

# **Dreidimensionale Darstellung von CT-Datensätzen des Halses für die chirurgische Planung: Eine Machbarkeitsstudie**

Strauß, G.<sup>a, f</sup>; Hertel, I.<sup>a, f</sup>; Dornheim, J.<sup>b</sup>; Cordes, J.<sup>b</sup>; Burgert, O.<sup>f</sup>; Schulz, T.<sup>c</sup>;  
Meixensberger, J.<sup>e, f</sup>; Preim, U.<sup>d</sup>; Dietz, A.<sup>a, f</sup>; Preim, B.<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Klinik und Poliklinik für HNO-Heilkunde / Plastische Operationen, Universität Leipzig

<sup>b</sup> Institut für Simulation und Graphik, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

<sup>c</sup> Klinik und Poliklinik für Diagnostische Radiologie, Universität Leipzig

<sup>d</sup> Klinik und Poliklinik für Diagnostische Radiologie, Universität Magdeburg

<sup>e</sup> Klinik und Poliklinik für Neurochirurgie, Universität Leipzig

<sup>f</sup> BMBF-Innovation Center Computer Assisted Surgery ICCAS, Universität Leipzig

Anschrift der Autoren:

Dr. med. Gero Strauß

Innovation Center Computer Assisted Surgery (ICCAS)

Klinik und Poliklinik für HNO-Heilkunde / Plastische Operationen

Universität Leipzig

Liebigstraße 18a

04103 Leipzig

Tel: 0341-9721700, Gero.Strauss@medizin.uni-leipzig.de

Prof.Dr.Ing. Bernhard Preim

Otto-von-Guericke-Universität

Institut für Simulation und Graphik

Universitätsplatz 2

39106 Magdeburg

Tel.: (+49-391) 67-1 85 12

## Zusammenfassung

Datenmenge und die Informationsdichte haben sich in der routinehaften präoperativen Bildgebung der Kopf-Hals-Chirurgie seit 5 Jahren mehr als verzehnfacht. Unter definierten Bedingungen zeigt sich ein klarer Vorteil der dreidimensionalen gegenüber der zweidimensionalen Darstellung. Die vorliegende Arbeit untersucht die Hypothese, dass die präoperative Planung von HNO-chirurgischen Eingriffen wie der Neck dissection von einer Computerassistentz profitiert. Durch ein dreidimensionales Abbilden der präoperativ verfügbaren Daten soll die Aussagefähigkeit verbessert werden. Die Möglichkeit einer 3-D-Darstellung und die Abbildung suspekter Lymphknoten stehen dabei im Mittelpunkt des Interesses.

Es wurden 16 CT-Datensätze von Patienten mit einem Plattenepithelkarzinom des Oro-, Hypopharynx oder Larynx mit der Tumorklassifikation T1N1 und höher untersucht. Insgesamt wurden 720 Pseudo-3-D-Abbildungen mit durchschnittlich 9.3 Objekten erstellt. Es wurden aktuelle Algorithmen zur Segmentation und Visualisierung angewandt und die Ergebnisse in drei Klassen eingeteilt: direkt, texturbasiert und merkmalsbasiert

Der durchschnittliche Zeitbedarf für Visualisierung und Segmentierung betrug 122 Minuten, der Minimalwert lag bei 61 Minuten pro Datensatz. Die automatische Segmentierung gelang nur bei Strukturen mit deutlichen Grauwertdifferenzen zur Umgebung. In allen anderen Fällen musste eine zusätzliche manuelle Interaktion erfolgen.

Die 3-D-Visualisierung von CT-Daten des Halses stellt eine neue Qualität in der präoperativen Planung dar. Es zeigt sich ein deutlicher Trend an zunehmender Detailtreue und Informationseffizienz in den Gruppen B und C. Es ist möglich, aus diesen Bildern eine quantitative Aussage über chirurgisch relevante Infiltrationsmuster zu treffen. Ebenso ist die postoperative Qualitätskontrolle oder Planung und Verlaufskontrolle einer postoperativen Radiochemotherapie vorstellbar. Die zugrundeliegenden automatischen Algorithmen können als robust eingeschätzt werden. Die Anwendung ist noch weit entfernt von einer klinisch effizienten Nutzung. Durch die steigende Leistungsfähigkeit der Rechensysteme, die verbesserte Software und die höherwertige Bildgebung sind die genannten Probleme jedoch mittelfristig lösbar.

**Schlüsselwörter:** Neck dissection; Hals; Lymphknoten; Segmentation; Visualisierung; CAS

# Three-dimensional Visualization of CT of the Neck for Surgical Planing

## Summary

Information quality increased in routinely imaging in head- and neck-surgery over the last 10 years more then 10 times. Under defined conditions a clear advantage of the three-dimensional shows up in relation to the two-dimensional representation. The hypothesis is, that surgical planing in ENT profits from computer assisted praeoperative visualization and planning. The informative capability is to be improved by three-dimensional illustrating of the praeoperativ available data. The possibility of a 3-D-visualization of lymph nodes stands in the center of the interest.

16 CT data sets with a tumor-classification of T1N1 or higher were included. Altogether 720 Pseudo-3-D-Illustrations were provided with on the average 9.3 objects. Current algorithms were used for the segmentation and visualization and the results were divided in three classes.

The average time requirement for visualization and segmenting amounted to 122 minutes, the minimum value is at 61 minutes per data set. Automatic segmenting succeeded only with structures with clear grey tone differences at the environment. In all other cases an additional manual interaction had to take place.

3-D-Visualisierung of CT of the neck represents a new quality in preoperative planning. A clear trend at increasing detail loyalty and information efficiency showed up in the groups of B and C. It is possible to meet from these pictures a quantitative statement by surgery relevant infiltration. Likewise are conceivable the postoperative quality control or planning and process control of a postoperative radio-chemotherapy. The automatic algorithms can be estimated as reliably. Application is still far from a clinically efficient use. By the rising efficiency of the computing systems, the improved software and the imaging systems the problems mentioned are however solvable.

**Key words:** Neck dissection; Lymph nodes; Segmentation; 3-D-Visualization; CAS

## **[Hintergrund]**

### **Präoperative Planung in der Halschirurgie**

Die Entwicklung der Computertomographie (CT) in den vergangenen Jahren hat die Grundlagen für eine zusätzliche Orientierung im OP-Situs auch für die HNO maßgeblich verbessert [1] [2] [3]. Datenmenge und die Informationsdichte haben sich in der routinemäßigen präoperativen Bildgebung seit 5 Jahren mehr als verzehnfacht. In der Vergangenheit limitierten die Möglichkeiten der Bildgebung eine detaillierte Darstellung der Pathologie. Diese Limitationen erscheinen aufgehoben und in das Zentrum des Interesses rückt heute die Umsetzung präoperativ vorhandener Informationen in die Operation. Dabei ist es fraglich, ob der Chirurg die Fülle der vorliegenden Informationen vollständig erfassen und auf den jeweiligen OP-Situs anwenden kann. Über das Raumgedächtnis des Menschen liegen in der Literatur vergleichsweise wenige Erkenntnisse vor. Man kann jedoch davon ausgehen, dass die Ansprüche an den Chirurgen bei der Planung und Arbeit in einem kognitiv erzeugten Raum (OP-Situs), der ausschliesslich durch Hinweislernen ("cue learning") über Landmarken und durch Ortslernen ("place learning") über bekannte Distanzen oder Winkel ergänzt wird, häufig die durchschnittliche menschliche Leistungskraft überschreiten. Von besonderer Bedeutung scheint die mentale Rekonstruktion der dritten Dimension aus den bekannten 3 Schnittebenen (axial, sagittal, coronar) der radiologischen Daten und deren visuelle Dekodierung .

