

## High-Speed Stereo-Scanning PIV der Strömung in den oberen menschlichen Atemwegen

### High-Speed Stereo-Scanning PIV of the flow in the upper human airways

F. Schröder, T. Soodt, M. Klaas, W. Schröder

Aerodynamisches Institut, RWTH Aachen

Wüllnerstr. 5a, D-52062 Aachen, <http://www.aia.rwth-aachen.de>

Scanning PIV, menschliche Atmung

Scanning PIV, human breathing

### Zusammenfassung

Für die Entwicklung einer validen nicht-invasiven Diagnostik von Lungenerkrankung auf der Basis exhalierter Aerosole ist ein besseres Verständnis der Mechanismen der Aerosoldeposition in den menschlichen Atemwegen unausweichlich. Die Analyse der Aerosoldeposition wiederum erfordert grundlegende Kenntnisse über das komplexe dreidimensionale Strömungsfeld in der Lunge. Im Rahmen dieser Untersuchung soll instationäre 3D-3C Geschwindigkeitsfeld in der zweiten Bifurkation eines realistisch geformten, transparenten Modells der menschlichen Lunge zeitlich und räumlich mit der High-Speed Stereo-Scanning PIV erfasst werden. Die Messungen werden in einem Messvolumen von  $20 \times 18 \times 18 \text{ mm}^3$  für Womersleyzahlen von  $\alpha_1 = 3,35$  und  $\alpha_2 = 4,11$ , die zwei unterschiedlichen menschlichen Atemfrequenzen entsprechen, durchgeführt. Die Reynoldszahl basierend auf dem hydraulischen Durchmesser der Trachea und der mittleren Geschwindigkeit bei maximaler Einatmung beträgt  $Re_D = 3.000$ . Die Ergebnisse zeigen, dass die Stereo-Scanning PIV-Technik eine zuverlässige quasi-volumetrische Messtechnik darstellt, die es ermöglicht, das dreidimensionale Geschwindigkeitsfeld in komplexen Geometrien zu vermessen. Die Analyse des Strömungsfeldes in sechs aufeinanderfolgenden Ebenen zeigt die Position und die Größe von Wirbelstrukturen und die räumliche Ausdehnung von Regionen mit unterschiedlichen Geschwindigkeitsstärken und Strömungsrichtungen. Des Weiteren zeigen die Messungen, dass zu Beginn der Ausatmung das ausströmende Fluid des unteren rechten Lungenflügels das des oberen rechten Lungenflügels verzögert und dass die Stärke der sekundären Strömungsstrukturen mit zunehmender Womersleyzahl steigt.

### Einleitung

Zahlreiche Studien prognostizieren, dass im Jahr 2020 Lungenerkrankungen die dritthäufigste Todesursache in Europa sein werden [1]. Aus diesem Grund ist eine gezielte Diagnostik von Lungenerkrankungen mit Hilfe einer validen nicht-invasiven Methodik unabdingbar. Ein Ansatz besteht darin, nicht-volatile Moleküle in den Aerosolen der exhalieren Luft zu analysieren um daraus Rückschlüsse auf zugrunde liegende Erkrankungen zu ziehen und diese dann frühzeitig erkennen und behandeln zu können. Krankheitsbedingte Einflüsse verändern jedoch die Aerosolzusammensetzung in der Atemluft, so dass für diesen Ansatz das genaue Verständnis der Aerosoldeposition und des Aerosoltransports sowohl in der gesunden als auch in der krankhaften Lunge zwingend erforderlich ist. Für die Erfassung der Partikeldeposition in der Lunge wiederum muss das dieser Partikelverteilung zugrundeliegende Strömungsfeld detailliert analysiert werden. Obwohl zahlreiche numerische und experimentelle Studien des Strömungsfeldes in allen Abschnitten des menschlichen Atemweges, d. h., Nasenhöhle, Mund- und Rachenraum, Kehlkopfbereich und Lunge, durchgeführt wurden [2], stellt die Analyse der dreidimensionalen Strömungsstrukturen insbesondere in den oberen Verzweigungsgeneration der Lunge aufgrund ihrer Komplexität und Instationarität nach wie vor eine besondere Herausforderung dar. Im Bereich der Partikeldeposition liegt der Untersuchungsschwerpunkt

auf Nanopartikeln und Mikrofeststoffpartikeln.

Anhand generischer Modelle der menschlichen Lunge untersuchten Theunissen und Riethmuller [3] das Strömungsfeld zunächst zwei- später in dreidimensionalen Geometrien steigender Komplexität. Auf Basis sowohl numerischer als auch experimenteller Untersuchungen in einer Ebene der Lunge und in verschiedenen Querschnitten wurden sekundäre Strömungsstrukturen identifiziert und unterschiedliche Strömungsfeldausbildung für unterschiedliche Reynoldszahlen festgestellt. Darüber hinaus zeigte sich mit zunehmender Geometriekomplexität eine höhere Varianz der Strömungsstrukturen. Die Untersuchung des Strömungsfeldes diente als Voruntersuchung für weiterführende Partikeldepositionsversuche.

