

Funktionelles Modell der rotationsabhängigen Strukturverschieblichkeiten im humanen Hals: Datenakquisition, Methoden und erste Ergebnisse

L. Colter, L. A. Kahrs, J. Hirschfeld, J. Schipper

Universitätsklinikum Düsseldorf, Hals-Nasen-Ohrenklinik, Düsseldorf, Deutschland

Kontakt: lena.colter@uni-duesseldorf.de

Abstract:

Die Bewegung anatomischer Strukturen im Kopf-Halsbereich rechnerisch vorhersagen zu können und für die medizinische Navigation nutzbar zu machen ist das langfristige Ziel dieser Modellierung. 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 prä-operative Bilddaten für die medizinische Navigation unbrauchbar werden. Die Berücksichtigung der Verschieblichkeiten des Halsgewebes bei der Rotation des Kopfes ist ein erster Schritt um dieses Problem zu lösen. Auf Basis von MRT-Bilddaten, die von Probanden akquiriert werden, wird die Strukturverschiebung bei Kopfbewegungen gemessen und analysiert. Es zeigen sich deutlich erkennbar Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Strukturen.

Schlüsselworte: minimal-traumatische Halschirurgie, Biomechanik, Tissue-Shift

1 Problem

Chirurgische Eingriffe im Halsbereich erfordern ein präzises Vorgehen um wichtige anatomische Strukturen nicht zu verletzen. Zukünftige Operationsverfahren werden eine dreidimensionale Computer-Visualisierung des OP-Situs benötigen, um eine gewebeschonende und zielgerichtete Vorgehensweise des Chirurgen im Sinne der medizinischen Navigation zu ermöglichen. Hierbei entsteht ein neuer Bedarf für die funktionelle Modellierung von Verschieblichkeiten, weil die Kopf-Hals-Position des Patienten während der präoperativen bildgebenden Verfahren nicht mit der Lagerung im OP übereinstimmt auch bilden einzelne (zusätzliche) Bildgebungsdatensätze in einer bestimmten verdrehten Kopf-Hals-Stellung niemals die Vielfalt der im OP eingenommen Kopf-Hals-Positionen ab. Eine funktionelle, winkelabhängige Modellierung wird demnach 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 rotiertem Kopf statt, um dem Chirurgen eine höhere Gewebespannung, eine bessere Differenzierbarkeit und Erreichbarkeit der freizupräparierenden Strukturen zu präsentieren. Die Kombination mit intraoperativem, navigiertem Ultraschall zur dreidimensionalen Überlagerung des funktionellen Modells mit aktuellen Bildern würde die Methode der zielgerichteten Chirurgie im Halsbereich vervollständigen und die automatische Erkennung in den Sonographiebilddaten erleichtern. Eine atraumatische Passage von gefährdeten Strukturen wird somit möglich werden.

Auf dem Gebiet der Anästhesiologie wurde bereits vor Jahren die Auswirkung von Kopffrotation auf die Lage der V.jugularis interna zur A.carotis communis geprüft um die optimale Position zur Venenpunktion zu bestimmen [1,2]. Andere Forschungsgruppen untersuchten das Lageverhalten des Intubationstubus zur Luftröhre bei verschiedenen Kopf-positionen [3-5]. Relevant sind zudem Beobachtungen der Kopf-Hals-Anatomie (Kiefergelenk, A.vertebralis) während Auffahrunfällen, bei denen der Kopf extreme Extensions- und Flexionsstellungen einnimmt [6,7]. Mittlerweile werden 3D-Visualisierungen genutzt um die normale Anatomie darzustellen, z.B. als Lernmodell für Medizinstudenten [8] und zur präoperativen Planung [9,10], oder um Pathologien, z.B. vergrößerte Lymphknoten [11] bestmöglich bewerten zu können. Eine Winkel-abhängige Modellierung von Verschieblichkeiten der Hals-Anatomie ist in der Literatur bisher nicht vollständig beschrieben worden.

