

# **Bionische Entwicklung eines selbstregulierenden Doppelklappenventils nach Vorbild der *laryngealen Doppelventilfunktion*\***

## **Biomimetic Development of a self-regulating Double Clack Valve designed after the *laryngeal Double Valve Function***

Kelterer W.<sup>1,2</sup>, Dörge T.<sup>1</sup>, Dupré M.<sup>3</sup>, Eckermann C.<sup>3</sup>, Nazaradeh F.<sup>3</sup>, Poppendieck W.<sup>1</sup>, Steltenkamp S.<sup>1,4</sup> Hoffmann K.-P.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Fraunhofer IBMT, St. Ingbert, Deutschland

<sup>2</sup>Hochschule Bremen, Bremen, Deutschland

<sup>3</sup>Proth-O-Type GmbH, Bottrop, Deutschland

<sup>4</sup>present address: Centre of Advanced European Studies and Research, Bonn, Germany

Corresponding author: keltererwiebke@googlemail.com

### **Kurzfassung**

Der Kehlkopf ist ein vielseitiges Organ, dessen Hauptfunktion die Phonation und die Trennung der Atem- und Speisewege ist. Die Stimmfalten (VF) und die Taschenfalten (FVF) bilden außerdem das laryngeale Doppelventil, wodurch der intraabdominelle Druck aufgebaut werden kann. Mit dem Verlust des Kehlkopfes unterliegen die Betroffenen vielen Einschränkungen, unter anderem verlieren sie auch die Fähigkeit, intraabdominellen Druck aufzubauen.

Die Entwicklung eines selbstregulierenden Doppelklappenventils, welches in einer funktionalen Kehlkopfprothese seine Anwendung finden soll, ist das Thema dieser Arbeit. Das Ventil wurde nach dem Vorbild der laryngealen Doppelventilfunktion entworfen. Ein Demonstrator mit einem erweiterten und einem reduzierten Inlet wurde entwickelt, welcher den Kehlkopf und seine Stimm- und Taschenfalten als Klappen darstellt.

Tests mit dem reduzierten Inlet zeigten, dass die Taschenklappen (FVC) während der Ausatmung und die Stimmklappen (VC) während Einatmung schlossen. Im Gegensatz dazu zeigten Tests mit dem erweiterten Inlet, dass die VC bei der Ausatmung und die FVC bei der Einatmung geschlossen wurden. In einer entsprechenden Strömungssimulation wurden die Winkel der VC und der FVC, der Abstand beider Klappen und die Anströmgeschwindigkeit gegeneinander variiert. In einigen Simulationen traten Wirbel zwischen den Klappen auf, welche den Schluss auf eine Druckerhöhung auf das jeweilige Klappenpaar zulassen. Die Wirbel traten signifikant öfter bei den Simulationen mit reduziertem Inlet auf.

Es konnte gezeigt werden, dass das Prinzip des entwickelten Ventils funktioniert, wenn das reduzierte Inlet verwendet wird. Darüber hinaus entspricht das reduzierte Inlet dem natürlichen Vorbild besser, als das erweiterte Inlet. Das entwickelte selbstregulierende Doppelklappenventil stellt einen wichtigen Grundstein für zukünftige Arbeiten an der funktionalen Kehlkopfprothese dar und weist somit den Weg für neue Behandlungsmethoden.

### **Abstract**

The human larynx is a miscellaneous organ, which main functions are phonation, protection, and regulation of the air ways. The VF and the FVF make up the laryngeal double valve that is required for the ability of building up the abdominal pressure. With the loss of the larynx, the person concerned suffers from many handicaps, amongst others, the disability to build up abdominal pressure.

The development of a self-regulating double clack valve for a functional laryngeal prosthesis is the subject of this thesis. The valve was designed to imitate the laryngeal double valve function. A model with a narrow and a wide inlet was built to abstract the larynx and its vocal folds and false vocal folds as clacks.

When using the narrow inlet model, it was shown, that the FVC were closed during expiration, whereas the VC were closed during inspiration. Whereas using the wide inlet demonstrated that the VC were closed during expiration and the FVC were closed during inspiration. To simulate fluid flow the angle of the VC and of the FVC, the distance between both clacks and the flow rate were altered against each other. During certain simulations vortices were built between the clacks, which build up pressure upon the particular clack and initiated the closure. Vortices occurred significantly more often during simulations with a narrow inlet than a wide one.

