

Laser-endoskopische Vermessung der oberen Atemwege mit einem Multipoint-  
Laser-Endoskop

**DISSERTATION**

zur Erlangung des akademischen Grades

Dr. med..dent.

an der Medizinischen Fakultät

der Universität Leipzig

eingereicht von:

Frau Marie Neitsch

Geburtsdatum / Geburtsort:

21.02.1989 / Borna

angefertigt am:

Universitätsklinikum Leipzig AöR, Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde

Direktor: Prof. Dr. med. Andreas Dietz

Betreuer:

Prof. Dr. med. Andreas Dietz

PD Dr. med. habil. Miloš Fischer

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrades vom 21 / 03 / 2017

## **Bibliographische Beschreibung**

**Neitsch, Marie**

### **Titel der Arbeit**

Laser-endoskopische Vermessung der oberen Atemwege mit einem Multipoint-Laser-Endoskop

Universität Leipzig, Publikationspromotion

*27 S., 25 Lit.*

Referat:

Starre und flexible Endoskopien gehören heutzutage zu den Standarduntersuchungen in der HNO-Heilkunde. Mit der Weiterentwicklung und vermehrten Anwendung von TLM (transoral surgery) und TORS (transoral robotic surgery), gewinnt die präoperative Vermessung von Befunden an Wichtigkeit. Trotz mehrerer wissenschaftlicher Studien konnte bisher noch keine befriedigende standardisierte Methode zur endoskopischen Vermessung der oberen Atemwege gefunden werden. Bisher ließen optische und technische Umstände eine objektive endoskopische Vermessung nicht zu. Ziel dieser Studie ist es, transorale Vermessungen mittels Multipoint-Laser-Endoskop auf Genauigkeit und Anwendbarkeit zu überprüfen. In der vorliegenden Studie wurde ein Multipoint-Laser-Endoskop verwendet, das 49 Laserpunkte (Wellenlänge 639 nm, Leistung < 5 mW) in die optische Achse des Endoskopbildes projiziert. Durch die Erstellung eines 3D-Koordinatensystems können im Endoskopbild sowohl Strecken-, als auch Tiefen- und Flächenmessungen in Echtzeit vorgenommen werden. Nach einem Modellversuch erfolgten endoskopische Vermessungen an neun Leichenpräparaten im Bereich von Larynx und Trachea, die im Anschluss mit CT-Vermessungen verglichen wurden. Sieben der neun Leichenpräparate konnten für die Auswertung genutzt werden. Dabei ergab sich ein optimaler Messabstand von Endoskopspitze zu untersuchtem Objekt von 5-6 cm. Der durchschnittliche Messfehler lag bei  $3.26 \% \pm 2.53 \%$ . Der Vergleich mit den CT-Vermessungen ergab hervorragende Spearman-Korrelationskoeffizienten von 0.95 ( $p = 0.01$ ) für die Larynxvermessung und 0.93 ( $p < 0.01$ ) für die Trachealvermessung. Zusammenfassend lässt sich die Multipoint-Laser-Vermessung als eine vielversprechende Methode für den täglichen Einsatz in der diagnostischen und chirurgischen HNO einschätzen.

<b>Bibliographische Beschreibung</b>	<b>I</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>II</b>
<b>1 Einführung</b>	<b>1</b>
<b>1.1 Untersuchungsmethoden der oberen Atemwege</b>	<b>1</b>
<b>1.2 Vermessungen im Bereich der oberen Atemwege</b>	<b>2</b>
1.2.1 Vermessungen im Bereich der oberen Atemwege mit integrierter Multipoint-Laser-Endoskopie	5
<b>1.3 Zielsetzung</b>	<b>7</b>
<b>1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse</b>	<b>7</b>
<b>2 Publikation</b>	<b>8</b>
<b>3 Zusammenfassung</b>	<b>18</b>
<b>4 Literaturverzeichnis</b>	<b>22</b>
<b>Eigenständigkeitserklärung</b>	<b>25</b>
<b>Lebenslauf</b>	<b>26</b>
<b>Danksagung</b>	<b>27</b>

# 1 Einführung

"Heilen ist eine Frage der Zeit, manchmal auch eine Frage der Möglichkeiten"

(Hippokrates von Kos, 460 bis etwa 377 v. Chr., griechischer Arzt)

## 1.1 Untersuchungsmethoden der oberen Atemwege

Die einfachste Methode, die oberen Atemwege zunächst äußerlich zu beurteilen, ist die Inspektion und Palpation. Durch die visuelle und die palpatorische Untersuchung des Halses und des Kehlkopfskeletts können bereits Veränderungen (Tumore, Perichondritis), die auf das Kehlkopfskelett übergegriffen haben, erkannt werden.

Die indirekte Laryngoskopie erlaubt die visuelle Betrachtung des Larynx und Hypopharynx. Mittels Kehlkopfspiegel und indirekter Beleuchtung oder aber auch mithilfe eines Lupenlaryngoskops kann ein indirekter Blick auf den Kehlkopf und ihn umgebende Strukturen gewonnen werden. Erste Aussagen zur Anatomie, Oberflächenbeschaffenheit, Funktionen von Supraglottis, Glottis und Subglottis sowie Beweglichkeit der Epiglottis und der Stimmlippen und Symmetrie der Stimmlippen können hiermit getroffen werden. Zusätzlich können über die Laryngostroboskopie durch Beleuchtung der Stimmlippen mit schwingungssynchronem Blitzlicht die Stimmlippenschwingungen beurteilt werden. [1]

Bildgebende Verfahren sind ein weiteres Mittel zur Beurteilung von Veränderungen im Bereich des Larynx und der Trachea. Die konventionelle Röntgendiagnostik liefert bei der Thorax-Übersichtsaufnahme posterior-anterior wesentliche Informationen zu Verlagerung oder Einengung der Trachea. Allerdings ist die Beurteilung durch Überlagerung mit dem Mediastinum in der Mehrzahl der Fälle eingeschränkt. [2] Bei Verdacht auf Stenosen und intra- oder extraluminäre Tumoren des Larynx, Hypopharynx oder der Trachea ist die Computertomographie Mittel der Wahl zur Bildgebung. Neben Veränderungen im Bereich der Trachea können außerdem Nachbarschaftsbeziehungen zum Ösophagus festgehalten werden. Mit dem Einsatz der Spiral-CT-Technik konnte die Strahlenbelastung herabgesetzt und die Scangeschwindigkeit erhöht werden. [2] Die Verkürzung der Scangeschwindigkeit hat weniger Bewegungsartefakte zur Folge und erlaubt gleichzeitig eine angenehmere Untersuchung für die Patienten. Ebenfalls zu nennen ist hier die MRT, die aber lediglich für Trachealstenosen verwendet wird, die durch Gefäßanomalien bedingt sind. [2]

Einen direkten Blick auf die Anatomie und das erkrankte Gewebe im Bereich von Larynx und Trachea bietet lediglich die Endoskopie. Nur diese erlaubt eine umfassende Beurteilung von Stenoseform, -ausdehnung und -lokalisation sowie deren Oberflächenbeschaffenheit. Durch den direkten Zugriff auf das Gewebe können gleichzeitig Erreger- und histologische Bestimmungen durchgeführt werden. Untersuchungen sind sowohl mit starren als auch mit flexiblen Endoskopen möglich.

Starre Endoskope bieten eine optimale Sicht, die Möglichkeit zur Durchführung auch größerer Biopsien, bessere Absaugmöglichkeiten und den Einsatz von Winkeloptiken. Nachteile der starren Systeme sind die schwierige Technik und Notwendigkeit einer Allgemeinanästhesie sowie der begrenzte Blick in die Peripherie. Gleichzeitig ist dieses Verfahren bei Patienten mit Halswirbelsäulenerkrankungen aufgrund der Lagerung eingeschränkt bzw. kontraindiziert.

Aufgrund der o.g. Problematik stellen flexible Endoskopen heute eine günstige Alternative dar. [3] Diese können im Gegensatz zu starren Systemen unter Oberflächenanästhesie angewandt werden und bieten einen sehr guten Blick auf die umliegenden Strukturen.

Als Goldstandard für die Untersuchung von Trachealstenosen gilt bis heute immer noch die Computertomographie. Aufgrund der hohen Strahlenbelastung, Untersuchungskosten und Lagerungsproblematik bei Patienten mit Atemnot, sind der Computertomographie in der Verlaufskontrolle allerdings Grenzen gesetzt. Auf die Endoskopie kann hierbei nicht verzichtet werden. Für eine rationelle Beurteilung ist die Anwendung von CT und Endoskopie bisher die beste Kombination.

## **1.2 Vermessungen im Bereich der oberen Atemwege**

Während starre und flexible Endoskopen im Bereich der oberen Atemwege zu den Standarduntersuchungen in der HNO zählen, gewinnen mittlerweile auch die minimal-invasiven Techniken und die roboter-gestützte Chirurgie wie z.B. TLM und TORS mehr und mehr an Bedeutung. [4,5,6] Mit den roboter-gestützten Methoden erlangen nun auch präoperative diagnostische Vermessungen im Bereich der oberen Atemwege zunehmend an Wichtigkeit.

Größter Nachteil der Endoskopie gegenüber der Computertomographie ist allerdings noch immer die fehlende Möglichkeit, standardisierte Abstandsmessungen während der diagnostischen Untersuchung mit dem Endoskop auszuführen. Das limitierende Problem bisher war stets der nicht kalkulierbare Abstand des Endoskops zum Objekt und die Bildverzerrung an den Bildrändern des Endoskops (fish eye effect).

