

Experimentelle Untersuchungen zur Nasenströmung

Experimental studies on the flow through the nasal cavity

F. Peters, T. Groß, T. Kunkel

Ruhr-Universität Bochum

Strömungslehre IB 6/44

44780 Bochum

Schlagworte: Nasenströmung, oszillierende Innenströmung, PIV

Keywords: Nose flow, oscillating internal flow, PIV

Einleitung

Die Strömung durch die menschliche Nase erfüllt gleichzeitig sehr verschiedene Funktionen wie Atmung, Erwärmung, Befeuchtung, Reinigung, und Riechen (Wolf et al. 2004). Ein ingenieurmäßiger Entwurf würde davor zurückschrecken diese Funktionen in einer Einheit unterzubringen. Anders die Evolution: sie hat ein integriertes System hervorgebracht, in dem alle Funktionen miteinander verwoben sind. Entstanden ist ein geometrisch extrem komplizierter 3-dimensionaler Strömungskanal, dessen Funktionsweise nach wie vor nicht verstanden wird. Aus der reinen Anschauung der Geometrie erschließt sich nicht viel. Experimentelle Untersuchungen sind notwendig. Wir haben zunächst integrale Messungen des Druckverlustes und des Volumenstroms an Testpersonen und Modellen durchgeführt. Diese integralen Untersuchungen wurden dann durch lokale Messungen der Geschwindigkeitsverteilung an Modellen mit PIV erweitert. Dazu wurde nicht die Brechzahlanpassung in einem transparenten Modell gewählt, sondern eine Modellschnitttechnik entwickelt.

Im Folgenden geben wir zunächst einen Überblick über die Nasenkanalströmung mit einem typischen Messergebnis des Nasenwiderstandes. Wir beschreiben dann den PIV-Aufbau am Modell und stellen erste Ergebnisse vor.

Der Nasenkanal

Abb.1 zeigt eine aus CT-Bildern ermittelte seitliche Ansicht eines Nasenkanals. Während diese Ansicht die Höhe des Kanals wiedergibt zeigen die darunter eingefügten Bilder Schnitte durch den Kanal an den bezeichneten Stellen. Die aus diesen Schnittbildern errechnete Fläche entlang des Kanals ist in Abb.2 aufgetragen. Die obere Kurve gibt die Gesamtfläche, die sich aus den beiden unteren Kurven der Nasengänge zusammensetzt.

