

E. Sorantin<sup>1</sup> · C. Halmaj<sup>2</sup> · B. Erdohelyi<sup>2</sup> · K. Palágyi<sup>2</sup> · L. G. Nyúl<sup>2</sup> · K. Ollé<sup>2</sup> · B. Geiger<sup>3</sup>  
 F. Lindbichler<sup>1</sup> · G. Friedrich<sup>4</sup> · K. Kiesler<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Abteilung für Digitale Information und Bildverarbeitung, Univ.-Klinik für Radiologie Graz

<sup>2</sup> Department of Applied Informatics, University of Szeged

<sup>3</sup> Siemens Corporate Research, Princeton

<sup>4</sup> Klinische Abteilung für Phoniatrie, Univ.-Klinik für Hals-Nasen-Ohren-Krankheiten Graz

## 3D-Querschnittsprofil des Laryngotrachealtrakts

### Eine neue Methode zur Visualisierung und Quantifizierung von Trachealstenosen

Ursachen von Laryngotrachealstenosen (LTS) sind die endotracheale Intubation, Traumen oder die vorangegangene Chirurgie der Atemwege [1, 2, 3]. Bei Kindern werden Trachealstenosen bzw. eine Tracheomalazie häufig durch die Kompression der Atemwege infolge von Anomalien des Aortenbogens oder der supraaortalen Äste verursacht und sind auch Teil des Missbildungskomplexes im Rahmen einer Ösophagusatresie [4].

Das klinische Management einer LTS benötigt die Lokalisation der Stenose, das Ausmaß, die Länge und auch deren Dynamik. Die exakte Erfassung der Länge ist von besonderer Bedeutung, da Stenosen mit einer Länge von unter 1 cm endoskopisch therapiert werden können [5, 6]. Die fiberoptische Endoskopie ist der Goldstandard für die Untersuchung der Atemwege und bildet die Grundlage für die Klassifikation von Laryngotrachealstenosen [1].

Für die LTS-Bildgebung können Verfahren wie Übersichtsröntgen, Durchleuchtung, konventionelle Tomographie, Spiral-CT (S-CT) und die Magnetresonanztomographie eingesetzt werden. Aufgrund seiner ausgezeichneten räumlichen und Kontrastauflösung erlaubt das S-CT an den axialen Schichtbildern die Beurteilung sowohl der endoluminalen als auch der extraluminalen Anatomie

des Laryngotrachealtrakts (LTT) und dessen Kaliberänderungen. Allerdings hängt die erhaltene Querschnittskontur vom Winkel zwischen der Scanrichtung und dem anatomischen Verlauf des LTT ab. Die multiplanare Rekonstruktion erlaubt die Visualisierung des LTT in unterschiedlichen Ebenen wie der Sagittal- oder Koronalebene einschließlich entlang gekrümmter Pfade. Allen diesen Rekonstruktionsverfahren gemeinsam ist die Abhängigkeit vom ausführenden Operator.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Beschreibung einer neuen Methode zur Darstellung und Quantifizierung von Laryngotrachealstenosen. Die Methode basiert auf S-CT-Daten und ist unabhängig vom Verlauf des LTT. Die Methode erlaubt eine quantitative Beschreibung der Kaliberänderungen des LTT. Sie wurde sowohl am Patienten als auch an einer Kontrollgruppe angewendet, wobei Unterschiede bzgl. des Ausmaßes der Länge und Grad

trachealer Kaliberänderungen analysiert und verglichen wurden. Die Genauigkeit und Präzision dieser neuen Methode für die Quantifizierung von LTS wurde an Phantomstudien validiert.

#### Patienten und Methoden

##### Patienten

36 LTS-Patienten zwischen 24 Wochen und 92 Jahren (Mittelwert 40,23 Jahre). Einschlusskriterium waren das simultane Vorhandensein eines S-CTs und einer fiberoptischen Endoskopie.

In die Kontrollgruppe wurden 18 Patienten zwischen 8 Wochen und 47 Jahren (Mittelwert 17,35 Jahre) mit normaler physikalischer Krankenuntersuchung und/oder Lungenfunktion, bei der ein S-CT des LTT aus anderer Indikation durchgeführt wurde, eingeschlossen. Die CT-Untersuchung zeigt normale Befunde bei allen Teilnehmern der Kontrollgruppe.

Tabelle 1

#### CT-Scanparameter für Bildakquisition

| CT-Gerät-         | Patientenzahl (n) | Schichtdicke | Pitch | Rekonstruktionsindex |
|-------------------|-------------------|--------------|-------|----------------------|
| Siemens Plus-4    | 40                | 3 mm         | 1,5   | 1,5 mm               |
| GE Lightspeed QXI | 14                | 2,5 mm       | 7,5   | 1,25 mm/1 mm         |

## Bildakquisition

Die S-CT-Studien wurden entweder mit einem Einzeilen-Spiral-CT (Somatom Plus-4, Siemens MED AG, Erlangen, Deutschland – n=40) oder mit einem Mehrzeilendetektor-CT (Lightspeed-QXI, GE Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin, USA – n=14) durchgeführt. Die Scanparameter sind in [Tabelle 1](#) aufgeführt. Eine intravenöse Injektion eines Kontrastmittels erfolgte nur bei jenen Personen, bei denen dies aus klinischen Gründen indiziert war. Die routinemäßige Bildnachverarbeitung bestand aus 3D-Rekonstruktionen einschließlich sagittaler, koronaler und gekrümmter multiplanarer Rekonstruktionen, semitransparenten, Bronchographie-ähnlichen, Volumen-rendering-Ansichten des LTT sowie auch der virtueller, endoskopischer Ansichten.

## LTS-Lokalisation bei Endoskopie und S-CT

Die LTS-Lokalisation wurden an axialen CT-Schichten durchgeführt und mit den Ergebnissen der fiberoptischen Endoskopie mittels Cohens-Kapper-Statistik unter Berechnung der Z-Scores verglichen.

## Bildnachverarbeitung und LTS-Visualisierung

Die gesamte Prozedur für die Erreichung eines 3D-Querschnittsprofils gliedert sich in 4 Schritte:

- LTT Segmentierung,
- Berechnung der LTT-Mittellinie im Raum mittels Skeletonisierung,
- Glättung der Mittellinie,
- Berechnung des 3D-Querschnittsprofils entlang der LTT-Mittellinie.

Eine detaillierte Beschreibung findet sich unter [7]. Im Folgenden wird die Methode kurz erläutert.

### Schritt 1 – LTT-Segmentierung

Die Konturen des LTT wurde mittels der Methode „fuzzy connectedness“ ermittelt [8, 9]. Dieser Algorithmus berücksichtigt nicht nur die inhärente Bildunschärfe

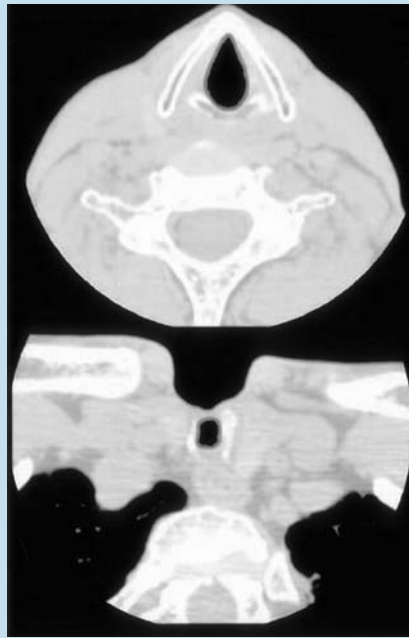


Abb. 1 ▲ LTT-Segmentierung mittels „fuzzy connectedness“. Die graue Linie markiert das Ergebnis der automatisierten Segmentierung. Der obere Teil zeigt das Ergebnis für den laryngealen LTT-Abschnitt, wohingegen im unteren Anteil das Segmentierungsergebnis für eine Trachealstenose dargestellt ist

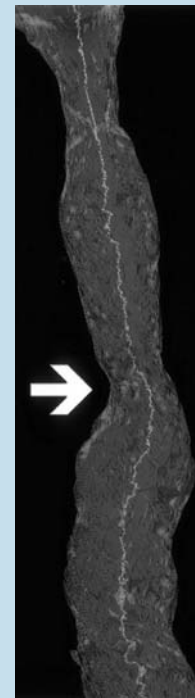


Abb. 3 ◀ Transparente 3D-Rekonstruktion eines LTT bei einem Patienten mit Trachealstenose (weißer Pfeil). Die helle Linie im Inneren der Trachea entspricht der mittels Skeletonisierung berechneten Mittellinie

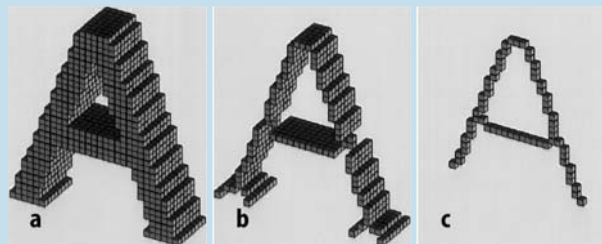


Abb. 2a-c ▲ Beispiele zweier unterschiedlicher Skeletonisierungsmethoden mittels „thinning“. a zeigt den Buchstaben A als 3D-Objekt, b das Ergebnis, wenn die „medial surface“, und c, wenn die „medial lines“ berechnet werden. Es ist zu erkennen, dass die „medial lines“ der medizinisch relevanten Mittellinienextraktion entsprechen

durch beispielsweise Teilvolumeneffekte, sondern auch die spatiale Kohärenz der Voxel. Infolge der Luftfüllung des LTT und dem dadurch vorgegebenen Hounsfield-Bereich konnten die notwendigen Parameter fix eingestellt werden. Anschließend wurde die gefundene LTT-Kontur durch den Operator bei fixierter Fenstereinstellung (center: 600 Hounsfield-Units, window: 1200 Hounsfield-Units) kontrolliert und ggf. korrigiert ([Abb. 1](#)). Die Anzahl der editierten Schichten wurde notiert. Abschließend wurde das segmentierte Da-

tenvolumen mittels linearer Interpolation in isotrope Voxel konvertiert. Zur besseren anatomischen Orientierung an den 3D-Querschnittsprofilen wurden 3 Landmarken im System gespeichert: die Position der Stimmbänder, der Unterrand des Ringknorpels – beide repräsentieren die Begrenzung des subglottischen Raums und können bei einer Endoskopie identifiziert werden. Zusätzlich wurde noch die Position der Fossa jugularis gespeichert, denn diese entspricht der Grenze zwischen der zervikalen und thorakalen Trachea.

