

Aus der Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Budach

**Evaluation der Atlasbasierten automatischen Segmentierung
(ABAS) in Bezug auf Kopf- und Halstumore**

Dissertation

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

vorgelegt von
Julia Caren Brünger
2017

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

gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Edwin Bölke

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. Patric Kröpil

Zusammenfassung

Hintergrund: In der Strahlentherapie stellt die Konturierung von Planungscomputertomographien einen wichtigen und zeitintensiven Arbeitsschritt in der täglichen Routine dar. Aufgrund der zeitaufwendigen Konturierung bei Kopf- und Halstumoren ist eine zeitsparende und standardisierende Methode zur Konturierung von großem Interesse, um eine bessere Qualität zu garantieren. In dieser Arbeit wurde untersucht, ob die Nutzung der Atlasbasierten automatischen Segmentierung (ABAS) der Firma ELEKTA in Bezug auf Kopf- und Halstumore einen Vorteil gegenüber der manuellen Konturierung darstellt. Hierzu wurden zum einen das konturierte Volumen und zum anderen die gesamte Konturierungszeit betrachtet.

Material und Methoden: Es wurden Planungscomputertomographien von 70 Patienten mit Hilfe der ABAS konturiert. Das eingezeichnete Volumen der Risikoorgane und der Lymphknotenlevel wurde in Vergleich mit dem manuell konturierten Volumen gesetzt. Als zu vergleichenden Wert wurde der *Dice Similarity Coefficient (DSC)* berechnet. Zur Erfassung der Konturierungszeit wurden 30 Planungscomputertomographien herangezogen. Die Computertomographien wurden primär von einem erfahrenen Facharzt für Strahlentherapie ohne die ABAS konturiert. Als zweiten Schritt wurden sie mit Hilfe der ABAS von der Doktorandin erneut eingezeichnet und die Korrekturzeit beziehungsweise die Gesamtkonturierungszeit erfasst und ausgewertet.

Ergebnisse: Die *DSC*-Werte zeigen, dass die Volumina der manuellen Konturierung und der durch die ABAS erstellte Konturierung nicht überein stimmen. Die durchschnittlichen *DSC*-Werte liegen zwischen 0,2261 (Lymphknotenlevel V re.) und 0,9917 (Außenkontur). Die Volumina können nicht ohne eine weitere Überarbeitung übernommen werden. Bei den Konturierungszeiten zeigt die ABAS allein einen Mittelwert von 2,01 Minuten (min). Der Facharzt benötigt im Mittel 95,67 min ohne Nutzung der ABAS. Die medizinische Doktorandin benötigt durchschnittlich 125,73 min mit Nutzung der ABAS.

Schlussfolgerung: Die ABAS bringt keinen zeitlichen Vorteil gegenüber der rein manuellen Konturierung. Es bedarf einer weiteren Korrekturzeit der durch die ABAS konturierten Strukturen, da die Volumenerfassung der ABAS keine gute Qualität darstellt. Dies ist den *DSC*-Werten zu entnehmen. Daher ist die ABAS nicht für den täglichen Alltag zu nutzen. Es bedarf noch einer Überarbeitung des Programmes, bis es ein integraler Bestandteil des klinischen Alltags werden wird.

Abstract

Background: Manual contouring in radiotherapy is an important and time consuming step in the daily practice. Because of the time consuming contouring of head- and neck cancer a time saving and standard method for contouring is of great interest. The goal of this study was to find out if the use of Atlas-based Autosegmentation (ABAS) from ELEKTA improves contouring in head- and neck cancer. Therefore we analyzed the contoured volume and the time needed to contour.

Material and methods: We contoured 70 planning computed tomographs with ABAS. The volume of organs at risk and of the lymph node levels were compared with the manual contouring. The Dice similarity coefficient (*DSC*) was used to quantify the amount of similarity. Furthermore we used 30 planning computed tomographs to analyze the time used for contouring. First the computed tomographs were contoured by a specialist for radiotherapy without using the ABAS. Also a medical student contoured head- and neck cancer using the ABAS. The time needed for the whole work step was gathered and analyzed.

Results: The data of *DSC* showed that the volume of the manual contouring did not match with the contouring of the ABAS. The average data of *DSC* were between 0,2261 (lymph node level V right) and 0,9917 (outer contour). The volumes could not be used without a revision. The mean of time for contouring of the ABAS were 2,01 min. The specialist for radiotherapy needed 95,67 min on average for contouring without using the ABAS. The medical student required 125,73 min on average using ABAS.

Conclusion: Using the ABAS had no benefit compared to the manual contouring. Structures contoured by the ABAS required more time for amendment because of the low quality of volume capture. Because of this limitations ABAS is not used in daily practice. A revision of the program is required until it has to become an integral component of the clinical routine.

Abkürzungen

ABAS	Atlasbasierte automatische Segmentierung
Abb.	Abbildung
ANOVA	<i>Analysis of variance</i> , einfaktorielle Varianzanalyse
ccm	Kubikzentimeter
cm	Zentimeter
CI	<i>confidence interval</i>
CT(s)	Computertomographie(n)
CTV(s)	<i>clinical target volume(s)</i>
DSC	<i>Dice Similarity Coefficient</i>
GTV	<i>gross tumor volume</i>
Gy	Gray
li.	links
LK	Lymphknoten
min	Minuten
mm	Millimeter
PRV	<i>planning risk volume</i>
PTV	<i>planning target volume</i>
re.	rechts
s.	siehe
SD	Standardabweichung
SPICE	<i>Smart Probabilistic Image Contouring Engine</i>
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
STAPLE	<i>Simultaneous Truth and Performance Level Estimation</i>

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	1
2.	Material und Methoden.....	4
2.1	Volumina.....	4
2.1.1	Patientendaten.....	4
2.1.2	Computertomographische Bilder.....	4
2.1.3	Die Autosegmentierung.....	5
2.1.4	Bedienung der ABAS.....	5
2.1.5	Arbeitsschritte der ABAS.....	6
2.1.6	Die manuelle Konturierung.....	6
2.1.7	Methodisches Vorgehen.....	7
2.1.8	Quantifizierung der Divergenzen.....	9
2.2	Zeiten.....	10
2.2.1	Patientendaten.....	10
2.2.2	Computertomographische Bilder.....	11
2.2.3	Methodisches Vorgehen.....	11
2.3	Statistik.....	13
3.	Ergebnisse.....	14
3.1	Auswertung.....	14
3.1.1	Statistisches Vorgehen.....	14
3.1.2	Gruppenaufteilung nach dem Außenkonturvolumen.....	14
3.2	Volumina der Risikoorgane.....	15
3.2.1	Absolute Volumina der Risikoorgane im Vergleich.....	15
3.2.2	DSC-Werte der Risikoorgane im Vergleich.....	17
3.2.3	DSC der Risikoorgane in Bezug auf Außenkonturvolumengruppen (ANOVA).....	18
3.3	Beobachtete Fehler bei der Konturierung der Risikoorgane durch die ABAS.....	24
3.3.1	Außenkontur.....	24
3.3.2	Mandibula.....	25
3.3.3	Parotis links.....	25
3.3.4	Parotis rechts.....	26
3.3.5	Hirnstamm.....	26
3.4	Volumina der LK-Level.....	27
3.4.1	Absolute Volumina der LK-Level im Vergleich.....	27
3.4.2	DSC-Werte der LK-Level im Vergleich.....	29
3.4.3	DSC der LK-Level in Bezug auf Außenkonturvolumengruppen (ANOVA).....	30
3.5	Beobachtete Fehler bei der Konturierung der LK-Level durch die ABAS.....	36
3.6	Höhendifferenzen - Quantifizierung der Divergenzen.....	39
3.7	Zeiten.....	46
3.7.1	Auswertung der Gesamtkonturierungszeiten.....	46

3.7.2	Auswertung der Konturierungszeit für die Außenkontur	48
3.8	Zu korrigierende Fehler der ABAS	48
3.8.1	Außenkontur	48
3.8.2	Mandibula	50
3.8.3	Parotiden	50
3.8.4	Hirnstamm	51
3.8.5	Glandulae submandibulares	52
3.9	Zusätzlich einzuzeichnende Strukturen	53
3.10	Klinische Volumina	54
4.	Diskussion	55
5.	Literaturverzeichnis	62
6.	Anhang	65

1. Einleitung

Tumorerkrankungen sind mit die häufigsten Erkrankungen in der Bevölkerung. Im Jahr 2013 waren Neubildungen die zweithäufigste Todesursache in Deutschland [1]. Laut einer Schätzung des Zentrums für Krebsregisterdaten (ZfKD) wurden ungefähr 478.000 Krebserkrankungen im Jahr 2012 neu diagnostiziert. Bei Männern haben die Krebsneuerkrankungen um 13% und bei Frauen um 10% zwischen den Jahren 2002 und 2012 zugenommen [2].

Diese Arbeit bezieht sich auf die Kopf- und Halstumore, speziell auf die Nasopharynx-, Oropharynx-, Hypopharynx- sowie die Larynxkarzinome. Einer von 170 Männern und eine von 1100 Frauen erkranken im Laufe ihres Lebens in Deutschland an einem Larynxkarzinom (Lebenszeitrisiko Stand 2012) [2].

Einen entscheidenden Teil in der Therapie der Kopf- und Halstumore, insbesondere der Pharynx- und Larynx Tumore, stellt die Strahlentherapie dar. Sie wird entweder als Monotherapie oder in Kombination mit der chirurgischen Behandlung (prä- oder postoperativ) genutzt [3].

Aufgrund der genannten Häufigkeit der Kopf- und Halstumore ist ein gutes Management ihrer Behandlung in der klinischen Routine in der Strahlentherapie und Radioonkologie obligat.

Zur Behandlung der Patienten gehören mehrere Arbeitsschritte.

- a. Vorstellung des Patienten in einem Tumorboard
- b. Aufklärungsgespräch mit dem Patienten
- c. Interne Besprechung mit den Mitarbeitern
- d. Stellung der rechtfertigenden Indikation
- e. Bestrahlungsplanung
- f. Durchführung der Bestrahlung
- g. Gegebenenfalls eine simultane medikamentöse Tumorthherapie
- h. Abschlussgespräch mit dem Patienten [4]

Es besteht ein Interesse darin, diese Arbeitsschritte und das Management in der Strahlentherapie und Radioonkologie zu verbessern und zu standardisieren. Es sollen Qualität und Innovation gesichert werden [5].

Im klinischen Alltag spielt das Zeitmanagement eine entscheidende Rolle. Im Mittel

beträgt der Zeitaufwand für eine Bestrahlungsplanung für einen Arzt 1 Stunde und 15 min (am Beispiel des Rektumkarzinoms) [6]. Ein entscheidender Teil der Bestrahlungsplanung ist die Konturierung der Zielvolumina sowie der Risikobereiche [4]. Laut einer Studie der Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie des Universitätsklinikums Düsseldorf nimmt sie im Behandlungsablauf für Patienten mit Kopf- und Halstumoren die meiste Zeit in Anspruch [7]. Das Ziel von Autokonturierungsprogrammen ist es in diesem Arbeitsschritt Zeit zu sparen und diesen zu standardisieren.

Bei der Konturierung von computertomographischen Bildern kann eine hohe Interobservervariabilität beobachtet werden. Es wurde gezeigt, dass die Einzeichnung von klinischen Volumina je nach konturierendem Arzt variiert [8-10]. Die Interobservervariabilität unterscheidet sich bei Einzeichnungen von Volumina bei Kopf- und Halstumoren mit am stärksten. Sie ist ein entscheidender Faktor für die Unsicherheiten in der Planung der radiologischen Behandlung [11]. Laut einer Studie sind Unstimmigkeiten zwischen Theorie und Praxis ein Grund für die Unterschiede in den Einzeichnungen. Die letztendlich eingezeichneten Volumina stimmen mit den theoretisch einzuzeichnenden Volumina nicht überein [12].

Bei der Definition der *clinical target volumes (CTVs)* sind die Lymphknoten (LK)-Level eine besondere Herausforderung. Sie sind ein entscheidender Teil bei der Bestrahlung von Kopf- und Halstumoren. In den *consensus guidelines* sind die LK-Level in ihren anatomischen Grenzen genau definiert. Sie sind festgelegt für LK positive, LK negative und postoperative Patienten [13-15]. Dennoch bereiten diese Einzeichnungen Ärzten in der Ausbildung häufig Schwierigkeiten. Die Anwendung eines Autokonturierungsprogrammes wie die Atlasbasierte automatische Segmentierung (ABAS), die die LK-Level mit berücksichtigt, würde die Einzeichnungen standardisieren und die Untersucher-Variabilität senken. Desweiteren würden die Konturierungsleistungen der unterschiedlichen Kliniken vereinheitlicht und eine Unterstützung für nicht erfahrene Ärzte geboten werden.

Es gibt bereits Studien, die die Arbeit mit Autokonturierungsprogrammen untersucht haben. Commowick et al. haben gezeigt, dass es möglich ist, einen Atlas für die Bestrahlungsplanung im Kopf- und Halsbereich zu nutzen. Es wurden die LK-Level II, III und IV sowie die Parotiden, der Hirnstamm, das Rückenmark, die Mandibula und die Glandulae submandibulares automatisch und reproduzierbar mit guten Ergebnissen

konturiert [16].

Manche Autokonturierungsprogramme (iPlan® von BrainLAB) zeigten eine Zeitersparnis von 40% bei der Konturierung der Risikoorgane bei Kopf- und Halstumoren gegenüber der manuellen Konturierungszeit [17]. Jedoch präsentierten Sims et al. eine Arbeit mit ISOgray™ ABAS System von DOSIsoft, in der die Einzeichnungen der Parotiden, des Hirnstammes und der Mandibula untersucht wurden. Das Programm zeigte eine Übersegmentierung bei den Parotiden und eine Untersegmentierung beim Hirnstamm, sodass dies einer Überarbeitung bedarf [18]. In dieser Arbeit geht es darum, die ABAS der Firma ELEKTA zu evaluieren. Es konnte bereits gezeigt werden, dass die ABAS bei der Konturierung der computertomographischen Daten von Patienten mit Prostatakarzinomen bessere Ergebnisse als andere Autokonturierungsprogramme (iPlan® von BrainLAB) lieferte [19]. Desweiteren haben Anders et al. gute Ergebnisse bei der Nutzung der ABAS bei anorektalen und Mammakarzinomen präsentiert. Nur kleine Zielvolumina wie die inguinalen Lymphabflusswege mussten manuell eingezeichnet werden [20]. In Bezug auf Kopf- und Halstumore haben bereits Teguh et al. eine Arbeit mit den Daten von 12 Patienten durchgeführt. Die LK-Level und die Risikoorgane wurden gut eingezeichnet. Es konnten bessere Ergebnisse bei der Nutzung mehrerer Atlanten (*Simultaneous Truth and Performance Level Estimation - STAPLE* Algorithmus) als bei einem Atlas beobachtet werden. Trotz der erforderlichen Bearbeitung der automatisch eingezeichneten Strukturen konnte eine Zeitersparnis gegenüber der manuellen Konturierung gezeigt werden (66 versus 180 min) [21]. Bei einer dosimetrischen Analyse von Voet et al. wurde deutlich, dass es einer Überarbeitung der durch die ABAS eingezeichneten Volumina bedarf. Anderenfalls kommt es zu einer Unterdosierung in den Zielbereichen. Kleine Volumenunterschiede haben bereits eine große Auswirkung auf die Dosis im Zielgewebe [22].

Ziel dieser Arbeit ist es eine Evaluation der ABAS in Bezug auf Kopf- und Halstumore (Naso-, Oro- und Hypopharynxkarzinome) bei der Bearbeitung eines größeren Patientenkollektives (70 Patienten) abzugeben:

1. Wie genau werden ausgewählte Risikostrukturen konturiert?
2. Wie präzise arbeitet die Software bei der Einzeichnung der LK-Level?
3. Inwieweit bietet die ABAS eine Zeitersparnis hinsichtlich der Konturierung von Computertomographien (CTs) von 30 Patienten mit Kopf- und Halstumoren?

2. Material und Methoden

2.1 Volumina

2.1.1 Patientendaten

Die Patientendaten wurden mit Genehmigung der Ethikkommission (Studiennummer 4415) erhoben. Für die Erfassung der Volumina wurden computertomographische Bilder von 70 Patienten mit Kopf- und Halstumoren (Nasopharynx-, Oropharynx-, Hypopharynx- und Larynxkarzinome) aus der klinischen Datenbank herausgesucht. Es gab keine Berücksichtigung bezüglich des Alters, des Geschlechtes oder der Art der Bestrahlung.

Von diesen Patienten hatten 45,7% (n=32) ein Oropharynx-, 20% (n=14) ein Hypopharynx-, 18,6% (n=13) ein Nasopharynx- und 15,7% (n=11) ein Larynxkarzinom. Es waren 49 männliche und 21 weibliche Patienten.

Um eine reale Beurteilung abgeben zu können, gab es keine Berücksichtigung bezüglich eines prä- oder postoperativen Zustandes.

2.1.2 Computertomographische Bilder

Die computertomographischen Bilder wurden im Rahmen einer Planungs-CT unter Maskenfixation angefertigt. Das CT-Gerät war ein PQ 2000 der Firma Picker. Es wurde kein Kontrastmittel verwendet. Die Schichtdicke und der Schichtabstand betragen jeweils 3 Millimeter (mm). Die Bildgröße betrug 512 x 512 Pixel auf einer Breite von 45 Zentimetern (cm). Das entsprach einem Pixelspacing von 0,08789 cm. Die Bilddaten waren im *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)* Format gespeichert. Für die craniocaudale Länge der *Scans*, beziehungsweise die Anzahl der Schichten, gab es keine Vorgaben. Sie wurden nach hausinternen Qualitätsstandards angefertigt. Alle relevanten Risikoorgane und LK-Level mussten im Ganzen abgebildet sein.

Bilder, die mit Artefakten versehen waren, wurden mit in die Studie aufgenommen, um einen möglichst realen klinischen Bezug zu repräsentieren.

2.1.3 Die Autosegmentierung

Als Autokonturierungsprogramm wurde die Autosegmentierungssoftware „Atlasbasierte automatische Segmentierung“ (ABAS) (ELEKTA CMS, Stockholm, Version 2.00.00) genutzt.

Die automatische Konturierung erfolgte anhand des Atlases „demoHNatlas“ und unter dem Algorithmus „Head/Neck“. Folgende Risikoorgane wurden in diesem Modus konturiert:

- a. Mandibula
- b. Parotiden links (li.) und rechts (re.)
- c. Rückenmark
- d. Hirnstamm
- e. Glandulae submandibulares li. und re.
- f. Augen
- g. Musculi masseter
- h. Musculi pterygoidei
- i. Außenkontur
- j. LK-Level I bis VI

Das Level II wurde nicht wie nach den aktuellen Richtlinien von 2003 in Level IIa und Level IIb unterteilt, sondern als ein Level II eingezeichnet [13]. Die Software zeichnete keine retropharyngealen LK ein.

In die Software ABAS wurden CT-Bilder geladen, die bereits eingezeichnete *structuresets* enthielten. So konnten alle Konturierungen in einer CT-Reihe bearbeitet werden.

2.1.4 Bedienung der ABAS

Nach Öffnen des Programmes ABAS wählte man aus dem Patientenordner den zu konturierenden Patienten aus. Es erfolgte die Wahl des Atlases aus dem Atlasordner. In der Arbeit wurde der Atlas „demoHNatlas“ verwendet. Unter den Algorithmen wurde der Algorithmus „Head/Neck“ ausgewählt. Durch Betätigung des Buttons „Add“ wurde die Einstellung in die Algorithmuswarteschlange übernommen. Mit dem Button „Start“

verschob man die Einstellungen in die Verarbeitungswarteschlange und die Autosegmentierung startete. Das bereits vorhandene *structureset* wurde übernommen.

2.1.5 Arbeitsschritte der ABAS

Die folgende Beschreibung ist frei aus dem Handbuch der ABAS übersetzt und sinngemäß wiedergegeben.

Die Autosegmentierung beginnt mit dem *pre-processing*. Es dient dazu, die Kontur des Patientenkörpers von der CT-Liege zu separieren. Für Kopf/Hals-Bilder gilt dies insbesondere für die Gesichtsmaske. Danach folgt die *Linear Registration*, die dafür sorgt, dass grobe Differenzen zwischen den Bildern beseitigt werden. Dazu zählen die Orientierung, die Größe und die Position der einzelnen Strukturen. Ein Arbeitsschritt, der besonders für CT-Bilder aus dem Kopf-/ Halsbereich wichtig ist, ist das *Head Pose Alignment*. Es berücksichtigt die individuelle Kopfhaltung des Patienten und vermeidet so Projektionsfehler in der anatomischen Lage der Strukturen. Der nächste Arbeitsschritt ist die *Poly-smooth Nonlinear Registration*. Das ist die erste dreidimensionale Konstruktion in der Bearbeitung. Als Landmarken dienen Strukturen mit starken Kontrasten und klaren Grenzen. Der vorletzte Vorgang ist die *Dense Hybrid Deformable Registration*. Die Strukturen werden in einem Vektorenfeld berechnet, sodass mehr individuelle Flexibilität für feine anatomische Unterschiede entsteht. Der letzte Arbeitsschritt ist *Refinement using Deformable Surface Model*. Die Qualität der Konturierung wird durch die Konzentrierung auf die einzelnen Strukturen verbessert [23].

2.1.6 Die manuelle Konturierung

Die manuelle Konturierung wurde von einem erfahrenen Facharzt für Strahlentherapie im Rahmen einer Planungs-CT durchgeführt. Die Einzeichnung beinhaltete alle für den individuellen Patienten relevanten Risikoorgane sowie das *gross tumor volume (GTV)*, das *CTV* und das *planning target volume (PTV)*, das mit einem 0,5 mm Rand um das *CTV* definiert war.

Die LK-Level waren in dem *CTV* enthalten. Zusätzlich wurde bei jeder Planungs-CT die Außenkontur konturiert.

2.1.7 Methodisches Vorgehen

Es wurden die Volumina folgender Strukturen aus der manuellen und der automatischen Konturierung von der Doktorandin ermittelt: Als Risikoorgane die Parotiden, getrennt in li. und re., der Hirnstamm und die Mandibula. Das Volumen der Außenkontur wurde zusätzlich analysiert. Desweiteren wurden die LK-Level I bis VI untersucht.

Als anatomische Grenzen galt für den Hirnstamm caudal die Mitte des Dens axis. Die Außenkontur entsprach dem Verlauf der Haut der Patienten. Die Parotiden beinhalteten das zugehörige Drüsengewebe. Die Knochengrenze war die Begrenzung für die Mandibula. Die anatomische Grenzen der LK-Level wurden nach den Richtlinien von 2003 definiert (siehe (s.) Abbildung (Abb.) 1) [13].

Table 1
Consensus guidelines for the radiological boundaries of the neck node levels

Level	Anatomical boundaries					
	Cranial	Caudal	Anterior	Posterior	Lateral	Medial
Ia	Geniohyoid m., plane tangent to basilar edge of mandible	Plane tangent to body of hyoid bone	Symphysis menti, platysma m.	Body of hyoid bone	Medial edge of ant. belly of digastric m.	n.a. ^a
Ib	Mylohyoid m., cranial edge of submandibular gland	Plane through central part of hyoid bone	Symphysis menti, platysma m.	Posterior edge of submandibular gland	Basilar edge/innertime of mandible, platysma m., skin	Lateral edge of ant. belly of digastric m.
IIa	Caudal edge of lateral process of C1	Caudal edge of the body of hyoid bone	Post. edge of sub-mandibular gland; ant. edge of int. carotid artery; post. edge of post. belly of digastric m.	Post. border of int. jugular vein	Medial edge of sternocleidomastoid	Medial edge of int. carotid artery, paraspinal (levator scapulae) m.
IIb	Caudal edge of lateral process of C1	Caudal edge of the body of hyoid bone	Post. border of int. jugular vein	Post. border of the sternocleidomastoid m.	Medial edge of sternocleidomastoid	Medial edge of int. carotid artery, paraspinal (levator scapulae) m.
III	Caudal edge of the body of hyoid bone	Caudal edge of cricoid cartilage	Postero-lateral edge of the sternohyoid m.; ant. edge of sternocleidomastoid m.	Post. edge of the sternocleidomastoid m.	Medial edge of sternocleidomastoid	Int. edge of carotid artery, paraspinal (scalenius) m.
IV	Caudal edge of cricoid cartilage	2 cm cranial to sternoclavicular joint	Anteromedial edge of sternocleido-mastoid m	Post. edge of the sternocleidomastoid m.	Medial edge of sternocleidomastoid	Medial edge of internal carotid artery, paraspinal (scalenius) m.
V	Cranial edge of body of hyoid bone	CT slice encompassing the transverse cervical vessels ^b	Post. edge of the sternocleidomastoid m.	Ant-lateral border of the trapezius m.	Platysma m., skin	Paraspinal (levator scapulae, splenius capitis) m.
VI	Caudal edge of body of thyroid cartilage ^c	Sternal manubrium	Skin; platysma m.	Separation between trachea and esophagus ^d	Medial edges of thyroid gland, skin and ant.-medial edge of sternocleidomastoid m.	n.a.
Retro-pharyngeal	Base of skull	Cranial edge of the body of hyoid bone	Fascia under the pharyngeal mucosa	Prevertebral m. (longus colli, longus capitis)	Medial edge of the internal carotid artery	Midline

^a Midline structure lying between the medial borders of the anterior bellies of the digastric muscles.