Bei der Auswertung der CT-Aufnahmen des Halses steht die Einordnung in die TNM-Klassifikation bei malignen Tumoren im Kopf-Hals-Bereich im Vordergrund aller Indikationen [4]. Es ist erwiesen, dass die lokoregionäre Metastasierung für die Prognose und damit für die Therapieentscheidung großen Wert hat [5] [6] [7] [8] [9] [10]. Die präoperative Darstellung vergrößerter Lymphknoten des Halses findet

vorwiegend an Hand planarer Schichten statt. Bis heute existieren keine routinemäßig angewandten Verfahren einer computerunterstützten Visualisierung. Einige Autoren berichten über Erfahrungen einer dreidimensionalen Darstellung des Halses und computerassistierten Auswertung in Einzelfällen [11] [12] [13] [14] [15].

### **Postprocessing**

Die Nachbearbeitung von radiologischen Rohdaten wird im Allgemeinen als *Postprocessing* (Nachbearbeitung) bezeichnet. Eine Segmentierung dient zur Hervorhebung wichtiger und Ausblendung unwichtiger Strukturen sowie als Grundlage für eine quantitative Analyse (Volumetrie, Ausdehnungsbestimmung) [16] [17]. Visualisierung umfasst hingegen die nutzergerechte Abbildung der so gewonnen Informationen. Unstrukturierte Daten werden in eine angebrachte, verstehbare Form gebracht. Dabei können Details weggelassen werden, die im Kontext vernachlässigbar sind. Daher sind visualisierte Daten auch immer bereits interpretiert. In der Visualisierung werden direkte (Volumen, Oberflächengeometrie), indirekte (texturbasiert, Surface Shaded Display), topologische und merkmalsbasierte Methoden unterschieden [18].

### **3-D-Visualisierung**

Der Mensch besitzt eine lebenslange Erfahrung in der Rekonstruktion von 3-D-Szenen aufgrund von Tiefenhinweisen. Die erste Stufe sind perspektivische Darstellungen, die als zweidimensionale Bilder gespeichert werden (Pseudo-3D). Mit Hilfe dieser Methode werden zweidimensionale Bilder generiert, die im visuellen Cortex des Betrachters einen räumlichen Eindruck vermitteln und der nicht-dreidimensionale Charakter der Darstellung dem Benutzer im Idealfall verborgen bleibt. Um einen räumlichen Effekt zu erzielen, müssen drei Grundvoraussetzungen realisiert werden: das *Depth Cueing* (mit zunehmender Entfernung des Bildteils vom

Betrachter wird die Helligkeit verringert), Perspektive und Interaktion. Zusätzliche Effekte wie *Fogging* (mit zunehmender Entfernung des Bildteils vom Betrachter wird die Farbsättigung verringert) oder Konturen verstärken diesen Effekt [19] [20].

Außerhalb medizinischer Anwendungen wird der Vorteil einer dreidimensionalen Visualisierung bereits diskutiert [21] [22]. Unter definierten Bedingungen zeigt sich ein klarer Vorteil der dreidimensionalen gegenüber der zweidimensionalen Darstellung. Dies gilt auch für Pseudo-3-D-Darstellungen. Erste Erfahrungen in der chirurgischen Therapieplanung mit Pseudo-3-D-Darstellungen auf der Basis radiologischer Daten zeigen die Machbarkeit und einen potentiellen Vorteil gegenüber konventionellen Abbildungen [23] [24] [25] [26] [27] [28] [29] [30].

### **Computerassistierte Diagnose**

Aktuelle Arbeiten schätzen den Wert der computerassistierten Diagnose für die Detektion und Klassifikation (einschliesslich der Unterscheidung zwischen benignen und malignen Veränderungen) von Lungenrundherden, für die quantitative Analyse diffuser Lungenerkrankungen und für die Detektion intrakranieller Aneurysmen als höher im Vergleich zum bisherigen Goldstandard ein [31] [32] [33]. Die Entlastung der kognitiven Beanspruchung des Anwenders und die damit verbundene Fehlerreduktion wird diskutiert [34] [35]. Zahlreiche Arbeiten belegen die prinzipielle Machbarkeit und den potentiellen Benefit computerassistierter Interpretationen komplexer radiologischer Daten [36] [37] [38] [39].

Ein CT-Datensatz des Halses enthält neben dem rein deskriptiven Inhalt des untersuchten Situs zahlreiche Informationen, die erst durch eine Interpretation mit dem Wissen des Benutzers verfügbar werden. Volumina und Distanzen sind einfache, die Unterscheidung unauffälliger von suspekten Lymphknoten oder die Klassifikation nach dem TNM-System komplexe Beispiele. Diesbezüglich existieren

keine Untersuchungen zur Fehlerfrequenz bei der Einschätzung der radiologischen Daten des Halses durch den HNO-Chirurgen.

## Zielstellung der Arbeit

Der vorliegenden Arbeit liegt die Hypothese zu Grunde, dass die präoperative Planung von HNO-chirurgischen Eingriffen wie der Neck dissection von einer Computerassistenz profitiert. Durch ein dreidimensionales Abbilden der präoperativ verfügbaren Daten soll die Aussagefähigkeit verbessert werden. Die Möglichkeit einer 3-D-Darstellung und die Abbildung suspekter Lymphknoten stehen dabei im Mittelpunkt des Interesses:

- (1) Nachweis der Machbarkeit einer semiautomatischen Segmentation von CT-Aufnahmen der Halses unter Anwendung vorhandener und modifizierter Algorithmen*
- (2) Nachweis der Machbarkeit einer semiautomatischen Visualisierung von CT-Aufnahmen des Halses*
- (3) Anwendungen unterschiedlicher Visualisierungsmöglichkeiten und Datenaugmentation*



## **Material und Methoden**

### **Datensätze**

Es wurden 16 CT-Datensätze von Patienten mit einem Plattenepithelkarzinom des Oro-, Hypopharynx oder Larynx mit einer lokoregionären Metastasierung (Tabelle 1) in diese Untersuchung einbezogen. Das CT-Protokoll ist in Tabelle 2 spezifiziert. Es handelte sich in um ein nicht-modifiziertes CT-Protokoll des Halses mit einer Schichtdicke zwischen 3 und 5 mm. Es wurde in allen Fällen Kontrastmittel appliziert.

### **Bezugswert**

In allen Fällen lag eine detaillierte Beurteilung der planaren Schichten durch einen erfahrenen HNO-Arzt und einen erfahrenen Radiologen vor. Auf dieser Basis wurden bei allen Datensätzen die in Tabelle 6 genannten Strukturen segmentiert. Es wurde mindestens eine komplette Halsseite abgebildet. Insgesamt wurden 720 Abbildungen und 21 Filmsequenzen (*movies*) erstellt.