Weitwinkelobjektive und Bildvergrößerung verhelfen zwar zu einer sehr guten Beurteilung der Anatomie, quantitative Vermessungen in Echtzeit können damit bisher aber nicht befriedigend durchgeführt werden. [7] Einige Studien beruhen auf dem Prinzip der vergleichenden Messmethodik. So beschreibt beispielsweise Sharma et al. den Einsatz eines speziellen Messstabes als Referenzobjekt, der während der Diagnostik in den zu untersuchenden Bereich eingeführt wird. Durch die bekannten Maße des Messstabes können Rückschlüsse auf die Ausmaße von Stenosen und deren Abstand zu den Stimmlippen getroffen werden. Vorteile dieser Technik sind die einfache Bedienung, die leichte Reproduzierbarkeit und der geringe Kostenaufwand. Messungen unter drei Millimeter sind allerdings nicht möglich, dafür müssten andere Messstäbe hergestellt werden. Zudem wurden diese Untersuchungen lediglich für die Laryngoskopie mit starren Endoskopen durchgeführt. [8]

Ein ähnliches Prinzip beschreibt der Einsatz von Referenzkörpern für die nachträgliche Bearbeitung von Endoskopbildern. Bekannte Maßstäbe im Untersuchungsbereich lassen sich im Anschluss für die Bild-Kalibrierung nutzen. Die Endoskopbilder werden mit aus CT-Aufnahmen gewonnenen 3D-Rekonstruktionen verglichen. Voraussetzung für fehlerfreie Messungen ist der korrekte Sitz des Referenzkörpers im zu messenden Bereich. Bei Abweichungen treten Messfehler auf. Schwierigkeiten entstehen außerdem, wenn der untersuchte Bereich nicht in einem Bild aufgenommen werden kann, sondern mehrere Bilder angefertigt werden müssen. Mit einer entsprechenden Software können diese Bilder im Anschluss zusammengefügt und die Messungen durchgeführt werden. Beste Resultate entstanden jedoch nur, wenn der zu messende Bereich direkt in einem Bild aufgenommen und vermessen werden konnte. [9]

Neuere Veröffentlichungen stellen spezielle Software-Logarithmen für die nachträgliche Bildbearbeitung vor, die 3D-Modelle der untersuchten Körperhöhlen aus Endoskopbildern erstellen, z.B. Visual Simultaneous Localization (VSLM) oder Endoscopic

Lesion Measurement System (ELMS). Getestet wurden sie bisher vor allem in der Laparoskopie im Bereich der Hernienreparatur. [10,11] Aufgrund auftretender spezifischer Messfehler und der fehlenden Möglichkeit der Echtzeit-Messung sind diese Verfahren derzeit für den Einsatz im täglichen Gebrauch ungeeignet.

Andere Veröffentlichungen beschreiben eine dreidimensionale Visualisierung der untersuchten Bereiche mittels Stereoendoskopen. Bisher wurden diese aber lediglich in der laparoskopischen Chirurgie und im GIT eingeführt. [12,13] Für den Einsatz im Bereich der oberen Atemwege sind diese Endoskope bisher ungeeignet, aufgrund der Größe des Durchmessers durch die Dual-Kanal-Technik. [14]

Weitere Publikationen beschreiben die Erzeugung von 3D-Rekonstruktionen aus Endoskopbildern mittels photometrischem Stereo. Wenn eine dreidimensionale Oberfläche gerichtet beleuchtet wird, dann erscheinen die Oberflächenteile mit unterschiedlicher Helligkeit. Dabei ist die Lichtstärke des reflektierten Lichtes bei gleicher Beleuchtung und gleicher Adsorption vom Einfallswinkel des Lichtes und vom Beleuchtungswinkel abhängig. (Shape from Shading). Wenn die Reflexionseigenschaften der Oberfläche und die Beleuchtungsrichtung der Lichtquelle bekannt sind, können aus mehreren Messungen schließlich 3D-Rekonstruktionen der Oberflächen-Geometrie erfolgen. [15] Das hier zugrunde liegende Prinzip, ist das Vogel-Breuß-Weickert-Modell (VBW) oder Radiale Basisfunktion Neural Network Modell (RBF-NN). Zur 3D Erstellung werden zwei endoskopische Bilder und die bekannte z-Koordinate der Endoskop-Bewegung benötigt. [16,17] Bisherige Untersuchungen fanden lediglich an künstlichen Körpern oder während der gastrointestinalen Endoskopie statt. [17,18]

Einige Autoren arbeiteten bereits mithilfe der Triangulation von Laserstrahlen in Korrelation zur optischen Achse der Endoskopkamera. [19,20] Dörffel et al. beschreibt einen Laserlichtring, der an die Bronchialwand projiziert wird und im endoskopischen Bild mithilfe einer speziell entwickelten Software online segmentiert und vermessen werden kann. [21,22] Nakatani et al. integrierten vier Laserstrahlquellen und eine Kamera in ein flexibles Endoskop, sodass die Laserstrahlen parallel zur optischen Achse der Kamera verlaufen. Von der Spitze des Endoskops werden die Laserpunkte auf die Oberfläche des Objektes projiziert. Das System erkennt die Laserpunkte automatisch und berechnet mittels Triangulation die dazugehörigen 3D-Koordinaten. Auf dem Endoskopmonitor werden virtuelle Maßstäbe

abgebildet, die dem Untersucher Messungen von Größe und Position des Objektes ermöglichen. Gleichzeitig kann die durch die Weitwinkelobjektive verursachte Bildrandverzerrung korrigiert werden, sodass der Behandler Messungen in unverzerrten Bildern vornehmen kann. Die modifizierten und untersuchten Geräte sind bisher allerdings nur Prototypen und nicht im Handel verfügbar. Zur klinischen Anwendung ist noch eine medizinische Geräteevaluation nötig. [7]

Trotz verschiedenster wissenschaftlicher Untersuchungen konnte bisher noch keines der entwickelten Systeme befriedigende Ergebnisse für die Anwendung in der Endoskopie liefern.

### **1.2.1 Vermessungen im Bereich der oberen Atemwege mittels integrierter**

#### **Multipoint-Laser-Endoskopie**

In der vorliegenden Studie wurde ein halbstarres Endoskop mit integriertem Multipoint-Lasermesssystem (Techno Pack® X, Karl Storz GmbH & Co KG Tuttlingen, Deutschland) verwendet. Das System umfasst ein Grundgerät mit integriertem LCD-Flachbildschirm zur Betrachtung des Live-Bildes und ein modifiziertes starres Endoskop mit Kaltlichtquelle, das an das Grundgerät angeschlossen wird. Zusätzlich verfügt das Gerät über ein Multipoint-Lasermesssystem, das 49 Laserpunkte (Wellenlänge 639 nm, Leistung < 5 mW) in die optische Achse des Endoskopbildes projiziert. Das Messprinzip bei der Multipointvermessung beruht auf der Triangulation. Durch die Verwendung von Laserstrahlen wird ein dreidimensionales Modell der untersuchten Oberfläche erzeugt. Innerhalb dieses Modells können Abstände, Flächen und Tiefen in Echtzeit gemessen werden. [23] Jeder vom System erkannte Lasermesspunkt (Referenzpunkt) wird in der Bedienoberfläche der Multipointmessung als gelbes Kreuz angezeigt und kann für die Messung verwendet werden. Mindestens drei Lasermesspunkte sind notwendig, um eine Messung durchführen zu können. Eine Kalibrierung des Systems vor jeder Messung ist dabei nicht notwendig.

Untersuchungen wurden sowohl am Modell als auch an Leichenpräparaten und Probanden durchgeführt. Der Modellversuch umfasste Vermessungen innerhalb eines zylindrischen Hohlkörpers. Nach Platzierung des Endoskops am Eingang der Röhre, erfolgten je zehn Messungen des zuvor erfassten Röhrendurchmessers im Abstand von 1 bis 10 cm zum Endoskop. Zusätzlich wurden Daten zu Anzahl und Lage der Referenzpunkte aufgenommen.



Nach dem Modell-Vorversuch folgte die Vermessung von neun Leichenpräparaten, von denen sieben für die endgültige Auswertung genutzt werden konnten. Mit dem Laser-Endoskop wurden Abstandsmessungen im Bereich der Stimmlippenebene sowie Durchmesser- Vermessungen im Bereich der Trachea durchgeführt. Zusätzlich wurde von allen Präparaten ein Kopf/Hals-CT angefertigt, um korrespondierende Landmarken mit der DICOM-Software zu vermessen und die Messwerte zu vergleichen.

Die ermittelten Datensätze wurden im Anschluss mittels der Software SPSS 20 (SPSS Science, Chicago, IL, USA) statistisch ausgewertet.

Neben den Untersuchungen an Larynx und Trachea wurden zusätzlich auch Vermessungen im Bereich der Nasenhöhle vorgenommen. Dabei erfolgte bei 26 freiwilligen, gesunden Probanden die Vermessung des Abstandes der Nasenmuschel zum Septum. Dafür wurden jeweils die Strecken unterer Ansatz der unteren Nasenmuschel – Septum; Kopf der unteren Nasenmuschel – Septum und oberer Ansatz der unteren Nasenmuschel - Septum, gemessen. Die Messungen erfolgten sowohl in der rechten als auch in der linken Nasenhöhle. Als Vergleichsverfahren wurde an beiden Nasenhöhlen die Rhinomanometrie durchgeführt. Die Rhinomanometrie ist eine objektive Messung des durch die Nasenhöhle strömenden Luftvolumens pro Zeiteinheit. Es ergibt sich dabei eine Atemwegskurve aus der synchronen Aufzeichnung der Druckdifferenz zwischen Nasenrachen und Nasengang sowie dem ventilierten Luftvolumen. [24] Den Probanden wurden nach der ersten Messung abschwellende Nasentropfen verabreicht (Otriven – Nasentropfen, 0,1%, Xylometazolinhydrochlorid, Fa.Novartis). Die abschwellende Wirkung beruht auf einer  $\alpha$ 1-Adrenozeptor-agonistischen Kontraktion glatter Muskulatur und somit einhergehender Gefäßkontraktion. Die verminderte Durchblutung führt zur Abschwellung der Nasenschleimhäute und somit zur Erweiterung des Naseninnenraums. Nach 20 Minuten Einwirkzeit wurden die Messungen erneut durchgeführt, sodass die Differenzen beider Messverfahren verglichen werden konnten. Die Gegenüberstellung der Werte erfolgte graphisch mittels Scatter Plot. Außerdem wurde die Pearson-Korrelation sowohl vor als auch nach dem Abschwellen ermittelt.