Radiologe 2003 · 43:1056–1068  
DOI 10.1007/s00117-003-0990-8  
© Springer-Verlag 2003

E. Sorantin · C. Halmi · B. Erdohelyi · K. Palágyi · L. G. Nyúl · K. Ollé · B. Geiger · F. Lindbichler  
G. Friedrich · K. Kiesler

### 3D-Querschnittsprofil des Laryngotrachealtrakts . Eine neue Methode zur Visualisierung und Quantifizierung von Trachealstenosen

#### Zusammenfassung

**Fragestellung.** Ziel der vorliegenden Arbeit war die Beschreibung einer neuen Methode der Nachverarbeitung von Spiral-CT-Daten zur Darstellung und Quantifizierung von Laryngotrachealstenosen.

**Patienten und Methoden.** Nach der Spiral-CT-Datenakquisition erfolgte die nahezu automatische Segmentierung des Laryngotrachealtrakts (LTT). Danach wurde mittels Skeletonisierung die LTT-Mittellinie bestimmt. In 3D wurde orthogonal zur extrahierten LTT-Mittellinie das Querschnittsprofil errechnet und als Liniengraphik dargestellt. Verengungen konnten an diesem 3D-Querschnittsprofil als Abnahme der Querschnittsfläche erkannt, und die Länge und der Grad der Verengung direkt an der Liniengraphik

abgelesen werden. Beide Parameter trachealer Kaliberänderungen wurden bei 36 Patienten mit einer aus 18 Personen bestehenden Kontrollgruppe verglichen. Die Genauigkeit und Präzision wurden anhand von 17 Phantomuntersuchungen bestimmt.

**Ergebnisse.** Der durchschnittliche Grad und die Länge einer Trachealstenose betragen 60,5% bzw. 4,32 cm. In der Kontrollgruppe fanden sich geringfügige tracheale Kaliberänderungen im Ausmaß von 8,8% und einer Länge von 2,31 cm ( $p < 0,005$ ). Bei den Phantomuntersuchungen fand sich eine exzellente Korrelation zwischen dem wahren und dem berechneten 3D-Querschnittsprofil ( $p < 0,005$ ). Die Genauigkeit von Längen und Gradbestimmungen konnte bei den

Phantomen mit 2,14 mm und 2,53% bestimmt werden. Die korrespondierenden Werte für die Präzision betragen 0,92 mm und 2,56%.

**Schlussfolgerung.** Das 3D-Querschnittsprofil erlaubt die Darstellung von LTT-Kaliberänderungen und deren objektive, genaue und präzise Vermessung. Geringe Änderungen des 3D-Querschnittsprofils können bei ansonsten unauffälliger CT-Untersuchung als normal angesehen werden und entsprechen Artefakten.

#### Schlüsselwörter

Spiralcomputertomographie ·  
Digitale Bildverarbeitung ·  
Biomedizinische Messungen ·  
Merkmalextraktion

### 3D cross section of the laryngotracheal tract. A new method for visualization and quantification of tracheal stenoses

#### Abstract

**Purpose.** Demonstration of a technique for 3D assessment of tracheal stenoses, regarding site, length and degree, based on spiral computed tomography (S-CT).

**Patients and Methods.** S-CT scanning and automated segmentation of the laryngo-tracheal tract (LTT) was followed by the extraction of the LTT medial axis using a skeletonisation algorithm. Orthogonal to the medial axis the LTT 3D cross sectional profile was computed and presented as line charts, where degree and length were obtained. Values for both parameters were

compared between 36 patients and 18 normal controls separately. Accuracy and precision was derived from 17 phantom studies.

**Results.** Average degree and length of tracheal stenoses were found to be 60.5% and 4.32 cm in patients compared to minor caliber changes of 8.8% and 2.31 cm in normal controls ( $p < 0.005$ ). For the phantoms an excellent correlation between the true and computed 3D cross sectional profile was found ( $p < 0.005$ ) and an accuracy for length and degree measurements of 2.14 mm and 2.53% respectively could be determined. The

corresponding figures for the precision were found to be 0.92 mm and 2.56%.

**Conclusion.** LTT 3D cross sectional profiles permit objective, accurate and precise assessment of LTT caliber changes. Minor LTT caliber changes can be observed even in normals and, in case of an otherwise normal S-CT study, can be regarded as artefacts.

#### Keywords

Image processing · Biomedical computing ·  
Biomedical measurements · Feature extraction

Patient name: N N

Birth date: YYYYMMDD

Study date: YYYYMMDD

Landmark0: 0.00mm (10.54mm)

Landmark1: 22.58mm (33.11mm)

Landmark2: 102.35mm (112.88mm)

### LTT 3D - Querschnittsprofil

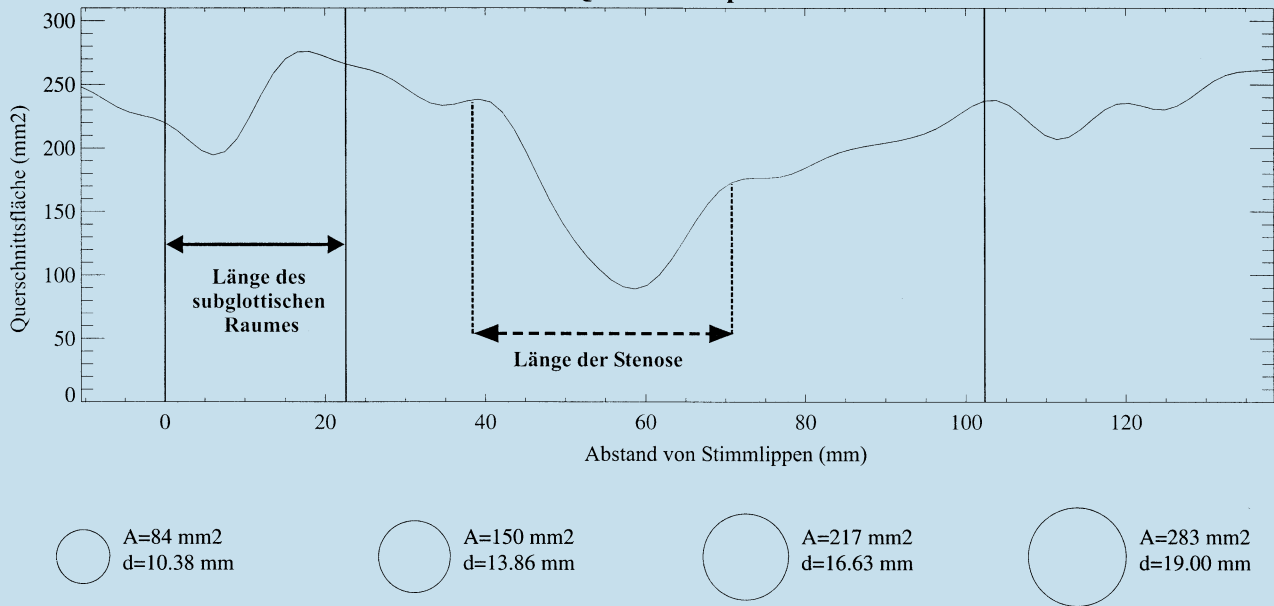


Abb. 4 ▲ 3D-Querschnittsprofil eines Patienten mit Trachealstenose. Die vertikalen durchgezogenen Linien markieren die Positionen der 3 gespeicherten Landmarken: Stimmlippen, Unterrand des Ringknorpels und Fossa jugularis. Im trachealen Abschnitt des LTT kann eine Verringerung der Querschnittsfläche erkannt werden, welcher der Trachealstenose entspricht (Pfeil mit gestrichelter Linie und Doppelspitze). Die 4 am unteren Bildrand gezeichneten Kreise verdeutlichen die unterschiedlichen Querschnittsgrößen

## Schritt 2 – Berechnung der LTT-Mittellinie im Raum mittels Skeletonisierung

Bereits 1964 publizierte Blum [10] das Konzept des sog. „Skeletons“. Das Skeleton repräsentiert eine mathematische Gestaltbeschreibung. Eine sehr illustrative Beschreibung des Skeletons ist die Präriefeueranalogie: setzt man die Prärie an mehreren Stellen in Brand, wird jene Linie, an der sich die Feuer treffen, durch das Skeleton repräsentiert. Für die Berechnung des Skeletons stehen unterschiedlichste Verfahren zur Verfügung, wobei die Methode des „Thinning“ eine Möglichkeit zur Approximierung des Skeleton darstellt [11]. In 3D können entweder die „medial surface“ oder die „medial lines“ berechnet werden (■ Abb. 2) [12, 13]. Aus dieser Abbildung ist ersichtlich, dass die „medial lines“ die medizinisch relevante Methode zur Mittellinienextraktion tubulärer Objekte wie der Trachea darstellt (■ Abb. 3).

## Schritt 3 – Glättung der Mittellinie

Das Skelett eines Objekts wird wesentlich von Änderungen der Oberfläche beeinflusst – so führen geringe Änderungen der Kontur zu deutlichen Änderungen des Skeletts. Das in CT-Daten inhärente Bildrauschen führt zu einer gezackten Mittellinie, die vor der Berechnung des 3D-Querschnittsprofils geglättet werden muss. Die extrahierte Mittellinie wurde im System in Vektorenform repräsentiert, welche mittels Casteljaus Algorithmus geglättet wurde [14].