Die vorliegende Arbeit setzt nun genau an dieser Stelle an: Die Anatomie des Halses wird visualisiert, allerdings nicht nur in der Neutral-Null-Stellung, sondern bei verschiedenen Kopfstellungen. So wird der Einfluss der Kopfposition auf die Anordnung der Strukturen im Hals modelliert und darstellbar.

2 Methoden

Um Gewebe- und Strukturverschieblichkeiten im menschlichen Hals analysieren zu können, wurden bei Probanden MRT-Aufnahmen durchgeführt (Siemens Trio, 3 Tesla, in T2-Gewichtung, 3mm Schichtabstand, Spulen: Neck 1 und 2, Spine 1 und 2, oberste Schicht: nasal, unterste Schicht: auf Höhe des Sternum). Zusätzlich zur Normalstellung erfolgte die Aufnahme bei mehreren Kopffrotationen (20°, 40°, 60°, maximal einnehmbarer Rotationswinkel und 40° zur entgegengesetzten Seite). Der jeweilige Proband nahm nach Anweisung die Winkelstellungen ein und hielt diese während der jeweiligen MRT-Aufnahmen (siehe Abb. 1). Die Vorgabe der Kopfposition erfolgte mittels eines Winkelmessers.

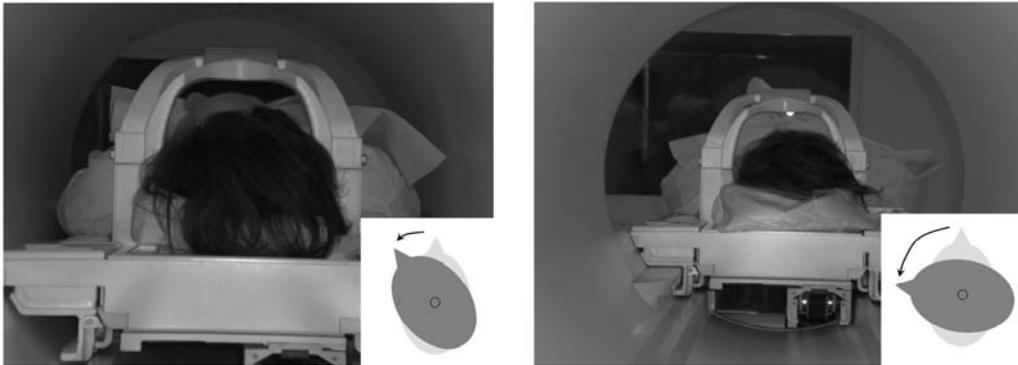


Abb. 1: Zwei beispielhafte Kopfpositionen im MRT, die beide nicht der Neutral-Null-Stellung entsprechen.

Nach der Datenakquisition wurden in den Schichtbildern beidseits relevante Strukturen (A.carotis communis, externa und interna; V.jugularis interna; Trachea; Larynx; Pharynx; Gl.thyroidea; M.sternocleidomastoideus; Sternum; Spinalkanal mit Rückenmark; Proc. spinosus; Hautoberfläche) in dem DICOM-Viewer OsiriX identifiziert und mit Hilfe eines Grafiktablets manuell segmentiert. Die anschließenden Untersuchungen und Auswertungen erfolgten sowohl anhand von 2D-Schichten als auch anhand von 3D-Visualisierungen.

Der Kern dieser Untersuchungen war die Bestimmung der Verschieblichkeit der Strukturen, die im Zweidimensionalen durch die Überlagerung von korrespondierenden Schichtbildern (z.B. auf Höhe eines bestimmten Wirbelkörpers) aus der Normalstellung und einer rotierten Kopfstellungen bestimmt werden kann. Dazu wurden in einem Grafikprogramm (GIMP) jeweils zwei der aus dem DICOM-Viewer exportierten Schichtbilder semitransparent übereinandergelagert und für die gemeinsame Rotationsachse das Zentrum des Spinalkanals festgelegt. Der Drehwinkel zwischen den jeweils gleichen Strukturen aus dem Bild in der Neutral-Null-Stellung und der rotierten Kopfposition konnte daraufhin gemessen werden (im Folgenden als Winkelverschieblichkeit bezeichnet). Abbildung 2 illustriert diese Messungen. Bisher konnten so 60 Messwerte generiert werden.