### **Hard-und Software**

Die Datensätze wurden im DICOM-Format auf einen Computer mit handelsüblicher Graphikzusatzausstattung (Tabelle 3) übertragen. Als Software kam Neck Vision zum Einsatz, die auf der Basis der MeVis-Software ([40]) weiterentwickelt wurde. Die Software umfasst eine Vielzahl von Segmentationsalgorithmen (Tabelle 4). Die Segmentation erfolgte primär automatisch mit Live-Wire, Regionenwachstum und marker-basierter Wasserscheidentransformation. Zur Visualisierung kamen Verfahren wie lokale Transparenzen, Farbkodierungen, Silhouetten und Schraffuren zur Anwendung. Des Weiteren sind Werkzeuge zur Vermessung der Distanzen, Ausdehnungen und Volumina in die Software integriert. Die Darstellung der Daten

kann sowohl zweidimensional als auch als Pseudo-3-D über Screenshots und Videos erfolgen. Die Interaktion mit der Software erfolgt mit einer einfachen Scrollmaus.

### **Visualisierungsmodelle**

Die Segmentierung und Visualisierung wurden durch ausgebildete Experten durchgeführt. Die Visualisierungsergebnisse wurden in drei Klassen eingeteilt: direkt, texturbasiert und merkmalsbasiert (Tabelle 5). Es standen minimal 3 Abbildungen pro Datensatz je Visualisierungsgruppe zur Verfügung. Zu jedem Datensatz wurde die erforderliche Zeit für Segmentierung und Visualisierung protokolliert.

## Ergebnisse

Es wurden insgesamt 720 Pseudo 3-D-Abbildungen von computertomographischen Daten des Halses erstellt. Jede Abbildung enthielt durchschnittlich 9.3 segmentierte Objekte (Tabelle 6). Der durchschnittliche Zeitbedarf für Visualisierung und Segmentierung betrug 122 Minuten, der Minimalwert lag bei 61 Minuten pro Datensatz (Tabelle 7).

Die **automatische Segmentierung** gelang nur bei Strukturen mit deutlichen Grauwertdifferenzen zur Umgebung. Der Live-Wire-Algorithmus erwies sich als zufriedenstellend für die Segmentation der Muskeln, Speicheldrüsen, des Pharynx und der Schilddrüse.

In allen anderen Fällen musste eine **zusätzliche manuelle Interaktion** erfolgen: Die Wasserscheidentransformation und das Regionenwachstum führen zum Auslaufen bei allen Weichgewebestrukturen, dass durch aufwendiges Setzen von Barrieren verhindert werden muss. Als entscheidend zur Automatisierung erwies sich die Segmentationsreihenfolge. Schwer voneinander abgrenzbare Objekte können durch einfache Verfahren aus dem Datensatz eliminiert werden, was wiederum die weitere Segmentierung der verbleibenden Objekte vereinfacht. Probleme ergaben sich bei der Segmentierung von Gefäßen mit geringem Durchmesser. Aufgrund des zugrunde liegenden Schichtbildverfahrens wurde zur Glättung der Stufenbildung manueller Korrekturbedarf benötigt.

Zur **automatischen Detektion** und Segmentation der vergrößerten zervikalen Lymphknoten wurden zahlreiche Bildanalyseverfahren auf ihre Eignung getestet. Die Inhomogenität in ihrem Grauwert (z.B. zentrale Nekrose), der Größe und Form erschwert die Automatisierbarkeit. Als günstig erwies sich, die Lymphknoten als letzte Objekte des Datensatzes zu segmentieren. Regionenwachstum in einem

streng eingegrenzten Grauwerte-Bereich in Kombination mit einer dilatierbaren Maske erreichte hier die besten Ergebnisse. Bei an Muskeln oder Gefäßen angrenzenden Lymphknoten muss jedoch weiterhin auf manuelle Segmentierungsmethoden zurückgegriffen werden. Probleme ergaben sich auch bei der Detektion und Segmentation des variablen Primärtumors. Aufgrund der zumeist schlechten Abgrenzbarkeit gegen die umgebenden Gewebe oder der Inhomogenität durch ungleichmäßige Kontrastmittelanreicherung muss hier ebenso auf manuelle Segmentationsverfahren zurückgegriffen werden.

Die maximale Ausdehnung ausgewählter Objekte (z.B. des Tumors) konnte nach Segmentierung automatisch bestimmt werden (Abbildung 1). Bei den manuell segmentierten Objekten zeigten sich Unterschiede der resultierenden Geometrie in Abhängigkeit der Ausrichtung der verwendeten Originaldaten, die in der Pseudo-3-D-Darstellung deutlich wurden (Abbildung 2).

Abbildung 3 illustriert ein T2N2aM0 Hypopharynx-Karzinom ausgehend vom Recessus piriformis links. Die **Visualisierung** der Gruppe A (Tabelle 5) umfasst die Darstellung der Oberfläche des Tumors und des Oro-Hypopharynx in einer abstrakten Farbe. Weitere Visualisierungstechniken wurden nicht angewandt. Durch den zusätzlichen Einsatz von Transparenz in Gruppe B kann der Nachteil einer perspektivischen Verdeckung teilweise kompensiert werden (Abbildung 4). Die Anwendung von Konturen und Silhouetten dient der Kontrastverstärkung und erleichtert die Abgrenzbarkeit benachbarter Strukturen (Abbildung 5). In Abbildung 6 findet sich ein vergrößerter Lymphknoten in unmittelbarer Nachbarschaft und teilweise in einer perspektivisch bedingten Verdeckung des M.sternocleidomastoideus, der G. submandibularis und eines weiter Lymphknotens im Level I links. Hier sind zusätzlich lokale Transparenzen eingesetzt um neben einer

allgemein verwandten Transparenz besonders wichtige räumliche Zusammenhänge darzustellen. Außerdem werden in diesem Beispiel Isolinien auf der Oberfläche des M.sternocleidomastoideus eingefügt. Die Augmentation weiterer Informationen (Gruppe C) ist am Beispiel der Berechnung der minimalen Abstände zwischen Lymphknotenmetastase und der A.carotis interna bzw. dem M.sternocleidomastoideus illustriert. Die automatisch erhobenen Daten können zahlen-, farb-, oder konturbasiert werden (Abbildung 7, Abbildung 8, Abbildung 9).

In allen Visualisierungsgruppen erwies es sich als sinnvoll, die zervikale Wirbelsäule, die Mandibula, das Jugulum, den Schildknorpel, den Ringknorpel und den Musculus sternocleidomastoideus unabhängig vom Krankheitsbild als Orientierungsrahmen abzubilden. Isolierte Abbildungen pathologischer Strukturen waren bis auf Ausnahmen ohne praktischen Wert.

## Diskussion

Die vorliegende Arbeit zeigt die Machbarkeit einer semiautomatischen Segmentation von computertomographischen Datensätzen des Halses. Eine vollautomatische Segmentation des Halses ist in Übereinstimmung mit der Literatur mit den heute verfügbaren Algorithmen nicht möglich [41]. Die angewandten Segmentationsverfahren zeigen in Übereinstimmung mit der Literatur methodische Schwächen, erwiesen sich jedoch im Falle der automatisch segmentierten Objekte als robust und reproduzierbar [42] [43].

Die unterschiedliche Form der Visualisierung der segmentierten Objekte und die Augmentation von interpretierten Informationen wie Anzahl und Volumen vergrößerter Lymphknoten, minimale Distanz zwischen Lymphknoten und A.carotis oder der Kontaktfläche zwischen vergrößerten Lymphknoten und dem M.sternocleidomastoideus stellen eine neue Qualität in der präoperativen Planung dar. Das Ziel der Arbeit bestand nicht in einer detaillierten Evaluation der resultierenden Abbildungen. Es zeigt sich jedoch ein deutlicher Trend an zunehmender Detailtreue und Informationseffizienz in den Gruppen B und C (Tabelle 5). Es ist möglich, aus diesen Bildern eine quantitative Aussage über chirurgisch relevante Infiltrationsmuster zu treffen. Ebenso ist die postoperative Qualitätskontrolle oder Planung und Verlaufskontrolle einer postoperativen Radiochemotherapie vorstellbar. Die zugrundeliegenden automatischen Algorithmen können auf der Basis der vorliegenden Ergebnisse in Übereinstimmung mit den wenigen Literaturangaben als robust eingeschätzt werden [44].