## Schritt 4 – Berechnung des 3D-Querschnittsprofils entlang der LTT-Mittellinie

Orthogonal zur extrahierten und geglätteten Mittellinie wurde, basierend auf dem segmentierten, isotropen LTT-Datenvolumen, die Querschnittsfläche für jeden Punkt auf der Mittellinie berechnet und als Liniengraphik dargestellt. Die Position der Stimmlippen wurde als Nullposition definiert, Positionen auf der Mittellinie kaudal der Stimmlippen wurden positiv dargestellt, solche kranial der Stimmlippenpo-

sition als negativ. Verengungen im LTS konnten daher als Verringerung der Querschnittsfläche abgebildet und erkannt werden. Zur besseren Darstellung wurde ein Tiefpassfilter an dem Linienzug angewendet. Um eine anatomischen Kreuzreferenz zwischen dem 3D-Querschnittsprofil und der Patientenanatomie herzustellen, wurden die eingangs gespeicherten Positionen der anatomischen Landmarken (Position der Stimmlippen, Unterrand des Ringknorpels und der Fossa jugularis) als vertikale Linien eingezeichnet. Zur besseren Illustration der Querschnittsflächen wurden 4 Kreise am Unterrand des 3D-Querschnittsprofils eingezeichnet, deren Fläche den Bereich zwischen der 5. und 95. Perzentile aller errechneten Querschnittsflächen abdeckte (■ Abb. 4).

## LTS-Quantifizierung

Für die LTS-Quantifizierung wurde eine eigene Benutzerschnittstelle („graphical user interface, GUI“) programmiert. Das GUI stellte das 3D-Querschnittsprofil dar, und der Benutzer kontrolliert die vom

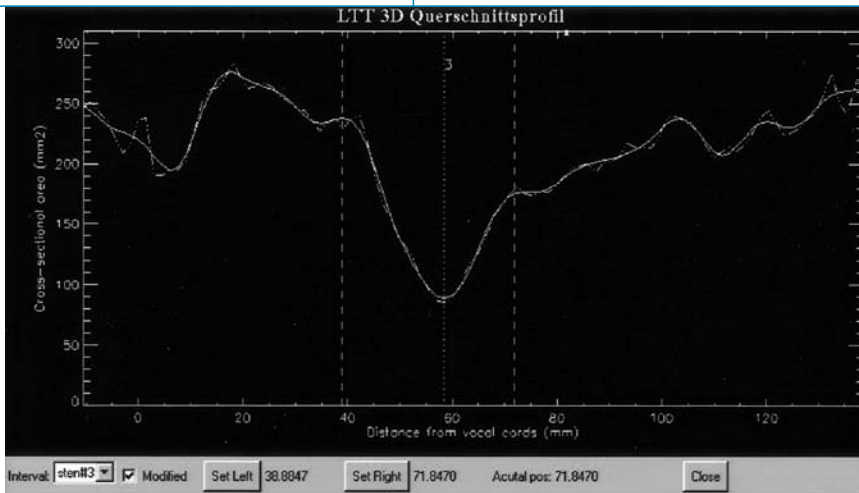


Abb. 5 ▲ GUI für die Quantifizierung von Trachealstenosen am 3D-Querschnittsprofil. Die vertikalen, gestrichelten Linien entsprechen der kranialen und kaudalen Begrenzung der Stenose, welche vom System eigenständig bestimmt wurde. Die gepunktete Linie in der Mitte der beiden gestrichelten Markierungen entspricht der automatisch gefundenen Position der minimalen Querschnittsfläche in diesem Abschnitt. Bei der Auswertung konnte vom Operator die vom System automatisch detektierte Begrenzung der Stenose manuell mittels „Mausklick“ korrigiert werden. Nach jeder Änderung der Stenosebegrenzung wird vom System automatisch eine Neuberechnung von Länge und Grad der Stenose durchgeführt

System mittels numerischem Differenzial gefundenen Anfangs- und Endpunkt der Stenose und korrigiert ggf. diese Begrenzungen (■ Abb. 5). Der Mittelwert der Querschnittsflächen an den Endpunkten wurde als 100%-Referenzwert des Tracheallumens dieses speziellen LTT-Abschnitts angesehen. Die minimalste Querschnittsfläche zwischen diesen beiden Punkten wurde vom System automatisch detektiert, und seine Angabe in % vom Referenzwert repräsentierte den Grad der Stenose. Um die Güte dieses Referenzwerts zu überprüfen, wurde die minimale Querschnittsfläche auch auf jene des Start- und Endpunkts bezogen. Die erhaltenen Werte wurden mittels des Student-t-Tests auf das Vorliegen eines signifikanten Unterschieds überprüft. Die Länge der Stenose entsprach der Distanz zwischen Anfang und Endpunkt der LTS. Die Quantifizierung der LTT-Kaliberänderungen wurde bei allen Patienten und Mitgliedern der Kontrollgruppe vorgenommen. Da der LTT-Querschnitt im glottischen und subglottischen Abschnitt von Faktoren wie beispielsweise Phonation abhängig ist, wurden nur tracheale Kaliberänderungen berücksichtigt. Die Länge und der Grad trachealer Kaliberänderungen wurden mittels Student-t-Test zwischen Kontroll- und Patientenkollektiv verglichen.

### Zeitbedarf

Der Zeitbedarf für alle 4 Schritte wurde notiert.

### Phantomuntersuchungen

Zur Validierung des 3D-Querschnittsprofils und der darauf basierenden LTS-Quantifizierung wurden 17 Phantomversuche an 5 Phantomen durchgeführt. Ein 1 m langer Plastikschlauch wurde S-förmig gekrümmt (■ Abb. 6) und mit identischen Akquisitionsparametern am S-CT gescannt (Somatom Plus 4, Siemens Erlangen, Deutschland). Zusätzlich wurden 4 virtuelle, geometrische Körper (VGK A–D) als binäres Datenvolumen in 3D berechnet (■ Abb. 7), wobei Voxel mit dem Grauwert 0 den Hintergrund repräsentierten und solche mit Grauwert 1 den VGK. Die VGKs wurden als Zylinder mit Abschnitten symmetrischer Verengung (VGK A – Länge der Verengung 42 mm, Grad 75%) und asymmetrischer Verengung (VGK B) oder einer Kombination aus beiden (VGK C) berechnet. Ein weiterer VGK wurde als Durchdringung eines Zylinders mit einer Kugel generiert (VGK D – Durchmesser der Kugel 71 mm, Grad der Ausweitung 238%). Für Körper mit symmetrischen Kaliberänderungen entspricht das Skelett der Mittellinie,

während bei Körpern mit asymmetrischen Kaliberänderungen die wahre Mittellinie nicht bestimmt werden kann und die Skeletonisierung die einzige Approximierung der Mittellinie darstellt. Daher können Angabe über Länge und Grad der Kaliberänderung nur für VGK A und D angegeben werden. Diese VGK wurden, ähnlich einer CT-Datenakquisition, Schicht für Schicht berechnet, wobei die geometrische Auflösung in der x- und y-Ebene 0,5 mm betrug und die Schichtdicke 1,5 mm. Um den in CT-Bildern inhärenten Rauschanteil zu simulieren, wurde eine Variante der VGK A–D mit unregelmäßiger Oberfläche berechnet. Dazu wurde während der schichtweisen Berechnung der VGK der Durchmesser mittels eines Zufallgenerators alle 5° um 10% variiert (■ Abb. 8). Aufgrund der Eigenschaften des Zufallgenerators betrug das Volumen der VGKs mit unregelmäßiger Oberfläche um 8,03% mehr als das der Varianten mit glatter Oberfläche. Für alle Phantome wurden das 3D-Querschnittsprofil als auch die Länge und der Grad der Kaliberänderungen in der gleichen Weise bestimmt wie bei Patienten.

### Bestimmung der Genauigkeit von Längenmessungen

Für das Schlauchphantom wurde die Länge mittels Skeletonisierung berechnet und mit der wahren Länge verglichen.

### Bestimmung der Genauigkeit von Kaliberänderungen

Aufgrund der symmetrischen Konfiguration von VGK A und D konnte die wahre Mittellinie bestimmt werden und dadurch auch das wahre 3D-Querschnittsprofil, welches mittels linearer Regression mit dem errechneten verglichen wurde. Zusätzlich wurde für jeden Punkt der Mittellinie die Differenz zwischen der wahren und der errechneten Querschnittsfläche berechnet.

### Bestimmung der Präzision von Kaliberänderungen

Für alle VGKs wurde das 3D-Querschnittsprofil der VGKs mit glatter Oberfläche mit demjenigen der Varianten mit unregelmäßiger Oberfläche mittels linearer Regression verglichen.