The developed "two way clack valve" was shown to be working well while using the narrow inlet. Furthermore the narrow inlet model describes the natural conditions in the human larynx more appropriate than the wide one. The designed valve represents a fundament for future work on the functional laryngeal prosthesis.

---

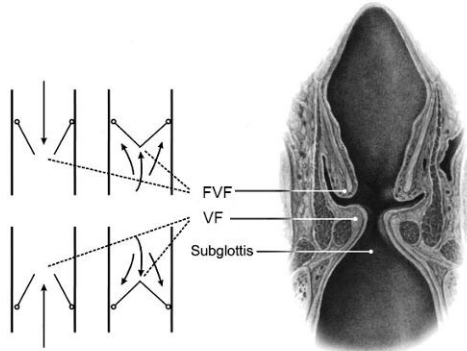
\*Diese Arbeit wurde am Fraunhofer Institut für Biomedizinische Technik durchgeführt

# 1 Einleitung

In Deutschland erkranken etwa 4000 Menschen jährlich an Kehlkopfkrebs [1], bei 3000 Menschen muss jährlich in Folge dessen der Kehlkopf komplett entfernt werden [2]. Der Kehlkopf ist ein multifunktionales Organ, welches den Menschen nicht nur zur Phonation befähigt und die Atemwege von den Speisewegen trennt [3], sondern auch zum Aufbau des intraabdominellen Drucks benötigt wird. Der intraabdominelle Druck wird bei verschiedenen körperlichen Tätigkeiten (z.B. Heben schwerer Gegenstände, Defäkation, etc.) unwillkürlich aufgebaut und dient der Stabilisierung der Wirbelsäule [4].

Das in dieser Arbeit vorgestellte selbstregulierende Doppelklappenventil soll den ersten Grundstein für die Prothese von Nazaradeh et al [5] legen. Anforderungen an die Ventileinheit sind das Schließen des Ventils bei erhöhter Atemgeschwindigkeit und eine möglichst mechanische Funktionalität.

Als biologisches Vorbild zur Entwicklung des Ventils diente die laryngeale Doppelventilfunktion nach Pressman (beschrieben in [6], siehe Abbildung 1).



**Abbildung 1:** Laryngeale Doppelventilfunktion. *Rechts:* Coronaler Querschnitt des Kehlkopfes in der glottischen Region. *Links:* Laryngeale Doppelventilfunktion nach Pressman (beschrieben in [6]). Die Zeichnung zeigt ein Schließen der Stimmfalten (VF) während der Einatmung und ein Schließen der Taschenfalten (FVF) während der Ausatmung. (Verändert nach [6])

Das laryngeale Doppelventil beschreibt den Aufbau eines Überdrucks in der Lunge durch Schließen der FVF während der Ausatmung und den Aufbau eines Unterdrucks in der Lunge durch Schließen der VF während der Einatmung [4].

Die Theorie des laryngealen Doppelventils wurde in dieser Arbeit abstrahiert und in die Praxis umgesetzt. Es wurde ein mechanisch vollfunktionsfähiges Klappenventil entwickelt und seine Funktionalität praktisch und theoretisch bestätigt. Klappenventile sind in der Industrie bereits fest etabliert. Unterschieden werden kann hier zwischen Durchgangsklappenventilen und Ventilen mit Rückschlagklappen. Mit Durchgangsklappenventilen wird die Menge an durchströmendem Fluid geregelt. Ventile mit Rückschlagklappen hingegen lassen nur Ströme in eine Richtung zu [7].

# 2 Material und Methoden

Die Funktionsweise des entwickelten Ventils wird zum einen praktisch, anhand eines Demonstrators, zum anderen theoretisch, anhand einer vereinfachten Strömungssimulation betrachtet. Im Folgenden werden die Entstehung und das Testen des Demonstrators, sowie die Strömungssimulation beschrieben.

