahme bei 40° Rotation des Kopfes nach rechts erstellt (Position VI). Der Proband nahm nach Anweisung die jeweiligen

Winkelstellungen ein und hielt diese während der Aufnahmezeit. Dabei wurde der Kopf mit Polsterungen und Kissen fixiert, damit die Kopfposition über den Zeitraum der Aufnahmen von jeweils ungefähr sieben Minuten stabil blieb. Eine schematische Darstellung der verschiedenen Positionen eines Probanden im MRT zeigt Abb. 2.1. Zur besseren Orientierung in der Anatomie wurde vor jeder Aufnahme zusätzlich ein Übersichtsbild erstellt (sog. „Localizer“), welches auf einer axialen, koronaren und sagittalen Schichtorientierung basiert. Mit Hilfe dieses *Localizers* ist es später möglich die Schichten der Aufnahme einer Höhe im Hals zuzuordnen.

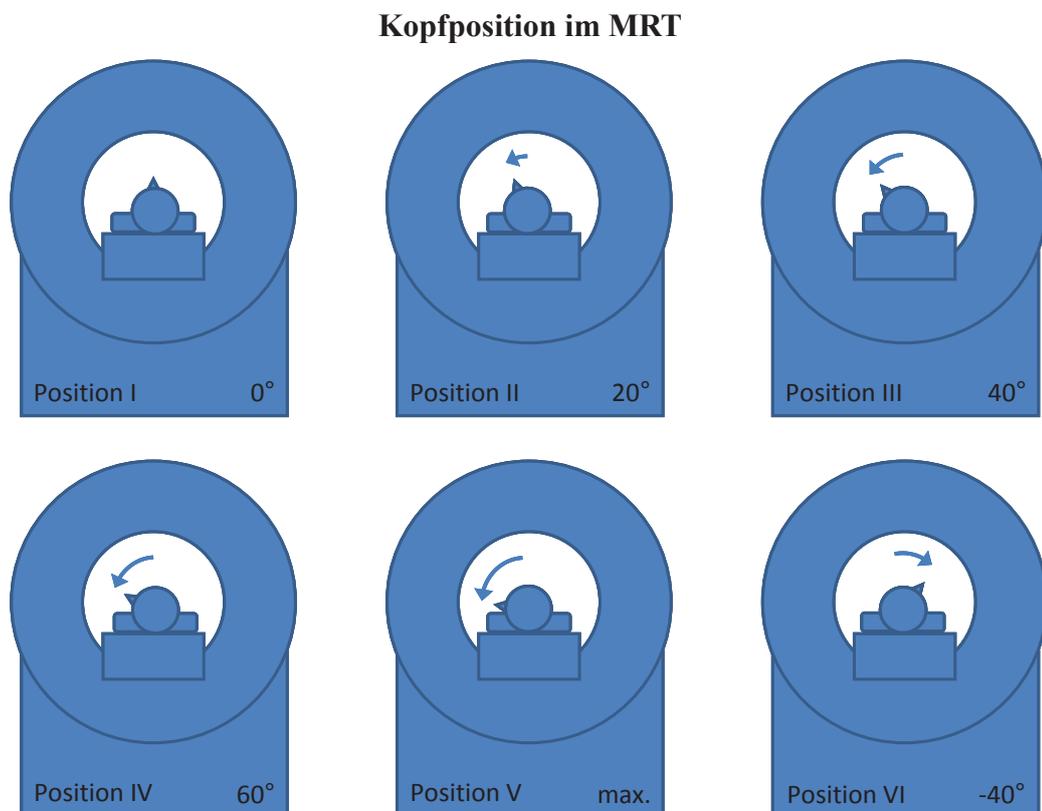


Abb. 2.1: Kopfpositionen im MRT. Schematische Abbildung der sechs verschiedenen Kopfpositionen eines Probanden im MRT.

Abbildung 2.2 zeigt zwei Fotos aus einer Probandenuntersuchung. Die Fotos entstanden kurz bevor die MRT-Aufnahmen gestartet wurden. Links liegt die Probandin mit dem Kopf in Position III schon im MRT und rechts in Position V noch außerhalb des MRTs.

Proband im MRT

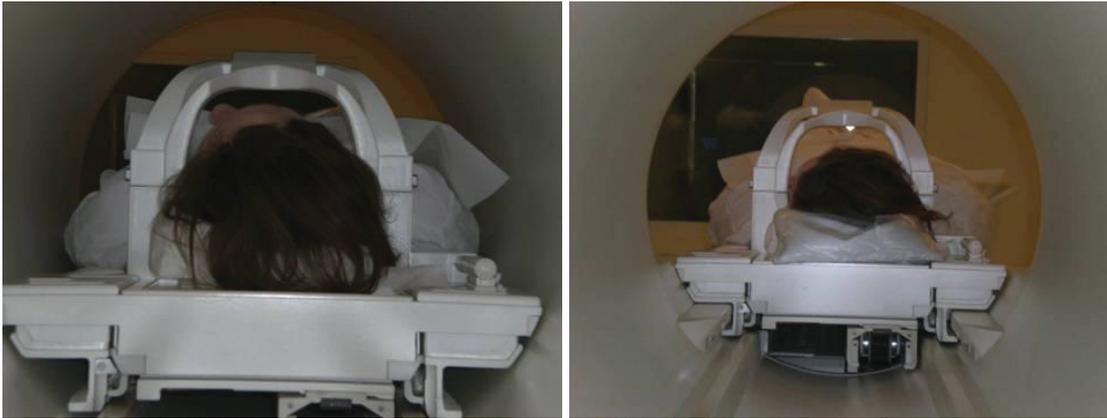


Abb. 2.2: Proband im MRT. Beispielhafte Kopfpositionen des Probanden im MRT während der Datenaquisition (Linksrotation des Halses): die linke Abbildung zeigt den Kopf in Position III, die rechte in Position V.

2.1.1 MRT- Einstellungen

Eine kurze Einführung über die Funktionsweise eines Magnetresonanztomographen und Informationen zu den beiden Gewichtungen T1 und T2 sind im Anhang A beschrieben. Für die geplante Probandenstudie wurde zuerst festgelegt, dass auf eine Kontrastmittelgabe in jedem Fall verzichtet wird, um invasives Vorgehen zu vermeiden. Anschließend wurden mehrere Voraufnahmen sowohl in T1 als auch in T2 Gewichtung durchgeführt. Bei der Betrachtung der Aufnahmen zeigte sich, dass die ausgewählten Strukturen sowohl bei den Aufnahmen mit der T1-Gewichtung als auch bei denen mit der T2-Gewichtung zu identifizieren waren. Allerdings war bei den T2 gewichteten Aufnahmen der Kontrast zwischen den Strukturen deutlicher. Daraufhin wurde entschieden, dass zukünftig für die Aufnahmen für diese Dissertation nur noch die T2-gewichtete Sequenz Anwendung finden wird. Dadurch, dass für jeden Probanden nur eine Sequenz genutzt wurde, konnte so die Gesamtuntersuchungszeit pro Proband reduziert werden. Die allgemeinen Einstellungen sind in Tabelle 2.1 aufgelistet. Die *Repetition Time* (TR), die Zeit, die zwischen den ausgelösten Hochfrequenzpulsen liegt, lag bei 6000ms und die *Echo Time* (TE), die Zeit zwischen dem Abklingen des Hochfrequenzpulses und dem Signalauslesen, lag bei 100ms. Die Matrix betrug 330 x 512 Pixel und das *Field of View* (FoV) 257 x 300 Pixel. Das *Field of View* beschreibt das Fenster, in dem der Datensatz dargestellt wurde. Der *Flip Angle* gibt an, um wie viel Grad das Magnetfeld im Vergleich zum Hauptmagnetfeld gekippt oder rotiert ist und betrug bei allen Probanden 116°. Die Schichtdicke lag bei 3mm, der Schichtabstand bei 3,6mm. Es erfolgten pro Aufnahme jeweils 65 Schichten, bei einer Voxelgröße von 0,8 x 0,6 x 3,0mm³. Bei dem ersten Probanden wurden eine Hals- (NE2), eine Wirbelsäulen- (SP1) und

zwei Körperspulen (BO1 und BO2) verwendet. Beim darauf folgenden Probanden wurden die beiden Körperspulen durch jeweils eine weitere Hals (NE1) - und Wirbelsäulenspule (SP2) ersetzt. Dieser Spulenunterschied spielte für die folgende Auswertung keine Rolle, denn die Strukturen waren ebenso gut zu identifizieren. Da die Lagerung der Probanden ohne Körperspulen leichter fiel, wurde in den nachfolgenden Untersuchungen bei den Probanden 3-5 ebenfalls auf die Körperspulen verzichtet und stattdessen die zusätzliche Hals- (NE1) und Wirbelsäulenspule (SP2) verwendet. Der Zeitaufwand für die Erstellung eines kompletten Datensatzes bei einem Probanden bestehend aus sechs Aufnahmen betrug insgesamt etwa 1,5 Stunden, bestehend aus 45min Aufnahmezeit und etwa 45min Pausen zur Umlagerung.

Tabelle 2.1: MRT-Einstellungen

MRT-Einstellungen	Proband 1	Proband 2-5
TR (ms)	6000	6000
TE (ms)	100	100
Matrix (Pixel)	330 x 512	330 x 512
FoV (Pixel)	257 x 300	257 x 300
Voxel (mm ³)	0,8 x 0,6 x 3,0	0,8 x 0,6 x 3,0
<i>Flip Angle</i> (°)	116	116
Schichtdicke (mm)	3	3
Schichtabstand (mm)	3,6	3,6
Schichtanzahl	65	65
Spulen	BO1,2;NE2;SP1	NE1,2;SP1,2

Parameter und Einstellungen der gewählten MRT-Sequenz der fünf Probanden (TR: *Repetition Time*, TE: *Echo Time*, FoV: *Field of View*)

In Abbildung 2.3 sind drei Schichtbilder, die sich aus diesen MRT-Einstellungen ergeben, beispielhaft dargestellt.

MRT-Schichten

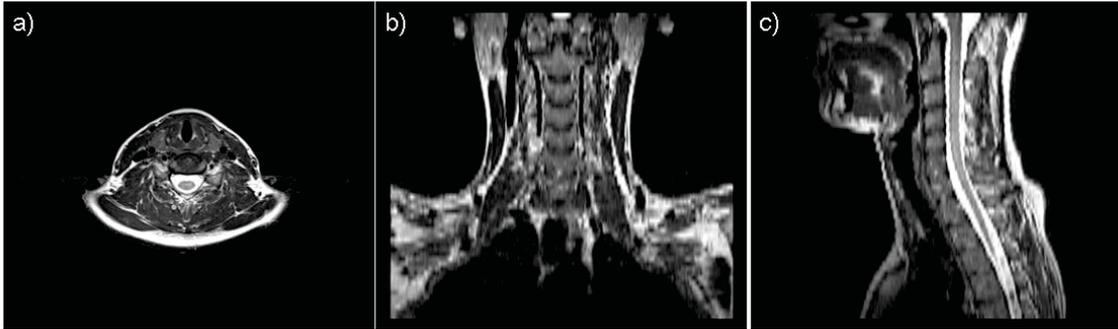


Abb. 2.3: MRT-Schichten. Darstellung der MRT-Schichten (axial (a), koronar (b) und sagittal (c)) als Ergebnis der oben genannten MRT-Einstellungen.

Für diese Arbeit wurden die axial geschnittenen Schichten für das Segmentieren der einzelnen Strukturen genutzt. Die sagittalen Schichten spielten eine Rolle um einer axialen Schicht die richtige Höhe im Hals zuweisen zu können. Die koronaren Schichten wurden für diese Untersuchung nicht genutzt.

2.1.2 Korrektur der Kopffrotationswinkel

Da es nicht auszuschließen ist, dass trotz der Vorgabe mit Hilfe des Winkelmessers im MRT, die endgültige Kopfposition von der Winkelvorgabe abweicht, mussten im Nachhinein die exakten Winkel durch Messungen in den MRT-Aufnahmen korrigiert werden. Es wurde auf Höhe der Nasenspitze nachgemessen. Dazu wurde der Winkel zwischen der Achse Nasenspitze-Rückenmark und der Vertikalen als Maß für die Kopffrotation festgelegt (siehe Abb. 2.4). Im Folgenden werden Pseudonyme für die Probanden verwendet. *Move 1* steht für Proband Nr. 1, *Move 2* für Proband Nr. 2, bis hin zu *Move 5* für den 5. Probanden.

Kopfrotations-Messung

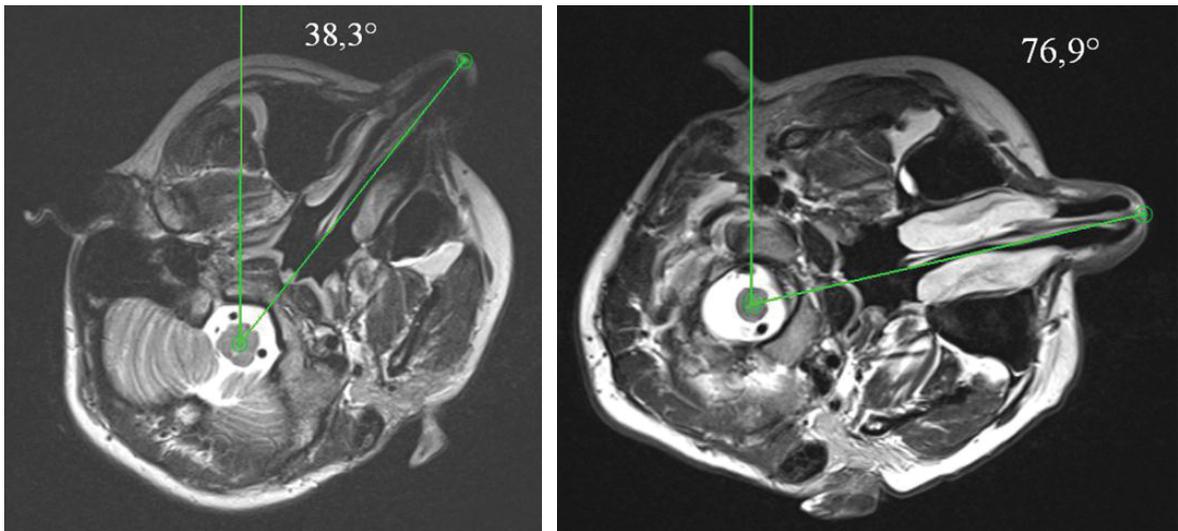


Abb.2.4: Kopfrotations-Messung. Winkelmessung in den MRT-Bilddaten anhand der Ausrichtung der Nasenspitze. Beispielhaft dargestellt ist *Move 1* in Position III (die Messung korrigiert den Winkel von 40° auf 38°, linke Abbildung) und in Position V (die Messung bestimmt den max. Winkel mit 77°, rechte Abbildung).

Bei den Nachmessungen ließen sich für jede Position Abweichungen von der Winkelvorgabe feststellen. So lagen die endgültigen Kopfpositionen z.B. bei *Move 1* nicht bei 20°, 40° und 60° nach links, sondern stattdessen bei 15°, 38° und 52° nach links. Tabelle 2.2 fasst diese gemessenen Winkelwerte für alle *Moves* zusammen. Auch wenn die Messwerte mit der Genauigkeit einer Nachkommastelle bestimmt, für Berechnungen weiterverwendet und in den Tabellen aufgelistet sind, wird in den Textpassagen zumeist aus Gründen der besseren Lesbarkeit und Verständlichkeit sowie wegen der Abschätzung der Fehlerquellen (siehe Abschnitt 2.4.4) auf diese verzichtet.

Tabelle 2.2: Kopfrrotations-Winkelmessung

	Position I (0°)	Position II (20°)	Position III (40°)	Position IV (60°)	Position V (max. °)	Position VI (-40°)
<i>Move 1</i>	0,3°	14,6°	38,3°	51,7°	76,9°	-32,0°
<i>Move 2</i>	-2,3°	21,9°	36,1°	56,6°	81,6°	-36,0°
<i>Move 3</i>	2,2°	29,2°	47,6°	66,7°	87,4°	-47,8°
<i>Move 4</i>	-3,5°	22,7°	39,2°	58,0°	77,7°	-44,5°
<i>Move 5</i>	1,5°	29,0°	42,5°	54,4°	86,8°	-34,0°

Position I gibt den Winkel der Neutral-Null-Stellung an, Positionen II bis V die Linksrotation und Position VI die Rechtsrotation des Kopfes. Um eine Rechtsdrehung des Kopfes deutlich zu machen, wird sie in der Tabelle mit einem negativen Vorzeichen gekennzeichnet.

Zur Auswertung der Ergebnisse wurde die Neutral-Null-Stellung als Ausgangsstellung festgelegt, d.h. alle Lageveränderungen anatomischer Strukturen im Hals der anderen Kopfrrotationen wurden mit den jeweiligen Positionen aus der Neutral-Null-Stellung verglichen. Da es bei der Position I allerdings leichte Abweichungen von 0,3° bis 3,5° von der nach geradeaus gerichteten Stellung (0°) gab, mussten auch die Rotationswinkel der anderen Kopfpositionen an die Ausgangsstellung angepasst werden. Mit Hilfe der MRT-Aufnahmen wurde dies durchgeführt, indem jeweils die Aufnahme mit der Nasenspitzenmessung der Ausgangsposition mit der einer rotierten Kopfposition semitransparent überlagert wurde und so der Winkel zwischen den beiden Nasenspitzen gemessen wurde (siehe Abb. 2.5).

Anpassung der Kopffrotationswinkel an die Ausgangsstellung

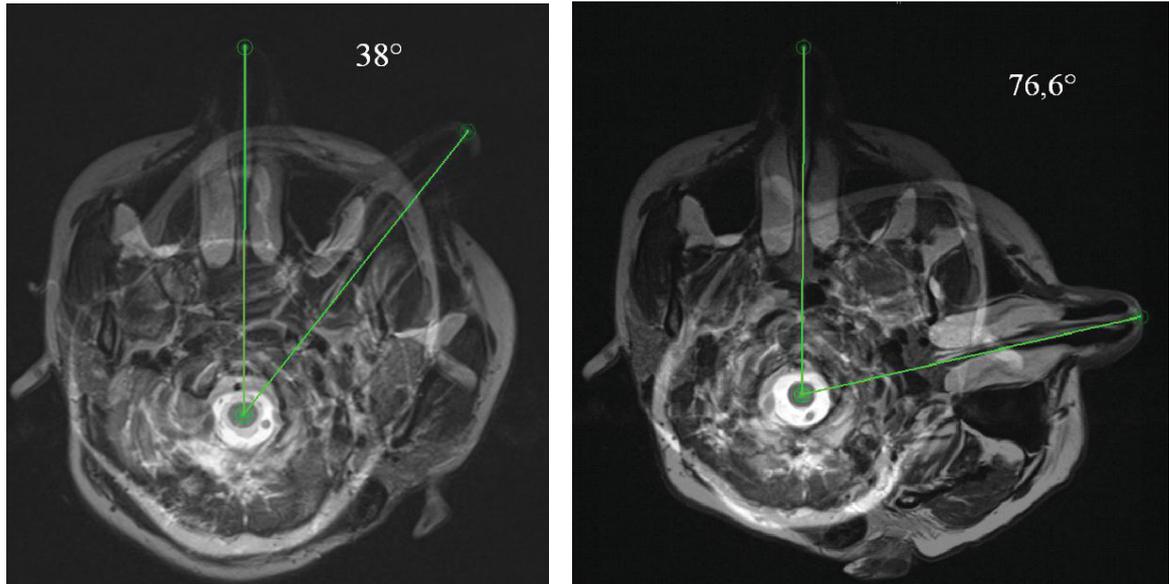


Abb. 2.5: Anpassung der Kopffrotationswinkel an die Ausgangsstellung. Semitransparente Überlagerung der Ausgangsstellung aus *Move 1* mit einer veränderten Kopfstellung: mit Position III (links) und Position V (rechts).

Rechnerisch ergeben sich die an die Neutral-Null-Stellung angepassten Kopfpositionen II bis V bei Abweichen des Kopfes in der Position I nach links (*Move 1, 3 und 5*) aus der Differenz, bzw. bei Abweichung des Kopfes in Position I nach rechts (*Move 2 und 4*) aus der Summe der Ausgangsstellung und der rotierten Kopfposition. Für die Kopfposition VI, die für die Rechtsrotation des Kopfes steht, ist es rechnerisch genau gegensätzlich: bei Abweichen des Kopfes in Position I nach links (*Move 1, 3 und 5*) ergibt sich die endgültige Position aus der Summe, und bei Abweichen des Kopfes in Position I nach rechts (*Move 2 und 4*) aus der Differenz. Da die Position I aus *Move 1* nur um $0,3^\circ$ von der geraden Kopfstellung abweicht, gibt es dabei kaum Veränderung. Die größten Änderungen werden bei *Move 4* erreicht, bei dem die Position I um $3,5^\circ$ von 0° abweicht. Tabelle 2.3 stellt die errechneten Rotationswinkel dar.

Tabelle 2.3: Endgültige Kopffrotationswinkel

	Position I (0°)	Position II (20°)	Position III (40°)	Position IV (60°)	Position V (max. °)	Position VI (-40°)
<i>Move 1</i>	0°	14,3°	38,0°	51,4°	76,6°	-32,3°
<i>Move 2</i>	0°	24,2°	38,4°	58,9°	83,9°	-33,7°
<i>Move 3</i>	0°	27,0°	45,4°	64,5°	85,2°	-50,0°
<i>Move 4</i>	0°	26,2°	42,7°	61,5°	81,2°	-41,0°
<i>Move 5</i>	0°	27,5°	41,0°	53,0°	85,3°	-35,5°

Darstellung der an die Neutral-Null-Stellung angepassten Rotationswinkel im Sinne einer kalibrierenden Zuordnung zwischen den Vorgaben (Positionen I-VI) und den letztendlichen Rotationswinkeln des Kopfes. Die Rechtsdrehung bei Position VI ist mit einem negativen Vorzeichen gekennzeichnet.

2.2 Probandenkollektiv

Damit die Verschiebungen, die die Strukturen im Hals bei Kopffrotation erfahren, möglichst vergleichbar zwischen den Probanden sind, sollten die Voraussetzungen, wie z.B. Geschlecht, Größe und Gewicht, ziemlich ähnlich sein. Ausgewählt wurden fünf weibliche Probanden im Alter zwischen 23 und 30 Jahren. Alle Probanden waren zwischen 168 und 180cm groß und wogen zwischen 60 und 65kg. Die sich daraus zu berechnen lassenden *Body-Maß-Indizes* liegen damit im Bereich von 19,4 bis 22,7kg/cm² (siehe Tab. 2.4). Die Daten wurden anonymisiert gespeichert und jeder Proband erhielt ein Pseudonym.

Tabelle 2.4: Probandendaten

		Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI (kg/cm ²)
Proband 1	<i>Move 1</i>	168	64	22,7
Proband 2	<i>Move 2</i>	176	60	19,4
Proband 3	<i>Move 3</i>	175	65	21,2
Proband 4	<i>Move 4</i>	180	64	19,8
Proband 5	<i>Move 5</i>	178	64	20,2

2.3 Segmentierung relevanter Hals-Strukturen

Die in dieser Studie segmentierten Strukturen sind in nachfolgender Tabelle 2.5 aufgelistet.

Tabelle 2.5: Segmentierte Strukturen

	segmentierte Struktur
1.	<i>Arteria carotis communis</i> beidseits
2.	<i>Arteria carotis externa</i> beidseits
3.	<i>Arteria carotis interna</i> beidseits
4.	<i>Vena jugularis interna</i> beidseits
5.	<i>Musculus sternocleidomastoideus</i> beidseits
6.	<i>Glandula thyroidea</i>
7.	<i>Glandula submandibularis</i> beidseits
8.	<i>Trachea</i>
9.	<i>Larynx</i>
10.	<i>Pharynx</i>
11.	<i>Medulla spinalis</i>
12.	<i>Canalis spinalis</i>
13.	<i>Processus spinosus</i>
14.	<i>Sternum</i>
15.	Hautoberfläche

Die Segmentierung, der für diese Studie relevanten Strukturen aus dem Halsbereich, erfolgte mittels des Programms OsiriX v.3.2.1. OsiriX ist eine frei verfügbare (engl. *open-source*) DICOM-Software, die für das Macintosh Betriebssystem entwickelt wurde. Segmentiert wurde mit Hilfe eines Grafiktablets (Wacom XY). Um genauer arbeiten zu können wurde der Bereich der zu segmentierenden Struktur auf ein Vielfaches der Originalgröße herangezoomt (siehe Abb. 2.6c). Dazu wird die Funktion Zoom aus der Werkzeugleiste benötigt, die daneben noch fünf weitere Funktionen erhält: Kontraständerung, Verschiebung, Rotation, Scrollen und Markierung (siehe Abb. 2.6a). Für die Markierung gibt es ebenfalls mehrere Werkzeuge (siehe Abb. 2.6b).

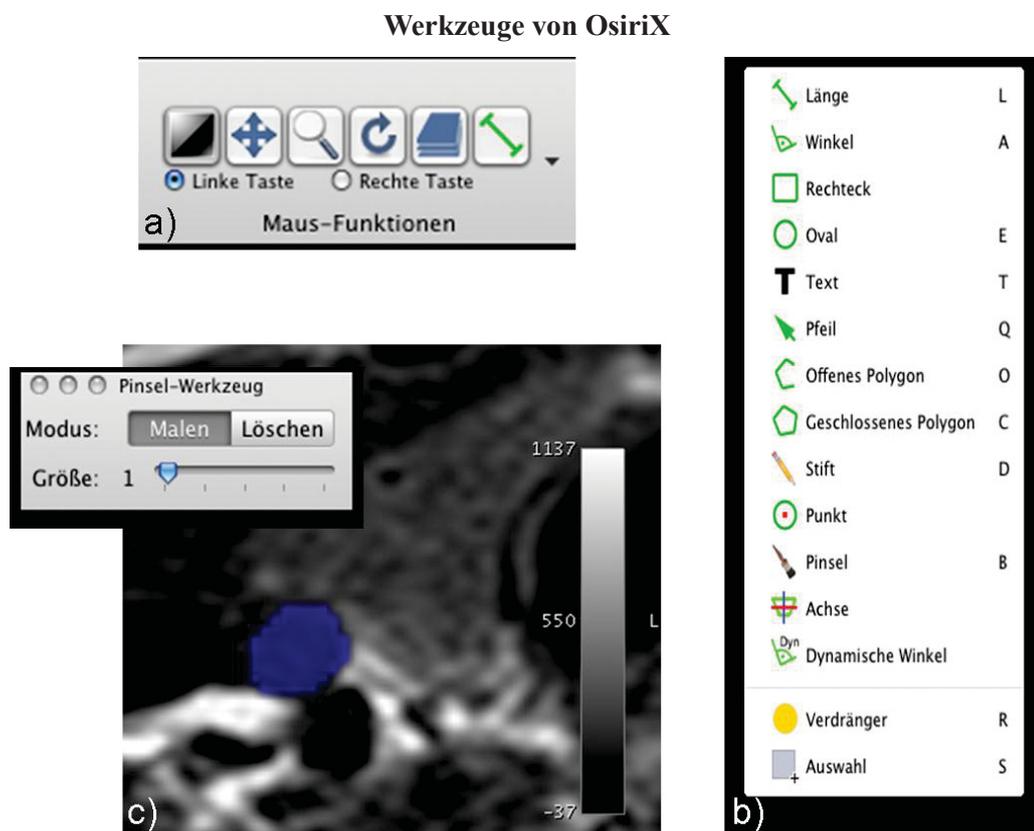


Abb. 2.6: Werkzeuge von OsiriX. Zu sehen sind die Bearbeitungswerkzeuge (a), die Markierungswerkzeuge (b) von OsiriX und das Pinsel-Werkzeug in einem Ausschnitt einer Aufnahme mit segmentiert dargestellter rechter *A. carotis communis* bei einem Zoom von 716% (c).

Für das Segmentieren von Strukturen mit Hilfe des Grafiktablets eignet sich das „Pinsel-Werkzeug“ besonders gut, da es Flächen durch „Ausfüllen“ markiert. Es kann dabei auch zwischen unterschiedlichen Pinselbreiten gewählt werden. Diese Funktion kann über das automatisch erscheinende Fenster „Pinsel-Werkzeug“ ausgewählt werden. Die gewählte Vorgehensweise für alle Strukturen bestand darin, zunächst die Struktur mit der Pinselbreite ‘1’ auf jeder Schicht zu umranden. Anschließend erst wurde das Ausfüllen der Struktur mit

der Pinselbreite ‘2‘ durchgeführt. Diese Methodik ersparte Zeit, da die Pinselbreite nicht auf jeder Schicht jeweils geändert werden musste, sondern nur einmal zwischen den beiden Durchgängen. Abbildung 2.7 zeigt die Markierung *A. carotis communis* beim ersten und zweiten Durchgang.

Methoden des Segmentierungsvorgangs

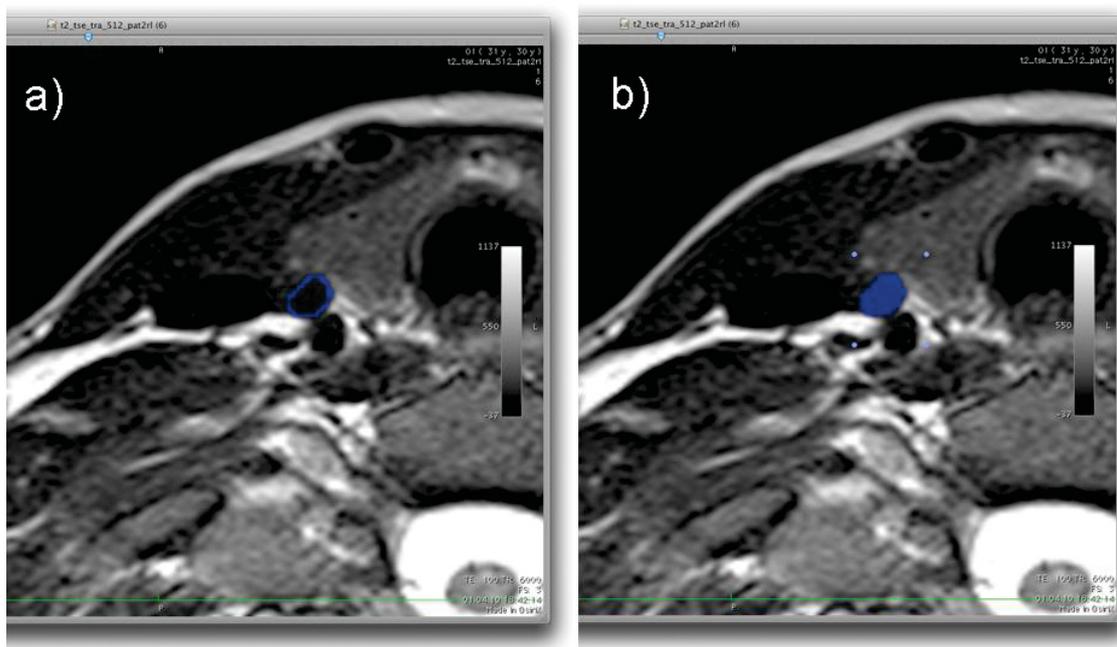


Abb. 2.7: Methode des Segmentierungsvorgangs. Dargestellt ist die rechte *A. carotis communis* nach dem ersten Durchgang mit Umrandung (a) und ausgefüllt nach dem zweiten Durchgang (b).

Zur Markierung stehen die unterschiedlichsten Farben zur Verfügung. In diesem Fall wurden insgesamt sechs Datensätze (sechs verschiedene Kopfpositionen) für jeweils fünf Probanden segmentiert. Dabei wurde für jede Kopfposition eine andere Farbe gewählt. Die Strukturen der Position I wurden in blau, die der Position II in magenta und die der Position III in gelb markiert. Für die Position IV wurde alles in grün, bei der Position V alles in rot und für die Position VI wurde in zyan segmentiert, d.h. für *Move1-5* gibt es untereinander keine extra Farbunterschiede bei der Segmentierung,

Tabelle 2.6: Übersicht der Segmentationsfarben für die verschiedenen Kopfrotationen

Position I	
Position II	
Position III	
Position IV	
Position V	
Position VI	

Abbildungen 2.8a und b zeigen beispielhaft zwei Schichtaufnahmen aus *Move 1* auf Höhe des Wirbelkörpers C7 in Position I. In blau segmentiert dargestellt sind alle oben genannten Strukturen, die auf dieser Höhe vorhanden sind. Der Spinalkanal (*Canalis spinalis*) ist deswegen heller blau als die restlichen Strukturen, da sein Untergrund (die Rückenmarksflüssigkeit) weiß in der T2-Gewichtung dargestellt wird und die Transparenz aller Markierungen nur 50% beträgt. Bei den anderen markierten Strukturen ist der Untergrund dunkel.

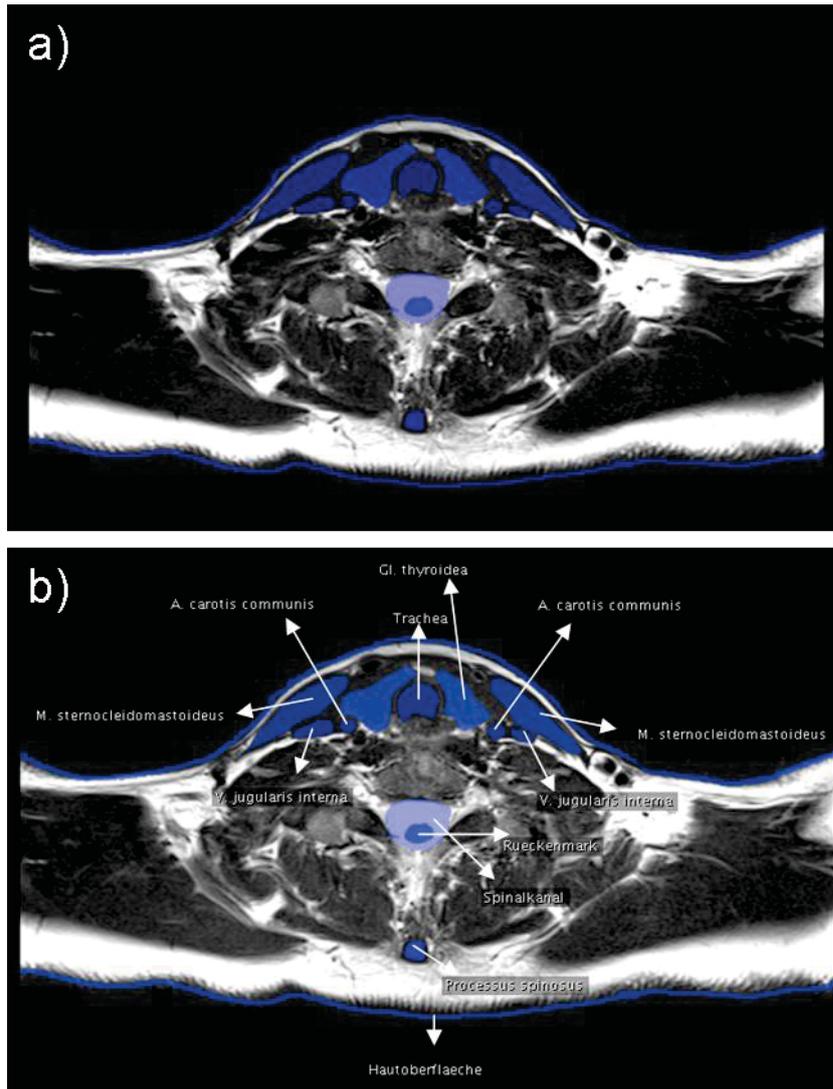
Move 1, Wirbelkörperhöhe C7, Position I

Abb. 2.8a und b: *Move 1*, Wirbelkörperhöhe C7, Position I. In blau segmentiert dargestellt sind die rechte und linke *A. carotis communis* und *V. jugularis interna*, der rechte und linke *M. sternocleidomastoideus*, die *Trachea*, die *Gl. thyroidea*, das Rückenmark mit dem Spinalkanal und dem *Proc. spinosus* sowie die Hautoberfläche.

Anschließend wurde jeder Markierung ein Name zugewiesen. Dazu gibt es im Menü „*Region Of Interest*“ („ROI“) die Funktion „ROI Umbenennen“. Dabei ist zu wählen, ob die Markierung dieses Bildes, der ganzen Serie oder ausgewählte Markierungen umbenannt werden sollen. Auf diese Weise werden so nacheinander die gewünschten Datensätze segmentiert.

2.4 Auswertung der Daten mittels Abgleich von 2D-Schichtbildern

Die Auswertung der MRT-Untersuchungen erfolgte zunächst durch Abgleich von zweidimensionalen Daten. Dazu wurden Schichtbilder unterschiedlicher Kopfpositionen innerhalb eines *Move*-Datensatzes, aber auf gleicher Halshöhe semitransparent übereinander gelegt. So kann die Verschiebung einzelner Strukturen dargestellt und gemessen werden, die aufgrund der Veränderung der Kopfposition zustande kommt.