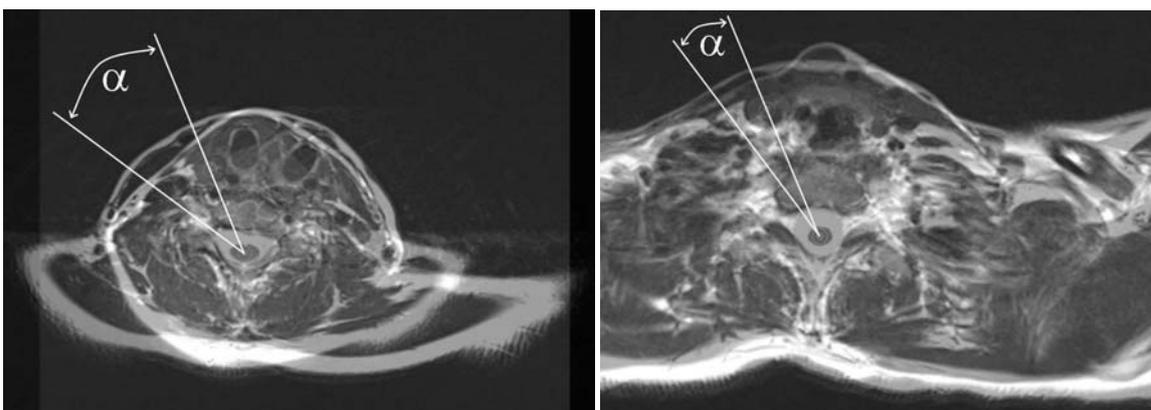


Abb. 2: Überlagerung von jeweils zwei MRT-Aufnahmen in axialer Schichtung. Im linken Bild ist die Höhe des sechsten cervikalen Wirbelkörpers (C6) und rechts die Höhe des ersten thorakalen Wirbelkörpers (Th1) dargestellt. Die untersuchte Struktur ist die rechte V.jugularis interna. Sie ist in den überlagerten semitransparenten Aufnahmen (Neutral-Null-Stellung und maximaler Rotation nach links) jeweils segmentiert und ihr Mittelpunkt markiert. Das Rotationszentrum ist durch einen weiteren Punkt visualisiert und wurde durch den Spinalkanal im Wirbelkörper (ebenfalls segmentiert) festgelegt. Die Verschiebung der Strukturen wird durch die Rotation α gemessen, die in diesem Fall links $\alpha = 31,6^\circ$ und rechts $\alpha = 14,4^\circ$ beträgt.

Die Betrachtung der MRT-Daten im Dreidimensionalen ermöglichte einen realitätsnahen Überblick über die Halsstrukturen, die mit dem Programm 3D Slicer erzeugt wurde. Eine Überlagerung der segmentierten Strukturen bei verschiedenen Rotationswinkeln illustrierte die Veränderung (vgl. Abbildung 3).