^b For NPC, the reader is referred to the original description of the UICC/AJCC 1997 edition of the Ho's triangle. In essence, the fatty planes below and around the clavicle down to the trapezius muscle.

^c For paratracheal and recurrent nodes, the cranial border is the caudal edge of the cricoid cartilage.

^d For pretracheal nodes, trachea and anterior edge of cricoid cartilage.

Abb. 1: Consensus Richtlinien für die radiologischen Grenzen der LK-Level I-VI im Kopf- und Halsbereich [13]: Sie geben die festgelegten anatomischen Grenzen der LK-Level wieder. Anhand derer wurden die Grenzen der LK-Level in dieser Arbeit definiert.

Um die LK-Level vergleichen zu können, wurden aus den manuell eingezeichneten *CTVs* die entsprechenden LK-Level I bis VI separiert. Die eingezeichneten *CTVs* galten als Standard. Die retropharyngealen LK und der Primärtumor wurden ausgeschlossen. Zur Hilfe diente das „Create Copy“ *tool* der Software Oncentra, mit dem das *CTV* kopiert und dann in die einzelnen Level aufgeteilt wurde.

In die Statistik gingen bei den 70 Patienten insgesamt 32 Level II li., 27 Level II re., 54 Level III li., 49 Level III re., 37 Level IV li., 37 Level IV re., 14 Level V li. und 12 Level V re. mit ein.

Da die Level Ia (n=1), Ib li. (n=1), Ib re. (n=1) sowie VI (n=0) nicht repräsentant vertreten waren, mussten sie aus der Statistik ausgeschlossen werden.

Zur Volumenerfassung wurde die Software Oncentra (Nucletron, Version 4.1 SP2) genutzt. In dieser waren die konturierten Volumina in Kubikzentimetern (ccm) ablesbar. Es wurde der *Dice Similarity Coefficient (DSC)* berechnet. Er stellt eine Vergleichsmöglichkeit der Volumina dar. Der *DSC* wurde aus der Schnittmenge der manuellen und der autokonturierten Volumina sowie deren Summe berechnet (s. Abb. 2). Er lieferte Werte zwischen null und eins. Eine komplette Übereinstimmung der Volumina entsprach einem *DSC*-Wert von eins. Keine Übereinstimmung würde einem *DSC*-Wert von null entsprechen.

$$DSC = \frac{2|V_{man} \cap V_{auto}|}{|V_{man}| + |V_{auto}|}$$

Abb. 2: **Berechnungsformel des DSC:** Es fließen die Werte der Volumina der manuellen und der automatischen Konturierung mit ein. Ein Wert von null bedeutet keine Übereinstimmung der Volumina. Ein Wert von eins bedeutet eine komplette Übereinstimmung der Volumina. *DSC – Dice Similarity Coefficient*

2.1.8 Quantifizierung der Divergenzen

Zur Quantifizierung der craniocaudalen Divergenzen zwischen den manuell eingezeichneten LK-Levels und der durch die ABAS konturierten Level wurden die nach cranial und caudal abweichenden Schichten der Level II-IV von der Doktorandin analysiert (s. Abb. 3). Eine Schicht im computertomographischen Bild entsprach 3 mm. Für die craniale Grenze ergaben sich positive Werte, wenn das Level höher eingezeichnet wurde als es eigentlich der Fall sein sollte. Negative Werte ergaben sich, wenn das Level an der oberen Grenze zu weit unten erfasst wurde und somit an der oberen Grenze zu wenig Schichten erfasst wurden. Für die caudale Grenze ergaben sich

negative Werte, wenn zu wenige Schichten erfasst wurden und das Level zu früh in der Einzeichnung endete. Positive Werte ergaben sich, wenn zu viele Schichten eingezeichnet wurden und das Level zu weit nach caudal reichte (s. Abb. 3).

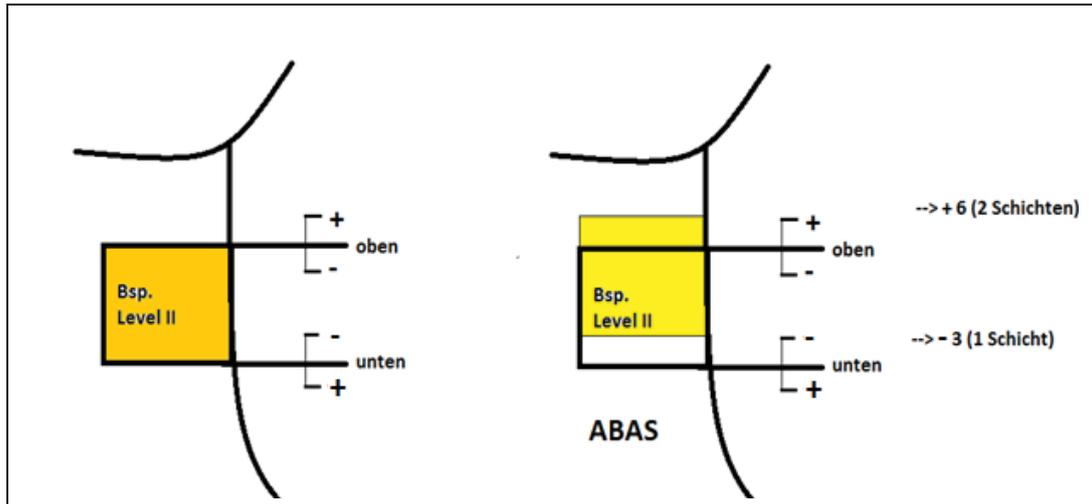


Abb. 3: **Schematische Darstellung zur Erfassung der Höhendifferenzen:** Wird das Volumen über die anatomischen Grenzen hinaus zu groß eingezeichnet entstehen positive Werte. Bei zu kleinem Volumen werden negative Werte detektiert.

Li.: Schematisch dargestellte korrekte anatomische Grenzen des Level II. Re.: Schematisch dargestelltes Level II durch die ABAS eingezeichnet. Hier: fehlerhafte Verlagerung des Volumens des Level II durch die ABAS nach cranial.

2.2 Zeiten

2.2.1 Patientendaten

Für die Analyse der Bearbeitungszeiten wurden computertomographische Bilder von 30 Patienten, die im Rahmen einer Planungs-CT erstellt wurden, konturiert.

Es wurden folgende Anzahl von Patienten mit in die Arbeit aufgenommen:

- 16 Oropharynxkarzinome
- 2 Nasopharynxkarzinome
- 3 Hypopharynxkarzinome
- 4 Larynxkarzinome
- 2 Zungenkarzinome

2 Mundbodenkarzinome

1 Mundhöhlenkarzinom

Es wurden nur Patienten mit aufgenommen, bei denen LK-Level mitbestrahlt wurden.

Eine Berücksichtigung bezüglich des Alters, des Geschlechtes und der Art der Bestrahlung gab es nicht.

2.2.2 Computertomographische Bilder

Die computertomographischen Bilder wurden unter den gleichen Bedingungen wie die aus dem Teil Volumina erhoben.

2.2.3 Methodisches Vorgehen

Die Einzeichnung wurde zweimal durchgeführt.

Die erste Konturierung wurde von einem erfahrenen Facharzt für Strahlentherapie ohne Nutzung der ABAS vorgenommen. Die zweite Einzeichnung wurde mit der ABAS von der Doktorandin durchgeführt. Alle durch die ABAS konturierten Strukturen wurden belassen oder modifiziert. Fehlende Strukturen wurden hinzugefügt. Die Gesamtbearbeitungszeit wurde jeweils dokumentiert.

Da die Doktorandin keine Akteneinsicht hatte und nicht die Erfahrung eines Facharztes für Strahlentherapie mitbrachte, lag die Orientierung an den bereits von dem Facharzt eingezeichneten computertomographischen Bildern. Es wurden die LK-Level eingezeichnet, die in der bereits bestehenden konturierten CT ersichtlich waren. Das *GTV* beziehungsweise das *CTV*, je nachdem ob ein *GTV* vorhanden war, wurden von der Einzeichnung des Facharztes übernommen. Darauf wurden dann das *CTV* und das *PTV* aufgebaut. Zum Schluss wurden die Einzeichnungen der Doktorandin an die des Facharztes für Strahlentherapie angeglichen, sodass ein möglichst kliniknahes Ergebnis entstand. Die Bearbeitungszeit des gesamten Vorganges wurde erfasst.

Folgende Strukturen waren einzuzeichnen:

- a. Außenkontur
- b. Mandibula
- c. Spinalkanal

- d. Spinalkanal 3mm
- e. Hirnstamm
- f. Hirnstamm 3mm
- g. Innenohr li.
- h. Innenohr re.
- i. Parotiden
- j. Glandulae submandibulares
- k. Mundhöhle
- l. Schluckkanal
- m. *GTV*
- n. *CTV* (70 Gray (Gy), 59Gy, 52Gy)
- o. *PTV* (70Gy, 59Gy, 52Gy)

Die LK-Level waren in dem *CTV* enthalten. Darüber hinaus waren bei manchen Patienten die Außenkontur mit Maskenhalter, der Maskenhalter, Wasser, ein Bolus oder die Stimmritze sowie weitere Risikoorgane wie Augen, Chiasma, Linsen, Sehnerven eingezeichnet. Diese wurden in der Arbeit jedoch nicht mitberücksichtigt.

Um das Konturierungsprogramm ABAS isoliert bewerten zu können, durften von dem Oncentra-Programm nur das Pearl-Tool genutzt werden. Keine anderen Tools waren zugelassen. Dies galt für die Doktorandin. Zur besseren Erkennung der einzelnen Strukturen durften die verschiedenen Fenster im computertomographischen Bild verwendet werden.

Die Dokumentation der manuellen Gesamtbearbeitungszeit startete beim Aufrufen des computertomographischen Bildes in Oncentra und endete mit dem finalen Speichern beziehungsweise Schließen des Falles in Oncentra. Ladungszeiten des Computers wurden mit in die Zeitmessung aufgenommen und nicht heraus gerechnet.

Die Bearbeitungszeit der ABAS wurde von dem Programm berechnet ab der Auswahl des Patienten und des zu nutzenden Atlanten mit Betätigung des Buttons „Start“ bis zur Beendigung der automatischen Konturierung. Der Wert wurde von der ABAS angezeigt.

2.3 Statistik

Zusammenfassend wurden folgende Daten erhoben

- a. Volumina der Risikoorgane in ccm
- b. Volumina der LK-Level in ccm
- c. *DSC*-Werte der Risikoorgane
- d. *DSC*-Werte der LK-Level
- e. Höhendifferenzen der LK-Level
- f. Bearbeitungszeit der ABAS in min
- g. Gesamtbearbeitungszeiten in min

Aus den erhobenen Daten wurden die Mittelwerte berechnet und in Säulendiagrammen dargestellt. Desweiteren wurde für die Risikoorgane und für die LK-Level eine einfaktorielle Varianzanalyse (*Analysis of variance - ANOVA*) zum Vergleich bei verschiedenen Außenkonturvolumina durchgeführt. Für die statistische Auswertung wurde die Statistik Software *Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)* Version 22 von IBM verwendet.

3. Ergebnisse

3.1 Auswertung

3.1.1 Statistisches Vorgehen

Alle Daten wurden mit dem Programm *SPSS 22.0* analysiert. Mittelwerte und Standardabweichungen wurden als Mittelwert \pm Standardabweichung angegeben.

Um einen Zusammenhang zwischen den *DSC*-Werten und den Außenkonturvolumina der Patienten herstellen zu können, wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (*ANOVA*) durchgeführt. Als abhängige Variable (AV) dienten die *DSC*-Werte der Organe. Sie zeigten ein intervallskaliertes Messniveau. Die unabhängige Variable (UV) wurde durch die Gruppen der Außenkonturvolumina dargestellt. Sie war kategorial skaliert. Für diese parametrische Analyse sollte eine Varianzhomogenität der Daten vorliegen. Auf Grund der zu kleinen Untersuchergruppen (jeweils < 30 Versuchspersonen), wurde kein Test auf Normalverteilung durchgeführt. Mit Hilfe des Levene-Testes wurde die Homogenität der Fehlervarianzen in den einzelnen Gruppen vor jeder Berechnung überprüft. Die Varianzhomogenität zwischen den Gruppen wurde durch einen nicht signifikanten Levene-Test bestätigt ($p > .05$).

Für eine Überprüfung, wo in welcher Gruppe Unterschiede bestehen, wurde als posthoc-Signifikanztest der Scheffé-Test angewendet. Er galt als signifikant wenn $p < .05$. Der Scheffé-Test wurde nur im Falle einer Signifikanz in der Varianzanalyse angewendet.

Um eine bessere Lesbarkeit zu gewährleisten, wurden Ergebnisse nur bei grober Verletzung der Voraussetzung und daraus gezogener Konsequenzen berichtet.

3.1.2 Gruppeneinteilung nach dem Außenkonturvolumen

Um eine Aussage treffen zu können, wie sich die *DSC*-Werte in Bezug auf das Außenkonturvolumen der Patienten verhalten, wurden drei Gruppen der Außenkonturvolumina gebildet.

Gruppe 1:	Volumina < 9000 ccm (klein)	20 Patienten
Gruppe 2:	Volumina zwischen 9000 ccm und 12000 ccm (mittel)	27 Patienten
Gruppe 3:	Volumina > 12000 ccm (groß)	23 Patienten

3.2 Volumina der Risikoorgane

3.2.1 Absolute Volumina der Risikoorgane im Vergleich

Um zu untersuchen, wie exakt die ABAS die Volumina konturiert, werden die absoluten Volumina sowie der *DSC* bei den eingezeichneten Strukturen von 70 computertomographischen Bildern berechnet.

Wie der Abb. 4 zu entnehmen ist, unterscheiden sich die absoluten manuell eingezeichneten Volumina von denen, die die ABAS konturiert hat. Die Werte entsprechen dem Mittelwert aus 70 Patienten. Für die Mandibula ergibt sich für das manuell eingezeichnete Volumen ein Mittelwert von 58,34 ccm mit einer Standardabweichung von 14,17 ccm. Das von der ABAS eingezeichnete Volumen beträgt im Mittel 70,81 ccm \pm 13,48 ccm. Bei der linken Parotis ergibt sich ein Mittelwert für das manuell eingezeichnete Volumen von 26,75 ccm \pm 9,40 ccm und für das durch die ABAS eingezeichnete Volumen ein Mittelwert von 25,63 ccm \pm 9,51 ccm. Für die rechte Parotis zeigt sich ein Mittelwert für das manuelle Volumen von 26,77 ccm \pm 9,31 ccm. Der Mittelwert für das von der ABAS eingezeichnete Volumen beträgt 26,12 ccm \pm 9,55 ccm. Beim Hirnstamm liegt das mittlere manuell eingezeichnete Volumen bei 23,66 ccm \pm 5,39 ccm und das durch die ABAS eingezeichnete Volumen bei 20,91 ccm \pm 8,58 ccm. Für die Außenkontur zeigt sich ein mittleres manuell eingezeichnetes Volumen von 11134,22 ccm \pm 3582,60 ccm. Das von der ABAS konturierte Volumen beträgt im Mittel 11176,26 ccm \pm 3650,32 ccm (s. Abb. 5).

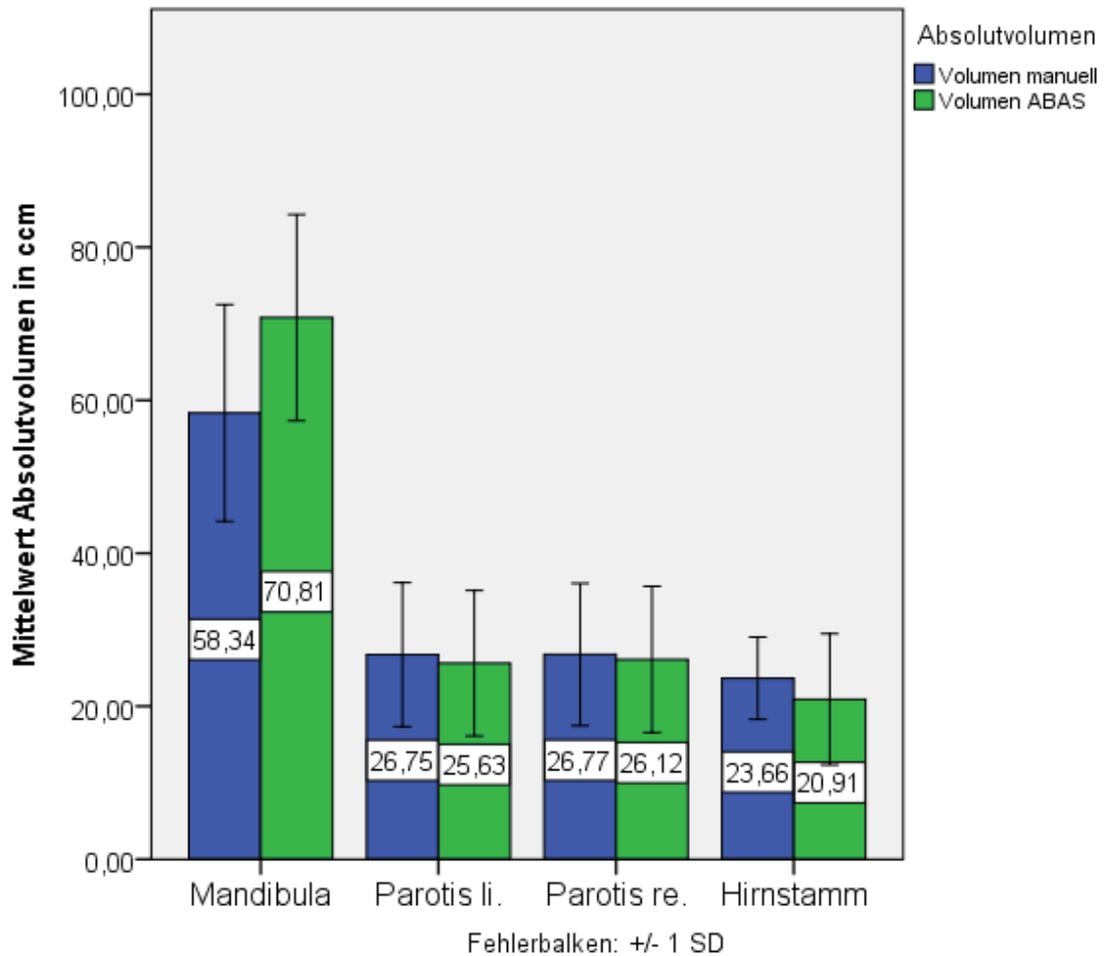


Abb. 4: **Absolute Volumina der manuellen Einzeichnung und der durch die ABAS eingezeichneten Volumina der Risikoorgane im Vergleich:** Dargestellt sind die Mittelwerte der manuell eingezeichneten Volumina im Vergleich mit den durch die ABAS eingezeichneten Volumina in Form von Balken. In der Mitte ist jeweils der genaue Wert angegeben. Die Fehlerbalken zeigen \pm eine Standardabweichung. SD - Standardabweichung

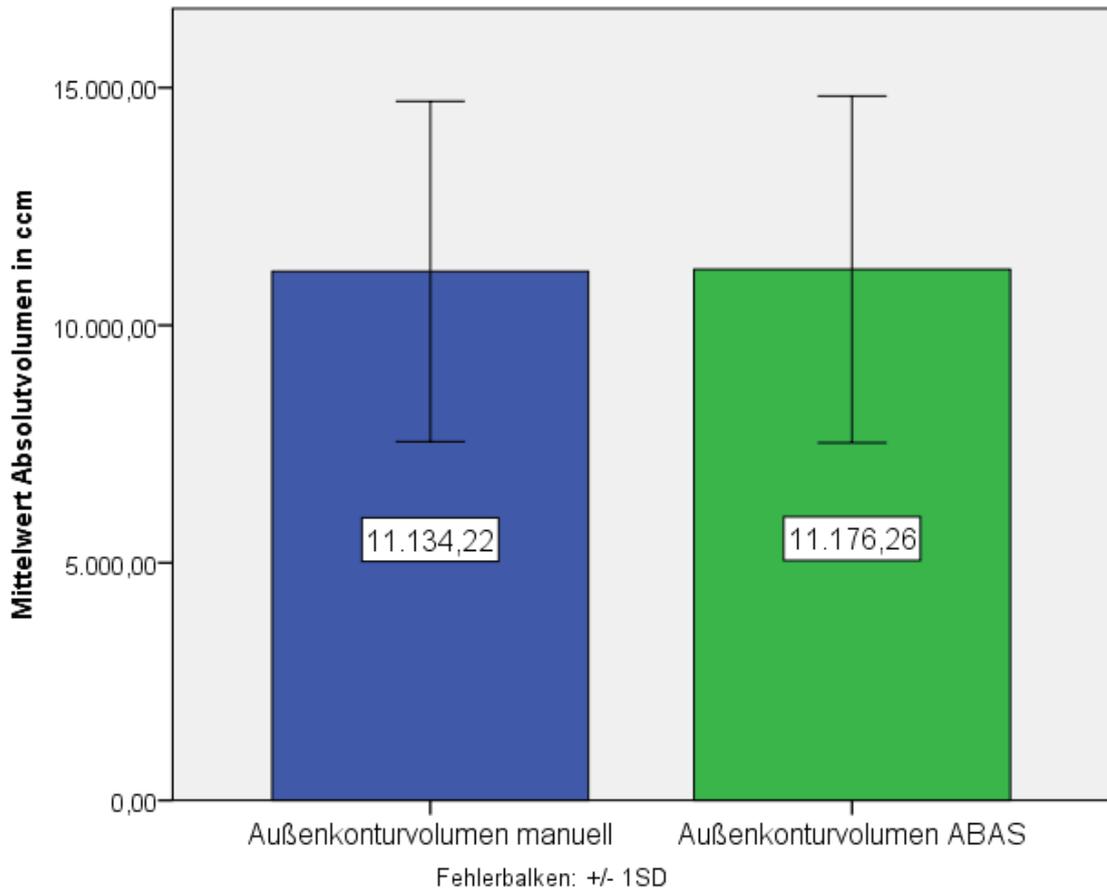


Abb. 5: **Absolute Volumina der manuellen Einzeichnung und der durch die ABAS eingezeichneten Volumina für die Außenkontur im Vergleich:** Dargestellt ist das mittlere manuell eingezeichnete Volumen der Außenkontur im Vergleich mit dem durch die ABAS eingezeichneten mittleren Volumen in Form von Balken. In der Mitte ist der genaue Wert angegeben. Die Fehlerbalken zeigen \pm eine Standardabweichung. SD – Standardabweichung

3.2.2 DSC-Werte der Risikoorgane im Vergleich

Für die Mandibula ergibt sich ein Mittelwert der *DSC*-Werte von 0,8552 mit einer Standardabweichung von $\pm 0,0489$. Bei der linken Parotis zeigt sich $0,7357 \pm 0,0969$. Der Mittelwert der *DSC*-Werte der rechten Parotis ergibt $0,7313 \pm 0,1133$. Für den Hirnstamm ergibt sich $0,6403 \pm 0,1791$. Bei der Außenkontur zeigt sich $0,9917 \pm 0,0034$. Die graphische Darstellung ist Abb. 6 zu entnehmen.