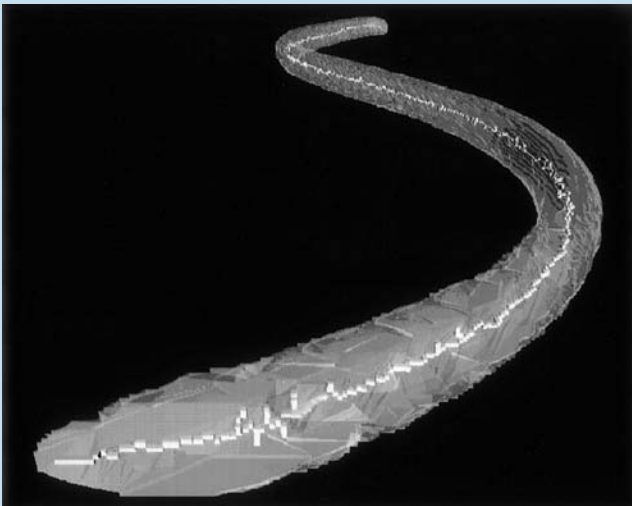


Abb. 6 ▲ 3D-Rekonstruktion des 100 cm langen Schlauchphantoms. Die helle Linie im Inneren entspricht der berechneten Mittellinie

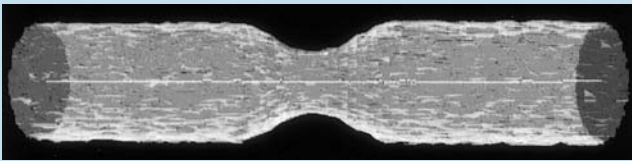


Abb. 8 ▲ VGK A mit veränderter Oberfläche infolge 10% Rauschanteil. Die helle Linie im Inneren entspricht der berechneten Mittellinie

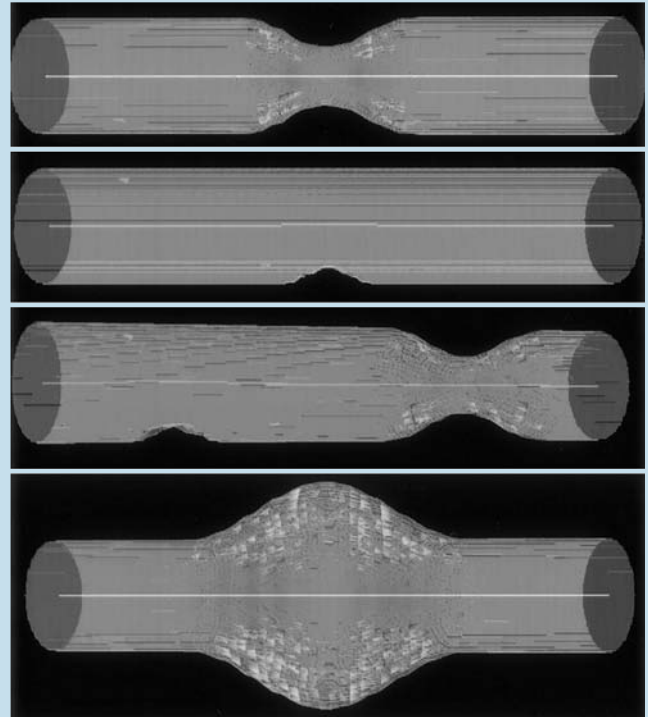


Abb. 7 ▲ Transparente 3D-Rekonstruktion der 4 VGKs für die Phantomstudien. Die hellen Linien in Inneren entsprechen der berechneten Mittellinie. VGK A (oben) entspricht einem Zylinder mit symmetrischer Verengung, VGK B (2. VGK von oben) einem Zylinder mit asymmetrischer Verengung, VGK C einer Kombination aus VGK A und VGK B. VGK D wurde durch die Durchdringung eines Zylinders mit einer Kugel generiert

### Bestimmung der Genauigkeit von Längen- und Gradbestimmungen

Aufgrund der symmetrischen Konfiguration von VGK A und D waren der Grad und die Länge der Kaliberänderungen bekannt. Für beide Varianten von VGK A und D wurden der absolute und relative Unterschied zwischen den wahren und den mittels 3D-Querschnittsprofil berechneten Werten bestimmt und mittels gepaartem Student-t-Test verglichen.

### Bestimmung der Präzision von Längen- und Gradbestimmungen

Für alle VGKs wurden die mittels 3D-Querschnittsprofil bestimmten Längen und Grade der Kaliberänderungen zwischen den korrespondierenden Varianten mit glatter und unregelmäßiger Oberfläche in gleicher Art wie für die Genauigkeit verglichen.

### Hard- und Software

Die gesamte Bildnachverarbeitung erfolgte an einem Personalcomputer mit In-

tel PIII-Prozessor mit 500 MHz Taktgeschwindigkeit und wurde mittels IDL (Integrated Data Language 5.4, Creaso Research Systems Inc., Boulder, USA) programmiert. Die Skeletonisierung wurde in C++ implementiert und in das IDL-Hauptprogramm eingebunden. Für die statistischen Auswertungen wurde das Programmpaket SAS (Statistical Analysis System, SAS Institute, Cary, NC, USA) verwendet.

### Ergebnisse

#### LTS-Lokalisationen bei Endoskopie und S-CT

Die LTS-Lokalisationen in Endoskopie und S-CT sind in **■ Tabelle 2** dargestellt, und es fand sich eine statistisch signifikante Übereinstimmung zwischen beiden Verfahren ( $z=2,94, p < 0,005$ ). Infolge einer Glottisstenose konnte bei der Endoskopie der Larynx bei 3 Patienten nicht passiert werden. Daher konnte auch keine Inspektion der tiefer gelegenen Atemwege erfolgen. Die S-CT-Untersuchung

ermöglichte jedoch die Erfassung der zusätzlich bestehenden subglottischen und trachealen Stenose bei diesen 3 Patienten.

### Bildnachverarbeitung und LTS-Visualisierung

#### Kontrollgruppe

In der Kontrollgruppe musste das Segmentierungsergebnis an durchschnittlich 2,41 Schichten manuell korrigiert werden (Minimum 0, Maximum 6, Standardabweichung 1,41, 90% Perzentile 4). Bei 3 Patienten konnte die zusätzlich zur glottischen Stenose bestehende subglottische und tracheale Stenose nur bei der S-CT-Untersuchung erkannt werden.

#### Patienten

In der Patientengruppe mussten durchschnittlich an 3,93 Schichten das Segmentierungsergebnis manuell korrigiert werden (Minimum 0, Maximum 30, Standardabweichung 6,22, 90% Perzentile 5). Die maximale zu editierende Schichtanzahl

Tabelle 2

Vergleich der Befunde zwischen axialer S-CT und Endoskopie

|      | Stenosenlokalisierung           | Endoskopie |              |           |                       |                                 | Total     |
|------|---------------------------------|------------|--------------|-----------|-----------------------|---------------------------------|-----------|
|      |                                 | Glottisch  | Subglottisch | Tracheal  | Subglottisch/tracheal | Glottisch/subglottisch/tracheal |           |
| S-CT | Glottisch                       | –          | –            | –         | –                     | –                               | –         |
|      | Subglottisch                    | –          | 5            | –         | –                     | –                               | 5         |
|      | Tracheal                        | –          | –            | 20        | –                     | –                               | 20        |
|      | Subglottisch/tracheal           | –          | –            | –         | 8                     | –                               | 8         |
|      | Glottisch/subglottisch/tracheal | 3          | –            | –         | –                     | –                               | 3         |
|      | <b>Total</b>                    | <b>3</b>   | <b>5</b>     | <b>20</b> | <b>8</b>              | <b>–</b>                        | <b>36</b> |

Bei 3 Patienten konnten infolge einer Glottisstenose die tiefer gelegenen LT-Abschnitte nicht inspiziert werden. Nur bei der S-CT konnten die zusätzlich bestehende subglottische Stenose und eine Trachealstenose erfasst werden

Tabelle 3

Anzahl der manuell editierten Schichten sowie Grad und Länge trachealer Kaliberänderungen in der Patienten- und Kontrollgruppe sind dargestellt

|  | Kontrollgruppe            | Patienten                 | p-Wert |
|--|---------------------------|---------------------------|--------|
| Anzahl editierter Schichten (Mittelwert) | 2,41                      | 3,9                       | 0,06   |
| Analysierte tracheale Kaliberänderungen  | 46                        | 31                        | –      |
| Grad-Mittelwert (Minimum-Maximum)        | 8,8%<br>(0,3–20,5%)       | 60,5%<br>(25,9–95,5%)     | <0,005 |
| Länge (Minimum-Maximum)                  | 2,31 cm<br>(0,95–5,48 cm) | 4,23 cm<br>(1,26–8,31 cm) | <0,005 |

konnte bei 2 Patienten mit schwerer Trachealstenose beobachtet werden. Die unterschiedliche Anzahl zu editierender Schichten zwischen Kontrollgruppe und Patienten war statistisch insignifikant (p=0,06).

LTS-Quantifizierung

Kontrollgruppe

46 Abschnitte trachealer Kaliberänderungen konnten mittels des 3D-Querschnittsprofils identifiziert werden, welche bei der Betrachtung der axialen Schichtbildern nicht perzeptiert wurden. Die Anzahl dieser trachealen Kaliberänderungen betrug durchschnittlich 2,71/Patient (Minimum 1, Maximum 7). Der maximale Grad dieser geringen trachealen Kaliberschwankungen betrug 20,5%. **Abbildung 9** zeigt das LTT-3D-Querschnittsprofil eines normalen Probanden. Es sind 7 Abschnitte von Kaliberänderungen zu erkennen, der maximale Grad beträgt 17,76%.

Patienten

Folgende stenotischen Abschnitte konnten identifiziert und quantifiziert werden:

- 20 Trachealstenosen,
- 8 stenotische tracheale Abschnitte von subglottischen Stenosen mit Ausdehnung bis in die Trachea,
- 3 stenotische tracheale Abschnitte bei Kombination einer glottisch-subglottischen- und Trachealstenose.

Wie bereits unter Patienten und Methoden beschrieben, wurde bei 5 Patienten mit einer subglottischen Stenose keine Quantifizierung durchgeführt. Daher konnten 31 stenotische tracheale Abschnitte statistisch ausgewertet werden.

Die Identifizierung aller Abschnitte einer LTS am 3D-Querschnittsprofil entspricht einer 100%igen Übereinstimmung mit den axialen Schichtbildern. **Abbildung 10** zeigt das 3D-Querschnittsprofil und die Quantifizierung der Trachealstenose eines Patienten.