Fresconi und Prasay [4] führten 2D-PIV-Untersuchungen in einzelnen Querschnitten eines realistischen dreidimensionalen Lungenmodells mit drei Verzweigungsgenerationen durch. Sie untersuchten dabei sowohl stationäre Ein- und Ausatmung als auch oszillierende Strömungen und stellten eine Abhängigkeit der sekundären Strömungsstrukturen von Strömungsrichtung, Reynoldszahl, Womersleyzahl, Position der Bifurkationen in Achsenrichtung und Phasenwinkel der oszillierenden Strömung fest.

Adler und Brücker [5] erfassten das Strömungsfeld für simulierte Atemzyklen verschiedener Womersleyzahlen ebenfalls mit Hilfe von 2D-PIV. Das verwendete Modell war dabei eine Kombination aus realistischer und generischer Geometrie. Bei oszillierender Strömung wurde das Geschwindigkeitsfeld in einer Ebene bei maximaler Ein- und Ausatmung sowie beim Wechsel von Ein- zu Aus- bzw. Aus- zu Einatmung gemessen. Dabei konnte festgestellt werden, dass für höhere Womersleyzahlen, d. h. bei höherer Atemfrequenz, beim Umschlag zwischen Inspiration und Expiration das Geschwindigkeitsprofil nicht mehr symmetrisch ist und sekundäre Strömungen ihre Struktur mit der Hauptströmungsrichtung ändern.

Eitel et al. [6] verglichen numerisch und experimentell ermittelte Geschwindigkeitsverteilungen im Mittelschnitt eines realistischen Lungenmodells mit sechs Verzweigungsgenerationen. Die experimentellen Daten beruhten dabei wie bei Fresconi und Prasay auf 2D-PIV-Messungen, während die numerischen Simulationen auf der Lattice-Boltzmann Methode basiert und das dreidimensionale Geschwindigkeitsfeld in der Lunge zur Verfügung stellten. Der Vergleich zeigte, dass im Mittelschnitt eine sehr gute Übereinstimmung zwischen Numerik und Experiment erzielt wurde. Weitere numerische Simulationen des Strömungsfeldes wurden von van Ertbruggen et al. [7] durchgeführt. Zur Veranschaulichung der Ergebnisse wurden Geschwindigkeitsprofile in einem Nebenbronchus mit Geschwindigkeitsprofilen in einem einfach gekrümmten Rohr verglichen und ausgedehnte Bereiche mit sekundären Strömungsstrukturen festgestellt.

Große et al. [8, 9] führten 2D-PIV-Messungen in der ersten Bifurkation eines realistischen Sechsgenerationen-Modells durch. Analysiert wurden das dreidimensionale Geschwindigkeitsfeld sowie räumliche Strömungsstrukturen auf der Grundlage von Messungen in parallelen Messebenen in der Bifurkation zwischen Trachea und linkem Hauptbronchialast für stationäre Einatmung. Im linken Bronchus (dorsale Ansicht) bildete sich eine spiralförmige Wirbelstruktur aus, die sich zu einem gegenläufig rotierenden Wirbelpaar entwickeln kann. Die Untersuchung beim Wechsel von Einatmung zu Ausatmung und umgekehrt zeigten komplexe Wirbelstrukturen, wobei vor allem einströmendes Fluid zu lokaler Blockung der Ausströmung führt.

Die Ergebnisse dieser Studien zeigen, dass die Strömung in der menschlichen Lunge stark von sekundären Strukturen geprägt ist und sowohl zeitlich als auch räumlich starken Veränderungen unterworfen ist. Für eine quantitative Evaluierung des instationären und dreidimensionalen Strömungsfeldes in der Lunge ist eine zeitaufgelöste dreidimensionale Messung der Geschwindigkeitsverteilung in den menschlichen Atemwegen unerlässlich. Ziel dieser Arbeit ist es daher, erstmals mit Hilfe der High-Speed Stereo-Scanning PIV-Technik das Strömungsfeld in der ersten Lungenbifurkation und den anschließenden rechten Lungenflügeln volumetrisch und zeitaufgelöst zu erfassen. Die Ergebnisse dieser Messungen sollen somit als Basis für die Analyse des Aerosoltransportes dienen.

Der Beschreibung des experimentellen Aufbaus mit dem verwendeten PIV-System folgt die Darstellung der Ergebnisse sowie die Analyse der vermessenen Strömungsstrukturen.