### **1.3 Zielsetzung**

Ziel der Studie ist es, die Anwendbarkeit und Genauigkeit transoraler Vermessungen mit einem Multipoint-Laser-Endoskop mittels der o.g. Versuche zu überprüfen.

### **1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse**

Bei den Vorversuchen am Röhrenkörper konnte jede Messung mittels Laserendoskop für die Auswertung genutzt werden. Bei den Probandenversuchen und der Trachealvermessung der Leichenpräparate traten hingegen vermehrt überdimensionale Werte auf oder es konnten keine Referenzpunkte gefunden werden. Teilweise mussten Messungen wiederholt werden oder waren nicht verwertbar. Durch vorhandenes Sekret in der Nase bzw. Flüssigkeit in der Trachea ließ sich der Laser durch die damit zusammenhängende Reflektion zeitweise irritieren. Positiv wirkte sich hingegen die senkrechte Ausrichtung des Endoskops zum zu vermessenden Objekt aus.

Aus dem Röhrenversuch ergab sich, dass der optimale Abstand zwischen Endoskopspitze und zu vermessenem Objekt zwischen 5 bis 6 cm liegt. Der durchschnittliche Messfehler lag bei  $3,26 \% \pm 2,53 \%$ . Streckenvermessungen mit Referenzpunkten, deren z-Koordinate in der gleichen Ebene ( $\pm 5\text{mm}$ ) liegt, wie das zu untersuchende Objekt, zeigten signifikant bessere Ergebnisse als Messungen mit Referenzpunkten außerhalb dieses Bereiches: 26,33 mm versus 73,28 mm,  $p < 0,01$ . Die Anzahl der gefundenen Referenzpunkte zeigte keine signifikante Relevanz für die Messergebnisse. Der Vergleich mit den CT-Vermessungen ergab hervorragende Spearman-Korrelationskoeffizienten von 0,95 ( $p = 0,01$ ) für die Larynxvermessung und 0,93 ( $p < 0,01$ ) für die Trachealvermessung. Unter Verwendung des Bland-Altman-Plots lagen die 95% Übereinstimmungsgrenzen für die Larynxvermessung bei  $-0,76$  und  $0,93$  und für die Trachealvermessung bei  $-4,65$  und  $4,95$ .

Bei der Probandenuntersuchung ergab sich für die linke Nasenhöhle eine Pearson-Korrelation von 0,42 vor dem Abschwellen und 0,10 nach dem Abschwellen. Für die rechte Nasenhöhle betragen diese Werte 0,74 und 0,49. Insgesamt ergab sich damit eine mittlere Korrelation.

## **2 Publikation**

Erschienen in:

BioMed Research International, online publiziert, 17. Januar 2016.

### **Integrated Multipoint-Laser Endoscopic Airway Measurements by Transoral Approach**

Marie Neitsch, Iris-Susanne Horn, Mathias Hofer, Andreas Dietz, Miloš Fischer

Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde

Universität Leipzig

Direktor: Prof. Dr. med. Andreas Dietz

## Research Article

# Integrated Multipoint-Laser Endoscopic Airway Measurements by Transoral Approach

Marie Neitsch, Iris-Susanne Horn, Mathias Hofer, Andreas Dietz, and Miloš Fischer

Clinic of Otolaryngology, Head and Neck Surgery, Department of Head Medicine and Oral Health, University Hospital Leipzig, Liebigstrasse 12, 04103 Leipzig, Germany

Correspondence should be addressed to Miloš Fischer; milos.fischer@medizin.uni-leipzig.de

Received 24 August 2015; Revised 14 January 2016; Accepted 17 January 2016

Academic Editor: Yudong Cai

Copyright © 2016 Marie Neitsch et al. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

**Objectives.** Optical and technical characteristics usually do not allow objective endoscopic distance measurements. So far no standardized method for endoscopic distance measurement is available. The aim of this study was to evaluate the feasibility and accuracy of transoral airway measurements with a multipoint-laser endoscope. **Methods.** The semirigid endoscope includes a multipoint laser measurement system that projects 49 laser points (wavelength 639 nm, power < 5 mW) into the optical axis of the endoscopic view. Distances, areas, and depths can be measured in real-time. Transoral endoscopic airway measurements were performed on nine human cadavers, which were correlated with CT measurements. **Results.** The preliminary experiment showed an optimum distance between the endoscope tip and the object of 5 to 6 cm. There was a mean measurement error of  $3.26\% \pm 2.53\%$ . A Spearman correlation coefficient of 0.95 ( $p = 0.01$ ) was calculated for the laryngeal measurements and of 0.93 ( $p < 0.01$ ) for the tracheal measurements compared to the CT. Using the Bland-Altman-Plot, the 95% limits of agreement for the laryngeal measurements were satisfactory:  $-0.76$  and  $0.93$ . **Conclusions.** Integrated multipoint-laser endoscopic measurement is a promising technical supplement, with potential use in diagnostic endoscopy and transoral endoscopic surgery in daily practice.

## 1. Introduction

Today, endoscopy of the upper and lower airway with rigid or flexible endoscopes is a standard ENT examination. The qualitative assessment of the macroscopic anatomy is possible due to wide-angle views in long distance and object magnification in short distance [1]. Nevertheless, on-screen based quantitative or morphometric measurements are usually not possible. The lack of the correlation to the object size is determined by the incalculable distance of the endoscope tip to the object and visual distortion at the endoscopic image edges. Different techniques have been described to solve this problem. Sharma et al. described a specific measuring stick which has to be applied during endoscopy. However, it was used for rigid suspension laryngoscopy only [2]. The use of reference bodies for the digital postprocessing of endoscopic images is based on a similar principle. Scales with known distances between predefined points on a reference body are used for image calibration. Recently, specific software algorithms for endoscopic image postprocessing, for example, Visual

Simultaneous Localization and Mapping (VSLM) or Endoscopic Lesion Measurement System (ELMS), were published by several authors [3–5]. So far, the specified measurement errors of the described systems do not allow their safe use in daily practice. The development of stereo endoscopes providing 3D visualization may be another approach. Those endoscopes have been introduced in laparoscopic surgery or endoscopy of the gastrointestinal tract [6, 7]. However, the wide diameter of these endoscopes due to the dual-channel technique does not allow their unrestricted use for upper airway evaluation in patients [8].

One of the scientific approaches for endoscopic measurement is based on the principle of photometric stereo due to reflected light radiation depending on the image change caused by endoscope movement. Recovering a 3D shape from endoscopic images has been described assuming specific reflectance characteristics and object extraction from the endoscopic image [9]. The underlying Vogel-Breuß-Weickert (VBW) or Radial Basis Function Neural Network (RBF-NN) models require the acquisition of two endoscopic images

with a known  $z$ -coordinate of the endoscope movement [10, 11]. So far, theoretical approaches have been described using artificial bodies with ideal reflectance characteristics by computer simulation or evaluating small-sized, single polyps during gastrointestinal endoscopy only [11, 12].

Another endoscopic measurement approach is based on the triangulation of laser beams in correlation with the optical axis of the endoscope camera. The determined distance of two perpendicular laser beams projected into the optical axis of an endoscope was used to describe endolaryngeal morphometry [13, 14]. A laser fiber projecting a perpendicular laser beam onto the tracheal wall was used for three-dimensional reconstruction of the tracheas to describe the extent of subglottic and tracheal stenoses [15, 16]. Nakatani et al. modified a commercially available flexible endoscope for the gastrointestinal tract by integrating four laser beams parallel to the optical axis of the camera [1]. However, all of these devices were prototypes which did not become commercially available. Thus, there is still a lack of endoscopic measurement standards in routine clinical practice.

Due to technical development over the last decade transoral laser microsurgery (TLM) and transoral endoscopic robotic surgery (TORS) gained high popularity and drew attention towards transoral surgery as a remarkable paradigm shift in head and neck surgery [17–19]. Endoscopic visualization of the oropharynx, larynx, or hypopharynx in combination with miniaturized robotic instruments allows the precise removal of a tumor resulting in reduced surgery related morbidity as well as noninferior outcome compared to traditional open surgery [20]. The exact descriptions of the extent of a tumor and the tumor size are required for accurate surgical planning. However, given the small size of TORS systems, there is a lack of suitable measuring instruments regardless of the fact that stereo endoscopes with a wide diameter have to be used (12 mm: da Vinci® telemanipulator, Intuitive Surgical Inc., Mountain View, CA, USA).

The aim of this study was to evaluate the feasibility and accuracy of transoral airway measurements with an integrated, multipoint-laser endoscope in real-time.