Der Mittelwert der Verengung aller Trachealstenosen konnte mit 60,5% (Minimum 25,9, Maximum 95,5%) bestimmt werden, während die trachealen Kaliberschwankungen in der Kontrollgruppe im Mittel 8,8% (Minimum 0,3, Maximum 20,5%) betrug (p < 0,005). Wurde bei den Patienten das Ausmaß der Stenosen auf den Start- oder Endpunkt bezogen, ergab sich ein statistisch insignifikanter Unterschied von 2,82% (p < 0,64).

Der Mittelwert der LTS-Längen betrug 4,23 cm (Minimum 1,26, Maximum 8,31 cm), im Vergleich dazu fand sich bei der Kontrollgruppe ein Mittelwert von 2,31 cm (Minimum 0,95, Maximum 5,48 cm) für die Länge trachealer Kaliberschwankungen (p < 0,005). **Tabelle 3** zeigt die detaillierte Auswertung.

Zeitbedarf

Der gesamte Prozess der Berechnung des 3D-Querschnittsprofils (Schritte 1–4) betrug im Mittel 2,78 min (Minimum 2,16, Maximum 3,9 min).

Phantomuntersuchungen

Genauigkeit von Längenmessungen

Die mittels des 3D-Querschnittsprofils bestimmte Länge des 100 cm langen Schlauchphantoms betrug 99,0 cm. Die wahre Länge wurde daher um 1% unterschätzt. Berücksichtigt man, dass die Länge stenotischer, trachealer Abschnitte im Mittel 42,3 mm betrug, ergibt sich eine Unterschätzung der wahren Länge um 0,42 mm durch das 3D-Querschnittsprofil.

Patient name: N N

Birth date: YYYYMMDD

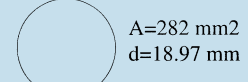
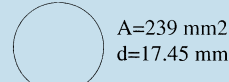
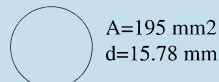
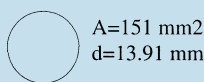
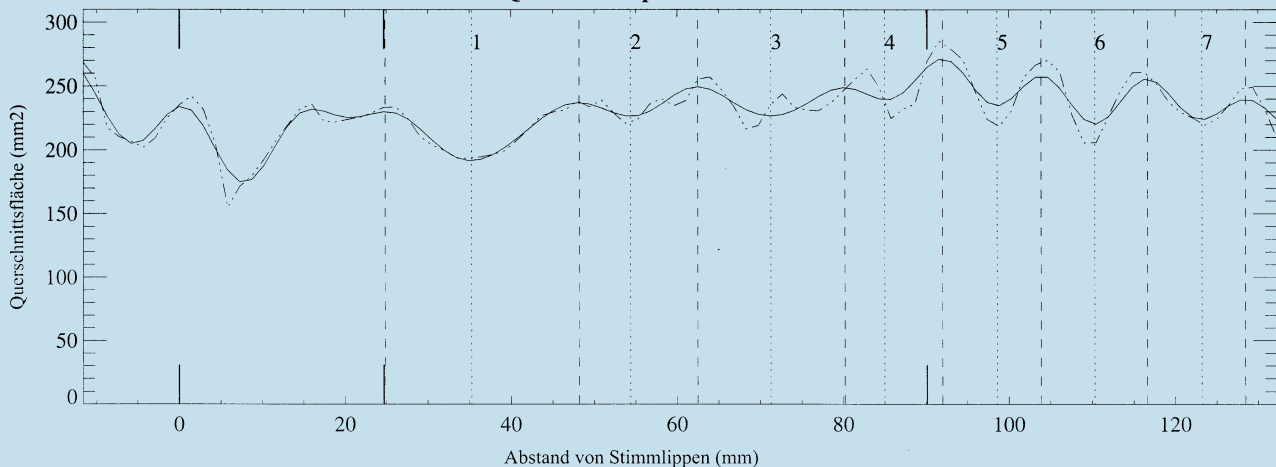
Study date: YYYYMMDD

Landmark0: 0.00mm (11.63mm)

Landmark1: 24.71mm (36.34mm)

Landmark2: 90.12mm (101.75mm)

### LTT 3D - Querschnittsprofil



| sten# | degree (%) | length (mm) |
|-------|------------|-------------|
| 1     | 17.76      | 23.34       |
| 2     | 6.77       | 14.29       |
| 3     | 9.01       | 17.71       |
| 4     | 7.58       | 11.82       |
| 5     | 10.82      | 11.86       |
| 6     | 13.76      | 12.78       |
| 7     | 9.13       | 11.84       |

Abb. 9 ▲ 3D-Querschnittsprofil eines Mitglieds der Kontrollgruppe. Die durchgezogene Linie entspricht dem gefilterten Querschnittsprofil, die gestrichelte Linie dem ungefilterten Querschnittsprofil. Auf dem 3D-Querschnittsprofil sind 7 Abschnitte geringer trachealer Kaliberschwankungen zu erkennen. Die gepunkteten vertikalen Linien markieren jeweils die Minimumposition, die gestrichelten vertikalen Linien bezeichnen jeweils den Beginn und das Ende der Kaliberschwankung. Die durchgezogenen kurzen, vertikalen Linien bezeichnen die anatomischen Landmarken, die 4 Kreise unter der Liniengraphik illustrieren den Bereich der Querschnittsflächen. Weiter ist am Unterrand der Grafik die quantitative Auswertung abgebildet, an welcher zu erkennen ist, dass alle Abschnitte trachealer Kaliberänderungen einen Grad von weniger als 17,76% aufwiesen

### Genauigkeit der Erfassung von Kaliberänderungen

Für VGK A und VGK D fand sich eine perfekte Korrelation zwischen dem wahren und mittels Skeletonisierung errechneten 3D-Querschnittsprofil ( $p < 0,005$ ). Die maximale Differenz zwischen den einzelnen korrespondierenden Querschnittsflächen betrug zwischen 5,9 und 8,1%. In **■ Tabelle 4** findet sich eine detaillierte Darstellung der Ergebnisse. **■ Abbildung 11** zeigt für VGK A das Ergebnis der Regressionsanalyse zwischen dem wahren und errechneten 3D-Querschnittsprofil.

### Präzision der Erfassung von Kaliberänderungen

Für alle VGKs konnte eine statistisch signifikante Korrelation zwischen dem 3D-Querschnittsprofil von VGKs mit glatter und veränderter Oberfläche gefunden werden ( $p < 0,005$ ). **■ Abb. 12** demonstriert die ausgezeichnete Korrelation des 3D-Querschnittsprofils von VGK C mit glatter Oberfläche mit der Variante mit veränderter Oberfläche. Dabei ist zu erkennen, dass die *graue Linie*, welche den Querschnittsflächen von VGK C mit veränderter Oberfläche entspricht, über jener der Querschnittsflächen von VGK C mit glatter Oberfläche (*schwarze Linie*) zu liegen kommt. Wie bereits in Patienten und Me-

thoden erwähnt, verursachte der Algorithmus zur Rauschsimulation eine Volumenzunahme um 8,03% bei den VGKs mit veränderter Oberfläche. Abgesehen von diesem Effekt konnte bei der linearen Regressionsanalyse eine ausgezeichnete Korrelation mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,99 nachgewiesen werden.

### Genauigkeit der Längen- und Gradbestimmungen von Kaliberänderungen

Bei der Bestimmung der Länge von Kaliberänderungen am 3D-Querschnittsprofil konnte an den VGKs ein Unterschied zur wahren Länge von absolut 2,14 mm und relativ 3,41% gefunden werden. Für

Patient name: N N

Birth date: YYYYMMDD

Study date: YYYYMMDD

Landmark0: 0.00mm (10.54mm)

Landmark1: 22.58mm (33.11mm)

Landmark2: 102.35mm (112.88mm)

## LTT 3D - Querschnittsprofil

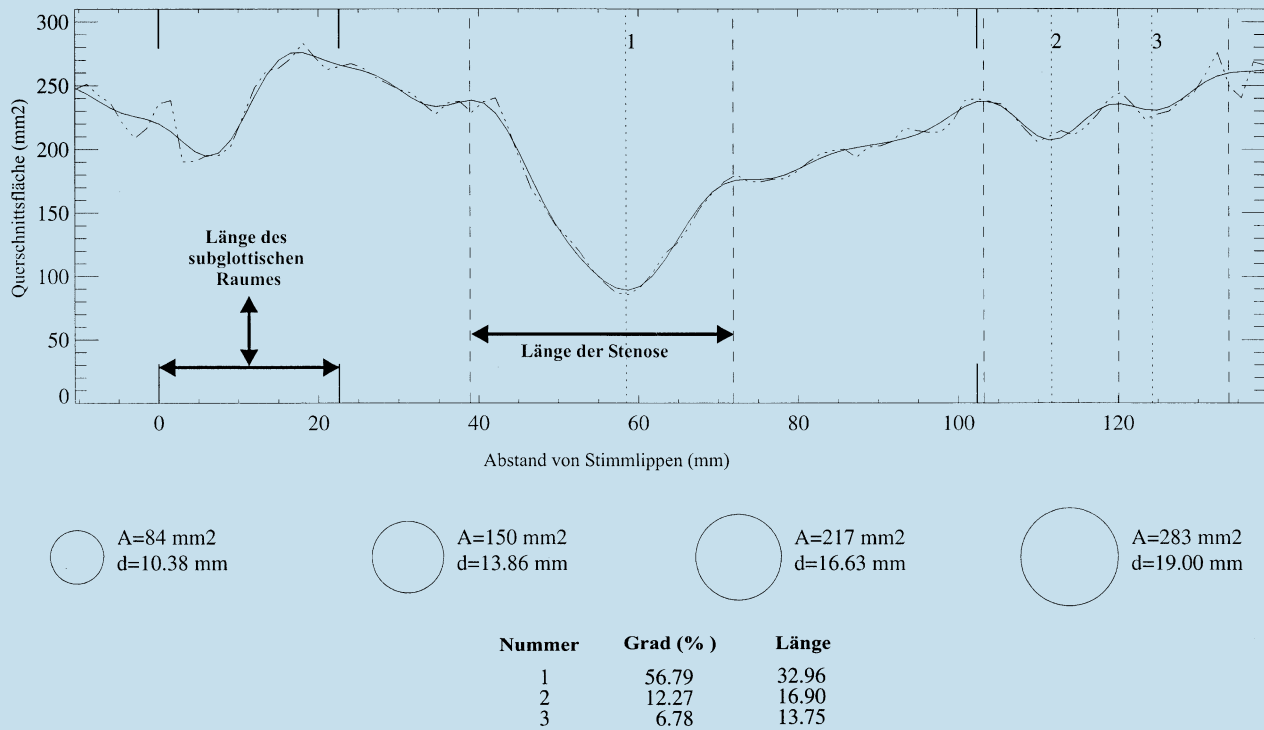


Abb. 10 ▲ 3D-Querschnittsprofil eines Patienten mit Trachealstenose. Wie in ▣ Abb. 9 sind das ungefilterte Querschnittsprofil, die anatomischen Landmarken und die 4 Kreise zur Illustration der Querschnittsflächen eingebildet. Kaudal des Ringknorpels können 3 Abschnitte einer Verengung erkannt werden: die 1. entspricht der Trachealstenose, die 2 weiter kaudal gelegenen insignifikanten Kaliberschwankungen. Die quantitative Auswertung der 3 Abschnitte ist am unteren Bildrand abgebildet

