

Prädiktion von Drücken und Volumenströmen in einem 5-Generationen Lungenmodell auf Basis von Analytik und CFD-Simulation

Prediction of pressure and volume flow in a 5-generation lung model based on analysis and cfd-simulation

B. Schöneberger, M. Semel, A. Delgado

Lehrstuhl für Strömungsmechanik
Cauerstraße 4
91058 Erlangen

Druckverlust, Druckverlustbeiwerte, Lunge, Atmung

Abstract

Lungenkrankheiten, wie COPD, Lungeninfektionen und Lungenkrebs gehören zu den fünf häufigsten Todesursachen weltweit [1]. Zur Verbesserung der Heilungschancen dieser Krankheiten wird eine personalisierte, patientenschonende Beatmung benötigt.

Bisherige Ansätze aus der Literatur nutzen für die Bestimmung von Drücke und Volumenströme innerhalb der Lunge CFD-Simulationen. In dieser Arbeit wird ein mathematisches Modell der Lunge aufgestellt, dass die Drücke und Volumenströme an verschiedenen Stellen in der Lunge vorhersagt und damit CFD-Simulationen der Atmung verbessern kann.

Im menschlichen Körper wird die Atemluft durch die Luftröhre in die Lunge geleitet. Dort teilt sich das luftführende System zu einem Binärbaum mit 23 Generationen auf. Die Geometrien, dieser Arbeit, basieren auf dem Lungenmodell nach Weibel [2]. Mit dem entwickelten mathematischen Modell können die Drücke und Volumenströme für jeden Ast und jede Generation des Bronchialbaums berechnet werden.

Durch die Reihen- und Parallelschaltung der Verzweigungen in der Lunge können die einzelnen Äste und Generationen miteinander interagieren. Mittels Variation des Eingangsvolumenstroms und der ξ -Werte an einzelnen Verzweigungen können die Drücke, Volumenströme und Abhängigkeiten untereinander für die einzelnen Generationen berechnet werden. Zur Validierung dieses Rechenmodells werden stationäre CFD-Simulationen für ein 5-Generationen Lungenmodell für die Einatmung erstellt. Hierfür werden verschiedene Volumenströme der Einatmung als Eingangsparameter, sowie die einzelnen ζ -Werte an den Verzweigungen für das mathematische Modell und die Simulation gesetzt.

Durch stückweise Reduktion des zu simulierenden Baumes an den einzelnen Verzweigungen soll ein vereinfachtes Simulationsmodell erstellt werden. Die wegfallenden Seitenäste sollen durch Druckverluste ersetzt werden, die durch das mathematische Modell berechnet wurden. Der resultierende Ast kann auf die vollen 23 Generationen erweitert und instationär simuliert werden.

Einleitung

Lungenkrankheiten zählen zu den fünf häufigsten Todesursachen weltweit [1]. Im Laufe der Behandlung werden Beatmungsgeräte, entweder in einer Klinik oder privat bei den Patienten eingesetzt. Diese Geräte werden nach der Erfahrung des Anwenders mit bestimmten Drücken und Volumen für den Atemzyklus eingestellt. Das Volumen wird dann aktiv in die Lunge gedrückt und nach Beendigung des Einatmens mittels Druckausgleich ausgeatmet. Die Volumen und Druckgabe erfolgt auf Basis von Erfahrung des Klinikpersonals und durch die Auswertung von Blutgasanalysen.

Aufgrund der Komplexität der Lungenanatomie ist eine numerische Untersuchung der Lunge im Gesamten bisher nicht möglich. Hierfür müssten 2^{23} Äste des Bronchialbaumes, aufgeteilt in 23 Generationen, simuliert werden. Die meisten Untersuchungen im numerischen Bereich berechnen deswegen nur einen Ast des Baumes mit einer geringeren Anzahl an Generationen [5,6]. Eine analytische Lösung für die Berechnungen der Lunge, die Drücke und Volumenströme in jedem Ast vorhersagen kann, ist bisher nicht bekannt.