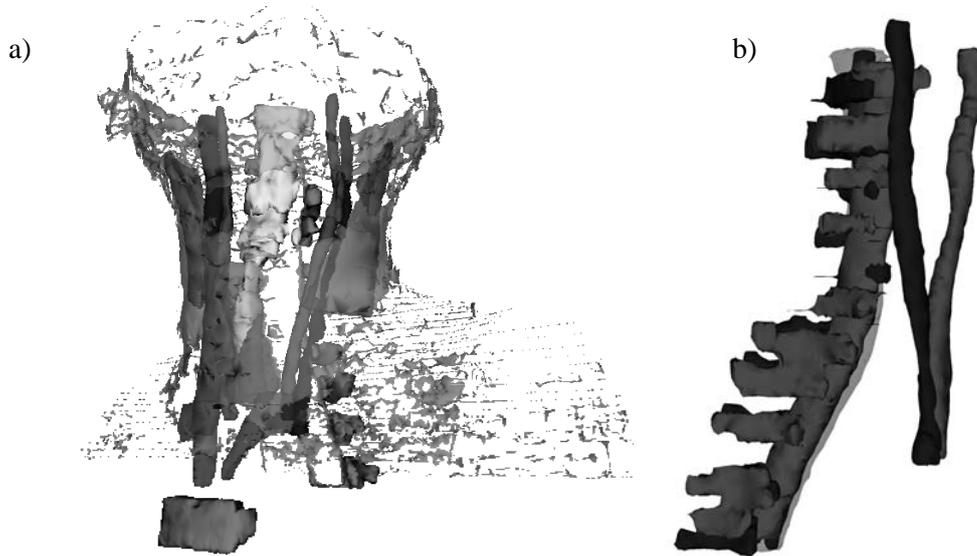


Abb. 3: a) Übersicht der segmentierten anatomischen Strukturen des Halses in einer um 51° nach links rotierten Kopf-Position. b) Beispielhafte Darstellung der rechten V.jugularis interna bei Neutral-Null (hellere Struktur) und links rotierten Kopf (77°, dunklere Struktur) mit gleichzeitiger Visualisierung der Wirbelsäule.

3 Ergebnisse

Um die selbstentwickelte Methodik zu evaluieren und für nachfolgende Probanden erweitern oder verbessern zu können, wurde bei einem ersten Probanden die komplette, oben beschriebene Vorgehensweise getestet. Die Winkelvorgaben müssen durch Winkelmessungen anhand der Nasenspitze in den MRT-Aufnahmen korrigiert werden. Tabelle 1 fasst diese Kalibrierung zusammen.

Tab. 1: Vorgabe, in den MRT-Schichtbildern gemessene Winkelstellung des Kopfes und deren Differenz.

Vorgabewinkel	0°	20°	40°	60°	max	40° n. re
Messung MRT	0,3° n. li	14,6°	38,3°	51,7°	76,9°	32°
Differenz	0,3°	5,4°	1,7°	8,3°	-	8°

Insgesamt wurden von 6 Datensätzen mit unterschiedlichen Rotationswinkeln jeweils in 65 Schichten die 19 oben genannten Strukturen segmentiert. Bei einem weiteren Probanden wurde die Normal- und Maximal-Rotations-Stellung untersucht. Zwei exemplarische Messwerte sind aus Abbildung 2 ablesbar. Es zeigte sich, dass Ähnlichkeiten bezüglich der Verschieblichkeit bestimmter Strukturen erkennbar sind. Abbildung 3 zeigt einen Ausschnitt der Messwerte und Abhängigkeiten, die sich auf die V.jugularis interna links und rechts beschränken. Generell ist erkennbar, dass bei der Links-Drehung des Kopfes die V.jugularis interna rechts eine größere Verschieblichkeit aufweist als die V.jugularis interna links.

Das linke Diagramm in Abbildung 4 zeigt den Verlauf der Struktur-Verschieblichkeit in Relation zum Drehwinkel des Kopfes. Zwischen 0° und 40° Kopfdrotation unterscheiden sich die grafischen Verläufe von V.jugularis interna links und rechts stark; ab 40° zeigen diese wieder vergleichbare Abhängigkeit. Das rechte Diagramm in Abbildung 4 zeigt, dass die Lageveränderungen im caudalem Halsbereich nicht so ausgeprägt sind wie die weiter cranial. Die Verläufe für die V.jugularis interna links und rechts sind etwas verschoben aber ähnlich. Dargestellt ist die Verschieblichkeit der Strukturen auf unterschiedlichen Höhen der Wirbelkörper.