## **Experimenteller Aufbau**

Der Messaufbau basiert auf den Arbeiten von Große et al. [8, 9] und Eitel et al. [6]. Kernstück des in Abbildung 1 gezeigten Versuchsaufbaus ist ein realistisches, dreidimensionales Modell der mensch-

lichen Lunge aus transparentem Silikon, das einen optimalen optischen Zugang zu den Atemwegen bietet. Das Modell bildet die ersten drei Generationen der menschlichen Atemwege ab, wobei die Ausläufe des Modells in den umgebenden Kubus realistisch geformt sind und das Modell mittig im Kubus platziert ist, um Wandinflüsse gering zu halten. Die detaillierte Beschreibung des Fertigungsprozesses des Silikonmodells kann Große et al. [8] entnommen werden. Der Versuchsstand ermöglicht die Untersuchung der Strömung kontinuierlicher Ein- bzw. Ausatmung sowie die Analyse oszillierender Strömungen in einem offenen Kreisprozess. Für die Messungen bei oszillierender Strömung zur Simulation eines Atemzyklus wird ein Linearmotor eingesetzt, der das Atemmuster über eine Sinusschwingung oder benutzerdefiniert durch die Vorgabe von Frequenz und Amplitude der Strömung aufprägt.

Eine definierte Einlaufströmung, die aufgrund der hohen Abhängigkeit des Strömungsfeldes vom Geschwindigkeitsprofil in der Trachea und für den Vergleich mit numerischen Simulationen notwendig ist, wird über eine anatomisch realistisch geformte Trachea mit einer dorsalen Einschnürung erreicht. Die modellierte Trachea mit einem konstanten Querschnitt weist eine Länge von 500 mm auf, um bei stationärer Einatmung ein vollständig ausgebildetes Geschwindigkeitsprofil zu gewährleisten. Der hydraulische Durchmesser der Trachea beträgt ca. 18 mm, somit ergibt sich ein Verhältnis von Länge zu Durchmesser von 27. Für die durchgeführten Messungen beträgt die Reynoldszahl basierend auf dem hydraulischen Durchmesser  $D$  und der mittleren Einströmgeschwindigkeit bei maximaler Einatmung  $Re_D = 3.000$ . Die Experimente wurden für zwei Womersleyzahlen  $\alpha = 3,35$  und  $\alpha = 4,11$  durchgeführt, die einen typischen menschlichen Atmungszyklus beschreiben. Die Womersleyzahl ist dabei definiert als  $\alpha = 0,5D\sqrt{2\pi f/\nu}$ , mit  $\nu$  als kinematischer Viskosität des Messfluides.

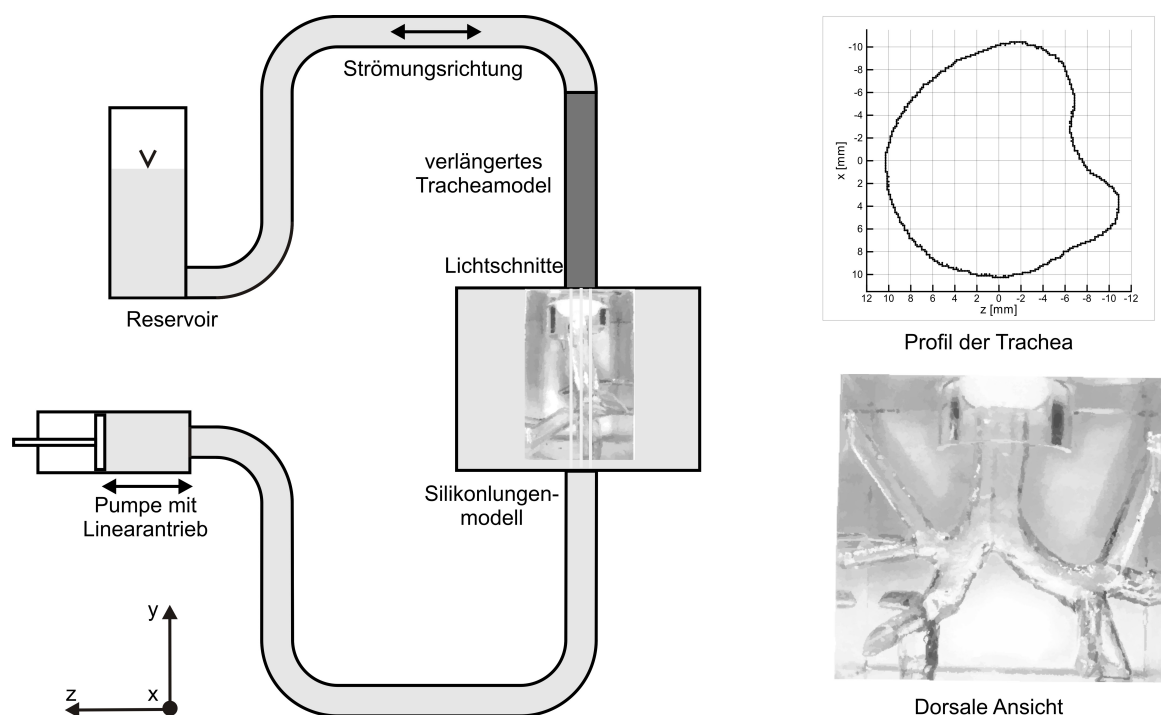


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus für oszillierende Strömungen (links), Geometrie des Einlaufquerschnitts (rechts oben) und dorsale Ansicht des Modells (rechts unten)