Mit einem durchschnittlichen Zeitaufwand von 122 Minuten für die Segmentation und Visualisierung ist die Anwendung noch weit entfernt von einer klinisch effizienten Nutzung. Der Zeitbedarf entsteht v.a. durch den hohen individuellen Aufwand zur

Korrektur automatischer Segmentationsergebnisse und der bislang nicht automatisierten Visualisierung. Die Software erfordert die Bedienung durch einen Experten. Durch die steigende Leistungsfähigkeit der Rechensysteme, die verbesserte Software und die höherwertige Bildgebung sind diese Probleme jedoch mittelfristig lösbar. Alternativ ist eine externe Aufarbeitung der Daten (Radiologie, Firmen) zu diskutieren.

Die vorliegende Arbeit berücksichtigt keine MRT-Daten, obwohl in der Fachliteratur eine Überlegenheit dieser Untersuchung teilweise kontrovers diskutiert wird, da das CT die klinische Routine dominiert und hier die grössten Erfahrungen mit den konventionellen Abbildungen vorlagen [45] [46] [47].

Es ist offensichtlich, dass mit der Machbarkeit einer dreidimensionalen Darstellung ein großes Forschungsgebiet der medizinischen Visualisierung in der Chirurgie eröffnet wird. Nachdem zunächst die technischen Bedingungen für ein Abbilden der Original-Strukturen geschaffen worden sind, folgt die Aufgabe einer optimalen Visualisierung mit einem effizienten Informationsgehalt für die chirurgische Planung.

## **Bezug zur Fragestellung**

1. Die vorliegende Studie beweist die Machbarkeit einer semiautomatischen Segmentierung von CT-Daten des Halses.
2. Auf der Grundlage dieser Daten konnten Visualisierungstechniken teilweise automatisch angewandt werden.
3. Dadurch ist eine Verringerung von perspektivischen Abdeckungen und eine Abbildung primär nicht bildlicher Daten wie minimaler Abstände oder Volumina möglich.



## **Förderung und Sponsoren**

Diese Arbeit wird durch Mittel der Deutschen Forschungsgemeinschaft DFG (PR 660/3-1, STR 696/2-1) und des Bundesministeriums für Bildung und Forschung (ICCAS) im Rahmen der Initiative Unternehmen Region unterstützt.

## **Danksagung**

Wir bedanken uns bei Herrn Nils Fedrowitz für die Hilfe bei der Datenerhebung und bei den MTRA der Klinik und Poliklinik für Diagnostische Radiologie der Universität Leipzig für die Unterstützung bei der Anfertigung und Übertragung der CT-Aufnahmen.

## Tabellen mit Legenden

	N0	N1	N2a	N2b	N3
T1		2			
T2		7			
T3		4	1	1	
T4			1		

**Tabelle 1: TNM-Klassifikation der 16 verwendeten Datensätze (Primärtumor Plattenepithelkarzinom Oro-, Hypopharynx und Larynx)**

Somatom Plus-4 Volume Zoom	
Kollimation	2
Tischvorschub	3
Inkrement	1
Rotationszeit	1s/Umdrehung

**Tabelle 2: Protokoll der CT-Aufnahmen**

Prozessor	Intel® Pentium® 4 530 HT (3.00 GHz, 800 MHz FSB, 1 MB Cache)
RAM	1024 MB Dual-Channel DDR2 RAM, 400 MHz (2 x 512 MB)
Festplatte	160 GB SATA Festplatte (7.200 U/Min.) mit 8 MB Cache
Grafikkarte	nVidia GeForce 6800 GTO 256MB
Betriebssystem	Microsoft® Windows® XP Professional SP2
Monitor	Monitor Elzo L985EX-K (DVI-D )
Maus	optische Scroll Maus

**Tabelle 3: Spezifikationen der verwendeten Computer**

Region Growing	Semiautomatisches Segmentationsverfahren, welches zusammenhängende Bildregionen aufgrund ihrer homogenen Bildmerkmale zusammenfasst. Ausgehend von einem interaktiv vom Nutzer gesetzten Startpunkt werden alle angrenzenden Voxel auf ein Homogenitätskriterium überprüft. Bei angrenzenden Geweben mit ähnlichen Eigenschaften kann es zu einem Auslaufen kommen. Das Setzen von Barrieren kann dieses verhindern.
Wasserscheiden-transformation	Dem Verfahren liegt die Vorstellung zugrunde, dass die numerischen Werte des Schichtbildes Höheninformationen bilden. Das Bild zeigt ein topographisches Relief, dessen Becken geflutet werden. Zwischen den Tälern werden Dämme errichtet, die eine Trennung der Becken trotz Weiterführung der Flutung gewährleisten. Ein wichtiger Vorteil liegt in der Detailerhaltung. Durch das Setzen von Include- und Exclude-Markern werden die Objektzugehörigkeiten definiert. Die Stärke der Flutung wird interaktiv über die Festlegung des Schwellenwertes definiert.
Livewire	Kantenorientiertes Segmentierungsverfahren. Die Start- und Zielpunkte werden interaktiv festgelegt und anhand einer Kostenfunktion der optimale Pfad berechnet.

**Tabelle 4: Übersicht der verwendeten Segmentierungsalgorithmen**

	GRUPPE A	GRUPPE B	GRUPPE C
	Direkte Visualisierung	Texturbasierte Visualisierung	Merkmalsbasierte Visualisierung
Basis für Rauminformationen	Umsetzung der Volumen und Oberflächengeometrie	Umsetzung der Volumen und Oberflächengeometrie	Umsetzung der Volumen und Oberflächengeometrie
Segmentation	Konzentration auf autosegmentierbare Strukturen	Kombination von Reduktion und Augmentation	Kombination von Reduktion und Augmentation
Textur	Einheitliche Farbgebung	Einbringen von Visualisierungstechniken wie Transparenzen, Kontouren, etc.	Einbringen von Visualisierungstechniken wie Transparenzen, Kontouren, etc.
Zusätzliche Merkmale	-	-	Direkte oder farbkodierte Angaben zu Größe, Distanzen, etc.