2.4.1 Vorbereitung des Bildmaterials

Im weiteren Verlauf wurden jeweils zwei Schichten unterschiedlicher Kopfpositionen, aber gleicher Höhen im Hals verglichen um die Verschiebung der segmentierten Struktur zu visualisieren. Dazu musste zunächst den MRT-Schichten eine bestimmte Halshöhe zugeordnet werden. So wurden in OsiriX, mit Hilfe des vor jeder Aufnahme gefahrenen *Localizers*, die einzelnen Schichten ihrer jeweiligen Halshöhe zugeordnet. Um einen Überblick über den gesamten längsgerichteten (longitudinalen) Verlauf des Halses zu bekommen wurden der erste Brustwirbelkörper (Th1, das Th steht für thorakal: den Brustkorb betreffend) und der dritte bis siebte Halswirbelkörper (C3-C7) aufgesucht. Da die Schichtdicke 3mm beträgt und somit mehrere Schichten innerhalb eines Wirbelkörpers liegen, wurde immer die Schicht, die mittig innerhalb des Wirbelkörpers liegt, ausgewählt. Kamen zwei Schichten in Frage, weil sie gleich nah am Mittelpunkt lagen, wurde die Orientierung an den Weichteilen des Halses hinzugezogen. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Strukturen wie z.B. die *Glandula thyroidea* (*Gl. thyroidea*) im Hals bei den unterschiedlichen Kopfpositionen auf gleicher Höhe angeschnitten sind. Das war nicht immer der Fall, weil die Neigung des Kopfes bei den verschiedenen Kopfpositionen nicht immer gleich war. Beispielhaft zeigt Abb. 2.9. den Neigungsunterschied des Kopfes während zwei verschiedener MRT-Aufnahmen. Zu sehen sind zwei Aufnahmen aus *Move 4* auf Höhe des fünften Halswirbelkörpers links in Position I, bei der das Kinn bereits mit angeschnitten ist, und rechts in Position V, bei der das Kinn auf gleicher Wirbelkörperhöhe noch nicht zu sehen ist.

Unterschiedliche Kopfneigung

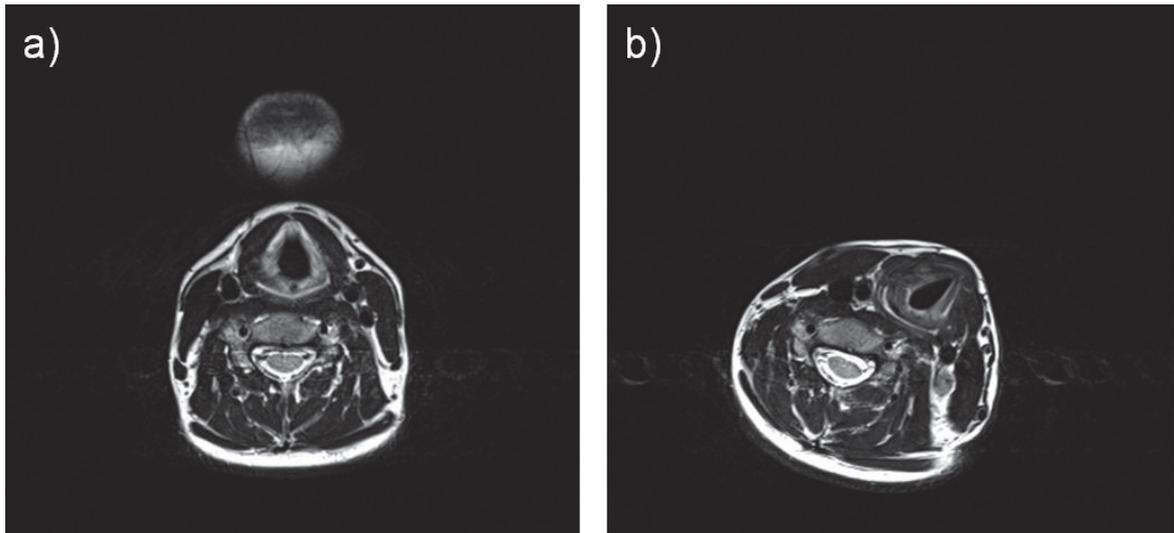


Abb.2.9: Unterschiedliche Kopfneigung. Zu sehen ist aus *Move 4* auf Höhe C5 in a) Position I und in b) Position V. In der Position I ist auf der Höhe des fünften Halswirbelkörpers schon das Kinn mit angeschnitten, während es bei Position V auf der gleichen Wirbelkörperhöhe noch nicht zu sehen ist.

Es wurde den Höhen Th1, C7, C6, C5, C4 und C3 jeweils eine Schichtnummer innerhalb einer Serie zugeordnet (vgl. Anhang B). Eine weitere Höhe, der eine Schichtnummer zugeordnet wurde, ist die Höhe der Aufzweigung (Bifurcation) der *A. carotis communis* auf der rechten und auf der linken Seite. Diese Teilung der Arterie in die *A. carotis interna* und *A. carotis externa* findet meistens kurz unter- oder kurz oberhalb des vierten Halswirbelkörpers statt. Um im weiteren Verlauf Lageveränderungen der Strukturen messen zu können wurden zwei korrespondierende Schichtbilder der gleichen Höhe aus Position I und einer rotierten Kopfstellung semitransparent übereinander gelagert. Als Überlagerungspunkt wurde das Zentrum des Rückenmarks (*Medulla spinalis*) festgelegt. Dieses wurde bereits in Abschnitt 2.1.2 zur Korrektur der Kopffrotationswinkel als Ausgangsmesspunkt verwendet. Ebenfalls in OsiriX wurde auf den Schichten der Mittelpunkt des Rückenmarks mit Hilfe des „Punkt-Werkzeuges“ mit einem Punkt markiert. Damit dieser visuell zu differenzieren ist, hatte er bei den Kopfpositionen I (siehe Abb. 2.10a), II und V, die in den Farben blau, magenta und rot segmentiert wurden, die Farbe grün und bei den Kopfpositionen III, IV und VI, die in gelb, grün und zyan segmentiert wurden, die Farbe blau. Anschließend wurde jede zu untersuchende Struktur segmentiert eingefügt und deren Mittelpunkt ebenfalls durch einen Punkt gekennzeichnet (siehe. Abb. 2.10b).

Mittelpunktkennzeichnung der Strukturen

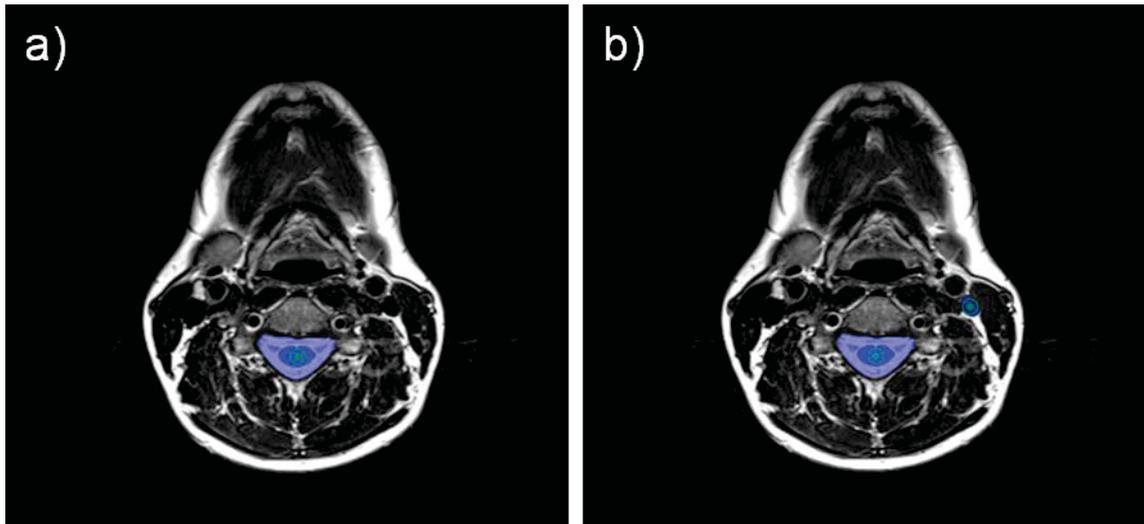


Abb.2.10: Mittelpunktkennzeichnung der Strukturen. Aus *Move 1* auf Höhe C4 in Position I ist in a) in blau segmentiert dargestellt das Rückenmark und der Spinalkanal. Die Mitte des Rückenmarks ist durch den grünen Punkt gekennzeichnet. In b) ist zusätzlich die linke *V. jugularis interna* dargestellt, deren Mittelpunkt ebenfalls mit einem grünen Punkt gekennzeichnet ist

Diese Methodik wurde für alle zu untersuchenden Höhen wiederholt, so dass zum Schluss die Höhen der Wirbelkörper Th1, C7, C6, C5, C4 und C3 und die Höhe der Bifurcation der *A. carotis communis* auf diese Weise dargestellt wurden. Um mit den Schichtbildern anschließend weiterarbeiten zu können musste von jeder Höhe ein Bildschirmfoto (sog. „Screenshot“) bei identischer Vergrößerungs- bzw. Zoomstufe erstellt werden. Es ergaben sich demnach pro Proband für sechs zu vergleichende Kopfpositionen auf maximal sechs unterschiedlichen Halshöhen (für die *A. carotis communis* nur fünf, da sie sich unterhalb der Höhe von C3 schon in die *A. carotis externa* und *interna* geteilt hat) 36 Screenshots für jede zu untersuchende Struktur.

2.4.2 Bestimmung der Rotationsverschiebung der Strukturen

Anhand der zuvor beschriebenen Vorgehensweise wird auf den sechs Höhen im Hals gemessen, welche Auswirkung die Kopfrotation auf die Lage unterschiedlicher anatomischer Strukturen im Hals hat. Dazu wurden zwei Schichten der gleichen Halshöhe, aber mit unterschiedlicher Kopfposition semitransparent übereinander gelegt. Eine Kopfposition war dabei immer die Position I des Kopfes, die als Ausgangsstellung festgelegt wurde. Genutzt wurde das Bildverarbeitungsprogramm GIMP (*GNU Image Manipulation Program*). Der Hintergrund wurde grundsätzlich von der ersten Position gebildet, während zusätzlich als Ebene mit 50%iger Transparenz ein Screenshot mit veränderter Kopfposition hinzugefügt wurde (siehe Abb. 2.11a-c). In einem weiteren Schritt mussten mittels des Verschiebe-

Werkzeuges die beiden Bilder so übereinander geschoben werden, dass das Rotationszentrum (die beiden grünen oder blauen Punkte im Rückenmark) der einen und der anderen Kopfposition genau übereinander zu liegen kommen (siehe Abb. 2.11d). Um die Genauigkeit zu erhöhen wurden die Bilder dabei auf 200% vergrößert.

Überlagerungsvorgang der MRT-Aufnahmen

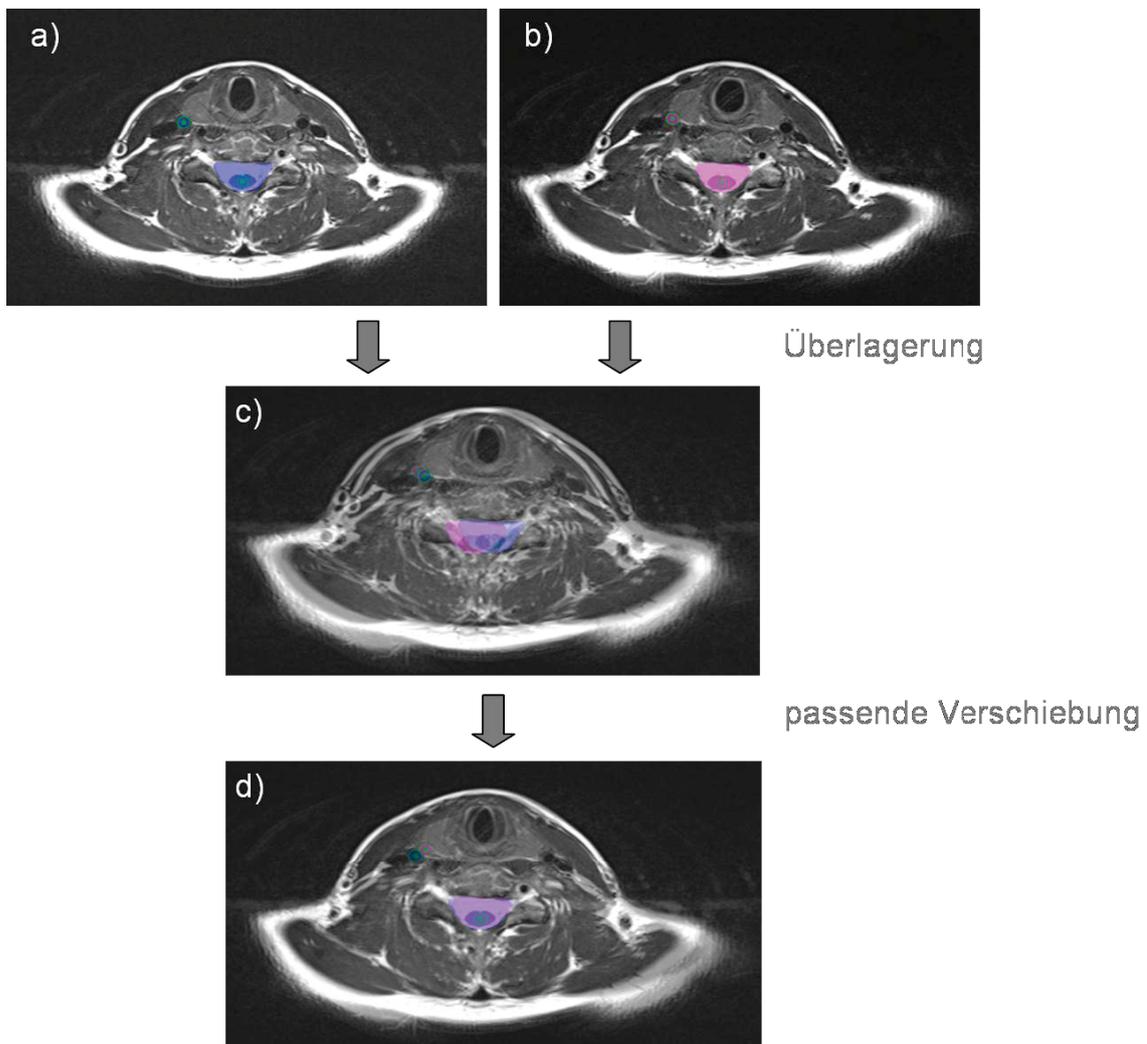


Abb.2.11: Überlagerungsvorgang der MRT-Aufnahmen. Dargestellt ist der Weg der Überlagerung zweier Schichtaufnahmen aus *Move1* auf Höhe des Wirbelkörpers C6. Segmentiert sind die rechte *A. carotis communis* und der Spinalkanal mit dem Rückenmark in blau (Position I, a)) und in magenta (Position II, b)). C) zeigt beide Schichten vom Verarbeitungsprogramm automatisch übereinander gelegt und noch nicht passend zueinander verschoben. Dabei wird der Hintergrund von der ersten Position gebildet, während die zu 50% transparente Ebene aus der zweiten Position besteht. In d) ist die semitransparente Ebene mit der zweiten Position manuell so verschoben, dass die beiden Mittelpunkte des Rückenmarks passend aufeinander liegen.

Zuletzt ist es nun möglich, den Winkel zwischen der jeweils gleichen Struktur der Neutral-Null-Stellung und der rotierten Kopfposition mit Hilfe des Maßband-Werkzeuges zu messen. Dabei stellt der Punkt in der Mitte des Rückenmarks die Rotationsachse dar (siehe Abb. 2.12). Die Rotation, die die Struktur bei der veränderten Kopfklage erfährt, wird im weiteren Verlauf

als ihre Verschiebung bzw. Lageveränderung bezeichnet. Die Maßeinheit der Verschiebung wird in Grad angegeben.

Strukturverschiebung

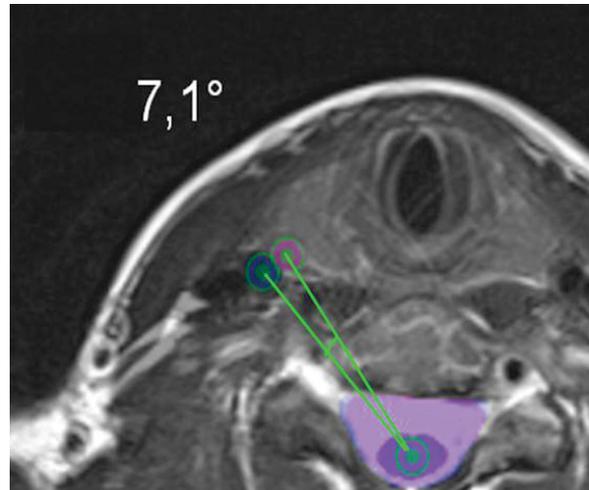


Abb.2.12: Strukturverschiebung. Abgebildet ist ein vergrößerter Ausschnitt aus der vorherigen Abb. 2.11d, bei dem zusätzlich die Winkelmessung mit eingezeichnet ist. Der gemessene Winkel zwischen der rechten *A. carotis communis* aus Position I und Position II beträgt $7,1^\circ$.

Der gemessene Winkel beträgt in diesem Fall $7,1^\circ$, d.h. die rechte Vene wurde bei einer Linksrotation des Kopfes um 14° um $7,1^\circ$ nach links verschoben. Da die Halshöhe für das Ausmaß der Verschiebung eine Rolle spielen könnte, wurde auf den Höhen Th1, C7, C6, C5, C4 und C3 gemessen. Auf Höhe der Bifurcation der *A. carotis communis* wurde für die Arterie ein extra Messpunkt eingeführt. Auf diese Weise wird ein guter Überblick über die Lageveränderungen einer Struktur über den gesamten longitudinalen Verlauf des Halses gewonnen. Die Roh-Daten der gesamten Messungen finden sich in Anhang C wieder und die Ergebnisse werden in Abschnitt 3.2 bis 3.4 dargestellt.

2.4.3 Funktionale Beschreibung

Da die verschiedenen Kopffrotationen der unterschiedlichen Probanden für die einzelnen Positionen nicht gleich groß sind, sondern bei Position II zwischen 14° und 27° , bei Position III zwischen 38° und 45° , bei Position IV zwischen 51° und 65° und bei Position V zwischen 77° und 85° liegen (vgl. Tab. 2.3), ist der direkte Vergleich zwischen den verschiedenen *Moves* schwierig. Um dennoch eine Aussage über die Schwankungsbreite der Verschiebung der einzelnen Strukturen machen zu können, wurde aus dem Pool aller Verschiebungswerte einer Struktur auf der gleichen Wirbelkörperhöhe aller *Moves* eine Trendlinie ermittelt. Dazu wurde das Programm Microsoft Excel verwendet. Die so ermittelte Trendlinie gibt Aufschluss

über die Mittelwerte, die sich aus den Daten von *Move 1* – *Move 5* ergeben. Die folgende Abbildung 2.13 zeigt die Verschiebungswerte von *Move 1-5* für die linke *V. jugularis interna* auf Höhe des Wirbelkörpers Th 1, dargestellt als blaue Rauten. Die rote Linie ist die Trendlinie einer Funktion dritten Grades.

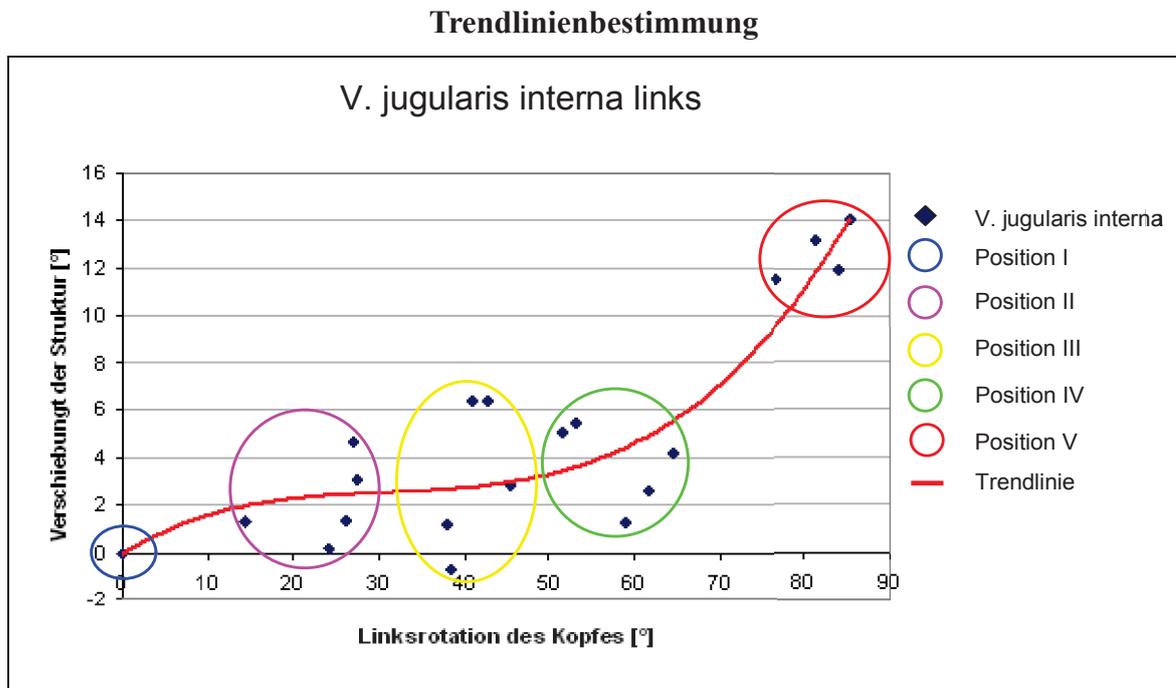


Abb. 2.13: Trendlinienbestimmung. Abgebildet sind die Verschiebungswerte der linken *V. jugularis interna* auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 von *Move 1- Move 5* (blaue Rauten). Eine Trendlinie mit der Funktion dritten Grades wurde hinzugefügt (rote Linie). Farblich eingekreist sind die Verschiebewerte, die jeweils zur gleichen Position gehören.

Um die Größe der Abweichung der Werte eines einzelnen *Moves* zu den Werten, die sich aus allen *Moves* ergeben, zu ermitteln wurden die verschiedenen Kopfrotationen der einzelnen *Moves* für die x-Werte in die Trendliniengleichung eingesetzt.

Tabelle 2.7: Strukturverschiebungs-Differenz zwischen den gemittelten Werten aller *Moves* mit jeweils den Werten eines einzelnen *Moves*.

Kopfrotation [°]		14,3	38	51,4	76,6
V. jugularis interna li	<i>Move 1</i> [°]	1,3	1,2	5,1	11,5
V. jugularis interna li	Trendlinie [°]	2	2,7	3,5	9,6
	Differenz [°]	0,7	1,5	1,6	1,9
Kopfrotation [°]		24,2	38,4	58,9	83,9
V. jugularis interna li	<i>Move 2</i> [°]	0,2	-0,7	1,3	11,9
V. jugularis interna li	Trendlinie [°]	2,5	2,7	4,4	13,2
	Differenz [°]	2,3	3,4	3,1	1,3
Kopfrotation [°]		27	45,4	64,5	85,2
V. jugularis interna li	<i>Move 3</i> [°]	4,7	2,9	2,6	x
V. jugularis interna li	Trendlinie [°]	2,5	3	5,6	14
	Differenz [°]	2,2	0,1	3	x
Kopfrotation [°]		26,2	42,7	61,5	81,2
V. jugularis interna li	<i>Move 4</i> [°]	1,4	6,4	4,2	13,2
V. jugularis interna li	Trendlinie [°]	2,5	2,9	4,9	11,8
	Differenz [°]	1,1	3,5	0,7	1,4
Kopfrotation [°]		27,5	41	53	85,3
V. jugularis interna li	<i>Move 5</i> [°]	3,1	6,4	5,5	14
V. jugularis interna li	Trendlinie [°]	2,5	2,8	3,6	14,1
	Differenz [°]	0,6	3,6	1,9	0,1

Zu sehen sind vergleichend die Verschiebungswerte der linken *V. jugularis interna* eines einzelnen *Moves* zu den Verschiebungswerten, die sich aus der Trendlinie ergeben. Dazu wurden jeweils die Kopfrotationen als x-Werte in die Trendliniengleichung eingesetzt. Die Werte stammen von der Wirbelkörperhöhe Th1.

Die maximale Differenz zwischen der Strukturverschiebung eines einzelnen *Moves* und der Trendlinie liegt zwischen 0,1° und 3,6°. Um eine genauere Aussage über die Spannbreite der Verschiebungswerte zwischen den *Moves* machen zu können könnten weitere Halshöhen und weitere Strukturen auf diese Weise untersucht werden. Die Rohdaten mit den Strukturverschiebungen aller *Moves* befinden sich im Anhang C.

2.4.4 Potentielle Fehlerquellen

Nicht zu vermeiden sind kleinere Ungenauigkeiten, die durch das manuelle Vorgehen während der gesamten Arbeit zustande kommen. Somit entstehen folgende potentielle Fehlerquellen:

- die manuelle Segmentation
- die manuelle Bestimmung des Mittelpunktes einer Struktur
- die Winkelbestimmung zwischen zwei Strukturen

Es beginnt mit der manuellen Segmentation. Wo genau die Grenzen der Segmentierung zu setzen sind, bestimmt derjenige, der segmentiert. Allerdings gibt es Bereiche, bei denen die Abgrenzung einer Struktur zum umliegenden Gewebe schwer fällt, so dass unterschiedliche Personen, die die Segmentierung durchführen, die Grenzen eventuell um wenige Millimeter anders setzen würden. Bei dieser Arbeit wurde eine Schicht, auf der eine Struktur nicht sicher abzugrenzen war, ausgelassen und auf der folgenden Schicht mit der Segmentierung fortgefahren (vgl. Abschnitt 3.1). So wurde der Abgrenzungsfehler so gering wie möglich gehalten. Des Weiteren spielt auch die Bestimmung des Mittelpunktes einer Struktur als potentielle Fehlerquelle eine Rolle. Der Punkt, der diesen Mittelpunkt markiert, wurde mittels Augenmaß gesetzt. Um die Reproduzierbarkeit des gesetzten Mittelpunktes einmal zu testen wurde der Mittelpunkt des Rückenmarks bei *Move 1* viermal hintereinander mit kleinen Pausen von der gleichen Person bestimmt und miteinander verglichen. Gleichzeitig wurde der Abstand zu jeder Seite mittels einer roten Linie markiert um die Genauigkeit der Lage des Mittelpunktes zu testen. Zu sehen ist dieser Versuch in Abb. 2.14.

Fehlerquelle: Mittelpunktbestimmung

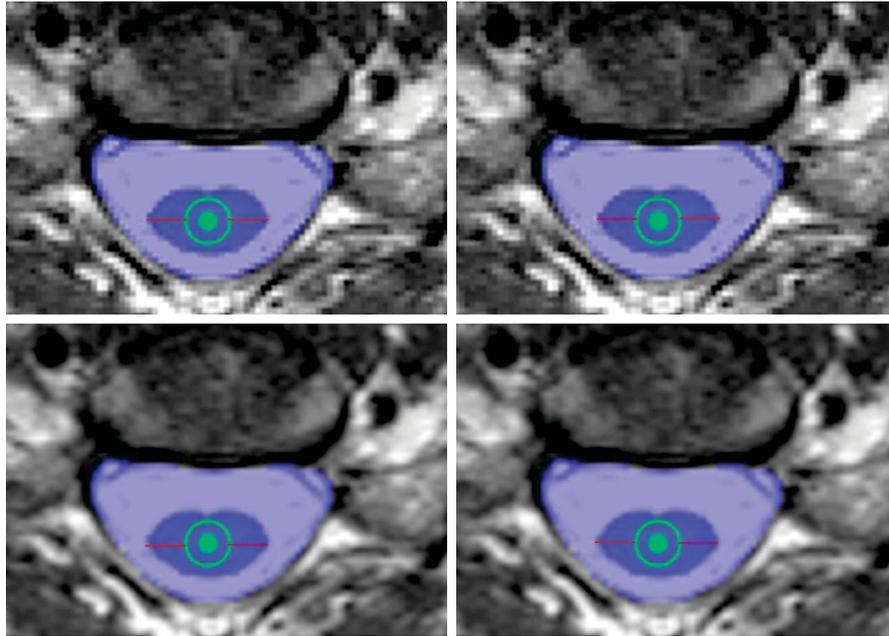


Abb. 2.14: Fehlerquelle Mittelpunktbestimmung. Vergleich der Mittelpunktbestimmung des Rückenmarks aus *Move 1*.

Mit dem Auge ist kaum ein Unterschied zu erkennen. Sowohl die Lage des Mittelpunktes ist nahezu korrekt und auch die mögliche Reproduzierbarkeit. Das zeigen diese vier Versuche. Gerade bei runden Strukturen wie dem Rückenmark, den Gefäßen und der Luftröhre hat sich gezeigt, dass die Mittelpunktbestimmung nicht schwer fällt. Um diesen Fehler noch genauer bestimmen zu können hätte man Kontrollen mit mehreren Personen, die den Mittelpunkt bestimmen sollen, machen müssen. Da aber auf diese Weise auch schon zu sehen ist, dass dieser potentielle Fehler nur wenige Millimeter groß ist, reichte das für diese Arbeit aus, bei der rein manuell vorgegangen wurde. Zuletzt kann es ebenfalls noch bei der Bestimmung des Winkels, der das Maß für die Lageveränderung einer Struktur ist, zu Fehlern kommen. Wie in Abb. 2.15 zu sehen ist, gibt es theoretisch mehrere Möglichkeiten eine Gerade, die zur Winkelbestimmung dient, durch die Mittelpunkte zu legen.

Fehlerquelle: Gerade durch die Mittelpunkte

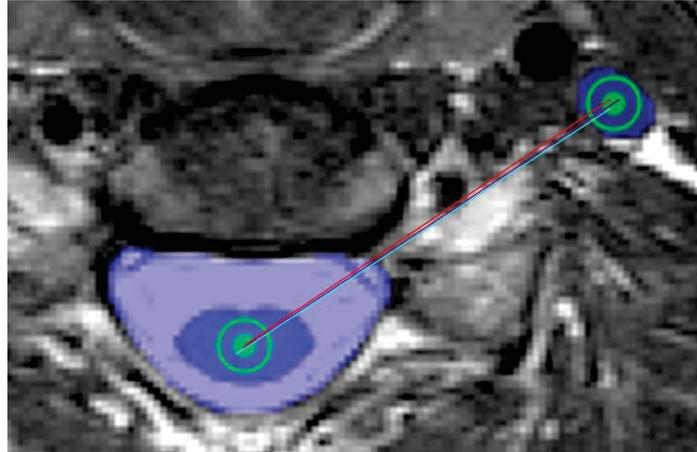


Abb. 2.15: Fehlerquelle: Gerade durch die Mittelpunkte. Zu sehen sind drei Möglichkeiten eine Gerade durch die beiden Mittelpunkte zu legen.

Die rote Gerade weicht etwas nach oben ab, während die türkisfarbene Gerade etwas zu weit unterhalb des Mittelpunktes liegt. Am besten im Mittelpunkt liegt die lilafarbene Gerade. Die rote und die türkise Gerade weichen um 1° voneinander ab, so dass ein Messfehler von maximal 1° entsteht, wenn die Gerade nicht ideal liegt. Dieser Messfehler ist also ebenfalls so gering, dass er für diese Studie akzeptiert werden kann.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass jeder Bearbeitungsprozess, der bei dieser Arbeit manuell abläuft, potentielle Fehlerquellen beinhaltet. Jedoch werden diese durch präzises Vorgehen so klein gehalten, dass sie für jeden Move $\leq 1^\circ$ betragen. Das heißt für die Auswertung, bei der es um die Lageveränderung einer Struktur im Hals geht, dass sie um $\pm 1^\circ$ genau angegeben werden können.

2.5 Auswertung der Daten mittels 3D – Darstellung

Zusätzlich zur Auswertung auf Basis zweidimensionaler Schichtbilder in Abschnitt 2.4. werden dreidimensionale Beschreibungen der Halsbewegung erstellt, die aufgrund der unterschiedlichen Kopfpositionen zustande kommen. In den folgenden Unterabschnitten wird zunächst erläutert, welche 3D Visualisierungssoftwares zur Verfügung standen um die zuvor segmentierten Halsstrukturen dreidimensional darstellen zu können (vgl. Abschnitt 2.5.1-2.5.2). Nachdem somit einzelne Häse mit den ausgewählten Strukturen visualisiert werden konnten, wurden im nächsten Schritt zwei Häse unterschiedlicher Kopfpositionen überlagert (siehe Abschnitt 2.5.3). So konnten auch im Dreidimensionalen Strukturverschiebungen, die aufgrund von Kopfbewegungen zustande kommen, veranschaulicht werden.

2.5.1 Grundlagen der 3D – Visualisierung: Verwendete Programme

Dreidimensionale Visualisierung von medizinischen Datensätzen ist inzwischen mit einer Vielzahl von Computerprogrammen möglich, unter denen sich auch das Programm OsiriX befindet. Ein weiteres frei verfügbares Programm für die Forschung ist 3D Slicer sowie das Programm Paraview, welches zwar nicht explizit für medizinische Daten entwickelt wurde, aber die gleiche Softwarebibliothek (vtk) wie OsiriX und 3D Slicer verwendet. Somit können unter diesen drei (sowie vielen weiteren) Programmen Daten ausgetauscht werden. Im Rahmen der Dissertation von M. Riechmann (Riechmann M. 2010) erstellte dieser ein *Plugin* für OsiriX, das aus den in Abschnitt 2.3 beschriebenen Segmentierungen 3D-Strukturen in einem vtk-kompatiblen Format erstellt. Für diese Arbeit wurde hauptsächlich mit dem Programm Paraview gearbeitet, weil dies gegenüber dem 3D Slicer einfacher die Möglichkeit bietet zusätzliche 3D Strukturen zu definieren, wie sie im späteren Teil der Auswertung benötigt werden. Paraview (Kitware, Inc., Version: 3.10.1 32 bit) ist Software-Freeware und ein Beispielprogramm für die Verwendung des *Visualization Toolkits* (vtk, Kitware, Inc.), welches für die Visualisierung-Routinen von Programmen wie OsiriX, 3D Slicer und vielen weiteren Forschungsapplikationen im Bereich der computer- und roboterunterstützten Chirurgie benutzt wird.

2.5.2 3D - Darstellung der Halsstrukturen

Mittels einer 3D Visualisierungssoftware können so die einzelnen, zuvor segmentierten Strukturen geladen werden. Abb. 2.16a. zeigt beispielhaft die *V. jugularis interna* beidseits und die *A. carotis communis* beidseits aus *Move 1* aus Position I ungefärbt, so dass gerade die rechte Vene von der rechten Arterie schlecht zu differenzieren ist. Um die Strukturen besser voneinander unterscheiden zu können, sollten sie anschließend unterschiedliche Farben erhalten. Dabei bot es sich für die Darstellung eines einzelnen Halses an die Farben der Strukturen so zu wählen, wie es in der Literatur üblich ist, d.h. die Venen in blau und die Arterien in rot zu färben (siehe Abb. 2.16b).

3D-Visualisierung der Gefäße

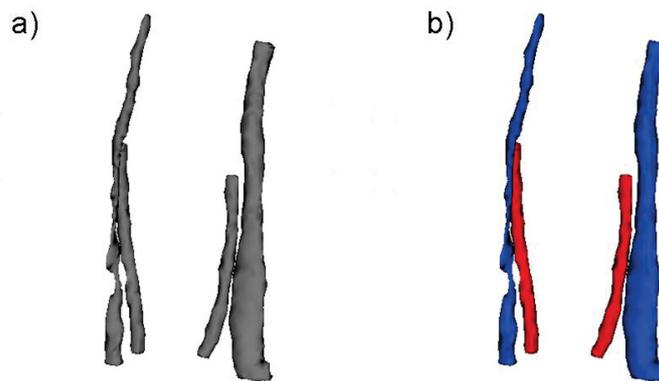


Abb. 2.16: 3D-Visualisierung der Gefäße. Zu sehen sind die rechte und linke *V. jugularis interna* und *A. carotis communis* aus *Move 1* mit dem Kopf in Position I (a) mit der gleichen Farbe direkt nach dem Einladen in die 3D Visualisierungssoftware und (b) nachdem die Farbe für die unterschiedlichen Strukturen definiert wurde.

Um die Modellierung zu vervollständigen wurden die weiteren segmentierten Strukturen ebenfalls hinzugefügt: *Trachea*, *Larynx*, und *Pharynx* in einem blassen gelb, *M. sternocleidomastoideus* beidseits in dunkelbraun, *Gl. thyroidea* und die *Gl. submandibularis* (Unterkieferspeicheldrüse) beidseits in hellbraun, *Medulla spinalis*, *Sternum* (Brustbein) und die *Processus spinosi* (Wirbelkörperfortsätze) in dunkelgrau, *Canalis spinalis* in weiß und die Hautoberfläche in hautfarben (siehe Abb. 2.17).