## 2. Materials and Methods

**2.1. Multipoint-Laser Endoscope.** All measurements were performed with a semirigid endoscope with an integrated multipoint-laser measurement device (Techno Pack® X, Karl Storz GmbH & Co. KG, Tuttlingen, Germany). The system includes a base unit with a LCD flat screen and a modified fiber endoscope in a semirigid sheath with a light source, which is connected to the base unit (Figure 1). The electric products of the Techno Pack X are CE approved. The endoscope includes a multipoint-laser measurement system that projects 49 laser beam points (wavelength 639 nm, power < 5 mW) into the optical axis of the endoscopic view. The prism of the laser and the CCD imager are inside the distal end of the endoscope with a fixed distance. The lateral offsetting of 7 by 7 laser beams from the endoscope pupil forms the basis for the triangular multipoint measurement. Knowing the coordinates of each laser beam point of the laser grid in

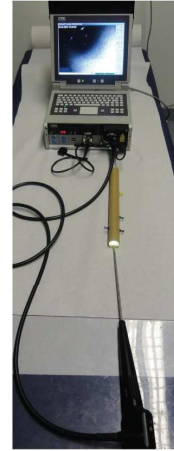
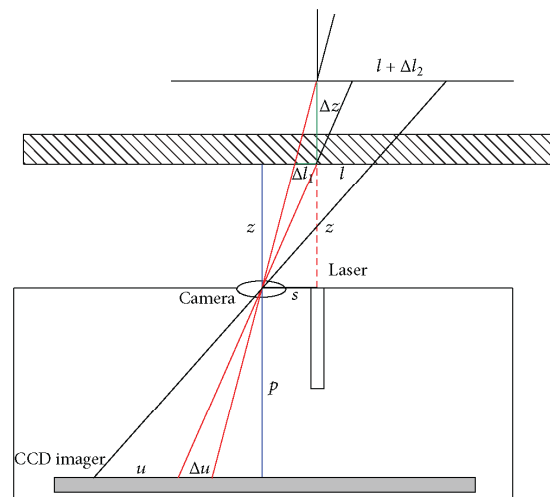


FIGURE 1: Semirigid endoscope with an integrated multipoint-laser measurement device including a base unit with a LCD flat screen.



$u$ : distance of object on CCD  
 $s$ : fixed distance between camera and laser  
 $z$ : distance camera-object  
 $p$ : focal length of camera

FIGURE 2: Scheme of laser beam point reflection and detection by the endoscope camera:  $\Delta u$  on the CCD translates to the  $\Delta l$  of the measuring length  $l$ , by simple geometry.

correlation with the endoscope tip recognized by the CCD imager, the software analyzes the position of each laser beam point depending on the reflection from the surface structure (Figure 2). By generating a three-dimensional model of the object surface in the endoscopic view, distances, areas, and depth can be measured in real-time [21]. At least three laser beam points are required to perform a measurement. If certain laser beam points are not required for a specific measurement, they can be deselected. A calibration of the system prior to each measurement is not necessary.

2.2. *The Mathematical Principle of Multipoint-Laser Measurement.* Formula (1) is as follows:

$$\Delta l = \frac{z}{p} \Delta u_1 + \frac{z \Delta u_2}{sp - z \Delta u_2} l = \Delta l_1 + \Delta l_2. \quad (1)$$

*Derivation of Formula (1).* From Figure 2 two basic equations can be derived by symmetry and proportional relations.

Equation (a) is

$$\frac{\Delta u}{\Delta l_1} = \frac{p}{z}. \quad (a)$$

Equation (b) is

$$\frac{\Delta z}{\Delta l_1} = \frac{\Delta z + z}{s}. \quad (b)$$

Equation (a) delivers

$$\Delta l_1 = \frac{z}{p} \Delta u_1. \quad (1a)$$

This is the first component to formula (1).

Using a different value  $u_2$  now and combining (a) and (b) deliver

$$\Delta z = \frac{z^2 \Delta u_2}{sp - z \Delta u_2}. \quad (c)$$

As the measuring length  $l$  is proportional to distance  $z$ , a new (d) can be set up as

$$\frac{\Delta l_2}{l} = \frac{\Delta z}{z}. \quad (d)$$

Inserting this in (c) yields

$$\Delta l_2 = \frac{z \Delta u_2}{sp - z \Delta u_2} l. \quad (1b)$$

This is the second component in formula (1).

2.3. *Validation of the Measurement Accuracy.* A laboratory trial was performed as a preliminary experiment to validate the accuracy of the measurement method. An artificial cylindrical hollow body with a length of 30 cm and an inner diameter of 27 mm was used. The endoscope tip was placed at the orifice of the tube. Assuming that the measurement error depends on the distance between camera and object, ten measurements of the tube diameter were taken per cm at distances of 1 to 10 cm from the endoscope tip (Figure 3). The distance from the endoscope tip is equated with the depth of the tube. The distances were marked by pins inside the tube. In addition, a distinction was made between value  $A$  and value  $B$  for the measured values obtained for the diameter. This was followed by selection or deselection of the recognized laser beam points to calculate the distance according to different criteria. Value  $B$  was determined with all recognized laser beam points with a depth of the  $z$ -coordinate in the same depth as the designated area to be

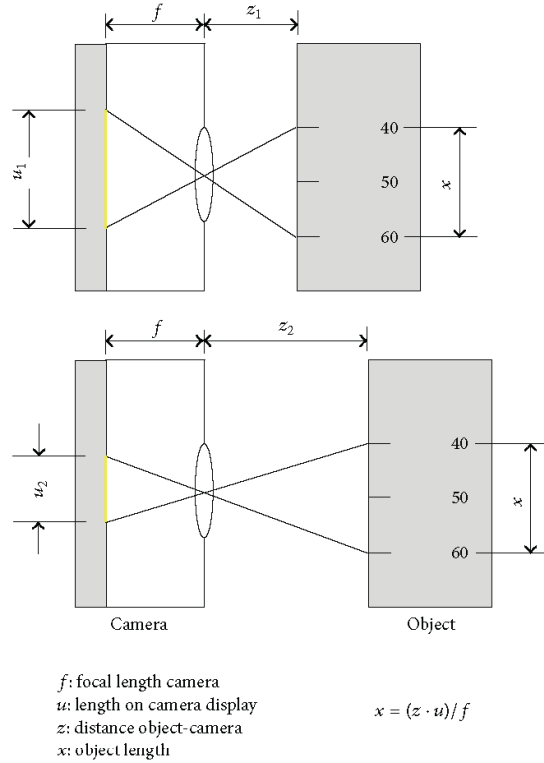


FIGURE 3: Scheme and mathematical description of measurement evaluation depending on the distance from the endoscope tip.

measured ( $\pm 5$  mm). This area was identified as the reference range. In contrast, value  $A$  was determined from only three recognized laser beam points with a depth of the  $z$ -coordinate corresponding to the depth of the diameter to be measured or with the smallest deviation from it. This difference was used to verify the dependence of the measurement results on the selection of recognized laser beam points.

In a second experiment, 100 consecutive diameter measurements were performed at a distance of 5 cm from the endoscope tip (Figure 4). The measured values were obtained using all recognized laser beam points with a  $z$ -coordinate within the reference range (45 to 55 mm). In addition, the number of reference points found was documented.

2.4. *Measurements on Cadaveric Human Upper Airways.* Following the preliminary tube examinations, measurements were performed on nine human cadavers, but only the measurements from seven cadavers could be evaluated. The cadavers were Thiel-fixated. Using this fixation method the surface condition and tissue tension are very close to regular tissue. The laser endoscope was used to take transoral measurements in the larynx and the trachea. For this, the distance between the vocal cords in the front third, the middle, and the rear third was measured. The diameter of the trachea

TABLE I: Distance measurements depending on the distance object-endoscope tip.

Distance object-endoscope tip	All recognized laser beam points	Value A	Value B	Deviation value A in %	Deviation value B in %
2 cm	0	224,91		60,9	
3 cm	0	115,19		326,6	
4 cm	0	104,59		287,4	
5 cm	7,9	25,9	26,13	8,1	4,4
6 cm	7,1	26,44	26,01	5,3	4,6
7 cm	5,3	28,86	26,18	13,4	3,1
8 cm	3,2	29,46	26,94	12,57	2
9 cm	0,7	59,12	27,35	120,6	2
10 cm	0	45,01		78,2	

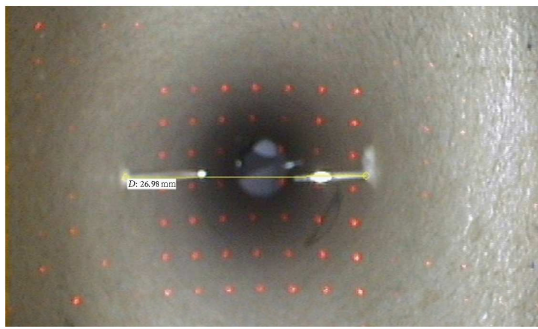


FIGURE 4: Endoscopic view with distance measurement during validation experiment on a tube model.

was measured at the level of the laryngotracheal junction (Figure 5). In addition, a CT scan of the neck was performed on all the cadavers. The DICOM data were used to measure the corresponding distances in the CT and compared with the measurement values of the laser endoscopy. The CT was considered as the baseline measurement.

**2.5. Statistical Analysis.** The statistical analysis of the preliminary tests and cadaver studies was carried out with the software SPSS 20 (SPSS Science, Chicago, IL, USA). For the tube test, the dependence of the measurement results on the distance from the endoscope to the object as well as the location and number of reference points was plotted using a scatter plot. In addition, the mean deviation of the measurements from the set point value was determined for all 100 consecutive measurements at a distance of 5 cm from the object. In addition, the Spearman correlation was determined for the laryngeal and trachea measurements. A Bland-Altman-Plot was used to calculate the 95% limits of agreement to compare the method with the standard measurement. A nominal  $p$  value  $< 0.05$  was considered to be statistically significant.

### 3. Results

The tube experiment showed that the optimum distance between the endoscope tip and the object to be measured is

between 5 to 6 cm (Figure 6): mean  $26.38 \text{ mm} \pm 0.84 \text{ mm}$  [range:  $24.17 \text{ mm}$ – $28.78 \text{ mm}$ ] and mean deviation error  $3.26\% \pm 2.53\%$ . Distance measurements with reference points whose  $z$ -coordinates are located in the same plane ( $\pm 5 \text{ mm}$ ) as the object under test showed significantly better results than measurements with reference points outside this range:  $26.33 \text{ mm}$  versus  $73.28 \text{ mm}$ ,  $p < 0.01$  (Table 1). An average of  $8.4 \pm 1.7$  [range: 4–13] recognized laser beam points was found. However, the number of recognized laser beam points found showed no significant relevance for the measurement results: Pearson correlation coefficient of  $-0.063$  ( $p = 0.536$ ). A Spearman correlation coefficient of  $0.95$  ( $p = 0.01$ ) was calculated for the laryngeal measurements compared to the CT (Figure 7). For the tracheal measurements the Spearman correlation coefficient was  $0.93$  ( $p < 0.01$ ) compared to the CT (Figure 8). Using the Bland-Altman-Plot, the 95% limits of agreement for the laryngeal measurements were  $-0.76$  and  $0.93$  and for the tracheal measurements were  $-4.65$  and  $4.95$ .