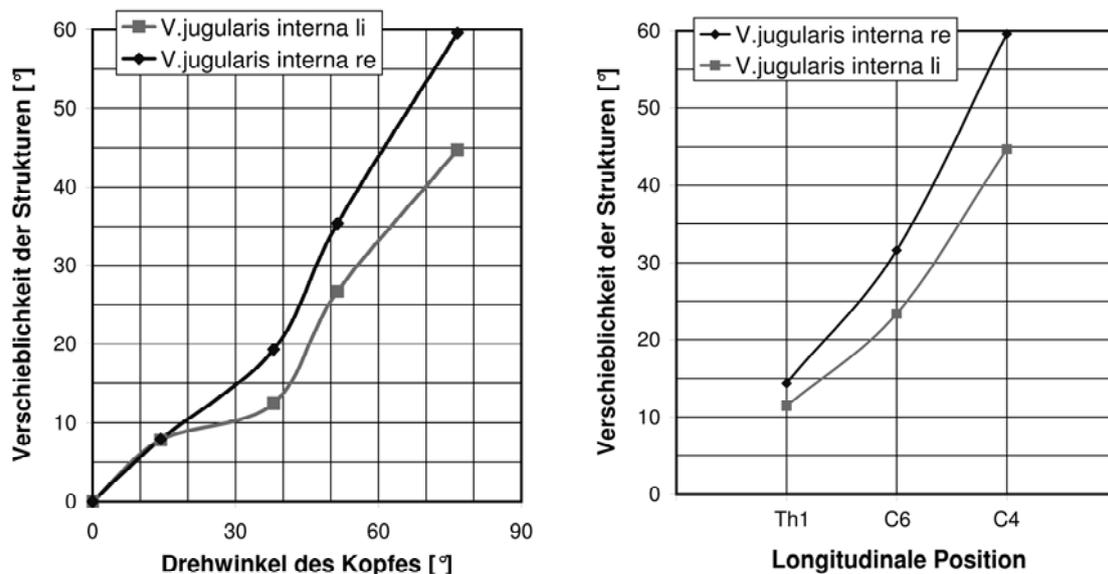


Abb. 4: Grafische Auftragung der Ergebnisse der Strukturverschieblichkeiten für die V.jugularis interna rechts und links. In der linken Grafik ist die Abhängigkeit der Kopffrotation in Relation zur Winkelverschiebung der Struktur auf Höhe des Wirbelkörpers C4 dargestellt. Die rechte Grafik zeigt die Abhängigkeit der Position in der longitudinalen Achse zur Winkelverschiebung der Strukturen.

4 Diskussion

Im Zentrum dieser laufenden Arbeit steht die Entwicklung eines durch Kopfbewegungen parametrisierbarem 3D-Modell des Halses. Um Winkelabhängigkeiten noch präziser und später generisch beschreiben zu können, werden eine größere Anzahl an Probanden benötigt. Durch das manuelle Segmentieren ist der Zeitaufwand im Moment allerdings sehr groß (pro Aufnahme, bestehend aus 65 Schichten, ca. 6 Std.). Methodisch sind außerdem die doch sehr großen Schichtabstände des MRTs sowie ein weiterer Fakt unbefriedigend: Beim Überlagern kann nicht gleichzeitig anhand der Wirbelkörper sowie den fazialen Oberflächen die korrespondierenden Schichten ausgewählt werden. Hierbei kommt es ggfs. zu Ungenauigkeiten. Hierfür 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 (vgl. Abb. 3 rechts) sich als schwierig erweist. Dies ist begründet durch das Fehlen von wiederauffindbaren anatomischen Landmarken, wie z.B. Bifurkationen, signifikanten Dilatationen oder Stenosen.

Nach dem Segmentierungs- und Überlagerungsschritt wurden bisher 60 Datenpunkte durch die Messung der jeweiligen Strukturverschieblichkeit erzeugt, allerdings ist dies nur ein Bruchteil der insgesamt an einem Datensatz auswertbaren Strukturen. Beispielsweise lässt sich bereits aus den weiteren ausgewerteten Datenpunkten erkennen, dass generell die dickwandigen Arterien weniger beweglich sind als die Venen.