Für diese Arbeit wird ein Messaufbau zur Messung der natürlichen, ruhigen Atmung von Probanden entwickelt. Verschiedene gemessene Volumenströme sollen dann als initiale Volumenströme für numerische Untersuchungen von fünf Verzweigungsgenerationen genutzt werden um einen Vergleich dieser Lösungen mit dem Ansatz einer analytischen Lösung durchführen zu können. Der Vergleich soll für die Drücke und Volumenströme in den einzelnen Ästen in jeder Generation durchgeführt werden. Das Aufstellen einer allgemein gültigen, analytischen Lösung zur Prädiktion von Drücken und Volumenströmen ist das Ziel.

Materialien und Methoden

Die Trachea zweigt sich in der Lunge pro Verzweigungsgeneration in zwei gleiche Röhren auf, hierdurch entsteht eine Baumstruktur mit 23 Verzweigungsgenerationen, dies entspricht 2^{23} Bronchialäste [2,3]. Für den Vergleich eines analytischen mit einem numerischen Modells werden die ersten 5 Generationen mit 32 Ästen betrachtet. Die Durchmesser und Längen des Lungenmodells nach Weibel werden als Grundlage für die Startgeneration genutzt und mittels Rohren und Hosenstücke mit Verjüngung nachgebildet [2]. Die jeweiligen Längen und Durchmesser der einzelnen Generationen sind in der Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1: Geometrien der ersten 5 Generationen einer Lunge nach Weibel

Generation	Äste	Durchmesser D [m]	Länge L [m]	Öffnungswinkel α
0	1	0,0179	0,1800	60°
1	2	0,0122	0,0384	60°
2	4	0,0083	0,0260	60°
3	8	0,0056	0,0144	60°
4	16	0,0038	0,0120	60°
5	32	0,0026	0,0081	60°

Um eine Überschneidung der Äste in den unteren Generationen zu vermeiden, werden benachbarte Äste derselben Generation an der Verzweigung um 5° gegeneinander gedreht. Die geringe Rotation soll den erwarteten Einfluss dieser Rotation gering halten.

Für die numerischen Untersuchungen wird das Model blockstrukturiert vernetzt und an dem Inlet ein initialer Massenstrom vorgegeben. Nach der fünften Generation sind Openings mit

einem Relativdruck von 0 Pa gesetzt. Somit kann die durchströmende Luft an den 32 Öffnungen ausströmen.

Die Massenströme am Inlet sind in einer experimentellen Untersuchung der ruhigen, natürlichen Atmung von menschlichen Probanden bestimmt worden. Der Messaufbau (Abbildung 1) hierfür setzt sich aus einer kleinen Druckmesskammer, einem Hitzdrahtanemometer und eine Beatmungsmaske für die orale und nasale Atmung zusammen.