### 4. Discussion

Minimally invasive techniques and endoscopic surgical approaches are becoming increasingly important for ENT surgery. For instance, the standard procedure for the diagnostic workup and clinical staging of HNSCC is the upper airway endoscopy under general anesthesia with precise description of the tumor extent. Similarly, the rigid endoscopy is considered the technique of choice in the diagnosis of airway stenoses. Technological advances, particularly in diagnostic endoscopy (HD image quality, stereo endoscopy), result in a more precise use of these techniques. Furthermore, the accessibility and visualization of robotic (endoscopic) surgery systems have been improved considerably. Hence, the use of transoral robotic and endoscopic surgery extends beyond the oropharynx into the larynx and hypopharynx [18, 19].

In the area of the oral cavity and the upper oropharynx the sizes of lesions can be measured using conventional measuring instruments. However, the sizes of lesions in the area of the tongue base, the larynx, or hypopharynx or the trachea are usually estimated by endoscopic inspection. The continuous selection of the focus, the magnification, and the endoscope distance to the region of interest are confounding factors that distort the object measurement based on the optical

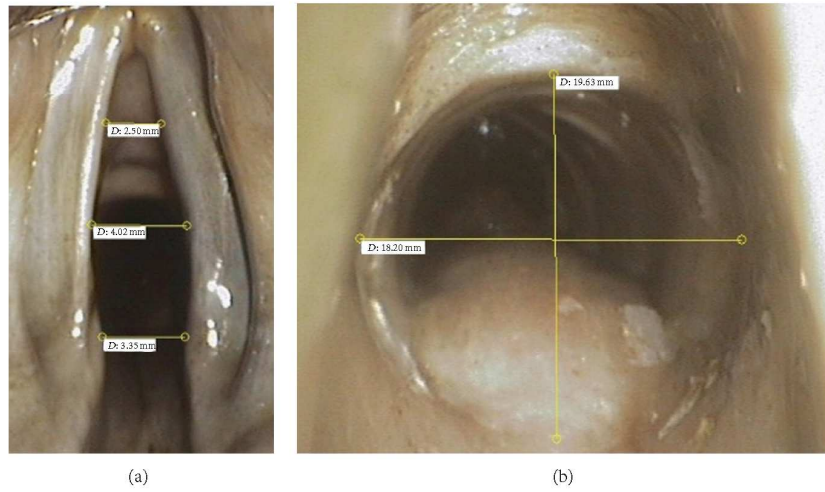


FIGURE 5: Endoscopic view with distance measurements: (a) laryngeal measurements and (b) tracheal measurements.

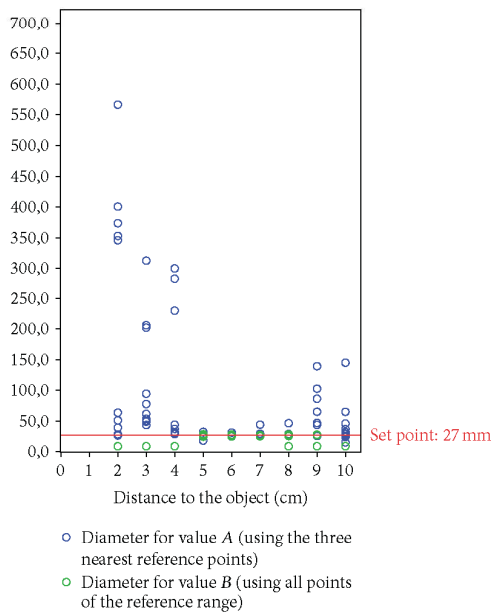


FIGURE 6: Dependency of the measured diameter in relation to the distance of the endoscope tip to the object (values A and B).

image. Mostly, endoscopic measuring methods are based on the method of comparative measurement. An object of a known size is compared directly with the lesion or the cross-section to be measured in the endoscopic view. However, significant underestimations of lesion sizes by endoscopic inspection are known [22, 23]. Although this measurement method can be easily performed with inexpensive efforts, there are still some disadvantages, for example, risk of injury

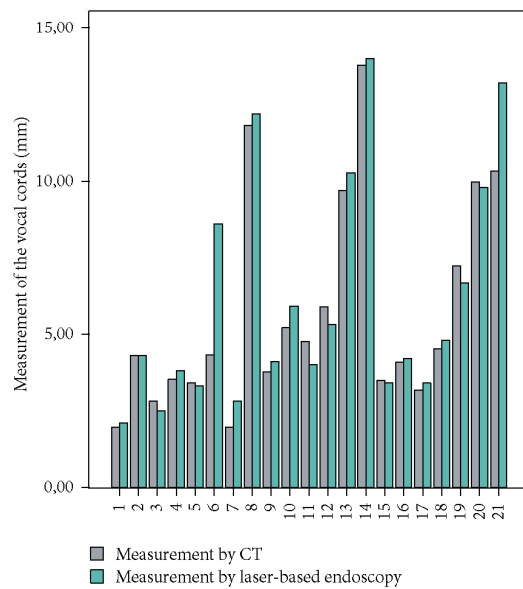


FIGURE 7: Comparison of the laryngeal measurements by laser endoscopy compared to CT ( $r = 0.95$ ,  $p = 0.01$ ).

by using such a measuring device, and it can be used for rigid endoscopy only. Furthermore, the measurement results are still not satisfactory: Sharma et al. published rates of measurement agreement of 82.5% for the subglottic diameter and of 72.5% for the measured lengths [2].

Image postprocessing using software algorithms which automatically corrects image distortion of the optical image is another method to improve endoscopic measurement.



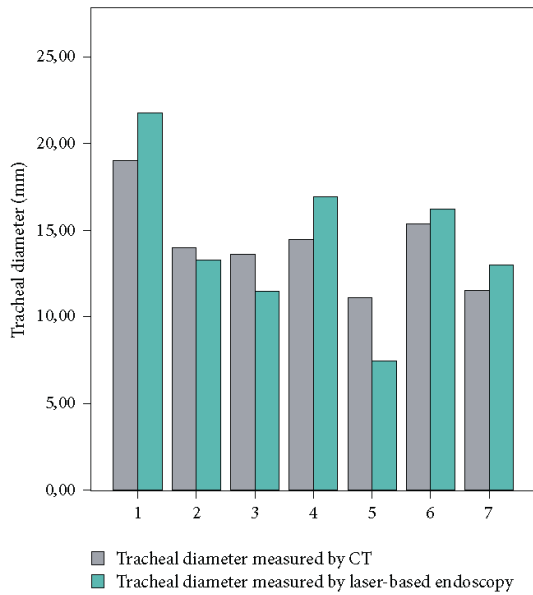


FIGURE 8: Comparison of the tracheal measurements by laser endoscopy compared to CT ( $r = 0.93$ ,  $p < 0.01$ ).

However, a calibration of the hardware and software is still necessary [24]. The reference bodies with scales between predefined points have to be touched in a coplanar fashion against the object to be measured. If the reference body is not at the exact same planar level measurement accuracy is affected [3]. Furthermore, regularly no real-time measurement is possible [25]. However, postprocessing algorithms have been described in gastrointestinal endoscopy that can be performed faster compared to traditional measurement [4, 5].

3D visualization with stereo endoscopes allows shape reconstruction with measurement. However, endoscopes have to be calibrated: feature points have to be detected and corresponding distances have to be determined with a robust estimation of the camera motion, especially in the  $z$ -plane [6, 7]. So far scientific approaches have been published which, however, are lacking commercially available integrated measurement systems.

This study describes the use of a fully integrated multipoint-laser endoscopic measurement system by transoral approach. The commercially available system allows real-time measurements during endoscopy of the upper airways. The validation experiment showed an optimal distance of the endoscope tip of 5 to 6 cm to the object to be measured. If the recognized laser beam points were in the measurement plane, the highest measuring accuracy was achieved with a mean deviation error of 3.26%. No correlation in the measurement accuracy could be shown depending on the number of additionally recognized laser beam points. The comparison between multipoint-laser endoscopic measurements of the upper airway and CT measurements showed correlation coefficients for the larynx ( $r = 0.95$ ,  $p < 0.01$ ) and

the trachea ( $r = 0.93$ ,  $p < 0.01$ ). Satisfactory 95% limits of agreement were calculated for the laryngeal measurements; unfortunately the 95% limits of agreement were wider for the tracheal measurements.

Advantages of this fully integrated “stand-alone” system are that there is no need for calibration, and a noncontact measurement functionality using real-time endoscopic imaging is provided. In particular, the edge and center emphasizing function is an excellent condition for the measurement of tubular objects. This would allow its use in TORS, with a straight view to the oropharyngeal and laryngohypopharyngeal level. The determined optimum distance of 5 to 6 cm corresponds well to the use of endoscopy in TORS by different robotic systems [18–20]. For example, the nominal working distance of a stereo endoscope used in the da Vinci telemanipulator is about 4 cm [26]. Furthermore, Nakano et al. showed accurate and sufficiently sized images positioning at the tip of a stereo endoscope at a distance from 2.0 to 6.5 cm from the object for endoscopic analysis of velopharyngeal movement [8].