3D-Visualisierung des Halsmodells

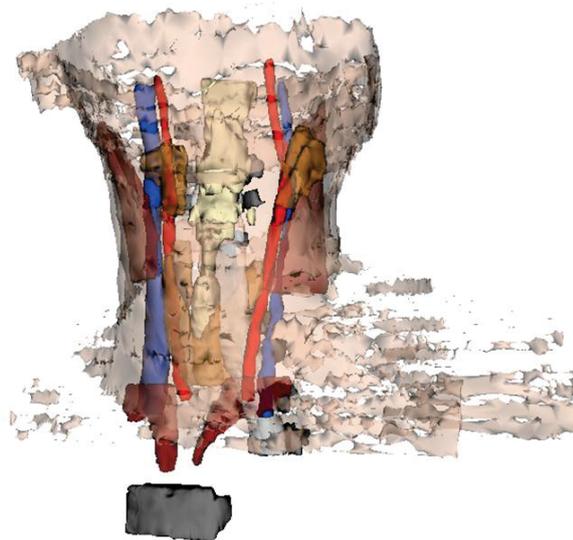


Abb. 2.17: 3D-Visualisierung des Halsmodells. Zu sehen ist ein dreidimensionales Halsmodell aus *Move 1* in Position IV mit allen segmentierten Strukturen in Farbe. Der *M. sternocleidomastoideus* ist in seinem Verlauf beidseits unterbrochen, da er in diesem Bereich vom umliegenden Gewebe schlecht abzugrenzen und somit schlecht zu segmentieren war.

2.5.3 3D – Vergleich unterschiedlicher Kopffrotationen

Um die Verschiebung einzelner Strukturen bei unterschiedlichen Kopfpositionen vergleichen zu können war es sinnvoll eine andere Farbauswahl zu treffen als die im vorangegangenen Abschnitt beschriebene. Damit die Strukturen den verschiedenen Kopffrotationen zugeordnet werden können, erhielten alle Strukturen einer Kopfposition, wie auch schon bei der Segmentierung, die gleiche Farbe (vgl. Abschnitt 2.3).

Bei der Überlagerung von zwei Datensätzen weichen die segmentierten Strukturen aus zwei Gründen voneinander ab:

1. Die Positionen der Strukturen innerhalb des Koordinatensystems des ersten MRTs sind aufgrund von Umlagerungen des Probanden nicht mit dem zweiten identisch.
2. Durch die Kopffrotation kommt es besonders kranial zu größeren Abweichungen in Form und Lage der Strukturen.

Somit gibt es einen beabsichtigten (2.) und einen unbeabsichtigten (1.) Grund für die Abweichungen. Für die Korrektur des unbeabsichtigten Grund muss eine Registrierung gefunden werden. Dies ist vergleichbar mit der Verschiebung der Rückenmarkpositionen im Zweidimensionalen (vgl. Abschnitt 2.4.2). Auch für den dreidimensionalen Fall wurde das Rückenmark als Struktur ausgewählt um zur Ausrichtung beider Datensätze zu dienen. Bei der Ermittlung der Registrierungstransformation zwischen den beiden Koordinatensystemen müssen allerdings nur Translationen (Verschiebungen) bestimmt werden, weil die Achsen der MRT-Datensätze nicht gegeneinander rotiert wurden.

Als Vorgehensweise zur Bestimmung der Translation wurde das Rückenmark einer rotierten Kopfposition so im Raum verschoben, dass es das Rückenmark der Ausgangsposition möglichst deckungsgleich überlagert. Abb. 2.18 zeigt die Überlagerung des Rückenmarks aus der ersten Position (blau) und des Rückenmarks der zweiten Position (magenta). Bei höheren Rotationswinkeln des Kopfes wurde nur der caudale Anteil des Rückenmarks zur Überlagerung verwendet.

3D -Überlagerung des Rückenmarks

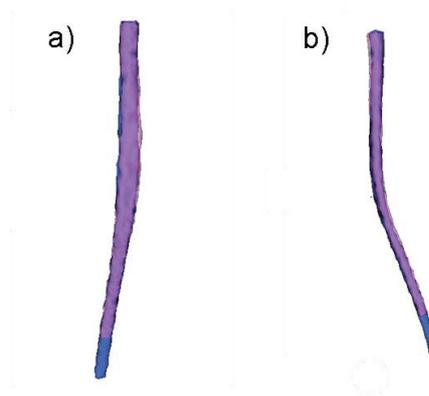


Abb. 2.18: 3D -Überlagerung des Rückenmarks. Zu sehen ist das Rückenmark aus *Move 1* in Position I (blau) überlagert mit dem Rückenmark aus Position II (magenta) von anterior (a) und von links lateral (b).

Im Anschluss wurden die zu untersuchenden Strukturen hinzugefügt, so dass es auch im Dreidimensionalen möglich war die Bewegungen einzelner Strukturen, hervorgerufen durch Kopffrotation, darzustellen. So ist in Abb. 2.19 neben dem Rückenmark jeweils die rechte und linke *V. jugularis interna* mit dem Kopf in Position I (blau) und mit dem Kopf in Position II (magenta) zu sehen.

3D - Überlagerung der *V. jugularis interna*

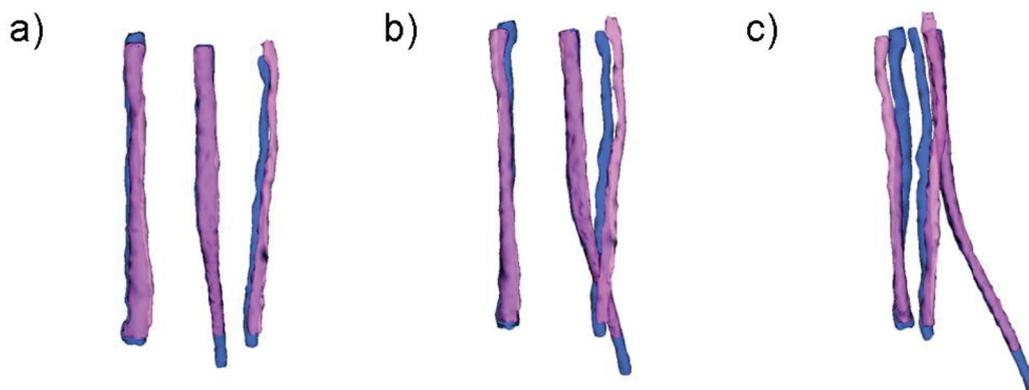


Abb. 2.19: 3D - Überlagerung der *V. jugularis interna*. Zu sehen ist die Überlagerung des Rückenmarks und der beiden Jugularisvenen aus *Move 1* bei Kopf in Position I und Position II. Dargestellt sind die Strukturen von anterior (a), von schräg links lateral(b) und von links lateral (c) blickend.

2.6 Generische/Approximative 3D - Modellen des Halses

Neben dem 3D-Vergleich von Verschiebungen bei verschiedenen Kopfrotationen (siehe Unterabschnitt 2.5.3.) ist auch das Erstellen von Modellen der Strukturen möglich, die auf Basis der ermittelten Messungen (vgl. Unterabschnitt 2.4.2) entstehen. Zunächst beschreibt dieser Abschnitt den exemplarischen Aufbau und die Positionierung der Modelle sowie im Anschluss die Vergleichsmöglichkeit mit den segmentierten MRT-Daten. Zu zeigen gilt, dass das in dieser Dissertation erstellte und berechnete Modell die segmentierten Strukturen in geeigneter Weise abbildet. Anders formuliert: ist das Modell, das auf den Berechnungen basiert vergleichbar mit den segmentierten MRT-Daten?

2.6.1 Bestimmung der kartesischen Position der Strukturen

Beispielhaft dargestellt wird die Vorgehensweise im Folgenden anhand der Position I des *Move 1* auf Höhe des Wirbelkörpers Th1. Als Strukturbeispiel wurde die linke *V. jugularis interna* gewählt. Für eine 3D-Darstellung im kartesischen Koordinatensystem wird die Ausgangsposition der jeweiligen Struktur benötigt. Diese kann durch Messung des Abstandes c zwischen dem Mittelpunkt des Rückenmarks und dem Mittelpunkt der Vene, sowie des Winkels α zwischen der Vene und der Vertikalen bestimmt werden (vgl. Abb. 2.20a). Mit den hinzugefügten weißgestrichelten Linien ergibt sich ein rechtwinkliges Dreieck. Die Werte, die anschließend für die 3D-Modellierung benötigt werden, ergeben sich aus den beiden Katheten x und y des rechtwinkligen Dreiecks. Mit Hilfe der trigonometrischen Winkelfunktionen können diese errechnet werden (siehe Abb. 2.20c).

Berechnung der kartesischen Position

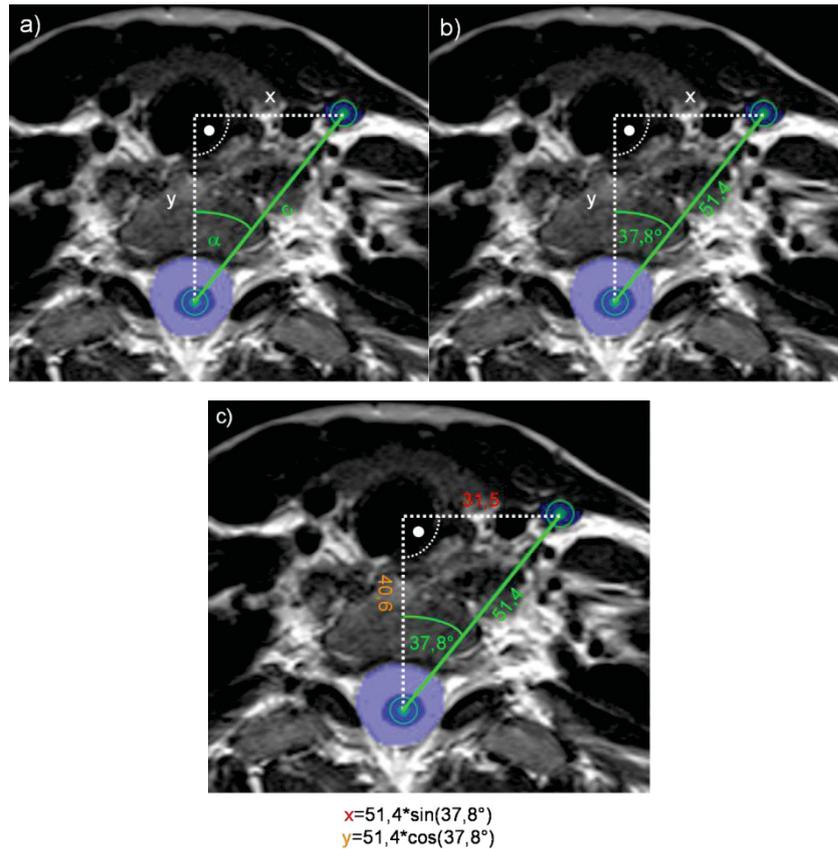


Abb. 2.20: Berechnung der kartesischen Position. Ausschnitte eines MRT-Schnittbildes aus *Move 1* auf Höhe Th1. Der Kopf befindet sich in Position I und segmentiert sind die linke *V. jugularis interna*, das Rückenmark und der Spinalkanal. (a) In grün dargestellt sind die gemessenen Werte, die in weiß gestrichelt dargestellten Abstände x und y sind für das zu konstruierende Halsmodell zu berechnen. In b) sind der Winkel α und der Abstand c durch die gemessenen Werte ersetzt. C) zeigt die Berechnungen und eingesetzten Werte für x und y . Alle Längen sind in mm angegeben.

Diese Berechnungen werden auf den Höhen Th1, C7, C6, C5, C4 und C3 durchgeführt. Die z -Werte ergeben sich aus den Abständen zwischen diesen Höhen. Bei dem Hals aus *Move 1* liegen jeweils genau fünf Schichtaufnahmen zwischen den Wirbelkörperhöhen. Der Abstand zwischen zwei Schichten beträgt 3,6mm. Daraus ergibt sich eine Höhenzunahme von jeweils 18mm von einem Wirbelkörper zum nächsten cranial folgendem Wirbelkörper. Damit sind auch die z -Werte, die zur Modellierung einer anatomischen Struktur aus dem Halsbereich benötigt werden, vorhanden. Eine Auflistung der Werte, beispielhaft für die linke *V. jugularis interna*, findet sich in Abschnitt 3.5.

2.6.2 Erstellen und Positionieren der Modelle

Im Programm Paraview wird eine Darstellungsmethode ausgewählt, die auf den verschiedenen Höhen aus den Werten x , y und z (vgl. vorheriger Abschnitt) das Modell der linken *V. jugularis interna* konstruiert (*Spline*-Funktion, vgl. Abb. 2.21a). Um es einem Gefäß

ähnlicher aussehen zu lassen wird anschließend eine äußere Hülle (*Tube*-Funktion) um die Funktion gelegt, bei der der Radius frei einstellbar ist (siehe Abb. 2.21b).

Darstellung der *V. jugularis interna* in Paraview

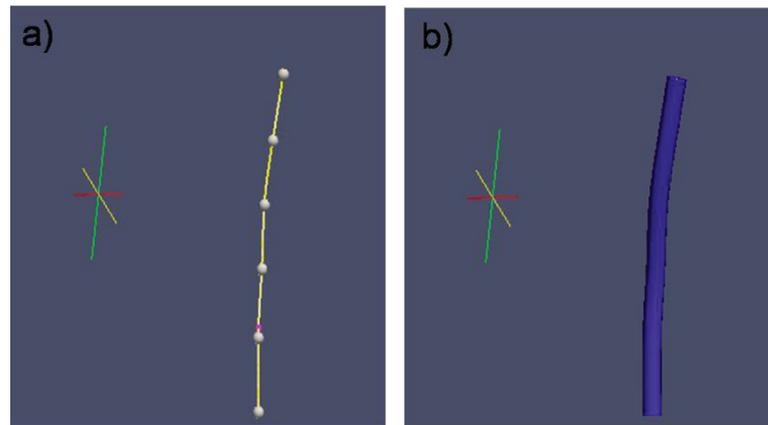


Abb. 2.21: Darstellung der *V. jugularis interna* in Paraview. Abgebildet ist die linke *V. jugularis interna*: dargestellt a) mittels sechs Koordinatenpunkten, die über eine *Spline*-Interpolation verbunden werden und b) mittels zusätzlicher äußerer Hülle (*Tube*-Funktion; Radius zunächst mit 4mm definiert – endgültige Festlegung s.u.).

Auf diese Weise können alle Gefäße und auch die *Trachea*, der *Larynx* und der *Pharynx* dargestellt werden. Das Rückenmark stellt für die Konstruktion zunächst eine Ausnahme dar. Als Modellvereinfachung wird von der Annahme ausgegangen, dass das Rückenmark eine gerade Rotationsachse ist, um die alle Strukturen rotieren. Somit kann das Rückenmark im Modell zunächst als eine einfache Röhre dargestellt werden und es wird die Zylinderfunktion ausgewählt, bei der der Radius und die Länge frei definierbar sind. Damit im weiteren Verlauf eine Übereinanderlagerung des konstruierten Halsmodells und der segmentierten Halsstrukturen stattfinden kann, wird das konstruierte Rückenmark manuell in das Koordinatensystem der segmentierten Strukturen verschoben. Wie in Abb. 2.22a) zu sehen ist, muss dadurch auch die Lage der modellierten Vene zum Rückenmark korrigiert werden. Der Unterschied in den Koordinatensystemen liegt in den jeweilig unterschiedlichen lokalen Koordinatensystemen des MRTs und der Modellierung begründet. Um die Strukturen so verschieben zu können, dass sie im richtigen Abstand zum Rückenmark zu finden sind, werden *Screenshots* aus den MRT-Aufnahmen eingefügt und mittels eines Maßstabs aus OsiriX in die korrekte Größe skaliert. Der *Screenshot* mit der Schicht C3 wird zunächst manuell so verschoben, dass das segmentierte Rückenmark seinen richtigen Platz im *Screenshot* findet (siehe Abb. 2.22b)). Im nächsten Schritt werden das konstruierte Rückenmark und die Vene manuell an ihre richtige Position im *Screenshot* verschoben. Dazu wird unter dem Punkt „Filter“ die Funktion „Transformation“ ausgewählt um so die

Strukturen mehrere Millimeter in Richtung x, y und z zu verschieben. Über die eingefügten *Screenshots* können nun ebenfalls die Radien und Durchmesser der Gefäße adaptiert werden. So beträgt z.B. der endgültige Radius für die linke Vene 3 mm.

Ausrichtung der Strukturen im konstruierten Halsmodell

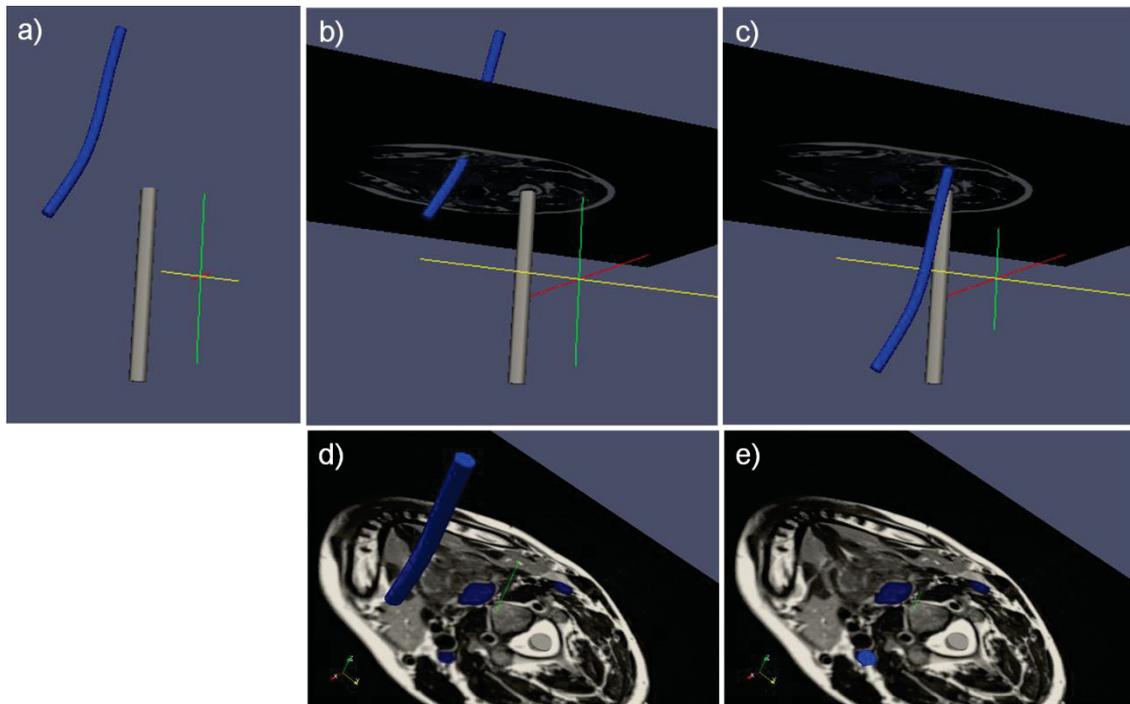


Abb. 2.22: Ausrichtung der Strukturen im konstruierten Halsmodell. Dargestellt sind die linke *V. jugularis interna* (dunkelblau) und das Rückenmark (dunkelgrau). In a) ist zu sehen, dass die beiden Strukturen noch nicht richtig zueinander liegen. In b) wurde ein Schichtbild der Höhe C3 eingefügt und die Lage des Rückenmarks wurde nach diesem *Screenshot* ausgerichtet, so dass als letzter Schritt die Vene an ihren Platz geschoben werden musste (c). Die Blickrichtung erfolgt von schräg links unten. D) und e) zeigen die Situationen aus b) und c) mit Blick von oben. Zur weiteren Orientierung dient das eingeblendete Koordinatensystem: x-Achse in rot, y-Achse in gelb und die z-Achse in grün dargestellt.

Auf diese Weise werden auch die rechte *V. jugularis interna*, die rechte und die linke *A. carotis communis* und die *Trachea*, der *Larynx* und der *Pharynx* konstruiert und verschoben.

2.6.3 Vergleich des konstruierten Modells mit den segmentierten Strukturen

Im Folgenden werden das berechnete dreidimensionale Halsmodell und das Modell, bestehend aus den segmentierten Strukturen, nebeneinander dargestellt (siehe Abb 2.23)

Konstruiertes - segmentiertes Halsmodell

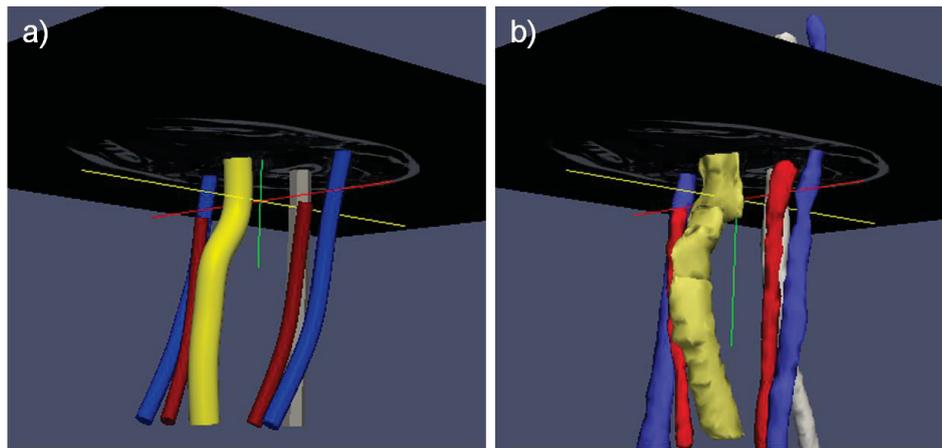


Abb. 2.23: Konstruiertes – segmentiertes Halsmodell. Nebeneinander dargestellt sind das konstruierte, berechnete Halsmodell (a) und die segmentierten Strukturen (b). Der Blick auf den Hals erfolgt von schräg links unten. Eine zusätzliche Orientierungshilfe stellt die eingeblendete Schicht auf Höhe von C3 und das Koordinatensystem dar.

Um einen direkten Vergleich der beiden Modelle zu haben wurden sie im nächsten Schritt übereinander gelegt dargestellt (siehe Abb. 2.24). Damit die Übersicht nicht verloren geht, beschränkt sich die Überlagerung auf lediglich drei Strukturen: die *V. jugularis interna* beidseits und das Rückenmark.

3D-Überlagerung: konstruiert - segmentiert

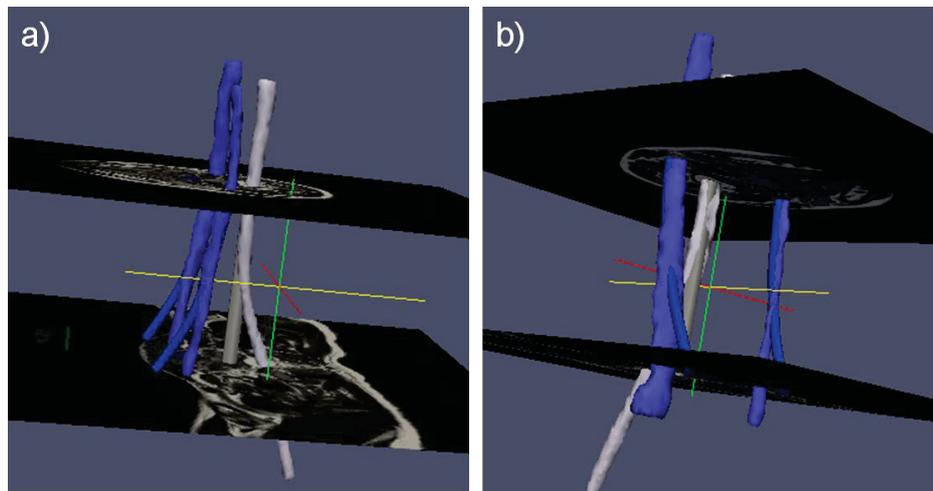


Abb. 2.24: 3D-Überlagerung: konstruiert – segmentiert. Überlagerung der segmentierten und konstruierten Venen und des Rückenmarks in zwei unterschiedlichen Ansichten: von links in a) und von schräg rechts unten in b). Für die segmentierten Strukturen wurden zwar die gleichen Farben wie die der konstruierten Strukturen gewählt, aber jeweils etwas heller: d.h. die beiden konstruierten Venen sind in dunkelblau und das konstruierte Rückenmark in dunkelgrau dargestellt, während die segmentierten Venen in hellblau und das segmentierte Rückenmark in hellgrau gefärbt sind. Zusätzlich zum Schichtbild auf Höhe des Wirbelkörpers C3 wurde noch ein Schichtbild auf Höhe von Th1 eingefügt.

Bei dieser Darstellung der beiden Modelle fällt auf, dass sie sich im oberen Halsbereich gut überlagern, während die Strukturen im unteren Bereich nicht mehr übereinander liegen. Das liegt daran, dass das segmentierte Rückenmark in seinem natürlichen Verlauf unterhalb der Höhe des Wirbelkörpers C5 leicht nach hinten (dorsal) abweicht.

2.6.4 Korrektur der Krümmung der Wirbelsäule

Um die simplifizierte Annahme, dass das Rückenmark eine gerade Röhre ist, um die die anatomischen Strukturen im Hals rotieren, zu korrigieren müssen auf den Höhen Th1, C7 und C6 der Abstand zwischen dem Mittelpunkt des segmentierten und des konstruierten Rückenmarks gemessen werden (*Ruler*-Funktion, siehe Abb. 2.25).

Ausmessung der Rückenmarks-Korrektur

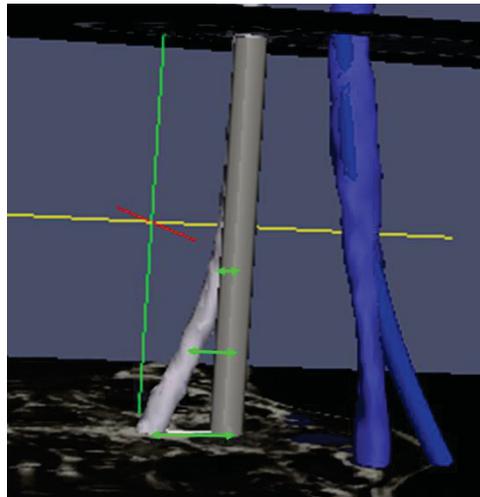


Abb. 2.25: Ausmessung der Rückenmarks-Korrektur. Dargestellt ist eine Nahaufnahme der beiden übereinander gelegten Modelle aus Abb. 2.24a. Die drei grünen Pfeile geben die Höhen Th1 (unten), C7 (mittig) und C6 (oben) an. Die Ansicht erfolgt von rechts.

Die gemessenen Abstände werden mit den bestehenden Werten für alle Strukturen des konstruierten Halses verrechnet. Damit ergibt sich die folgende Überlagerung, bei der zu sehen ist, dass sowohl das segmentierte und konstruierte Rückenmark als auch die segmentierte und die konstruierte Vene passend übereinander liegen (siehe Abb. 2.26).

Einbezogene Rückenmarks-Korrektur

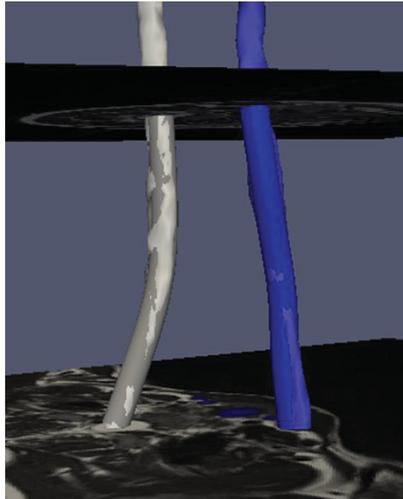


Abb. 2.26: Einbezogene Rückenmarks-Korrektur. Überlagerung der segmentierten und konstruierten rechten Vene und des Rückenmarks, nachdem der natürliche Verlauf des Rückenmarks berücksichtigt wurde. Der Blick erfolgt von hinten rechts.

2.6.5 Zusammenfassung der 3D-Modellierung

Zusammenfassend werden folgende Schritte durchlaufen um eine Modellierung des Halses zu erhalten, welche mit den Segmentierungen des Halses vergleichbar ist. Zunächst müssen die Ausgangswerte und – positionen der Strukturen anhand der MRT-Aufnahmen gemessen und berechnet werden. Bei der Konstruktion im Programm Paraview müssen die modellierten Strukturen so verschoben werden, dass sie im gleichen Koordinatensystem wie die segmentierten Strukturen liegen. Dabei hilft die Orientierung an dem MRT-Schichtbild auf Höhe C3. Abschließend sollte der natürliche Verlauf des Rückenmarks, das eben nicht wie eine gerade Röhre nach caudal verläuft, sondern ab der Höhe C5 nach dorsal abweicht, berücksichtigt werden. Dazu muss die nach dorsal verlaufende Abweichung mit den Ausgangswerten verrechnet werden. Auf diese Weise wird ein Modell des Halses konstruiert, das alleine aus Berechnungen aus den MRT-Schichten entsteht.

3. Ergebnisse

In den folgenden Unterabschnitten werden aufgegliedert nach den Punkten 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, und 3.5 die Ergebnisse dieser Arbeit beschrieben. Im Unterabschnitt 3.1 werden zunächst die Segmentierungsergebnisse bildlich dargestellt. In Abschnitt 3.2 wird der Einfluss, den die Kopfrotation auf die Lage der Halsstrukturen hat, für jeden Probanden einzeln ausgewertet, während im Abschnitt 3.3 Vergleiche zwischen den Probanden gezogen werden. Unterabschnitt 3.4 zeigt eine weitere Auswertungsmethode, bei der die Lageveränderung der Strukturen für jeweils eine Kopfrotation auf unterschiedlichen Halshöhen untersucht wird. Der letzte Unterabschnitt zeigt mehrere Halsmodelle, welche aus den Daten dieser Studie berechnet und modelliert werden konnten. Die Ergebnisse beziehen sich auf Daten, die aus der MRT-Studie mit fünf Probanden stammen.

3.1 Darstellung der Segmentierungsergebnisse

Insgesamt wurden bei jedem der fünf *Moves* 21 verschiedene Strukturen auf maximal 65 Schichtbildern pro Kopfposition segmentiert. Der Zeitaufwand betrug für jeden der 30 Datensätze (fünf Probanden á sechs Kopfpositionen) ca. sechs Stunden, wobei ca. 15 min für ein Gefäß, ca. 45 min für den *M. sternocleidomastoideus* und für die Segmentation der Hautoberfläche ca. 60 min benötigt wurden. Bei der Segmentierung des *M. sternocleidomastoideus* kam auf Höhe der unter dem Zungenbein liegenden (infrahyoidalen) Muskulatur die Schwierigkeit hinzu, dass er zum Teil kaum von dieser sicher abzugrenzen war (vgl. Abb. 3.1a). So entstand an dieser Stelle eine Segmentierungslücke, die sich zum Teil über mehrere Schichtbilder erstreckt. Weitere Abgrenzungsprobleme ergaben sich bei der linken *V. jugularis interna*. Bei Linksrotation des Kopfes wird die Vene von anderen Weichteilen, z.B. dem *M. sternocleidomastoideus*, komprimiert, so dass das Lumen, das auf den MRT-Aufnahmen zu erkennen ist, immer kleiner wird. Bei starker Linksrotation wurde die Vene zum Teil komplett komprimiert, so dass kein Lumen mehr erkennbar war (siehe Abb. 3.1b). Damit fiel die Abgrenzung vom umliegenden Gewebe schwer. Deswegen war auch hier partiell keine Segmentation möglich.

Abgrenzungsschwierigkeit bei der Segmentation

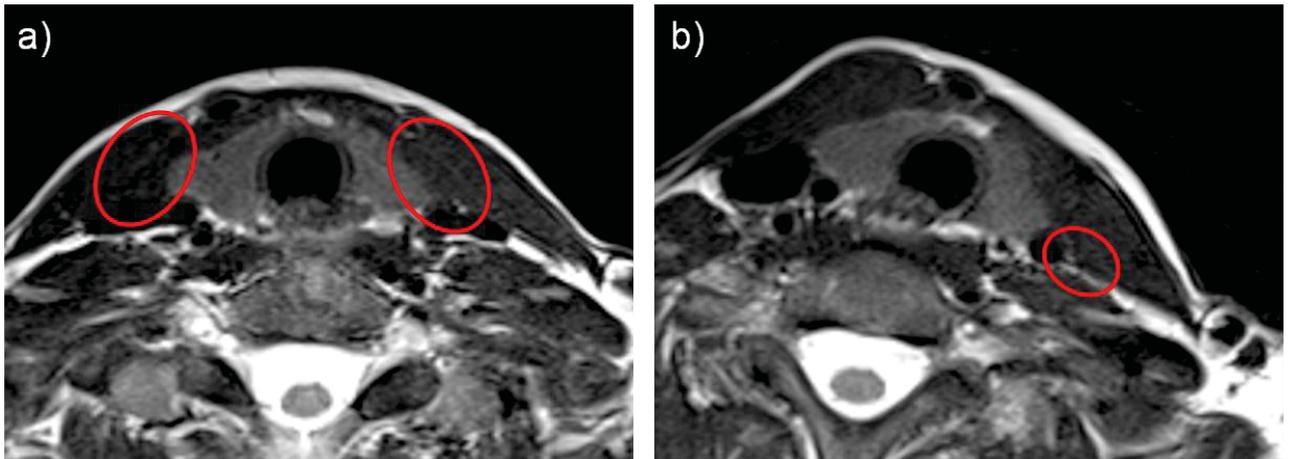


Abb. 3.1: Abgrenzungsschwierigkeit bei der Segmentation. Zu sehen sind zwei Bildausschnitte aus *Move 1* auf Höhe von C7. Die roten Markierungen zeigen die Abgrenzungsprobleme des rechten und linken *M. sternocleidomastoideus* zur infrahyoidalen Muskulatur in Position I (a) und die fehlende Erkennbarkeit der linken *V. jugularis interna* in Position V (b).

Abbildung 3.2 zeigt exemplarisch eine segmentierte Serie aus *Move 1* aus dem Bereich zwischen den Wirbelkörpern Th1 und C3 mit dem Kopf in Position I. Der Schichtabstand beträgt, wie in 2.1.1 bereits beschrieben, 3,6mm zwischen den einzelnen Schichten. Auf den Schichtbildern 1-11 konnte der rechte und auf den Schichten 6-9 der linke *M. sternocleidomastoideus* aufgrund der schlechten Abgrenzung zum umliegenden Gewebe nicht segmentiert werden.

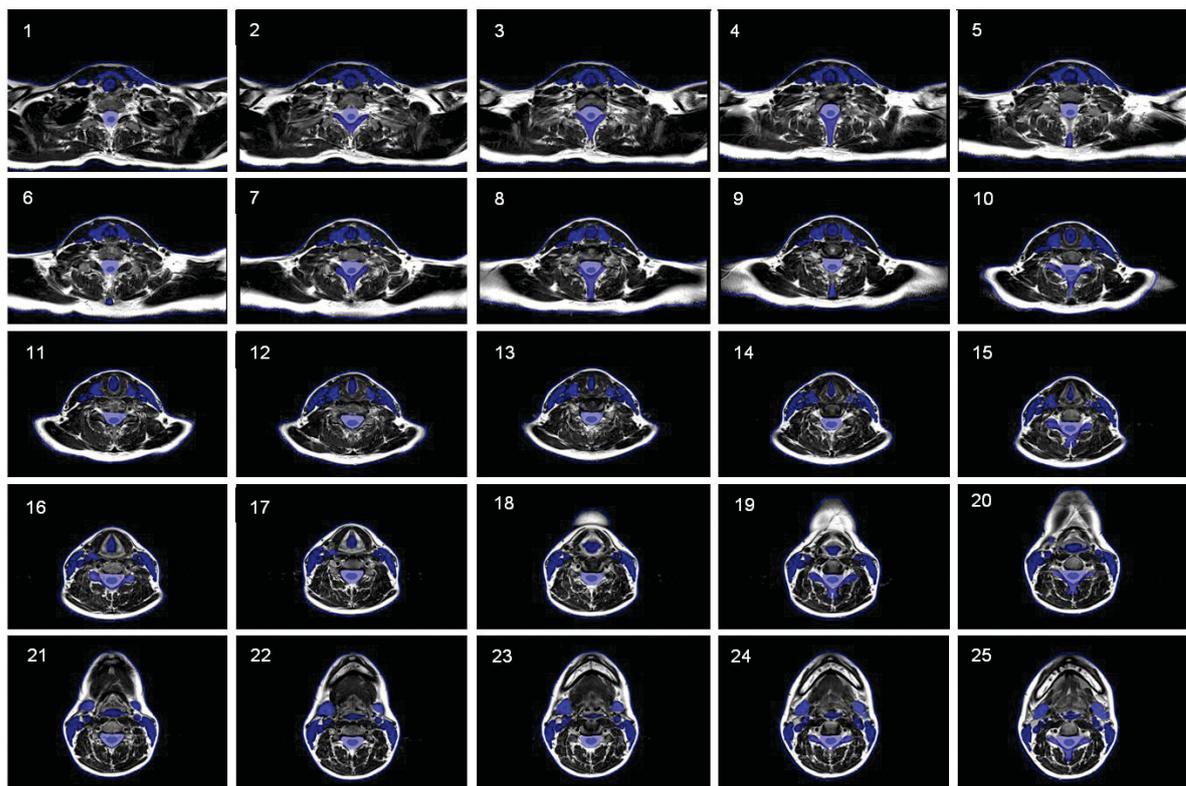
Segmentationserie aus *Move 1*

Abb. 3.2: Segmentationserie aus *Move 1*. Segmentierte MRT-Bilder des Halses aus *Move 1* in Position I. Dargestellt ist eine Serie ab Höhe des Wirbelkörpers Th1 bis zum unteren Ende des Wirbelkörpers C3.