Die Analyse der Parameter der funktionellen Zusammenhänge ist zum momentanen Zeitpunkt noch nicht vollständig verstanden. Patientenindividuelle Werte wie z.B. Halslänge, BMI spielen mit Sicherheit eine Rolle, können aber noch nicht wissenschaftlich belegt werden. Eine Erweiterung der Untersuchung auf Patienten mit Pathologien und das dort sicherlich modifizierte Verhalten der Beweglichkeiten ist ebenfalls bislang nicht untersucht worden. Die Modifizierung des Modells hinsichtlich weiterer Beweglichkeiten (z.B. Reklination) ist der zunächst anstehende Erweiterungsschritt.

Schlussendlich erwarten wir, dass durch diese Untersuchungen zukünftig eine Möglichkeit der Navigation im Hals mit der Online-Berechnung der Weichgewebeverschiebung entsteht sowie für Forschung und Lehre ein flexibler Atlas für den Kopf-Hals-Bereich entsteht.

5 Danksagung

Die Autoren danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die Förderung sowie dem Institut für Radiologie des Universitätsklinikums Düsseldorf für die Unterstützung und das Bereitstellen von MRT-Messzeit. PD Dr. Hans-Jörg Wittsack sowie Frau Erika Rädisch gebührt diesbezüglich ein besonderer Dank. Die Fragestellung dieses Beitrags wur-

de im Rahmen des DFG-geförderten Projektes „SACAS (Sonographic Aided Computer Assisted Surgery) im Halsbereich“ (Geschäftszeichen SCHI310/10-1) erarbeitet

6 Referenzen

- [1] Sulek CA, Gravenstein N, Blackshear RH, Weiss L. Head rotation during internal jugular vein cannulation and the risk of carotid artery puncture. *Anesth Analg* 1996;82(1):125-8.
- [2] Wang R, Snoey ER, Clements RC, Hern HG, Price D. Effect of head rotation on vascular anatomy of the neck: an ultrasound study. *J Emerg Med* 2006;31(3):283-6.
- [3] Conrardy PA, Goodman LR, Lainge F, Singer MM. Alteration of endotracheal tube position. Flexion and extension of the neck. *Crit Care Med* 1976;4(1):7-12.
- [4] Hartrey R, Kestin IG. Movement of oral and nasal tracheal tubes as a result of changes in head and neck position. *Anaesthesia* 1995;50(8):682-7.
- [5] Kim JT, Kim HJ, Ahn W, Kim HK, Bahk JH, Lee SC, Kim CS, Kim SD. Head rotation, flexion, and extension alter endotracheal tube position in adults and children. *Can J Anesth* 2009;56(10):751-6.
- [6] Schneider K, Zernicke RF, Clark G. Modeling of jaw-head-neck dynamics during whiplash. *J Dent Res* 1989;68(9): 1360-5.
- [7] Ivancic PC, Ito S, Tominaga Y, Carlson EJ, Rubin W, Panjabi MM. Effect of rotated head posture on dynamic vertebral artery elongation during simulated rear impact. *Clin Biomech* 2006;21(3):213-20.
- [8] Nguyen N, Wilson TD. A head in virtual reality: development of a dynamic head and neck model. *Anat Sci Educ* 2009;2(6):294-301.
- [9] Storck C, Gugatschka M, Friedrich G, Sorantin E, Ebner F, Fischer C, Wolfensberger M, Juergens P. Developing a 3D model of the laryngeal cartilages using HRCT data and MIMICS's segmentation software. *Logoped Phoniater Vocol* 2010;35(1):19-23.
- [10] Mühler K, Preim B. Reusable visualizations and animations for surgery planning. *Computer Graphics Forum* 2010;29(3):1-10.
- [11] Strauss G, Hertel I, Dornheim J, Cordes J, Burgert O, Schulz T, Meixensberger J, Winkler D, Preim U, Dietz A, Preim B. Three-dimensional visualization of CT of the neck for surgical planning. *Laryngorhinootologie* 2006;85(10):746-54.