Not only the measurement of distances but also the measurement of cross-sectional areas and depths is a special feature compared to previously described systems. Thus, it is also suitable for the measurement of lesions in tubular organs. Therefore, the description of the longitudinal and cross-sectional dimension of filiform or pinhole tracheal stenoses would be possible. Referring to the accuracy of the measurements, the study showed comparable results to data from the literature. A correlation coefficient higher than 0.9 and a mean measurement error of 3.26% were only achieved by a few systems. Dörffel et al. achieved a correlation of 0.88 with measurements on pig tracheas [15]. Müller reports a measurement error of less than 5% for tracheal measurements [16]. These systems have in common that a laser fiber is inserted into a flexible endoscope for circular scanning of a tubular object with laser beam projection. However, the depth of the measurement ( $z$ -axis) was determined by manual measurement of the push-forward distance. Other laser measurement systems used in gastrointestinal endoscopy showed measurement errors of 3.7%–6.5% with laser diffraction, 5.1% with four laser beams, and, respectively, 4.0% with two lasers and a virtual grid [1, 27, 28]. However, the 95% limits of agreement vary widely for the tracheal measurements. This might be explained by underestimated CT measurements due to fluid accumulation in the tracheal specimens. Although the 3D shape reconstruction methods using photometric stereo may provide objective size and object determination of endoscopic images, only experimental data based on computer simulations and single gastrointestinal endoscopy images have been described so far. Despite ideal reflection and recording parameters and experimental ranges of the endoscope movement ( $z = 3$  mm) the processing times exceed 2 minutes limiting its use for daily routine practice [11]. For regular endoscope use its movement has to be tracked for determination of the  $z$ -coordinate. This would require further technical supplement limiting its applicability. In addition, the measurement errors are still higher compared to the system described in this study (9.1% versus 3.26%; 7.8–12.5% versus 3.26%) [12, 29].

Not only the results of the accuracy but also the setup of the multipoint-laser measurement systems offers advantages compared to previously described systems. The diameter of less than 5 mm allows its use for upper airway evaluation without imposing a burden on the patient. Additionally, it can be used safely for endoscopic real-time measurements. Laser beam points in the same plane are used for distance and area measurements; laser beam points reflected from objects in different planes are used for depths measurements. The 7 by 7 grid of laser beam points allows the specific selection of laser beam points in the complex anatomical area of the pharynx, larynx, and trachea which are difficult to measure due to their anatomical complexity [3]. Thus, it is a fully integrated endoscope unit, without the need for additional technical supplements or measuring devices to be introduced. Therefore, the system can be used without need for calibration or image-processing.

A confounding factor, which is reported in the literature, is the increase in the mean measurement error with an increasing tilt angle of the endoscope tip. In this study a semirigid endoscope with a straight view was used with perpendicular visualization of the larynx and trachea by transoral approach. However, the system specification indicates a maximum increase of 2% of the measurement error at 30° tilt angle of the endoscope. Due to the fact that this system would be available with a flexible endoscope, too, it is suitable for the transoral approach in TORS, as a perpendicular view can always be ensured. Although the system offers many advantages, a typical problem of laser-based endoscopic measurement is not solved. These are reflection highlights on glossy mucosal surfaces, which impede the automatic detection of the laser beam points. This has not been described for laser-based measurement only, but for 3D endoscopic laparoscopic measurement, too [1, 29]. A reduced intensity of the illumination helps to solve this problem.

## 5. Conclusion

Integrated multipoint-laser endoscopic measurement is a promising technical supplement, with potential use in diagnostic endoscopy and transoral endoscopic surgery in daily practice. In particular, for TLM and TORS, this tool is an option for the exact preoperative measurement of a lesion or the exact description of the extent of the surgical resection area. Other applications include diagnostic endoscopy evaluation of tracheal stenoses or macroscopic determination of tumor surface reduction during response evaluation to induction chemotherapy.

## Conflict of Interests

All authors declare that they have no conflict of interests.

## Acknowledgments

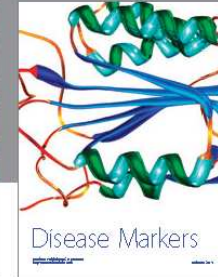
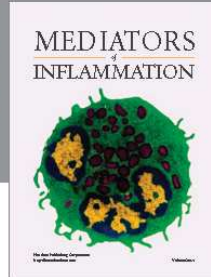
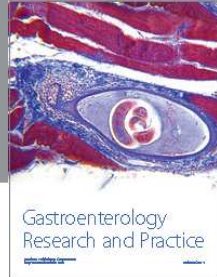
The authors thank Mrs. I. Gollnick and Mr. F. Munz from the company Karl Storz GmbH & Co. KG for the supply of the Techno Pack X and the technical support. The authors

acknowledge support from the German Research Foundation (DFG) and Universität Leipzig within the program of Open Access Publishing.

## References

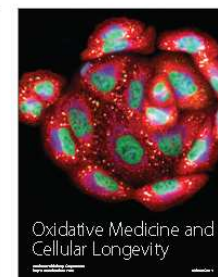
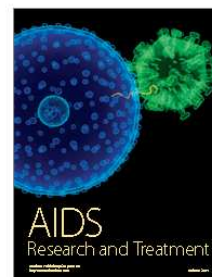
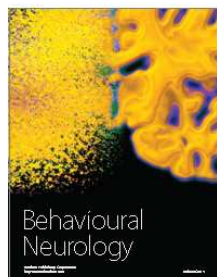
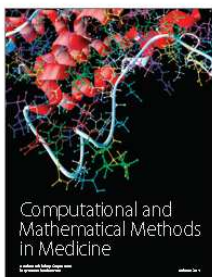
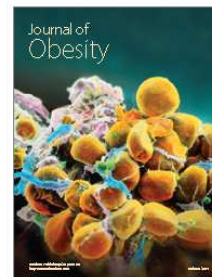
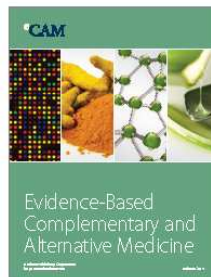
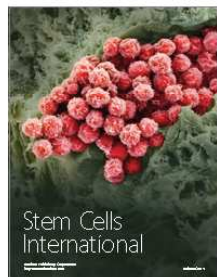
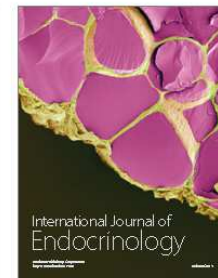
- [1] H. Nakatani, K. Abe, A. Miyakawa, and S. Terakawa, "Three-dimensional measurement endoscope system with virtual rulers," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 12, no. 5, Article ID 051803, 2007.
- [2] G. K. Sharma, A. Foulad, and S. P. Verma, "A novel device for measurement of subglottic stenosis in 3 dimensions during suspension laryngoscopy," *JAMA Otolaryngology: Head & Neck Surgery*, vol. 141, no. 4, pp. 377–381, 2015.
- [3] H. E. Calloway, J. S. Kimbell, S. D. Davis et al., "Comparison of endoscopic versus 3D CT derived airway measurements," *Laryngoscope*, vol. 123, no. 9, pp. 2136–2141, 2013.
- [4] E. Bernal, S. Casado, Ó. G. Grasa, J. M. M. Montiel, and I. Gil, "Computer vision distance measurement from endoscopic sequences: prospective evaluation in laparoscopic ventral hernia repair," *Surgical Endoscopy*, vol. 28, no. 12, pp. 3506–3512, 2014.
- [5] Q. Leng and H.-Y. Jin, "Measurement system that improves the accuracy of polyp size determined at colonoscopy," *World Journal of Gastroenterology*, vol. 21, no. 7, pp. 2178–2182, 2015.
- [6] F. Mourgues, F. Devernay, and E. Coste-Maniere, "3D reconstruction of the operating field for image overlay in 3D endoscopic surgery," in *Proceedings of the IEEE and ACM International Symposium on Augmented Reality (ISAR '01)*, pp. 191–192, New York, NY, USA, October 2001.
- [7] T. Thormaehlen, H. Broszio, and P. N. Meier, "Three-dimensional endoscopy," in *Falk Symposium No 124, Medical Imaging in Gastroenterology and Hepatology*, F. Hagemüller, H.-G. Musmann, M. P. Manns, and J. F. Riemann, Eds., pp. 199–211, Kluxer Academic Publishers, Dordrecht, The Netherlands, 2002.
- [8] A. Nakano, K. Mishima, R. Shiraishi, and Y. Ueyama, "Quantitative analysis of velopharyngeal movement using a stereoscope: accuracy and reliability of range images," *Computer Aided Surgery*, vol. 20, no. 1, pp. 29–33, 2015.
- [9] Y. Iwahori, C. Rouveyrol, R. J. Woodham, Y. Adachi, and K. Kasugai, "Recovering 3-D shape based on light fall-off stereo under point light source illumination and perspective projection," in *Knowledge-Based and Intelligent Information and Engineering Systems: 14th International Conference, KES 2010, Cardiff, UK, September 8–10, 2010, Proceedings, Part III*, R. Setchi, I. Jordanov, R. J. Howlett, and L. C. Jain, Eds., vol. 6278 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 81–88, Springer, Berlin, Germany, 2010.
- [10] O. Vogel, M. Breuß, and J. Weickert, "A direct numerical approach to perspective shape-from-shading," in *Proceedings of the Vision, Modeling, and Visualization Conference (VMV '07)*, pp. 91–100, Saarbrücken, Germany, November 2007.
- [11] S. Tsuda, Y. Iwahori, M. K. Bhuyan, R. J. Woodham, and K. Kasugai, "Recovering 3D shape with absolute size from endoscope images using rbf neural network," *International Journal of Biomedical Imaging*, vol. 2015, Article ID 109804, 11 pages, 2015.
- [12] Y. Iwahori, S. Tsuda, A. Wang, R. J. Woodham, M. K. Bhuyan, and K. Kasugai, "Shape modification from endoscope images by regression analysis," *International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering*, vol. 10, no. 9, pp. 199–210, 2015.