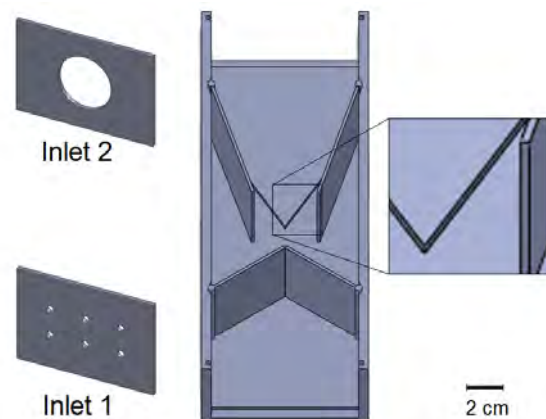
## 2.1 Bemaßung des Kehlkopfes

Mit dem Bildverarbeitungsprogramm *ImageJ* (Wayne Rasband, Version 1.42q, National Institute of Health, USA) wurden die Größenverhältnisse der Morphologie des Kehlkopfes gemäß Abbildung 1 ermittelt. Mit der CAD-Software *SolidWorks* (Student Design Kit Version 2010, SolidWorks Corp., USA) wurde aus den gewonnenen Daten der Kehlkopf abstrahiert und vereinfacht dargestellt (siehe Abbildungen 2 und 3).

## 2.2 Erstellung und Betestung des Demonstrators

Die abstrahierte Darstellung des Kehlkopfes wurde weiterentwickelt, um einen mechanisch funktionsfähigen Demonstrator zu erhalten. So wurden die VF und FVF zu Stimmklappen (VC) und Taschenklappen (FVC). Außerdem wurden zwei verschiedene Inlets (Strömungseingänge) entworfen, die für unterschiedliche Strömungsprofile sorgen. Mit Inlet 1 (Abbildung 2, links unten), wurde eine Anströmung über eine größere Breite erreicht, während mit Inlet 2 (Abbildung 2, links oben) das Ventilsystem mit einem schmaleren Strömungsprofil angesprochen wird. Um ein reibungsfreies Schließen der Klappen zu ermöglichen, wurden die Klappen so entworfen, dass sie sich 3 mm über dem Boden des Demonstrators bewegen. Ein Absatz (Abbildung 2, rechts) diente als Stopp und Abdichtung für das Schließen der Klappen.

Der Demonstrator wurde auf eine maximale Größe von 200 mm Länge skaliert und anschließend mit dem 3D-Drucker („Dimension Elite“, Stratsys, Inc., USA) bei einer Genauigkeit von 0,178 µm ausgedruckt.



**Abbildung 2:** Schematische Darstellung des Demonstrators. *Links oben:* reduziertes Inlet (2). *Links unten:* erweitertes Inlet (1). *Mitte:* Ventil mit zwei Klappenpaaren und zwei Nuten für die Inlets. *Rechts:* Nahansicht des Absatzes für ein reibungsfreies Schließen der Klappen.

Der Demonstrator wurde mit jedem Inlet von jeder Eingangsseite getestet, um die Ein- und Ausatmung zu simu-

lieren. Beide Inlets wurden mit einem passenden Druckluftschlauch verbunden und mit Druckluft angeströmt. Der Druck wurde während des Testdurchgangs gleichmäßig erhöht.

### 2.3 Strömungssimulation

Für die Erstellung des 2D-Strömungskanal für die Simulation wurden die gleichen Daten verwendet, die zur Erstellung des Demonstrators herangezogen wurden (siehe 2.1).

Folgende Parameter wurden entsprechend dem Vorbild der Natur gegeneinander variiert:  $\alpha$  (Winkel der FVF),  $\beta$  (Winkel der VF),  $d$  (Abstand zwischen VF und FVF) sowie  $v_{1/2}$  (Anströmgeschwindigkeit und -richtung)

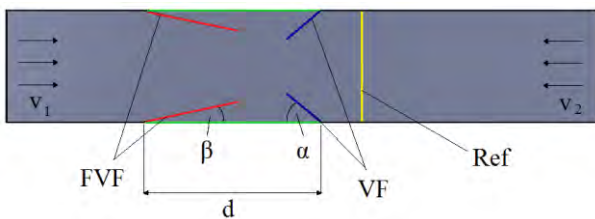
Außerdem wurden ein erweitertes und ein reduziertes Inlet gegenübergestellt. Aus Tabelle 1 können die verwendeten Werte entnommen werden.

**Tabelle 1:** Werte zu den verschiedenen Parametern in der Strömungssimulation. Je Simulation wurden zwei Parameter variiert und zwei Parameter konstant gehalten (vgl. Tabelle 2). Die Werte der jeweils konstanten Parameter sind hier fett gedruckt.