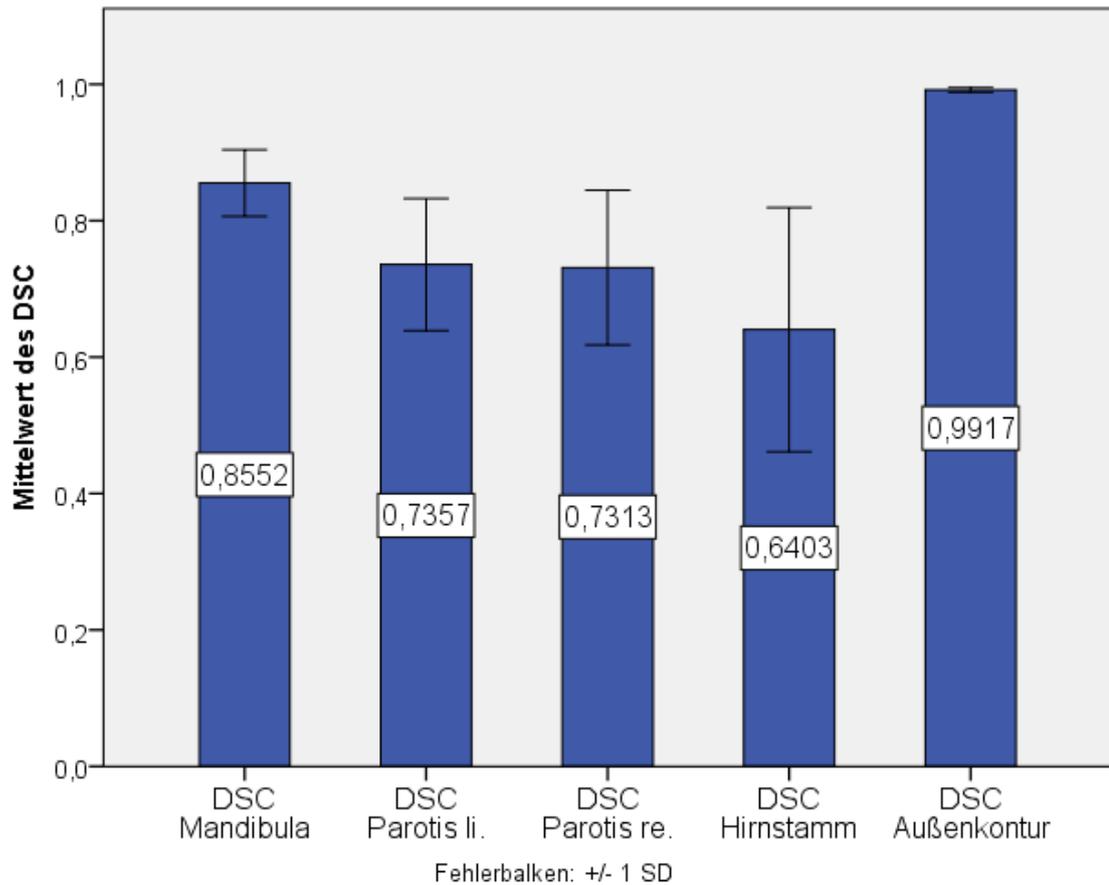


Abb. 6: **DSC-Werte der Risikoorgane im Vergleich:** Dargestellt sind die Mittwerte der *DSC*-Werte der einzelnen Risikoorgane in Form von Balken. In der Mitte ist jeweils der genaue Wert angegeben. Die Fehlerbalken zeigen \pm eine Standardabweichung. *DSC* – *Dice Similarity Coefficient*, *SD* - Standardabweichung

3.2.3 DSC der Risikoorgane in Bezug auf Außenkonturvolumengruppen (ANOVA)

Für die Mittelwerte des *DSC* der Mandibula zeigt sich ein Zusammenhang mit den Außenkonturvolumina; je größer das Außenkonturvolumen, desto größer sind die *DSC*-Werte (s. Abb. 7). In der Gruppe mit kleinem Außenkonturvolumen beträgt der mittlere *DSC*-Wert $0,8399 \pm 0,0478$. Der Mittelwert in der Gruppe mit den mittleren Außenkonturvolumina liegt bei $0,8563 \pm 0,0477$. Für die dritte Gruppe ist der Mittelwert $0,8674 \pm 0,0495$.

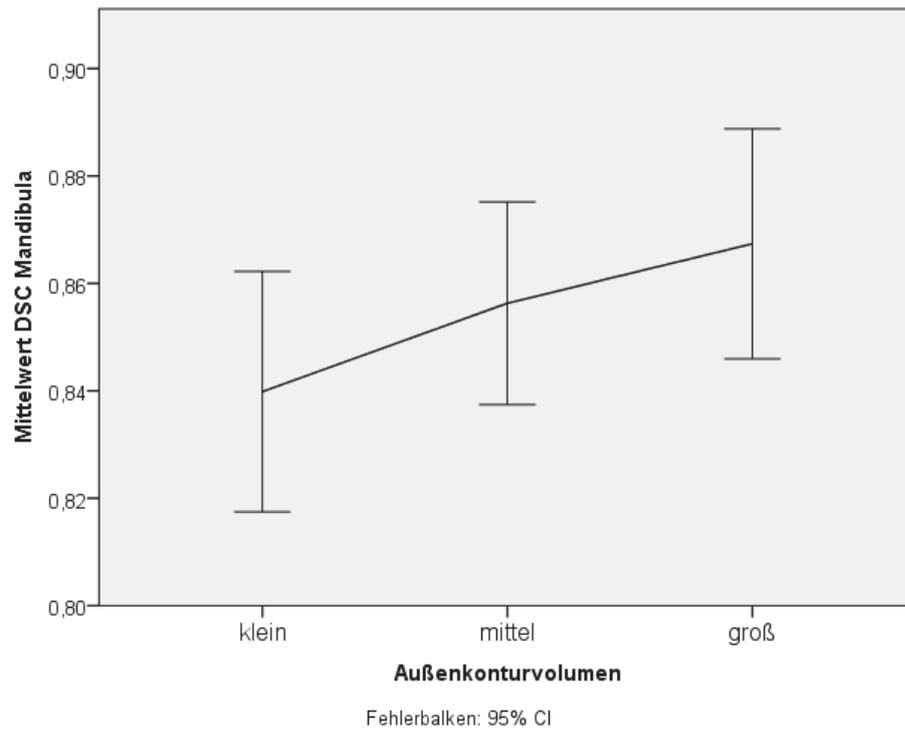


Abb. 7: **Mittelwerte des DSC der Mandibula in Abhängigkeit des Außenkonturvolumens:** Der *DSC*-Wert nimmt mit größerem Außenkonturvolumen zu. Die Fehlerbalken entsprechen dem 95% Konfidenzintervall. *DSC* – *Dice Similarity Coefficient*, *CI* - *confidence interval*

Bei den Parotiden zeigt sich der größte *DSC*-Wert bei der Gruppe mit dem größten Außenkonturvolumen (s. Abb. 8 a, b). Für die linke Parotis ist der Mittelwert $0,7444 \pm 0,1044$. Die rechte Parotis zeigt in der Gruppe mit dem größten Außenkonturvolumen einen Mittelwert von $0,7477 \pm 0,1121$. In der zweiten Gruppe liegt der *DSC*-Wert unterhalb des Wertes aus der ersten Gruppe mit $0,7218 \pm 0,1366$.

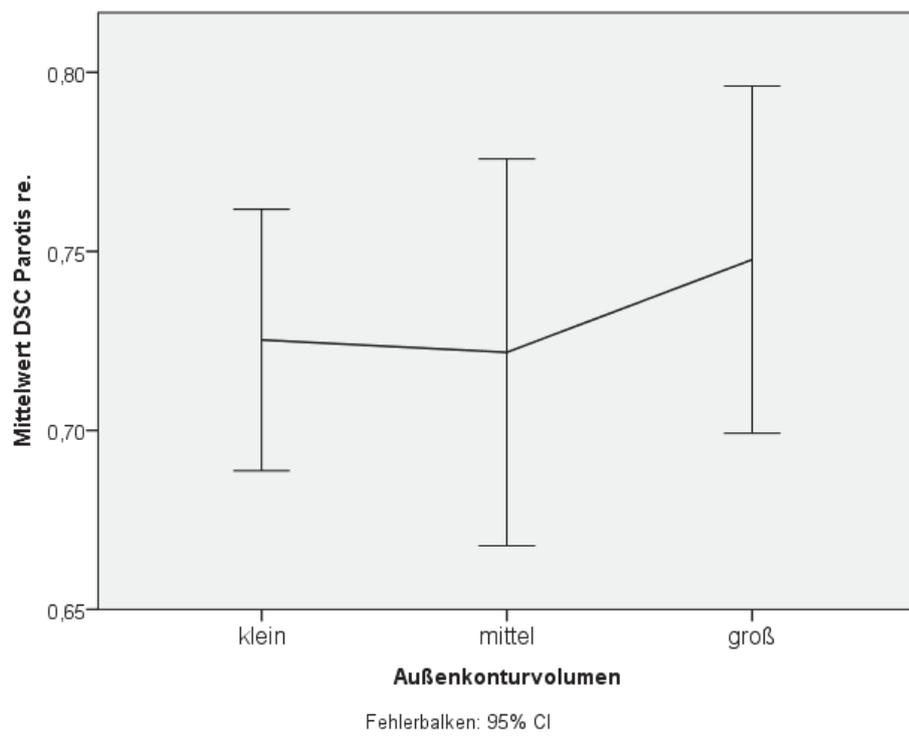
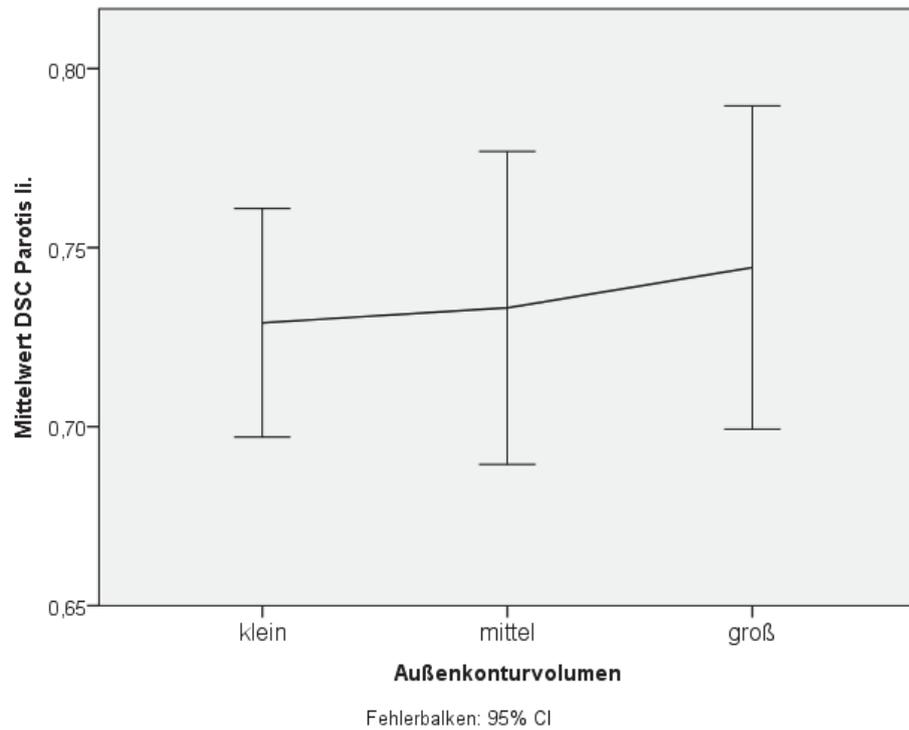


Abb. 8 a, b: **Mittelwerte des DSC der linken und rechten Parotis in Abhängigkeit des Außenkonturvolumens:** Der größte DSC-Wert zeigt sich in der Gruppe mit dem größten Außenkonturvolumen. Die Fehlerbalken entsprechen dem 95% Konfidenzintervall. DSC – Dice Similarity Coefficient, CI - confidence interval

Der mittlere *DSC*-Wert des Hirnstammes nimmt mit steigendem Außenkonturvolumen zu (s. Abb. 9). Für die erste Gruppe liegt er bei $0,5632 \pm 0,1764$. Die zweite Gruppe zeigt einen mittleren *DSC*-Wert von $0,6206 \pm 0,2072$. In der dritten Gruppe ist der Mittelwert $0,7303 \pm 0,0926$.

Bei der Betrachtung des *DSC* der Außenkontur in Abhängigkeit des Außenkonturvolumens zeigt sich der größte *DSC*-Wert bei einem mittleren Außenkonturvolumen (s. Abb. 10) mit $0,9924 \pm 0,0021$. Die deskriptive Statistik ist Tabelle 1 zu entnehmen.

In der einfaktoriellen Varianzanalyse zeigt sich für den *DSC*-Wert des Hirnstammes ein signifikanter Effekt unter der Bedingung des Faktors Außenkonturvolumen $F(2,67)=5,576$, $p = ,006$ (Tabelle 2). Der Scheffé-Test zeigt zwischen der kleinen und der großen Außenkonturvolumengruppe einen signifikanten Unterschied mit $p = .007$. Allerdings ist der Varianzhomogenitätstest für den *DSC* des Hirnstammes signifikant mit $p = .001$. Die Voraussetzungen sind somit nicht gegeben. Für die anderen Risikoorgane ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen der Außenkonturvolumina.

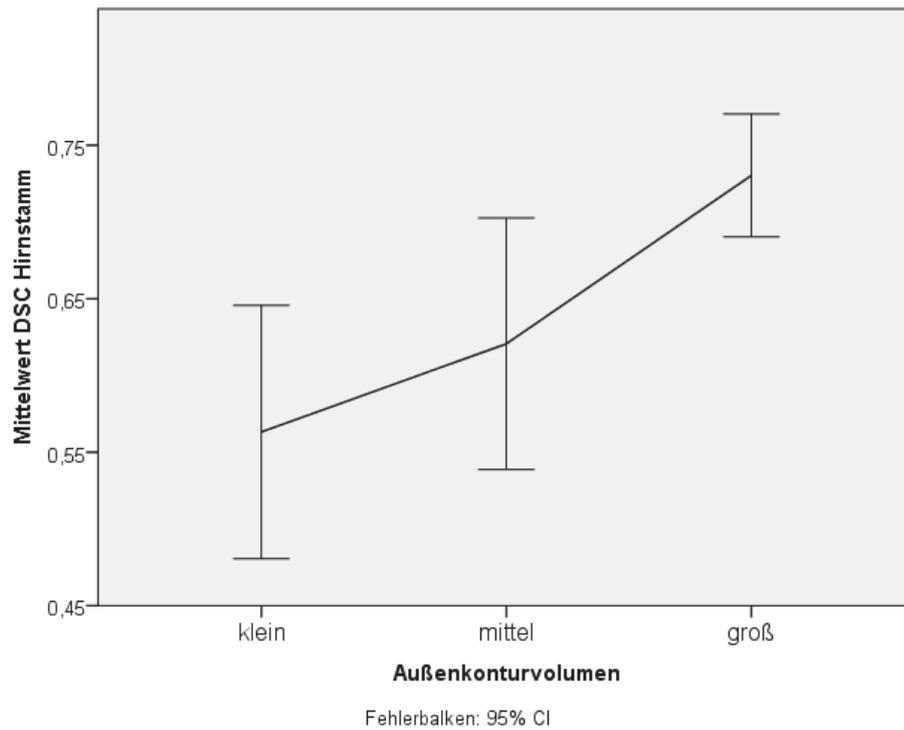


Abb. 9: **Mittelwerte des DSC des Hirnstammes in Abhängigkeit des Außenkonturvolumens:** Der *DSC*-Wert nimmt mit steigendem Außenkonturvolumen zu. Die Fehlerbalken entsprechen dem 95% Konfidenzintervall. *DSC* – *Dice Similarity Coefficient*, *CI* - *confidence interval*

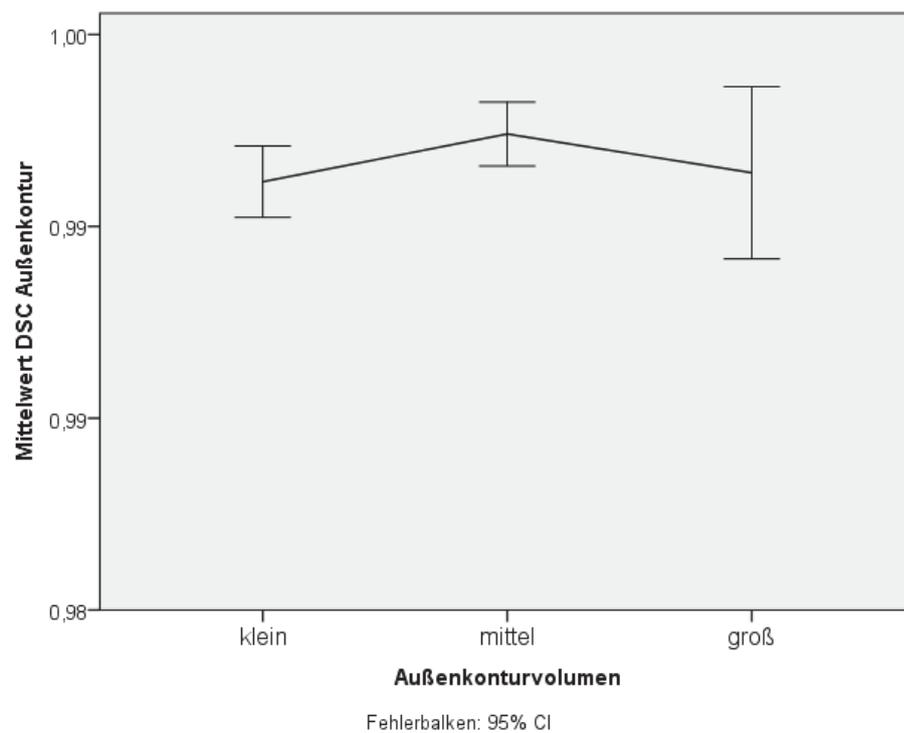


Abb. 10: **Mittelwerte des DSC der Außenkontur in Abhängigkeit des Außenkonturvolumens:** Der größte *DSC*-Wert liegt bei einem mittleren Außenkonturvolumen. Die Fehlerbalken entsprechen dem 95% Konfidenzintervall. *DSC* – *Dice Similarity Coefficient*, *CI* - *confidence interval*

Deskriptive Statistik

		H	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	Minimum	Maximum
DSC Mandibula	klein	20	,839855	,0477970	,0106877	,6851	,9010
	mittel	27	,856306	,0477078	,0091814	,7435	,9953
	groß	23	,867376	,0495195	,0103255	,7863	,9822
	Gesamt	70	,855243	,0488540	,0058392	,6851	,9953
DSC Parotis li.	klein	20	,729002	,0681810	,0152457	,5712	,8305
	mittel	27	,733181	,1104625	,0212585	,3870	,9089
	groß	23	,744440	,1044318	,0217755	,5415	,9919
	Gesamt	70	,735686	,0969336	,0115858	,3870	,9919
DSC Parotis re.	klein	20	,725259	,0779907	,0174392	,5684	,8508
	mittel	27	,721808	,1365891	,0262866	,1601	,8403
	groß	23	,747687	,1121175	,0233781	,4618	,9901
	Gesamt	70	,731297	,1133499	,0135479	,1601	,9901
DSC Hirnstamm	klein	20	,563205	,1763895	,0394419	,2756	,8426
	mittel	27	,620640	,2072489	,0398851	,0243	,9456
	groß	23	,730323	,0926169	,0193120	,4631	,8741
	Gesamt	70	,640269	,1790606	,0214018	,0243	,9456
DSC Außenkontur	klein	20	,991164	,0019853	,0004439	,9881	,9941
	mittel	27	,992408	,0021039	,0004049	,9869	,9978
	groß	23	,991398	,0051943	,0010831	,9746	,9982
	Gesamt	70	,991721	,0034154	,0004082	,9746	,9982

Tabelle 1: **Deskriptive Statistik der DSC-Werte der Risikoorgane in Abhängigkeit des Außenkonturvolumens:** Dargestellt sind die Häufigkeitsverteilung in den einzelnen Gruppen, die Mittelwerte mit der Standardabweichung, der Standardfehler sowie das Minimum und das Maximum der jeweiligen DSC-Werte. Ein DSC-Wert von eins bedeutet eine komplette Übereinstimmung der Volumina. Ein DSC-Wert von null bedeutet keine Übereinstimmung der Volumina. *DSC – Dice Similarity Coefficient*

ANOVA

		Df	F	Sig.
DSC Hirnstamm	Zwischen Gruppen	2	5,576	,006
	Innerhalb der Gruppen	67		
	Gesamtsumme	69		

Tabelle 2: **Einfaktorielle Varianzanalyse des DSC des Hirnstammes in Abhängigkeit des Außenkonturvolumens:** Ein DSC-Wert von eins bedeutet eine komplette Übereinstimmung der Volumina. Ein DSC-Wert von null bedeutet keine Übereinstimmung. Eine Signifikanz ist mit $p < .05$ gegeben. *DSC – Dice Similarity Coefficient*

3.3 Beobachtete Fehler bei der Konturierung der Risikoorgane durch die ABAS

3.3.1 Außenkontur

Bei der Außenkontur der ABAS ist eine Ungenauigkeit im Bereich der Nase und der Ohren zu beobachten. Der Apex nasi, die Helices sowie der Meatus acusticus externus sind nicht in dem Volumen enthalten (s. Abb. 11 a, b). Desweiteren wird die Patientenliege teilweise mit in das Volumen integriert.

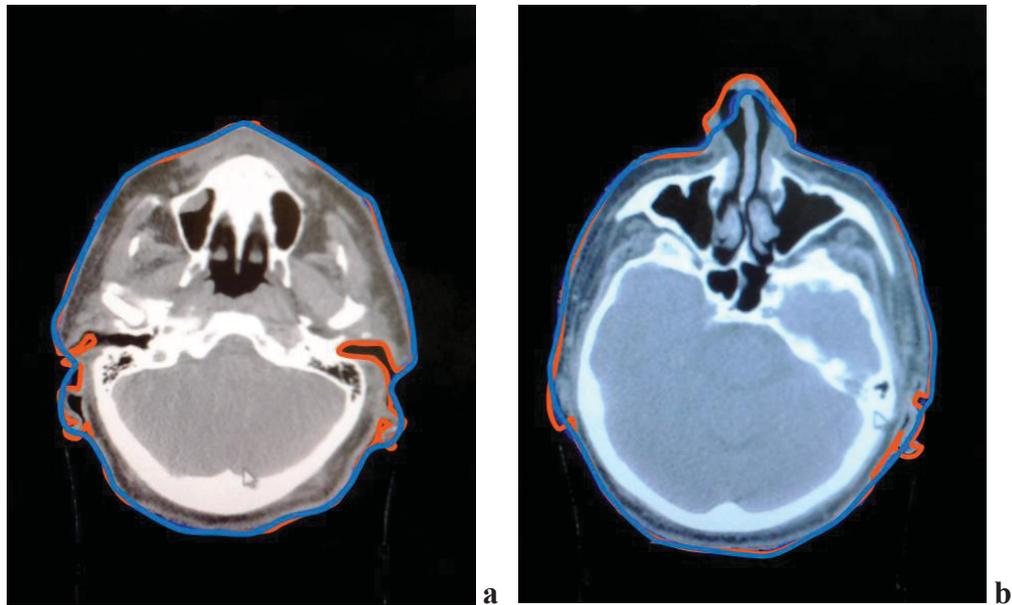


Abb. 11 a, b: **Außenkontur:** Axiale CT-Bilder im Weichteilfenster. Blau: Die Kontur der ABAS, orange: Die manuelle Kontur. a: Bei den Ohren werden der Meatus acusticus externus und die Helices nicht richtig eingezeichnet. b: Die Nasenspitze ist nicht im Ganzen erfasst.

3.3.2 Mandibula

Bei der Mandibula zeichnet die ABAS eine größere Kontur als bei der manuellen Einzeichnung (s. Abb. 12 a, b). Es gibt Unterschiede in der Ausdehnung der Mandibula je nach Gewichtung des computertomographischen Bildes. Im Weichteilfenster ist sie größer als im Knochenfenster. Die manuelle Konturierung richtet sich nach der Betrachtung der Mandibula im Knochenfenster. Daher ist dies ein möglicher Grund für die Unterschiede der Volumina.