Um den Unterschied zwischen den verschiedenen Kopfpositionen sichtbar zu machen, wurden in Abbildung 3.3 alle sechs Positionen nebeneinander dargestellt. Die unterschiedlichen Farben für die verschiedenen Positionen wurden gewählt, damit es bei der anschließenden Überlagerung der Schichtbilder keine Schwierigkeiten bei der Unterscheidung der Positionen gibt. Wie die Abbildung zeigt, sind die Strukturen der Position I in blau, die der Position II in magenta und in gelb die der Position III segmentiert. In grün segmentiert wurden die Strukturen der Position IV, in rot die der Position V und in zyan die der Position VI. Auf die Darstellung des gesamten Bildmaterials, d.h. aller Schichtbilder mit den segmentierten Strukturen der weiteren *Moves*, soll hier verzichtet werden. Für das Erstellen der weiteren Ergebnisse wurden insgesamt 180 Schichten aus allen fünf *Moves* für jeweils sechs Kopfpositionen und jeweils sechs unterschiedlichen Wirbelkörperhöhen ausgewertet.

Farbmarkierung der Kopfpositionen

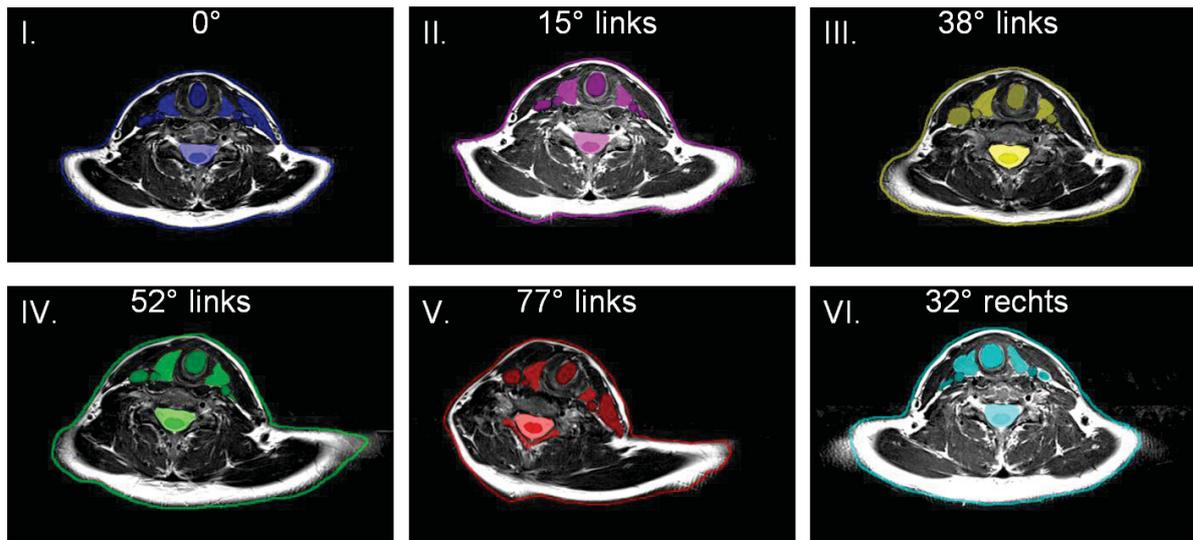


Abb. 3.3: Farbmarkierung der Kopfpositionen. Halsaufnahmen auf Höhe des Wirbelkörpers C6 aus *Move 1*. Dabei sind alle sechs Kopfpositionen mit den auf dieser Höhe vorhandenen segmentierten Strukturen dargestellt.

3.2 Probandenbezogene rotationsabhängige Strukturverschieblichkeit (intraindividuell)

Ein Ziel dieser Dissertation ist, die Struktur-Verschieblichkeit oder anders ausgedrückt die Lageveränderung der anatomischen Strukturen im Hals während verschiedener Kopfrotationen zu analysieren. In Abschnitt 2.4.2 wurde die Vorgehensweise präsentiert, mit deren Hilfe die Verschiebungen der Strukturen quantitativ gemessen wurden. Eine tabellarische Aufführung aller Messergebnisse befindet sich in Anhang C. Die aus den Messergebnissen resultierenden Strukturverschieblichkeiten werden in den folgenden Unterabschnitten (3.2.1 bis 3.2.5) für die Probandenstudien *Move 1* bis *Move 5* individuell dargestellt. Die graphische Analyse in den Unterabschnitten folgt dabei dem gleichen Farbschema:

- blau: *V. jugularis interna* rechts,
- orange: *V. jugularis interna* links,
- grün: *A. carotis communis* rechts,
- gelb: *A. carotis communis* links,
- lila: *Trachea*, bzw. weiter cranial im Hals der *Pharynx*,

sowie der gleichen Art der Auftragung. Dabei ist auf der x-Achse die Größe der Linksrotation des Kopfes in Grad aufgetragen, während die y-Achse die Verschiebung der jeweiligen

Struktur ebenfalls in Grad darstellt. Zur besseren Vergleichbarkeit untereinander haben die Grafiken der jeweiligen Studie die gleiche Skalierung der y-Achse. Falls ein bestimmter Wert deshalb nicht genau genug ablesbar erscheint, sei hier auf den Anhang C mit der vollständigen tabellarischen Übersicht aller Datenpunkte verwiesen. Unterabschnitt 3.2.6 fasst die probandenbezogene Auswertung rotationsabhängiger Strukturverschieblichkeiten zusammen. Der letzte Unterabschnitt 3.2.7 vergleicht die Links- mit der Rechtsrotation.

3.2.1 *Move 1*

Um die Lageveränderungen der oben genannten Strukturen, die durch die Linksdrehung des Kopfes bewirkt werden, anschaulich nachvollziehen zu können, werden die ermittelten Ergebnisse bzw. Datenpunkte in der Abbildung 3.4 für die Probandenstudie *Move 1* dargestellt. Um einen Überblick über die Strukturverschiebungen im longitudinalen Verlauf des Halses zu bekommen, werden sie auf drei unterschiedlichen Höhen dargestellt. Die Messungen erfolgten bei 14° (Position II), 38° (III), 51° (IV) und 77° (V) Linksrotation des Kopfes (vgl. Abschnitt 2.1.2) und werden nun im Folgenden beschrieben.

Auf Höhe des ersten thorakalen Wirbelkörpers (Th1) ist zu sehen (vgl. Abb. 3.4a), dass sich alle dargestellten Strukturen in der Art ihrer Verschiebung sehr ähneln. Bei allen Strukturen zeigt sich bei Position III kaum eine Lageveränderung im Vergleich zur Ausgangsstellung, während es aber bei zunehmender Rotation des Kopfes zu größeren Verschiebungen kommt. Ebenfalls zeigt sich, dass sowohl die rechte *V. jugularis interna* als auch die rechte *A. carotis communis* stärker verschoben werden als die jeweiligen Gefäße auf der linken Seite des Halses. Dabei ist die Verschiebung der rechten Vene am größten, die der linken Arterie am geringsten.

Auf Höhe des sechsten cervicalen Wirbelkörpers (C6) ist auffällig, dass es zwischen der Linksdrehung des Kopfes bei Position II und III keine große Lageveränderung der Strukturen gibt (vgl. Abb. 3.4b). Auch auf dieser Höhe ist die Verschiebung der Gefäße der rechten Seite wieder größer als die der linken Seite, wobei sich dieses Mal die beiden Arterien etwas mehr verschieben als die Venen auf der jeweils gleichen Seite.

Auf Höhe des vierten cervicalen Wirbelkörpers (C4) zeigt sich, dass nun auch größere Verschiebungen in Position III stattfinden (vgl. Abb. 3.4c). Auf dieser Höhe im Hals ist auch nicht mehr die *Trachea*, sondern der *Pharynx* zu finden. Ansonsten sind die Lageveränderungen der Gefäße der rechten Seite deutlicher ausgeprägt als links. Dabei verschiebt sich in Position V die rechte Vene um etwa 7° mehr als die rechte Arterie, auf der

anderen Seite verschieben sich die linke Vene und linke Arterie nahezu identisch.

Strukturverschiebung *Move 1*

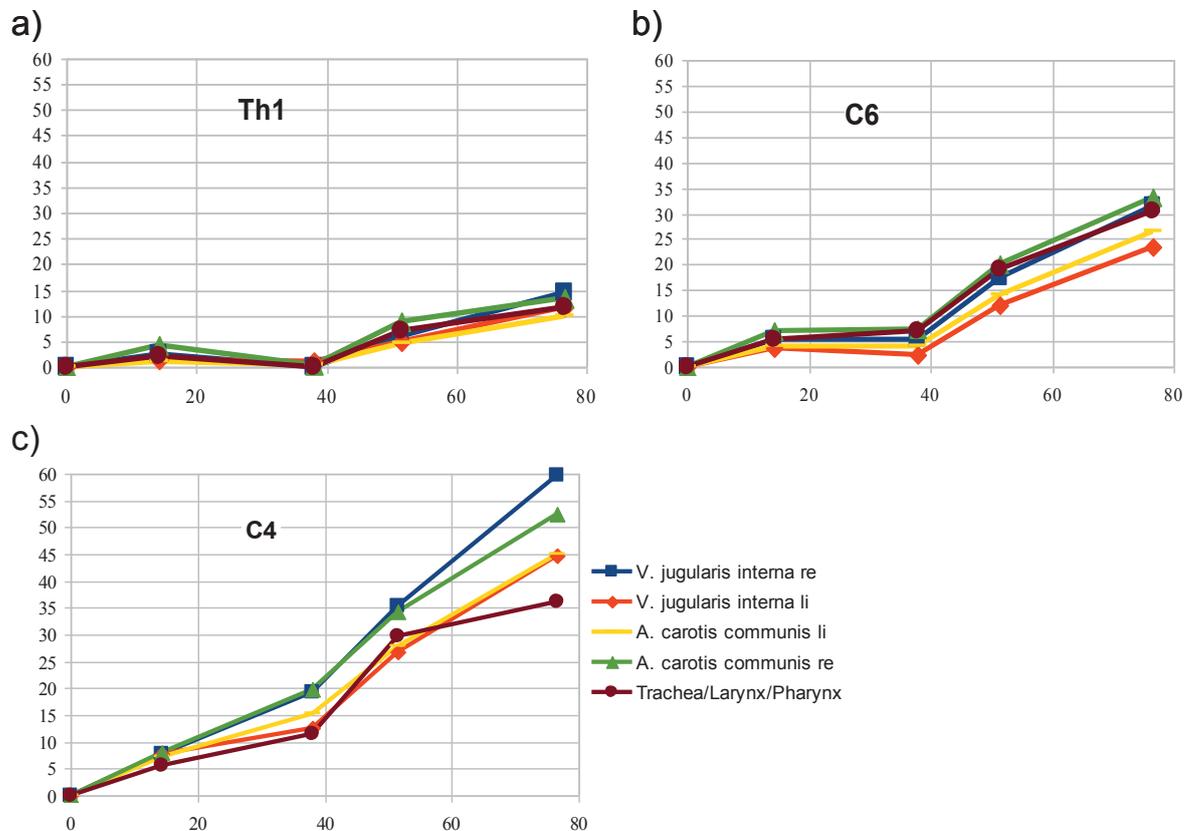


Abb. 3.4: Strukturverschiebung. Darstellung der Strukturverschiebung (bei Lage des Rotationszentrums im Rückenmark) in Abhängigkeit zur Linksrotation des Kopfes für die Probandenstudie *Move 1* auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 (a), C6 (b) und C4 (c).

Zusammenfassend ist zu beobachten, dass in allen Abschnitten des Halses der graphische Verlauf der Verschiebung der Strukturen sehr verwandt erscheint und sich bei zunehmender cranialer Position durch größere Steigungen unterscheidet:

- **Th1:** Die Strukturverschiebungen, die in der dritten Position stattfinden, sind vergleichbar mit den Werten der Ausgangstellung. Mit weiter zunehmender Kopffrotation nimmt die Verschiebung der Strukturen auch zu.
- **C6:** Die Lage der Strukturen aus Position III ändert sich kaum im Vergleich zu ihrer Lage in Position II. Bei weiterer Linksdrehung findet eine Zunahme der Lageveränderung der Strukturen statt, die bei maximaler Kopffrotation auf 33° für die rechte Arterie ansteigt. Die *Trachea* verschiebt sich ähnlich stark wie die Gefäße der rechten Seite.
- **C4:** Bei der dritten Position zeigt sich schon eine deutliche Zunahme der

Strukturverschiebung mit bis zu 20° für die beiden Gefäße der rechten Seite. Bei zunehmender Kopffrotation sind ebenfalls deutliche Verschiebungen zu erkennen. Dabei verschiebt sich die rechte Vene mit 60° am meisten. Der auf dieser Höhe zu findende *Pharynx* verändert seine Position von den hier beobachteten Strukturen am wenigsten.

Im gesamten longitudinalen Verlauf des Halses ist deutlich zu sehen, dass die Gefäße der rechten Halsseite immer die größte Lageveränderung zeigen. Zudem verhielt sich keine der Verschiebung linear zum Ausmaß der Kopffrotation.

3.2.2 Move 2

In der Probandenstudie *Move 2* wurde bei einer Winkeldifferenz zur Neutral-Null-Stellung (Position I) von 24° (II), 38° (III), 59° (IV) und 84° (V) durch Linksdrehung des Kopfes gemessen (vgl. Abschnitt 2.1.2). Die Abbildung 3.5 zeigt die dadurch entstehenden Lageveränderungen wie im vorausgegangenen Unterabschnitt auf den drei longitudinalen Höhen des Halses Th1, C6 und C4.

Die Strukturverschiebung in Position III sind auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 nur sehr gering (vgl. Abb. 3.5a). Die beiden Venen und die rechte *A. carotis communis* verschieben sich weniger, als bei den Positionen II und IV. Die Gefäße der rechten Halsseite weisen eine größere Verschiebung auf als die auf der linken Seite, wobei der Wert bei der fünften Kopfposition für die linke *A. carotis communis* nicht generiert werden konnte, weil sie bei der vorangegangenen Segmentierung nicht zu erkennen war. Mit einer Lageveränderung von 20° bei Position V verschieben sich die rechte *A. carotis communis* und die *Trachea* am meisten.

Aus der Abbildung 3.5b geht hervor, dass sich auf Höhe von C6 sowohl die Gefäße der linken Seite untereinander, als auch die Gefäße der rechten Seite untereinander nahezu parallel verschieben. Auf der rechten Halsseite nimmt die Verschiebung der Gefäße mit Zunahme der Kopffrotation stetig zu, während links, bei Änderung des Kopfes von Position III auf IV, die Verschiebung kaum zunimmt bzw. sich teilweise noch verringert. Bei maximaler Kopffrotation beträgt der Unterschied zwischen der Struktur mit der größten Lageveränderung (*A. carotis communis* rechts) und der Struktur mit der geringsten Bewegung (*V. jugularis interna* links) 22°. Die Lageveränderung der *Trachea* ähnelt der der rechten *V. jugularis interna*. Diese verschiebt sich bei Position V mit 40° nur um 5° weniger als die rechte *A. carotis communis*.

Es zeigt sich, dass sich auf Höhe von C4 alle untersuchten Strukturen bei geringer Kopffrotation nahezu gleich weit verschieben und erst ab 58° Linksrrotation des Kopfes ist erneut erkennbar, dass die Gefäße der rechten Halsseite größere Lageveränderungen zeigen

als die auf der linken Seite (siehe Abb. 3.5c). Anders als im caudalen Halsbereich nimmt die Verschiebung bei allen Strukturen mit zunehmender Kopffrotation auch zu. Der auf dieser Höhe vorhandene *Pharynx* bleibt von seinem Bewegungsausmaß im Bereich zwischen den Gefäßen der rechten und linken Halsseite. Die Werte der linken *A. carotis communis* konnten bei Position II und V aufgrund fehlender Erkennbarkeit bei der Segmentation nicht ermittelt werden.

Strukturverschiebung *Move 2*

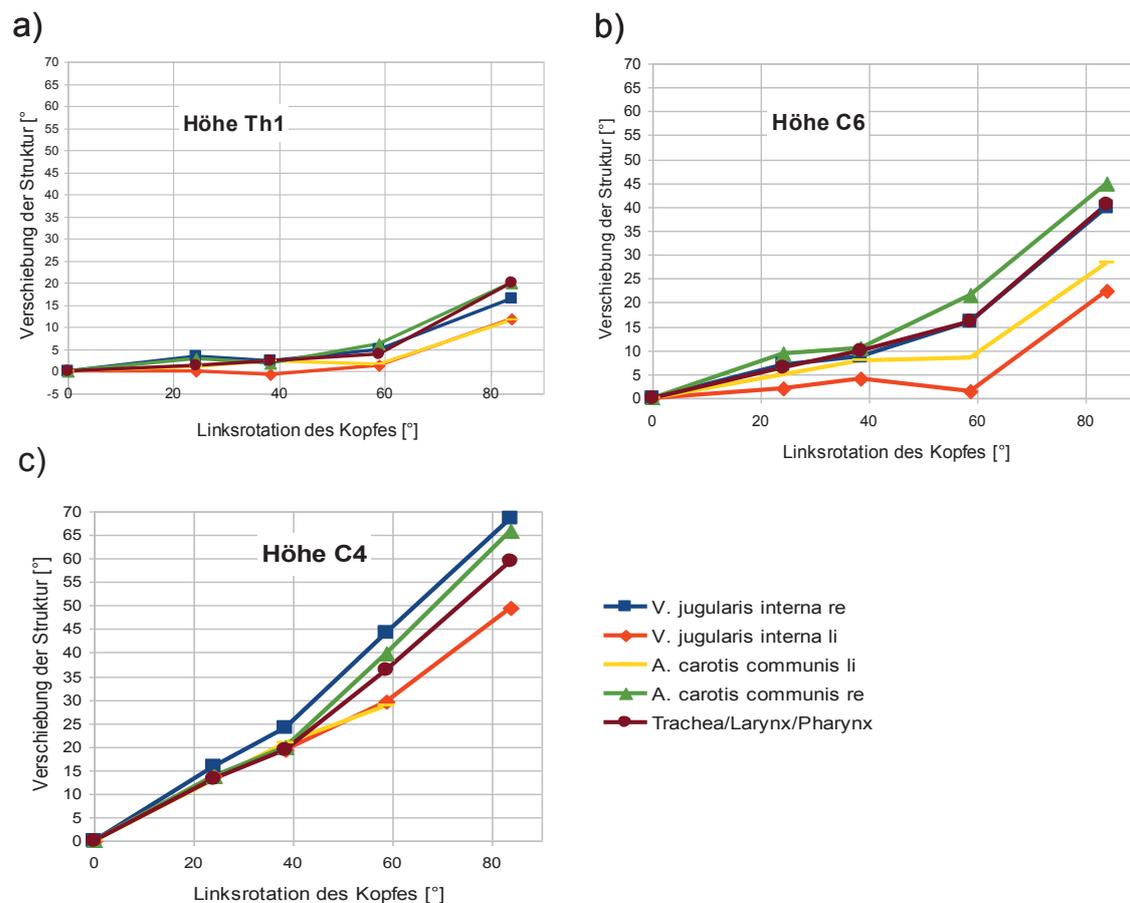


Abb. 3.5: Strukturverschiebung. Darstellung der Strukturverschiebung (bei Lage des Rotationszentrums im Rückenmark) in Abhängigkeit zur Linksrotation des Kopfes für die Probandenstudie *Move 2* auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 (a), C6 (b) und C4 (c).

Zusammenfassend lässt sich für die Studie *Move 2* festhalten:

- **Th1:** Bis zur Position III des Kopfes finden nur geringe Verschiebungen der Strukturen statt, während die größte Verschiebung bei maximaler Kopffrotation von der rechten Arterie mit 20° erreicht wird.
- **C6:** Nur geringe Verschiebungen der Strukturen finden bis zur dritten Position statt. Mit zunehmender Kopffrotation werden die Lageveränderungen deutlicher und erreichen

bei maximaler Kopfdrehung Höchstwerte von 45° (rechte A. carotis communis). Die *Trachea* ist in ihrem Bewegungsausmaß vergleichbar mit dem der rechten Gefäße.

- **C4:** Die Lageveränderungen sind schon bei Position II mit bis zu 16° bei der rechten Vene deutlich zu sehen und steigen bei weiterer Rotation stetig an. Die größte Verschiebung zeigt sich bei der rechten Vene bei Position V mit 69° . Der *Pharynx* liegt mit seinen Werten für die Verschiebung zwischen denen der rechten und denen der linken Gefäße.

Im gesamten Halsbereich verschieben sich die jeweils rechte Arterie und Vene mehr als die Gefäße der linken Halsseite.

3.2.3 Move 3

Die Abbildung 3.6 zeigt die Verschiebungen, die bei den oben genannten Strukturen durch die Linksrotation des Kopfes von *Move 3* um 27° (Position II), 45° (III), 65° (IV) und 85° (V) entstehen (vgl. Abschnitt 2.1.2). Betrachtet werden erneut drei unterschiedliche longitudinale Höhen des Halses.

Es ist zu erkennen, dass die Verschiebungen der Strukturen auf Höhe von Th1 nicht linear zur zunehmenden Kopfdrotation ansteigen (siehe Abb. 3.6a). Dieses Mal zeigt sich bei der dritten Position des Kopfes kaum eine Veränderung zur vorherigen zweiten Position bezogen auf die Lage der Strukturen. Auch bei Position V ist die Bewegung der Strukturen mit 3° - 7° noch sehr gering. Erst bei der fünften Kopfposition zeigt sich eine deutliche Lageveränderung, wobei sich die rechten Halsgefäße und die *Trachea* um etwa 10° mehr verschieben als die linke Arterie. Die Verschiebung der linken Vene konnte bei der maximalen Rotation nicht gemessen werden, da sie auf der MRT-Aufnahme auf dieser Höhe nicht zu erkennen war.

Auf Höhe des Wirbelkörpers C6 sind bei allen Rotationspositionen des Kopfes deutliche Größenunterschiede in der Verschiebung der Strukturen vorhanden (siehe Abb. 3.6b). Der Verlauf der Strukturen ist zwar näherungsweise identisch, allerdings verschoben. So liegt zwischen der Struktur mit der geringsten (linke *V. jugularis interna*) und der Struktur mit der größten Bewegung (rechte *V. jugularis interna*) immerhin etwa 15° Unterschied bei den Positionen III, IV und V. Wie bereits auf Höhe Th1, ist auch auf dieser Höhe zu erkennen, dass bei der dritten Kopfposition weniger ausgeprägte Verschiebungen bei den Strukturen entstehen. Die Verschiebung der linken *V. jugularis interna* bei maximaler Kopfdrotation konnte aufgrund fehlender Erkennung bei der Segmentierung nicht ermittelt werden.

Beim dritten Probanden hat auf Höhe des Wirbelkörpers C4 die Teilung der *A. carotis*

communis in die *A. carotis interna* und *externa* bereits stattgefunden. Somit beinhaltet die folgende Abbildung den Verlauf der rechte *A. carotis interna* (grau) und *externa* (hellblau) sowie der linke *A. carotis interna* (rosa) und *externa* (dunkelgrün) anstatt den *A. carotis communis* links und rechts (vgl. Abb. 3.6c). Betrachtet man nur die Arterien untereinander, ist zu erkennen, dass sich rechts die *A. carotis interna* und links die *A. carotis externa* deutlicher verschieben. Auch hier ist wieder zu identifizieren, dass je höher die untersuchte Schicht im Hals ist, desto größer ist die Spannweite der Bewegungsunterschiede zwischen den Gefäßen beider Halsseiten. Bei maximaler Kopffrotation beträgt dieser Unterschied 40° , d.h. die rechte *A. carotis interna* verschiebt sich um 40° mehr als die linke *A. carotis interna*. Zwischen den jeweils zugehörigen externen Arterien beträgt der Unterschied 23° . Auch auf dieser Höhe konnte der Verschiebungswert der linken *V. jugularis interna* bei Kopfposition V nicht ermittelt werden.

Strukturverschiebung Move 3

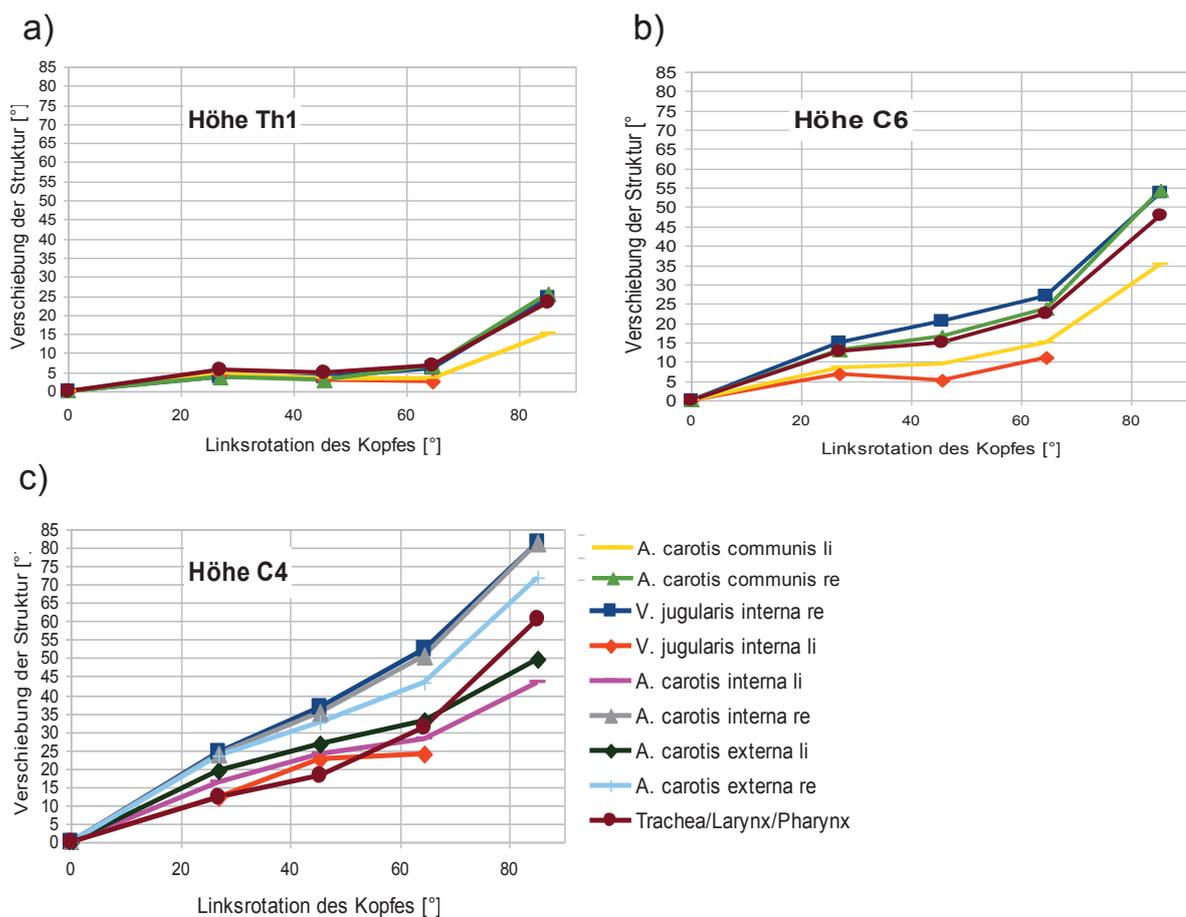


Abb. 3.6: Strukturverschiebung. Darstellung der Strukturverschiebung (bei Lage des Rotationszentrums im Rückenmark) in Abhängigkeit zur Linksrotation des Kopfes für die Probandenstudie Move 3 auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 (a), C6 (b) und C4 (c).

Zusammenfassend formuliert zeigt sich für *Move 3*:

- **Th1:** Bis zur Position III zeigen sich nur geringe (3° - 7°) Lageveränderungen aller Strukturen, während bei maximaler Linksdrehung des Kopfes Verschiebungen bis zu 25° bei der rechten Vene stattfinden.
- **C6:** Im mittleren Halsabschnitt sind zwar die graphischen Verschiebungsverläufe der Strukturen gleich, aber verschoben, so dass eine Spannbreite von 15° zwischen der größten Verschiebung (rechte Vene) und der geringsten Verschiebung (linke Vene) bei 45° und 65° Kopfdrehung besteht. Die Verschiebung der *Trachea* zeigt einen ähnlichen graphischen Verlauf wie der der rechten Gefäße.
- **C4:** Die gleiche Situation besteht auch ganz cranial im Hals, während hier der maximale Unterschied bei maximaler Kopffrotation sogar 38° zwischen der rechten und linken *A. carotis interna* beträgt. Die Teilung der *A. carotis communis* in die *A. carotis externa* und *interna* hat etwas weiter caudal bereits stattgefunden.

Erneut zu sehen ist, dass sich die Gefäße der rechten Halsseite im gesamten longitudinalen Verlauf des Halses mehr bewegen als die Gefäße linksseitig.

3.2.4 *Move 4*

In der Probandenstudie *Move 4* erfolgten die MRT-Aufnahmen bei einer Winkeldifferenz zwischen der zur linken Seite rotierten und der Neutral-Null-Stellung des Kopfes von 26° (Position II), 43° (III), 62° (IV) und 81° (V) (vgl. Abschnitt 2.1.2). Die durch die Kopfbewegung ausgelöste Strukturverschiebung im Hals ist in der Abbildung 3.7 dargestellt.

Auffälligkeiten lassen sich auf Höhe Th1 bei Position IV erkennen (vgl. Abb. 3.7a). Dabei sind die Bewegungen der Strukturen weniger oder nur leicht größer als bei der 43° Kopffrotation. Der Verlauf aller Strukturen ähnelt sich sehr, nur dass ein Unterschied zwischen der größten und kleinsten Verschiebung von 5° - 11° für die unterschiedlichen Kopffrotationen besteht. Da die größte Verschiebung nur 21° beträgt, ist der Bewegungsunterschied zwischen den Strukturen schon recht groß. Ansonsten ist auch hier erneut zu sehen, dass sich die Gefäße der rechten Halsseite deutlich mehr verschieben als die der linken Seite, wobei sich rechts die Arterie und links die Vene mehr verschiebt. Die *Trachea* ähnelt in ihren Verschiebungswerten denen der Gefäße der rechten Seite.

Auf Höhe des Wirbelkörpers C6 zeigt sich mit jeder Kopffrotationszunahme auch eine Zunahme der Verschiebung aller Strukturen (vgl. Abb. 3.7b). So findet auf dieser Höhe auch

bei Position IV ein Anstieg der Verschiebung statt, wenn sie mit der Verschiebung von Position III verglichen wird. Es zeigt sich ein sehr einheitliches Bild mit einem maximalen Verschiebungsunterschied zwischen den Strukturen von 6° (bei 26° Rotation) und 16° (bei 82° Rotation).

Auch beim vierten Probanden liegt die Bifurcation der *A. carotis communis* bereits unterhalb von C4, so dass in der folgenden Abbildung schon die rechte und linke *A. carotis communis externa* und *interna* zu sehen sind (vgl. Abb. 3.7c). Der Verschiebungsunterschied zwischen den Strukturen ist in diesem Fall sehr gering und beträgt bei den unterschiedlichen Kopfpositionen zwischen 5° und 13° .

Strukturverschiebung *Move 4*

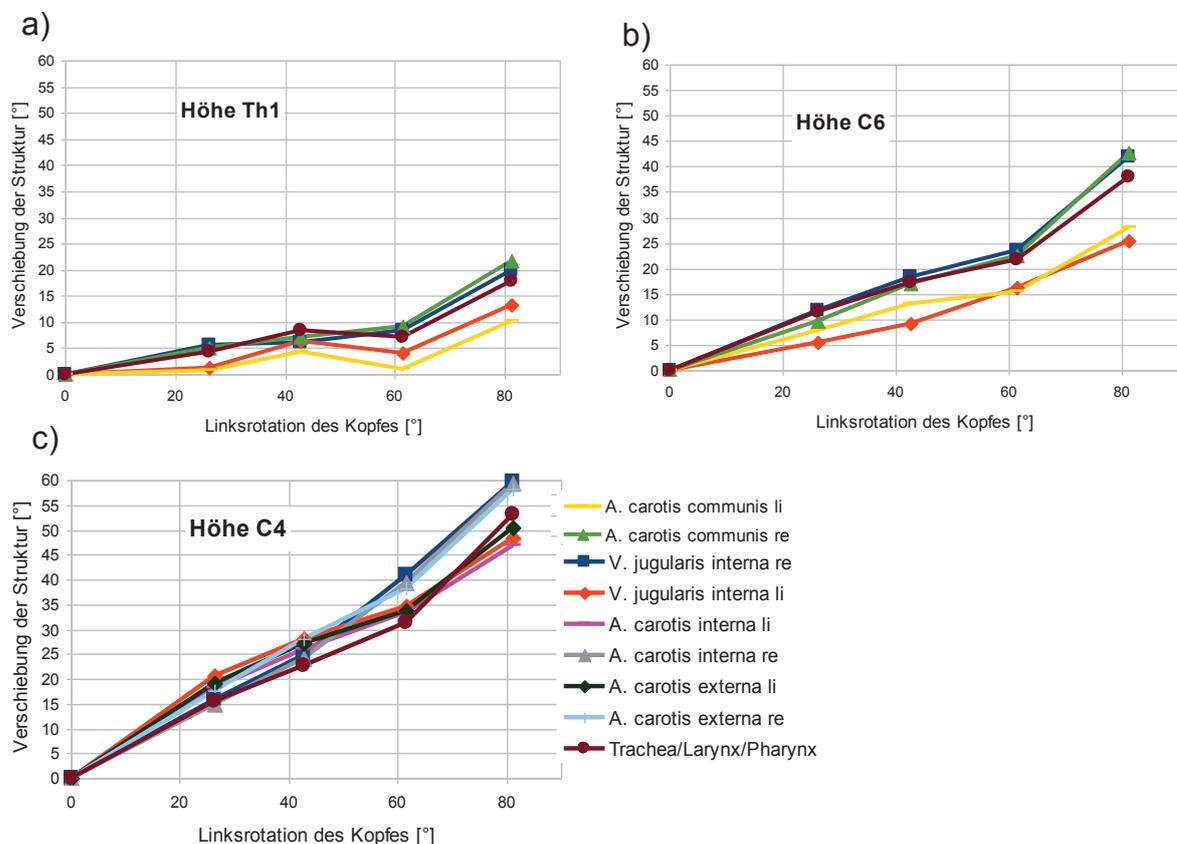


Abb. 3.7: Strukturverschiebung. Darstellung der Strukturverschiebung (bei Lage des Rotationszentrums im Rückenmark) in Abhängigkeit zur Linksrotation des Kopfes für die Probandenstudie *Move 4* auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 (a), C6 (b) und C4 (c).

Insgesamt ergibt sich in der Probandenstudie *Move 4* ein recht einheitliches Bild bezogen auf die Verschiebung der Strukturen:

- **Th1:** Im unteren Halsbereich sind die Verschiebungsunterschiede etwas größer, aber alle Strukturen ähneln sich im graphischen Verlauf ihrer Verschiebung, der bei geringen

Kopffrotationen zeigt, dass kaum eine Veränderung der Position stattfindet. Erst bei maximaler Kopffrotation steigt die Verschiebung auf maximal 22° bei der rechten Arterie an.

- **C6:** Ab dem mittleren Halsabschnitt findet mit zunehmender Kopffrotation auch eine stärkere Verschiebung der Strukturen statt. Die Höchstwerte liegen über 40° für die Gefäße der rechten Halsseite bei maximaler Linksdrehung des Kopfes. Die *Trachea* folgt mit ihrer graphisch dargestellten Verschiebung der der rechten Gefäße.
- **C4:** Im oberen Halsbereich zeigt sich ein ähnliches Bild wie auf Höhe von C6, nur dass die Strukturverschiebungen noch ausgeprägter sind. Bei maximaler Rotation nimmt die Verschiebung der rechtsseitigen Gefäße fast 60° an.

3.2.5 Move 5

Die MRT-Aufnahmen für *Move 5* erfolgten bei 28° (Position II), 41° (III), 53° (IV) und 85° (V) Winkeldifferenz zwischen der linksrotierten und der geraden Kopfposition (I) (vgl. Abschnitt 2.1.2). Die Abbildung 3.8 zeigt die Lageveränderungen der oben erwähnten Strukturen auf drei unterschiedlichen longitudinalen Höhen des Halses.

Wird der Bereich zwischen Position II und IV auf Höhe Th1 betrachtet, fällt auf, dass dort kaum ein Unterschied, bezogen auf die Verschiebung der Strukturen, festzustellen ist, bei Linksdrehung des Kopfes um 28° oder um 53° . Die Positionen der Strukturen ändern sich in dem Bereich kaum (siehe Abb. 3.8a). Erst bei der maximalen Kopffrotation hat eine deutliche Lageveränderung stattgefunden. Dabei wird auch erneut der Unterschied zwischen den Gefäßen der linken und der rechten Halsseite deutlich, der zeigt, dass rechts die Verschiebung größer ist. Die Venen beidseits sind beweglicher als die Arterien. Die *Trachea* verschiebt sich bei geringen Kopffrotationen noch sehr stark, ähnlich wie die Gefäße rechts. Erst bei maximaler Kopffrotation bleibt sie von ihrem Bewegungsausmaß hinter diesen Gefäßen zurück.