die Bestimmung des Grades von Kaliberänderungen konnten korrespondierende Werte von absolut 2,53% und relativ 1,22% bestimmt werden. Die Unterschiede zwischen den wahren und berechneten Längen/Graden waren statistisch insignifikant ( $p > 0,05$ ). In ▣ Tabelle 5 finden sich die detaillierten Ergebnisse.

### Präzision der Längen- und Gradbestimmungen von Kaliberänderungen

Die Unterschiede in Länge und Grad von Kaliberänderungen zwischen VGKs mit glatter und veränderter Oberfläche konnten für die Länge von absolut 0,92 mm und relativ 1,87% bestimmt werden, wohingegen die korrespondierenden Werte für die Gradbestimmung absolut 2,56% und relativ 6,72% betragen (statistisch nicht signifikant,  $p > 0,05$ ). Alle Werte finden sich detailliert in ▣ Tabelle 6.

### Diskussion

Basierend auf endoskopischen Befunden wurden für die Einteilung einer LTS verschiedenste Klassifikationsschemata publiziert [1]. McCaffrey [15] schlug ein System vor, welches 4 unterschiedliche Schweregrade einer LTS unterschied. Dabei wurden die Lokalisierung der Stenose, die Involvement des subglottischen Raumes und/oder die Ausdehnung in den glottischen Raum oder in die Trachea berücksichtigt. Die Länge einer LTS wurde im Schweregrad 1 (LTS-Länge weniger als 1,0 cm) und in Schweregrad 2 (LTS länger als 1,0 cm) berücksichtigt. Obwohl dieses System mit dem Erfolg chirurgischer Therapiemaßnahmen korreliert, bleibt der Grad der LTS unberücksichtigt [1]. Cotton [16] veröffentlichte ein Vierpunktesystem für die Graduierung von LTS bei pädiatrischen Patienten, welches lediglich den Grad der Verengung berücksichtigt:

weniger als 70%, 70–90%, >90% und komplette Obstruktion. Cottons System kann bei Erwachsenen nicht angewendet werden, da es nicht mit dem Behandlungserfolg korreliert [1]. Außerdem ist es bei der Endoskopie schwierig, zwischen einer 65- und 75%-Verengung zu unterscheiden, wie es für die Unterscheidung Cotton Grad 1 und 2 notwendig ist [1]. Lano et al. [3] beschrieben ein anderes Klassifikationssystem, bei welchem der LTT in 3 Abschnitte unterteilt wurde: Glottis, subglottischer Raum und Trachea. Trotz aller Unterschiede der erwähnten LTS-Klassifikationen berücksichtigen alle, wenn auch in unterschiedlichen Ausmaß, die LTS-Lokalisation, den Grad und die LTS-Länge. Zusätzlich muss berücksichtigt werden, dass bei der Endoskopie die Erfassung von Länge und Grad einen beträchtlichen „Interobserverfehler“ aufweisen [17]. Die Integration des S-CT in das diagnostische Management motivierte die

Autoren, nach neuen Möglichkeiten der LTS-Quantifizierung mittels digitaler Bildnachverarbeitung zu suchen.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Demonstration einer neuen Methode der Bildnachverarbeitung axialer S-CT-Bilder zur LTS-Erfassung hinsichtlich Lokalisation und Quantifizierung von Länge und Grad.

Die exakte Korrelation zwischen den LTS-Lokalisationen an den axialen S-CT-Schichten mit der als Goldstandard angesehenen Endoskopie bedeutet, dass der veränderte Querschnitt des LTT von der S-CT-Untersuchung korrekt erfasst wurde. Zusätzlich konnten alle LTS-Lokalisationen korrekt an den 3D-Querschnittsprofilen erkannt und der Grad sowie die Länge an diesen Profilen abgelesen werden. Diese Methode ist unabhängig vom Winkel zwischen der CT-Scanrichtung und der räumlichen Orientierung des LTT. Die Autoren dieser Arbeit haben keine Kenntnisse über die Existenz von Standards bzgl. des normalen Trachealkalibers. Um den Grad eines verengten Trachealsegments zu standardisieren, wurde der Mittelwert zwischen der Querschnittsfläche am Beginn und Ende der Verengung als Referenzwert von 100% angesehen. Bezog man den Grad einer Stenose auf die Querschnittsfläche am Ende oder am Beginn, fand sich kein statistisch signifikanter Unterschied. Dies bedeutet, dass der gewählte Referenzwert als adäquater Näherungswert für eine Standardisierung des Trachealkalibers angesehen werden kann.

In der Kontrollgruppe konnten Abschnitte kleiner LTT-Kaliberschwankungen am 3D-Querschnittsprofil nachgewiesen werden. Im Gegensatz dazu wurden diese bei der Befundung der axialen S-CT-Bilder nicht perzeptiert. Die 3D-Querschnittsprofile, welche aus den VGK errechnet wurden, zeigten ebenfalls keine derartigen Abschnitte solcher geringer Kaliberänderungen. Es kann hypothetisiert werden, dass diese geringen Kaliberänderungen einerseits durch geringe, wirklich anatomische Querschnittsänderungen verursacht wurden, andererseits auch Artefakten, hervorgerufen durch Pulsationen, Teilvolumeneffekte als auch durch den S-CT-Bildrekonstruktionsprozess entsprechen. Der Vergleich zwischen Länge und Grad einer Trachealstenose mit

Tabelle 4

**Genauigkeit des 3D-Querschnittsprofils für die Erfassung von Kaliberänderungen bei VGKs. Die Ergebnisse der linearen Regression zwischen dem wahren und dem berechneten 3D-Querschnittsprofil sind dargestellt**

| VGB | Rauschanteil (%) | Korrelationskoeffizient | p-Wert | Relative Differenz in % korrespondierender Schichten |
|-----|------------------|-------------------------|--------|--|
| A   | 0                | 0,998                   | <0,005 | 8,1  |
|     | 10               | 0,997                   | <0,005 | 7,0  |
| D   | 0                | 0,998                   | <0,005 | 7,8  |
|     | 10               | 0,999                   | <0,005 | 5,9  |

Tabelle 5

**Angabe der Genauigkeit von Längen- und Gradbestimmung mittels 3D-Querschnittsprofil für VGK A und D im Vergleich zu den wahren Werten. Die gefundenen Unterschiede sind statistisch insignifikant**

|              |                         | Rauschanteil | Mittelwert | Minimum | Maximum | p-Wert      |
|--------------|-------------------------|--------------|------------|---------|---------|-------------|
| <b>Länge</b> | Absolut                 | Alle         | 2,14 mm    | 0,28 mm | 4,82 mm | >0,05, n.s. |
|              | Relativ                 | Alle         | 3,41%      | 0,67%   | 6,79%   | –           |
|              | Absolut                 | 0            | 1,74 mm    | 1,33 mm | 2,14 mm | >0,05, n.s. |
|              | Relativ                 | 0            | 3,09%      | 3,01%   | 3,17%   | –           |
|              | Absolut                 | 10           | 2,55 mm    | 0,28 mm | 4,82 mm | >0,05, n.s. |
|              | Relativ                 | 10           | 3,73%      | 0,67%   | 6,79%   | –           |
| <b>Grad</b>  | Absolute Verengung in % | Alle         | 2,53       | 0,12    | 8,50    | >0,05, n.s. |
|              | Relativ                 | Alle         | 1,22%      | 0,16%   | 3,57%   | –           |
|              | Absolute Änderung in %  | 0            | 0,54       | 0,12    | 0,96    | >0,05, n.s. |
|              | Relative                | <0           | 0,28%      | 0,16%   | 0,40%   | –           |
|              | Absolute Änderung in %  | 10           | 4,53       | 0,56    | 8,50    | >0,05, n.s. |
|              | Relative                | 10           | 2,16%      | 0,75%   | 3,57%   | –           |

n.s. nicht signifikant

Tabelle 6

**Angabe der Präzision der Längen- und Gradbestimmung mittels 3D-Querschnittsprofil zwischen VGKs mit glatter und veränderter Oberfläche. Die gefundenen Unterschiede sind statistisch insignifikant**

|              |  | Mittelwert | Minimum | Maximum | p-Wert      |
|--------------|--|------------|---------|---------|-------------|
| <b>Länge</b> | Absolute   | 0,92 mm    | 0,02 mm | 2,68 mm | >0,05, n.s. |
|              | Relative   | 1,87%      | 0,10%   | 3,66%   | –           |
| <b>Grad</b>  | Absolute Änderung in %                             | 2,56       | 0,29    | 9,46    | >0,05, n.s. |
|              | Relative Änderung in %, VGK mit glatter Oberfläche | 6,72%      | 0,39%   | 20,44%  | –           |

n.s. nicht signifikant

diesen Abschnitten geringerer Kaliberänderungen in der Kontrollgruppe brachte statistisch signifikante Unterschiede bzgl. der genannten Parameter zwischen beiden Gruppen. Der Grad in der Kontrollgruppe dieser Kaliberänderungen war stets geringer als 20,5%. Dies bedeutet, dass in der klinischen Routine eine geringe

Verengung des Trachealkalibers um weniger als 21%, bei ansonsten unauffälligem Befund der axialen S-CT-Bilder, dies als Normalbefund zu werten ist und keine anderen Untersuchungen angezeigt sind.