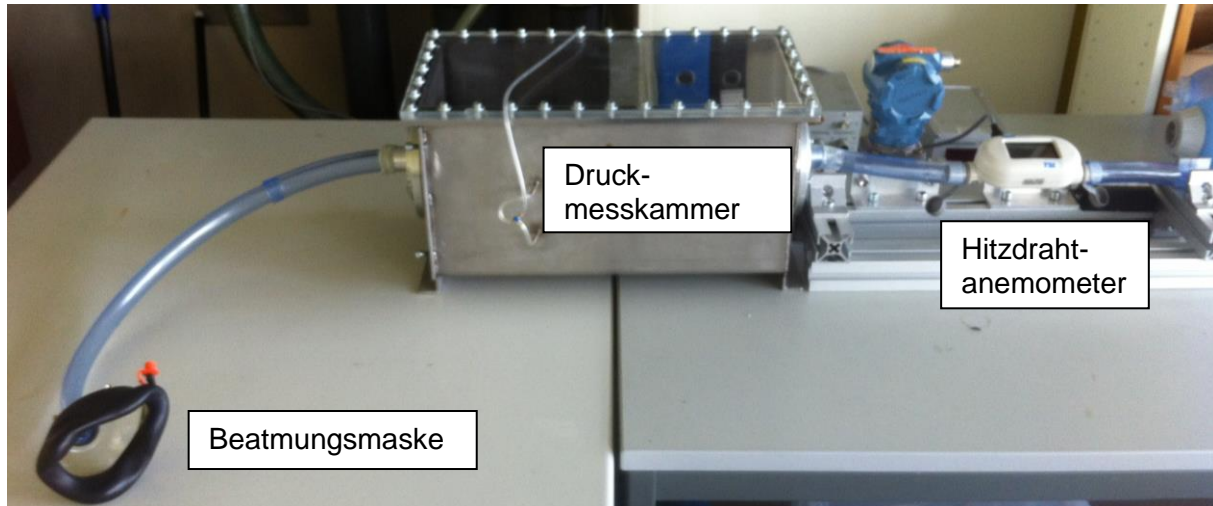


Abbildung 1: Messaufbau für Volumenstrommessung bei natürlicher, ruhiger Atmung

Die resultierende Volumenstromkurve ist in Abbildung 2 dargestellt. Aus dieser Kurve geht hervor, dass bei der Inspiration ein maximaler Volumenstrom von 45 l/min an Mund und Nase auftritt.



Abbildung 2: Volumenstromkurve der natürlichen, ruhigen Atmung

Für die numerische Untersuchung werden stationäre, initiale Volumenströme von 1, 5, 15, 20, 30, 40 l/min untersucht um die Veränderung der Drücke in den jeweiligen Phasen des Einatmens zu bestimmen. Für die Untersuchungen und Prädiktion der Drücke und Volumenströme in der Lunge wurde die Instationarität der Atmung vernachlässigt, dadurch können die analytischen Annahmen auf deren Richtigkeit überprüft werden, bevor diese durch die zeitliche Abhängigkeit beeinflusst werden.

Für die Prädiktion von Volumenströmen und Drücken innerhalb der Lunge wird ein analytisches Modell der Lungengeometrie entwickelt. Für die Aufteilung der Volumenströme wird der Aufteilungsfaktor κ eingeführt, mit diesem gilt für den Volumenstrom Q :

$$Q_{Knoten} = Q_{in} \cdot \kappa$$

$$Q_{Knoten+1} = 1 - Q_{Knoten}$$

Der Volumenstrom, nach einer Verzweigung gilt als Q_{in} für die Knoten die im selben Ast in der nächsten Generation verbunden sind. Dieser Strom teilt sich in die beiden Teilvolumenstrom Q_{Knoten} und $Q_{Knoten+1}$ auf.

Für die Bestimmung von den verschiedenen κ für alle Knotenpunkte müssen die Druckverlustbeiwerte ζ der Knotenpunkte bekannt sein. Für die Aufstellung der Formeln wird angenommen, dass alle ζ -Werte gleich groß sind, hieraus folgt, dass sich die Volumenströme zu gleichen Teilen aufspalten.

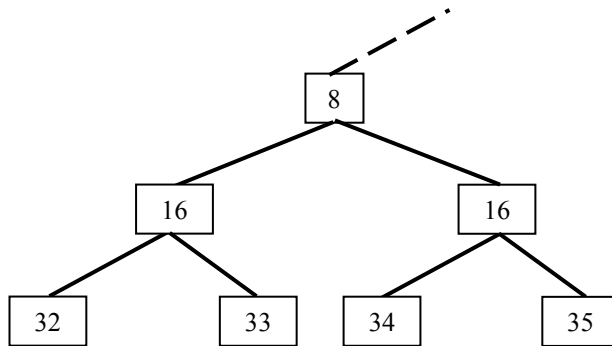


Abbildung 3: Teilbaum der Lunge mit Benennung der Knoten für die Bestimmung der analytischen Lösung

In Abbildung 3 ist ein Teilbaum für die Bestimmung der κ -Werte dargestellt für die Bestimmung der untersten Generation gilt bei einer angenommenen Halbierung des Volumenstroms und mit den Querschnittsflächen A an der Verzweigung:

$$\kappa_{32} = \frac{1}{\left(\frac{A_{33}}{A_{32}} \cdot \sqrt{\frac{\zeta_{32}}{\zeta_{33}} + 1} \right)}$$