- [13] G. Schade, R. Leuwer, M. Kraas, B. Rassow, and M. M. Hess, "Laryngeal morphometry with a new laser 'clip on' device," *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 34, no. 5, pp. 363–367, 2004.
- [14] R. R. Patel, K. D. Donohue, D. Lau, and H. Unnikrishnan, "In vivo measurement of pediatric vocal fold motion using structured light laser projection," *Journal of Voice*, vol. 27, no. 4, pp. 463–472, 2013.
- [15] W. V. Dörffel, Y. T. Sugano, D. Stalling et al., "Laser-based endoscopic measurement of airway dimensions," *Pneumologie*, vol. 57, no. 9, pp. 503–509, 2003.
- [16] A. Müller, "Modern diagnostics of tracheal stenosis," *Laryngo-Rhino Otologie*, vol. 83, no. 6, pp. 381–386, 2004.
- [17] C. E. Silver, J. J. Beitler, A. R. Shaha, A. Rinaldo, and A. Ferlito, "Current trends in initial management of laryngeal cancer: the declining use of open surgery," *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, vol. 266, no. 9, pp. 1333–1352, 2009.
- [18] A. H. Mendelsohn and M. Remacle, "Transoral robotic surgery for laryngeal cancer," *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, vol. 23, no. 2, pp. 148–152, 2015.
- [19] B. B. Lörincz, C. Busch, N. Möckelmann, and R. Knecht, "Feasibility and safety of transoral robotic surgery (TORS) for early hypopharyngeal cancer: a subset analysis of the Hamburg University TORS-trial," *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, vol. 272, no. 10, pp. 2993–2998, 2015.
- [20] S. Mattheis and S. Lang, "A new flexible endoscopy-system for the transoral resection of head and neck tumors," *Laryngo-Rhino-Otologie*, vol. 9, no. 1, pp. 25–28, 2015.
- [21] <http://www.medical-equipment.cz/soubory/katalogy/storz/technologie-mereni.pdf>.
- [22] C. Margulies, B. Krevsky, and M. F. Catalano, "How accurate are endoscopic estimates of size?" *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 40, no. 2, part 1, pp. 174–177, 1994.
- [23] P. A. Massaro, M. Abdolell, and R. W. Norman, "Assessing the accuracy of endoscopic estimates of lesion size in urology using in vitro models of the urinary tract," *Journal of Endourology*, vol. 27, no. 9, pp. 1166–1171, 2013.
- [24] N. Vakil, W. Smith, K. Bourgeois, E. C. Everbach, and K. Knyrim, "Endoscopic measurement of lesion size: improved accuracy with image processing," *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 40, no. 2 I, pp. 178–183, 1994.
- [25] B. Hofstad, M. Vatn, S. Larsen, H. S. Huitfeldt, and M. Osnes, "In situ measurement of colorectal polyps to compare video and fiberoptic endoscopes," *Endoscopy*, vol. 26, no. 5, pp. 461–465, 1994.
- [26] D. Mintz, V. Falk, and J. K. Salisbury, "Comparison of three high-end endoscopic visualization systems on telesurgical performance," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2000*, S. L. Delp, A. M. DiGioia, and B. Jaramaz, Eds., vol. 1935 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 385–394, Springer, Berlin, Germany, 2000.
- [27] M. Yamaguchi, Y. Okazaki, H. Yanai, and T. Takemoto, "Three-dimensional determination of gastric ulcer size with laser endoscopy," *Endoscopy*, vol. 20, no. 5, pp. 263–266, 1988.
- [28] K. Oka, T. Seki, T. Akatsu, T. Wakabayashi, K. Inui, and J. Yoshino, "Clinical study using novel endoscopic system for measuring size of gastrointestinal lesion," *World Journal of Gastroenterology*, vol. 20, no. 14, pp. 4050–4058, 2014.
- [29] S. Bodenstedt, M. Wagner, B. Mayer et al., "Image-based laparoscopic bowel measurement," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2015.



# Hindawi

Submit your manuscripts at  
<http://www.hindawi.com>



### **3 Zusammenfassung**

Publikationspromotion zur Erlangung des akademischen Grades Dr. med. dent. an der Medizinischen Fakultät der Universität Leipzig

„Laser-endoskopische Vermessung der oberen Atemwege mit einem Multipoint-Laser-Endoskop“

eingereicht von Marie Neitsch

angefertigt am Universitätsklinikum Leipzig AöR,  
Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde  
Direktor: Prof. Dr. med. Andreas Dietz

Betreuer: Prof. Dr. med. Andreas Dietz  
PD Dr. med. habil. Miloš Fischer

Minimal-invasive Techniken und die roboter-gestützte Chirurgie gewinnen mehr und mehr an Bedeutung in der operativen HNO-Heilkunde. Mit der Zunahme von endoskopischen Operationsmethoden, wie z.B. TLM und TORS rückt nun auch die präoperative Bestimmung der Ausdehnung des Operationsgebietes zunehmend in den Vordergrund. Nur mit exakten Messdaten können auch präzise Operationen durchgeführt werden.

Trotz mehrerer wissenschaftlicher Untersuchungen konnte bisher kein System für die endoskopische Anwendung entwickelt werden, welches sowohl präzise Messwerte als auch eine für den Operateur befriedigende Anwendbarkeit bietet.

Bisherige Studien beschreiben das Prinzip der vergleichenden Messmethodik, wobei ein Referenzkörper bekannter Größe in das Untersuchungsgebiet eingebracht und direkt mit dem zu untersuchenden Bereich verglichen wird. Nachteile hierbei sind jedoch unpräzise Messwerte, das Risiko von Verletzungen durch Einbringen des Fremdkörpers sowie die

Beschränkung auf die starre Endoskopie [8]. Andere Untersuchungen beschreiben die Bildnachbearbeitung endoskopischer Bilder mittels bestimmter Software-Algorithmen. Auch hierbei wird ein Referenzkörper bekannter Größe für die anschließende Bildkalibrierung genutzt [9]. Dadurch kann die für die Endoskopie typische Bildverzerrung nachträglich unterdrückt werden und führt zu einer verbesserten Qualität der Bilder. Nachteile dieser Verfahren sind die notwendige Kalibrierung von Hard- und Software [25] sowie die fehlende Möglichkeit zur Echtzeit-Messung und nicht unerhebliche Messfehler bei unkorrektem Sitz des Referenzkörpers. Auch die Stereo-Endoskopie kommt bei einigen Studien zur Verwendung. Diese ist aufgrund der Größe der Endoskope allerdings bisher ungeeignet für die Anwendung im Bereich der oberen Atemwege [12,13,14]. Studien, mittels photometrischem Stereo eine 3D-Rekonstruktion des zu untersuchenden Bereiches aus endoskopischen Bildern zu erzeugen, wurden ebenfalls publiziert. Diese fanden aber lediglich an künstlichen Körpern oder im GIT statt. [15,16,17,18] Zusätzlich nachteilig ist die lange Bearbeitungszeit, die dem Einsatz im täglichen Gebrauch widerspricht. Dörffel et al. sowie Nakatani et al. beschreiben bereits mithilfe von Laserstrahlen durchgeführte Vermessungen, allerdings sind die vorgestellten Systeme bisher nicht kommerziell erhältlich und bedürfen einer klinischen Geräteevaluation. [7,21,22]

Trotz der o.g. Methoden, gibt es bisher kein ausreichend befriedigendes System, das sowohl verlässliche Messergebnisse als auch die Anwendbarkeit im täglichen Gebrauch erlaubt.

Ziel dieser Arbeit war es, die Genauigkeit und Anwendbarkeit transoraler Endoskopen mit einem vollintegrierten Multipoint-Laser-Endoskop zu überprüfen. Ein Vorteil des bereits kommerziell erhältlichen Endoskops liegt vor allem in der einfachen Anwendung und der Möglichkeit der Echtzeitmessung. Weder zusätzliche Technik noch Bildbearbeitung oder Kalibrierung sind nötig, um eine Messung durchzuführen. Ein Endoskop-Durchmesser unter fünf Millimeter und ein Messvorgang, der keinen Kontakt zur Oberfläche erfordert, erlauben den Einsatz auch ohne erhöhtes Risiko für Verletzungen im Gebiet der oberen Atemwege. Die Untersuchungen zeigten, dass sich diese Messmethode sehr gut für röhrenförmige Objekte eignet. Durch die zusätzliche Rand- und Zentrumbetonung kann dabei auch der für endoskopische Aufnahmen typischen Bildverzerrung entgegengewirkt werden. Neben Abstandsmessungen können Durchmesser-, Tiefen- und Flächenmessung durchgeführt werden [23].

Bezüglich der Genauigkeit zeigte die Studie vergleichbare Ergebnisse zu den Daten aus der Literatur. Der Vergleich zwischen CT- und Laservermessungen ergab sehr gute Korrelationskoeffizienten über 0,9 (Larynx  $r = 0.95$   $p < 0.01$ ; Trachea  $r = 0.93$ ,  $p < 0.01$ ) und einen durchschnittlichen Messfehler von 3.26%. Nur wenige der o.g. Systeme konnten ähnliche Ergebnisse erreichen. Für die Larynxvermessung wurden 95% Übereinstimmungsgrenzen von  $-0,76$  und  $0,93$  kalkuliert. Im Bereich der Trachealvermessung fiel die Streuung jedoch weiter aus. Mögliche Ursache hierfür sind durch Flüssigkeitsspiegel in den trachealen Präparaten unterschätzte CT-Werte. Im Modellversuch wurde ein optimaler Messabstand des Endoskops zum vermessenden Objekt von 5-6 cm festgestellt. Zu ähnlichen Ergebnissen kam auch Nakano et al. bei endoskopischen Untersuchungen velopharyngealer Bewegungen [14].

Nachteilig dagegen ist der weiterhin bestehende Anstieg des Messfehlers mit ansteigendem Kippwinkel, der auch in anderen Studien beschrieben wurde. Die Systembeschreibung gibt allerdings einen maximalen Anstieg des Messfehlers um 2% bei einem  $30^\circ$  Kippwinkel des Endoskops an. Ein weiterer Nachteil sind Reflektions-Glanzpunkte auf spiegelnden, glatten Oberflächen, die das Erkennen der Laserpunkte erschweren. Durch Herabsetzen der Lichtintensität kann dieses Problem teilweise gelöst werden.