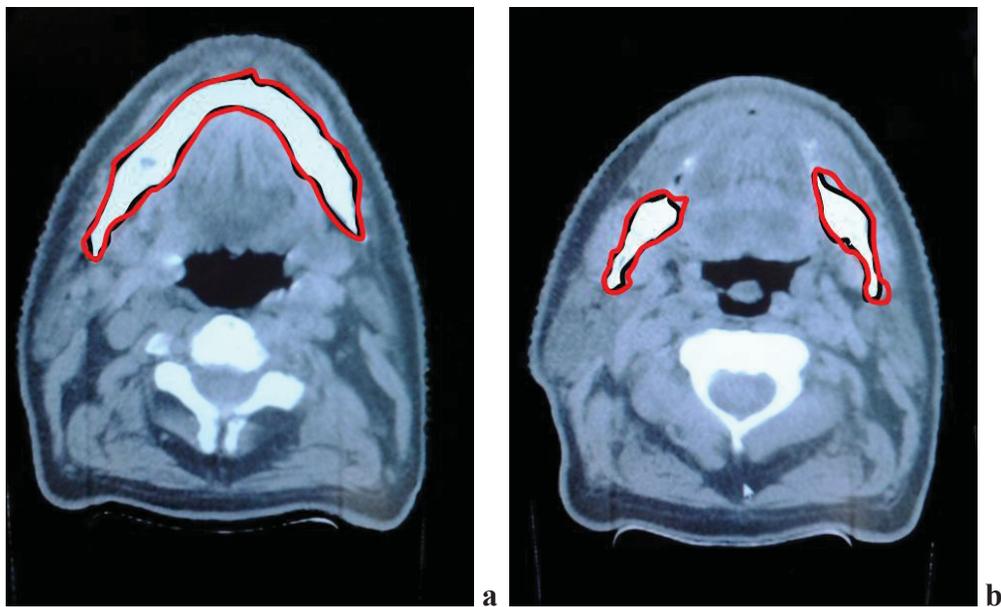


Abb. 12 a, b: **Mandibula im Weichteilfenster:** Axiale CT-Bilder im Weichteilfenster. Rot: Die Kontur der ABAS, schwarz: Die manuelle Kontur. Die manuelle Einzeichnung liegt der Knochengrenze enger an.

3.3.3 Parotis links

Die ABAS erfasst nicht das komplette Drüsengewebe mit seinen anterioren und medialen Anteilen (s. Abb. 13 a, b). Darüber hinaus werden Teile des umliegenden Gewebes mit in die Kontur aufgenommen, die nicht Drüsengewebe darstellen.

3.3.4 Parotis rechts

Die gesamte Drüse wird nicht durch die ABAS erkannt. Es fehlen Teile des anterioren Gewebes. Die medialen Anteile sind nicht komplett im eingezeichneten Volumen enthalten. Darüber hinaus wird zum Teil umliegendes Gewebe mit in das Volumen aufgenommen (s. Abb. 13 a, b).

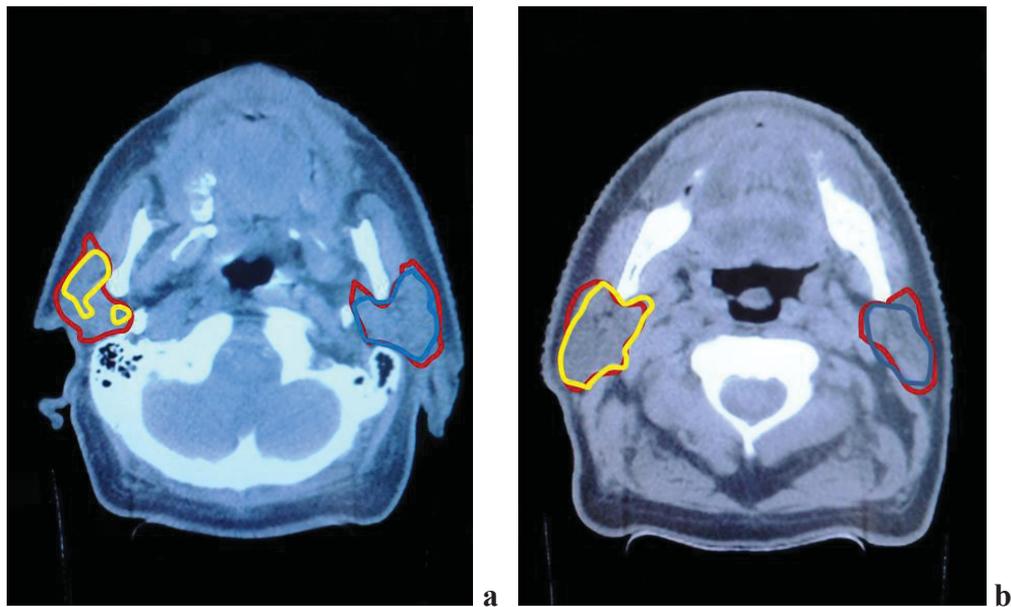


Abb. 13 a, b: **Parotiden:** Axiale CT-Bilder im Weichteilfenster. Gelb und blau: Die Kontur der ABAS, rot: Die manuelle Kontur. Die Einzeichnung der ABAS erfasst nicht das komplette Drüsengewebe.

3.3.5 Hirnstamm

Die eingezeichnete Kontur des Hirnstammes entspricht nicht der tatsächlichen Gewebebegrenzung (s. Abb. 14 a, b). Die Volumina der ABAS stimmen nicht mit den anatomischen Grenzen überein. Ein Teil des Hirnstammgewebes wird nicht erfasst. Die caudale Begrenzung entspricht nicht der Mitte des Dens axis wie es eigentlich der Fall sein sollte.

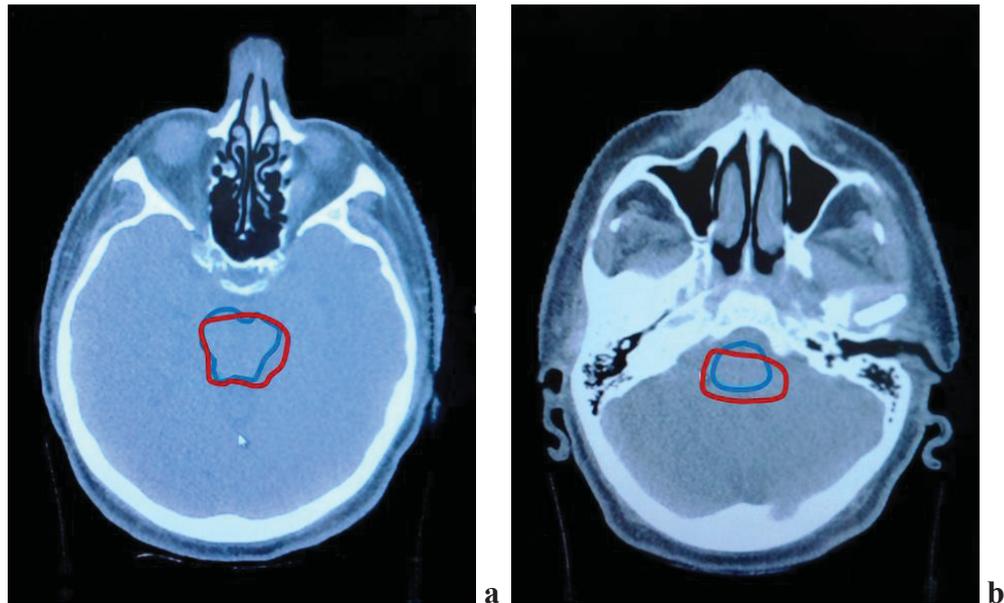


Abb. 14 a, b: **Hirnstamm:** Axiale CT-Bilder im Weichteilfenster. Rot: Die Kontur der ABAS, blau: Die manuelle Kontur. a: Das Gewebe des Hirnstammes wird nur grob erfasst. b: Die Kontur ist zu weit dorsal und zu groß eingezeichnet.

3.4 Volumina der LK-Level

3.4.1 Absolute Volumina der LK-Level im Vergleich

Die manuell eingezeichneten Volumina unterscheiden sich von den durch die ABAS eingezeichneten Volumina. Für das Level II li. beträgt der Mittelwert des manuell eingezeichneten Volumens $31,87 \text{ ccm} \pm 12,75 \text{ ccm}$. Die ABAS zeichnet für das Level II li. im Mittel ein Volumen von $22,89 \text{ ccm} \pm 6,13 \text{ ccm}$ ein. Das manuell eingezeichnete Volumen für das Level II re. hat einen Mittelwert von $29,66 \text{ ccm} \pm 11,52 \text{ ccm}$. Der Mittelwert der ABAS beträgt für das Level II re. $22,77 \text{ ccm} \pm 5,45 \text{ ccm}$. Das Level III li. wird manuell mit einem Mittelwert von $16,26 \text{ ccm} \pm 6,18 \text{ ccm}$ konturiert. Die ABAS zeichnet im Mittel für das Level III li. $11,98 \text{ ccm} \pm 3,93 \text{ ccm}$ ein. Für das Level III re. beträgt das manuell eingezeichnete Volumen im Mittel $16,54 \text{ ccm} \pm 7,53 \text{ ccm}$. Die ABAS zeichnet einen Mittelwert von $14,41 \text{ ccm} \pm 4,37 \text{ ccm}$ für das Level III re. ein. Das manuell eingezeichnete Volumen für das Level IV li. beträgt im Mittel $17,61 \text{ ccm} \pm 7,18 \text{ ccm}$. Der Mittelwert des durch die ABAS eingezeichneten Volumens beträgt $17,38$

ccm \pm 4,98 ccm für das Level IV li. Für das Level IV re. wird manuell ein Mittelwert von 16,25 ccm \pm 6,67 ccm eingezeichnet. Die ABAS zeichnet im Mittel für das Level IV re. 18,94 ccm \pm 4,81 ccm ein. Das Level V li. wird manuell im Mittel mit 25,59 ccm \pm 9,89 ccm eingezeichnet. Der Mittelwert des durch die ABAS eingezeichneten Volumens beträgt 12,87 ccm \pm 5,21 ccm für das Level V li. Das Level V re. wird manuell im Mittel mit 26,86 ccm \pm 12,39 ccm eingezeichnet. Die ABAS zeichnet einen Mittelwert von 7,77 ccm \pm 3,59 ccm ein. Die graphische Darstellung ist Abb. 15 zu entnehmen.

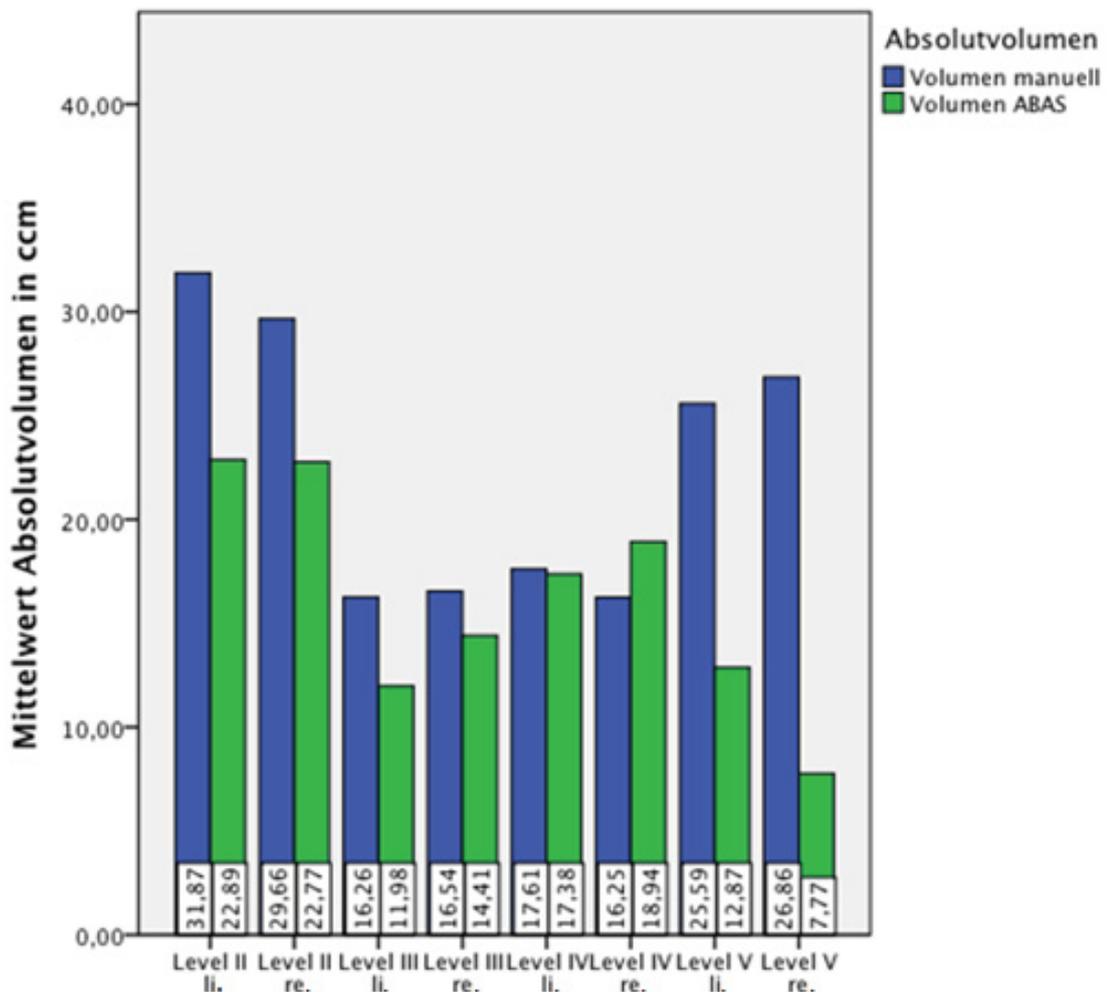


Abb. 15: **Absolute Volumina der manuellen Einzeichnung und der durch die ABAS eingezeichneten Volumina der LK-Level II-V im Vergleich:** Dargestellt sind die Mittelwerte der manuell eingezeichneten Volumina im Vergleich mit den durch die ABAS eingezeichneten Volumina in Form von Balken. Unten ist jeweils der genaue Wert angegeben.

3.4.2 DSC-Werte der LK-Level im Vergleich

Für die LK-Level II bis V ergeben sich folgende *DSC* Mittelwerte: Der Mittelwert des *DSC*-Wertes des LK-Levels II li. liegt bei $0,6101 \pm 0,0857$. Für das Level II re. ergibt sich ein Mittelwert von $0,6198 \pm 0,0885$. Der *DSC* Mittelwert des Levels III li. beträgt $0,4342 \pm 0,1956$. Für das Level III re. ergibt sich ein Mittelwert von $0,4256 \pm 0,1780$. Der *DSC* Mittelwert für das LK-Level IV beträgt für li. $0,4942 \pm 0,0955$ und für re. $0,4163 \pm 0,0944$. Für das Level V li. ergibt sich ein Mittelwert von $0,3219 \pm 0,1051$ und für Level V re. zeigt sich ein mittlerer *DSC*-Wert von $0,2261 \pm 0,0690$. Die graphische Darstellung ist der Abb. 16 zu entnehmen.

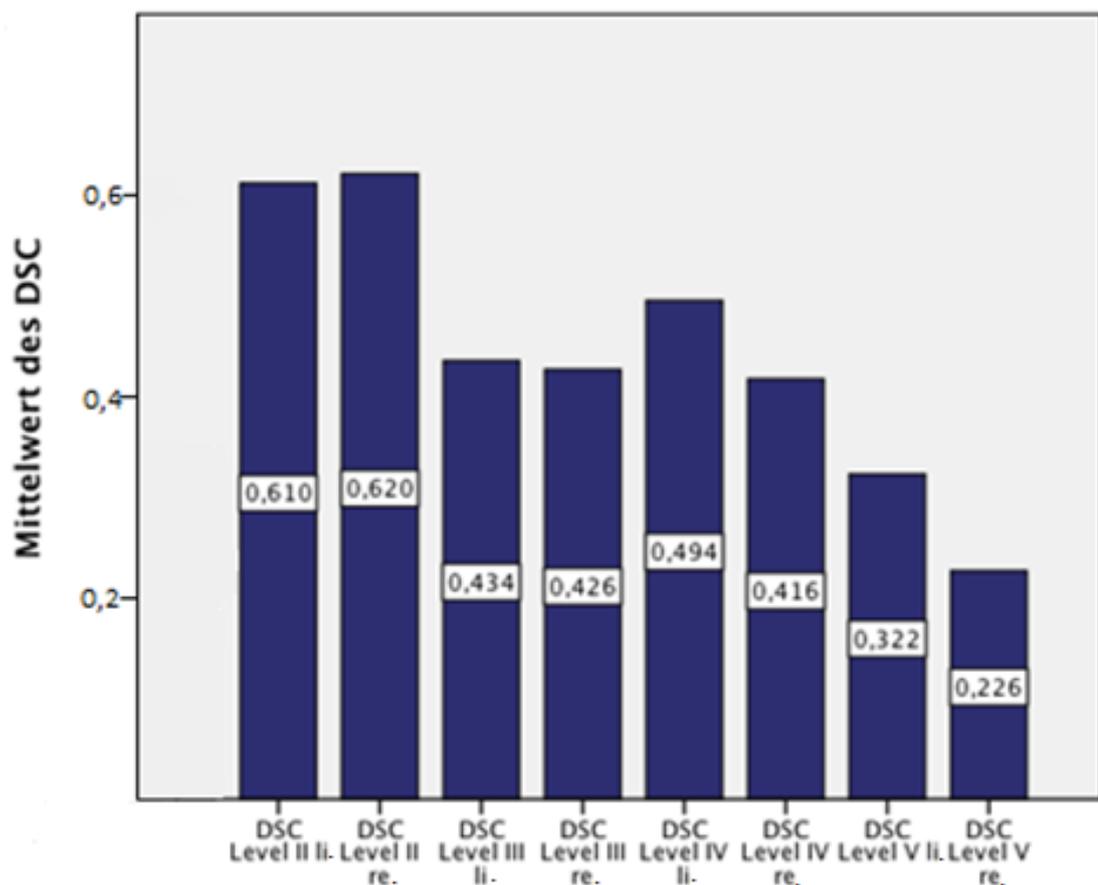


Abb. 16: **DSC-Werte der LK-Level II-V im Vergleich:** Dargestellt sind die Mittwerte der *DSC*-Werte der einzelnen LK-Level in Form von Balken. In der Mitte ist jeweils der genaue Wert angegeben. *DSC* – Dice Similarity Coefficient

3.4.3 DSC der LK-Level in Bezug auf Außenkonturvolumengruppen (ANOVA)

Bei der Betrachtung der *DSC*-Werte in Bezug auf das Außenkonturvolumen wird deutlich, dass meist der größte *DSC*-Wert bei einem mittleren Außenkonturvolumen auftritt. Die Werte sind Tabelle 3 zu entnehmen.

Bei dem LK-Level II li. ist der mittlere *DSC*-Wert mit $0,6375 \pm 0,1085$ am größten.

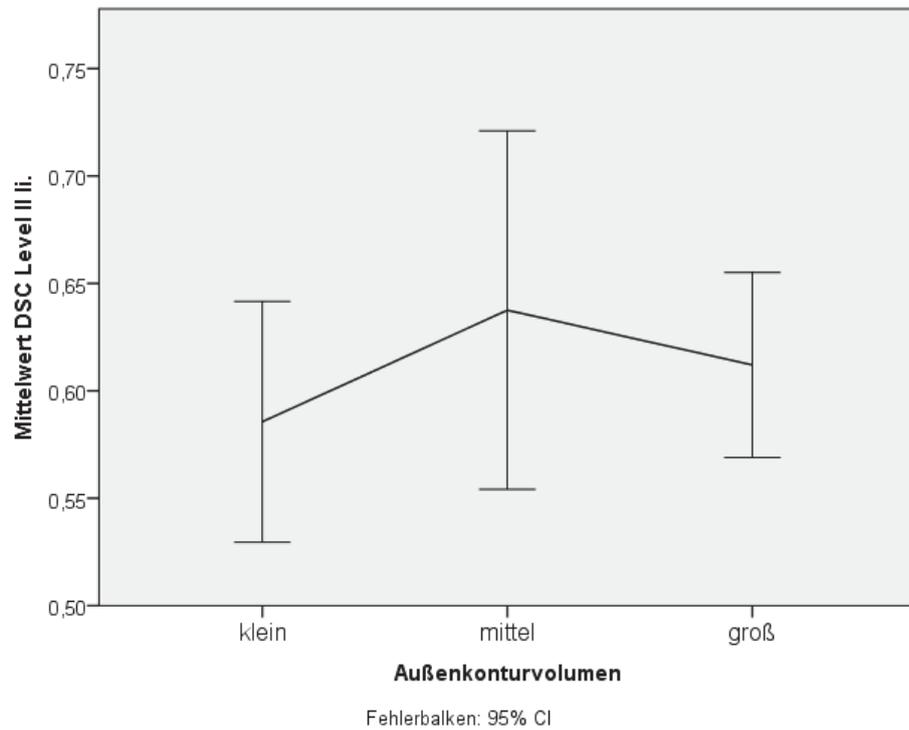
Beim LK-Level II re. liegt der größte Mittelwert bei $0,6477 \pm 0,1131$. Beide Werte liegen in der Gruppe mit dem mittleren Außenkonturvolumen (s. Abb. 17 a, b).

Bei den LK-Leveln III li. und III re. tritt der größte *DSC*-Wert bei einem mittleren Außenkonturvolumen auf (s. Abb. 18 a, b). Für Level III li. liegt der mittlere *DSC*-Wert bei $0,4780 \pm 0,1911$ und für Level III re beträgt er $0,4816 \pm 0,1810$.

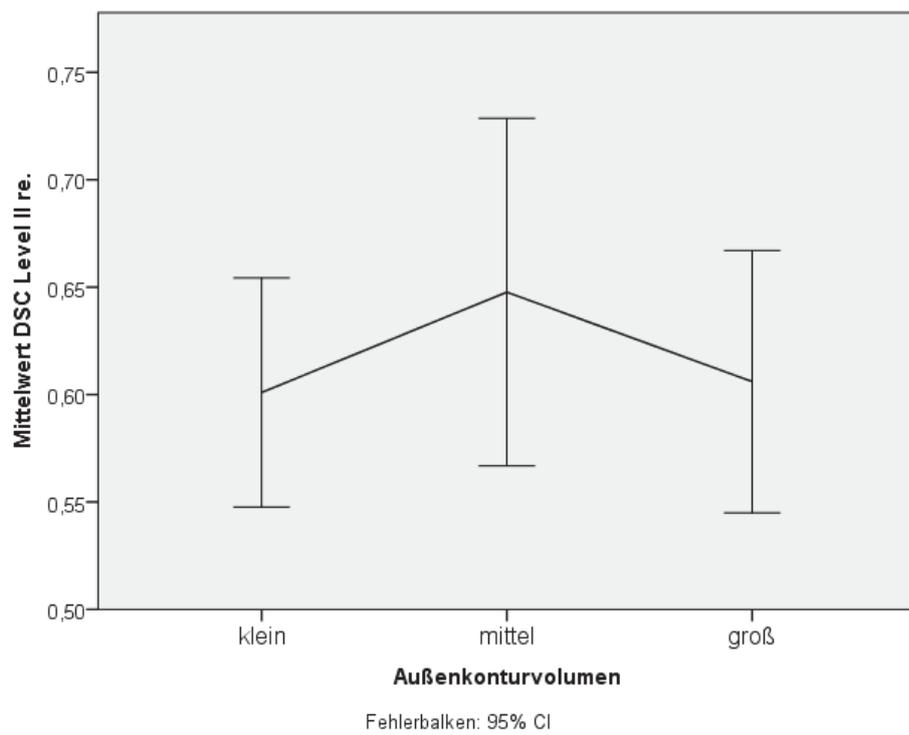
Bei dem LK-Level IV li. zeigt sich der größte *DSC*-Wert bei einem kleinen Außenkonturvolumen mit $0,5124 \pm 0,0837$ (s. Abb. 19 a). Das LK-Level IV re. zeigt den größten *DSC* Mittelwert mit $0,4501 \pm 0,1109$. Dieser Wert liegt in der Gruppe mit den mittleren Außenkonturvolumina (s. Abb. 19 b).

Bei den LK-Leveln V li. und V re. zeigt sich der größte *DSC* Mittelwert bei einem großen Außenkonturvolumen (s. Abb. 20 a, b). Das LK-Level V li. zeigt den größten Mittelwert mit $0,3676 \pm 0,0923$. Bei dem Level V re. liegt der größte *DSC*-Wert bei $0,2490 \pm 0,0622$. Die deskriptive Statistik ist Tabelle 3 zu entnehmen.

In der einfaktoriellen Varianzanalyse zeigen sich keine signifikanten Ergebnisse der *DSC*-Werte der LK-Level in den einzelnen Gruppen der Außenkonturvolumina.