Auf Höhe des Wirbelkörpers C6 ist ein ähnlicher Verschiebungsverlauf wie zuvor schon auf Höhe von Th1 zu erkennen (vgl. Abb. 3.8b). Im Rotationsbereich zwischen Position II und III finden kaum weitere Verschiebungen der Strukturen statt, während bei maximaler Rotation wieder ein deutlicher Anstieg der Verschiebung zu sehen ist. Auf dieser Höhe sind die Arterien beidseits etwas beweglicher als die dazugehörigen Venen. Die *Trachea* liegt von ihren Verschiebungswerten im Bereich zwischen den Gefäßen der beiden Halsseiten. Der Unterschied zwischen dem Bewegungsumfang der Strukturen untereinander liegt bei geringerer Kopffrotation bei nur etwa 6° , während er bei maximaler Kopffrotation schon 20°

beträgt. Die Messwerte für die linke *V. jugularis interna* konnten bei Kopfposition III und IV nicht generiert werden.

Auf Höhe des Wirbelkörpers C4 hat die Teilung der *A. carotis communis* in die *A. carotis interna* und *externa* bereits stattgefunden. Somit beinhaltet die folgende Abbildung den Verlauf der rechten und linken *A. carotis interna* sowie der rechten und linken *A. carotis externa* (siehe Abb. 3.8c). Die graphische Abbildung der Strukturverschieblichkeiten zeigt auf Höhe des vierten Halswirbelkörpers, dass es im Bereich zwischen Position II und IV nur zu einer geringen Verschiebungszunahme kommt und erst bei weiterer Kopffrotation die Verschiebung der Strukturen wieder deutlich größer wird. Auf dieser Höhe fällt auf, dass alle Strukturen mit ihren Bewegungsausmaßen dicht beieinander liegen. Die Spannbreite beträgt maximal 9° bei Position V.

Strukturverschiebung Move 5

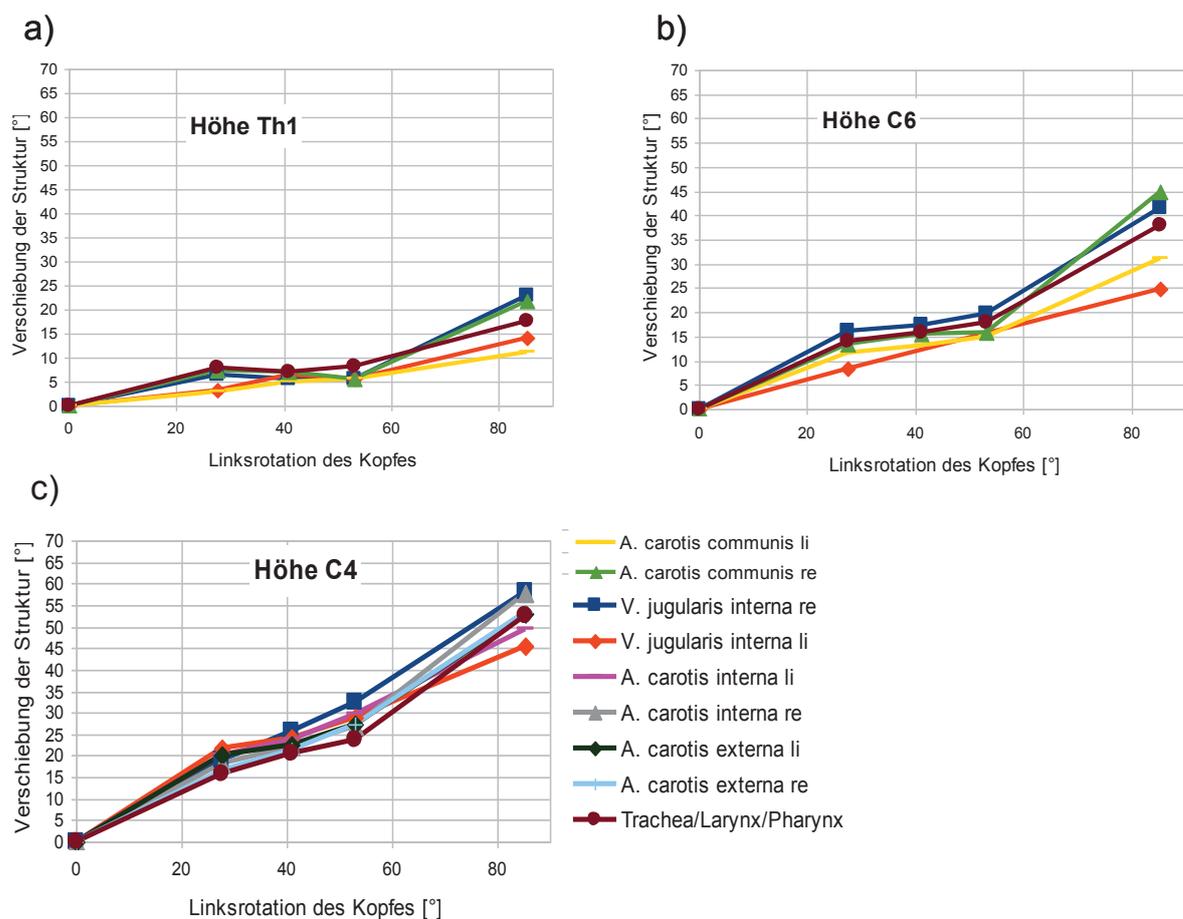


Abb. 3.8: Strukturverschiebung. Darstellung der Strukturverschiebung (bei Lage des Rotationszentrums im Rückenmark) in Abhängigkeit zur Linksrotation des Kopfes für die Probandenstudie Move 5 auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 (a), C6 (b) und C4 (c).

In der Probandenstudie *Move 5* fällt auf, dass im gesamten Hals auf den untersuchten Höhen im Bereich von Position II bis IV kaum weitere Lageveränderungen stattfinden, d.h. es macht wenig Unterschied, wenn der Kopf innerhalb dieser Spanne rotiert wird, die Positionen der Strukturen ändern sich dabei kaum. Erst bei noch größerer Rotation werden die Bewegungen der Strukturen deutlich größer. Die Verschiebungsunterschiede zwischen den Strukturen sind gering, aber trotzdem verschieben sich die rechte Arterie und Vene immer mehr als die Gefäße der linken Halsseite. Die *Trachea* verschiebt sich im fast gleichen Maße wie die rechtsseitigen Halsgefäße, die Lageänderung des *Pharynx* liegt zwischen der der Venen und Arterien der rechten und linken Halsseite.

3.2.6 Zusammenfassung der Lageveränderungen der Strukturen bei Linksrotation des Kopfes

In diesem Abschnitt sind die Erkenntnisse zusammengefasst, die durch die graphische Darstellung der Strukturbeweglichkeit im Hals gewonnen werden. Zunächst ist festzustellen, dass im caudalen Halsbereich generell nur geringe Positionsveränderungen der Strukturen stattfinden, wenn der Kopf rotiert wird. Weiter cranial im Hals nehmen diese Lageveränderungen stetig zu. Deutlich zu sehen bei jedem *Move* ist, dass sich die Gefäße der rechten Halsseite mehr verschieben als die der linken Halsseite. Dabei spielt weder die longitudinale Position im Hals noch das Ausmaß der Kopffrotation eine Rolle. Auf den ersten Blick ist dieser Bewegungsunterschied vor allem bei größeren Kopffrotationen ersichtlich. Beim Betrachten der Verschiebung der *Trachea* durch die Kopffrotation fällt auf, dass sie sich meist genauso viel verschiebt wie die Gefäße der rechten Seite. Der *Pharynx* hingegen, der im oberen Halsbereich ca. ab Höhe des Wirbelkörpers C4 zu finden ist, bewegt sich nicht so stark wie die Gefäße rechts, aber mehr als die Gefäße der linken Halsseite. Auffällig ist, dass sich die Bewegung der Strukturen nicht proportional zum Ausmaß der Kopffrotation verhält, d.h. im Bereich von 20° bis 55° Kopffrotation sind die Lageveränderungen der Strukturen gerade im unteren und mittleren longitudinalen Halsabschnitt nicht so ausgeprägt im Vergleich zu den Bewegungen, die zu messen sind bei geringerer oder vermehrter Kopffrotation. Damit ist die Lageveränderung nicht linear zur Größe der Kopffrotation. Erst bei maximaler Kopffrotation ist meist eine erneute deutliche Positionsänderung aller Strukturen zu sehen. Die Bifurcation der *A. carotis communis* liegt bei drei von fünf Probanden unter der Höhe der Mitte des Wirbelkörpers C4 und bei den anderen zwei Probanden darüber, deswegen ist bei den ersten zwei Probanden die *A. carotis externa* und *interna* beider Halsseiten noch nicht vorhanden.

3.2.7 Vergleich der Ergebnisse der Rechtsrotation mit denen der Linksrotation

Der Schwerpunkt bei der Untersuchung des Verschiebungsverhaltens der Strukturen im Hals bei Kopfpositionsveränderung liegt in der Linksrotation. Es wurde nur eine MRT-Aufnahme bei Lage des Kopfes in Rechtsrotation durchgeführt (Position VI). Damit ist zumindest im Ansatz ein Vergleich möglich. Da Links- und Rechtsrotation prinzipiell symmetrische Ergebnisse liefern sollten, wird nur auf Plausibilität geprüft. Bei der *V. jugularis interna* und der *A. carotis communis*, von denen auf jeder Halsseite jeweils eine vorhanden ist, dürfen nicht die jeweils gleichen Gefäße verglichen werden. Stattdessen muss sich an der Rotationsrichtung orientiert werden. Rotiert der Kopf nach links, dann werden die linken Gefäße eher gequetscht, während die rechten Gefäße eher gestreckt oder gedehnt werden. Bei Rechtsrotation des Kopfes ist es andersherum, die rechten Gefäße werden gequetscht und die linken gedehnt. Um eine Aussage über die Ähnlichkeit des Lageverhaltens der Gefäße bei Rechts- und Linksrotation des Kopfes machen zu können, muss demnach die Verschiebung der jeweils gestreckten Gefäße, die contralateral zur Rotationsrichtung liegen, und der jeweils gestauchten Gefäße, die in Rotationsrichtung (ipsilateral) liegen, miteinander verglichen werden. Bei der im Hals mittig liegenden *Trachea*, bzw. im weiteren Verlauf dem *Larynx* und *Pharynx* spielt diese Betrachtung keine Rolle. Verglichen werden dabei die Positionen III und VI, bei denen der Kopf jeweils um 40° nach links bzw. nach rechts rotiert werden sollte. Die folgende Abbildung zeigt diesen Vergleich mit den Daten aus *Move 1* auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 (vgl. Abb. 3.9). Dabei lag die tatsächlich vom Probanden durchgeführte Linksrotation des Kopfes 38° und die nach rechts nur 32° (vgl. Abschnitt 2.1.2). Wie aus den Abschnitten 3.2.1-3.2.5 ersichtlich wird, ändern sich die Strukturverschiebungen in dem Größenbereich der Kopfrotation nicht so stark, so dass trotz des Unterschiedes von 6° zwischen der Rechts- und Linksrotation die Lageveränderungen der Strukturen verglichen wurden. Die Differenz der jeweiligen Verschiebungswerte müsste dabei um Null streuen und ist in Abbildung 3.9 aufgetragen. Ist die Strukturverschiebung bei der Rechtsrotation größer, ist die Differenz auf der rechten Grafikseite aufgetragen, ist sie bei der Linksrotation größer, dann auf der linken.

Verschiebungsunterschied der Strukturen aus *Move 1* in [°]

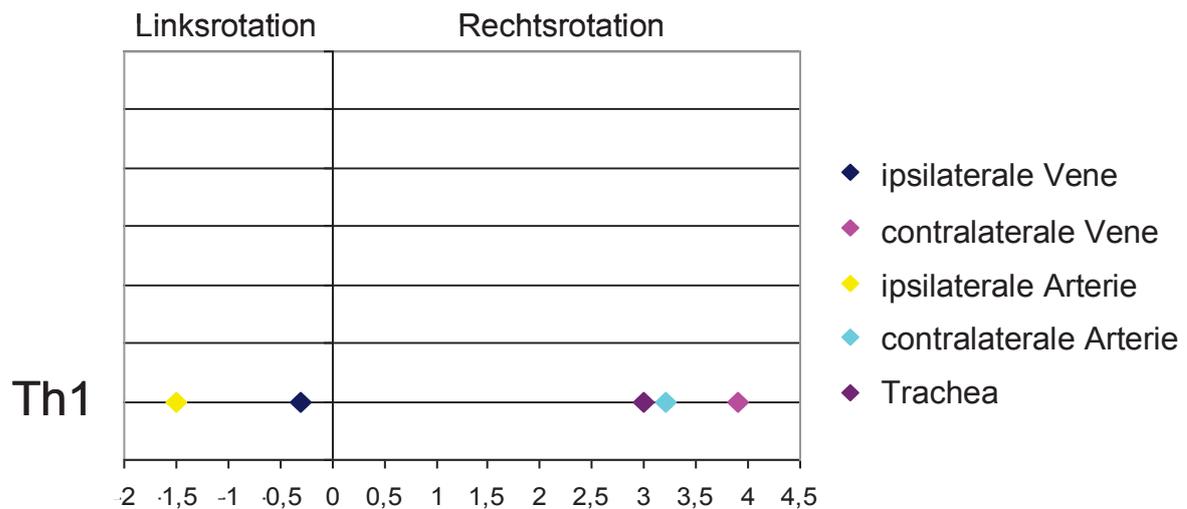


Abb. 3.9: Verschiebungsunterschied der Strukturen aus *Move 1* in [°]. Aufgetragen ist der Verschiebungsunterschied von fünf Strukturen zwischen der Rechts- und Linksrotation des Kopfes. Die Daten gehören zu *Move 1* auf Höhe von Th1. Ist die Verschiebung bei Rechtsrotation größer, liegt die Differenz auf der rechten Seite der Grafik, ist sie links größer, dann auf der linken.

Zu sehen ist, dass sich jeweils die contralateralen Gefäße und die *Trachea* bei der Rechtsrotation (im Vergleich zur Linksrotation) stärker verschieben, während sich die Gefäße der ipsilateralen Seite bei der Linksrotation mehr verschieben. Insgesamt liegt der Verschiebungsunterschied aber lediglich bei maximal 4°. Um einen Überblick über den gesamten longitudinalen Verlauf des Halses zu bekommen werden in Abb. 3.10 alle Differenzwerte aus diesen beiden Positionen im Bereich von Th1-C3 aufgetragen. Dabei wird der Übersicht halber auf die genaue Strukturzuordnung der Werte verzichtet.

Übersicht über die Verschiebungsunterschiede der Strukturen aus *Move 1* in [°]

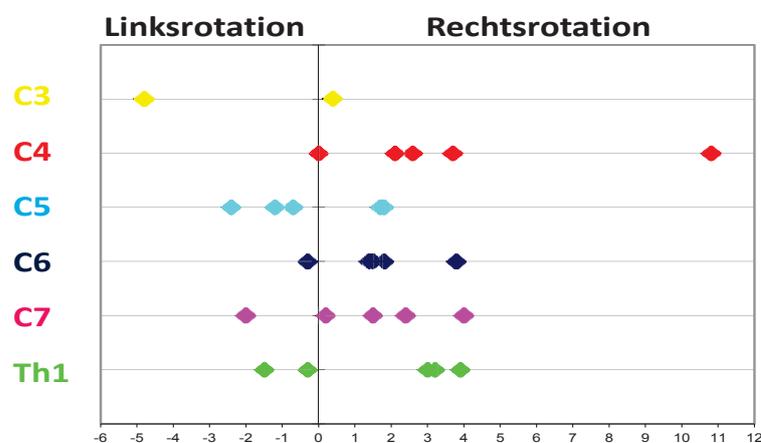


Abb. 3.10: Übersicht über die Verschiebungsunterschiede der Strukturen aus *Move 1* in [°]. Auftragung der Verschiebungsunterschiede von den oben genannten fünf Strukturen aus *Move 1* zwischen Position III und VI auf den Wirbelkörperhöhen Th1-C3. Ist die Verschiebung einer Struktur bei Rechtsrotation größer, liegt die Differenz auf der rechten Seite der Grafik, ist sie links größer, dann auf der linken.

Bei der Betrachtung aller Verschiebungsunterschiede der Strukturen aus *Move 1* zwischen den Positionen III und VI ist zu sehen, dass die Differenzwerte mit $\pm 4^\circ$ um 0° tendieren. Es gibt einen Ausreißer auf Höhe des Wirbelkörpers C4. Es handelt sich dabei um den *Larynx* beim Übergang in den *Pharynx*, der sich bei Rechtsrotation um fast 11° mehr verschiebt als bei Linksrotation des Kopfes.

Zusammenfassend ist für *Move 1* zu sagen, dass die Lageveränderungen der Strukturen bei Rechts- und Linksrotation zwar nicht exakt gleich groß sind, sich aber dennoch nur wenige Grad unterscheiden.

3.3 Interindividuelle rotationsabhängige Verschieblichkeit der Halsstrukturen

Eine weitere Möglichkeit die Messdaten zu veranschaulichen ist der Vergleich einzelner Strukturen zwischen den Probanden. So wird deutlich, in wie weit sich die Strukturverschiebungen der verschiedenen Probanden (*Moves*) unterscheiden. In den Unterabschnitten 3.3.1.-3.3.5. werden die folgenden Strukturen analysiert:

- *V. jugularis interna* rechts,
- *V. jugularis interna* links,
- *A. carotis communis* rechts,
- *A. carotis communis* links,
- *Trachea*

Die folgenden Grafiken beinhalten die Daten aus den fünf verschiedenen *Moves*. Dabei folgt die graphische Analyse immer dem gleichen Farbschema:

- blau: *Move 1*
- rot: *Move 2*
- gelb: *Move 3*
- grün: *Move 4*
- lila: *Move 5*

Im letzten Unterabschnitt (3.3.6.) werden die Erkenntnisse zusammengefasst.

3.3.1 *V. jugularis interna* links

Abbildung 3.11a-c stellt die Lageveränderungen der linken *V. jugularis interna* bei Linksrotation des Kopfes dar. Dabei ist auf der x-Achse der Winkel der Kopffrotation und auf der y-Achse die Verschiebung der Vene aufgetragen. Verglichen werden die Venen von *Move 1-5* innerhalb einer Grafik, um so Unterschiede oder Ähnlichkeiten besser darstellen zu können. Dazu werden drei unterschiedliche Höhen im Halsbereich dargestellt: Wirbelkörper Th1, C6 und C4. Auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 (Abb. 3.11c) zeigt sich bei *Move 4* und *5*, dass die Lageveränderung der linken *V. jugularis interna* bis zu einer Kopffrotation von ca. 40° stetig zunimmt, während es bei weiterer Kopfdrehung erstmal kaum weitere Verschiebungen im Vergleich zur Ausgangstellung gibt und erst bei maximaler Kopffrotation nimmt die Verschiebung der Vene wieder deutlich zu. Bei *Move 1-3* ist zu sehen, dass es dort gerade bei den geringen Rotationswinkeln des Kopfes kaum zunehmende Verschiebungen der Vene gibt, während allerdings ab 40° Linksrotation des Kopfes die Verschiebung wieder größer wird. Auf Höhe des Wirbelkörpers C6 konnte die linke Vene aufgrund fehlender Erkennbarkeit bei der Segmentation in *Move 5* für Position III und IV sowie in *Move 3* für Position V nicht ermittelt werden. Ähnliche Verschieblichkeiten der Vene wie weiter caudal im Hals zeigen sich auf Höhe von C6 (Abb. 3.11b) bei *Move 1-4*. Bei geringer Kopffrotation ist auch die Verschiebung der Vene noch gering, während die Lageveränderung bei Rotationswerten des Kopfes zwischen 20° und 60° nur wenig zunimmt und im Fall von *Move 2* sogar die Verschiebung der Vene bei Position IV noch etwas geringer ist als bei Position III. Erst bei maximaler Kopffrotation verschiebt sich die Vene bei allen Probanden um über 20° im Vergleich zur Ausgangstellung. Auf Höhe des Wirbelkörpers C4 (Abb. 3.11a) zeigt sich ein stetiger Anstieg der Kurven bei *Move 1-5*, wobei auch noch hier leicht zu erkennen ist, dass bei mittlerer Kopffrotation dieser Anstieg etwas flacher ist, d.h. die Verschiebung nicht so stark zunimmt.

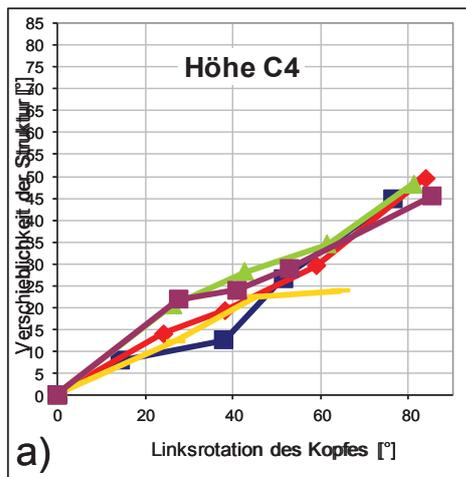
3.3.2 *V. jugularis interna* rechts

Die Diagramme in Abbildung 3.11d-f zeigen die Verschiebung der rechten *V. jugularis interna* bei Kopffrotation. Jedes Diagramm enthält die Verläufe der fünf Probanden (*Move 1 – Move 5*), um sie untereinander vergleichen zu können. Zu sehen ist, dass sich die Kurven von ihren Verläufen sehr stark ähneln. Auf Höhe von Th1 (Abb. 3.11f) ist bei allen *Moves* eine Senke bei 40° bis 50° Kopffrotation zu erkennen, d.h. die Verschiebung der Vene im Vergleich zur Position I nimmt nicht weiter zu, während die Verschiebung der Vene bei größeren Kopffrotationen wieder stark zunimmt. Der maximale Verschiebungsunterschied zwischen

Move 1-5 liegt bei maximaler Linksrotation zwischen den Werten von *Move 1* und *Move 3* und beträgt ca. 10° . Allerdings rotiert der Proband aus *Move 3* den Kopf um 85° , während die maximale Kopffrotation bei dem Probanden aus *Move 1* nur 77° beträgt. Auf Höhe des Wirbelkörpers C6 (Abb. 3.11e) zeigt sich erneut bei allen Probanden, dass sich gerade bei mittlerer Kopffrotation die Verschiebung der Vene kaum ändert oder nur gering im Vergleich zur Ausgangsstellung zunimmt. Wird der Kopf aber stärker rotiert, so steigt auch die Verschieblichkeit der Vene wieder an und nimmt Werte von über 50° in *Move 3* bei maximaler Linksrotation des Kopfes an. Noch weiter cranial im Hals zeigt sich auf Höhe von C4 (Abb. 3.11d), dass die Verschiebung nahezu linear zur Kopffrotation zunimmt. Die Spannbreite der Verschiebungsunterschiede zwischen *Move 1,2,4* und *5* ist sehr gering und liegt bei maximaler Kopffrotation bei 11° . Die Vene in *Move 3* verschiebt sich am meisten und erreicht dabei bei maximaler Kopffrotation einen Höchstwert von über 80° .

Interindividueller Vergleich der Venen

V. jugularis interna links



V. jugularis interna rechts

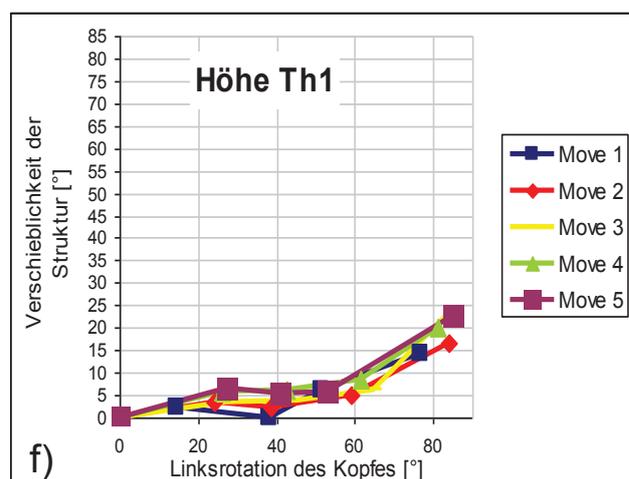
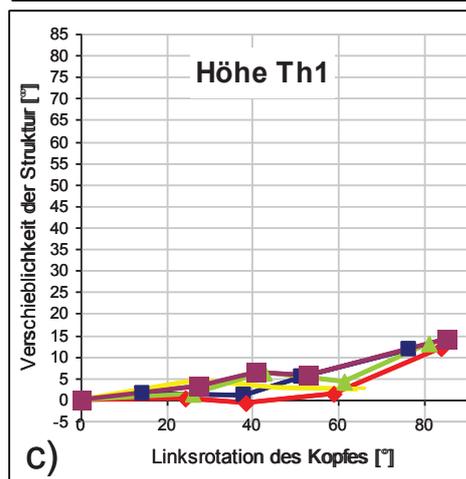
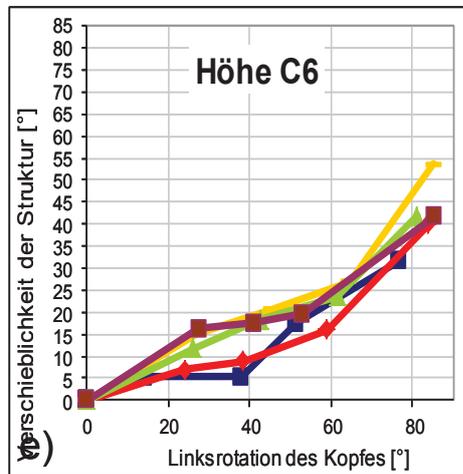
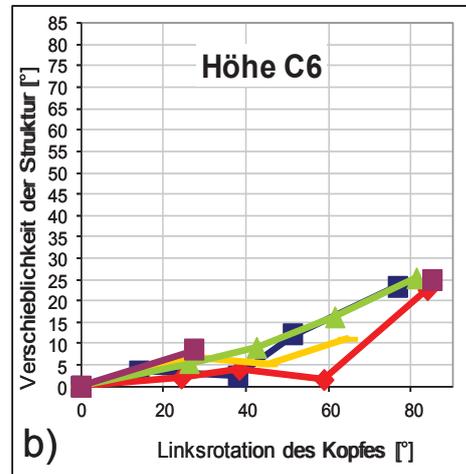
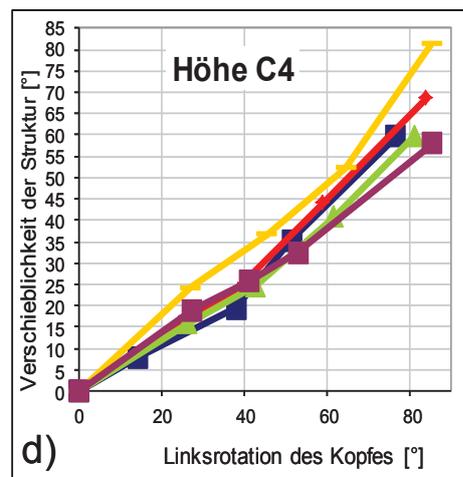


Abb. 3.11: Interindividueller Vergleich der Venen. Die Verschiebungsverläufe der linken *V. jugularis interna* bei Linksrotation des Kopfes wird auf drei unterschiedlichen Höhen im Hals dargestellt: auf Höhe von Th1 (c), C6 (b) und C4 (a). Die Abbildungen d-f zeigen die Verschieblichkeit der rechten *V. jugularis interna* für die gleichen longitudinalen Höhen. Jede Grafik enthält die Werte für *Move 1-5*, wobei *Move 1* immer in blau, *Move 2* in rot, *Move 3* in gelb, *Move 4* in grün und *Move 5* in braun dargestellt sind.

Um zu verdeutlichen, welche Verschiebungsunterschiede der Venen sich zwischen den unterschiedlichen Halshöhen zeigen, wurden in Abb. 3.12 die oben dargestellten Grafiken jeweils der linken und der rechten *V. jugularis interna* zusammengefasst. Der grüne Bereich umfasst alle Verschiebungswerte der Venen auf Höhe des Wirbelkörpers C4, der blaue die der Höhe C6 und der orange Bereich zeigt die Verschiebungen auf der Höhe Th1. Manuell wurde eine Mittelwert-Kurve eingefügt. Bei der linken Vene ist zu sehen, dass es im unteren und mittleren Halsbereich bei geringen Kopffrotationen keine großen Unterschiede in der Bewegung der Vene gibt. Dort überlagern sich die beiden Bereiche zum Großteil. Die Mittelwerte der Verschiebung auf Höhe von C6 liegen mit bis zu ca. 5° nur gering über denen auf Höhe von Th1. Bei einer Kopffrotation, die über 50° liegt, unterscheiden sich die Bewegungsverläufe der Vene deutlicher auf den beiden unteren Halshöhen. Cranial im Hals, auf Höhe von C4, zeigen sich deutlichere Verschiebungsunterschiede. Sowohl bei geringen Kopffrotationen als auch bei maximaler Kopffrotation liegen die Verschiebungs-Mittelwerte mit bis zu 25° deutlich über denen auf Höhe des Wirbelkörpers C6. Bei der rechten Vene ist mit zunehmender Halshöhe auch eine Zunahme der Verschiebung zu erkennen. Bei geringer Kopffrotation bis ca. 40° sind noch kleinere Überlagerungen zu erkennen, allerdings liegen die Mittelwerte der einzelnen Bereiche deutlich von einander entfernt.

Übersicht über alle Verschiebungswerte der beiden Venen

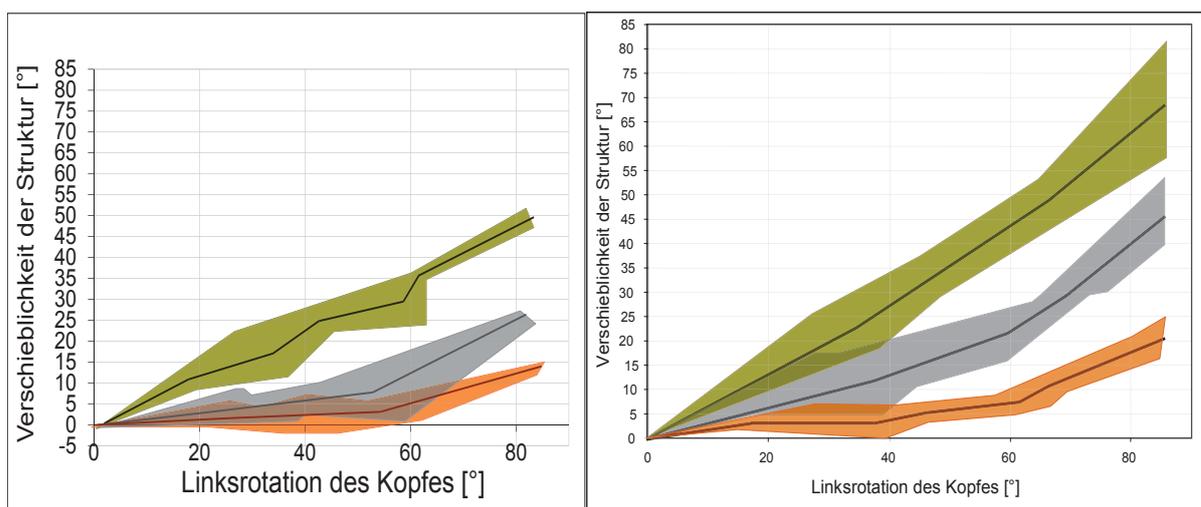


Abb. 3.12: Übersicht über alle Verschiebungswerte der beiden Venen. Dargestellt ist die Verschiebung der linken *V. jugularis interna* (links) und der rechten Vene (rechts) aus allen *Moves* bei Linksrotation des Kopfes. Der grüne Bereich umfasst die Werte aller *Moves* auf Höhe von C4, der blaue auf Höhe des Wirbelkörpers C6 und der orange auf Höhe Th1.

3.3.3 *A. carotis communis* links

Die Abbildung 3.13a-c zeigt die Lageveränderung der linken *A. carotis communis* bei Kopffrotation nach links auf drei unterschiedlichen Höhen im Halsbereich: Th1, C6 und C4.

Die Kopffrotation ist auf der x-Achse, die Lageveränderung der Arterie auf der y-Achse aufgetragen. Dargestellt werden die Verläufe für *Move 1-5*. Auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 ist in Abbildung 3.13c zu sehen, dass bis zu einer Kopffrotation von ca. 60° kaum eine Lageveränderung der Arterie stattfindet. Bei allen Probanden bewegt sie sich in diesem Bereich lediglich zwischen 1°-5°. Erst bei maximaler Kopffrotation wird die Verschiebung bei *Move 3* mit bis zu 15° deutlicher. Weiter cranial im Hals auf Höhe von C6 (Abb. 3.13b) ist die Verschiebung der Arterie bei *Move 2-5* nahezu gleich. Im Bereich 24° bis 67° Linksrotation des Kopfes nimmt die Verschiebung nur um wenige Grad im Vergleich zur Ausgangsstellung zu, während bei weiterer Kopffrotation erneut deutliche Verschiebungen zu erkennen sind. Bei *Move 1* ist der Bereich, in dem sich die Verschiebung kaum ändert, etwas kleiner und liegt zwischen 14° und 38° Kopffrotation. Danach ist auch hier wieder eine deutliche Lageveränderung der Arterie bei weiterer Kopffrotation zu erkennen. Auf Höhe des Wirbelkörpers C4 (Abb. 3.13a.) hat bei *Move 3-5* die Teilung der linken *A. carotis communis* in die linke *A. carotis externa* und *interna* bereits stattgefunden, so dass sie auf dieser Höhe nicht mehr vorhanden ist. Bei allen Kopfpositionen ist sie nur bei *Move 1* vollständig zu erkennen. Zu sehen ist, dass mit zunehmender Kopffrotation auch die Verschiebung der Arterie stetig zunimmt und bei maximaler Kopffrotation liegt das Verschiebungsmaximum 10° über der maximalen Verschiebung, welche auf Höhe C6 stattfindet.

3.3.4 *A. carotis communis* rechts

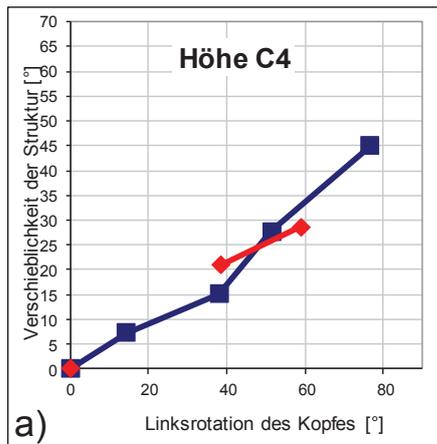
Die Verschiebung der rechten *A. carotis communis* im Hals, die aufgrund der Kopffrotation stattfindet, ist in Abbildung 3.13d-f dargestellt. Caudal im Halsbereich auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 (Abb. 3.13f) zeigt sich, dass noch deutliche Unterschiede im Ausmaß der Bewegung der Arterie zwischen *Move 1-5* vorhanden sind. Bei *Move 1* zeigt sich, dass es bei 14° Kopfdrehung eine Bewegung der Arterie um mehr als 4° stattgefunden hat, während sie sich bei weiterer Kopffrotation auf 38° nach links wieder in die Lage der Ausgangsstellung begibt. Erst bei größerer Kopffrotation nimmt auch die Lageveränderung der Arterie wieder zu. Bei den anderen vier Probanden findet im Bereich von ca. 25-60° Kopfdrehung keine weitere Bewegung der Arterie im Vergleich zur Ausgangsposition statt, so dass erst bei maximaler Kopffrotation die Verschiebung der Arterie wieder deutlich zunimmt.

Weiter cranial im Hals auf Höhe von C6 (Abb. 3.13e) sind die Lageveränderungen der Arterie

deutlich größer, aber im Bereich von ca. 25° bis 60° Kopffrotation verändert sich die Verschiebung der Arterie bei *Move 1,2* und *5* ebenfalls nicht so stark, wie auch schon auf Höhe von Th1 zu sehen ist. Bei weiterer Kopffrotation steigt die Verschiebung weiter an und erreicht einen Höchstwert bei *Move 3* von fast 55°. Auch bei der rechten *A. carotis communis* hat auf Höhe von C4 bei *Move 3-5* die Bifurcation bereits stattgefunden, so dass Abb. 3.13d nur noch den Verlauf der Verschiebung der Arterie für *Move 1* und *2* zeigt. Dabei zeigt sich in der graphischen Auftragung der Verschiebung kaum ein Unterschied zwischen *Move 1* und *2*, so dass die Graphen beinahe übereinander liegen und einen maximalen Verschiebungswert von über 65° (*Move 2*) erreichen.