Aufgrund der fehlenden Folgegenerationen und der gegenseitigen Beeinflussung der Verzweigungen untereinander, werden die Knoten der untersten Generation als fest angenommen und dienen als Basis für die weitere Berechnung. Mit dem Faktor T :

$$T_{Knoten} = \frac{\zeta_{Knoten}}{A_{Knoten}^2}$$

er direkt von dem Druckverlustbeiwert und der zu durchströmenden Fläche abhängig ist, gilt für den im Teilbaum oberhalb gelegene Knoten:

$$\kappa_{16} = \frac{1}{\sqrt{\frac{T_{16} + \kappa_{32}^2 \cdot T_{32}}{T_{17} + \kappa_{34}^2 \cdot T_{34}} + 1}}$$

Für jeden Knoten, der Generationen oberhalb kann diese Formel mit dem Faktor

$$\alpha = \frac{T_{Knoten \cdot 2^0} + \kappa_{Knoten}^2 \cdot 2^1}{T_{(Knoten+1) \cdot 2^0} + \kappa_{(Knoten+1)}^2 \cdot 2^1}$$

erweitert werden, so dass gilt:

$$\kappa_8 = \frac{1}{\sqrt{\alpha \cdot \frac{T_{16} + \kappa_{32}^2 \cdot T_{32}}{T_{17} + \kappa_{34}^2 \cdot T_{34}} + 1}}$$

Zwei benachbarte Knoten, mit demselben Elternknoten müssen zusammen auf den Wert $\kappa=1$ kommen, dadurch gilt:

$$\kappa_{knoten+1} = 1 - \kappa_{Knoten}$$

Mit einheitlichen ζ -Werten ist das Model auf eine Gleichverteilung der Volumenströme an jeder Verzweigung ausgelegt. Dadurch stellen sich in jedem Ast derselbe Druckverlust und dieselben Volumenströme ein.

Ergebnisse

Bei gleichen ζ -Werten, in der Analytik, für alle Verzweigungen zeigen sich eine Halbierung des Volumenstroms und damit ein gleicher Druckverlust. Hierdurch ergeben sich aufaddiert dieselben Volumenströme pro Generation und Drücke pro Ast.

In den numerischen Untersuchungen stellten sich unterschiedliche Druckverlustbeiwerte an jeder Verzweigung ein. Es zeigt sich dabei, dass die Druckverluste für jeden Ast als gleich anzusehen sind.

Für den Vergleich von Analytik und Numerik wurden in der Analytik die ζ -Werte aus der numerischen Untersuchung als Basis für die analytischen Untersuchungen gesetzt, hier zeigt sich eine gleiche Aufteilung der Volumenströme an jeder Verzweigung und die Druckverluste pro Ast sind ebenfalls gleich.

Im Vergleich Analytik mit Numerik zeigt sich, dass die Analytik die Druckverluste vorhersagen kann.

Tabelle 2: Druckverlusten in einem Ast eines 5-Generationen Bronchialbaums im Vergleich von Analytik und Numerik

Volumenstrom [l/min]	Druckverlust CFD [Pa]	Standardabweichung [Pa]	Druckverlust Analytik [Pa]	Standardabweichung [Pa]
1	0,12876	0,0003	0,1031	5,7171 E-5
5	0,8139	0,0300	0,6301	0,0237
10	1,9794	0,1436	1,4981	0,1614
15	3,3904	0,3179	2,5324	0,3731
20	5,0062	0,5606	3,7024	0,6314
30	8,6382	1,1708	6,2875	1,3406
40	12,4994	1,9834	9,2092	2,2490

Für die Vereinfachung des numerischen Modells, werden für wegfällende Äste Ersatz- ζ -Werte gesetzt. Die Ersatz-Werte werden durch die Multiplikation der κ -Werte eines Astes mit dem ζ -Wert der gewünschten Verzweigung für den fehlenden Ast berechnet. Bei dem Vergleich des reduzierten 5-Generationen-Modell mit dem kompletten Modell zeigt sich, dass dieses Vorgehen repräsentativ für den kompletten Baum ist. In Tabelle 3 ist der Vergleich der Druckverluste und Volumenströme der einzelnen Verzweigungen von dem reduzierten und dem kompletten Modell bei einem initialen Volumenstrom von 40 l/min aufgeführt