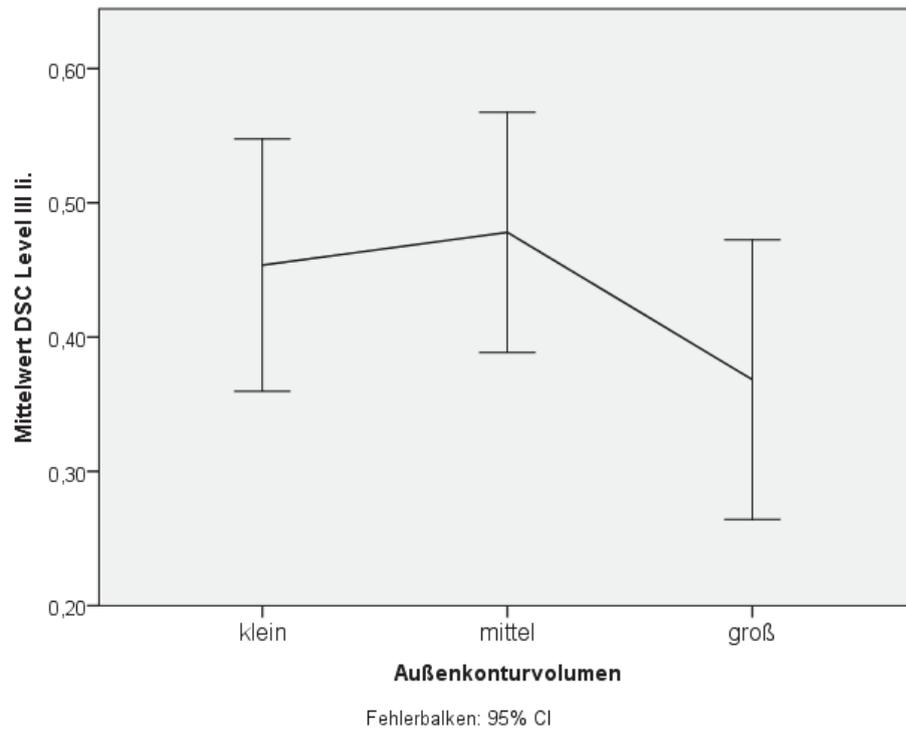


a

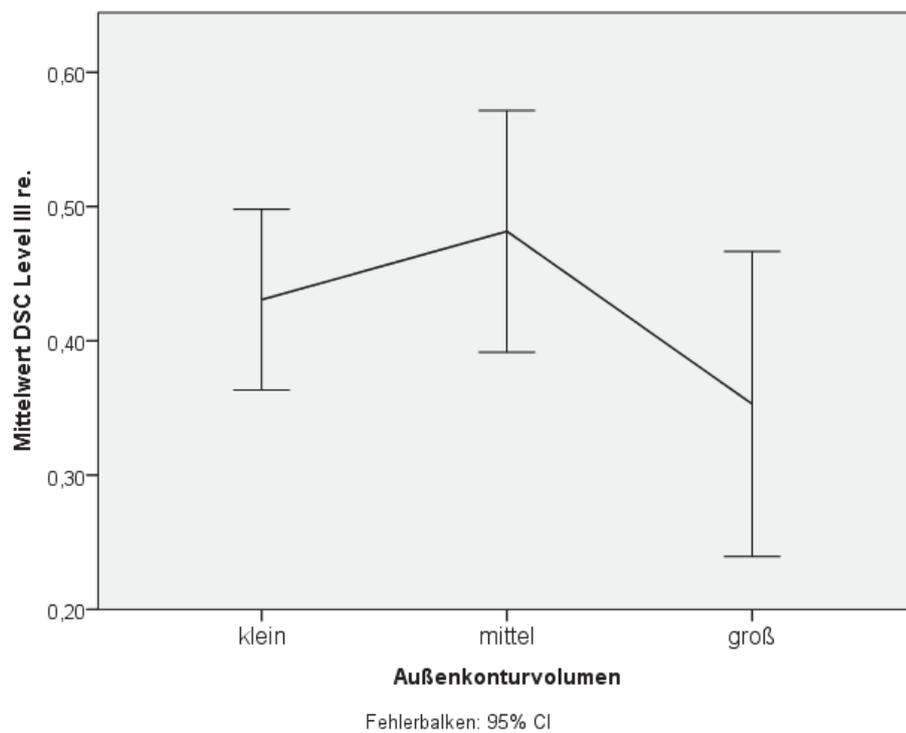


b

Abb. 17 a, b: **Mittelwerte des DSC für die LK-Level II li. und II re. in Abhängigkeit vom Außenkonturvolumen:** Der größte *DSC*-Wert liegt jeweils bei einem mittleren Außenkonturvolumen. Die Fehlerbalken entsprechen dem 95% Konfidenzintervall. *DSC* – *Dice Similarity Coefficient*, *CI* – *confidence interval*

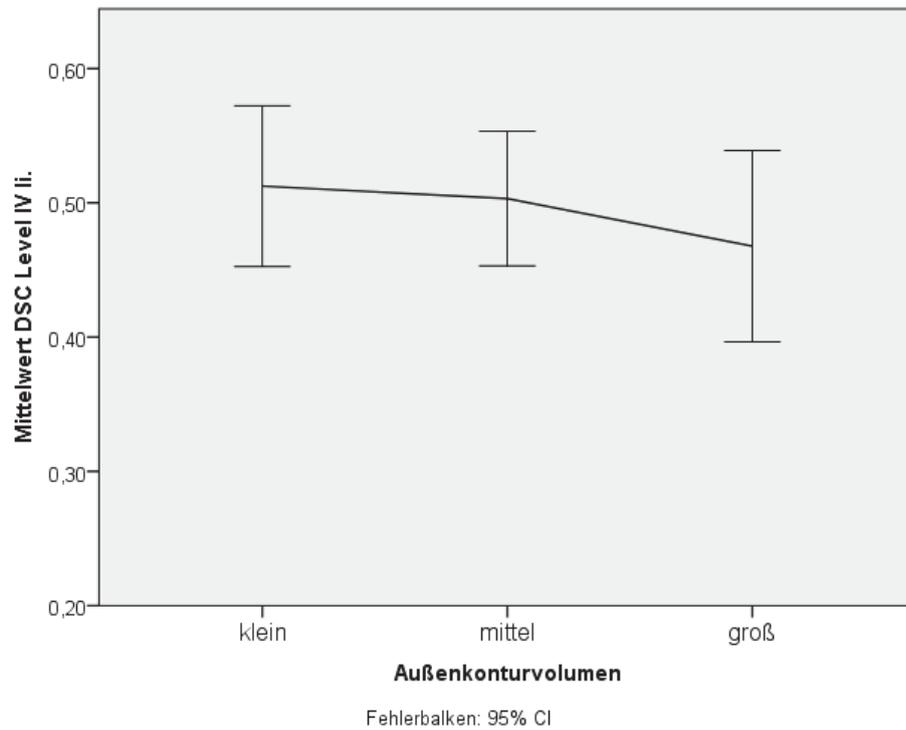


a

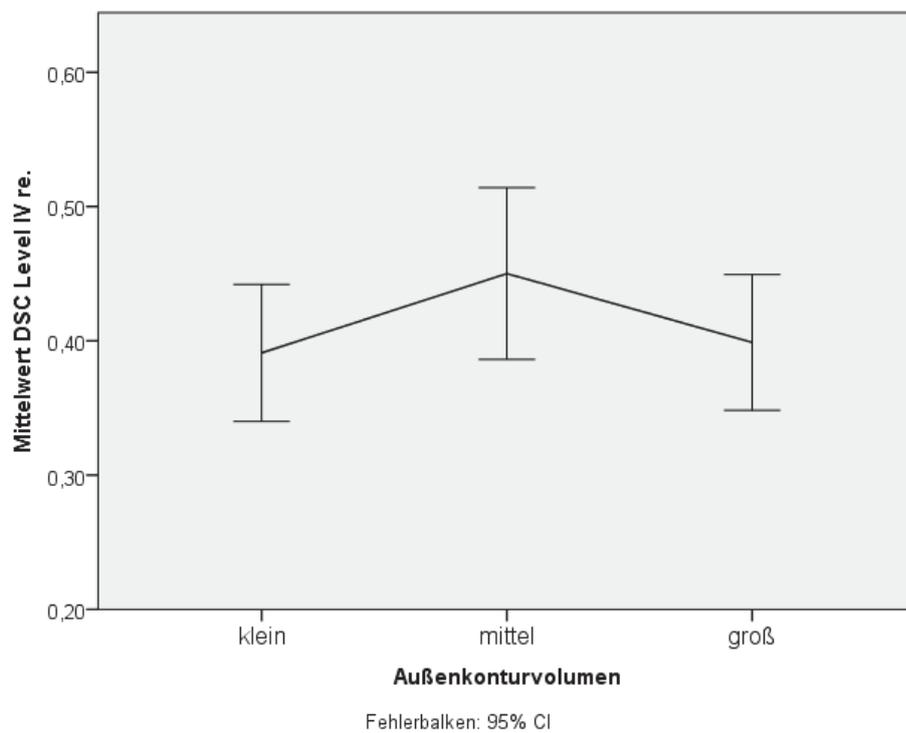


b

Abb. 18 a, b: **Mittelwerte des DSC für die LK-Level III li. und III re. in Abhängigkeit vom Außenkonturvolumen:** Der *DSC*-Wert ist in beiden Fällen bei einem mittleren Außenkonturvolumen am größten. Die Fehlerbalken entsprechen dem 95% Konfidenzintervall. *DSC* – *Dice Similarity Coefficient*, *CI* - *confidence interval*



a



b

Abb. 19 a, b: **Mittelwerte des DSC für die LK-Level IV li. und IV re. in Abhängigkeit vom Außenkonturvolumen:** Der größte DSC-Wert liegt bei Level IV li. im Bereich des kleinen Außenkonturvolumens und bei Level IV re. im Bereich des mittleren Außenkonturvolumens. Die Fehlerbalken entsprechen dem 95% Konfidenzintervall. DSC – Dice Similarity Coefficient, CI – confidence interval

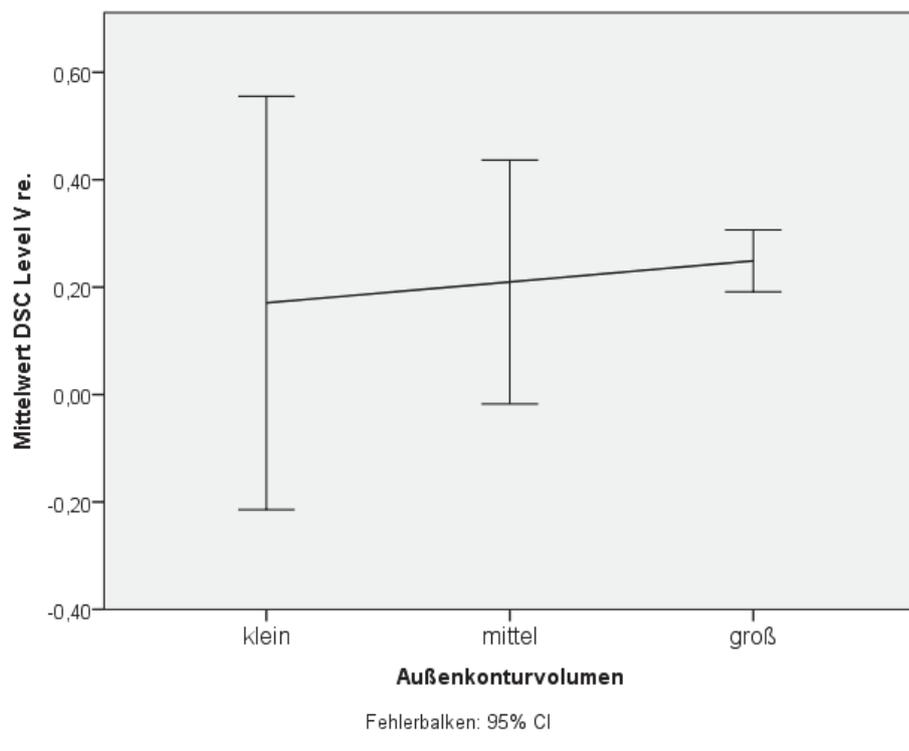
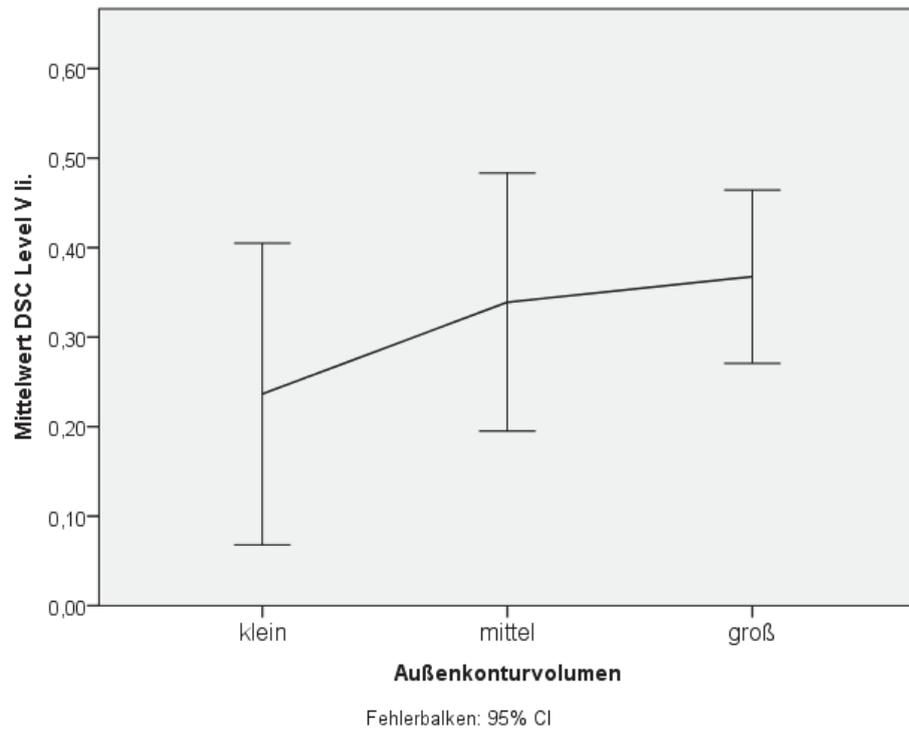


Abb. 20 a, b: **Mittelwerte des DSC für die LK-Level V li. und V re. in Abhängigkeit vom Außenkonturvolumen:** Die größten DSC Mittelwerte liegen jeweils im Bereich des größten Außenkonturvolumens. Die Fehlerbalken entsprechen dem 95% Konfidenzintervall. DSC – Dice Similarity Coefficient, CI – confidence interval

Deskriptive Statistik

	H	Mittelwert	Standard- abweichung	Standard- fehler	Mini- mum	Maxi- mum
DSC klein	11	,585591	,0833978	,0251454	,4477	,7728
Level mittel	9	,637529	,1085488	,0361829	,5401	,8823
II li. groß	12	,612043	,0677516	,0195582	,5012	,7144
Gesamt	32	,610118	,0857099	,0151515	,4477	,8823
DSC klein	9	,600974	,0693911	,0231304	,5042	,7482
Level mittel	10	,647665	,1130772	,0357581	,4984	,9289
II re. groß	8	,606035	,0730546	,0258287	,4973	,7210
Gesamt	27	,619767	,0884543	,0170230	,4973	,9289
DSC klein	16	,453593	,1763288	,0440822	,0812	,6664
Level mittel	20	,477999	,1911375	,0427397	,0000	,7600
III li. groß	18	,368344	,2093994	,0493559	,0000	,6818
Gesamt	54	,434216	,1956308	,0266220	,0000	,7600
DSC klein	16	,430652	,1262177	,0315544	,1271	,6190
Level mittel	18	,481570	,1809766	,0426566	,0000	,7755
III re. groß	15	,352985	,2052011	,0529827	,0000	,6420
Gesamt	49	,425581	,1780186	,0254312	,0000	,7755
DSC klein	10	,512448	,0836659	,0264575	,4117	,6460
Level mittel	15	,503171	,0904946	,0233656	,3604	,6747
IV li. groß	12	,467735	,1120243	,0323386	,2580	,6192
Gesamt	37	,494186	,0955445	,0157074	,2580	,6747
DSC klein	9	,391034	,0663791	,0221264	,2447	,4721
Level mittel	14	,450100	,1108718	,0296317	,2947	,6675
IV re. groß	14	,398872	,0874772	,0233793	,2389	,5100
Gesamt	37	,416349	,0943580	,0155124	,2389	,6675
DSC klein	4	,236456	,1058606	,0529303	,1244	,3440
Level mittel	4	,339009	,0905710	,0452855	,2543	,4503
V li. groß	6	,367561	,0922597	,0376649	,2202	,4724
Gesamt	14	,321945	,1051267	,0280963	,1244	,4724
DSC klein	2	,170693	,0428234	,0302807	,1404	,2010
Level mittel	3	,209690	,0914458	,0527963	,1041	,2652
V re. groß	7	,249014	,0622325	,0235217	,1618	,3314
Gesamt	12	,226130	,0690316	,0199277	,1041	,3314

Tabelle 3: **Deskriptive Statistik der DSC-Werte der LK-Level in Abhängigkeit des Außenkonturvolumens:** Dargestellt sind die Häufigkeitsverteilung in den einzelnen Gruppen, die Mittelwerte mit der Standardabweichung, der Standardfehler sowie das Minimum und das Maximum der jeweiligen DSC-Werte. Ein DSC-Wert von eins bedeutet eine komplette Übereinstimmung der Volumina. Ein DSC-Wert von null bedeutet keine Übereinstimmung. *DSC – Dice Similarity Coefficient*

3.5 Beobachtete Fehler bei der Konturierung der LK-Level durch die ABAS

Die von der ABAS eingezeichneten LK stimmen mit ihrer Kontur nicht mit den allgemein gültigen Richtlinien überein. Die eingezeichneten Volumina unterscheiden sich deutlich voneinander (s. Abb. 21).

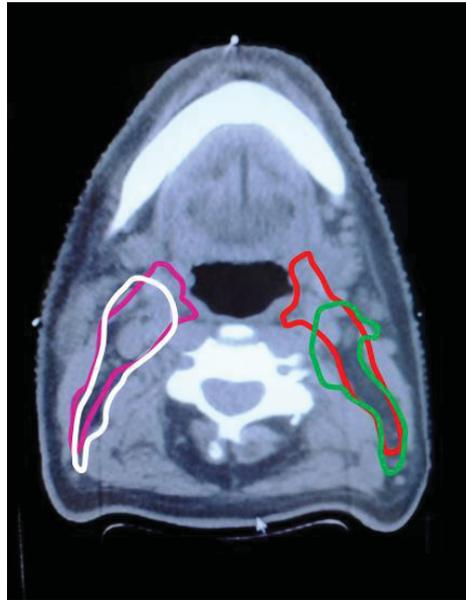


Abb. 21: **Level II:** Axiales CT-Bild im Weichteilfenster. Weiß und grün: Die Kontur der ABAS, rosa und rot: Die manuelle Kontur. Die eingezeichneten Volumina unterscheiden sich deutlich voneinander.

Desweiteren sind Höhendifferenzen in der Konturierung zu erkennen (s. Abb. 22 a, b, 23). Die ABAS zeichnet das LK-Level III auf einer Ebene ein, in der eigentlich das Level II liegen sollte. Ebenso wird das Level IV auf Ebene des Level III von der ABAS eingezeichnet (s. Abb. 22 b). Es werden desweiteren Level II und III häufig von der ABAS auf derselben Ebene eingezeichnet (s. Abb. 22 a). Das Gleiche ist bei Level III und IV zu beobachten (s. Abb. 23).

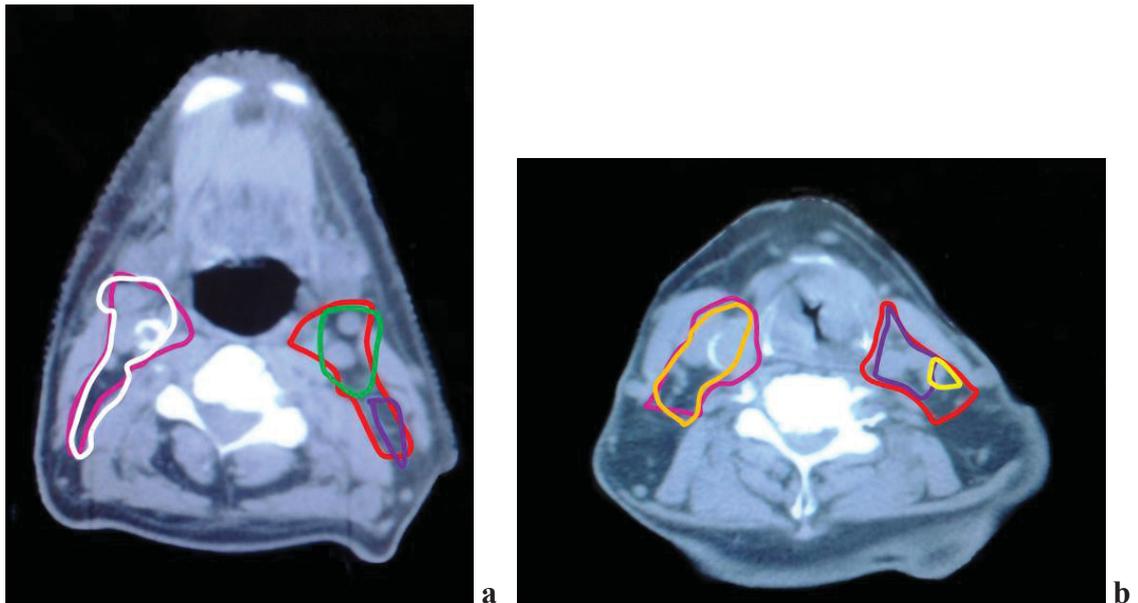


Abb. 22 a, b: **Level II und III:** Axiale CT-Bilder im Weichteilfenster. a: Weiß und grün (Level II), lila (Level III): Die Kontur der ABAS, rosa und rot (Level II): Die manuelle Kontur. Die ABAS zeichnet li. Teile des Level III auf der gleichen Ebene wie das Level II ein. b: Orange und lila (Level III), gelb (Level IV): Die Kontur der ABAS, rosa und rot (Level II): Die manuelle Kontur. Die ABAS zeichnet die Level III auf der falschen Ebene (Höhe Level II) ein. Li. ist ein Teil des Level IV auf der gleichen Ebene wie Level III eingezeichnet. Die Ebenen in der die LK-Level von der ABAS konturiert sind, stimmen nicht.



Abb. 23: **Level III und IV:** Axiales CT-Bild im Weichteilfenster. Grün und gelb (Level IV): Die Kontur der ABAS, orange (Level III): Die manuelle Kontur. Die ABAS zeichnet das Level IV auf die Höhe des Level III ein.

Durch die unterschiedliche Einzeichnung der LK-Level ist die übereinstimmende Fläche dementsprechend geringer. Der *DSC*-Wert wird demnach kleiner. In Abb. 24 sind die verscheiden eingezeichneten Volumina anhand eines Level II re. abgebildet. Die Volumina unterscheiden sich deutlich voneinander.

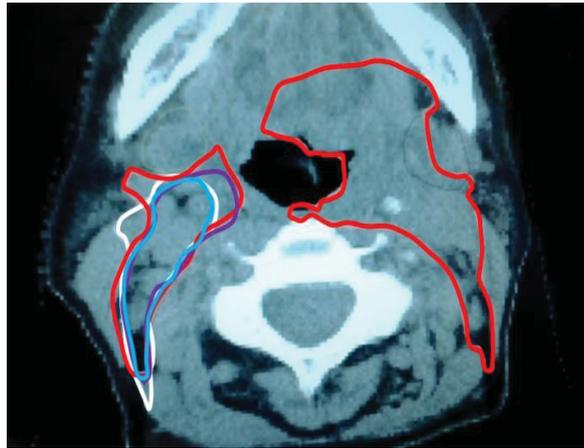


Abb. 24: **Volumina Level II re.:** Axiales CT-Bild im Weichteilfenster. Rot: Das vom Facharzt für Strahlentherapie eingezeichnete *CTV*, weiß: Level II re. (ABAS), lila: Level II re. nach den Consensus Richtlinien eingezeichnet nach Vorlage des *CTVs* von dem Facharzt, blau: Das Volumen des *DSC* für Level II re. Die Volumina variieren deutlich.

3.6 Höhendifferenzen - Quantifizierung der Divergenzen

Um die Beobachtungen in den Höhendifferenzen der LK-Level zu untersuchen, wird die Anzahl der abweichenden Schichten von der manuellen Kontur gezählt. Eine Schicht entspricht 3 mm. Dies wird für die Level II – IV durchgeführt.