Interindividueller Vergleich der Arterien

A. carotis communis links



A. carotis communis rechts

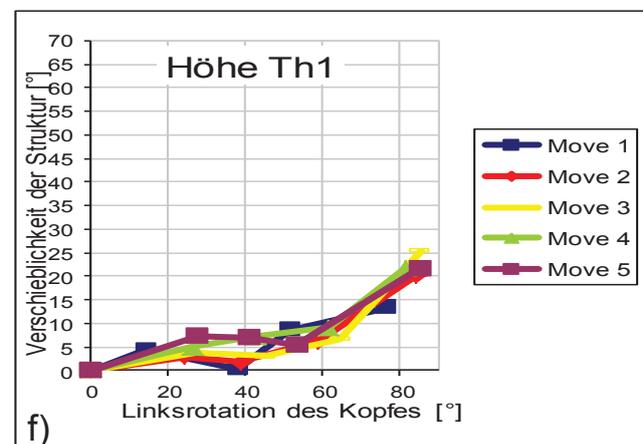
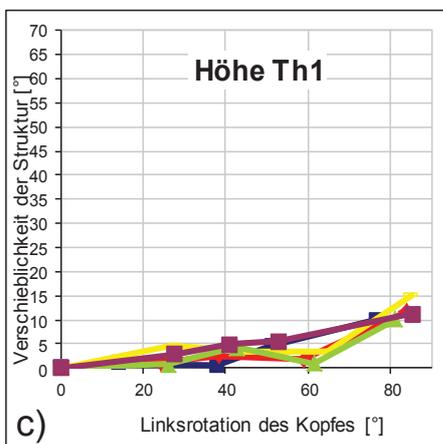
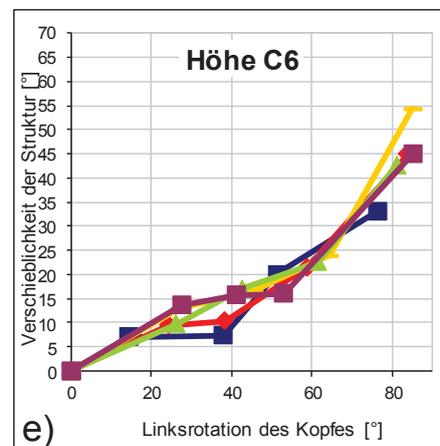
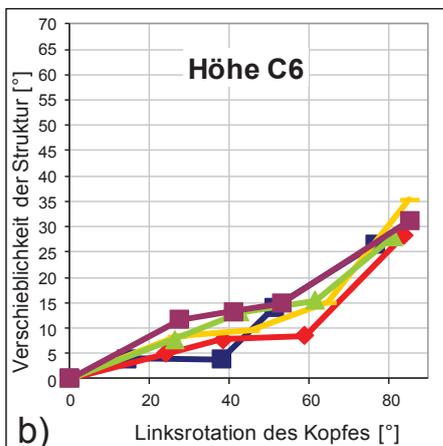
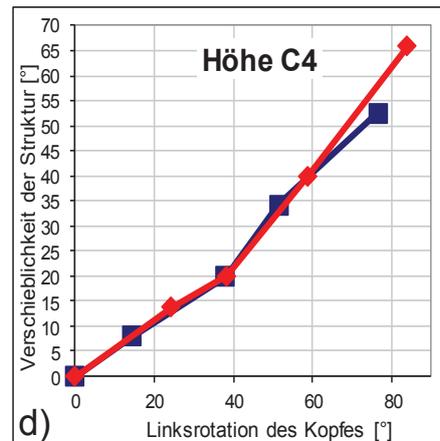


Abb. 3.13: Interindividueller Vergleich der Arterien. Die Verschiebungsverläufe der rechten *A. carotis communis* bei Linksrotation des Kopfes wird auf drei unterschiedlichen Höhen im Hals dargestellt: auf Höhe von Th1 (c), C6 (b) und C4 (a). Die Abbildungen d-f zeigen die Verschieblichkeit der rechten *A. carotis communis* für die gleichen longitudinalen Halshöhen. Jede Grafik enthält die Werte für Move 1-5, wobei Move 1 immer in blau, Move 2 in rot, Move 3 in gelb, Move 4 in grün und Move 5 in braun dargestellt sind.

3.3.5 Trachea

Abbildung 3.14 zeigt die Lageveränderung der Trachea bei Linksrotation des Kopfes. Auf der

x-Achse ist die Kopffrotation und auf der y-Achse die Verschieblichkeit der *Trachea* aufgetragen. Auf Höhe des Wirbelkörpers Th1 zeigen sich kleinere Unterschiede beim Ausmaß der Verschiebung der *Trachea* zwischen *Move 1-5* (Abb. 3.14b). Während sich die *Trachea* bei mittleren Kopffrotationen bei *Move 3-5* immerhin schon um fast 10° verschiebt, verändert sich die Lage der *Trachea* bei *Move 1* und *2* im Vergleich zur Ausgangsposition so gut wie gar nicht. Bei maximaler Kopffrotation liegt die maximale Spannweite zwischen *Move 1* und *Move 3* bei 23° , wobei allerdings die maximale Linksrotation des Kopfes bei *Move 3* 85° und bei *Move 1* nur 76° beträgt. Auf Höhe von C6 (Abb. 3.14a) zeigt sich ein recht einheitliches Bild hinsichtlich der Verschiebung der *Trachea*. Bis auf kleine Abweichungen bei *Move 1* und *2* bei mittlerer Kopffrotation sind die Lageveränderungen insgesamt sehr ähnlich und zeigen im Bereich 25° - 60° Kopffrotation eine eher geringe Zunahme der Verschiebung, während bei maximaler Linksrotation des Kopfes Höchstwerte von ca. 30° (*Move 1*) bis 48° (*Move 3*) erreicht werden.

Interindividueller Vergleich der *Trachea*

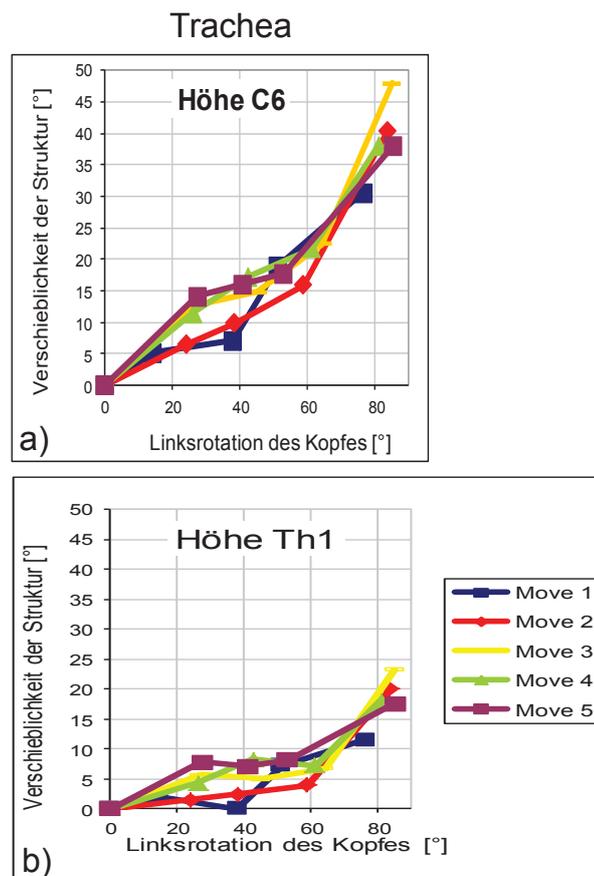


Abb. 3.14: Interindividueller Vergleich der *Trachea*. Der Verschiebungsverlauf der *Trachea* bei Linksrotation des Kopfes wird auf zwei unterschiedlichen Höhen im Hals dargestellt: auf Höhe von Th1 (b) und C6 (a). Jede Grafik enthält die Werte für *Move 1-5*, wobei *Move 1* immer in blau, *Move 2* in rot, *Move 3* in gelb, *Move 4* in grün und *Move 5* in braun dargestellt sind.

3.3.6 Zusammenfassung des interindividuellen Vergleichs

In diesem Abschnitt werden kurz die aus den Abschnitten 3.3.1-3.3.5 gewonnenen Resultate der Strukturbewegungen zusammengefasst. Zuerst muss darauf hingewiesen werden, dass die eingenommenen Kopfpositionen der verschiedenen Probanden nicht identisch waren. Wie in Abschnitt 2.1.2 beschrieben ist, unterscheiden sich die Positionen I-VI jeweils um wenige Grad. Wenn also die Lageveränderung einer Struktur beispielsweise zwischen *Move 1* und *Move 5* bei maximaler Kopffrotation (Position V) verglichen werden, dann liegt die maximale Kopffrotation für *Move 1* bei 77° , während sie für *Move 5* bei 85° liegt. Interessant sind die maximalen Unterschiede in der Strukturbewegung zwischen den einzelnen Probanden. Tabelle 3.1 zeigt die maximale Differenz zwischen dem *Move* mit der größten und dem *Move* mit der kleinsten Strukturverschieblichkeit. Neben der Differenz steht in Klammern die Nummer der Position, bei der diese größte Differenz erreicht wird. Es werden die in den Abschnitten 3.3.1-3.3.5 in den Grafiken dargestellten Halshöhen Th1, C6 und C4 ausgewertet.

Tabelle 3.1: Verschiebungsdifferenz der Strukturen

	Th1	C6	C4
V. jugularis interna li	7,1 (III)	14,8 (IV)	15,7 (III)
V. jugularis interna re	10,1 (V)	22 (V)	23,2 (V)
A. carotis communis li	4,6 (IV)	9,4 (III)	5,7 (III)
A. carotis communis re	12,1 (V)	21,2 (V)	13,2 (V)
Trachea	11,7 (V)	17,4 (V)	x

Aufgetragen ist die maximale Differenz der Lageveränderung einer Struktur zwischen dem *Move* mit der größten und der kleinsten Verschiebung in $[\circ]$. In Klammern steht die Kopfposition bei der die maximale Differenz erreicht wird.

Die größten Unterschiede zwischen den *Moves* in der Strukturverschiebung finden sich bei Position V. Dort beträgt die maximale Spannbreite zwischen dem *Move* mit der größten und dem mit der kleinsten Verschiebung ca. 23° für die rechte *V. jugularis interna* auf Höhe des Wirbelkörpers C4. Bei allen anderen Positionen liegt der maximale Verschiebungsunterschied zwischen $4,6^\circ$ und $14,8^\circ$.

3.4 Longitudinale Auswertung der rotationsabhängigen Strukturverschieblichkeit

Als dritte Alternative der Auswertung der zur Verfügung stehenden Daten können die Strukturverschieblichkeiten bei einer Rotation auf mehreren Höhen im Hals betrachtet werden. Dies wird nun exemplarisch für die rechte und linke *V. jugularis interna* (Abb. 3.15a-d) und die rechte und linke *A. carotis communis* (Abb. 3.16a-d) aus *Move 1* dargestellt. Auf der x-Achse ist die longitudinale Position des Halses vom Wirbelkörper Th1 bis zum Wirbelkörper C3 aufgetragen, während die y-Achse die Lageveränderung der Struktur zeigt. Die Datensätze der Move 2-5 zeigen ähnliche Kurvenverläufe und können aus den Rohdaten im Anhang C bei Bedarf erstellt werden.

3.4.1 *V. jugularis interna*

Bei einer geringen Kopffrotation bei Position II (Abb. 3.15a) zeigt sich im unteren Halsbereich bis zur Höhe des Wirbelkörpers C6 lediglich eine Verschiebung beider Venen, die unter 5° liegt. Erst weiter cranial im Hals ab C5 werden die Verschiebungen größer und liegen auf Höhe von C3 bei über 10° . Auch bei Kopfposition III (Abb. 3.15b) zeigt sich im unteren Halsbereich kaum eine Verschiebung der Venen. Allerdings ab der Höhe des Wirbelkörpers C5 verschieben sie sich immer mehr, so dass auf Höhe von C3 Verschiebungswerte um 25° vorliegen. Ist der Kopf um $51,4^\circ$ (IV) nach links rotiert (Abb. 3.15c) ist eine stetige Zunahme der Verschiebung der Venen in Abhängigkeit zur Halshöhe zu erkennen. Schon auf Höhe von C7 liegen Lageveränderungen von bis zu 12° bei der rechten Vene vor und je höher man im Hals untersucht, desto größer werden diese Verschiebungen, so dass auf Höhe des Wirbelkörpers C3 schon eine Verschiebung der rechten Vene um 43° beobachtet wird. Bei weiterer Linksrotation des Kopfes in die fünfte Position (Abb. 3.15d) sind schon auf Höhe von Th1 deutliche Lageveränderungen der Venen zu erkennen, die rechts fast 15° betragen. Auch hier findet eine stetige Verschiebungszunahme mit Zunahme der longitudinalen Höhe im Hals statt. Die größte Verschiebung ist bei der rechten Vene auf Höhe von C3 mit 67° zu beobachten.

Longitudinale Auswertung der *V. jugularis interna* beidseits

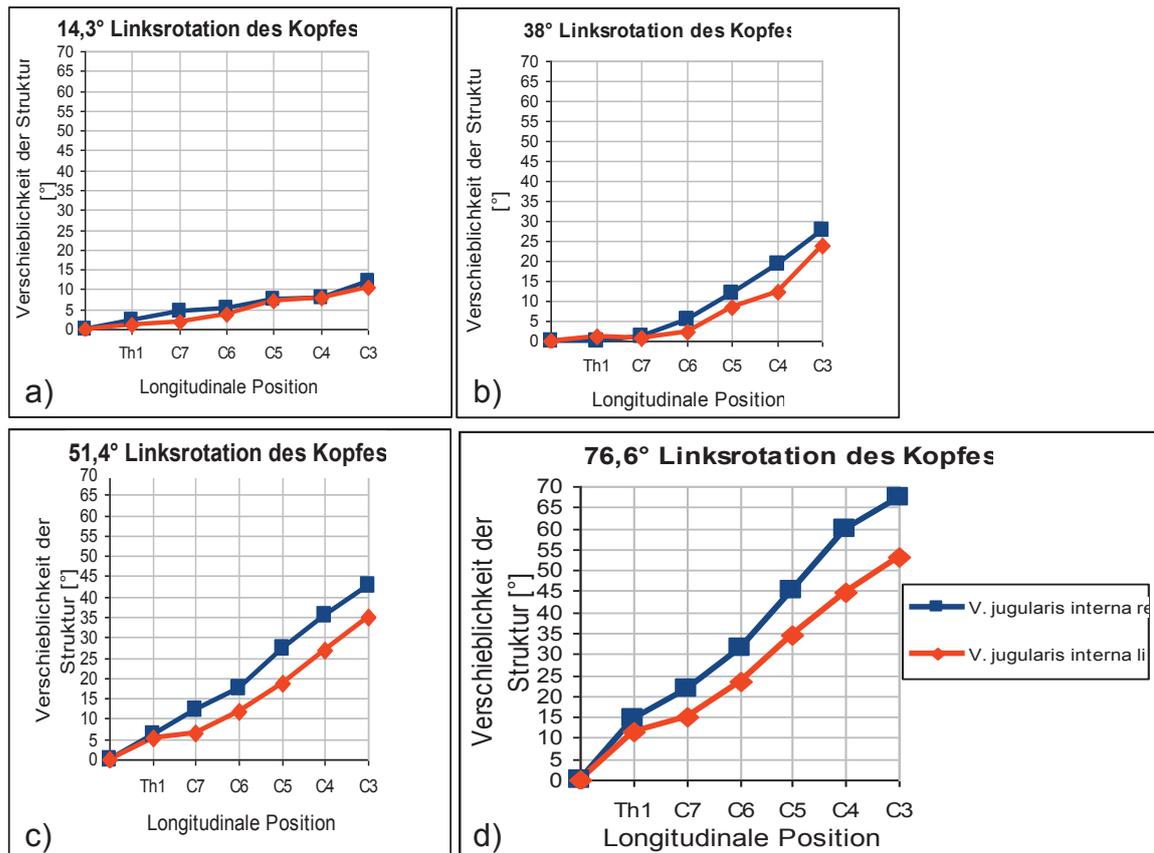


Abb. 3.15a-d: Longitudinale Auswertung der *V. jugularis interna* beidseits. Darstellung der Lageveränderung der rechten und linken *V. jugularis interna* von Move I in Abhängigkeit zur longitudinalen Halshöhe. a) zeigt Position II b) Position III c) Position IV und d) Position V.

3.4.2 *A. carotis communis*

Wird die Verschiebung der rechten und linken *A. carotis communis* im longitudinalen Halsbereich bei den verschiedenen Kopfrotationen betrachtet, zeigen sich die in Abbildung 3.16a-d dargestellten Verläufe. Da sich die *A. carotis communis* kurz oberhalb des 4. Halswirbelkörpers in die *A. carotis externa* und *interna* teilt, endet die Betrachtung auf dieser Höhe. Bei der geringsten Kopfrotation (Position II) (Abb. 3.16a) macht es kaum einen Unterschied, welche Halshöhe betrachtet wird, die Verschiebungen liegen im gesamten Hals zwischen 1° und 8°. Bei Position III (Abb. 3.16b) zeigt sich, dass die Verschiebung der Arterien vom ersten Brustwirbel bis zum siebten Halswirbel kaum zunimmt, während weiter cranial im Hals eine deutliche Zunahme der Verschiebung von 5° (C7) auf 20° (C4) der rechten Arterie zu beobachten ist. Bei weiterer Linksrotation des Kopfes auf 51,4° (Position IV) zeigt sich eine stetige Zunahme der Verschiebung der Arterie mit Zunahme der Halshöhe

(vgl. Abb. 3.16c). Während auf Höhe von Th1 die Verschiebung nur 5° (linke Arterie) bzw. 10° (rechte Arterie) beträgt, verschiebt sie sich cranial im Hals auf Höhe von C4 um 28° (links) bzw. um 34° (rechts). Dieses Lageänderungsverhalten spiegelt sich auch bei Position V wieder (siehe Abb. 3.16d). Im unteren Halsbereich auf Höhe des ersten Brustwirbels verschiebt sich die linke Arterie um 10° , die rechte um 13° . Je weiter cranial untersucht wird, desto größer ist die Lageveränderung mit maximalen Werten von 45° (linke Arterie) und 52° (rechte Arterie).

Longitudinale Auswertung der *A. carotis communis* beidseits

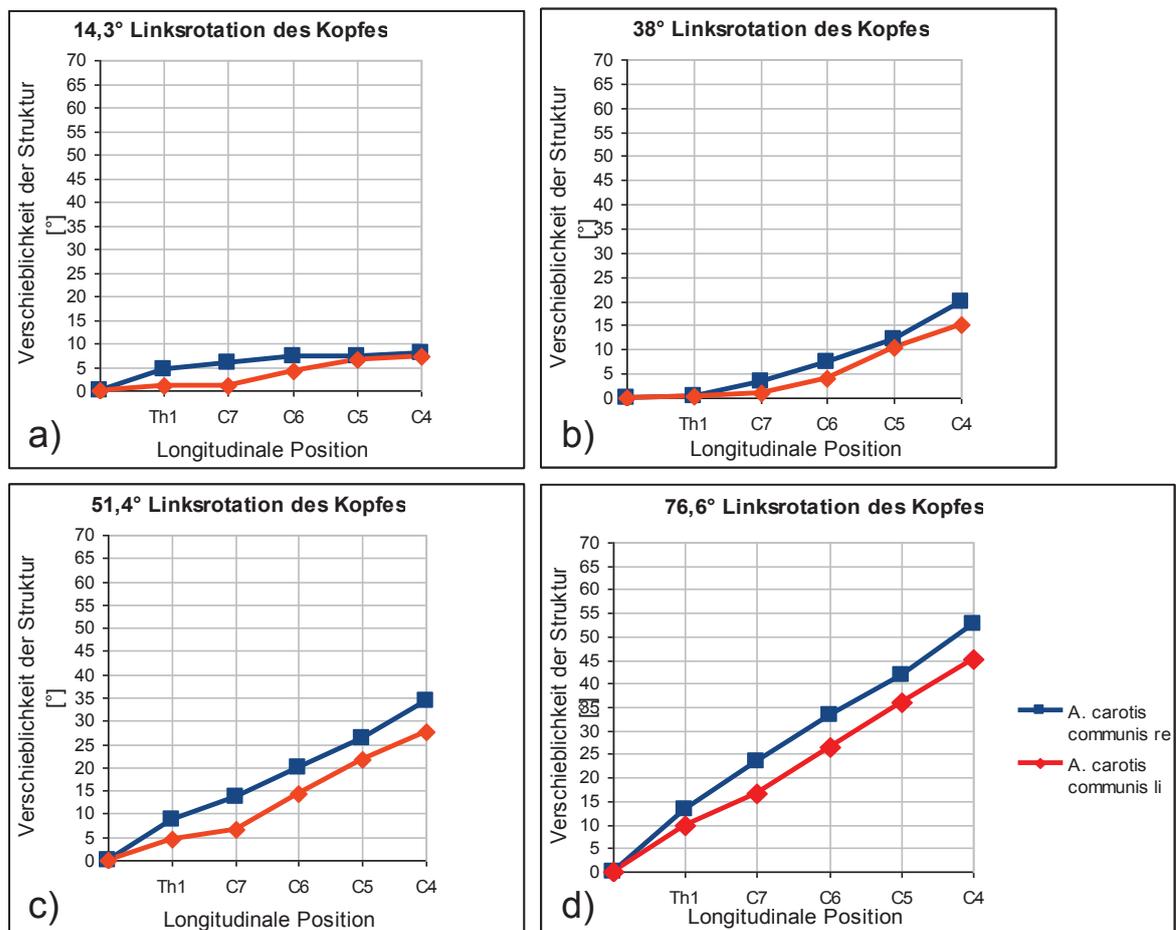


Abb. 3.16a-d: Longitudinale Auswertung der *A. carotis communis* beidseits. Darstellung der Lageveränderung der rechten und linken *A. carotis communis* von Move I in Abhängigkeit zur longitudinalen Halshöhe. a) zeigt Position II b) Position III c) Position IV und d) Position V.

3.4.3 Zusammenfassung der longitudinalen Auswertung

Zusammenfassend zeigt sich, dass bei der geringen Linksrotation des Kopfes von $14,3^\circ$ auf den unterschiedlichen Höhen im Hals keine deutlichen Unterschiede der Lageveränderungen

der Venen zu beobachten sind. Erst bei zunehmender Linksrotation auf 38° wird deutlich, dass die Verschiebungen im unteren Hals wesentlich geringer sind als weiter cranial. Bestätigt wird dies bei noch weiterer Linksdrehung des Kopfes auf $51,4^\circ$ und $76,6^\circ$. Dort wird ein Verschiebungsunterschied zwischen den Höhen Th1 und C3 von 35° (Abb. 3.15c) und 53° (Abb. 3.15d) für die rechte Vene beobachtet. Des Weiteren zeigt sich, wie in 3.2.6 schon beschrieben, dass die Verschiebungen der rechtsseitigen (contralateralen) Vene stets größer sind als die der linken (ipsilateralen) Halsseite.

Grundsätzlich zeigt sich für die Arterien ein ähnliches Bild wie es im Abschnitt zuvor bei den Venen beobachtet wurde. Bei ganz geringer Linksrotation des Kopfes ist es noch unerheblich, welche Höhe im Hals betrachtet wird, da die Verschiebung der Arterie im gesamten Halsverlauf nahezu gleich ist. Erst bei weiterer Kopffrotation zeigt sich, dass die Verschiebung im unteren Halsbereich immer deutlich geringer ist als im oberen Halsbereich. Wie bei den Venen zeigt sich auch bei den Arterien, dass sich die rechte Arterie auf allen untersuchten Halshöhen mehr verschiebt als die linke, unabhängig vom Ausmaß der Kopffrotation.

3.5 Analyse der kartesischen Koordinaten

Bisher wurden nur die Rotationsverschiebungen der Strukturen für die Auswertung verwendet. Für die Konstruktion eines Halsmodells werden, wie in Abschnitt 2.6.1 beschrieben, weitere Daten benötigt. In Tabelle 3.2 sind die Werte aufgelistet, die erforderlich sind um die linke *V. jugularis interna* in der ersten Position des Kopfes aus *Move 1* zu konstruieren.

Tabelle 3.2: Auflistung der Parameter zur Konstruktion der *V. jugularis interna* links

Wirbelkörper	Abstand c [mm]	Winkel α [°]	x [mm]	y [mm]	z [mm]
C3	38,3	66,6	35,2	15,2	90
C4	38,2	61,6	33,6	18,2	72
C5	38,9	57,8	32,9	20,7	54
C6	41,5	54	33,6	24,4	36
C7	45	46,5	32,6	31	18
Th1	51,4	37,8	31,5	40,6	0

Auflistung der Werte c und α , die zuvor in dem Programm Gimp gemessen wurden, sowie der Werte x, y und z, die berechnet werden mussten um die Vene in dem Programm Paraview konstruieren zu können.

Im Anhang D sind die Daten, die benötigt werden um den Hals aus *Move 1* in jeder der sechs Kopfpositionen zu modellieren, zu finden. Der Aufwand dieser Messungen und Berechnungen betrug für jede Struktur nur wenige Minuten.

3.6 Darstellung der Halsmodellierung mit/ohne Überlagerung der segmentierten Strukturen

Das Ziel, der in Abschnitt 2.6.1 dargestellten Berechnungen, ist es, eine Modellierung des Halses zu erhalten, welche mit den segmentierten Strukturen des Halses vergleichbar ist. Wie diese Modellierung im Programm Paraview funktioniert, ist in den Unterabschnitten 2.6.2 und 2.6.4 beschrieben. Die Resultate der Modellierung werden im Folgenden abgebildet. So zeigt Abbildung 3.17a das konstruierte Modell aus Position I aus *Move 1*, bestehend aus dem Rückenmark, der *A. carotis communis* beidseits, der *V. jugularis interna* beidseits und der *Trachea*, die übergeht in den *Larynx* und den *Pharynx*. Daneben sind in Abbildung 3.17b die Segmentationen der gleichen Strukturen abgebildet. Schon die nebeneinander gestellte Darstellung zeigt, wie ähnlich sich die Verläufe der jeweils gleichen Strukturen sind. Um kleinste Abweichungen deutlicher sehen zu können wurden das Modell und die segmentierten Strukturen übereinander gelegt (Abb. 3.17c). Die Farben wurden jeweils ähnlich gewählt: grau für das Rückenmark, rot für die Arterien, blau für die Venen und gelb für die *Trachea*, den *Larynx* und den *Pharynx*. Zur Unterscheidung wurden dunklere Töne für das konstruierte

Modell und hellere Töne für die Segmentation verwendet.

Segmentiertes und konstruiertes Halsmodell

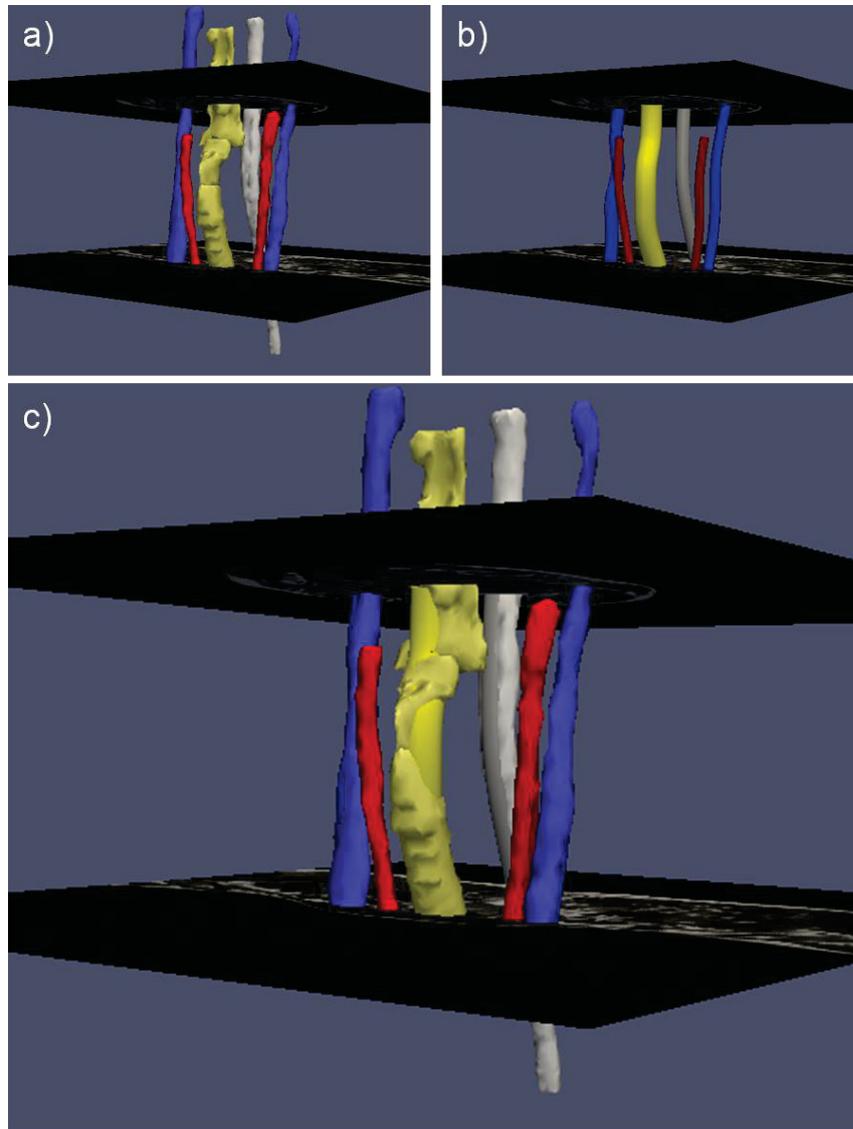


Abb. 3.17: Segmentiertes und konstruiertes Halsmodell. Dargestellt ist das endgültige konstruierte Halsmodell in a) neben dem segmentierten Halsmodell in b). C) zeigt die Überlagerung der beiden Modelle. Die Ansicht erfolgt jeweils von schräg links vorne.

Bei der Überlagerung des konstruierten Halsmodells mit den segmentierten Halsstrukturen ist zu sehen, dass die Verläufe der Strukturen sehr gut übereinstimmen. Da bei der Modellierung Röhren für die Strukturen verwendet wurden, die eine glatte Oberfläche besitzen und ihren Durchmesser im Verlauf nicht ändern, gibt es dadurch bedingt kleinere Abweichungen von dem „Ist-Zustand“ des menschlichen Halses. Die Gefäße ändern ihren Durchmesser je nach Lage und Halshöhe und auch ihre Oberfläche ist nicht gleichmäßig glatt wie die eines Rohres.

Etwas größere Abweichungen zeigen sich im Bereich des Kehlkopfes und des Rachens, da sich deren natürliche Gestalt schlecht mit einer Röhre abbilden lässt. In Abbildung 3.18 sind die Überlagerungen der Positionen II – VI zu finden. Die dargestellten Strukturen sind die gleichen Strukturen, die oben beschrieben sind.

Überlagerung der beiden Modelle in den verschiedenen Kopfpositionen

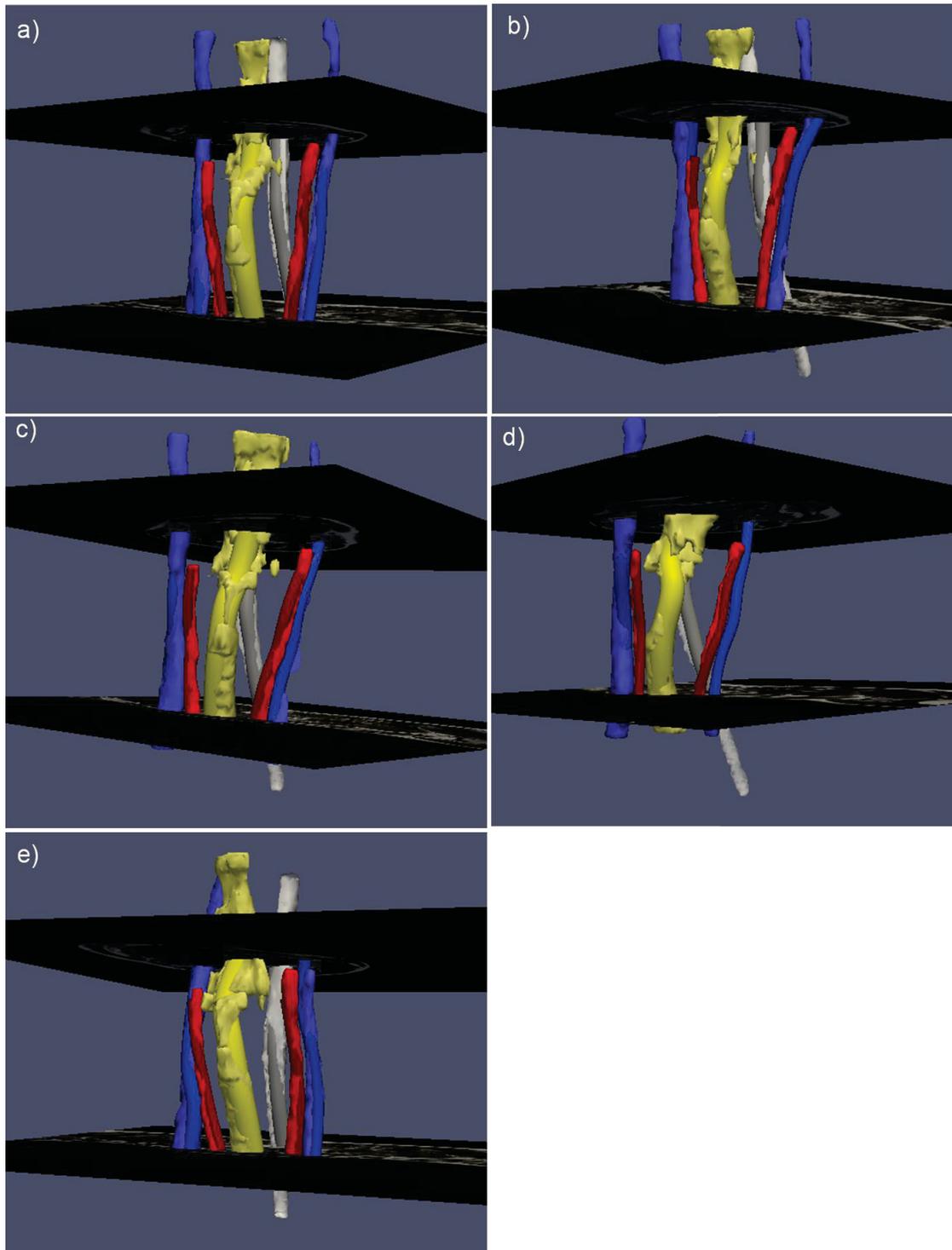


Abb. 3.18: Überlagerung der beiden Modelle in den verschiedenen Kopfpositionen. Dargestellt ist das jeweils konstruierte Modell mit den segmentierten Strukturen aus *Move 1* für die Positionen II (a), III (b), IV (c), V (d) und VI (e). Die helleren Farbtöne wurde für die segmentierten Strukturen, die dunkleren für die konstruierten Strukturen gewählt. Die Sicht auf die Überlagerungen erfolgt von schräg links.

Auch bei den Modellen der unterschiedlich großen Kopffrotationen ist zu sehen, dass die Strukturverläufe des konstruierten Modells vergleichbar sind mit den Verläufen der segmentierten Strukturen.

4. Diskussion

Im Zentrum dieser Arbeit steht die Messung von Lageveränderungen anatomischer Strukturen im Hals, die durch unterschiedliche Kopfpositionen hervorgerufen werden. Dazu wurden Untersuchungen an fünf Probanden durchgeführt. Von jedem Hals wurden MRT-Aufnahmen bei verschiedenen Kopfpositionen erzeugt (vgl. Abschnitt 2.1). Diese Untersuchung sollte dazu dienen, herauszufinden, welchen Einfluss die Kopffrotation auf die Lage bestimmter Strukturen im Hals hat. Es gibt Arbeitsgruppen, die die Lage der *V. jugularis interna* zur *A. carotis communis* bei Änderung der Kopfposition mit Hinblick auf eine Venenpunktion prüfen. Dabei sollte der Überlappungsgrad so gering wie möglich sein, um die Gefahr einer versehentlichen Punktion der Arterie zu minimieren. Es wurde festgestellt, dass der Überlappungsgrad steigt, je weiter der Kopf in eine Richtung rotiert wird (Sulek CA 1996). Dieses Lageverhalten konnte ebenso bei Kindern bestätigt werden (Gwak MJ 2010). Keine dieser Arbeitsgruppen beschrieb dabei genauer die quantitativen Lageveränderungen der Gefäße im Hals, die zustande kommen, wenn der Kopf rotiert wird. Die vorliegende Dissertation beschreibt genaue Verschiebungen sowohl der *V. jugularis interna* als auch der *A. carotis communis* bei unterschiedlich ausgeprägter Kopffrotation.

Weitere Arbeitsgruppen haben sich auf unterschiedliche Art und Weise damit beschäftigt, welche Auswirkung eine Flexion oder Extension des Kopfes auf die Lage der *Trachea* oder des Intubationstubus in der *Trachea* hat. Dabei zeigen sich Verschiebungen Richtung cranial bei Extension und Verschiebungen nach caudal bei Flexion des Kopfes (Conrardy PA 1976). Ein Grund dafür könnte eine Längenzunahme für den Bereich zwischen Lippen und Stimmlippen sein, die bei Änderung der Kopfposition von der Flexions- in die Extensionsstellung gemessen wurde (Toung TJ 1985). Zudem wurden Lageveränderungen des Tubus, hervorgerufen durch eine Kopffrotation, gemessen. Diese folgten allerdings nicht konstant einer bestimmten Richtung (Hartrey R 1995). Bei den gesamten Untersuchungen wurde zu keinem Zeitpunkt eine quantitative Verschiebung der *Trachea* bei Kopffrotation im Vergleich zur Ausgangsposition gemessen. Erst die vorliegende Dissertation zeigt, wie groß die Verschiebungen der *Trachea* zur rechten oder zur linken Halsseite sind, wenn der Kopf zu einer Seite rotiert wird.