Drei der 36 Studienpatienten zeigten eine Glottisstenose. Daher konnte der La-

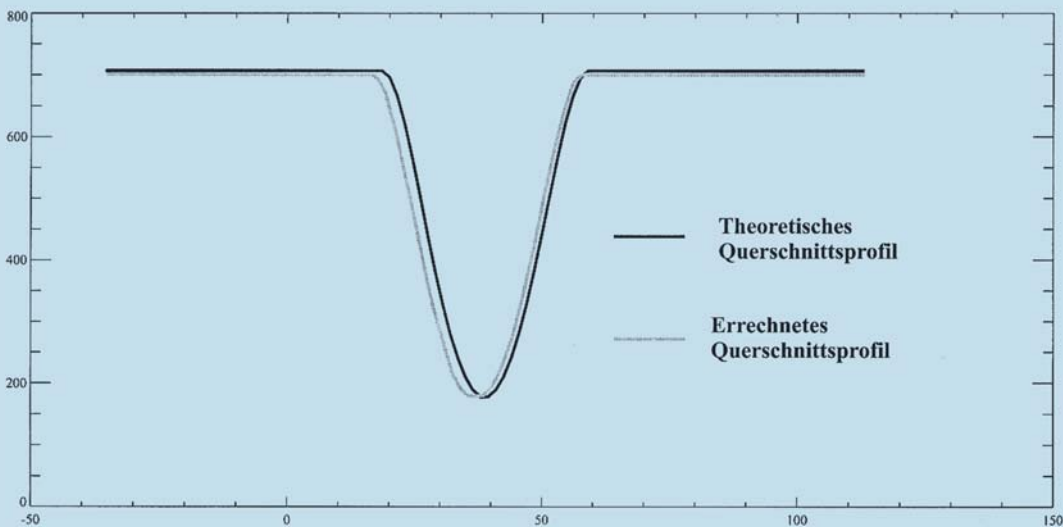
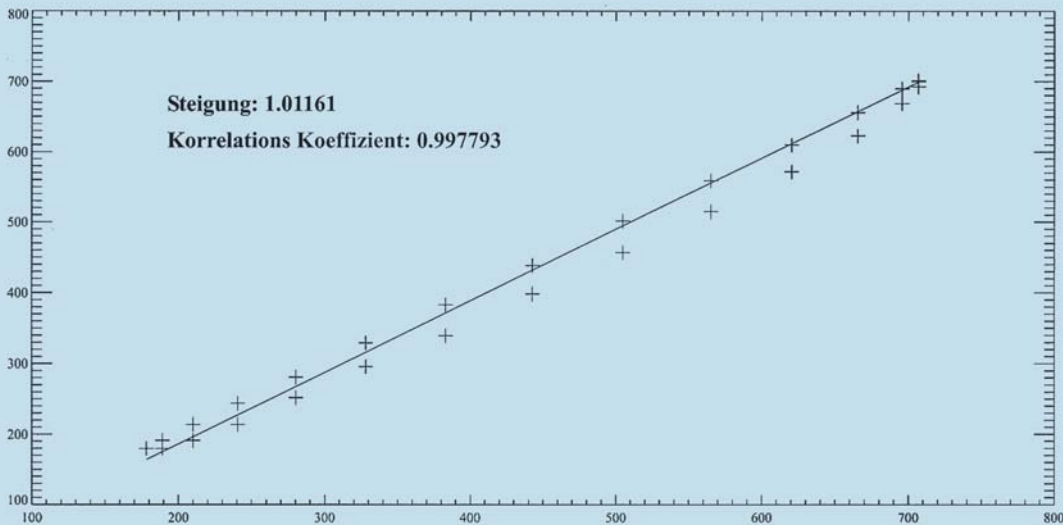


Abb. 11 ◀ Vergleich des theoretischen mit dem mittels Skeletonisierung berechneten 3D-Querschnittsprofil für VGK A. Im oberen Anteil ist das Ergebnis der linearen Regression abgebildet. Im unteren Anteil sind beide Profile übereinander (schwarze Linie: theoretisches 3D-Querschnittsprofil, graue Linie: errechnetes Profil) gezeichnet. Beide Linienzüge zeigen einen annähernd identischen Verlauf, womit die Genauigkeit der Methode zur Erfassung von Kaliberänderungen belegt wird

rynix bei der Endoskopie nicht passiert und die tiefer gelegenen Atemwege nicht inspiziert werden. Im Gegensatz dazu konnten an den axialen S-CT-Bildern als auch im 3D-Querschnittsprofil die zusätzlich bestehenden subglottischen und trachealen Stenosen entdeckt und am 3D-Querschnittsprofil quantifiziert werden.

Bei der Endoskopie können die innere Oberfläche als auch die Schleimhautveränderungen und die Dynamik des LTT beurteilt werden. Allerdings ist die Information bzgl. der umgebenden Anatomie limitiert auf die Erkennung von Gefäßpulsationen bzw. Formveränderungen. Im Gegensatz dazu kann die S-CT-Information sowohl über die extra- als auch endoluminale Pathologie gewonnen werden. Eine Beurteilung der Schleimhautober-

fläche ohne Veränderung des Lumens ist jedoch im S-CT nicht möglich. Daher sind sowohl die Endoskopie und das S-CT als komplementäre Untersuchungen anzusehen. Die hier vorgestellte synoptische LTT-Bildgebung, welche aus axialen Schichten, 3D-Rekonstruktionen und dem 3D-Querschnittsprofil bestand, unterstützt den befundenden Radiologen bei der Erfassung und Quantifizierung von LTT-Kaliberänderungen. Daher kann der zusätzliche Zeitbedarf von 3 min für die Generierung des 3D-Querschnittsprofils als vernachlässigbar angesehen werden. Der von uns verwendete Zugang ermöglicht ein „road mapping“ des LTT und wurde von den zuweisenden Kollegen befürwortet bzw. wird routinemäßig verlangt.

Die Extraktion der LTT-Konturen aus den S-CT-Daten während des Segmentie-

rungsprozesses sollte möglichst unabhängig vom Einfluss des Operators sein. Diese Voraussetzungen konnten durch die Verwendung des „Fuzzy-connectedness-Algorithmus“ erfüllt werden. Der Operator musste nur einen einzigen Punkt innerhalb der Atemwege spezifizieren, alle anderen Parameter waren vorgegeben. In 90% aller Fälle mussten weniger als 5 axiale S-CT-Schichten manuell korrigiert werden. Daher kann dieser Vorgang als nahezu frei von einem „interobserver error“ angesehen werden.

Die Validierung und die Erfassung von Länge und Grad von LTT-Kaliberänderungen erfolgten durch 17 Phantomstudien. Für die Erfassung von Kaliberänderungen fand sich eine nahezu perfekte Korrelation zwischen dem wahren 3D-Querschnittsprofil und den berechneten. Diese

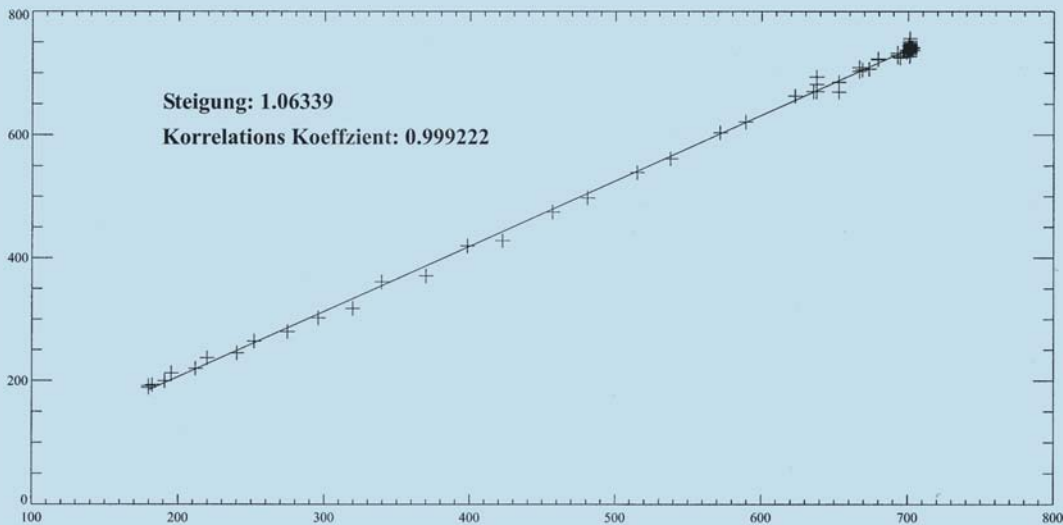
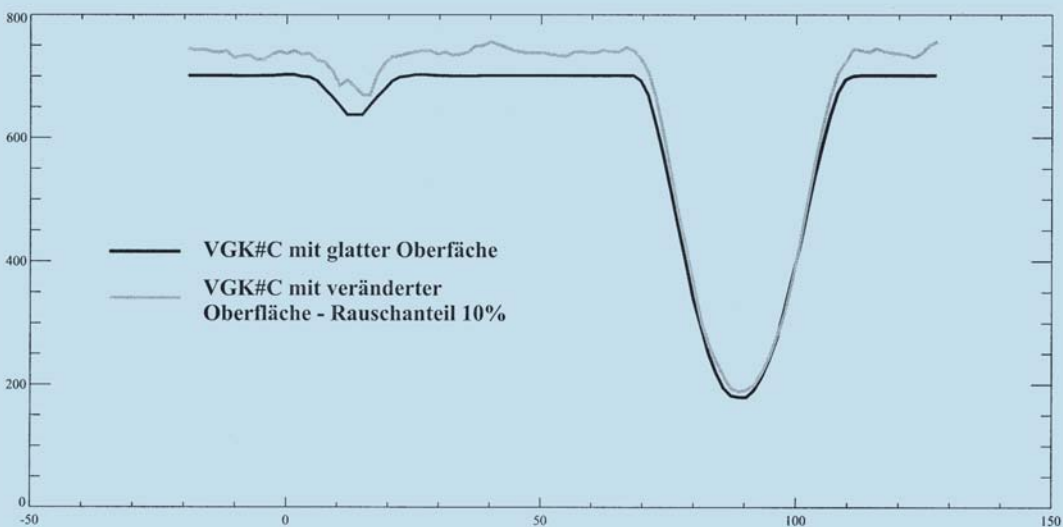