Bei dem Level II li. ergibt sich an der cranialen Grenze ein Mittelwert für die Abweichung von -0,28 mm mit einer Standardabweichung von 3,27 mm (s. Abb. 25). Die minimale Abweichung liegt bei -12 mm. Dies entspricht vier Schichten, die zu wenig eingezeichnet wurden. Die maximale Abweichung liegt bei 6 mm. Das sind zwei Schichten die nach cranial zu viel eingezeichnet werden.

Für die caudale Grenze ergibt sich eine mittlere Abweichung von -5,34 mm mit einer Standardabweichung von 7,80 mm (s. Abb. 25). Es werden eine bis zwei Schichten zu wenig eingezeichnet. Minimal weicht die Einzeichnung -27 mm ab. Maximal sind es 6 mm. Das entspricht neun Schichten zu wenig beziehungsweise zwei Schichten zu viel.

Für das Level II re. ergibt sich nach cranial eine mittlere Abweichung von 3,44 mm \pm 3,08 mm als Standardabweichung (s. Abb. 26). Minimal gibt es keine Abweichung und maximal sind es 9 mm. Das entspricht drei Schichten, die nach cranial zu viel eingezeichnet werden. Die caudale Grenze hat im Mittel eine Abweichung von -5,44 mm mit einer Standardabweichung von 7,40 mm (s. Abb. 26). Es werden zwischen einer und zwei Schichten zu wenig eingezeichnet. Das Minimum beträgt -27 mm und das Maximum beträgt 3 mm. Es gibt Abweichungen zwischen neun Schichten, die zu wenig und einer Schicht, die zu weit nach caudal eingezeichnet werden.

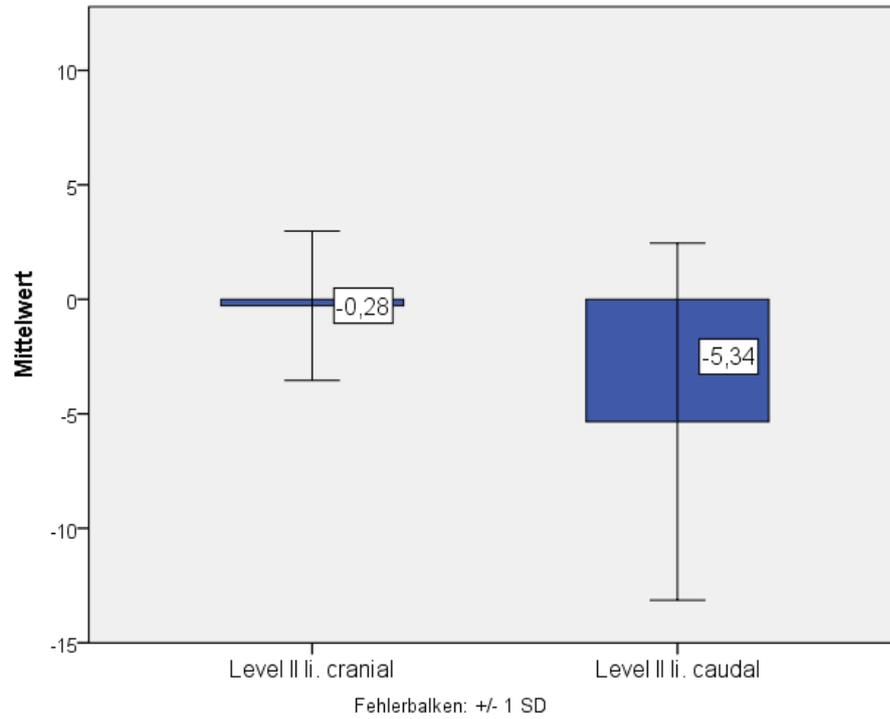


Abb. 25: **Mittelwerte der Höhendifferenzen des Level II li. in mm:** Cranial beträgt die mittlere Abweichung -0,28 mm. Caudal sind es -5,34 mm. Die Fehlerbalken zeigen \pm eine Standardabweichung. SD – Standardabweichung

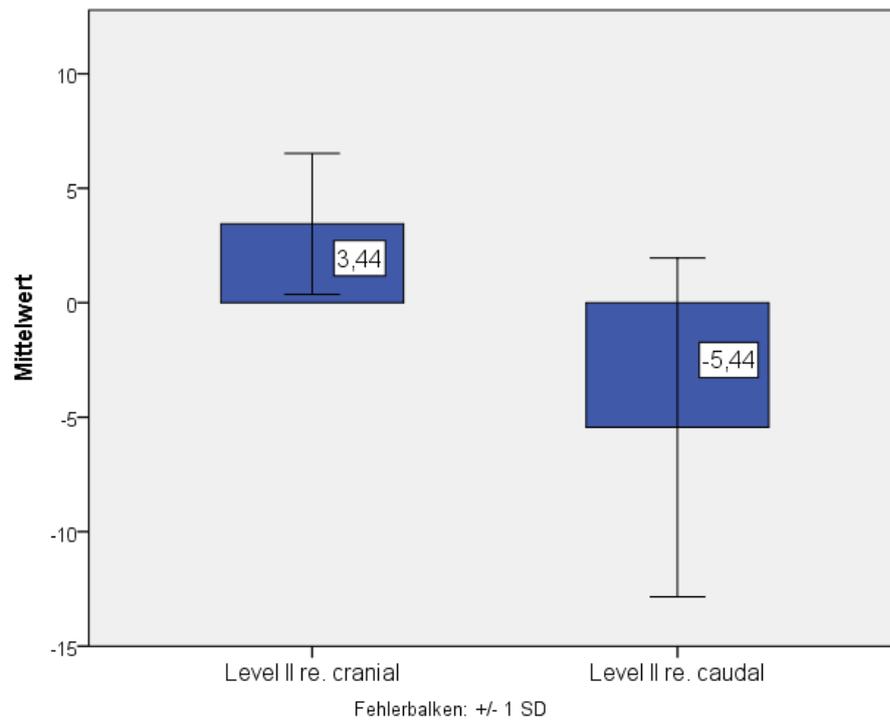


Abb. 26: **Mittelwerte der Höhendifferenzen des Level II re. in mm:** Cranial beträgt die Abweichung 3,44 mm. Caudal sind es -5,44 mm. Die Fehlerbalken zeigen \pm eine Standardabweichung. SD - Standardabweichung

Für die craniale Grenze des Level III li. ergibt sich im Mittel eine Abweichung von 14,56 mm mit einer Standardabweichung von 10,72 mm (s. Abb. 27). Es werden zwischen vier und fünf Schichten zu weit cranial eingezeichnet. Das Minimum der Abweichung beträgt -3 mm. Das Maximum liegt bei 42 mm. Die Abweichung variiert zwischen einer Schicht, die zu wenig eingezeichnet wird und 14 Schichten, die zu weit cranial eingezeichnet werden. Die mittlere Abweichung der caudalen Grenze des Level III li. beträgt $-10,56 \text{ mm} \pm 8,22 \text{ mm}$ als Standardabweichung (s. Abb. 27). Es werden zwischen drei und vier Schichten zu wenig eingezeichnet. Die minimale Abweichung liegt bei -30 mm. Die maximale Abweichung liegt bei 6 mm. Die Abweichung liegt zwischen zehn Schichten, die zu wenig eingezeichnet werden und zwei Schichten, die zu viel eingezeichnet werden.

Für das Level III re. beträgt der Mittelwert der Abweichung an der cranialen Grenze 16,04 mm mit einer Standardabweichung von 8,93 mm (s. Abb. 28). Es werden zwischen fünf und sechs Schichten zu viel eingezeichnet. Das Minimum der Abweichung liegt bei -3 mm. Das Maximum beträgt 48 mm. Die Abweichung liegt zwischen einer Schicht, die zu wenig eingezeichnet wird und 16 Schichten, die zu weit cranial eingezeichnet werden. Bei der caudalen Grenze liegt die mittlere Abweichung bei $-9,55 \text{ mm} \pm$ einer Standardabweichung von 7,19 mm (s. Abb. 28). Es werden im Mittel zwischen drei und vier Schichten zu wenig eingezeichnet. Das Minimum der Abweichung liegt bei -33 mm. Das entspricht 11 Schichten, die zu wenig eingezeichnet sind. Das Maximum liegt bei 3 mm. Das entspricht einer Schicht, die zu viel eingezeichnet wird.

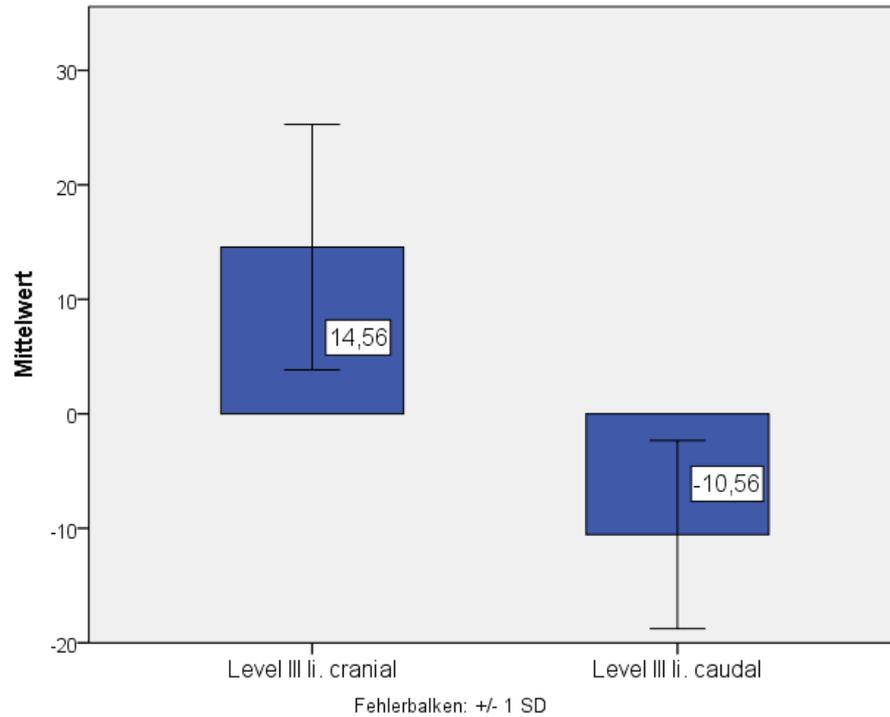


Abb. 27: **Mittelwerte der Höhendifferenzen des Level III li. in mm:** Cranial beträgt die Abweichung 14,56 mm. Caudal sind es -10,56 mm. Die Fehlerbalken zeigen \pm eine Standardabweichung. SD – Standardabweichung

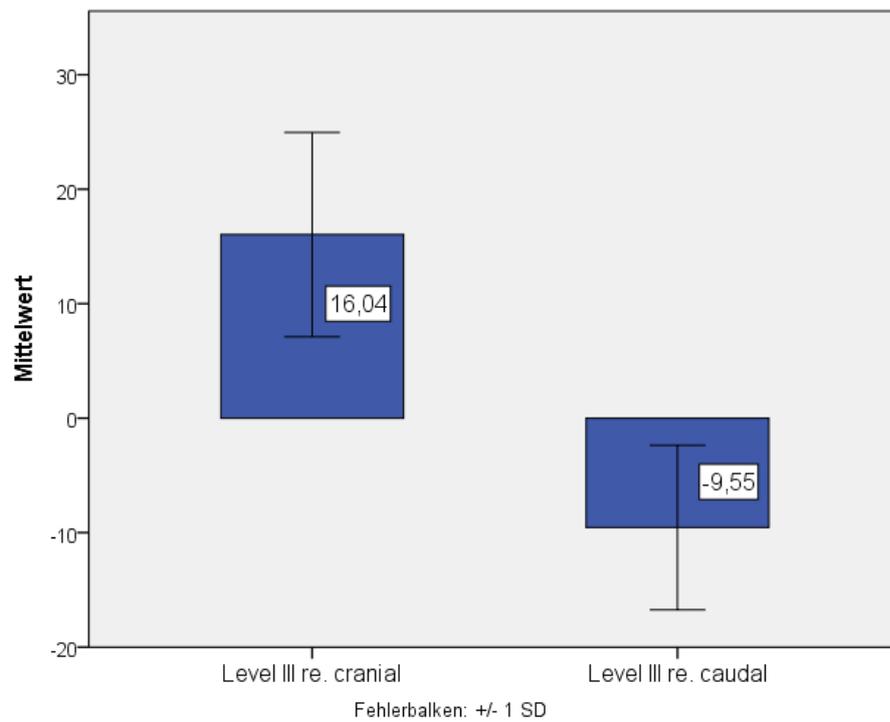


Abb. 28: **Mittelwerte der Höhendifferenzen des Level III re. in mm:** Cranial beträgt die Abweichung 16,04 mm. Caudal sind es -9,55 mm. Die Fehlerbalken zeigen \pm eine Standardabweichung. SD - Standardabweichung

Die mittlere Abweichung für das Level IV li. liegt an der cranialen Grenze bei 14,03 mm mit einer Standardabweichung von 10,15 mm (s. Abb. 29). Das sind vier bis fünf Schichten, die zu viel eingezeichnet werden. Die Abweichung beträgt zwischen -6 mm im Minimum und 33 mm im Maximum. Es werden zwischen zwei Schichten zu wenig und 11 Schichten zu viel eingezeichnet. Für die caudale Grenze des Level IV li. liegt der Mittelwert der Abweichung bei 8,35 mm \pm 5,44 mm Standardabweichung (s. Abb. 29). Es werden zwei bis drei Schichten zu viel eingezeichnet. Das Minimum der Abweichung liegt bei -3 mm. Das Maximum liegt bei 21 mm. Es werden zwischen einer Schicht zu wenig und sieben Schichten zu viel eingezeichnet.

Der Mittelwert der Abweichung an der cranialen Grenze des Level IV re. beträgt 16,62 mm mit einer Standardabweichung von 9,81 mm (s. Abb. 30). Das entspricht zwischen fünf und sechs Schichten, die zu weit nach cranial eingezeichnet werden. Das Minimum der Abweichung liegt bei -3 mm. Das entspricht einer Schicht die zu wenig eingezeichnet wird. Das Maximum liegt bei 39 mm. Das sind 13 Schichten, die zu viel eingezeichnet werden. Für die caudale Grenze beträgt der Mittelwert 6,41 mm mit einer Standardabweichung von 4,59 mm (s. Abb. 30). Das entspricht zwei bis drei Schichten, die zu weit nach caudal eingezeichnet werden. Das Minimum liegt bei -3 mm. Das Maximum liegt bei 18 mm. Die Abweichung liegt zwischen einer Schicht, die zu wenig eingezeichnet wird und sechs Schichten, die zu viel eingezeichnet werden. Das Level IV li. und das Level IV re. werden insgesamt zu groß eingezeichnet (s. Abb. 31). Die Anzahl der eingezeichneten Schichten variiert deutlich zwischen der manuellen Einzeichnung und der Einzeichnung der ABAS (s. Abb. 32 a, b). Die deskriptive Statistik ist Tabelle 4 zu entnehmen.

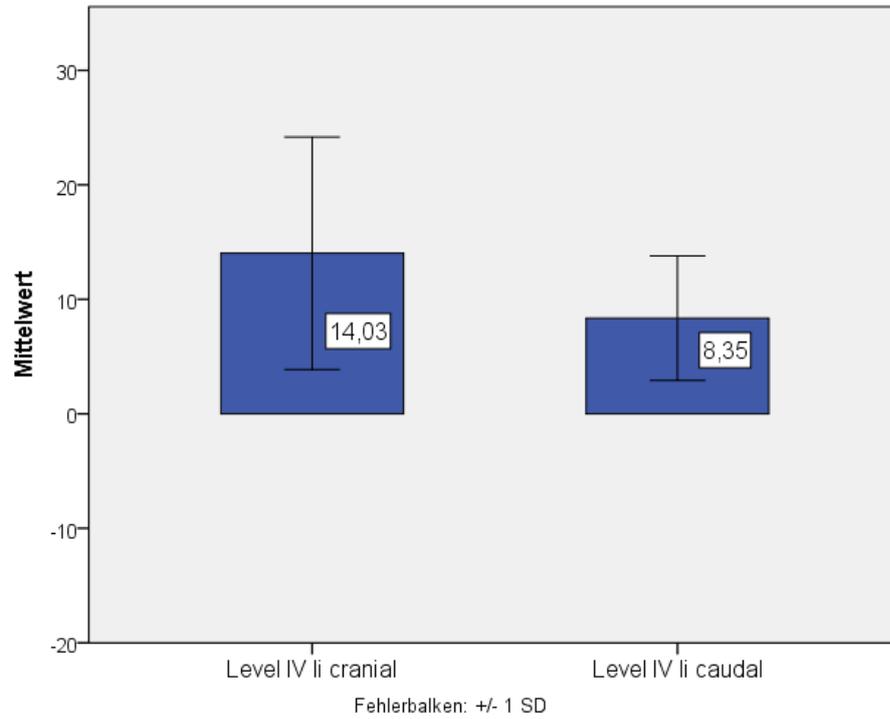


Abb. 29: **Mittelwerte der Höhendifferenzen des Level IV li. in mm:** Cranial beträgt die Abweichung 14,03 mm. Caudal sind es 8,35 mm. Die Fehlerbalken zeigen \pm eine Standardabweichung. SD - Standardabweichung

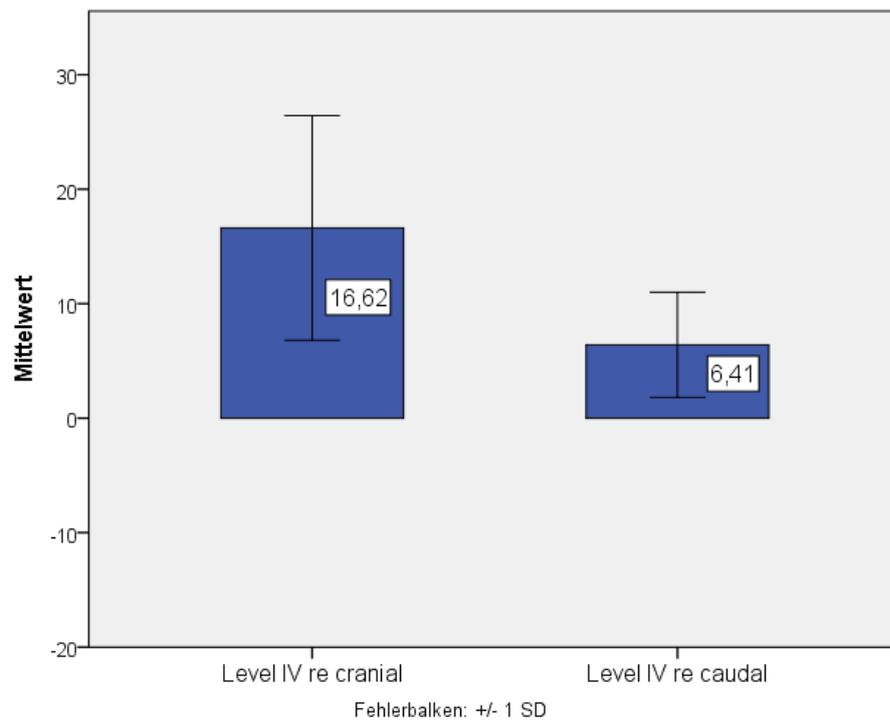


Abb. 30: **Mittelwerte der Höhendifferenzen des Level IV re. in mm:** Cranial beträgt die Abweichung 16,62 mm. Caudal sind es 6,41 mm. Die Fehlerbalken zeigen \pm eine Standardabweichung. SD - Standardabweichung

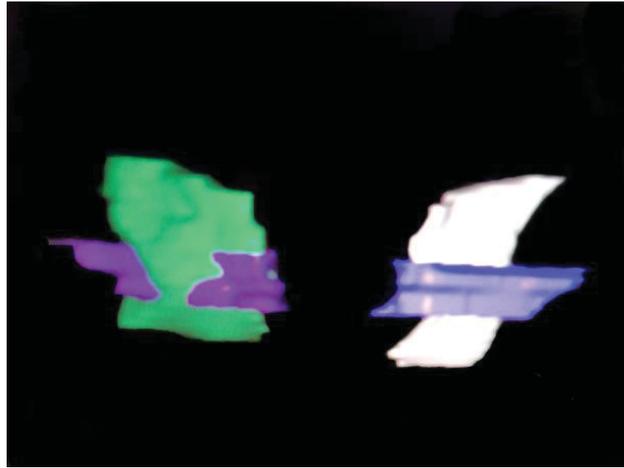


Abb. 31: **Level IV in der dreidimensionalen Ansicht:** Aus einem CT-Bild im Weichteilfenster. Grün und weiß: Die Kontur der ABAS, lila und blau: Die manuelle Kontur. Ein Beispiel für eine inadäquate Konturierung durch die ABAS. Die Level IV werden durch die ABAS über zu viele Schichten eingezeichnet.

Deskriptive Statistiken

	N	Mini- mum	Maxi- mum	Mittelwert	Standard- abweichung
Level II li. cranial	32	-12	6	-,28	3,265
Level II li. caudal	32	-27	6	-5,34	7,798
Level II re. cranial	27	0	9	3,44	3,080
Level II re. caudal	27	-27	3	-5,44	7,397
Level III li. cranial	54	-3	42	14,56	10,721
Level III li. caudal	54	-30	6	-10,56	8,216
Level III re. cranial	49	-3	48	16,04	8,928
Level III re. caudal	49	-33	3	-9,55	7,185
Level IV li. cranial	37	-6	33	14,03	10,150
Level IV li. caudal	37	-3	21	8,35	5,438
Level IV re. cranial	37	-3	39	16,62	9,813
Level IV re. caudal	37	-3	18	6,41	4,591

Tabelle 4: **Deskriptive Statistik der Abweichungen der LK-Level II bis IV:** Dargestellt sind die Mittelwerte mit Standardabweichungen sowie das Minimum und das Maximum der Abweichungen in mm.

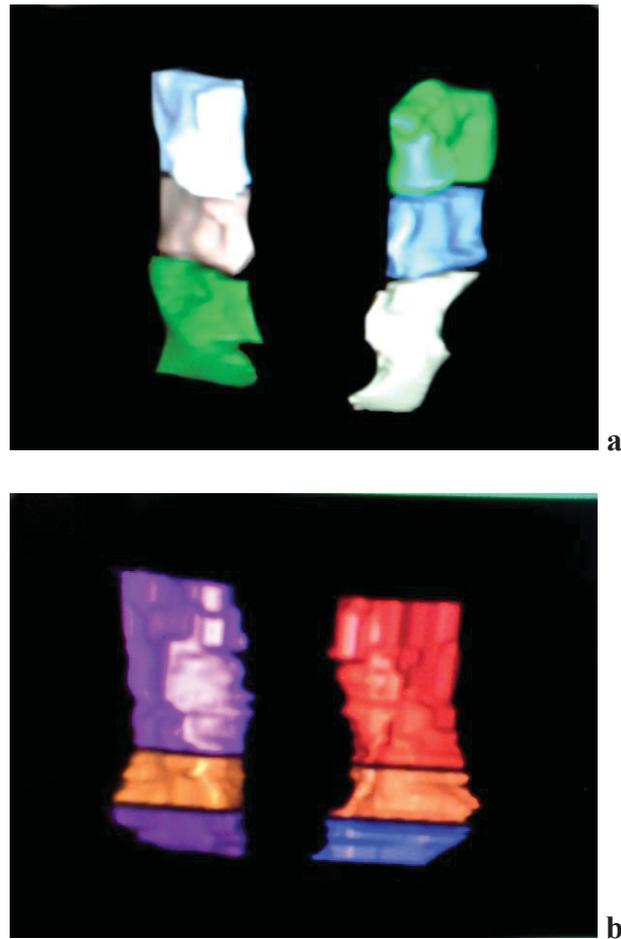


Abb. 32 a, b: **Level II-IV in der dreidimensionalen Ansicht:** Aus einem CT-Bild im Weichteilfenster. a: Die LK-Level konturiert durch die ABAS, b: Die manuelle Kontur der LK-Level. Ein Beispiel für eine inadäquate Konturierung durch die ABAS. Es sind deutliche Unterschiede in der Anzahl der eingezeichneten Schichten zu erkennen.

3.7 Zeiten

3.7.1 Auswertung der Gesamtkonturierungszeiten

Um eine Beurteilung abgeben zu können, ob es durch die Verwendung der ABAS eine Zeitersparnis in der Konturierung der computertomographischen Bilder gibt, werden die Bearbeitungszeiten der Einzeichnungen bei den Planungs-CTs von 30 Patienten erfasst. Die ABAS benötigt zur Konturierung der Patienten durchschnittlich 2,01 min mit einer Standardabweichung von 0,21 min. Die minimale Zeit beträgt 1,21 min und die maximale Zeit liegt bei 2,45 min (s. Tabelle 5).