**Tabelle 5: Einteilung der Visualisierungsergebnisse**

Struktur	obligat	fakultativ	Gesamtanzahl	Anteil der manuellen Segmentation %	Anteil der (semi-) automatischen Segmentation %
Mandibula		X	480	10	90
Wirbelsäule		X	450	10	90
Klavikula		X	250	10	90
M.sternocleidomastoideus (MSCM)	X		720	30	70
V.jugularis ext.	X		720	30	70
V.jugularis int.	X		720	30	70
A.carotis communis, externa, interna	X		720	30	70
Nodi lymphatici > 10 mm	X		2160	90	10
Große Speicheldrüsen		X	250	90	10
Pharynxschlauch		X	150	50	50
Larynxgerüst		X	50	30	70
Tumor	X		50	90	10

**Tabelle 6: Segmentierte und visualisierte Strukturen aus 16 CT-Datensätzen des Halses**

	Minimum [Minuten]	Maximum [Minuten]	Mittel [Minuten]
Gefäße	10	40	23,2
Knochen	2	5	4,8
M.sternocl.	10	30	18,1
Speicheldrüsen	15	30	20,2
Pharynx	2	5	3,9
Larynx	10	20	10,1
Tumor	5	20	10
Lymphknoten	7	80	31,7
<b>SUMME</b>	<b>61</b>	<b>230</b>	<b>122</b>

**Tabelle 7: Ergebnisse des Zeitbedarfs der Segmentierung und Visualisierung der genannten Strukturen pro Datensatz (Werte aus 16 Datensätze mit jeweils durchschnittlich 9.3 dargestellten Organen/Strukturen)**

## Abbildungen

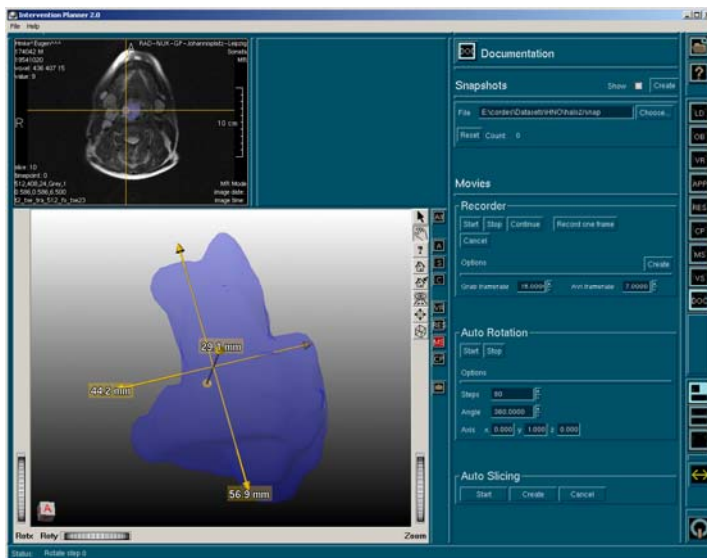


Abbildung 1: Softwareoberfläche (NeckVision) am Beispiel der automatischen Bestimmung der maximalen Tumorausdehnung (rechts Bedienfeld, links oben aktuelle planare Sicht, links unten Pseudo-3-D-Datensatz)

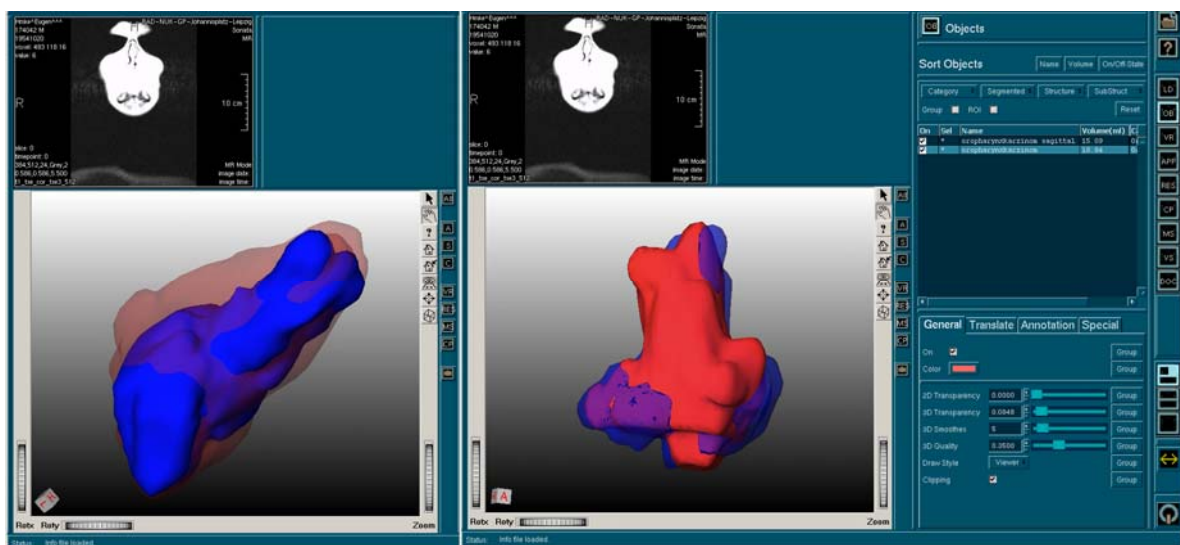
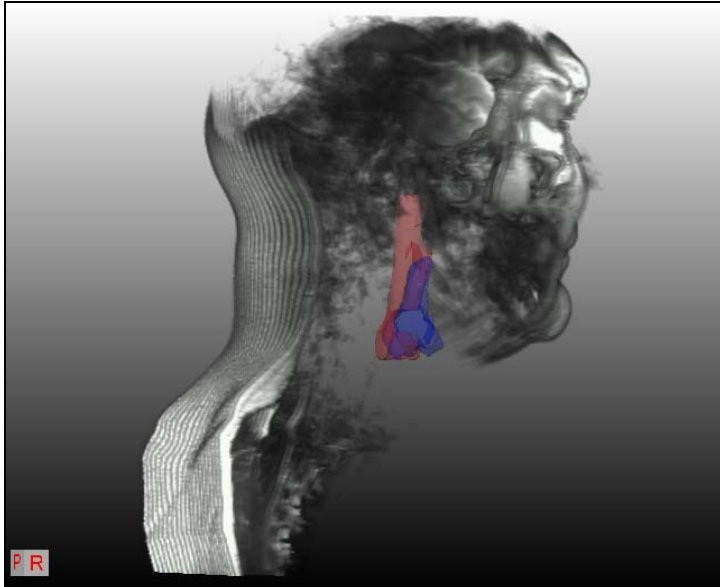
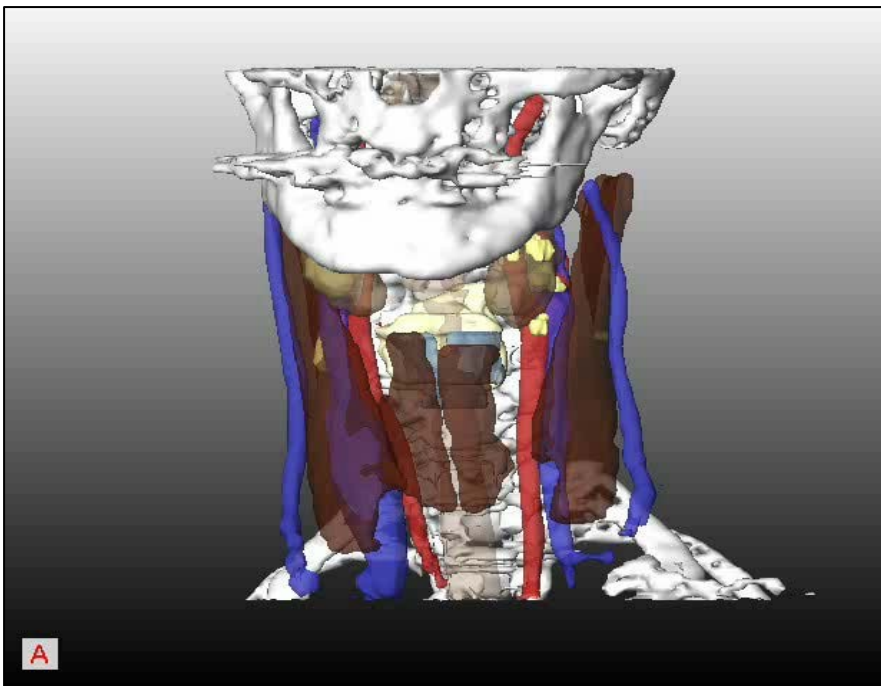