Als Messfluid dient ein Wasser-Glycerin-Gemisch (60,7% Glycerin) mit einem Brechungsindex von  $n=1,44$ , welcher mit dem des Silikons des Lungenmodells identisch ist. Die Brechungsindexanpassung ermöglicht einen optischen Zugang ohne Verzerrung. Die dynamische Viskosität des Fluids beträgt  $\eta = 10,3 \cdot 10^{-3} Pa \cdot s$  und die Dichte  $\rho = 1,153 \cdot 10^{-3} kg/m^3$  bei einer über den gesamten Versuchszeitraum konstant gehaltenen Temperatur von  $T = 23,8^\circ C$ .

Als Tracerpartikel dienen Wasserstoffbläschen, die durch eine Elektrolyseeinheit stromauf der Einlaufstrecke erzeugt werden. Die Größe der Tracerpartikel wird über die angelegte Spannung, den Abstand zwischen Metallanode und -kathode und die Strömungsgeschwindigkeit bestimmt. Für eine

homogene Partikelverteilung ist es notwendig, die Elektrolyseeinheit 10 min vor Beginn der Messungen zu starten. Die Lebensdauer der erzeugten Partikel beträgt 15 - 30 min und ist somit ausreichend groß für den untersuchten Messzeitraum.

Alle Experimente dieser Untersuchung wurden mit einem Stereo-Scanning PIV-System durchgeführt, das in Abbildung 2 dargestellt ist. Ein Dauerstrichlaser (Innova 90 C-A6) mit einer maximalen Lichtleistung von  $P = 2,4 \text{ W}$  wird als Lichtquelle verwendet. Zur Erzeugung des Lichtschnittes wird eine Kombination von drei Linsen (konvex, zylindrisch, konvex) genutzt. Ein auf einem Hochpräzisionsmotor befestigter Polygonspiegel lenkt den einfallenden Lichtschnitt um. Der Polygonspiegel besteht aus 15 mit Aluminium beschichteten Facetten mit Quarzprotektion. Durch eine Spiegelbreite von  $b = 30 \text{ mm}$  wird ein Abtastwinkel von  $\beta = 34^\circ$  erreicht. Über eine plankonvexe Linse zwischen Polygonspiegel und Flüssigkeitstank werden parallele Messebenen aus dem einfallenden Lichtfächer erzeugt.

Ein Glasfaserkabel am Rand des ausgeleuchteten Bereich außerhalb des Messvolumens leitet den einfallenden Lichtimpuls an einen Hochgeschwindigkeitsphotosensor weiter. Dieser Sensor wandelt das Lichtsignal in einen elektrischen Impuls um, der als Triggersignal für die Kameras dient. Das Triggersignal ist um eine Zeit  $t_{Delay}$  verschoben, damit die Bildaufnahme erst ausgelöst wird, wenn der Lichtschnitt den Rand des Bronchus erreicht. Über den Bronchusdurchmesser werden acht Messebenen mit einer Lichtschnittdicke von 1,2 mm aufgenommen. Die Einstellung von Motordrehzahl, Aufnahmeausschnitt sowie Bildaufnahme rate ermöglichen eine lückenlose Bildaufnahme bzw. Überlappung der jeweiligen Messebenen. Aufgrund der Ausleuchtung werden für die Auswertung der Messungen nur die Ebenen „2“ bis „7“ verwendet.