Parameter	Wert 1	Wert 2	Wert 3	Quelle
$\alpha$ [°]	30	<b>40</b>	50	[s. 2.1]
$\beta$ [°]	12	<b>17</b>	22	[s. 2.1]
$d$ [mm]	19	<b>21,5</b>	24	[s. 2.1]
$v$ [m s <sup>-1</sup> ]	0,2	0,7	<b>1,2</b>	[8]

Die Strömungssimulation wurde mit dem Tool *FloXpress* von *SolidWorks* durchgeführt. Der Kanal für die Strömungssimulation hat jeweils nur ein Inlet und ein Outlet; die Größe des Inlets ist in der Simulation vorgegeben, das Outlet liegt dem Inlet gegenüber und geht über die gesamte Breite (kurze Seite in Abbildung 3) des Kanals. Die seitliche Begrenzung längs des Kanals wurde als fluidundurchlässig definiert, ebenso die Klappen.

Für die Auswertung der Strömungssimulation wurden nur beidseitige Wirbel registriert, halbseitige als unvollständige Wirbel in den Messungen verworfen.



**Abbildung 3:** Variable Parameter und Bemaßung für die Strömungssimulation. Die blaue Linie stellt die VF dar, mit dem dazugehörigen Winkel  $\alpha$ . Die rote Linie stellt die FVF dar, mit dem dazugehörigen Winkel  $\beta$ . Die grüne Linie  $d$  beschreibt den Abstand zwischen VF und FVF.  $v_1$  („Einatmung“) und  $v_2$  („Ausatmung“) stellen die Anströmgeschwindigkeit dar; es wird jeweils nur von einer Seite angeströmt. Die gelbe Linie („Ref“) dient als Skalierungswert aus [9].

## 3 Ergebnisse

Es wurden große Unterschiede zwischen reduziertem und erweitertem Inlet festgestellt, wobei die Ergebnisse des Tests sowohl mit dem Demonstrator als auch mit der Strömungssimulation übereinstimmen.

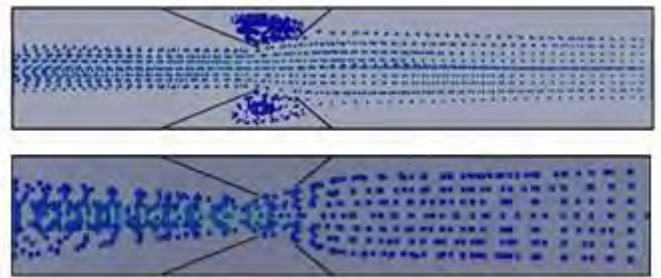
### 3.1 Demonstrator

Der Test mit dem Demonstrator ergab, dass sich bei Verwendung des erweiterten Inlets nur die FVC bei Einatmung ( $v_1$ ) schlossen, während sich nur die VC bei Ausatmung ( $v_2$ ) schlossen. Anders verhielt es sich bei Verwendung des reduzierten Einlasses. Bei Einatmung schlossen sich nur die VC und bei Ausatmung nur die FVC.

### 3.2 Strömungssimulation

Durch die Strömungssimulationen konnte eine mögliche Erklärung für das Verhalten des Demonstrators bei reduziertem und erweitertem Einlass gezeigt werden.

Exemplarisch ist in Abbildung 4 ein Auszug aus den Ergebnissen dargestellt. Es entstanden bei den Simulationen mit reduziertem Inlet signifikant öfter Wirbel zwischen den Klappen als bei erweitertem Inlet (vgl. Tabelle 2).



**Abbildung 4:** Exemplarischer Auszug aus den Ergebnissen der Simulation 11 (siehe Tabelle 2). Der Winkel  $\beta$  wurde gegen die Anströmgeschwindigkeit  $v_2$  variiert (Anströmung von rechts). *Oben:* reduziertem Inlet. *Unten:* erweitertem Inlet. Ein Vergleich beider Inlets zeigt, dass bei dem reduzierten Inlet starke Wirbel auftreten, bei dem erweiterten Inlet dagegen keine.

In Tabelle 2 ist eine zusammengefasste Ergebnisübersicht aller Simulationen dargestellt. Bei der Auswertung der Simulationen wurde zwischen starken und leichten Wirbeln unterschieden.

**Tabelle 2:** Ergebnisübersicht der Strömungssimulation. „erw.“: erweitertes Inlet; „red.“: reduziertes Inlet;  $\alpha$ : Winkel der Taschenklappen;  $\beta$ : Winkel der Stimmklappen;  $d$ : Abstand zwischen den Klappen;  $v_1$ : Anströmgeschwindigkeit Einatmung;  $v_2$ : Anströmgeschwindigkeit Ausatmung.