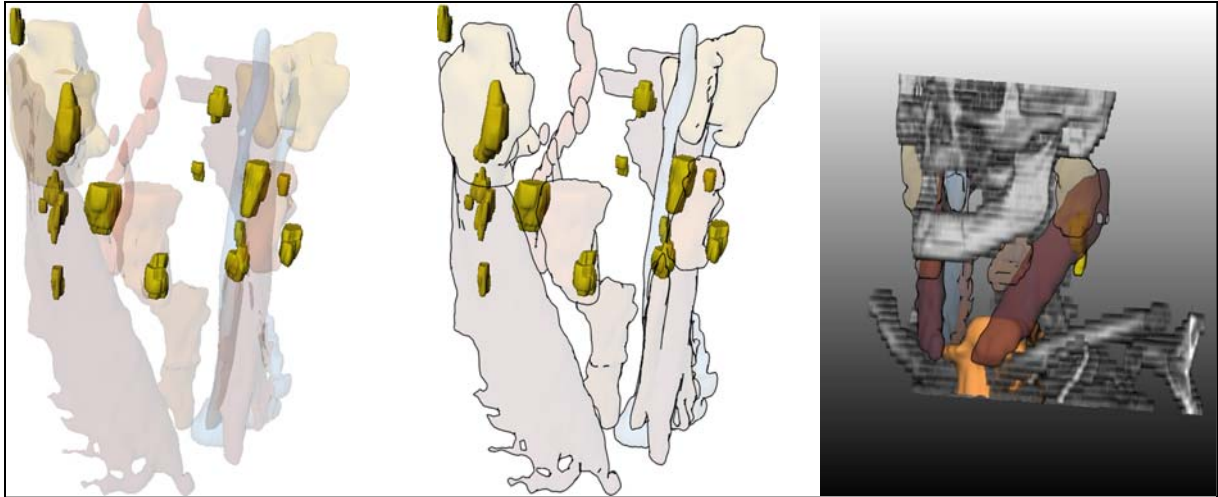
Abbildung 2: Differenz der manuellen Segmentation in Abhängigkeit der Ausrichtung der verwendeten Originaldaten am Beispiel des Primärtumors (blau-segmentiert aus sagittalen Daten, rot-segmentiert aus axialen Daten)



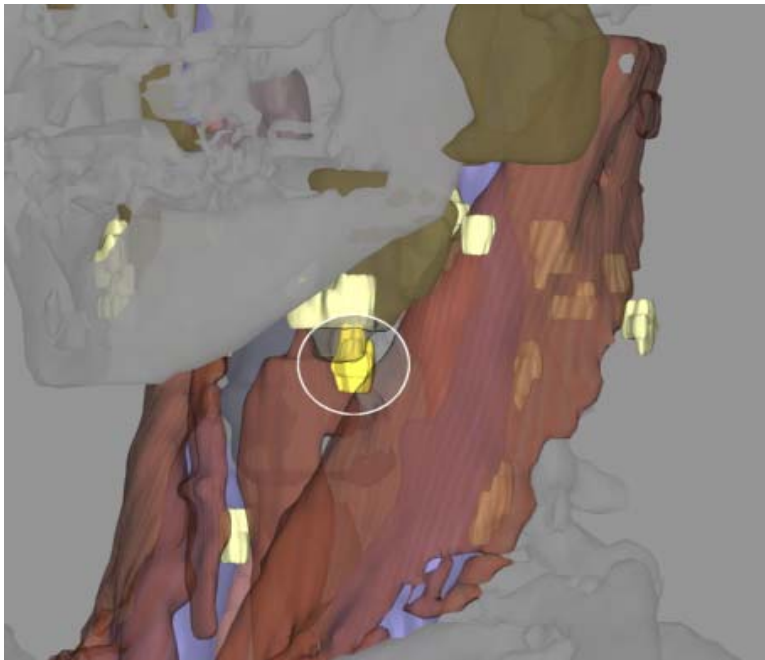
**Abbildung 3: Gruppe A-Visualisierung mit automatischer Segmentation des Tumors und des Pharynxschlauches**



**Abbildung 4: Gruppe B-Visualisierung mit Verwendung lokaler Transparenzen im Bereich des M.sternocleidomastoideus, unveränderte Standardfarben**



**Abbildung 5: Gruppe B-Visualisierung mit Silhouetten zur bessere Abgrenzbarkeit benachbarter Strukturen**



**Abbildung 6: Gruppe B-Visualisierung mit lokalen Transparenzen zur Sichtbarmachung perspektivisch verdeckter Strukturen im Pseudo-3-D-Bild; angepasste Farbgebung; Verwendung von Isolinien am Muskel**

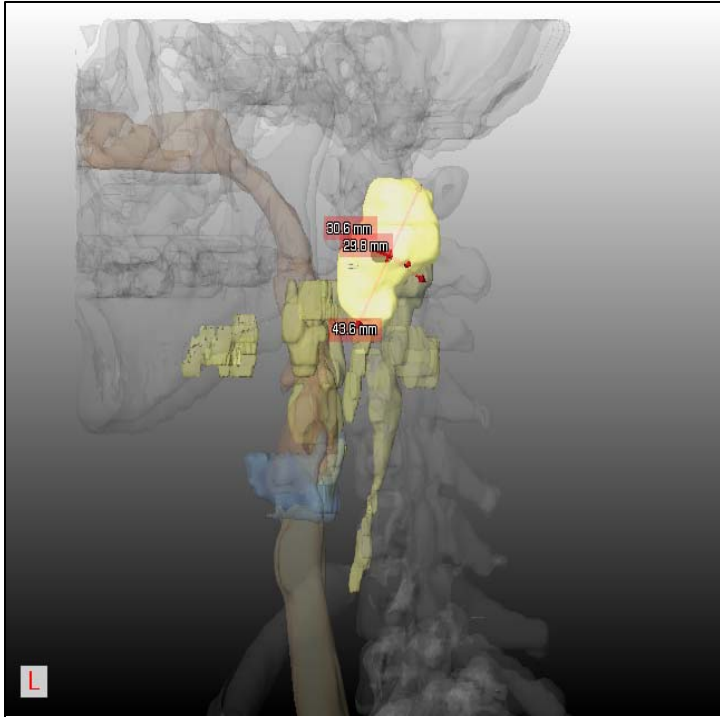


Abbildung 7: Gruppe C-Visualisierung (mit Augmentierung zusätzlicher Informationen) am Beispiel einer automatischen Volumetrie