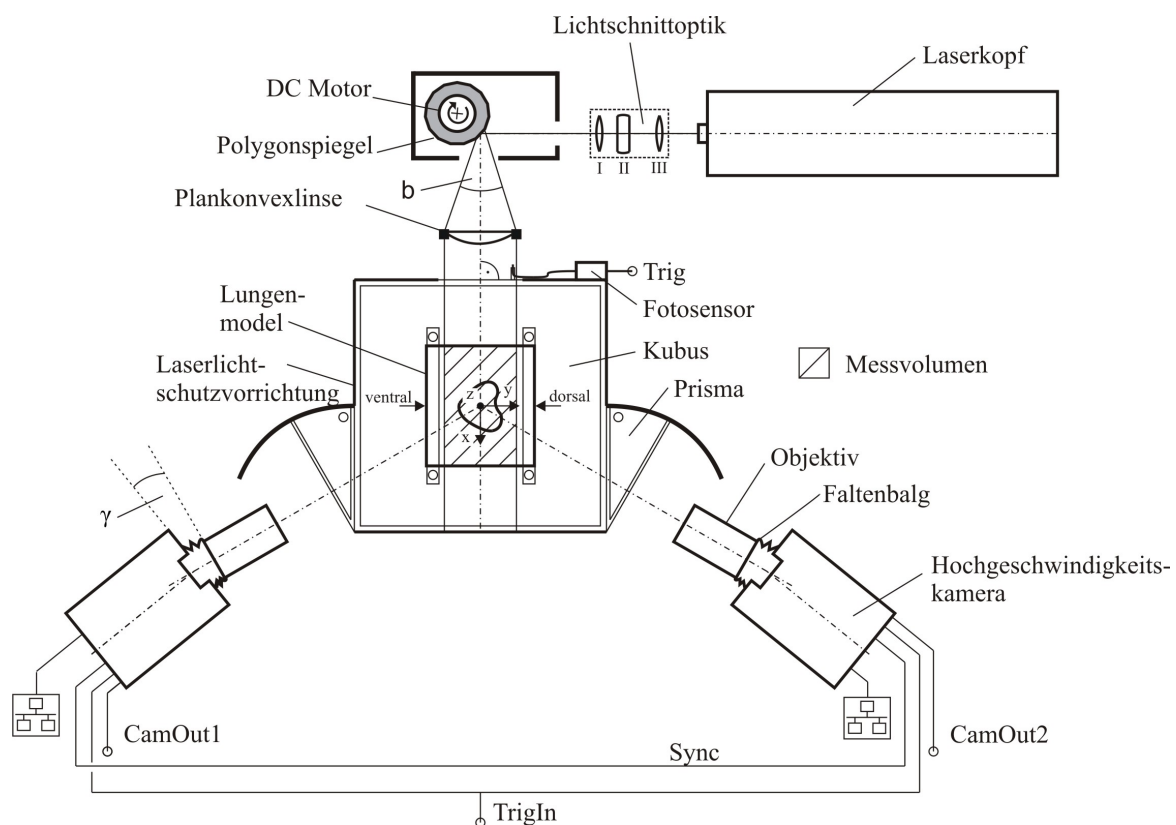


Abbildung 2: Schematische Darstellung des Stereo-Scanning PIV-Systems

Der Tank, in dem sich das Lungenmodell befindet, besitzt eine quadratische Grundfläche mit einer Kantenlänge von  $L = 300 \text{ mm}$  und besteht aus transparentem Plexiglaswänden. Schwarze Folie verhindert direkten Laserlichteinfall auf die Kameras und erhöht den optischen Kontrast während der Messungen durch einen dunklen Bildhintergrund. Aufgrund der Brechungsindex-Differenz zwischen Wasser-Glycerin-Gemisch und Luft ist es erforderlich, gleiche optische Weglängen von der Objektebene zur Bildebene zu erzeugen. Für die senkrechte Ausrichtung des Bildes zur optischen

Achse wurden zwei Prismen mit gleicher Schrägstellung wie Objekt- zu Bildebene und gleichem Brechungsindex wie das Testfluid genutzt, wobei der Winkel der mit Glycerin gefüllten Prismen einstellbar ist.

Die Aufnahme der Partikelbilder erfolgt mit zwei Photron Fastcam SA-3 Kameras, die in der Lage sind, formatfüllend 1024x1024 px bei einer Aufnahmefrequenz von 2 kHz aufzuzeichnen. Beide Kameras sind in positive x-Richtung ausgerichtet, um die höhere Lichtintensität aufgrund der vorwärtsgerichteten Streuung der Tracerpartikel auszunutzen. Zwischen Objektiv und Kamerachip wird ein Scheimpflugwinkel von  $\gamma = 9^\circ$  eingestellt. Die gewählte Blende stellt einen Kompromiss zwischen Schärfentiefe und Lichtintensität dar, der Objektfokus liegt dabei in der Mittelebene. Die Kalibrierung erfolgt über ein rechteckiges Target mit Kreuzen im Abstand von 5 mm in der x-y-Ebene, das in y-Richtung im Bereich von  $-10 \text{ mm} \leq y \leq 10 \text{ mm}$  mit einem  $\Delta y = 1 \text{ mm}$  verschoben wird.

Die Auswertung der Partikelbilder enthält eine Doppelbildsortierung, ein perspektivisches Mapping auf der Grundlage der Kalibrationsbilder und eine die Bestimmung des Geschwindigkeitsfelder mit Hilfe der kommerziellen Software VidPIV, der Firma ILA GmbH, Jülich.

## Ergebnisse

Die Abbildungen 3 und 4 zeigen die Ergebnisse der Stereo-Scanning PIV-Messungen bei einer Reynoldszahl von  $Re_D = 3.000$  in der ersten Bifurkation und in den anschließenden rechten Lungenflügeln für die Womersleyzahlen  $\alpha_1 = 3,35$  bzw.  $\alpha_1 = 4,11$ .