Abb. 12 ◀ Vergleich des 3D-Querschnittsprofils für VGK C mit glatter und veränderter Oberfläche. Im oberen Anteil ist das Ergebnis der Regressionsanalyse abgebildet, im unteren Anteil sind beide Profile (schwarze Linie: VGK C mit glatter Oberfläche, graue Linie: VGK C mit veränderter Oberfläche) übereinander gezeichnet. Infolge der Eigenschaften des Rauschgenerators waren die VGKs mit veränderter Oberfläche immer größer als jene mit der glatter Oberfläche. Daher verläuft der Linienzug des 3D-Querschnittsprofils von VGK C mit veränderter Oberfläche oberhalb derjenigen von VGK C mit glatter Oberfläche. Davon abgesehen verlaufen beide Linienzüge nahezu identisch, woraus man auf die Präzision der Methode schließen kann



erlaubt den Schluss, dass diese Technik exakt derartige LTT-Kaliberänderungen erfasst. Das in CT-Bildern inhärente Rauschen, welches von Parametern wie der verwendeten Dosis, Pitch und dem Patientenhabitus abhängt, wurde durch Veränderung der VGK-Oberfläche simuliert. Die statistisch signifikante Korrelation zwischen den VGKs mit glatter und veränderter Oberfläche als auch die geringe relative Differenz von weniger als 10% zwischen den korrespondierenden Querschnittsflächen sprechen für die Präzision der vorgestellten 3D-Querschnittsprofile. Bezüglich der Messung einer Länge konnte eine Abweichung von weniger als 1% bei den Phantomstudien gefunden werden. Zieht man in Betracht, dass bei Trachealstenosen im Mittel eine Länge von 42,3 mm gefunden wurde, bedeutet dies eine im Submil-

limeterbereich liegende Genauigkeit für Längenmessungen am 3D-Querschnittsprofil. Die statistisch insignifikanten Differenzen zwischen den wahren und der mittels 3D-Querschnittsprofil gemessenen Werte für LTS-Länge und -Grade sprechen für die Genauigkeit der vorgestellte Methode. Gleichartige Ergebnisse fanden sich beim Vergleich der korrespondierenden Werte von Länge und Grad von Kaliberänderungen zwischen VGKs mit glatter und veränderter Oberfläche. Damit kann diese Methode auch als ausreichend präzise bezeichnet werden.

In der vorliegenden Studie konnte die Erfassung der LTS-Dynamik, wie beispielsweise bei einer Tracheomalazie, infolge fehlender Durchführung eines expiratorischen CTs oder Cine-CTs nicht untersucht werden. Alle Studienpatienten

wurden auch mittels Endoskopie untersucht. Daher wurde aus Gründen des Strahlenschutzes auf die Durchführung eines Cine-CTs oder expiratorischen CTs verzichtet. Daher kann mit der Methode des 3D-Querschnittsprofils keine Aussage hinsichtlich der Dynamik von LTT-Kaliberänderungen während des Atemzyklus gemacht werden. Das 3D-Querschnittsprofil beschreibt das Kaliber des LTT, so wie er zum Zeitpunkt der CT-Datenakquisition vorliegt.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die vorgestellte Technik eine neue Methode darstellt, welche die Kaliberänderungen des LTT unabhängig vom Winkel zwischen der CT-Scanrichtung und der des LTT darstellt. Weiter erlaubt sie eine objektive, quantitative Erfassung von Längen- und Gradveränderungen

mit hoher Genauigkeit und Präzision ohne zusätzliche Strahlenbelastung für den Patienten. Werden bei einer CT-Untersuchung, bei unauffälligem axialem S-CT-Befund, Kaliberveränderungen im 3D-Querschnittsprofil von weniger als 21% gefunden, bedeutet dies einen Normalbefund und eine weitere Abklärung mittels anderer Bildgebungsverfahren erscheint nicht notwendig. Betrachtet man diese Vorteile, scheint der Zeitaufwand für die Generierung eines 3D-Querschnittsprofils von 3 min akzeptabel.

### Korrespondierender Autor

**Prof. Dr. E. Sorantin**

Abteilung für Digitale Information und Bildverarbeitung, Univ.-Klinik für Radiologie, Auenbruggerplatz 34, 8036 Graz, Österreich  
E-Mail: erich.sorantin@kfunigraz.ac.at

### Literatur

1. Couray M, Ossoff R (1998) Laryngeal stenosis: a review of staging, treatment, and current research. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg* 6:407–410
2. Grillo H, Dnonahue D, Mathiesen D, Wain J, Wright C (1995) Postintubation tracheal stenosis: treatment and results. *J Thorax Cardiovasc Surg* 109:486–492
3. Lano C, Duncavage J, Reinisch L, Ossoff R, Couray M, Nettekville J (1998) Laryngotracheal reconstruction in the adult: a ten year experience. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 107:92–96
4. Berdon W, Condon V, Currarino G, Fitz C, Leonidas J, Parker B, Slovis T, Wood B (1993) Caffey's pediatric X-ray diagnosis. Mosby, St. Louis
5. Coleman J, VanDuyne J, Ossoff R (1995) Laser treatment of lower airway stenosis. *Otolaryngol Clin North Am* 28:771–783
6. Ossoff R, Tucker G, Duncavage J, Toohill R (1985) Efficacy of bronchoscopic carbon dioxide laser surgery for benign strictures of the trachea. *Laryngoscope* 95:1220–1223
7. Sorantin E, Halmi A, Erdohelyi B, Palágyi K, Nyúl LG, Ollé K, Geiger B, Lindbichler F, Friedrich G, Kiesler K (2002) Spiral-CT based assessment of tracheal stenoses using 3D-skeletonization. *IEEE Transact Med Imaging* 21:263–273
8. Udupa J, Samarasekera S (1996) Fuzzy connectedness and object definition: theory, algorithms, and applications in image segmentation. *Graph Models Image Proc* 58(3):246–261
9. Udupa J, Odhner D, Samarasekera S, Goncalves R, LyerK (1994) 3D VIEWNIX: an open, transportable, multidimensional, multimodality, multiparametric imaging software system. *SPIE Proc* 2164:58–73
10. Blum H (1964) A transformation for extracting new descriptors of shape, symposium on models for the perception of speech and visual form
11. Kong T, Rosenfeld A (1989) Digital topology: introduction and survey. *Comput Vision Graph Image Process* 48
12. Palágyi K, Kuba A (1998) A 3D 6-subiteration thinning algorithm for extracting medial lines. *Patt Recogn Lett* 19:613–627
13. Palágyi K, Kuba A (1999) A parallel 3D 12-subiteration thinning algorithm. *Graph Models Image Process* 61:199–221
14. Farin GF (1990) Curves and surfaces for computer aided geometric design, a practical guide. London Academic Press
15. McCaffrey T, Czaja J (1992) Classification of laryngeal stenosis. *Laryngoscope* 102:1335–1340
16. Cotton R (1984) Pediatric laryngotracheal stenosis. *J Pediatr Surg* 19:699–704
17. Jewett B, Cook R, Johnson K, Logan T, Rosbe K, Mukherji S, Shockey W (1999) Subglottic stenosis: correlation between computed tomography and bronchoscopy. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 108:837–841

### DerRadiologe.de

„Online First“

**DerRadiologe informiert Sie regelmäßig über praxisrelevante Themen und die neuesten wissenschaftlichen Erkenntnisse Ihres Fachgebiets. Um die Publikationszeiten zu verkürzen und Ihnen einen noch schnelleren Zugriff auf aktuelle Beiträge zu ermöglichen, heißt es ab sofort „Online First“.**

Unter dem Begriff „Archiv“ finden Sie auf der Zeitschriftenhomepage den Zugang zum elektronischen Volltextarchiv Ihrer Zeitschrift. Hier stehen Ihnen unter „Online First“ aktuelle Beiträge bereits vor dem Erscheinen der gedruckten Ausgabe als HTML-Version zur Verfügung. Jeder „Online-First“-Beitrag ist durch eine elektronische Identifizierungsnummer, den Digital Object Identifier (DOI), eindeutig gekennzeichnet, sofort zitierfähig und suchbar.

Als besonderen Zusatznutzen enthält die HTML-Version Referenz-Verlinkungen, die Sie direkt zu den Originalzitaten auf SpringerLink, ChemPort und Pubmed führen. Ein Service, der Ihnen ein Mehr an Informationen in Ihrem Fachgebiet sichert.

**Haben Sie noch Fragen oder Anmerkungen?**

**Wir freuen uns über Ihre E-Mail an**

**springerlink@springer.de**

**Ihre Redaktion Fachzeitschriften**

**Medizin/Psychologie**