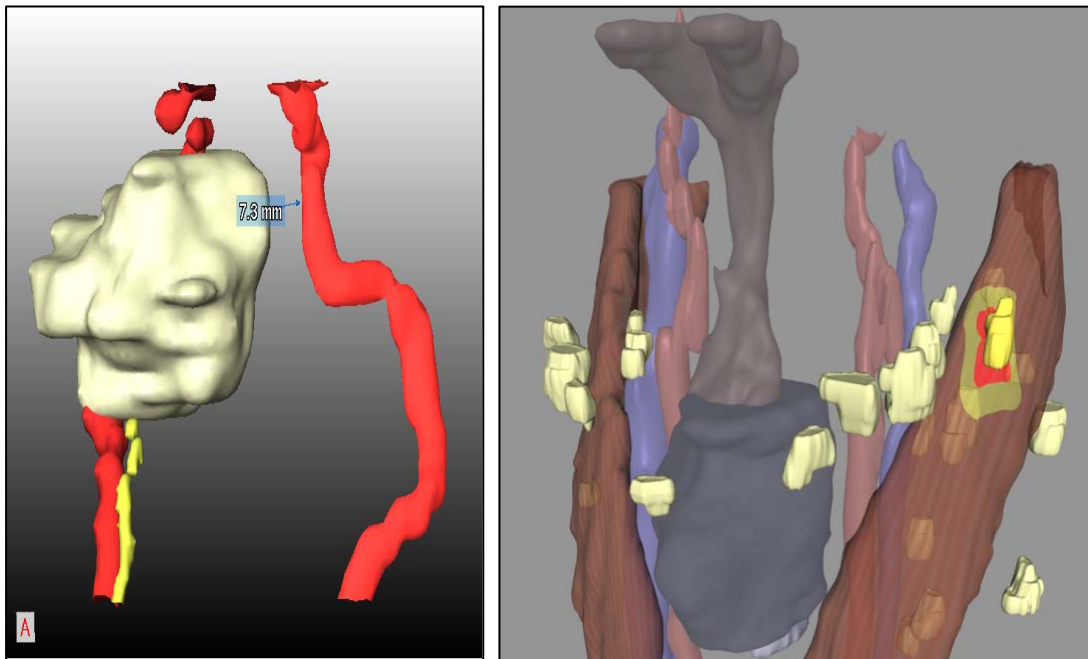
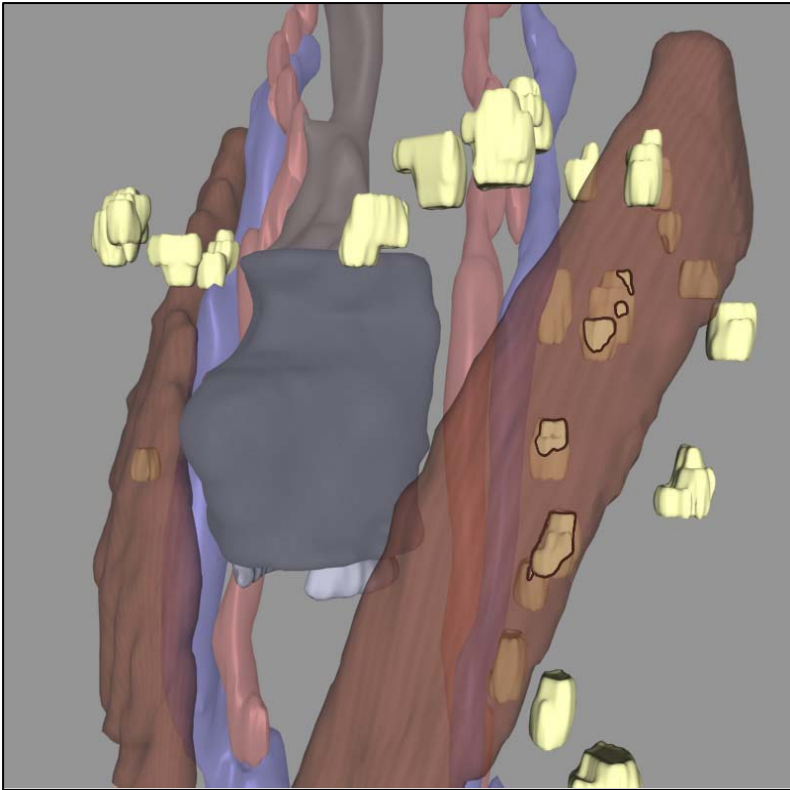


Abbildung 8: Gruppe C-Visualisierung am Beispiel einer automatischen Detektion minimaler Abstände, zahlenkodiert (links) und farbkodiert (rechts)



**Abbildung 9: Gruppe C-Visualisierung mit Konturierung einer mögliche Infiltration der Metastase in den Muskel**



## Literaturverzeichnis

- [1] Grevers G (1997) **Bildgebende Diagnostik in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde--eine aktuelle Standortbestimmung** Laryngorhinootologie 76:629-36.
- [2] Knobber D, Jahnke V (1991) **Metastasierung in den HNO-Bereich** HNO 39:263-5.
- [3] Cagici CA, Cakmak O, Hurcan C, Tercan F (2005) **Three-slice computerized tomography for the diagnosis and follow-up of rhinosinusitis** Eur Arch Otorhinolaryngol.
- [4] Wittekind C, Tischoff I (2004) **Tumorklassifikationen. Aktuelle Aspekte und Probleme der Anwendung** Pathologe 25:481-90.
- [5] Wenzel S, Koch U (2004) **Plattenepithelkarzinome des oberen Aerodigestivtraktes. Prognostische Signifikanz der Kapselruptur und extrakapsularen Tumorausbreitung von Lymphknotenmetastasen** HNO 52:783-9.
- [6] Aarstad HJ, Heimdal J, Aarsta AKH, Olofsson J (2002) **Personality traits in head and neck squamous cell carcinoma patients in relation to the disease state, disease extent and prognosis** Acta Otolaryngol 122:892-9.
- [7] Baatenburg de Jong RJ, Hermans J, Molenaar J, Briaire JJ, le Cessie S (2001) **Prediction of survival in patients with head and neck cancer** Head Neck 23:718-24.
- [8] Groome PA, Schulze KM, Mackillop WJ, Grice B, Goh C, Cummings BJ, Hall SF, Liu FF, Payne D, Rothwell DM, Waldron JN, Warde PR, O'Sullivan B (2001) **A comparison of published head and neck stage groupings in carcinomas of the tonsillar region** Cancer 92:1484-94.
- [9] Sarini J, Fournier C, Lefebvre JL, Bonafos G, Van JT, Coche-Dequeant B (2001) **Head and neck squamous cell carcinoma in elderly patients: a long-term retrospective review of 273 cases** Arch Otolaryngol Head Neck Surg 127:1089-92.
- [10] Weber A, Tannapfel A (2002) **Prognosefaktoren bei Kopf-Hals-Karzinomen** HNO 50:35-42.
- [11] Kurek R, Kalogera-Fountzila A, Muskalla K, Dafni U, Schnabel T, Kober B, Roddiger S, Martin T, Fountzilias G, Zamboglou N (2003) **Usefulness of tumor volumetry as a prognostic factor of survival in head and neck cancer** Strahlenther Onkol 179:292-7.
- [12] Hashimoto K, Sawada K, Honda K, Araki M, Iwai K, Shinoda K (2000) **Diagnostic efficacy of three-dimensional images by helical CT for lesions in the maxillofacial region** J Oral Sci 42:211-9.
- [13] Moharir VM, Fried MP, Vernick DM, Janecka IP, Zahajsky J, Hsu L, Lorensen WE, Anderson M, Wells WM, Morrison P, Kikinis R (1998) **Computer-assisted three-dimensional reconstruction of head and neck tumors** Laryngoscope 108:1592-8.
- [14] Sprouse LR2, Meier GH3, Parent FN, DeMasi RJ, Stokes GK, LeSar CJ, Marcinczyk MJ, Mendoza B (2004) **Is three-dimensional computed tomography reconstruction justified before endovascular aortic aneurysm repair?** J Vasc Surg 40:443-7.
- [15] Teng C, Austin-Seymour MM, Barker J, Kalet IJ, Shapiro LG, Whipple M (2002) **Head and neck lymph node region delineation with 3-D CT image registration** Proc AMIA Symp 767-71.
- [16] Heiler M, Schnörr C (2005) **Natural Image Statistics for Natural Image Segmentation** Int. J. Comput. Vision 63:5-19.
- [17] Majdani O, Leinung M, Lenarz T, Heermann R (2003) **Navigationsgestützte Chirurgie im Kopf- und Hals-Bereich** Laryngorhinootologie 82:632-44.
- [18] Schroeder W, Martin K, Lorensen B (1997) **The Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach To 3D Graphics** Prentice Hall.
- [19] Dankowicz H (2005) **Multibody mechanics and visualisation** Springer. Heidelberg XVIII, 504.
- [20] Überhuber CW, Katzenbeisser S, Praetorius D (2005) **MATLAB 7: eine Einführung** Springer. New York IX, 309.
- [21] Tavanti M, Lind M (2001) **2D vs 3D, Implications on Spatial Memory** IEEE Computer Society. Washington, DC, USA 139.
- [22] Eisenberg M, Nishioka A, Schreiner ME (1997) **Helping users think in three dimensions: steps toward incorporating spatial cognition in user modelling** ACM Press. New York, NY, USA 113-120.
- [23] Harms J, Bartels M, Bourquain H, Peitgen HO, Schulz T, Kahn T, Hauss J, Fangmann J (2005) **Computerized CT-based 3D visualization technique in living related liver transplantation** Transplant Proc 37:1059-62.
- [24] König B, Erdmenger U, Schroeder RJ, Wienas G, Schaefer J, Pech M, Stockle U (2005) **Evaluation der Bildqualität des Iso-C3D-Bildwandlers im Vergleich mit dem CT Diagnostik und Therapie im Beckenbereich** Unfallchirurg 108:378-86.
- [25] Hemminger BM, Molina PL, Egan TM, Detterbeck FC, Müller KE, Coffey CS, Lee JKT (2005) **Assessment of real-time 3D visualization for cardiothoracic diagnostic evaluation and surgery planning** J Digit Imaging 18:145-53.