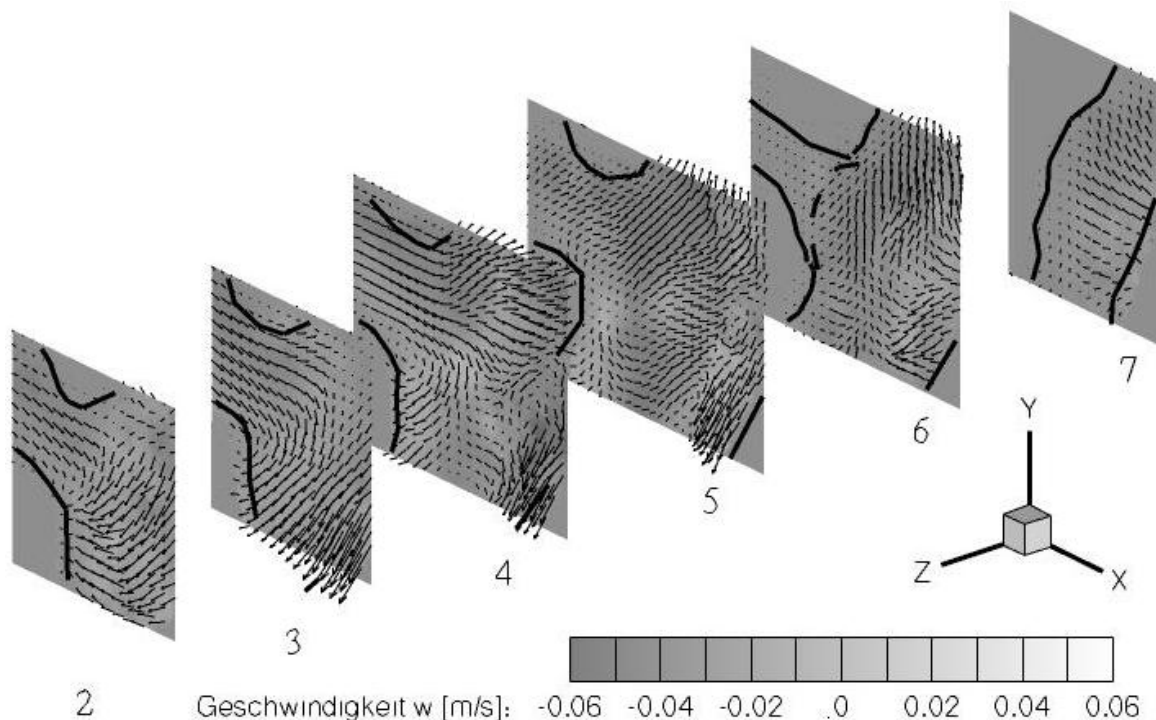


Abbildung 3: Geschwindigkeitsverteilung in 6 ausgewählten Ebenen in der ersten Bifurkation zwischen dem rechten Hauptbronchus und den anschließenden rechten Lungenflügeln für den Übergang von Einatmung zu Ausatmung bei einer Womersleyzahl von  $\alpha_1 = 3,35$  und einer Reynoldszahl von  $Re_D = 3.000$ .

Die Ergebnisse konzentrieren sich dabei auf den Übergang von Inhalation zu Exhalation bei einem sinusförmiges Atmungsmuster, wobei die Vektoren die Geschwindigkeitskomponenten u und v in der Ebene darstellen. Die Farbkonturen kennzeichnen die Geschwindigkeitskomponente w normal zur Messebene. Die Geometrie der Lunge wird durch die durchgezogenen schwarzen Linien definiert. Die Lichtschnittdicke beträgt 1,2 mm, der laterale Abstand 2,4 mm.

Der Vergleich der Geschwindigkeitsverteilungen für mehrere Ebenen zeigt die starke Dreidimensionalität des Strömungsfeldes mit Wirbeln, Gebieten höherer Geschwindigkeiten und Scherschichten. Dabei ist für beide Womersleyzahlen im Kernbereich in den Ebenen 3 bis 5 ein durch die Endphase der Inhalation bedingtes Einströmgebiet erkennbar. Zu den Randzonen hin, d. h. in der Ebene