Die Anzahl der untersuchten Probanden wurde auf fünf beschränkt, da das notwendige manuelle Segmentieren der Strukturen vom Zeitaufwand im Moment als sehr groß einzustufen ist. Bei jedem Probanden wurden sechs Aufnahmen mit sechs unterschiedlichen Kopfpositionen durchgeführt. Aufgrund des großen Zeitaufwands gibt es Arbeitsgruppen, die

sich mit der semi- bzw. vollautomatischen Segmentierung beschäftigen. Dabei wurden Verfahren ermittelt, die das semiautomatische Segmentieren bereits möglich machen (Strauß G 2006). Auch die vollautomatische Segmentierung ist schon möglich wie Dornheim und Stapleford in ihren Arbeiten zeigen (Dornheim J 2007) (Stapleford LJ 2010). Allerdings bilden bei diesen Arbeitsgruppen CT-Datensätze die Basis und das Interesse liegt eher auf der Segmentation von pathologischen Lymphknoten, nicht auf den großen Gefäßen des Halses. Die Grundlage dieser Dissertation sind ausschließlich MRT-Aufnahmen gesunder Probanden. Eine CT-Untersuchung wäre zwar kostengünstiger, jedoch würde sie eine große Strahlenbelastung für die einzelnen Probanden darstellen. Leichenhäse für eine CT-Studie zu verwenden, wäre zwar eine Möglichkeit gewesen, jedoch kann davon ausgegangen werden, dass sich das Verhalten des Leichengewebes nicht mit dem lebender Personen vergleichen lässt. Die Muskulatur wäre entweder kontrahiert, wie es bei der Leichenstarre noch der Fall ist, oder komplett erschlafft, wie es zu einem späteren Zeitpunkt der Fall ist. Somit ließe sich mit Leichenhäsen kein normales muskuläres Verhalten darstellen. Das abnormale Muskelverhalten und auch der fehlende Blutfluss in den Gefäßen würden damit möglicherweise zu einer Verfälschung der Ergebnisse führen. Demnach bietet sich eine MRT-Untersuchung für die hier durchgeführte Probandenstudie wegen der nicht vorhandenen Strahlenbelastung an. Des Weiteren bietet die MRT eine wesentlich bessere Weichteildarstellung als die CT. Daneben liegt im Gegensatz zu den vorherigen Untersuchungen das Interesse zunächst vordergründig auf gesunden Strukturen innerhalb des Halses.

Die Ergebnisse zeigen, dass es im Zweidimensionalen möglich ist, anhand von MRT-Aufnahmen genaue Verschiebungen der Halsstrukturen zu messen. Wie aus den Abschnitten 3.2 und 3.3 ersichtlich wird, verursachen verschiedene Kopffrotationen unterschiedliche Lageveränderungen der anatomischen Strukturen im Hals. Die Lage der Strukturen wird durch den Winkel zwischen einer Vertikalen durch den Mittelpunkt des Rückenmarks und einer Geraden, die durch den Mittelpunkt des Rückenmarks und der ausgewählten Struktur verläuft, angegeben (vgl. 2.4.2). Verglichen mit der Lage der Struktur mit dem Kopf in Neutral-Null-Stellung kann so die Verschiebung gemessen oder berechnet werden. Jede Segmentierung der einzelnen Schichten bei den unterschiedlichen Drehwinkeln und Probanden erzeugt nun einen Datenpunkt. Auf diese Weise können für jede der gewählten Kopfpositionen Verschiebungswerte generiert werden.

Für die Umstellung auf eine minimaltraumatische Operationsweise ist aus der Sicht des momentan noch explorativ arbeitenden Chirurgen das Wissen über die Lageveränderung der (Risiko-) Strukturen *V. jugularis interna*, *A. carotis communis* sowie der *Trachea* notwendig.

Dass dafür die präoperativ generierten Bildaufnahmen des Patienten nicht ausreichen um intraoperativ die Lage bestimmter Strukturen exakt zu bestimmen, stellten schon Ecke et al. fest, da diese Bilddaten Lageveränderungen der Strukturen, die durch den Gewebeshift während invasiver Maßnahmen zustande kommen, nicht abbilden können (Helbig M 2009). Hinzu kommt, dass die Lagerung des Kopfes intraoperativ bei Halsoperationen meist nicht mit der Position, der präoperativen Bildgebung übereinstimmt. Es wurden bereits Versuche unternommen, dem Chirurgen präoperativ den Operationssitus dreidimensional darzustellen (Krüger A 2005). Dabei lag der Focus allerdings auf pathologischen Lymphknoten, deren exakte Lage im Hals und der Fragestellung einer möglichen Gefäßinfiltration. Ein weiteres Ziel dieser Dissertation ist es, die generierten Strukturverschiebungen der einzelnen Probanden untereinander zu vergleichen, um Unterschiede oder Gemeinsamkeiten herauszufiltern. Dabei konnte festgestellt werden, dass sich in jedem Fall gleiche Tendenzen zeigen, bezogen auf das Ausmaß einzelner Lageveränderungen.

Zum einen ist zu sehen, dass sich, bei Rotation des Kopfes, die Gefäße ipsilateral zur Richtung der Rotation deutlich weniger verschieben als die, die contralateral liegen. Eine Erklärung für dieses Lageverhalten ist möglicherweise, dass sich die contralateral liegenden Gefäße auf der sich bei Kopffrotation streckenden Halsseite befinden, während die ipsilateral liegenden Gefäße auf der sich zusammenstauenden Halsseite liegen. Dadurch haben die Gefäße contralateral zur Rotation einen größeren Bewegungsspielraum, während es auf der ipsilateralen Halsseite kaum Möglichkeiten zur Bewegung gibt. Zudem zeigt sich, dass sich die Strukturverschiebungen nicht linear zum Ausmaß der Kopffrotation verhalten.

Des Weiteren ist festzuhalten, dass sich die Arterie und Vene einer Halsseite nicht exakt gleich stark verschieben, obwohl sie von einer gemeinsamen Hülle, der *Vagina carotica* umgeben sind. Das könnte an der Flexibilität der Vene liegen. Sie hat eine sehr dünne Wand und ein großes Lumen, d.h. kleinste Bewegungen in ihrer Umgebung können sie drastisch zusammenstauen, sodass sie ihre Form vollkommen verliert. So hat z.B. der *M. sternocleidomastoideus*, der in direkter Nachbarschaft zur *Vagina carotica* liegt, Einfluss auf die Form der Vene. Bei Stauchung der Vene verschiebt sich deren Mittelpunkt, so dass auch Messwerte verändert werden, die sich nach diesem Mittelpunkt richten. Die Arterie hingegen hat eine deutlich dickere, muskulösere Wand und ihr Lumen ist im Verhältnis zu ihrer Wand klein. Diese Konstitution bewirkt, dass benachbartes Gewebe ihr Lumen nicht so schnell verengen kann.

Zusätzlich zeigt sich, dass die Lageverschiebungen der Strukturen im caudalen Halsbereich nicht so ausgeprägt sind wie die im cranialen Halsabschnitt. Das liegt daran, dass der craniale Halsabschnitt stärker mit dem Kopf mitrotiert als der Halsbereich, der weiter caudal liegt und

mit dem Thorax verbunden ist. Da die cervicalen Strukturen mit ihrer Umgebung durch Bindegewebsstrukturen verankert sind, folgen sie der Bewegung des Halses. Wenn die Anzahl der untersuchten Probanden deutlich erhöht werden würde, sollte es möglich sein, präzisere Aussagen über das Lageverhalten der Strukturen machen zu können. Damit könnten die in dieser Arbeit gezeigten qualitativen Tendenzen eventuell durch allgemein geltende quantitative Zusammenhänge ersetzt werden.

Die bisher gemessenen Strukturpositionen und Lageveränderungen im Hals können Grundlage für weitere Berechnungen, die einer 3D-Modellierung dienen, sein (siehe 2.6.1). So ist es ein weiteres Ziel dieser Dissertation eine Möglichkeit aufzuzeigen, mit der 3D-Modelle des Halses generiert werden, welche die Lage ausgewählter Strukturen bei den verschiedenen Kopfpositionen zeigen. Vergleicht man die bisher erstmalig konstruierten Modelle mit den dreidimensional dargestellten segmentierten Strukturen, dann zeigt sich eine gute Übereinstimmung der Lage der Strukturen. Eine aktuelle Konferenzveröffentlichung zeigt die Simulation eines dynamischen 3D-Halsmodells (Adler S 2011). Dabei wurden Bewegungen der Halswirbelsäule am Computer simuliert und auch die Bewegung des Halsgewebes durch den Computer angepasst. Allerdings erfolgte keine Verifizierung oder Kontrolle durch Bilddaten bei verschiedenen Kopffrotationen. Das in dieser Dissertation beschriebene konstruierte Halsmodell zeigt erstmalig reale Strukturverschiebungen im Hals, wie sie durch Kopffrotation beim Menschen vorkommen. Es existieren ebenfalls sog. Simulationsplattformen wie z.B. „ArtiSynth“, die auf Basis von segmentierten Strukturen dynamische Modelle erzeugen. Genutzt wurde dies im Bereich des Schlaf-Apnoe-Syndroms (Chen H 2011). Modelle des weichen Gaumens von gesunden Probanden konnten mit Modellen von Patienten mit gestörter Schlafatmung verglichen werden und halfen somit bei der Diagnosestellung. Allerdings spielten bei dieser Untersuchung verschiedene Kopfpositionen keine Rolle und man konzentrierte sich lediglich auf die Betrachtung des weichen Gaumens.

Für diese Studie wurde Wert darauf gelegt, dass sich die Probanden mit Blick auf die Parameter Alter, Geschlecht und BMI relativ ähnlich sind und bei einer späteren Variation dieser Werte die vorliegende Studie somit einen Cluster-Punkt darstellen könnte. Zudem macht die konstitutionelle Ähnlichkeit der Probanden sie untereinander besser vergleichbar, so dass den Ergebnissen mehr Aussagekraft verliehen werden kann.

4.1 Ausblick

Der Einfluss probandenindividueller Parameter auf funktionelle Zusammenhänge ist zum momentanen Zeitpunkt noch nicht vollständig verstanden, allerdings sind durch die vorliegende Dissertation mehrere Schritte hin zu einem entsprechenden Erkenntnisgewinn unternommen worden. Probandenindividuelle Werte wie z.B. Halslänge und BMI haben mit Sicherheit einen Einfluss auf das Ausmaß der Strukturverschiebung im Halsbereich, können aber auf der vorliegenden Datenbasis noch nicht vollständig belegt werden. Allerdings fanden bereits Studien statt, bei denen geprüft wurde, in wie fern der *body mass index* (BMI) und die *body surface area* (BSA) bei der Venenpunktion eine Rolle spielen (Lieberman JA 2004). Dabei zeigen die Ergebnisse, dass bei einem großen BMI und einer großen BSA bei Kopffrotation über 45° zur Gegenseite die Fehlpunktionsrate steigt. Das heißt, es gibt sehr viel Spielraum, diese Studie mit Probanden zu erweitern, die konstitutionell ganz unterschiedlich gebaut sind. Interessant wären beispielsweise noch Probanden mit kurzen sehr adipösen Hälsen oder Probanden mit sehr langen dünnen Hälsen.

Auch methodisch gibt es noch Spielraum für Erweiterungen. Es wäre z.B. sinnvoll, wenn weitere Zwischenstufen der Kopffrotation für MRT-Aufnahmen eingefügt werden würden. In dieser Studie wurden die Messpunkte bei etwa 0°, 20°, 40°, 60° und einer maximal möglichen Kopffrotation festgelegt. Noch expliziter könnten kleinste Lageveränderungen der Strukturen im Hals beschrieben werden, wenn es dazwischen weitere Messpunkte gäbe. Daraufhin würde sich jedoch auch die Untersuchungszeit für einen Probanden deutlich verlängern. Bisher betrug diese jeweils 1,5 Stunden. Damit allerdings die Qualität der Aufnahmen nicht leidet, sollte bei weiteren Aufnahmen eine größere Pause für den Probanden eingelegt werden. Das Stillliegen, die Wärme im MRT und eine flache, möglichst bewegungsarme Atmung sind Parameter, die die ständige Konzentration des Probanden erfordern. Die Modifizierung des Modells hinsichtlich weiterer Beweglichkeiten, beispielsweise einer Extension des Kopfes, ist ein anstehender Erweiterungsschritt.

Des Weiteren ist neben dem großen Segmentierungsaufwands, der in der Zukunft eventuell durch Computer ersetzt werden könnte, ein weiterer Fakt nicht ganz befriedigend: Beim Überlagern zweier Aufnahmen unterschiedlicher Kopfpositionen kann nicht immer gleichzeitig anhand der Wirbelkörper sowie dem vorderen Weichteilgewebe im Hals die korrespondierenden Schichten ausgewählt werden. Dies kommt zustande, da die Kopfneigung während der unterschiedlichen Kopffrotationen manchmal leicht variierte (überlagerte Bewegung in zwei Achsen). Das bedeutet, um zwei passende Schichten zur Überlagerung zu identifizieren muss entweder anhand der Wirbelkörper oder anhand des vorderen

Weichteilgewebes des Halses entschieden werden. Auf diese Weise können Ungenauigkeiten entstehen. Liegeschalen für den Kopf könnten in Zukunft eine Lösung darstellen. Diese würden nicht nur dafür sorgen, dass die Neigung des Kopfes während unterschiedlicher Rotationen gleich bleibt, sondern zusätzlich dazu beitragen, dass ein manuelles Ausmessen der Kopfposition wegfallen würde. Um den auftretenden kleinen Ungenauigkeiten durch die unterschiedliche Kopfneigung aus dem Weg zu gehen, könnte die Quantifizierung der bisher nur qualitativen Betrachtungen in 3D ein sehr interessanter Schritt sein, auch weil damit ein Vergleich innerhalb der 2D- und 3D-Daten möglich wird. Bislang wurden 3D-Messungen nicht intensiv untersucht, weil eine Definition von Messpunkten zur Auswertung der Gewebeverschiebung beispielsweise der *V. jugularis interna* sich als schwierig erweist. Dies ist begründet durch das Fehlen von wiederauffindbaren anatomischen Landmarken, wie z.B. Bifurkationen, signifikanten Dilatationen oder Stenosen.

Eine Erweiterung der Untersuchung auf Patienten mit Pathologien, z.B. vergrößerte Lymphknoten oder Tumoren des Halses, und das dort sicherlich modifizierte Verhalten der Beweglichkeiten ist ebenfalls bislang in dieser Studie nicht untersucht worden. Dabei wäre z.B. eine randomisierte Studie möglich, in der Patienten mit Pathologien jeweils nur eine MRT-Aufnahme des Halses erhalten, bei der sich der Kopf in einer vergleichbaren intraoperativen Position befindet. Damit würden sich die Kosten und der Aufwand in Grenzen halten, die Aufnahmen könnten präoperativ vom Chirurgen gesehen werden und die Ergebnisse der Lageveränderungen bestimmter Strukturen könnten für spätere Modellierungen Verwendung finden.

4.2 Fazit

Die vorliegende Dissertation zeigt zum einen die Möglichkeit, Lageveränderungen von Strukturen im Hals bei verschiedenen Kopfpositionen zu generieren. Die Kenntnis über diese Strukturverschiebungen soll intraoperatives minimal invasives Vorgehen fördern. Ein generisches dreidimensionales Halsmodell, welches diese Informationen enthält, würde anschließend dieses minimal invasive intraoperative Vorgehen unterstützen. Um ein generisches Modell erzeugen zu können werden eine Masse einzelner probandenindividueller Modelle benötigt. Eine Möglichkeit aufzuzeigen, diese Modelle zu generieren war ein weiteres Ziel dieser Dissertation. Folglich wurde dargestellt, dass probandenindividuelle Halsmodelle, deren Grundlage die Strukturverschiebungen sind, konstruiert werden können. Um Abhängigkeiten jedoch noch präziser und generisch beschreiben zu können, wird

allerdings eine wesentlich größere Anzahl an Probanden benötigt. Am Ende muss sich zeigen, ob es wirklich ein generisches Modell gibt oder ob zur Verkürzung der OP-Zeit und Verbesserung des OP-Ergebnisses eine patientenindividuelle Bildgebungssequenz mit Halsrotation benötigt wird.

Schlussendlich wird erwartet, dass durch diese Untersuchungen zukünftig eine Möglichkeit der Navigation im Hals mit der Online-Berechnung der Weichgewebeverschiebung entsteht. Zudem kann das Modellwissen für die Entwicklung eines flexiblen Atlanten für den Kopf-Hals-Bereich, der Verwendung in der Forschung und Lehre finden würde, eingesetzt werden.

5. Literaturverzeichnis

- Adler S, Rössling I. Schenk D. Dornheim L. Mecke R. (2011): Erzeugung und Simulation eines dynamischen 3D-Modells der Kopf-Hals-Region aus CT-Daten. In: *Bildverarbeitung für die Medizin*, S. 209–213.
- Aumüller G, Aust G. Doll A. Engele J. Kirsch J. Mense S. Reißig D. Salvetter J. Schmidt W. Schmitz F. Schulte E. Spanel-Borowski K. Wolff W, Wurzinger LJ. Zilch HG.: Anatomie. Stuttgart 2007, S. 888-938.
- Arai T, Matsuda Y. Koizuka K. Yasuoka A. (2009): Rotation of the head might not be recommended for internal jugular puncture in infants and children. In: *Paediatr Anaesth* 19 (9), S. 844–847.
- Carlson EJ, Tominaga Y. Ivancic PC Panjabi MM (2007): Dynamic vertebral artery elongation during frontal and side impacts. In: *Spine J* 7 (2), S. 222–228.
- Chen H, Fels S. Pang T. Tsou L. Almeida FR Lowe AA (2012): Three-dimensional reconstruction of soft palate modeling from subject-specific magnetic resonance imaging data. In: *Sleep & breathing = Schlaf & Atmung* 16 (4), S. 1113-1119.
- Chen T, Chodara AM Sprecher AJ Fang F. Song W. Tao C. Jiang JJ (2012): A New Method of Reconstructing the Human Laryngeal Architecture Using Micro-MRI. In: *J Voice* 26 (5), S. 555-562.
- Conrardy PA, Goodman LR Laine FM Singer MM (1976): Alteration of endotracheal tube position Flexion and extension of the neck. In: *Crit Care Med.* 4 (1), S. 7–12.
- Denys BG, Uretsky B. F. (1991): Anatomical variations of internal jugular vein location: impact on central venous access. In: *Crit Care Med.* 19 (12), S. 1516–1519.
- Dornheim J, Seim H. Preim B. Hertel I. Strauss G. (2007): Segmentation of Neck Lymph Nodes in CT Datasets with Stable 3D Mass-Spring Models. In: *Acad Radiol.* 14 (11), S. 1389–1399.
- Dössel O, Sachse FB Seemann G. Werner CD (2002): Computermodelle der elektrophysiologischen Eigenschaften des Herzens. In: *Biomed Tech (Berl)* 47 (9-10), S. 250–257.
- Ecke U, Gosepath J. Mann WJ (2006): Initial experience with intraoperative ultrasound in navigated soft tissue operations of the neck and below the base of the skull. In: *Ultraschall Med.* 27 (1), S. 49–54.
- Fischer M, Straus G. Gahr S. Richter I. Müller S. Burgert O. Dornheim J. Preim B. Dietz A. Boehm A. (2009): Dreidimensionale Bildprozessierung in der HNO-Onkologie zur präoperativen Planung und Evaluierung. In: *Laryngorhinootologie* 88 (4), S. 229–233.
- Gwak MJ, Park JY Suk EH Kim DH (2010): Effects of head rotation on the right internal jugular vein in infants and young children. In: *Anaesthesia* 65 (3), S. 272–276.
- Hartrey R, Kestin I. G. (1995): Movement of oral and nasal tracheal tubes as a result of changes in head and neck position. Anaesthesia - Wiley InterScience. In: *Anaesthesia* 50 (8), S. 682–687.
- Heckel F, Konrad O. Hahn HK Peitgen HO (2011): Interactive 3D medical image segmentation with energy-Minimizing Implicit funktions. In: *Computers & Graphics* 35 (2), S. 275–287.

- Helbig M, Krysztoforski K. Kucharski J. Popek M. Kroll T. Helbig S. May A. Gstoettner W. Kozak J. (2009): Navigationsunterstützte Weichteilsonographie für den Kopf-Hals-Bereich. In: *HNO* 57 (10), S. 1010–1015.
- Hong JY, Koo BN Kim WO Choi E. Kil HK (2010): Effect of head rotation on overlap and relative position of internal jugular vein to carotid artery in infants and children: a study of the anatomy using ultrasonography. In: *J Crit Care* 25 (2), S. 360.e9-360.e13.
- Hu A, Wilson T. Ladak H. Haase P. Fung K. (2009): Three-dimensional educational computer model of the larynx: voicing a new direction. In: *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 135 (7), S. 677–681.
- Ivancic PC, Ito S. Tominaga Y. Carlson EJ Rubin W. Panjabi MM (2006): Effect of rotated head posture on dynamic vertebral artery elongation during simulated rear impact. In: *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 21 (3), S. 213–220.
- Jin-Hee K, Ro YJ Seong-Won M. Chong-Soo K. Seong-Deok K. Lee JH Jae-Hyon B. (2005): Elongation of the trachea during neck extension in children: implications of the safety of endotracheal tubes. In: *Anesth. Analg* 101 (4), S. 974-7, table of contents.
- John NW, McCloy R. F. (2004): Navigating and visualizing three-dimensional data sets. In: *Br J Radiol* 77 (2), S. 108–113.
- Jordi Ritz EM, Ungern-Sternberg BS von Keller K. Frei FJ Erb TO (2008): The impact of head position on the cuff and tube tip position of preformed oral tracheal tubes in young children. In: *Anaesthesia* 63 (6), S. 604–609.
- Krüger A, Hintze J. Tietjen C. Preim B. Hertel I. Strauß G. (2005): Interactive Visualization for Neck-Dissection Planning. In: *EUROGRAPHICS - IEEE VGTC Symposium on Visualization*, S. 295–302.
- Lieberman JA, Williams KA Rosenberg AL (2004): Optimal head rotation for internal jugular vein cannulation when relying on external landmarks. In: *Anesth. Analg* 99 (4), S. 982–988.
- Maecken T, Marcon C. Bomas S. Zenz M. Grau T. (2011): Relationship of the internal jugular vein to the common carotid artery: implications for ultrasound-guided vascular access. In: *Eur J Anaesthesiol* 28 (5), S. 351–355.
- Muhammad JK, Pugh ND Boden L. Crean SJ Fardy MJ (2001): The effect of head rotation on the diameter of the internal jugular vein: implications for free tissue transfer. In: *Craniofacial Surg* 29 (4), S. 214–218.
- Nguyen N, Wilson T. D. (2009): A head in virtual reality: development of a dynamic head and neck model. In: *Anat Sci Educ.* 2 (6), S. 294–301.
- Nibu K, Cholewicki J. Panjabi MM Babat LB Grauer JN Kothe R. Dvorak J. (1997): Dynamic elongation of the vertebral artery during an in vitro whiplash simulation. In: *Eur Spine J* 6 (4), S. 286–289.
- Ohmae Y, Ogura M. Kitahara S. Karaho T. Inouye T. (1998): Effects of head rotation on pharyngeal function during normal swallow. In: *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol* 107 (4), S. 344–348.
- Olufolabi AJ, Charlton GA Spargo PM (2004): Effect of head posture on tracheal tube position in children. In: *Anaesthesia* 59 (11), S. 1068–1072.
- Ono T, Otsuka R. Kuroda T. Honda E. Sasaki T. (2000): Effects of head and body position on two- and three-dimensional configurations of the upper airway. In: *J. Dent. Res* 79 (11), S. 1879–1884.

- Park SY, Kim MJ Kim MG Lee SJ Kim SH Ok SY Kim S. (2011): Changes in the relationship between the right internal jugular vein and an anatomical landmark after head rotation. In: *Korean J Anesthesiol* 61 (2), S. 107–111.
- Pérez del Palomara A, Doblaréa M. (2008): Dynamic 3D FE modelling of the human temporomandibular joint during whiplash. In: *Med Eng Phys*. 30 (6), S. 700–709.
- Riechmann M. (2010): Ein Modell zur Entwicklung neuartiger chirurgischer Eingriffe am Beispiel der Minimal Traumatischen Chirurgie. Dissertation, S.88-96
- Schade G, Fleischer S. Müller F. Kutta H. Hess M. (2004): Einfluss der Kopfposition auf den laryngoskopischen Bildbefund. In: *HNO* 52 (10), S. 921–926.
- Schenk A, Prause G. Peitgen HO: Efficient semiautomatic segmentation of 3D Objects in medical images. MICCAI 2000, S. 186-195
- Schneider K, Zernicke RF Clark G. (1989): Modeling of jaw-head-neck dynamics during whiplash. In: *J Dent Res*. 86 (9), S. 1360–1365.
- Shoja MM, Ardalan Tubbs RS Loukas M. Vahedinia S. Jabbary R. Jalilvand M. Shakeri A. (2008): The relationship between the internal jugular vein and common carotid artery in the carotid sheath: the effects of age, gender and side. In: *Ann. Anat* 190 (4), S. 339–343.
- Shorten GD, Armstrong DC Roy WI Brown L. (1995): Assessment of the effect of head and neck position on upper airway anatomy in sedated paediatric patients using magnetic resonance imaging. In: *Paediatr Anaesth* 5 (4), S. 243–248.
- Stapleford LJ, Lawson JD Perkins C. Edelman S. Davis L. McDonald MW Waller A. Schreibmann E. Fox T. (2010): Evaluation of automatic atlas-based lymph node segmentation for head-and-neck cancer. In: *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys* 77 (3), S. 959–966.
- Storck C, Gugatschka M. Friedrich G. Sorantin E. Ebner F. Fischer C. Wolfensberger M. Juergens P. (2010): Developing a 3D model of the laryngeal cartilages using HRCT data and MIMICS's segmentation software. In: *Logoped Phoniatr Vocol* 35 (1), S. 19–23.
- Strauß G, Hertel I. Dornheim J. Cordes J. Burgert O. Schulz T. Meixensberger J. Winkler D. Preim U. Dietz A. Preim B. (2006): Dreidimensionale Darstellung von CT-Datensätzen des Halses für die chirurgische Planung: Eine Machbarkeitsstudie. In: *Laryngo-Rhino-Otol* 85 (10), S. 746–754.
- Suarez T, Baerwald JP Kraus C. (2002): Central venous access: the effects of approach, position, and head rotation on internal jugular vein cross-sectional area. In: *Anesth. Analg* 95 (6), S. 1519-24.
- Sugiyama K, Yokoyama K. (1996): Displacement of the endotracheal tube caused by change of head position in pediatric anesthesia: evaluation by fiberoptic bronchoscopy. In: *Anesth Analg* 82 (2), S. 251–253.
- Sulek CA, Gravenstein N. Blackshear RH Weiss L. (1996): Head rotation during internal jugular vein cannulation and the risk of carotid artery puncture. In: *Anesth Analg* 82 (1), S. 125–128.
- Toung TJ, Grayson R. Saklad J. Wang H. (1985): Movement of the distal end of the endotracheal tube during flexion and extension of the neck. In: *Anesth. Analg* 64 (10), S. 1030–1032.
- Troianos CA, Kuwik RJ Pasqual Lim AJ Odasso DP (1996): Internal jugular vein and carotid artery anatomic relation as determined by ultrasonography. In: *Anesthesiology* 85 (1), S. 43–48.

- Walsh JH, Maddison KJ Platt PR Hillman Eastwood PR (2008): Influence of head extension, flexion, and rotation on collapsibility of the passive upper airway. In: *Sleep & breathing = Schlaf & Atmung* 31 (10), S. 1440–1447.
- Wang R, Snoey ER Clements RC Hern HG Price D. (2006): Effect of head rotation on vascular anatomy of the neck: an ultrasound study. In: *The Journal of emergency medicine* 31 (3), S. 283–286.
- Weiss M, Knirsch W. Kretschmar O. Dullenkopf A. Tomaske M. Balmer C. Stutz K. Gerber AC Berger F. (2006): Tracheal tube-tip displacement in children during head-neck movement- a radiological assessment. In: *Br J Anaesth* 96 (4), S. 486–491.
- Zhang W, Song X. Masumi SI Tanaka T. Zhu Q. (2011): Effects of head and body positions on 2- and 3-dimensional configuration of the oropharynx with jaw protruded: a magnetic resonance imaging study. In: *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 111 (6), S. 778–784.

6. Anhang zur Dissertation

Inhaltsverzeichnis

Anhang A – allgemeine MRT-Informationen	97
Anhang B – Tabellen: Zuordnung der MRT- Schichtnummer zur Wirbelkörperhöhe	99
Anhang C – Tabellen: alle Strukturverschiebungswerte	101
Anhang D – Tabellen: Modellierungsdaten	108

Anhang A – allgemeine MRT-Informationen

MRT-Informationen

Bei der Magnetresonanztomographie (MRT) handelt es sich um ein seit den 80er Jahren zunehmend in der Diagnostik eingesetztes, bildgebendes Verfahren. Im Gegensatz zur Computertomographie (CT) basiert es nicht auf Röntgenstrahlen, sondern auf der Nutzung eines Magnetfeldes. Durch die unterschiedlichen Bilderzeugungsmodalitäten können bei der MRT gerade Gewebekontraste im Vergleich zur CT besser dargestellt werden. Dadurch erweist sich die MRT, nicht nur aufgrund der fehlenden Strahlenbelastung für den Probanden, sondern auch aufgrund der besseren Darstellung des Weichteilgewebes, für diese Studie als besonders geeignet.

physikalische Grundlagen:

Ein erheblicher Baustein des menschlichen Gewebes sind Protonen. Sie besitzen eine Kernladungszahl von 1 und sind unter normalen Bedingungen zufällig angeordnet. Ein externes Magnetfeld versetzt diese Protonen in einen angeregten Zustand, so dass sie sich alle parallel zum äußeren Magnetfeld ausrichten. Ein zwischendurch ausgelöster Hochfrequenzimpuls bewirkt, dass dies zur gleichen Zeit und in dieselbe Richtung stattfindet. Bei Abschalten des Hochfrequenzimpulses verlieren die Protonen Energie und kehren in ihre Ursprungsposition im äußeren Magnetfeld zurück. Dabei wird zwischen einer Längs- und einer Quermagnetisierung unterschieden. Die longitudinale Relaxation, die mit Abschalten des Hochfrequenzimpulses wieder zunimmt, wird auch als T1-Relaxation und die transversale Relaxation, die dabei abnimmt, wird auch als T2-Relaxation bezeichnet. Die jeweilige Relaxationszeit hängt dabei von dem Gewebe ab, in dem sich die Protonen befinden. Dadurch wird eine unterschiedliche Signalintensität bewirkt, wodurch wiederum der Bildkontrast zwischen den verschiedenen Körpergeweben zustande kommt. Die unterschiedliche Protonendichte menschlichen Gewebes wirkt sich dabei ebenfalls auf die Signalintensität aus. Je höher die Signalintensität ist, desto heller zeigt sich das Gewebe auf der MRT-Aufnahme. Unterschieden wird in der MRT zwischen T1- und T2-gewichteten Aufnahmen. Bei der T1-gewichteten Aufnahme ist der Unterschied zwischen den Signalintensitäten der unterschiedlichen Gewebe kurz nach dem Abschalten des Hochfrequenzimpulses am größten, so dass am Anfang der T1-Relaxation der größte Gewebekontrast in der Bildaufnahme

erreicht wird. Fett und Blut, die jeweils eine kurze T1-Relaxationszeit besitzen, erscheinen im T1-gewichteten Bild hell (hyperintens), während Flüssigkeiten, die eine lange T1-Relaxationszeit besitzen dunkel sind. Bei T2-gewichteten Aufnahmen wird dieser Gewebekontrast erst mit zunehmender T2-Relaxation größer, so dass das Signalauslesen später stattfindet. Flüssigkeiten besitzen eine lange T2-Relaxationszeit und sind in der T2-gewichteten Aufnahme hyperintens, während Fett eine relativ kurze T2-Zeit besitzt und somit intermediär dargestellt wird.

Des Weiteren besteht die Möglichkeit einer Kontrastmittelverstärkung. Dabei ist Gadolinium das am häufigsten verwendete Kontrastmittel. Bei intravenöser Gabe bewirkt das Gadolinium eine Verkürzung der T1- und T2-Relaxationszeiten. Im klinischen Alltag wird die Auswirkung der Kontrastmittelgabe auf die T1-Relaxationszeit genutzt um die Signalintensität zu verstärken.

Anhang B – Tabellen: Zuordnung der MRT-Schichtnummer zur Wirbelkörperhöhe

Move 1	Null	20° links	40° links	60° links	max links	40° rechts
Th2	18	17	16	17	18	17
Th1	23	22	21	22	23	22
C7	28	27	26	27	28	27
C6	33	32	31	32	33	32
C5	38	37	36	37	38	37
C4	43	42	41	42	43	42
Bifurcation d. Arterie re	44	44	41	43	44	44
Bifurcation d. Arterie li	47	46	45	46	45	46
C3	48	47	46	47	48	47

Move 2	Null	20° links	40° links	60° links	max links	40° rechts
Th2	16	15	15	13	16	15
Th1	21	20	20	18	21	20
C7	25	24	24	22	25	24
C6	30	29	29	26	30	28
C5	35	34	34	32	35	34
C4	39	39	38	37	40	39
Bifurcation d. Arterie re	41	41	40	39	42	41
Bifurcation d. Arterie li	40	39	39	38	40	40
C3	44	44	43	42	45	44

Move 3	Null	20° links	40° links	60° links	max links	40° rechts
Th2	15	18	18	17	16	15
Th1	20	23	23	22	21	20
C7	25	28	27	27	26	25
C6	30	32	32	32	32	30
C5	34	36	36	36	36	35
C4	38	40	40	40	40	39
Bifurcation d. Arterie re	36	38	38	37	37	36
Bifurcation d. Arterie li	36	37	37	37	37	37
C3	43	45	45	45	45	44

Move 4	Null	20° links	40° links	60° links	max links	40° rechts
Th2	20	20	19	16	16	17
Th1	25	25	25	21	21	22
C7	29	29	29	26	26	27
C6	34	34	33	31	31	32
C5	38	39	37	35	35	36
C4	42	43	42	40	40	41
Bifurcation d. Arterie re	39	40	39	36	37	38
Bifurcation d. Arterie li	40	41	41	39	39	39
C3	47	47	47	44	44	45

Move5	Null	20° links	40° links	60° links	max links	40° rechts
Th2	14	14	13	13	14	12
Th1	20	19	19	19	21	18
C7	25	24	24	24	26	23
C6	30	29	29	29	31	28
C5	34	33	33	33	36	32
C4	39	38	38	38	41	37
Bifurcation d. Arterie re	36	37	37	36	38	34
Bifurcation d. Arterie li	38	37	37	37	38	36
C3	44	43	43	43	45	42

Anhang C – Tabellen: alle Strukturverschiebungswerte

Move 1		Null	Null/20°	Null/40°	Null/60°	Null/max	Null/40°re
		0°	14,3°	38°	51,4°	76,6°	32,3°
Th1	V. jugularis interna re	0	2,3	0	6,1	14,4	0,9
	V. jugularis interna li	0	1,3	1,2	5,1	11,5	3,9
	A. carotis communis li	0	0,9	0,5	4,6	9,9	3,5
	A. carotis communis re	0	4,4	0,3	8,7	13,4	-1
	Trachea	0	2	0	7,2	11,5	3
	Gl. thyroidea	0	2,7	2,7	10,7	15,1	4,6
C7	V. jugularis interna re	0	4,7	1,2	12,1	21,7	-1,2
	V. jugularis interna li	0	1,9	0,8	6,5	15	5,2
	A. carotis communis li	0	0,9	1,1	6,8	16,6	5,8
	A. carotis communis re	0	6	3,4	13,8	23,6	1,3
	Trachea	0	4,2	3,8	12,8	21	5,3
C6	V. jugularis interna re	0	5,3	5,3	17,4	31,6	4,1
	V. jugularis interna li	0	3,6	2,3	12	23,4	9,1
	A. carotis communis li	0	4	3,9	14,2	26,6	8,8
	A. carotis communis re	0	7,1	7,3	20,1	33,2	3,6
	Trachea	0	5,2	7,1	19	30,6	8,5
C5	V. jugularis interna re	0	7,7	12,1	27,4	45,3	7,2
	V. jugularis interna li	0	7,2	8,4	18,6	34,6	13,9
	A. carotis communis li	0	6,6	10,6	21,7	36	13,9
	A. carotis communis re	0	7,3	12,2	26,3	41,9	8,2
	Larynx	0	7,5	13	26,7	41,7	12,3
	M. sternocleidomastoideus li	0	4,9	11,8	20	30,9	17
	M. sternocleidomastoideus re	0	7,7	15,8	27,1	52,5	x
C4	V. jugularis interna re	0	7,9	19,3	35,4	59,6	14,6
	V. jugularis interna li	0	7,8	12,5	26,7	44,7	23,1
	A. carotis communis li	0	7,3	15,2	27,8	45,1	22,4
	A. carotis communis re	0	8	19,8	34,2	52,6	15,2
	Pharynx	0	5,5	11,5	29,8	36,2	22,3
	M. sternocleidomastoideus li	0	5,4	16,2	26,2	40,6	19,2
	M. sternocleidomastoideus re	0	10,4	21,6	35,6	62,3	13,2
Bifurcation der A. carotis communis	A. carotis interna li	0	8,7	18,9	32,6	47,1	26,5
	A. carotis interna re	0	9	20,7	36,5	57,3	17,6
	A. carotis externa li	0	8,5	22,1	33,6	47,5	27
	A. carotis externa re	0	10	19,6	37,1	56,5	17,4
C3	V. jugularis interna re	0	12	27,8	42,6	67,2	19,1
	V. jugularis interna li	0	10,6	23,9	35,2	53,2	28,2
	A. carotis interna li	0	9,3	21,7	34,9	55,9	26,8
	A. carotis interna re	0	11,1	27,9	41,2	70,1	17,7
	A. carotis externa li	0	9,9	18,6	35,2	58,7	26,9

	A. carotis externa re	0	12,2	25,8	42,9	63,3	16,7
	Pharynx	0	8,2	17	35,3	53,6	17,4
	M. sternocleidomastoideus li	0	9	24,3	34,9	52,8	23
	M. sternocleidomastoideus re	0	11,6	24,7	37,9	66,5	20,6

x: Aufgrund fehlender Segmentierungsmöglichkeit, konnten nicht alle Werte ermittelt werden.