- [26] Gunther P, Troger J, Holland-Cunz S, Waag KL, Schenk JP (2005) **Die computerassistierte Operationsplanung in der Abdominalchirurgie des Kindes 3D-Visualisierung mittels 'volume rendering' in der MRT** Radiologe.
- [27] Nishio A, Takami T, Ohata K, Hara M, Mitsuhashi Y, Yokote H, Inoue Y, Hosogai M, Ichida T, Ikeda S (2004) **Three-dimensional rotation venography using the digital subtraction angiography unit with a flat-panel detector: usefulness for the transtemporal/transtentorial approaches** Neuroradiology 46:876-82.
- [28] Bisdas S, Verink M, Burmeister HP, Stieve M, Becker H (2004) **Three-dimensional visualization of the nasal cavity and paranasal sinuses: clinical results of a standardized approach using multislice helical computed tomography** J Comput Assist Tomogr 28:661-9.
- [29] Heiland M, Schmelzle R, Hebecker A, Schulze D (2004) **Intraoperative 3D imaging of the facial skeleton using the SIREMOBIL Iso-C3D** Dentomaxillofac Radiol 33:130-2.
- [30] Simone M, Mutter D, Rubino F, Dutson E, Roy C, Soler L, Marescaux J (2004) **Three-dimensional virtual cholangioscopy: a reliable tool for the diagnosis of common bile duct stones** Ann Surg 240:82-8.
- [31] Doi K (2005) **Current status and future potential of computer-aided diagnosis in medical imaging** Br J Radiol 78 Spec No:S3-S19.
- [32] Baker JA, Rosen EL, Crockett MM, Lo JY (2005) **Accuracy of segmentation of a commercial computer-aided detection system for mammography** Radiology 235:385-90.
- [33] Brem RF, Hoffmeister JW, Zisman G, DeSimio MP, Rogers SK (2005) **A computer-aided detection system for the evaluation of breast cancer by mammographic appearance and lesion size** AJR Am J Roentgenol 184:893-6.
- [34] Astley SM (2004) **Computer-based detection and prompting of mammographic abnormalities** Br J Radiol 77 Spec No 2:S194-200.
- [35] Brem RF, Hoffmeister JW, Rapelyea JA, Zisman G, Mohtashemi K, Jindal G, Disimio MP, Rogers SK (2005) **Impact of breast density on computer-aided detection for breast cancer** AJR Am J Roentgenol 184:439-44.
- [36] Peitgen HO, Preim B (2000) **Virtuelle Realität in der Radiologie. Zwischen Hoffnung und Dilemma** Radiologe 40:203-10.
- [37] Hahn HK, Millar WS, Klinghammer O, Durkin MS, Tulipano PK, Peitgen H (2004) **A reliable and efficient method for cerebral ventricular volumetry in pediatric neuroimaging** Methods Inf Med 43:376-82.
- [38] Rexilius J, Hahn HK, Schluter M, Bourquain H, Peitgen H (2005) **Evaluation of accuracy in MS lesion volumetry using realistic lesion phantoms** Acad Radiol 12:17-24.
- [39] Kuhnigk J, Dicken V, Zidowitz S, Bornemann L, Kuemmerlen B, Krass S, Peitgen H, Yuval S, Jend H, Rau WS, Achenbach T (2005) **Informatics in radiology (infoRAD): new tools for computer assistance in thoracic CT. Part 1. Functional analysis of lungs, lung lobes, and bronchopulmonary segments** Radiographics 25:525-36.
- [40] Dicken V (2004) **Partial volume visualization** .
- [41] Lehmann TM, Bredno J (2005) **Strategies to configure image analysis algorithms for clinical usage** J Am Med Inform Assoc.
- [42] Cates JE, Whitaker RT, Jones GM (2005) **Case study: an evaluation of user-assisted hierarchical watershed segmentation** Med Image Anal.
- [43] Schenk A, Prause G, Peitgen H (2000) **Efficient semiautomatic segmentation of 3D objects in medical images**. Proc. of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention LNCS, Springer :186-195.
- [44] Chong VFH, Zhou J, Khoo JBK, Huang J, Lim T (2004) **Tongue carcinoma: tumor volume measurement** Int J Radiat Oncol Biol Phys 59:59-66.
- [45] Dammann F, Horger M, Mueller-Berg M, Schlemmer H, Claussen C, Hoffman J, Eschmann S, Bares R (2005) **Rational diagnosis of squamous cell carcinoma of the head and neck region: comparative evaluation of CT, MRI, and 18FDG PET** AJR Am J Roentgenol 184:1326-31.
- [46] Curtin HD, Ishwaran H, Mancuso AA, Dalley RW, Caudry DJ, McNeil BJ (1998) **Comparison of CT and MR imaging in staging of neck metastases** Radiology 207:123-30.
- [47] Falchetto Osti M, Maurizi Enrico R, Scattoni Padovan F, Minnetti M, Sbarbati S, Pirolli C, Anaveri G (1995) **Stadiatione dei parametri 'T' e 'N' dei tumori della testa e del collo con tomografia computerizzata e risonanza magnetica a confronto** Radiol Med (Torino) 90:396-403.