Der Facharzt benötigt ohne die Nutzung der ABAS zur Konturierung im Mittel 95,67 min mit einer Standardabweichung von 23,66 min (s. Abb. 33). Die minimale Konturierungszeit liegt bei 60 min und die maximale Konturierungszeit liegt bei 180 min (s. Tabelle 5). Die Doktorandin nutzt die ABAS und benötigt im Mittel 125,73 min mit einer Standardabweichung von 21,05 min (s. Abb. 33). Die minimale Bearbeitungszeit beträgt 74 min und die maximale Bearbeitungszeit beträgt 179 min (s. Tabelle 5).

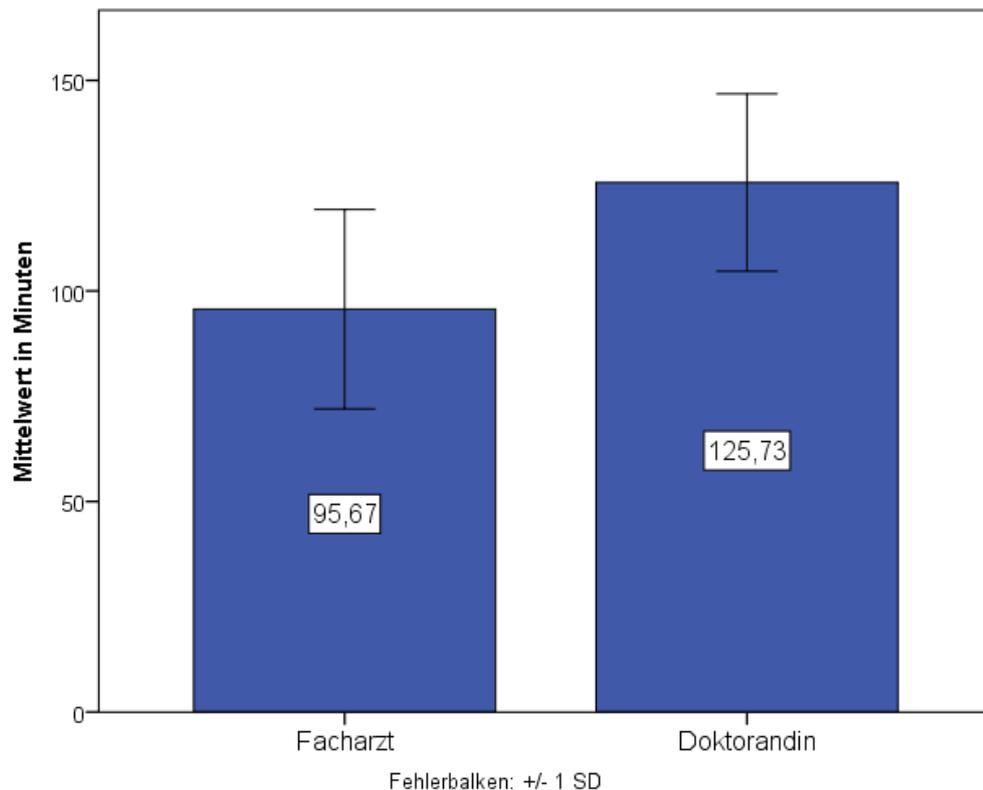


Abb. 33: **Mittelwerte der Konturierungszeiten in min:** Dargestellt sind die mittleren Konturierungszeiten des Facharztes und der Doktorandin in Form von Balken. Die Fehlerbalken zeigen \pm eine Standardabweichung. Der Facharzt benötigt im Mittel 95,67 min \pm 23,66 min für eine Konturierung ohne die Nutzung der ABAS. Die Doktorandin benötigt mit Nutzung der ABAS 125,73 min \pm 21,05 min. SD – Standardabweichung, min – Minuten

Deskriptive Statistiken					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
Facharzt	30	60	180	95,67	23,66
ABAS	30	1,21	2,45	2,01	0,21
Doktorandin	30	74	179	125,73	21,05
Gültige Anzahl (listenweise)	30				

Tabelle 5: **Deskriptive Statistik der Konturierungszeiten:** Dargestellt sind die Mittelwerte mit Standardabweichungen sowie das Minimum und das Maximum der Konturierungszeiten. Alle Werte sind in min angegeben.

3.7.2 Auswertung der Konturierungszeit für die Außenkontur

Der Mittelwert der Konturierungszeit für die Außenkontur beträgt 29,57 min mit einer Standardabweichung von 8,53 min. Die minimale Zeit beträgt 16 min. Maximal beträgt die Korrekturzeit 50 min (s. Tabelle 6).

Deskriptive Statistiken					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- abweichung
Außenkonturzeit	30	16	50	29,57	8,53
Gültige Anzahl (listenweise)	30				

Tabelle 6: **Deskriptive Statistik der Konturierungszeiten für die Außenkontur:** Dargestellt sind die Mittelwerte mit Standardabweichungen sowie das Minimum und das Maximum der Konturierungszeiten. Alle Werte sind in min angegeben.

3.8 Zu korrigierende Fehler der ABAS

3.8.1 Außenkontur

Bei der Einzeichnung der Risikoorgane unter Zuhilfenahme der ABAS wird die meiste Zeit zur Korrektur der Außenkontur benötigt. Die ABAS zeichnet die Nase und die

Helices der Ohren nicht definitionsgemäß ein. Der Meatus acusticus externus wird gar nicht eingezeichnet.

Desweiteren wird die Patientenliege teilweise mit eingezeichnet (s. Abb. 34 a-c). Bei Patienten mit einem Tracheostoma wird dieses nicht als Teil der Außenkontur erkannt. Die Korrektur dieser Strukturen nimmt viel Zeit in Anspruch. Es muss jede Schicht korrigiert werden. Demnach ist bei der Konturierung der Risikoorgane die Außenkontur trotz Nutzung der ABAS am zeitaufwendigsten.

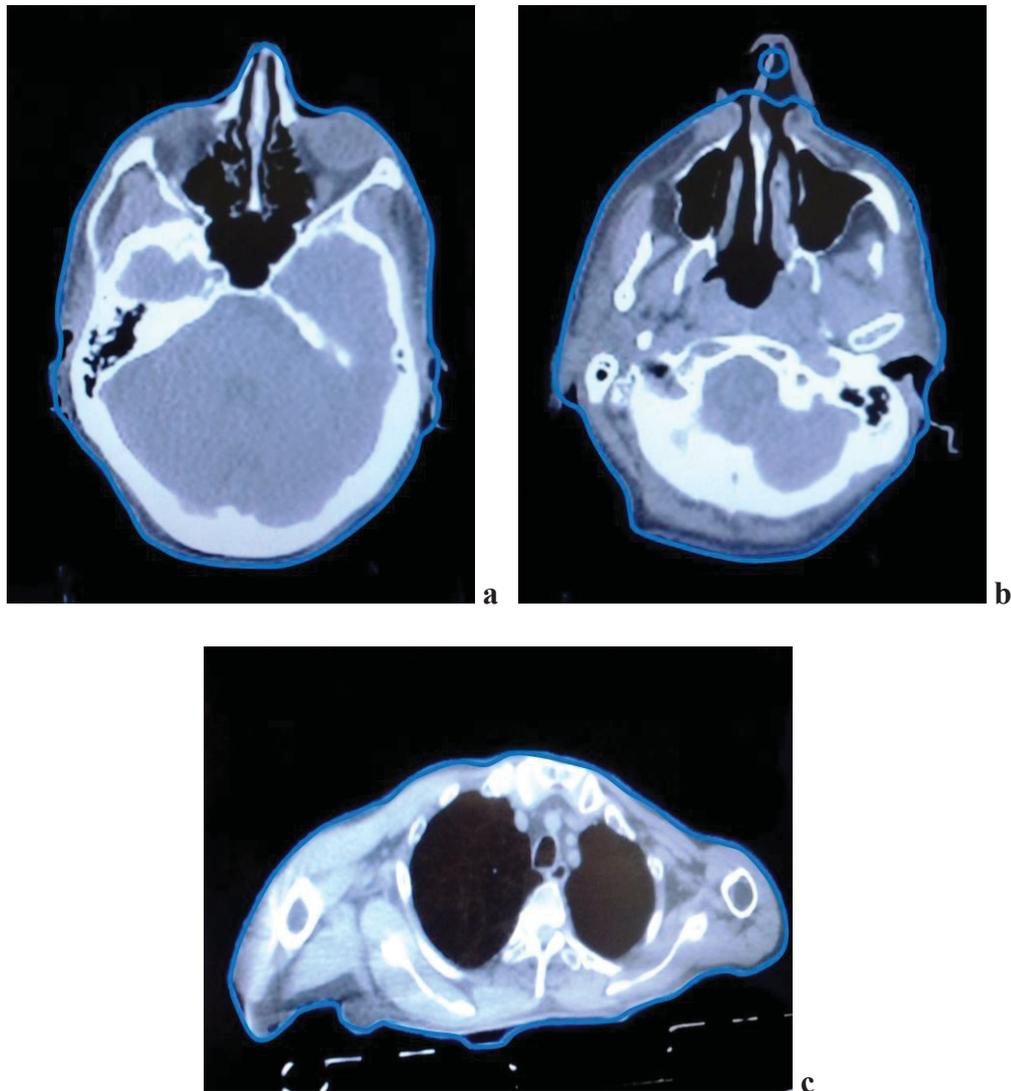


Abb. 34 a-c: **Außenkontur:** Axiale CT-Bilder im Weichteilfenster. Dargestellt ist die Außenkontur eingezeichnet durch die ABAS. In a und b ist die Fehlzeichnung der Nase und der Ohren dargestellt. In c ist die Patientenliege mit eingezeichnet.

3.8.2 Mandibula

Bei der Mandibula ist regelmäßig eine Korrektur notwendig. Wenn man sie im Weichteilfenster betrachtet, kann sie zum größten Teil unkorrigiert übernommen werden (s. Abb. 36 a). Bei der Ansicht im Knochenfenster ist die Kontur zu groß gefasst (s. Abb. 36 b). Es müssen dann alle Schichten verändert werden.

Es liegt an den hausinternen Richtlinien, in welchem Fenster die Mandibula konturiert werden soll und demnach, ob diese Struktur einer größeren Änderung bedarf.

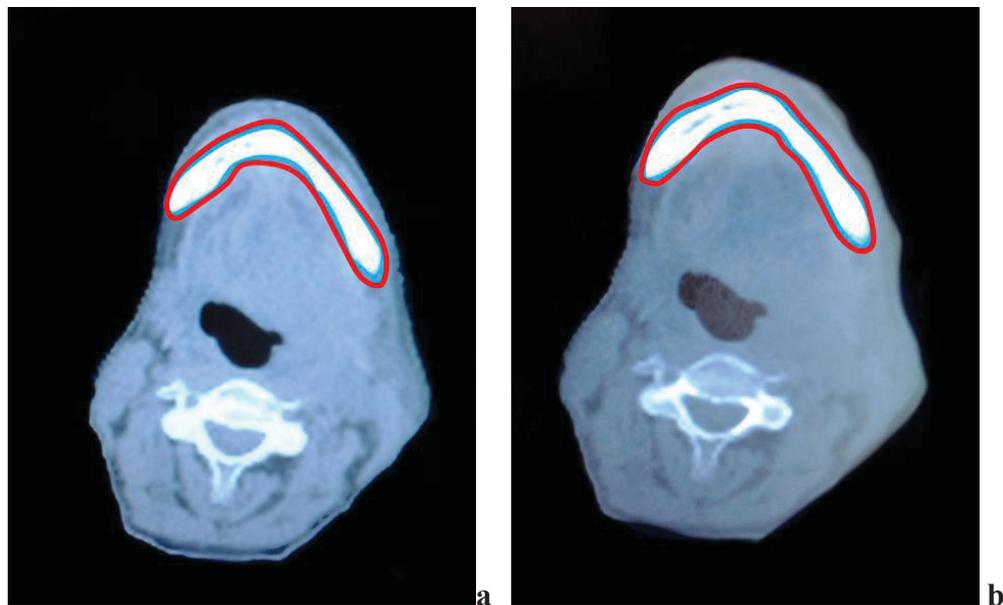


Abb. 35 a, b: **Mandibula**: Rot: Die Kontur der ABAS, blau: Die manuelle Kontur. a: Ansicht im Weichteilfenster. b: Ansicht im Knochenfenster. Die manuelle Kontur liegt der Knochengrenze enger an.

3.8.3 Parotiden

Die Parotiden müssen immer korrigiert werden. Die medialen Anteile sind häufig gut konturiert. Es wird dennoch Gewebe mit in die Kontur aufgenommen, das nicht zum Drüsengewebe gehört (s. Abb. 37 b) Die cranialen und caudalen Anteile sind kontrollbedürftig. Es wird nicht das gesamte Drüsengewebe eingezeichnet (s. Abb. 37 a). Die Korrektur der fehlerhaften Konturierung nimmt Zeit in Anspruch.

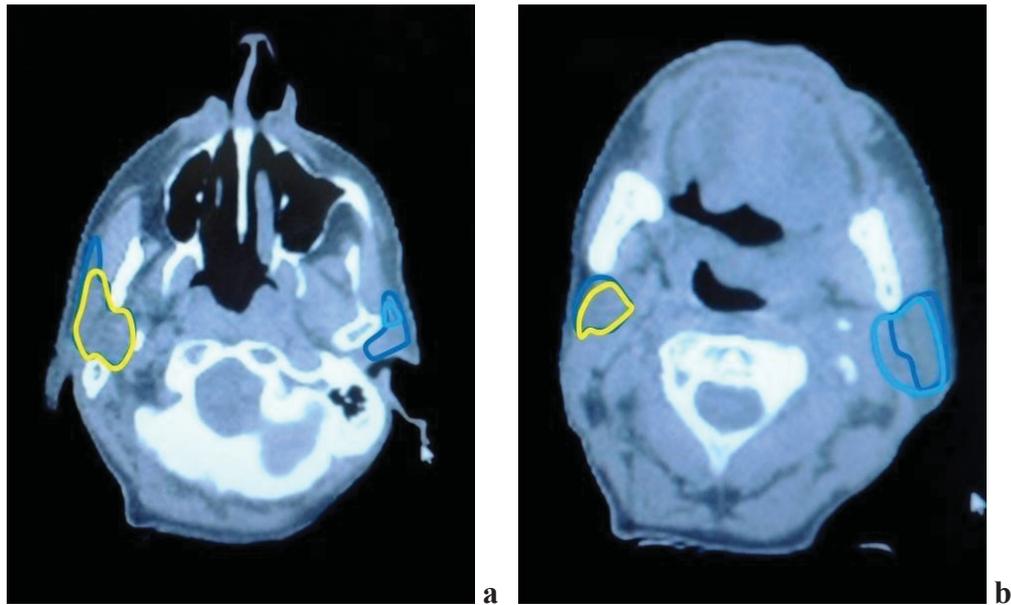


Abb. 36 a, b: **Parotiden:** Axiale CT-Bilder im Weichteilfenster. Gelb und hellblau: Die Kontur der ABAS, dunkelblau: Die manuelle Kontur. a: Die cranialen Anteile der linken Parotis sind nicht erfasst. Die Kontur ist zu klein. Bei der rechten Parotis fehlen die anterioren Anteile. b: Bei der linken Parotis ist mediales Gewebe mit in die Kontur aufgenommen, das kein Drüsengewebe ist.

3.8.4 Hirnstamm

Der Hirnstamm wird von der ABAS nicht richtig erfasst. Die ventralen und dorsalen Anteile werden meistens nicht korrekt erkannt (s. Abb. 35 a, b). Es muss jede Schicht korrigiert werden, sodass es einer kompletten Neueinzeichnung bedarf. Der Hirnstamm mit 3 mm Sicherheitssaum entsprechend einem *planning risk volume (PRV)* wird von der ABAS nicht eingezeichnet. Er muss zusätzlich neu konturiert werden.

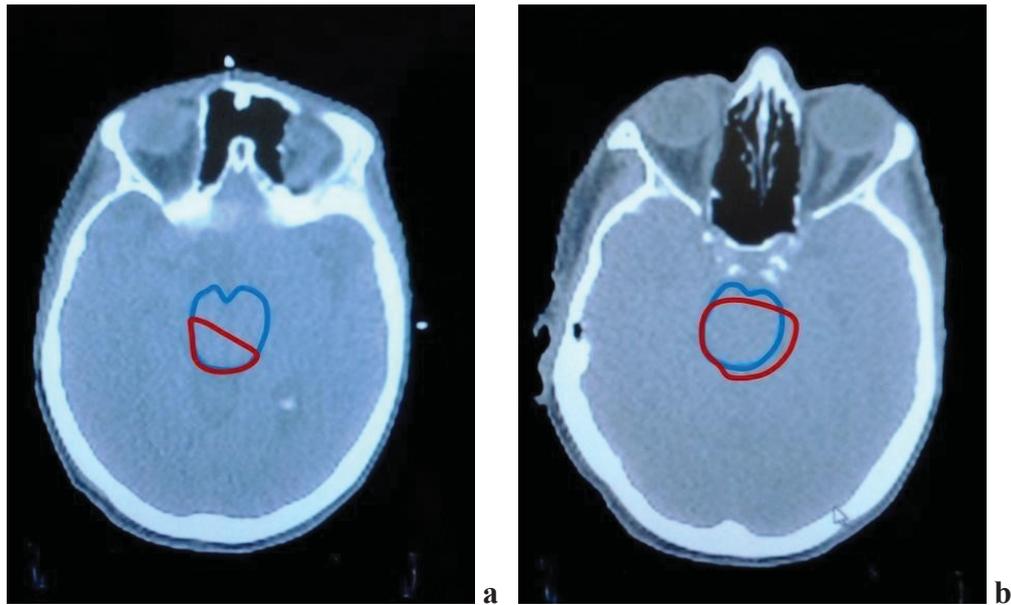


Abb. 37 a, b: **Hirnstamm:** Axiale CT-Bilder im Weichteilfenster. Rot: Die Kontur der ABAS, blau: Die manuelle Kontur. Die Konturen weichen deutlich voneinander ab und bedürfen einer Korrektur.

3.8.5 Glandulae submandibulares

Die Glandulae submandibulares bedürfen einer regelmäßigen Korrektur. Dies betrifft insbesondere die cranialen und caudalen Anteile. Die Strukturen können nicht aus der primären ABAS Konturierung übernommen werden (s. Abb. 38). Dies macht sich zeitlich bemerkbar. Eine Neueinzeichnung der Drüsen würde die gleiche Zeit in Anspruch nehmen.

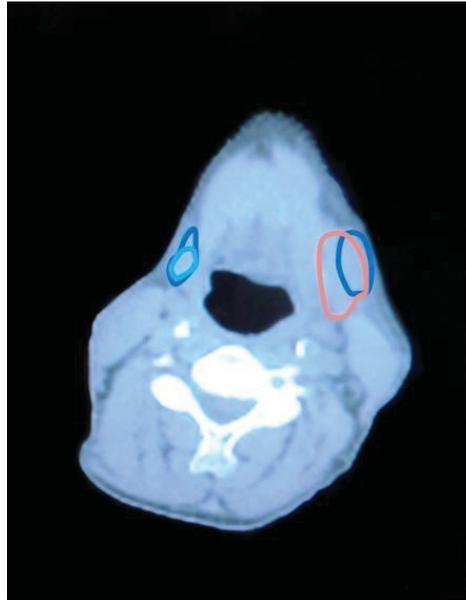


Abb. 38: **Glandulae submandibulares:** Axiales CT-Bild im Weichteilfenster. Hellblau und rosa: Die Kontur der ABAS, dunkelblau: Die manuelle Kontur. Die linke Glandula submandibularis ist im caudalen Anteil zu groß eingezeichnet. Die medialen Teile sind kein Drüsengewebe.

3.9 Zusätzlich einzuzeichnende Strukturen

Einige der Strukturen, die für die Bestrahlungsplanung unerlässlich sind, werden von der ABAS nicht eingezeichnet. Sie bietet in diesen Fällen keine Unterstützung. Die Strukturen werden in unserer Zeiterfassung mit untersucht und müssen selbst konturiert werden. Es handelt sich um die folgenden Strukturen:

- a. Innenohr li./re.
- b. Mundhöhle
- c. Schluckkanal
- d. Spinalkanal
- e. Spinalkanal 3mm (*PRV*)
- f. Hirnstamm 3mm (*PRV*)

Aus den Absätzen 3.4.3 und 3.4.4 ergibt sich, dass die ABAS einige Risikostrukturen konturiert. Es fehlen jedoch viele wichtige Strukturen. Alle durch die ABAS konturierten Strukturen müssen kontrolliert und korrigiert werden.

3.10 Klinische Volumina

Zusätzlich zu den Risikoorganen werden das *GTV*, das *CTV* und das *PTV* eingezeichnet. Das *CTV* wird für die Dosen 52,8 Gy, 59,4 Gy und 70 Gy eingezeichnet. Das *PTV* wird mit einem Sicherheitsaum von 5 mm angeglichen. Das *CTV* enthält den Tumor (*GTV*) und einen definierten Sicherheitsaum, anatomisch sinnvoll modifiziert, unter Einschluss der LK-Stationen. Sie werden von der ABAS einzeln (Level I-VI) konturiert. Dies bietet eine gute Orientierung für die Auffindung der einzelnen LK-Level. Das *CTV* stellt in der klinischen Anwendung jedoch ein zusammenhängendes Volumen dar, sodass es einen zusätzlichen Aufwand bedarf ein solches zu generieren. Daher können die durch die ABAS eingezeichneten LK-Level lediglich als orientierende Hilfestellung gesehen werden. Sie können für die klinische Praxis nicht verwendet werden. Aufgrund dessen müssen alle klinischen Volumina (*GTV*, *CTV* und *PTV*) manuell selbst eingezeichnet werden. Dies nimmt zusätzlich Zeit in Anspruch.

4. Diskussion

Die Konturierung von computertomographischen Bildern ist in der Strahlentherapie von großer Bedeutung. Es gehört zur täglichen Routine und bringt eine hohe Zeitinanspruchnahme mit sich. Desweiteren garantieren fachärztliches Wissen und Praxis einen Standard und minimieren die Interobservervariabilität.

In dieser Arbeit wurde das Konturierungsprogramm ABAS von der Firma ELEKTA in seiner Effektivität und Qualität evaluiert.

Um die Genauigkeit in der Volumenerfassung zu beurteilen, wurden die computertomographischen Bilder von 70 Patienten mit Kopf- und Halstumoren mit Hilfe der ABAS konturiert. Die eingezeichneten Risikoorgane und LK-Level wurden hinsichtlich ihrer konturierten Volumina mit den manuellen Einzeichnungen verglichen. Es wurde der *DSC* berechnet.

Für die Beurteilung der zeitlichen Komponente wurden die computertomographischen Bilder von 30 weiteren Patienten von einem Facharzt für Strahlentherapie und der Doktorandin bearbeitet. Es handelt sich bei der Volumenerfassung um andere Patienten als bei der Erfassung der Gesamtbearbeitungszeit. Ein direkter vergleichender Bezug zwischen der Volumenerfassung und der gegebenenfalls daraus resultierenden Beeinflussung der Bearbeitungszeit kann daher nicht hergestellt werden. Da es sich aber um die gleichen Karzinome handelt und die gleichen Strukturen untersucht wurden, kann ein Zusammenhang vermutet werden.

Die Ergebnisse der Zeiterfassung zeigen, dass es keinen entscheidenden zeitlichen Vorteil bei der Nutzung der ABAS für die Konturierung von Kopf- und Halstumore gibt. Die ABAS allein benötigt 2,01 min. Der Facharzt, der ohne die ABAS konturiert, benötigt im Mittel 95,67 min. Im Gegensatz dazu benötigte die Doktorandin 125,73 min mit Nutzung der ABAS. Die Korrektur der Außenkontur nimmt allein im Durchschnitt 29,57 min in Anspruch. Dies könnte gegebenenfalls den zusätzlichen Zeitaufwand erklären.

Die Ergebnisse der Volumenerfassung zeigten Unterschiede zwischen den manuell eingezeichneten Volumina und den durch die ABAS eingezeichneten Volumina. Bei den Risikoorganen gehen diese aus den mittleren *DSC*-Werten, die zwischen 0,6403 für den Hirnstamm und 0,9917 für die Außenkontur liegen, hervor.