Tabelle 3: Druckverluste und Volumenströme im Vergleich eines reduzierten 5-Generationen-Modell und eines kompletten Baumes mit 5 Generationen

Generation	Druckverlust 1 Ast [Pa]	Druckverlust Komplett [Pa]	Volumenstrom 1 Ast [l/min]	Volumenstrom Komplett [l/min]
0			40	40
1	1,1574	1,145	17,8064	19,9702
2	0,9669	1,1745	10,4812	10,2165
3	4,0830	2,7338	6,5096	5,0627
4	5,3884	5,2208	3,1896	2,4408
5 - rechts	5,1994	6,6179	0,9596	1,1671
5 – links	3,0130	3,9261	1,0534	1,2737

Diskussion

Mit dem vorgestellten analytischen Lösungsweg können die Drücke, Druckverluste und Volumenströme in einem Bronchialbaumes mit 5 Generationen bestimmt werden. Hierfür müssen die ζ -Werte der einzelnen Verzweigungen bekannt sein.

Bei den numerischen Untersuchungen ist darauf zu achten, welche Strömungsform herrscht, damit ein geeignetes Turbulenzmodell gewählt werden kann. Hier hat sich gezeigt, dass für kleine initiale Volumenströme von bis 15 l/min sind in allen Generationen laminare Strömungen zu erwarten. Bei größeren Volumenströmen sind in der nullten und ersten Generation des Netzwerkes turbulente Strömung zu erwarten. Im Bereich zwischen der ersten und dritten Generation, sind aufgrund der Änderung der Strömungsform die größten Abweichungen der ζ -Werte innerhalb einer Generation zwischen den Ästen zu erwarten. In dieser Studie wurde als Shear-Stress-Turbulenzmodell mit gamma-theta-Ansatz für den Übergangsbereich genutzt. Ohne Modell für den Übergangsbereich ist keine Gleichverteilung der Volumenströme ab der zweiten Verzweigung zu erwarten. Diese ungleiche Verteilung setzt sich in die folgenden Generationen fort, was zu unterschiedlichen Druckverlusten in den einzelnen Ästen führt. Mit dem angewendeten Turbulenzmodell war diese ungleiche Verteilung nicht zu beobachten.

Im kompletten 5-Generationen-Baum zeigt sich, dass aufgrund der passenden ζ -Werte die Volumenströme an den Ausgangsästen auf demselben Niveau befinden. Für die kleinen, initialen Volumenströmen ist die Gleichverteilung am Ende der fünf Generationen homogener, die Unterschiede bei höheren, initialen Volumenströmen sind nach fünf Generationen noch zu erkennen. Bei einer Lunge mit 23 Generationen, sollten diese Unterschiede allerdings nicht mehr erkennbar sein. Die Verteilungen der Volumenströme am Ende der fünf Generationen sind in Abbildung 3 für die initialen Volumenströme von 1 l/min und 40 l/min dargestellt. Hier ist ebenfalls zu erkennen, dass die Verteilung der Volumenströme an der ersten Verzweigung gespiegelt ist und jeder von den zwei Teilbäumen gleich belüftet ist.

Aufgrund der Gleichverteilung und Spiegelung der Volumenströme kann bei bekannten ζ -Werten das komplette Model reduziert werden auf ein Model mit einem repräsentativen Ast. Hierfür hat sich gezeigt, dass alle κ -Werte des wegfallenden Astes und mit den ζ -Werte multipliziert werden sollten, damit mit dem verbleibende Ast Aussagen über den kompletten Baum getätigt werden können. Aufgrund der Ungleichverteilung der Volumenströme und damit auch der Drücke in den oberen Generationen ist ein Vereinfachung des kompletten Models sinnvoll, wenn mindestens fünf Generationen abgebildet werden und je mehr Generationen der Ast umfasst, umso genauer werden die Aussagen der numerischen Untersuchung.