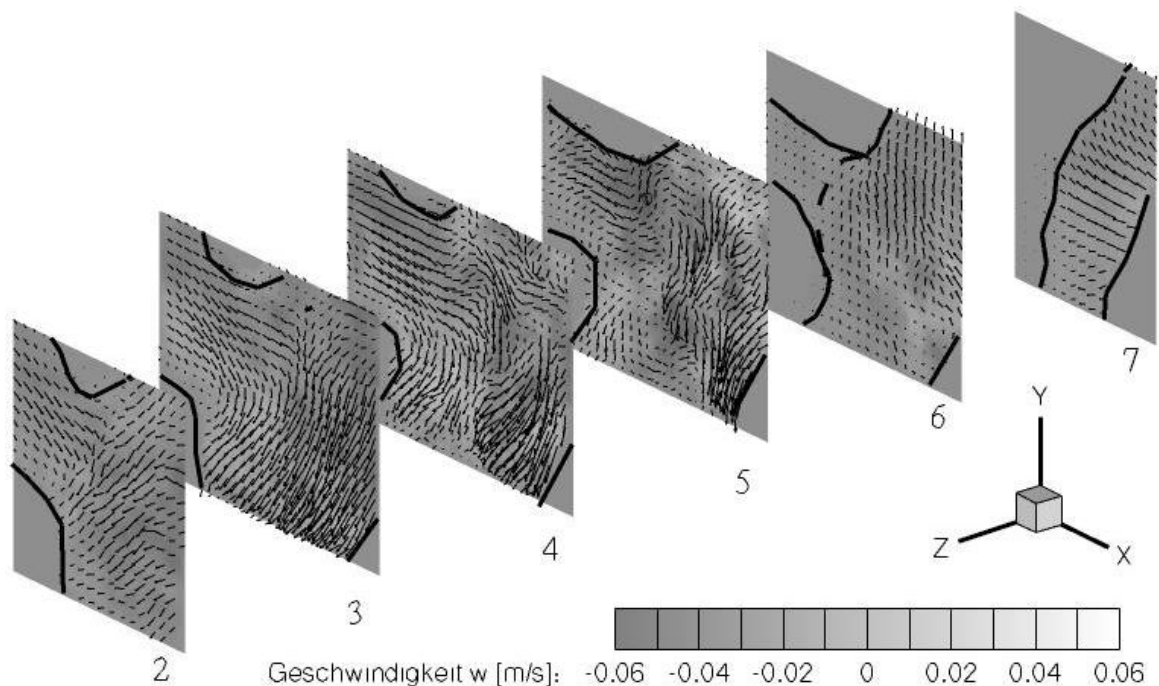


Abbildung 4: Geschwindigkeitsverteilung in 6 ausgewählten Ebenen in der ersten Bifurkation zwischen dem rechten Hauptbronchus und den anschließenden rechten Lungenflügeln für den Übergang von Einatmung zu Ausatmung bei einer Womersleyzahl von  $\alpha_2 = 4, 11$ .

5 ist dieser Einströmvorgang jedoch bereits weniger stark ausgeprägt. Gleichzeitig bildet bei  $\alpha_1 = 3, 35$  in den gleichen Ebenen am rechten Bronchusrand ein Gebiet mit höheren Strömungsgeschwindigkeiten in Richtung Exhalation aus. Für beide Womersleyzahlen ist in den Ebenen 6 und 7 schließlich eine sehr starke Reduzierung der Geschwindigkeit und der Beginn der Exhalation festzustellen. Ebene 7 zeigt zudem eine sehr wandnahe Strömung, weswegen hier nur noch kleine Geschwindigkeiten zu detektieren sind.

Für eine Womersleyzahl von  $\alpha_1 = 3, 35$ , Abbildung 3, verdeutlicht das Geschwindigkeitsfeld in Ebene 3 darüber hinaus die Umlenkung der Strömung aus dem oberen rechten Lungenflügel in Richtung Lunge. In den Ebenen 4 und 5 hingegen ist eine Umlenkung der Strömung in Richtung Trachea zu erkennen und somit die beginnende Ausatmung sichtbar. Dieser Effekt kann für die höhere Womersleyzahl von  $\alpha_1 = 4, 35$ , Abbildung 4, in den korrespondierenden Ebenen nicht wiedergefunden werden.

Auf der Grundlage der vorgestellten Ergebnisse kann davon ausgegangen werden, dass bei zeitaufgelöster Erfassung der exhalierten Aerosole, Partikel aus dem rechten oberen Nebenbronchus zuerst exhalieren werden. Dies bedeutet, dass aufgrund der früher ausströmenden Luft aus dem rechten oberen Nebenbronchus auch Aerosole aus diesem Bereich vor jenen aus anderen Bereichen, wie dem rechten unteren Nebenbronchus, die Lunge zuerst verlassen. Hinzu kommende Aerosolpartikel werden aus den anderen Bereichen exhalieren. Durch weitere Untersuchung in diesem Bereich wäre es möglich, Schädigungen in den einzelnen Lungenflügeln zu detektieren.

Des Weiteren ist in Abbildung 3 an den hohen Werten der Geschwindigkeitskomponente senkrecht zum Lichtschnitt zu erkennen, dass sich an der zweiten Bifurkation zwischen dem oberen und dem unteren Nebenbronchus ein Wirbel ausbildet. Deutlich sichtbar ist dieser Wirbel für eine Womersleyzahl von  $\alpha_1 = 4, 11$  in den Ebenen 3 bis 5. In beiden Messungen ist zu erkennen, dass der Wirbelvektor parallel zur z-Achse verläuft.