Ursachen für die mäßigen Werte der Nasenhöhlenvermessung sind hierbei u.a. in der Methode der Untersuchung zu finden. Das Anschwellen der Nasen-Schleimhäute erfolgt nicht unter linearen Bedingungen. Die prozentuale Zunahme des Durchmessers bei der Laserendoskopie und der Flow-Kurve der Rhinomanometrie sind deshalb nicht direkt vergleichbar. Schlechte Korrelationen zwischen den Untersuchungswerten der beiden Methoden sind die Folge. Weiterhin ist es nahezu unmöglich, das hier verwendete halbstarre Endoskop senkrecht auf die untere Nasenmuschel auszurichten, sodass durch Abweichung vom senkrechten Einfallswinkel keine idealen Messungen erreicht werden können. Die Ergebnisse dieses Versuchsteils lassen den Schluss zu, dass das Verfahren für die Vermessung in der Nase nicht geeignet ist.

Zusammenfassend lässt sich die hier vorgestellte Multipoint-Laser-Endoskopie als eine vielversprechende technische Ergänzung mit potentielltem Gebrauch in der diagnostischen Endoskopie und transoralen Chirurgie einschätzen. In der vorliegenden Studie

wurde ein halbstarres Endoskop mit direktem Blick und senkrechter Visualisierung des zu untersuchenden Bereiches genutzt. Ein vergleichbares System steht ebenfalls als flexibles Endoskop zur Verfügung und erlaubt damit die Anwendung in der TLM und TORS, sofern ein senkrechter Blick auf das OP-Gebiet gesichert ist. Präzise präoperative Messungen würden die spätere operative Entfernung von Läsionen begünstigen und somit ggf. das chirurgische Ergebnis optimieren. Weitere Anwendungsbereiche stellen neben der Verlaufskontrolle benigner Läsionen auch die endoskopische Beurteilung subglottischer und trachealer Stenosen sowie die makroskopische Evaluierung der Tumor-Oberflächenreduktion während einer Induktions-Chemotherapie dar.



## 4 Literaturverzeichnis

1. Pschyrembel W., Dornblüth O: *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*. 261. Auflg. ; de Gruyter, Berlin 2007, S.1849, ISBN978-3-11-019126-4
2. Müller A. Modern diagnostics of tracheal stenosis. *Laryngorhinootologie*. 2004 Jun;83(6): 381-6
3. [http://www.awmf.org/uploads/tx\\_szleitlinien/017-0611\\_S1\\_Tracheo\\_Bronchoskopie\\_2015-07.pdf](http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/017-0611_S1_Tracheo_Bronchoskopie_2015-07.pdf)
4. Silver CE, Beitler JJ, Shaha AR, Rinaldo A, Ferlito A. Current trends in initial management of laryngeal cancer: the declining use of open surgery. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2009 Sep;266(9):1333-52
5. Mendelsohn AH, Remacle M. Transoral robotic surgery for laryngeal cancer. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2015 Apr;23(2):148-52
6. Lörincz BB, Busch CJ, Möckelmann N, Knecht R. Feasibility and safety of transoral robotic surgery (TORS) for early hypopharyngeal cancer: a subset analysis of the Hamburg University TORS-trial. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2014 Sep 13. [Epub ahead of print]
7. Nakatani H, Abe K, Miyakawa A, Terakawa S. Three-dimensional measurement endoscope system with virtual rulers. *J Biomed Opt*. 2007 Sept-Oct; 12(5):051803
8. Sharma GK, Foulad A, Verma SP. A novel device for measurement of subglottic stenosis in 3 dimensions during suspension laryngoscopy. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*. 2015 Apr;141(4):377-81
9. Calloway HE, Kimbell JS, Davis SD, Retsch-Bogart GZ, Pitkin EA, Abode K, Superfine R, Zdanski CJ. Comparison of endoscopic versus 3D CT derived airway measurements. *Laryngoscope*. 2013 Sep;123(9):2136-41
10. Bernal E, Casado S, Grasa ÓG, Montiel JM, Gil I. Computer vision distance measurement from endoscopic sequences: prospective evaluation in laparoscopic ventral hernia repair. *Surg Endosc*. 2014 Dec;28(12):3506-12
11. Leng Q, Jin HY. Measurement system that improves the accuracy of polyp size determined at colonoscopy. *World J Gastroenterol*. 2015;21(7):2178-82
12. Mourgues F, Devernay F, Coste-Maniere E. 3D reconstruction of the operating field for image overlay in 3D-endoscopic surgery. In: *Proceedings of the IEEE and ACM*

- International Symposium on Augmented Reality (ISAR '01), pp. 191-2, New York, NY, USA
13. Thormaehlen T, Broszio H, Meier PN. Three-Dimensional Endoscopy. In: Falk Symposium 124 Medical Imaging in Gastroenterology and Hepatology. F. Hagemüller, Musmann H.-G., Manns MP, Riemann JF Eds., Kluxer Academic Publishers, Dordrecht/Boston/London, 2002, ISBN 0-7923-8774-0, pp. 199-211
  14. Nakano A, Mishima K, Shiraishi R, Ueyama Y. Quantitative analysis of velopharyngeal movement using a stereoendoscope: accuracy and reliability of range images. *Comput Aided Surg.* 2015;20(1):29-33
  15. Iwahori Y, Rouveyrol C, Woodham RJ, Adachi Y, Kasugai K. Recovering 3-D shape based on Light Fall-Off Stereo under Point Light Source Illumination and Perspective Projection. In: R. Setchi et al. (Eds.): KES 2010, Part III, LNAI 6278, pp. 81-88, 2010, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg
  16. Vogel O, Breuß M, Weickert J. A direct numerical approach to perspective shape-from-shading. In: Proceedings of the Vision, Modeling, and Visualization Conference (VMV '07), pp. 91-100, Saarbrücken, Germany, November 2007
  17. Tsuda S, Iwahori Y, Bhuyan MK, Woodham RJ, Kasugai K. Recovering 3D Shape with Absolute Size from Endoscope Images Using RBF Neural Network. *Int J Biomed Imaging.* 2015;2015:109804
  18. Iwahori Y, Tsuda S, Wang A, Woodham RJ, Bhuyan MK, Kasugai K. Shape Modification from Endoscope Images by Regression Analysis. *International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering.* 2015;10(9): 199-210
  19. Schade G, Leuwer R, Kraas M, Rassow B, Hess MM. Laryngeal morphometry with a new laser 'clip on' device. *Lasers Surg Med.* 2004;34(5):363-7
  20. Patel RR, Donohue KD, Lau D, Unnikrishnan H. In Vivo measurement of pediatric vocal fold motion using structured light laser projection. *J Voice.* 2013 Jul;27(4):463-72
  21. Dörffel WV, Sugano YT, Stalling D, Coconu L, Hentschel D, Linss G, Witt Ch. Laser-based endoscopic measurement of airway dimensions. *Pneumologie.* 2003 Sep;57(9):503-9
  22. Müller A. Modern diagnostics of tracheal stenosis. *Laryngorhinootologie.* 2004 Jun;83(6):381-6
  23. <http://www.medical-equipment.cz/soubory/katalogy/storz/technologie-mereni.pdf>

24. W.Arnold, U.Ganzer.: Checkliste HNO – Heilkunde, 4.Aufl. (ISBN 3-13-740204-2) ©  
Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2005: 64
25. Vakil N, Smith W, Bourgeois K, Everbach EC, Knyrim K. Endoscopic measurement  
of lesion size: improved accuracy with image processing. *Gastrointest Endosc.* 1994  
Mar-Apr;40(2 Pt 1):178-83

# Eigenständigkeitserklärung


## Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen\* genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren.

\*Die Betreuung dieser Arbeit erfolgte durch Prof. Dr. med. Andreas Dietz und PD Dr. med. habil. Miloš Fischer.

Leipzig, den 03.08.2016

---



---

Marie Neitsch

# Lebenslauf

## PERSÖNLICHE DATEN

Marie Neitsch

Geboren am 21.02.1989 in Borna

## AKADEMISCHE AUSBILDUNG

10/2012                      Erteilung der Approbation

10/2007-10/2012        Studium der Zahnmedizin an der Medizinischen Fakultät, Universität  
Leipzig

## BERUFLICHE ENTWICKLUNG

seit 03/2015              Tätigkeit als Angestellte Zahnärztin in Praxis Dr. Fischer in Zwenkau

03/2013-02/2015        Tätigkeit als Assistenz Zahnärztin in Praxis Dr. Petra Franke und ZÄ  
Alexandra Franke in Berlin

## PUBLIKATIONEN

Neitsch M, Horn I-S, Hofer M, Dietz A, Fischer M (2016): Integrated Multipoint-Laser  
Endoscopic Airway Measurements by Transoral Approach. BioMed Research International,  
Volume 2016, epub ahead of print, Article ID 6838697,  
<http://dx.doi.org/10.1155/2016/6838697>

## **Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich mich bei den Personen bedanken, welche die Entstehung und den Erfolg dieser Arbeit ermöglicht und gesichert haben.

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Andreas Dietz, Klinikdirektor der Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde am Universitätsklinikum Leipzig für das Überlassen des Promotionsthemas.

Des Weiteren möchte ich mich natürlich ganz besonders bei meinem Betreuer Herrn PD Dr. med. habil. Miloš Fischer bedanken. Durch seine stetige Motivation sowohl in fachlicher als auch menschlicher Hinsicht konnte diese Arbeit entstehen.

Zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken, die mich sowohl in der gesamten Zeit des Studiums als auch während der Arbeit an der Dissertation tatkräftig unterstützt und immer wieder aufgemuntert haben.