Insgesamt lässt sich eine Abhängigkeit der *DSC*-Werte von der Größe des

Außenkonturvolumens erkennen. Dies ist jedoch nicht mit einer Signifikanz in der einfaktoriellen Varianzanalyse zu belegen. Auffällig ist eine leichte Tendenz für bessere *DSC*-Werte für die Risikoorgane bei großem Außenkonturvolumen (s. Ergebnisteil). Unter Betrachtung des Hirnstammes lässt sich eine kontinuierliche Verbesserung der *DSC*-Werte in Abhängigkeit des Außenkonturvolumens feststellen. Bei kleinem Außenkonturvolumen liegt der mittlere *DSC*-Wert bei 0,5632, bei großem Außenkonturvolumen bei 0,7303. Die *DSC*-Werte zeigen eine nicht ausreichende Übereinstimmung der Volumina. Insgesamt können die eingezeichneten Strukturen der ABAS nicht ohne weitere Bearbeitung übernommen werden. Darauf wird auch im Handbuch für die ABAS ausdrücklich hingewiesen [24]. So muss bei der Nutzung des Programmes eine Überarbeitung der eingezeichneten Strukturen erfolgen. Eine positive Auswirkung im klinischen Alltag ist aufgrund des Überarbeitens demnach fraglich. Es bedarf viel Zeit die durch die ABAS eingezeichneten Strukturen manuell zu korrigieren und die Diskrepanzen zu beseitigen. Dies spiegelt sich auch in der mittleren Korrekturzeit für die Struktur der Außenkontur von 29,57 min wieder. Ein Vorteil bei der Nutzung des Programmes ist hier nicht ersichtlich.

Bei der Volumenerfassung der LK-Level spiegeln sich die Unterschiede in der Konturierung in den *DSC*-Werten wieder. Der beste mittlere *DSC*-Wert mit 0,6198 liegt für das Level II re. vor. Der schlechteste mittlere *DSC*-Wert liegt bei 0,2261 für das Level V re. Es zeigt sich eine leichte Tendenz eines besseren *DSC*-Wertes bei mittlerem Außenkonturvolumen. Dies ist bei fünf von acht LK-Leveln zu beobachten. Auch hier können die eingezeichneten Strukturen nicht ohne Korrektur für die weitere Planung übernommen werden. Die Unterschiede zur korrekten Einzeichnung sind teilweise so groß, dass die Level neu eingezeichnet werden müssen. Die Konturierung der ABAS kann dabei nicht als Vorlage dienen, da es Höhendifferenzen in der Einzeichnung gibt (s. Ergebnisteil). Man kann sich nicht auf die Konturierung der ABAS verlassen und muss die Strukturen neu manuell einzeichnen. Ein Vorteil bei der Nutzung im klinischen Alltag lässt sich hieraus nicht ersehen.

Diese Arbeit ist darüber hinaus die erste, die beobachtbare Fehler der ABAS bei der Konturierung registriert. Einige Organgrenzen werden nicht richtig erkannt. Dies ist bei den Risikoorganen, der Außenkontur und den Lymphknotenleveln der Fall. Daraus resultiert die Korrekturzeit, die einen zeitlichen Vorteil bei der Konturierung durch die ABAS unmöglich macht.

Um die ABAS in ihrer Qualität beurteilen zu können, ist ein Vergleich mit anderen Arbeiten notwendig. Es ist jedoch zu beachten, dass es keine direkt vergleichbare Arbeit gibt, die ein identisches Konzept aufweist. Es handelt sich um andere Patientenkollektive, andere Programme oder andere betrachtete Risikostrukturen. Dennoch kann eine Beurteilung für den Nutzen im klinischen Gebrauch unter Betracht der Übereinstimmung der Volumina und der Zeit erwogen werden.

Es gibt Arbeiten, die andere Autokonturierungsprogramme getestet haben, bei denen vergleichbare Ergebnisse gezeigt wurden. Zhu et al. haben Pinnacle alpha mit *Smart Probabilistic Image Contouring Engine (SPICE)* von der Firma Philips in sieben verschiedenen Institutionen getestet. Es wurden 125 Patienten betrachtet, davon 32 mit Kopf- und Halstumoren. Als Referenzwert wurden wie in unserer Arbeit die zuvor zur Planung manuell eingezeichneten Volumina herangezogen. Es wurde für sieben Strukturen im Kopf- und Halsbereich der *DSC* berechnet. Sie zeigten für die Mandibula einen mittleren *DSC*-Wert von $0,89 \pm 0,04$ als Standardabweichung und für den Hirnstamm einen mittleren *DSC*-Wert von $0,75 \pm 0,12$. Für die Parotiden ergab sich ein mittlerer *DSC*-Wert von $0,72 \pm 0,12$ [25]. Im Vergleich zeigten unsere Ergebnisse einen mittleren *DSC*-Wert von $0,8552 \pm 0,0489$ für die Manibula, $0,6403 \pm 0,1791$ für den Hirnstamm, $0,7357 \pm 0,0969$ für die Parotis li. und $0,7313 \pm 0,1133$ für die Parotis re. Es werden demnach etwas bessere *DSC*-Werte mit dem *SPICE* Algorithmus erreicht als mit der ABAS. Die mittlere Autosegmentierungszeit für die Konturierung von 25 Strukturen im Kopf- und Halsbereich beträgt $11,1 \pm 1,9$ min [25]. Im Gegensatz dazu benötigt die ABAS 2,01 min, um 25 Strukturen einzuzeichnen. Da es sich bei Zhu et al. um eine retrospektive Arbeit handelt, wurde anders als bei unserer Arbeit, keine manuelle Konturierungszeit gemessen. Es können hier nur die Autokonturierungszeiten der Programme miteinander verglichen werden. Die ABAS ist mit 2,01 min schneller als der *SPICE* Algorithmus des Pinnacle alpha von Philips, zeigt jedoch eine schlechtere Übereinstimmung der Volumina bei den Risikoorganen.

Die Zeitersparnis ist für den klinischen Alltag ein bedeutendes Thema, mit dem sich auch Walker et al. beschäftigt haben. Sie testeten Pinnacle 9.4, *SPICE AS* algorithm von Philips Healthcare bei Kopf- und Halstumoren. Es konnte eine Zeitersparnis von 30,9% bei der manuellen Korrektur autosegmentierter Strukturen gegenüber rein manuell eingezeichneten Strukturen gezeigt werden. 16 Strukturen waren einzuzeichnen [26]. Im Gegensatz zu unserer Arbeit haben Walker et al. nur Risikoorgane konturiert

und Großtumervolumen sowie klinische Zielvolumina nicht berücksichtigt. In unserer Arbeit sind die klinischen Zielvolumina integriert. Daraus resultiert ein größerer Aufwand, der sich auch zeitlich bemerkbar macht. So konnte bei uns kein zeitlicher Vorteil bei der Nutzung der ABAS dokumentiert werden. Auch die *DSC*-Werte aus der Arbeit von Walker et al. zeigen bessere Werte als wir sie mit der ABAS zeigen konnten. Es wurde das Volumen der Autosegmentierung mit dem eingezeichneten Volumen eines Oberarztes verglichen. Die Mandibula zeigt einen *DSC*-Wert von $0,98 \pm 0,2$, die Parotiden einen Wert von $0,89 \pm 0,11$ und der Hirnstamm einen *DSC*-Wert von $0,97 \pm 0,03$ [26]. Demzufolge zeigt Pinnacle 9.4, *SPICE AS* algorithm von Philips Healthcare in den *DSC*-Werten bessere Ergebnisse als wir sie mit der ABAS zeigen konnten. Die Zeitersparnis lässt sich jedoch nicht vollständig mit unserer Zeiterfassung vergleichen, da keine klinischen Zielvolumina integriert wurden.

Es zeigt sich, dass diese beiden Arbeiten bessere Ergebnisse in der Übereinstimmung der Volumina zeigen als die ABAS. Die Konzepte der Arbeiten stimmen jedoch nicht mit unserem überein, sodass ein genauer Vergleich derzeit nicht in Betracht kommt. Ob eine Nutzung der Programme im Gegensatz zu der ABAS einen Vorteil in der klinischen Routine bietet, lässt sich nicht sagen.

Um diese Frage näher zu beleuchten, werden andere Arbeiten mit einem ähnlichen Konzept herangezogen, die wie unsere die klinischen Zielvolumina integriert haben und eine Zeitersparnis unter der Nutzung eines Autokonturierungsprogrammes dokumentierten.

Mattiucci et al. testeten VelocityAI 2.3 von Velocity Medical Solutions Inc. an 10 Patienten mit Nasopharynxkarzinomen. Es wurden 14 Risikoorgane und 10 LK-Level (I-VI) berücksichtigt. Es wurde zum einen die Einzeichnung der einzelnen LK-Level betrachtet und zum anderen die Einzeichnung eines zusammenhängenden *CTV*. Die Korrekturzeit der Risikoorgane und den einzelnen LK-Level lag im Mittel bei 43,9 min. Die Korrekturzeit für die Risikoorgane und ein zusammenhängendes *CTV* mit allen LK-Level dauert im Schnitt 34,9 min. Das Programm braucht durchschnittlich 2,4 min, um die Risikoorgane und die LK-Level einzuzuzeichnen. Die Zeit der ABAS ist mit 2,01 min vergleichbar. Bei der rein manuellen Einzeichnung lag die durchschnittliche Konturierungszeit bei den Risikoorganen und den einzelnen LK-Leveln bei 73,4 min. Die durchschnittliche Konturierungszeit für die Risikoorgane und das zusammenhängende *CTV* betrug 69,7 min. Im Mittel konnte eine Zeitersparnis von 30

min bei der Korrektur der Konturierung von VelocityAI 2.3 im Gegensatz zu einer manuell neu eingezeichneten Konturierung festgestellt werden [27]. Die rein manuelle Konturierung lag in unserer Arbeit im Mittel bei 95,67 min. Die Korrekturzeit beziehungsweise die Konturierungszeit unter Nutzung der ABAS lag bei 125,73 min durch die eingearbeitete Doktorandin. Im Gegensatz zu unserer Arbeit wurden bei Mattiucci et al. nur Nasopharynxkarzinome betrachtet und ein allgemeines *CTV* mit allen LK-Leveln konturiert. Das *CTV* in unserer Arbeit war jeweils individuell und wurde klinisch zur Bestrahlung angewendet. Auch die einzuzeichnenden Risikoorgane unterscheiden sich voneinander. Dennoch liegt ein ähnliches Grundkonzept wie in unserer Arbeit zu Grunde. Die Nutzung der ABAS ergibt im Gegensatz zu VelocityAI 2.3 keine Zeitersparnis.

Eine Arbeit von La Macchia et al. hat drei Konturierungsprogramme gegen einander getestet. Velocity AI 2.6.2, MIM 5.1.1 by MIMVista und ABAS 2.0 by CMS-ELEKTA. Es wurden insgesamt 15 Patienten betrachtet. Davon hatten fünf Kopf- und Halstumore, fünf Pleurakarzinome und fünf Prostatakarzinome. Bei den Kopf- und Halstumoren wurden 17 Strukturen betrachtet, darunter auch zwei *CTVs*. ABAS brauchte für die Konturierung 10,58 min. Das ist deutlich länger als jene 2,01 min, die ABAS in unserer Arbeit benötigte. Dies könnte an der Nutzung eines anderen Atlanten liegen. Es wird aus der Arbeit jedoch nicht ersichtlich. Die manuelle Korrekturzeit beträgt im Vergleich zu den anderen Programmen und der manuellen Konturierung 1 Stunde und 9 min. In unsere Arbeit benötigte die Doktorandin unter Nutzung der ABAS 125,73 min. Jedoch wurden bei La Macchia et al. andere Strukturen betrachtet, sodass ein direkter Vergleich nicht möglich ist. Im Vergleich zu den beiden anderen Programmen brachte ABAS die größte Zeitersparnis bei der Konturierung von Kopf- und Halstumoren. Es wurden 1 Stunde und 23 min weniger gebraucht als bei einer rein manuellen Einzeichnung [28].

Im Gegensatz zu den oben genannten Arbeiten konnten wir keinen zeitlichen Vorteil unter der Anwendung der ABAS feststellen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass es keine Arbeit gibt, die ein identisches Konzept zu Grunde liegt, was den direkten Vergleich unmöglich macht. Die *DSC*-Werte bei anderen Programmen sind besser als bei der ABAS. Die Erfassung der Konturierungszeiten ergab bei uns keinen Vorteil bei Nutzung der ABAS, wohingegen

dies bei anderen Programmen und auch bei La Macchia et al. bei der ABAS der Fall war. Dies könnte an den anderen Risikostrukturen liegen oder auch an einem anderen verwendeten Atlas.

Ein kritischer Punkt bei unserem Konzept ist die Einzeichnung mit und ohne die ABAS durch den Facharzt und die Doktorandin. Hätte nur ein Facharzt einmal mit und einmal ohne die ABAS eingezeichnet, wäre die Interobservervariabilität geringer. Da die Doktorandin jedoch eingearbeitet wurde und die institutionsinternen und öffentlichen Richtlinien kennt, ist dieser Punkt zu vernachlässigen.

Der folgende Abschnitt befasst sich mit einer alternativen Nutzung der ABAS, die gegebenenfalls andere Ergebnisse ergeben hätte. Die ABAS bietet über die Nutzung eines einzelnen Atlanten hinaus die Möglichkeit, mit der *STAPLE* Funktion mehrere Atlanten auf das *structureset* zu projizieren. Diese Funktion wurde in dieser Arbeit nicht berücksichtigt. Wir haben uns auf die Nutzung mit einem einzelnen von ABAS vorgegebenen Atlanten konzentriert, um die Leistung des Programmes isoliert betrachten zu können. Diese Beispielatlanten werden von CMS nur zur Unterstützung zur Verfügung gestellt und dürfen nicht für die klinische Anwendung genutzt werden. Es sollten eigens erstellte Atlanten angewendet werden [24]. Zur isolierten Beurteilung des Programmes ist eine Nutzung des vorgegebenen Atlanten sinnvoll.

In dieser Arbeit wurde mit einem, dem demoHNatlas, der ABAS gearbeitet. Alle computertomographischen Bilder der Patienten wurden mit diesem Atlas abgeglichen und konturiert.

Es gibt Arbeiten, die zeigen, dass die Konturierung mit der Nutzung mehrerer fusionierter Atlanten bessere Ergebnisse liefert als die Nutzung eines einzelnen Atlas. Sjöberg et al. nutzten VelocityAI von Velocity und haben einen Zeitgewinn gegenüber der manuellen Einzeichnung bei der Nutzung mehreren fusionierten Atlanten im Kopf- und Halsbereich gezeigt. Die Zeitersparnis gegenüber der manuellen Einzeichnung liegt bei 49% bei der Nutzung von mehreren fusionierten Atlanten und bei der Nutzung von nur einem Atlanten bei 29% [29].

Auch bei Betrachtung der Volumenerfassung gibt es bessere Ergebnisse. Yang et al. betrachteten *CTVs* im Kopf- und Halsbereich für 16 Patienten mit unilateralem Tonsillenkarcinom. Sie zeigten, dass es eine höhere Übereinstimmung der Volumina zu der manuellen Einzeichnung unter Nutzung mehrerer Atlanten gibt, als bei der Konturierung unter der Nutzung eines einzigen Atlanten [30].

Ein ähnliches Ergebnis zeigten auch Stapleford et al. Sie haben gezeigt, dass der *STAPLE* Algorithmus bei der automatischen Konturierung von LK-Leveln bei Kopf- und Halstumoren eine präzise und effiziente Methode ist, um exakte Volumina zu finden beziehungsweise zu definieren. Zusätzlich wird mit dieser Methode die Interobservervariabilität gesenkt [31].

Diese Arbeiten zeigen, dass die Nutzung mehrerer fusionierter Atlanten eine gute Alternative zur Nutzung eines einzelnen Atlanten darstellt. Mit der Nutzung der *STAPLE* Funktion könnten gegebenenfalls unter der gleichen Vorgehensweise wie in unserer Arbeit andere Ergebnisse erwartet werden. Dies ist jedoch nicht Bestandteil dieser Arbeit.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die automatische Konturierung ein gutes Werkzeug ist um die tägliche Arbeit zu erleichtern. Dennoch gibt es hinsichtlich der verschiedenen Programme unterschiedliche Ergebnisse für deren Qualität und Effektivität. Zurzeit gibt es 11 Autokonturierungsprogramme auf dem Markt, zwischen denen man sich entscheiden kann. Laut Sharp et al. wird sich die Autosegmentierung als medizinisches Instrument im klinischen Alltag während der nächsten 20 Jahre weiter entwickeln und somit ein Bestandteil in der Radioonkologie bleiben [32]. Auch aus dieser Arbeit lässt sich ähnliches schließen. Die hier betrachteten Programme bedürfen alle einer Überarbeitung ihrer Konturierung, sodass es noch nicht das perfekte Programm für den klinischen Alltag gibt und Weiterentwicklungen nötig sind.

Aus unserer Arbeit, die die ABAS der Firma ELEKTA evaluiert hat, geht hervor, dass die Autosegmentierung, wie sie das Programm liefert, nicht für den täglichen Gebrauch von Nutzen ist. Die anschließende Bearbeitungszeit ist auf Grund der schlechten Übereinstimmung der Volumina zu lang, als dass es zu einer Zeitersparnis kommen würde. Nach einer Überarbeitung des Programmes und Beseitigung der Mängel kann eine erneute Evaluation in Betracht gezogen werden.

5. Literaturverzeichnis

1. Statistisches Bundesamt, *Gesundheit Todesursachen in Deutschland 2013*. 2014, Statistisches Bundesamt: Wiesbaden. p. 3.
2. Dr. Peter Kaatsch, et al., *Krebs in Deutschland 2011/2012*. 2015, Robert Koch-Institut, Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister in Deutschland e.V. : Berlin. p. 20;54.
3. R. Zimmermann, W.B., F. Dammann, H. Einsele, C. v. Ohle, H. Preßler, P. Ruck, M. Wehrmann, H.-P. Zenner, *Pharynx- und Larynxstumoren*, I. Tübingen, Editor. 2003, Interdisziplinäres Tumorzentrum Tübingen am Klinikum der Eberhard-Karls-Universität: Tübingen. p. 7-8.
4. Deutsche Gesellschaft für Radioonkologie e.V. *Methodische Leitlinie Tumoren der Kopf-Hals-Region 2010*; Available from: <http://www.degro.org/dav/html/aktuelles/KopfHals.pdf> am 31.01.2016
5. Dunst, J., et al., *The QUIRO Study (assurance of quality and innovation in radiooncology): methodology, instruments and practices*. *Strahlenther Onkol*, 2014. **190**(2): p. 138-48.
6. Fietkau, R., et al., *Time management in radiation oncology: development and evaluation of a modular system based on the example of rectal cancer treatment. The DEGRO-QUIRO trial*. *Strahlenther Onkol*, 2012. **188**(1): p. 5-11.
7. Budach, W., et al., *Evaluation of time, attendance of medical staff, and resources during radiotherapy for head and neck cancer patients: the DEGRO-QUIRO trial*. *Strahlenther Onkol*, 2011. **187**(8): p. 449-60.
8. Logue, J.P., et al., *Clinical variability of target volume description in conformal radiotherapy planning*. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1998. **41**(4): p. 929-31.
9. Fiorino, C., et al., *Intra- and inter-observer variability in contouring prostate and seminal vesicles: implications for conformal treatment planning*. *Radiother Oncol*, 1998. **47**(3): p. 285-92.
10. Leunens, G., et al., *Quality assessment of medical decision making in radiation oncology: variability in target volume delineation for brain tumours*. *Radiother Oncol*, 1993. **29**(2): p. 169-75.
11. Weiss, E. and C.F. Hess, *The impact of gross tumor volume (GTV) and clinical target volume (CTV) definition on the total accuracy in radiotherapy theoretical aspects and practical experiences*. *Strahlenther Onkol*, 2003. **179**(1): p. 21-30.
12. Jeanneret-Sozzi, W., et al., *The reasons for discrepancies in target volume delineation : a SASRO study on head-and-neck and prostate cancers*. *Strahlenther Onkol*, 2006. **182**(8): p. 450-7.

13. Gregoire, V., et al., *CT-based delineation of lymph node levels and related CTVs in the node-negative neck: DAHANCA, EORTC, GORTEC, NCIC, RTOG consensus guidelines*. *Radiother Oncol*, 2003. **69**(3): p. 227-36.
14. Gregoire, V., et al., *Proposal for the delineation of the nodal CTV in the node-positive and the post-operative neck*. *Radiother Oncol*, 2006. **79**(1): p. 15-20.
15. Gregoire, V., et al., *Delineation of the neck node levels for head and neck tumors: a 2013 update. DAHANCA, EORTC, HKNPCSG, NCIC CTG, NCRI, RTOG, TROG consensus guidelines*. *Radiother Oncol*, 2014. **110**(1): p. 172-81.
16. Commowick, O., V. Gregoire, and G. Malandain, *Atlas-based delineation of lymph node levels in head and neck computed tomography images*. *Radiother Oncol*, 2008. **87**(2): p. 281-9.
17. Daisne, J.F. and A. Blumhofer, *Atlas-based automatic segmentation of head and neck organs at risk and nodal target volumes: a clinical validation*. *Radiat Oncol*, 2013. **8**: p. 154.
18. Sims, R., et al., *A pre-clinical assessment of an atlas-based automatic segmentation tool for the head and neck*. *Radiother Oncol*, 2009. **93**(3): p. 474-8.
19. Simmat, I., et al., *Assessment of accuracy and efficiency of atlas-based autosegmentation for prostate radiotherapy in a variety of clinical conditions*. *Strahlenther Onkol*, 2012. **188**(9): p. 807-15.
20. Anders, L.C., et al., *Performance of an atlas-based autosegmentation software for delineation of target volumes for radiotherapy of breast and anorectal cancer*. *Radiother Oncol*, 2012. **102**(1): p. 68-73.
21. Teguh, D.N., et al., *Clinical validation of atlas-based auto-segmentation of multiple target volumes and normal tissue (swallowing/mastication) structures in the head and neck*. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2011. **81**(4): p. 950-7.
22. Voet, P.W., et al., *Does atlas-based autosegmentation of neck levels require subsequent manual contour editing to avoid risk of severe target underdosage? A dosimetric analysis*. *Radiother Oncol*, 2011. **98**(3): p. 373-7.
23. Elekta CMS Software, *Atlas-Based Autosegmentation Technical Reference*. 2010, ELEKTA CMS Software. p. 5-16.
24. Elekta CMS Software, *Atlasbasierte automatische Segmentierung Benutzerhandbuch ABAS Version 2.00.00*. 2010, ELEKTA CMS Software. p. 1,2.
25. Zhu, M., et al., *Multi-institutional quantitative evaluation and clinical validation of Smart Probabilistic Image Contouring Engine (SPICE) autosegmentation of target structures and normal tissues on computer tomography images in the*

- head and neck, thorax, liver, and male pelvis areas.* Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2013. **87**(4): p. 809-16.
26. Walker, G.V., et al., *Prospective randomized double-blind study of atlas-based organ-at-risk autosegmentation-assisted radiation planning in head and neck cancer.* Radiother Oncol, 2014.
27. Mattiucci, G.C., et al., *Automatic delineation for replanning in nasopharynx radiotherapy: what is the agreement among experts to be considered as benchmark?* Acta Oncol, 2013. **52**(7): p. 1417-22.
28. La Macchia, M., et al., *Systematic evaluation of three different commercial software solutions for automatic segmentation for adaptive therapy in head-and-neck, prostate and pleural cancer.* Radiat Oncol, 2012. **7**: p. 160.
29. Sjoberg, C., et al., *Clinical evaluation of multi-atlas based segmentation of lymph node regions in head and neck and prostate cancer patients.* Radiat Oncol, 2013. **8**(1): p. 229.
30. Yang, J., et al., *Auto-segmentation of low-risk clinical target volume for head and neck radiation therapy.* Pract Radiat Oncol, 2014. **4**(1): p. e31-7.
31. Stapleford, L.J., et al., *Evaluation of automatic atlas-based lymph node segmentation for head-and-neck cancer.* Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2010. **77**(3): p. 959-66.
32. Sharp, G., et al., *Vision 20/20: perspectives on automated image segmentation for radiotherapy.* Med Phys, 2014. **41**(5): p. 050902.

6. Anhang

Danksagung

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. W. Budach, Direktor der Klinik und Poliklinik der Strahlentherapie und radiologischen Onkologie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, für die Überlassung des Themas und die Möglichkeit zur Durchführung der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. E. Bölke und Frau Dr. med. C. Matuschek für die Planung und Erstellung des Konzeptes, sowie die gute Betreuung.

Herrn Dr. med. M. Wittkamp für die Unterstützung bei der Durchführung.

Eidesstattliche Versicherung

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

Datum, Vor- und Nachname

Unterschrift