Move 2							
		Null	Null/20°	Null/40°	Null/60°	Null/max	Null/40°re
		0°	24,2°	38,4°	58,9°	83,9°	33,7°
Bifurcation d. Muskels	M. sternocleidomastoideus li	0	2,8	-1	-2,9	3,6	1,6
	M. sternocleidomastoideus re	0	5,9	5,2	9,6	19,9	0,2
Th1	V. jugularis interna re	0	3,5	2,4	5,1	16,6	0,2
	V. jugularis interna li	0	0,2	-0,7	1,3	11,9	3,4
	A. carotis communis li	0	1,2	2,5	1,7	11,7	3
	A. carotis communis re	0	2,9	1,8	6,3	20,1	1,9
	Trachea	0	1,5	2,5	4	20	1,4
	M. sternocleidomastoideus li	0	2,3	1,9	3,7	14,3	5,5
	M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	x	x	x
C7	V. jugularis interna re	0	5,5	3,3	7,1	24,2	-1,4
	V. jugularis interna li	0	0,1	0,5	1,2	17,5	4,1
	A. carotis communis li	0	3,1	4,9	4,4	18,1	4,2
	A. carotis communis re	0	7,2	6,2	13,2	30,9	2,9
	Trachea	0	5,1	4,8	9,4	29,1	3,5
	Gl. thyroidea	0	8,5	6,3	12,7	33,6	4,8
	M. sternocleidomastoideus li	0	4,3	6,1	6	19,1	8,5
	M. sternocleidomastoideus re	0	x	7,6	x	34,4	3,5
C6	V. jugularis interna re	0	7	8,8	16,1	40	-3,9
	V. jugularis interna li	0	2	4	1,5	22,6	7,5
	A. carotis communis li	0	5	7,8	8,5	28,3	6,9
	A. carotis communis re	0	9,4	10,4	21,5	45	1,2
	Trachea	0	6,5	9,9	15,9	40,5	3,4
	M. sternocleidomastoideus li	0	5,6	11	9,2	27,6	13,1
	M. sternocleidomastoideus re	0	10,3	14,9	24,5	48	4
C5	V. jugularis interna re	0	15,7	18,4	26,6	57,8	6,4
	V. jugularis interna li	0	8,6	12,5	12,9	35,5	18
	A. carotis communis li	0	8,4	13,5	18,4	40,6	14,9
	A. carotis communis re	0	11,6	13,8	28,2	56,1	9,2
	Larynx	0	10,2	14,1	25,4	51,1	12
	M. sternocleidomastoideus li	0	9,4	15,4	19	34,7	19
	M. sternocleidomastoideus re	0	13,9	19,9	33	57,2	13
C4	V. jugularis interna re	0	15,9	23,9	44,2	68,6	14,8
	V. jugularis interna li	0	13,9	19,3	29,5	49,6	24,1
	A. carotis communis li	0	x	20,9	28,6	x	22,3
	A. carotis communis re	0	13,7	20	39,9	65,8	14,6
	Pharynx	0	13,3	19,3	36,3	59,4	17

	M. sternocleidomastoideus li	0	16,5	22,9	28,9	48,6	21,1
	M. sternocleidomastoideus re	0	14,7	23	39,6	63,2	17,6
Bifurcation der A. carotis communis	A. carotis interna li	0	13,6	21,3	30,7	49,6	20
	A. carotis interna re	0	16,2	23,9	45,9	74,5	17,5
	A. carotis externa li	0	14	20,4	30,1	51,5	21,8
	A. carotis externa re	0	16,6	24,4	41,7	67,2	16,6
C3	V. jugularis interna re	0	22	32,1	53,4	82,8	20,2
	V. jugularis interna li	0	19,3	26,3	35,2	57,2	32,3
	A. carotis interna li	0	18,4	25,6	35,8	56,9	28,9
	A. carotis interna re	0	20	28,9	52,3	72,7	18,8
	A. carotis externa li	0	18,2	24,5	36,7	54,9	29,1
	A. carotis externa re	0	21,2	30	45,9	74,7	19,8
	Pharynx	0	11,9	25	44,3	68,4	23,4
	M. sternocleidomastoideus li	0	20,2	25,6	39	62,3	25,3
M. sternocleidomastoideus re	0	17	28,1	41,9	70,5	22,7	

x: Aufgrund fehlender Segmentierungsmöglichkeit, konnten nicht alle Werte ermittelt werden.

Move 3							
		Null	Null/20°	Null/40°	Null/60°	Null/max	Null/40°re
		0°	27°	45,4°	64,5°	85,2°	50°
Bifurcation d. Muskels	M. sternocleidomastoideus li	0	4,4	2,5	3,6	13,6	8,5
	M. sternocleidomastoideus re	0	4,8	7,5	10,5	28,1	3,6
Th1	V. jugularis interna re	0	3,6	3,7	6,2	24,5	10,1
	V. jugularis interna li	0	4,7	2,9	2,6	x	9,4
	A. carotis communis li	0	4,6	3,4	3,5	15,2	7,4
	A. carotis communis re	0	3,8	3,1	6,7	25,5	7,4
	Trachea	0	5,7	5	6,8	23,2	9,7
	Gl. thyroidea	0	7,8	6	11,3	31,4	15,3
	M. sternocleidomastoideus li	0	7	8,2	8,2	18	10,6
	M. sternocleidomastoideus re	0	x	8,8	x	32,2	6,9
C7	V. jugularis interna re	0	7,8	10,8	13,8	38,2	12,2
	V. jugularis interna li	0	5,7	2,2	4,9	x	15,6
	A. carotis communis li	0	7	3,8	6,9	23,5	14,6
	A. carotis communis re	0	7,3	8,8	13,3	38,2	13,6
	Trachea	0	10	8,6	13,9	34,5	18,2
	M. sternocleidomastoideus li	0	10,1	8	11	22,6	18,1
	M. sternocleidomastoideus re	0	9	15,1	19,8	x	11,1
C6	V. jugularis interna re	0	14,9	20,6	26,9	53,6	15,2
	V. jugularis interna li	0	6,9	5,2	11,1	x	20,7
	A. carotis communis li	0	8,4	9,5	15	35,3	23,7
	A. carotis communis re	0	12,9	16,6	23,9	54,4	20,4
	Trachea	0	12,8	14,9	22,5	48	24,1
	M. sternocleidomastoideus li	0	11,3	14,8	17,1	30,9	24
	M. sternocleidomastoideus re	0	13,6	21,7	28,1	60	16,3
C5	V. jugularis interna re	0	19,6	28,8	40,8	69,3	22

	V. jugularis interna li	0	13,2	17,3	18,1	40,5	27,8
	A. carotis communis li	0	14,2	19,1	24,2	43,1	32,6
	A. carotis communis re	0	17,8	24,4	35,9	66,1	26,6
	Larynx	0	16	21	29,7	56,4	28,4
	M. sternocleidomastoideus li	0	13,5	20,5	24,6	36,8	30,6
	M. sternocleidomastoideus re	0	20,7	28,3	39	69,9	20,8
Bifurcation der A. carotis communis	A. carotis interna li	0	12,1	16,9	20,4	38,5	35,3
	A. carotis interna re	0	20	28,3	32,7	75,9	24,4
	A. carotis externa li	0	13,6	16,9	24,5	44,2	36,5
	A. carotis externa re	0	20,2	29,8	40,5	68,4	24,6
C4	V. jugularis interna re	0	24,4	36,8	52,3	81,3	25,6
	V. jugularis interna li	0	12,3	22,4	23,8	x	39,2
	A. carotis interna li	0	16,3	24	28	43,5	39,1
	A. carotis interna re	0	24,1	35,1	50,7	81,4	35
	A. carotis externa li	0	19,5	26,9	33,1	49,8	38,8
	A. carotis externa re	0	23,4	32,5	43,2	72	29,6
	Pharynx	0	12,2	18,3	31,4	60,4	33,2
	M. sternocleidomastoideus li	0	14,8	22,5	31,9	46	35
	M. sternocleidomastoideus re	0	19,7	32,7	44,7	71,4	26,9
C3	V. jugularis interna re	0	29,7	44,6	62,2	88,8	32,4
	V. jugularis interna li	0	18,9	31,3	35,9	51,6	45
	A. carotis interna li	0	18,5	31,4	34,6	50,3	45,8
	A. carotis interna re	0	25	41,2	64	89,7	34
	A. carotis externa li	0	16,6	36,1	37,7	55,4	45,9
	A. carotis externa re	0	25,7	38	55,1	82,6	31,2
	Pharynx	0	17,4	24,5	38,5	66,9	35
	M. sternocleidomastoideus li	0	18,8	32,3	41,6	59,9	36,5
	M. sternocleidomastoideus re	0	22,7	34,9	52,9	75,9	34

x: Aufgrund fehlender Segmentierungsmöglichkeit, konnten nicht alle Werte ermittelt werden.

Move 4							
		Null	Null/20°	Null/40°	Null/60°	Null/max	Null/40°re
		0°	26,2°	42,7°	61,5°	81,2°	41°
Bifurcation d. Muskels	M. sternocleidomastoideus li	0	3,3	5,5	10,6	14,2	3,7
	M. sternocleidomastoideus re	0	2,6	7,9	6,1	20,6	1
Th1	V. jugularis interna re	0	5,7	6,2	8,4	19,9	2,6
	V. jugularis interna li	0	1,4	6,4	4,2	13,2	4,8
	A. carotis communis li	0	0,8	4,3	1	10,1	5
	A. carotis communis re	0	5	7,2	9,1	21,6	1,6
	Trachea	0	4,3	8,3	7,2	18	4,5
	Gl. thyroidea	0	7,9	8,9	15,6	33,7	9,2
	M. sternocleidomastoideus li	0	3,7	4,6	4,5	8,9	x
	M. sternocleidomastoideus re	0	6,1	6,5	14,8	27,5	1,4
C7	V. jugularis interna re	0	5,8	9,2	9,5	22,4	4,8
	V. jugularis interna li	0	1,4	9,1	x	x	6,5
	A. carotis communis li	0	4,5	8,3	6,9	17,1	8,6

	A. carotis communis re	0	9,2	13	14,1	30,2	7,9
	Trachea	0	8,4	12,6	14,2	28	8,2
	M. sternocleidomastoideus li	0	7,7	10	x	18,6	11,3
	M. sternocleidomastoideus re	0	4,4	14,2	x	41,6	x
C6	V. jugularis interna re	0	11,9	18,3	23,5	41,9	5,7
	V. jugularis interna li	0	5,4	9,1	16,3	25,3	10,5
	A. carotis communis li	0	7,8	13,1	15,5	28	12,3
	A. carotis communis re	0	9,7	17,1	22,6	42,6	9,1
	Trachea	0	11,4	17,3	21,7	38	11,7
	M. sternocleidomastoideus li	0	12,9	16,2	x	25,2	15,3
	M. sternocleidomastoideus re	0	8,2	18,4	27,7	46,3	11,9
C5	V. jugularis interna re	0	13,1	24,6	30,4	49,5	18,8
	V. jugularis interna li	0	14,7	13,5	24,8	38,2	14,1
	A. carotis communis li	0	15,8	20,1	25,2	39,2	15
	A. carotis communis re	0	14,2	22,5	31,7	50,3	12,7
	Larynx	0	13,9	21,5	27,1	44,5	16,6
	M. sternocleidomastoideus li	0	16,1	17,4	21,5	31,1	22
	M. sternocleidomastoideus re	0	10,6	25,2	35	54,1	15,4
Bifurcation der A. carotis communis	A. carotis interna li	0	18,4	29,5	35,8	50,6	20,6
	A. carotis interna re	0	13,4	23,2	32,6	55,1	18,8
	A. carotis externa li	0	17,9	27,2	33,6	49,3	21,6
	A. carotis externa re	0	14,1	24,1	30,1	51,8	13,7
C4	V. jugularis interna re	0	15,9	24,7	40,8	59,8	28,4
	V. jugularis interna li	0	20,5	28,2	34,5	48,3	28
	A. carotis interna li	0	18,1	26	33,5	47	27,1
	A. carotis interna re	0	15	24,2	39,3	59,4	28,8
	A. carotis externa li	0	19	27,1	33,6	50,5	24,4
	A. carotis externa re	0	17,7	28,1	38,3	58,2	19,4
	Pharynx	0	15,5	22,7	31,3	53,2	22,7
	M. sternocleidomastoideus li	0	19	26,2	32	43	25,3
	M. sternocleidomastoideus re	0	13,5	27,5	40,9	59,2	21,5
C3	V. jugularis interna re	0	23	35,6	51,9	71,2	25,8
	V. jugularis interna li	0	26	36,7	45,2	58,5	33,3
	A. carotis interna li	0	23,4	35,7	44	57,4	34,5
	A. carotis interna re	0	17,6	31,5	47,6	64,7	33,2
	A. carotis externa li	0	24,5	35,6	44,9	57,3	30,4
	A. carotis externa re	0	23	35,4	50,7	69,4	23,4
	Pharynx	0	15,3	27	37,8	56,4	27,3
	M. sternocleidomastoideus li	0	21,2	33,3	40,5	54,2	27,9
	M. sternocleidomastoideus re	0	19,6	33,8	47,6	64,9	23,4

x: Aufgrund fehlender Segmentierungsmöglichkeit, konnten nicht alle Werte ermittelt werden.

Move 5							
		Null	Null/20°	Null/40°	Null/60°	Null/max	Null/40°re
		0°	27,5°	41°	53°	85,3°	35,5°
Bifurcation d.	M. sternocleidomastoideus li	0	-1	2,9	3,3	8,5	8,8

Muskels	M. sternocleidomastoideus re	0	3,3	2,2	2,7	16,1	x
Th1	V. jugularis interna re	0	6,4	5,5	5,7	22,9	1,7
	V. jugularis interna li	0	3,1	6,4	5,5	14	5,9
	A. carotis communis li	0	2,9	4,9	5,6	11,2	4,1
	A. carotis communis re	0	7,3	7	5,5	21,8	4,3
	Trachea	0	7,8	7,1	8,1	17,6	3
	Gl. thyroidea	0	4,2	3,7	5,3	17,4	4,4
	M. sternocleidomastoideus li	0	5,9	5,3	7,5	13,3	7,6
	M. sternocleidomastoideus re	0	7,2	10,9	13	27,1	4,9
C7	V. jugularis interna re	0	8,5	5,6	8,3	28,4	3,5
	V. jugularis interna li	0	6,2	6,9	8,4	18,3	6,9
	A. carotis communis li	0	4,3	5,1	7,4	16,9	6,2
	A. carotis communis re	0	8,4	7,7	8	32,2	7,5
	Trachea	0	9,4	9	11,1	27,8	7,8
	M. sternocleidomastoideus li	0	8	8,6	9,3	17,9	12,4
	M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	x	x	x
C6	V. jugularis interna re	0	16,2	17,5	19,6	41,6	2,9
	V. jugularis interna li	0	8,5	x	x	24,8	13,3
	A. carotis communis li	0	11,7	13,3	14,9	31,2	6,9
	A. carotis communis re	0	13,6	15,7	16	45	7,2
	Trachea	0	14,1	16	17,8	37,9	9,6
	M. sternocleidomastoideus li	0	13,6	12,3	13,3	24,1	17,1
	M. sternocleidomastoideus re	0	13,3	21	28	53	15,8
C5	V. jugularis interna re	0	21,1	25,2	30,9	54,1	8,5
	V. jugularis interna li	0	x	x	x	38,2	17
	A. carotis communis li	0	14,4	16,4	19,3	43,8	10,4
	A. carotis communis re	0	17,5	19,9	22,3	53,3	10
	Larynx	0	16,2	19,6	21,3	46,2	12,8
	M. sternocleidomastoideus li	0	18	17,5	19,6	38,7	20,8
	M. sternocleidomastoideus re	0	16,9	26,9	36	62,8	19,9
Bifurcation der A. carotis communis	A. carotis interna li	0	19,4	22,6	25,5	44	15,1
	A. carotis interna re	0	20,6	26,1	26,9	57,3	11,3
	A. carotis externa li	0	19,3	22,4	26,2	48,2	14,1
	A. carotis externa re	0	18,9	23,4	25,2	52,4	17,8
C4	V. jugularis interna re	0	19	25,7	32,5	58,1	19,3
	V. jugularis interna li	0	21,8	24	28,9	45,4	26,6
	A. carotis interna li	0	20,3	23,7	29,6	49,3	17,2
	A. carotis interna re	0	18,1	22,1	27	57,6	15,1
	A. carotis externa li	0	20,3	22,4	27,2	52,9	17,6
	A. carotis externa re	0	16,8	21,5	27,4	53,5	23,7
	Pharynx	0	16	20,7	23,8	52,6	15,4
	M. sternocleidomastoideus li	0	23,6	21,6	27,7	50,2	28,6
M. sternocleidomastoideus re	0	17	29,7	41,6	68,6	24,1	
C3	V. jugularis interna re	0	22,9	33,5	41,3	66,1	32,5
	V. jugularis interna li	0	26,7	31,1	37	56,8	26,4
	A. carotis interna li	0	24,9	32	35,8	57,5	21,6
	A. carotis interna re	0	24,8	33,9	40,6	64,9	26,6

A. carotis externa li	0	25,2	30,4	37	62,2	21,9
A. carotis externa re	0	21,3	29,4	37,9	63,7	26,9
Pharynx	0	16,1	22,1	27	57,7	15,5
M. sternocleidomastoideus li	0	24,7	29,9	36,4	64,8	31,8
M. sternocleidomastoideus re	0	21	36,7	47	75,5	31,5

x: Aufgrund fehlender Segmentierungsmöglichkeit, konnten nicht alle Werte ermittelt werden.

Anhang D – Tabellen: Modellierungsdaten

Tabellen zur Position I

Null						
Verschiebung [°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	0	0	0	0	0	0
V. jugularis interna re	0	0	0	0	0	0
A. carotis communis li	0	0	0	0	0	x
A. carotis communis re	0	0	0	0	0	x
Pharynx/Larynx/Trachea	0	0	0	0	0	0
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	0	0	0
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	0	0	0

Null						
Abstände [mm]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	51,4	45	41,5	38,9	38,2	38,3
V. jugularis interna re	53,1	46,7	43	40,9	40,7	39,9
A. carotis communis li	44,4	40,5	38,4	37,5	38,4	x
A. carotis communis re	46,6	40,8	38,4	37,7	37,2	x
Pharynx/Larynx/Trachea	39,8	42,5	41,8	39,9	30,8	31,1
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	47,5	46,3	46,3
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	49,1	49,1	49,4

Null						
Winkel[°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	37,8	46,5	54	57,8	61,6	66,6
V. jugularis interna re	36,9	45,3	53,9	61,5	66,4	69,4
A. carotis communis li	29,3	37,2	42,8	45,4	48,2	x
A. carotis communis re	21,7	33,2	42,5	47,2	50,1	x
Pharynx/Larynx/Trachea	2	0,5	0	1	2,5	1,8
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	67,1	76	86,2
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	66,4	77,6	87,6

	Th1			C7			C6		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	31,5	40,6	0,0	32,6	31,0	18,0	33,6	24,4	36,0
V. jugularis interna re	31,9	42,5	0,0	33,2	32,8	18,0	34,7	25,3	36,0
A. carotis communis li	21,7	38,7	0,0	24,5	32,3	18,0	26,1	28,2	36,0
A. carotis communis re	17,2	43,3	0,0	22,3	34,1	18,0	25,9	28,3	36,0
Pharynx/Larynx/Trachea	1,4	39,8	0,0	0,4	42,5	18,0	0,0	41,8	36,0
M. sternocleidomastoideus li	x	x		x	x		x	x	
M. sternocleidomastoideus re	x	x		x	x		x	x	

	C5			C4			C3		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	32,9	20,7	54,0	33,6	18,2	72,0	35,2	15,2	90,0
V. jugularis interna re	35,9	19,5	54,0	37,3	16,3	72,0	37,3	14,0	90,0
A. carotis communis li	26,7	26,3	54,0	28,6	25,6	72,0	x	x	90,0
A. carotis communis re	27,7	25,6	54,0	28,5	23,9	72,0	x	x	90,0
Pharynx/Larynx/Trachea	0,7	39,9	54,0	1,3	30,8	72,0	1,0	31,1	90,0
M. sternocleidomastoideus li	43,8	18,5	54,0	44,9	11,2	72,0	46,2	3,1	90,0
M. sternocleidomastoideus re	45,0	19,7	54,0	48,0	10,5	72,0	49,4	2,1	90,0

Tabellen zur Position II

Null/20						
Verschiebung [°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	1,3	1,9	3,6	7,2	7,8	10,6
V. jugularis interna re	2,3	4,7	5,3	7,7	7,9	12
A. carotis communis li	0,9	0,9	4	6,6	7,3	x
A. carotis communis re	4,4	6	7,1	7,3	8	x
Pharynx/Larynx/Trachea	2	4,2	5,2	7,5	5,5	8,2
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	4,9	5,4	9
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	7,7	10,4	11,6

Null/20						
Abstände [mm]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	52,7	45	41	38,9	37,2	38,5
V. jugularis interna re	53	46,8	42,6	41	39,9	39,3
A. carotis communis li	45	41,6	38,7	38,8	38,6	x
A. carotis communis re	47,2	40,8	37,5	37,2	36,9	x
Pharynx/Larynx/Trachea	40	41,8	41,6	39,1	31,3	29,3
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	46,4	45,2	45,3
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	49,6	48,8	49,2

Null/20						
Winkel [°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	39,1	48,4	57,6	65	69,4	77,2
V. jugularis interna re	34,6	40,6	48,6	53,8	58,5	57,4
A. carotis communis li	30,2	38,1	46,8	52	55,5	x
A. carotis communis re	17,3	27,2	35,4	39,9	42,1	x
Pharynx/Larynx/Trachea	0	3,7	5,2	6,5	8	10
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	72	81,4	95,2
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	58,7	67,2	75

	Th1			C7			C6		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	33,2	40,9	0,0	33,7	29,9	18,0	34,6	22,0	36,0
V. jugularis interna re	30,1	43,6	0,0	30,5	35,5	18,0	32,0	28,2	36,0
A. carotis communis li	22,6	38,9	0,0	25,7	32,7	18,0	28,2	26,5	36,0
A. carotis communis re	14,0	45,1	0,0	18,6	36,3	18,0	21,7	30,6	36,0
Pharynx/Larynx/Trachea	0,0	40,0	0,0	2,7	41,7	18,0	3,8	41,4	36,0
M. sternocleidomastoideus li	x	x		x	x		x	x	
M. sternocleidomastoideus re	x	x		x	x		x	x	

	C5			C4			C3		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	35,3	16,4	54,0	34,8	13,1	72,0	37,5	8,5	90,0
V. jugularis interna re	33,1	24,2	54,0	34,0	20,8	72,0	33,1	21,2	90,0
A. carotis communis li	30,6	23,9	54,0	31,8	21,9	72,0	x	x	90,0
A. carotis communis re	23,9	28,5	54,0	24,7	27,4	72,0	x	x	90,0
Pharynx/Larynx/Trachea	4,4	38,8	54,0	4,4	31,0	72,0	5,1	28,9	90,0
M. sternocleidomastoideus li	44,1	14,3	54,0	44,7	6,8	72,0	45,1	-4,1	90,0
M. sternocleidomastoideus re	42,4	25,8	54,0	45,0	18,9	72,0	47,5	12,7	90,0

Tabellen zur Position III

Null/40						
Verschiebung [°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	1,2	0,8	2,3	8,4	12,5	23,9
V. jugularis interna re	0	1,2	5,3	12,1	19,3	27,8
A. carotis communis li	0,5	1,1	3,9	10,6	15,2	x
A. carotis communis re	0,3	3,4	7,3	12,2	19,8	x
Pharynx/Larynx/Trachea	0	3,8	7,1	13	11,5	17
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	11,8	16,2	24,3
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	15,8	21,6	24,7

Null/40						
Abstände [mm]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	49,9	42,1	38,8	37,4	37,8	37,8
V. jugularis interna re	53,1	47,1	42,4	39,9	38,1	36,8
A. carotis communis li	42,5	39,5	38,4	39	39,7	x
A. carotis communis re	45,8	40,2	36,4	35,8	34,7	x
Pharynx/Larynx/Trachea	40	41	41,4	39,3	32,4	33
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	44,5	44,4	44,6
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	48,6	49,1	51,1

Null/40						
Winkel[°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	39	47,3	56,3	66,2	74,3	90,5
V. jugularis interna re	36,9	44,1	48,6	49,4	47,1	41,6
A. carotis communis li	29,8	38,3	46,8	56	63,4	x
A. carotis communis re	21,2	29,8	35,2	35	30,3	x
Pharynx/Larynx/Trachea	2	3,3	7,1	12	14	18,8
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	78,9	92,2	110,5
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	50,6	56	62,9

	Th1			C7			C6		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	31,4	38,8	0,0	30,9	28,6	18,0	32,3	21,5	36,0
V. jugularis interna re	31,9	42,5	0,0	32,8	33,8	18,0	31,8	28,0	36,0
A. carotis communis li	21,1	36,9	0,0	24,5	31,0	18,0	28,0	26,3	36,0
A. carotis communis re	16,6	42,7	0,0	20,0	34,9	18,0	21,0	29,7	36,0
Pharynx/Larynx/Trachea	1,4	40,0	0,0	2,4	40,9	18,0	5,1	41,1	36,0
M. sternocleidomastoideus li	x	x		x	x		x	x	
M. sternocleidomastoideus re	x	x		x	x		x	x	

	C5			C4			C3		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	34,2	15,1	54,0	36,4	10,2	72,0	37,8	-0,3	90,0
V. jugularis interna re	30,3	26,0	54,0	27,9	25,9	72,0	24,4	27,5	90,0
A. carotis communis li	32,3	21,8	54,0	35,5	17,8	72,0	x	x	90,0
A. carotis communis re	20,5	29,3	54,0	17,5	30,0	72,0	x	x	90,0
Pharynx/Larynx/Trachea	8,2	38,4	54,0	7,8	31,4	72,0	10,6	31,2	90,0
M. sternocleidomastoideus li	43,7	8,6	54,0	44,4	-1,7	72,0	41,8	-15,6	90,0
M. sternocleidomastoideus re	37,6	30,8	54,0	40,7	27,5	72,0	45,5	23,3	90,0

Tabellen zur Position IV

Null/60						
Verschiebung [°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	5,1	6,5	12	18,6	26,7	35,2
V. jugularis interna re	6,1	12,1	17,4	27,4	35,4	42,6
A. carotis communis li	4,6	6,8	14,2	21,7	27,8	x
A. carotis communis re	8,7	13,8	20,1	26,3	34,2	x
Pharynx/Larynx/Trachea	7,2	12,8	19	26,7	29,8	35,3
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	20	26,2	34,9
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	27,1	35,6	37,9

Null/60						
Abstände [mm]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	52,2	45	41,7	40,4	38,7	38,1
V. jugularis interna re	50,8	43,5	38,5	36,3	36,7	35,6
A. carotis communis li	43,8	42	39,9	40,5	40,4	x
A. carotis communis re	45,1	37,8	33,3	31,9	32,6	x
Pharynx/Larynx/Trachea	40,8	41,1	42,4	39,7	34,7	36,5
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	46,9	45,4	45,7
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	43,5	45,3	47,8

Null/60						
Winkel[°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	42,9	53	66	76,4	88,3	101,8
V. jugularis interna re	30,8	33,2	36,5	34,1	31	26,8
A. carotis communis li	33,9	44	57	67,1	76	x
A. carotis communis re	13	19,4	22,4	20,9	15,9	x
Pharynx/Larynx/Trachea	5,2	12,3	19	25,7	32,3	37,1
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	87,1	102,2	121
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	39,3	42	49,7

	Th1			C7			C6		
		y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	35,5	38,2	0,0	35,9	27,1	18,0	38,1	17,0	36,0
V. jugularis interna re	26,0	43,6	0,0	23,8	36,4	18,0	22,9	30,9	36,0
A. carotis communis li	24,4	36,4	0,0	29,2	30,2	18,0	33,5	21,7	36,0
A. carotis communis re	10,1	43,9	0,0	12,6	35,7	18,0	12,7	30,8	36,0
Pharynx/Larynx/Trachea	3,7	40,6	0,0	8,8	40,2	18,0	13,8	40,1	36,0
M. sternocleidomastoideus li	x	x		x	x		x	x	
M. sternocleidomastoideus re	x	x		x	x		x	x	

	C5			C4			C3		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	39,3	9,5	54,0	38,7	1,1	72,0	37,3	-7,8	90,0
V. jugularis interna re	20,4	30,1	54,0	18,9	31,5	72,0	16,1	31,8	90,0
A. carotis communis li	37,3	15,8	54,0	39,2	9,8	72,0	x	x	90,0
A. carotis communis re	11,4	29,8	54,0	8,9	31,4	72,0	x	x	90,0
Pharynx/Larynx/Trachea	17,2	35,8	54,0	18,5	29,3	72,0	22,0	29,1	90,0
M. sternocleidomastoideus li	46,8	2,4	54,0	44,4	-9,6	72,0	39,2	-23,5	90,0
M. sternocleidomastoideus re	27,6	33,7	54,0	30,3	33,7	72,0	36,5	30,9	90,0

Tabellen zur Position V

Null/max						
Verschiebung [°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	11,5	15	23,4	34,6	44,7	28,2
V. jugularis interna re	14,4	21,7	31,6	45,3	59,6	19,1
A. carotis communis li	9,9	16,6	26,6	36	45,1	x
A. carotis communis re	13,4	23,6	33,2	41,9	52,6	x
Pharynx/Larynx/Trachea	11,5	21	30,6	41,7	36,2	17,4
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	30,9	40,6	23
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	52,5	62,3	20,6

Null/max						
Abstände [mm]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	51,3	45,2	43,3	40	38,3	37,1
V. jugularis interna re	49,3	41,5	36,7	35	37,2	35,3
A. carotis communis li	42,8	42,5	41,8	40,8	41	x
A. carotis communis re	44,6	36	30,9	29,5	31,3	x
Pharynx/Larynx/Trachea	41	41,9	43,1	41,5	33,8	37,3
M. sternocleidomastoideus li	x	x	52,4	48,9	49	49
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	43,7	45,1	45,9

Null/max						
Winkel[°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	49,3	61,5	77,4	92,4	106,5	119,8
V. jugularis interna re	22,5	23,6	22,3	16,2	6,8	2,2
A. carotis communis li	39,2	53,8	69,5	81,4	93,3	x
A. carotis communis re	8,3	9,6	9,3	5,3	2,5	x
Pharynx/Larynx/Trachea	9,5	20,5	30,6	40,7	38,7	55,4
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	98	116,6	139
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	13,9	15,3	21,1

	Th1			C7			C6		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	38,9	33,5	0,0	39,7	21,6	18,0	42,3	9,4	36,0
V. jugularis interna re	18,9	45,5	0,0	16,6	38,0	18,0	13,9	34,0	36,0
A. carotis communis li	27,1	33,2	0,0	34,3	25,1	18,0	39,2	14,6	36,0
A. carotis communis re	6,4	44,1	0,0	6,0	35,5	18,0	5,0	30,5	36,0
Pharynx/Larynx/Trachea	6,8	40,4	0,0	14,7	39,2	18,0	21,9	37,1	36,0
M. sternocleidomastoideus li	x	x		x	x		x	x	
M. sternocleidomastoideus re	x	x		x	x		x	x	

	C5			C4			C3		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	40,0	-1,7	54,0	36,7	-10,9	72,0	32,2	-18,4	90,0
V. jugularis interna re	9,8	33,6	54,0	4,4	36,9	72,0	1,4	35,3	90,0
A. carotis communis li	40,3	6,1	54,0	40,9	-2,4	72,0	x	x	90,0
A. carotis communis re	2,7	29,4	54,0	1,4	31,3	72,0	x	x	90,0
Pharynx/Larynx/Trachea	27,1	31,5	54,0	21,1	26,4	72,0	30,7	21,2	90,0
M. sternocleidomastoideus li	48,4	-6,8	54,0	43,8	-21,9	72,0	32,1	-37,0	90,0
M. sternocleidomastoideus re	10,5	42,4	54,0	11,9	43,5	72,0	16,5	42,8	90,0

Tabellen zur Position VI

Null/40re						
Verschiebung [°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	3,9	5,2	9,1	13,9	23,1	28,2
V. jugularis interna re	0,9	-1,2	4,1	7,2	14,6	19,1
A. carotis communis li	3,5	5,8	8,8	13,9	22,4	x
A. carotis communis re	-1	1,3	3,6	8,2	15,2	x
Pharynx/Larynx/Trachea	3	5,3	8,5	12,3	22,3	17,4
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	17	19,2	23
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	x	13,2	20,6

Null/40re						
Abstände [mm]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	51,1	44,2	39,7	37	35,2	37,8
V. jugularis interna re	53,8	45,9	43,3	41,1	40,8	40,3
A. carotis communis li	44,4	40,3	36,9	35	35,2	x
A. carotis communis re	47,4	41	38,9	39,7	40,4	x
Pharynx/Larynx/Trachea	39,2	40	41,1	39,5	36	29,2
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	44,3	43,3	45,6
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	49,7	49,3	49,6

Null/40re						
Winkel[°]						
	Th1	C7	C6	C5	C4	C3
V. jugularis interna li	34,1	41,3	45	43,9	38,5	38,4
V. jugularis interna re	37,8	44,1	58	68,7	81	88,5
A. carotis communis li	25,8	31,4	34	31,5	25,8	x
A. carotis communis re	20,5	34,5	46,1	55,4	65,4	x
Pharynx/Larynx/Trachea	5	5,8	8,5	13,3	19,8	15,6
M. sternocleidomastoideus li	x	x	x	50,1	56,8	63,2
M. sternocleidomastoideus re	x	x	x	x	90,8	108,2

	Th1			C7			C6		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	28,6	42,3	0,0	29,2	33,2	18,0	28,1	28,1	36,0
V. jugularis interna re	33,0	42,5	0,0	31,9	33,0	18,0	36,7	22,9	36,0
A. carotis communis li	19,3	40,0	0,0	21,0	34,4	18,0	20,6	30,6	36,0
A. carotis communis re	16,6	44,4	0,0	23,2	33,8	18,0	28,0	27,0	36,0
Pharynx/Larynx/Trachea	3,4	39,1	0,0	4,0	39,8	18,0	6,1	40,6	36,0
M. sternocleidomastoideus li	x	x		x	x		x	x	
M. sternocleidomastoideus re	x	x		x	x		x	x	

	C5			C4			C3		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
V. jugularis interna li	25,7	26,7	54,0	21,9	27,5	72,0	23,5	29,6	90,0
V. jugularis interna re	38,3	14,9	54,0	40,3	6,4	72,0	40,3	1,1	90,0
A. carotis communis li	18,3	29,8	54,0	15,3	31,7	72,0	x	x	90,0
A. carotis communis re	32,7	22,5	54,0	36,7	16,8	72,0	x	x	90,0
Pharynx/Larynx/Trachea	9,1	38,4	54,0	12,2	33,9	72,0	7,9	28,1	90,0
M. sternocleidomastoideus li	34,0	28,4	54,0	36,2	23,7	72,0	40,7	20,6	90,0
M. sternocleidomastoideus re	x	x	54,0	49,3	-0,7	72,0	47,1	-15,5	90,0

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. Dr. Jörg Schipper, Direktor der Klinik für Hals- Nasen-Ohrenklinik, für die Bereitstellung des interessanten Themas sowie für die Betreuung und Unterstützung.

Mein ganz besonderer Dank gebührt Dr. Lüder Alexander Kahrs für seine stets vorhandene Diskussionsbereitschaft, seine überaus wertvollen Anregungen, sowie für seine engagierte Unterstützung bei der Niederschrift der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. Gerald Antoch, Direktor des Instituts für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Universitätsklinikums Düsseldorf danke ich herzlich für die Übernahme des Korreferates.

Ein besonderes Dankeschön gilt Frau Dr. Julia Hirschfeld für ihre Hilfsbereitschaft und wertvollen Ratschläge sowie Frau Erika Rädisch und Herrn PD Dr. Hans-Jörg Wittsack für das zur Verfügungsstellen der MRT und der Hilfe während der Durchführung der Aufnahmen.

Ebenso danke ich allen Mitarbeitern des HNO-Labors für das freundliche Arbeitsklima, das zum Gelingen dieser Arbeit wesentlich beigetragen hat.

Von Herzen möchte ich meiner Familie und meinen Freunden danken, die mich immer auf meinem Weg unterstützt und an mich geglaubt haben.

Vielen lieben Dank.

Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt worden ist und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.

24.04.2014, Lena Colter

Unterschrift