Simulation (Nr., Inlet)	variable Parameter	konstante Parameter	Anzahl Wirbel (stark / leicht)
1, erw.	$\alpha, \beta$	$v_1, d$	0 / 0
2, erw.	$\alpha, v_1$	$\beta, d$	0 / 2
3, erw.	$\alpha, d$	$\beta, v_1$	2 / 0
4, erw.	$v_1, d$	$\alpha, \beta$	0 / 1
5, erw.	$\beta, v_1$	$\alpha, d$	0 / 2
6, erw.	$\beta, d$	$\alpha, v_1$	0 / 0
7, erw.	$\alpha, \beta$	$v_2, d$	0 / 0
8, erw.	$\alpha, v_2$	$\beta, d$	0 / 0
9, erw.	$\alpha, d$	$\beta, v_2$	0 / 0
10, erw.	$v_2, d$	$\alpha, \beta$	0 / 0
11, erw.	$\beta, v_2$	$\alpha, d$	0 / 0
12, erw.	$\beta, d$	$\alpha, v_2$	0 / 0
1, red.	$\alpha, \beta$	$v_1, d$	2 / 0
2, red.	$\alpha, v_1$	$\beta, d$	2 / 0
3, red.	$\alpha, d$	$\beta, v_1$	2 / 1

Simulation (Nr., Inlet)	variable Parameter	konstante Parameter	Anzahl Wirbel (stark / leicht)
4, red.	$v_1, d$	$a, \beta$	0 / 0
5, red.	$\beta, v_1$	$a, d$	0 / 0
6, red.	$\beta, d$	$a, v_1$	0 / 0
7, red.	$\alpha, \beta$	$v_2, d$	1 / 1
8, red.	$\alpha, v_2$	$\beta, d$	1 / 0
9, red.	$\alpha, d$	$\beta, v_2$	1 / 0
10, red.	$v_2, d$	$\alpha, \beta$	0 / 0
11, red.	$\beta, v_2$	$a, d$	2 / 1
12, red.	$\beta, d$	$\alpha, v_2$	2 / 1

Bei erweitertem Inlet traten insgesamt 2 starke und 5 leichte Wirbel auf. Die starken Wirbel entstanden jeweils bei  $\alpha = 50^\circ$ ; die leichten bei  $v_1 = 0,2 \text{ m s}^{-1}$ .

Bei reduziertem Inlet traten 15 starke und 4 leichte Wirbel auf. Die starken und die leichten Wirbel entstanden hauptsächlich (11 von 15, bzw. 4 von 4) bei  $\alpha = 50^\circ$  und bei  $\beta = 22^\circ$ .

## 4 Diskussion

Eine Erklärung in dem unterschiedlichen Verhalten der Klappen bei erweitertem und reduziertem Einlass liegt möglicherweise im Auftreten des Bernoulli-Effektes. Bei den Simulationen und Tests mit erweitertem Inlet stellen die zuerst angeströmten Klappen vordergründig eine Düse dar, durch welche das hindurchströmende Fluid beschleunigt wird.

Durch die erhöhte Geschwindigkeit wird der Druck zwischen den Klappen niedriger als hinter den Klappen. Der so entstandene Unterdruck zieht die Klappen zusammen und sie schließen sich. Durch das nachströmende Fluid werden sie jedoch wieder auseinander gestoßen. In Folge dessen öffnen und schließen sich die Klappen in ständigem Wechsel, ein kompletter Verschluss findet nicht statt. In den Simulationen und Tests mit reduziertem Inlet tritt der Bernoulli-Effekt nur zu einem Bruchteil auf. Die Fläche der Klappen, die den Freistrahlen verengen und somit als Düse dienen ist viel kleiner. In Folge dessen wird das Fluid weniger stark beschleunigt, der daraus resultierende Unterdruck ist nicht so groß, wie bei dem erweiterten Inlet; die Klappen schließen sich nicht. Hinter den Klappen reißt die Strömung ab (Totwasser), es entstehen Wirbel hinter den Klappen. Der Druck durch das Totwasser auf die hinteren Klappen wird durch das nachströmende Fluid stetig erhöht und regt die hinteren Klappen so zum Schließen an. Hinzu kommt, dass sich der austretende Freistrahle zunächst verjüngt, anschließend aber erweitert, so dass der Freistrahle nun auch direkt auf die Außenkanten der hinteren Klappen drückt und so aktiv zum Schließen der Klappen beiträgt. Je höher die ausgeübte Kraft auf die Außenkanten der Klappen ist, desto eher und fester werden die Klappen geschlossen. (Grundlagen zur Strömungsmechanik entnommen aus [10].)