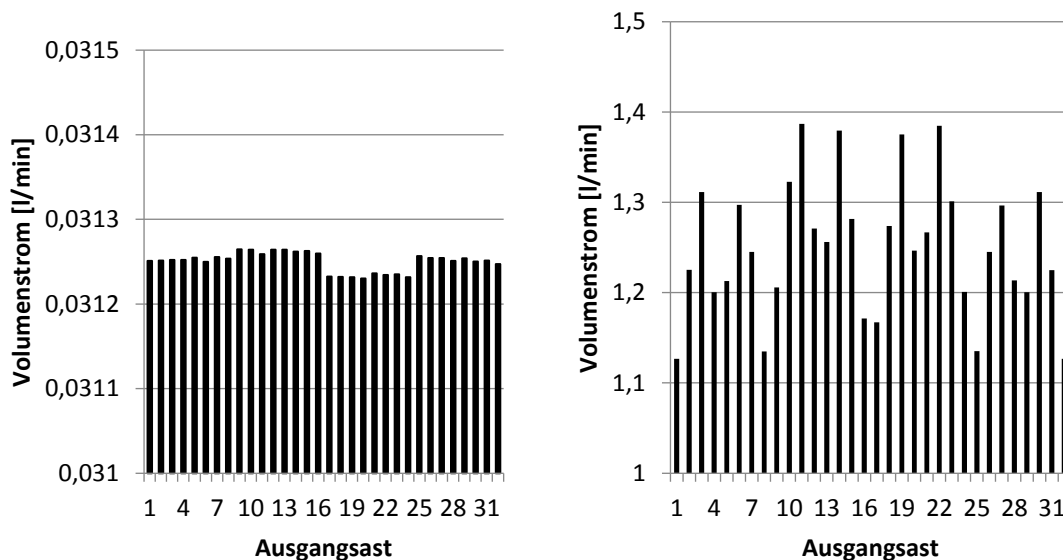


Abbildung 3: Verteilung der Volumenströme an den Ausgangsäten bei initialen Volumenstrom von 1 l/min (links) und 40 l/min (rechts)

Für die Bestimmung der ζ -Werte sind numerische Untersuchungen wichtig, da diese Werte sich je nach initialem Volumenstrom, Verzweigung und Generation unterschiedlich sind. Mit dem analytischen Model können einheitliche ζ -Werte ermittelt werden, damit die Gleichverteilung der Volumenströme und die Druckverluste einheitlich sind und so die aus der Messung ermittelten Drücke nachgebildet werden. Allerdings sind diese so ermittelten Werte im Vergleich zu den numerischen Werten nicht zielführend. Die für die Analytik ermittelten Werte sind bei einem initialen Volumenstrom von 1 l/min um den Faktor 2 größer als numerisch ermittelten Werte, bei einem Startvolumenstrom von 40 l/min beträgt der Faktor 2000.

Es ist möglich die Drücke und Volumenströme in der Lunge analytisch vorherzusagen. Hierfür müssen die ζ -Werte der Verzweigungen bekannt sein. Diese können durch numerische Untersuchungen ermittelt werden. Mit den Ergebnissen der numerischen und analytischen Untersuchungen kann ein komplettes Model der Lunge auf einen repräsentativen Ast verkleinert werden. Mit diesem verkleinerten Model können Beatmungsgeräte ausgelegt werden um eine patientenoptimierte Beatmung zu gewährleisten.

Literatur

- [1] WHO: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/> abgerufen am 16.06.2017
- [2] Weibel, E.R., 1963: Morphometry of the human lung, Springer Verlag and Academic Press
- [3] Schiebler, T.H., Korf, H.-W., 2007: Anatomie, Steinkopf Verlag
- [4] Larsen, Ziegenfuß, 2009: Beatmung, Springer Medizin Verlag
- [5] Ma, B., Lutchen, K.R. 2009: CFD simulation of aerosol deposition in an anatomically based human large-medium airway model, Annals of Biomedical Engineering, Vol.37, No. 2

[6] Zhang, Z., Kleinstreuer, C., 2004: airflow structures and nano-particle deposition in a human upper airway model, *Journal of computational physics* 198, 178-210