Die Differenz zwischen den Womersleyzahlen  $\alpha_1$  und  $\alpha_2$  ist gering, weshalb der Unterschied in den Messergebnissen geringfügig ist. Deutlich ist aber zu erkennen, dass für die höhere Womersleyzahl  $\alpha_2$  die Geschwindigkeitskomponente  $w$  im Gebiet zwischen Hauptbronchus und Nebenbronchi stärker ausgeprägt ist als für  $\alpha_1$ . Des Weiteren ist im zeitlichen Strömungsverlauf eine Verzögerung für die höhere Womersleyzahl zu erkennen.

Die Ergebnisse zeigen in Übereinstimmung mit den Ergebnissen der numerischen Simulation in

Eitel et al. [6] eine Frequenzabhängigkeit der sekundären Strömungsphänomene während der Ausatmung.

## Fazit und Ausblick

In dieser Untersuchung wurde die Stereo-Scanning PIV-Technik als Messmethode zur zeitlichen und räumlichen Erfassung des dreidimensionalen Strömungsfeldes in der menschlichen Lunge vorgestellt. Dabei wurde das Geschwindigkeitsfeld in der ersten Bifurkation und den anschließenden rechten Lungenflügeln in einem Messvolumen von  $20 \times 18 \times 18 \text{ mm}^3$  zeitaufgelöst ermittelt. Die Stereo-Scanning PIV-Technik erweist sich dabei als eine zuverlässige quasi-volumetrische Messtechnik, die es ermöglicht, das dreidimensionale Geschwindigkeitsfeld in komplexen Geometrien zu vermessen. Durch die Analyse des Strömungsfeldes in sechs aufeinanderfolgenden Ebenen sind die Position und die Größe von Wirbelstrukturen und die räumliche Ausdehnung von Regionen mit unterschiedlichen Geschwindigkeitsstärken und Strömungsrichtungen feststellbar. Des Weiteren bestätigen die Messungen, dass die Stärke der sekundären Strömungsstrukturen mit zunehmender Womersleyzahl steigt.

In weiterführenden Untersuchungen muss eine höhere Partikeldichte über den gesamten Messzeitraum erreicht werden. Eine Möglichkeit wäre der Einsatz eines Bubble-Generators nach [8] der mit Hilfe von Druckluft Lufttracerpartikel im Größenbereich von  $1 - 20 \mu\text{m}$  erzeugt. Im Anschluss werden Aerosoldepositionsmessungen an zweidimensionalen generischen Modellen erfolgen, um die Deposition von Partikeln an Wänden in geschlossenen Strömungskanälen bei vorgegebenen Parametern wie Reynoldszahl, Partikelgröße, -dichte und -konzentration reproduzierbar untersuchen zu können.

## Literatur

- [1] MURRAY, C. J. ; LOPEZ, A. D.: Alternative projection of mortality by cause 1990–2020: global burden of disease study *Lancet* 349:1498–1504 (1997)
- [2] KLEINSTREUER, C. ; ZHANG, Z.: Airflow and Particle Transport in the Human Respiratory System *Annu. Rev. Fluid Mech.* 42:301–334 (2010)
- [3] THEUNISSEN, R. ; RIEHTMULLER, M. L.: Particle Image Velocimetry in Lung Bifurcation Models. In: *Topics of applied physics: Particle image velocimetry - new developments and recent applications*. Eds.: A. Schröder and C. Willert pp.73–101, (2008)
- [4] FRESCONI, F. ; PRASAD, A.: Secondary Velocity Fields in the Conducting Airways of the Human Lung. *J. Biomech. Eng.* 129:722–732 (2007)
- [5] ADLER, K. ; BRÜCKER, C.: Dynamic flow in a realistic model of the upper human lung airways. *Exp. Fluids* 43:411–423 (2007)
- [6] EITEL, G. ; SOODT, T. ; SCHRÖDER, W.: Investigation of pulsatile flow in the upper human airways. (2010). – *Accepted for publication International Journal of Design & Nature and Ecodynamics*
- [7] VAN ERTBRUGGEN, C. ; HIRSCH, C. ; PAIVA, M.: Anatomically based three-dimensional model of airways to simulate flow and particle transport using computational fluid dynamics. *J. Appl. Physiol.* 98:979–980 (2005)
- [8] GROSSE, S. ; SCHRÖDER, W. ; KLAAS, M. ; KLÖCKNER, A. ; ROGGENKAMP, J.: Time Resolved Analysis of Steady and Oscillating Flow in the Upper Human Airways. *Exp. Fluids* 42:955–970 (2007)
- [9] GROSSE, S. ; SCHRÖDER, W. ; KLAAS, M.: Time-resolved PIV measurements of vortical structures in the upper human airways. In: *Topics of applied physics: Particle image velocimetry - new developments and recent applications*. Eds.: A. Schröder and C. Willert pp.35-53, (2008)

- [8] ISHIKAWA, M.; IRABU, K.; TERUYA, I.; NITTA, M.: PIV MEasurement of a Contraction Flow using Micro-Bubble Tracer. *The 6th International Symposium on Measurement Techniques for Multiphase Flows - Journal of Physics: Conference Series* 147 (2009)