## 5 Schlussfolgerung

Der Test mit Inlet 1 (erweitert) zeigt, dass sich das jeweils in Strömungsrichtung vordere Klappenpaar im periodischen Wechsel schloss und öffnete. Der Test mit Inlet 2 (reduziert) wiederum zeigte den gegenteiligen Effekt:

das jeweils hintere Klappenpaar blieb permanent und vollständig geschlossen. Gemäß der laryngealen Doppelventilfunktion sollte sich das jeweils hintere Klappenpaar schließen, was offensichtlich nur durch die Verwendung des reduzierten Inlets erreicht wurde.

Zudem stellt das reduzierte Inlet eine bessere Abstraktion des natürlichen Vorbilds dar. Bei der Atmung kontrahiert die obere Luftwegsmuskulatur und verringert so den Durchlass in der Luftröhre.

Das in dieser Arbeit entwickelte Ventil stellt eine Art selbstregelndes doppelseitiges Rückschlagventil dar, welches bei zu hohem Druck schließt.

Aus den Tests mit dem Demonstrator und aus den Simulationen kann geschlossen werden, dass das Prinzip des Ventils theoretisch anwendbar ist. Das Ventil verfügt über eine mechanische, autonome Selbstregulierung, was es robust und gleichzeitig einfach in der Verwendung macht. Diese Arbeit stellt einen ersten Grundstein für die zukünftige Kehlkopfprothese und somit eine neue Behandlungsmethode für Laryngektomierte dar.

## Literatur

- [1] **Deutsche Krebshilfe e.V. (Hrsg.) (2009):** Rachen- und Kehlkopfkrebs – Ein Ratgeber für Betroffene, Angehörige und Interessierte. Deutsche Krebshilfe e.V.
- [2] **Schiefer J. A. (2006):** Rehabilitation nach Laryngektomie. In: Schmoll H.-J., Höffken K., Possinger K.: Kompendium Internistische Onkologie – Standards in Diagnostik und Therapie. Teil 1. 4., völlig überarbeitete und erweiterte Auflage, Springer Medizin Heidelberg
- [3] **Schiebler T. H., Korf H.-W. (2005):** Anatomie. 10., vollständig überarbeitete Auflage, Steinkopf Verlag
- [4] **Rabine E. H. (o. J.):** Ausgewählte Zusammenhänge in der Entwicklung der Doppel-S-Form der Wirbelsäule und der Entwicklung der menschlichen Stimme. Zur Verfügung gestellt vom Rabine Institut ([www.rabine-institut.de](http://www.rabine-institut.de))
- [5] **Nazaradeh F., Nazaradeh D., Dupré M. A., Eckermann C. (2009):** Modular prosthesis of the larynx for application in laryngectomies – a theoretical approach. In: WC 2009, IFBME Proceedings 25/IX, pp. 80-83, Springer Berlin Heidelberg
- [6] **Kruse E., Michaelis D., Zwirner P, Bender E. (1997):** Stimmfunktionale Qualitätssicherung in der kurativen Mikrochirurgie der Larynxmalignome - Postoperative Stimmrehabilitation auf Basis der „laryngealen Doppelventilfunktion“. HNO 45:712-718
- [7] **Recknagel H., Sprenger E., Hönnmann W. (1990):** Taschenbuch für Heizung und Klimatechnik. 65. Auflage, R. Oldenbourg Verlag GmbH, München
- [8] **Hoffmann K.-P. (2007):** Biosignale erfassen und verarbeiten. In: Kramme R (Hrsg.) Medizintechnik. Verfahren – Systeme – Informationsverarbeitung. Springer Medizin Verlag Heidelberg
- [9] **Agarwal M., Scherer R. C., Hollien H. (2002):** The false vocal folds: Shape and size in frontal view during phonation based on laminagraphic tracings. Journal of Voice Vol. 17, No. 2, pp. 97-113
- [10] **Böswirth L., Bschorer S., Buck T. (2010):** Technische Strömungslehre – Lehr- und Übungsbuch. 8. überarbeitete und erweiterte Auflage, Vieweg + Teubner Verlag