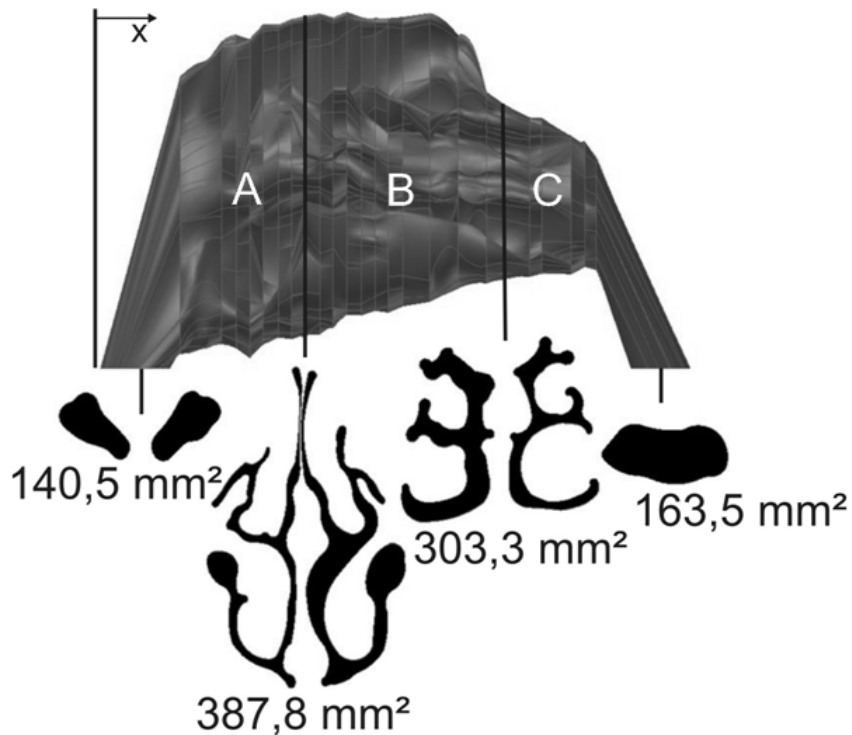


Abb. 1: Der Nasenkanal in seitlicher Draufsicht mit Schnittbildern (unten)

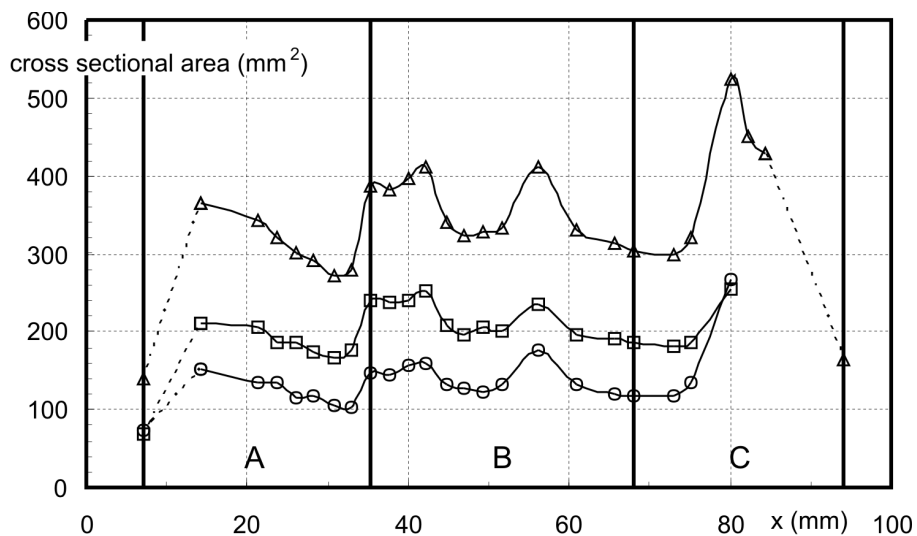


Abb. 2: Die Entwicklung der Querschnittsfläche im Nasenkanal der Abb.1. Untere Kurven: die einzelnen Kanäle. Obere Kurve: Gesamtfläche

Die Auswertung der Nasenkanäle verschiedener Personen zeigt ein hohe Individualität. Ein genereller Charakter kann aber trotzdem angegeben werden. Beginnend bei den eher engen Nasenlöchern passiert die Luft das Vestibül, das sich zum Nasenventil hin verengt. Dann beginnt eine Transformation zu sehr engen Kanälen, die sich um die Nasenmuscheln herumziehen. Diese mittlere Sektion wird Meatus genannt. Sie ist typischerweise 40-50 mm lang. Das Seitenverhältnis von Kanalhöhe zu Breite ist von der Ordnung 1:100. Der Meatus verläuft in etwa geradlinig bis er sich im hinteren Teil wieder zu einer einzigen Röhre umbildet, die in einer scharfen Abwärtskurve in den Rachen mündet.

Der Wechsel zwischen mehr röhrenartigen und kanalartigen Anteilen ist sicherlich auf unterschiedliche Aufgaben zurückzuführen. Es ist anzunehmen, dass der Meatus dem Feuchte- und Wärmetransport gewidmet ist, weil offenbar viel Oberfläche im Verhältnis zum Volumen geschaffen wird. Eine wichtige offene Frage ist, wie sich die Strömung in einem verwundenen, engen Querschnitt verteilt. Dieser Frage soll hier mit PIV nachgegangen werden. Zunächst zur Charakterisierung der Strömung.

Strömung durch den Nasenkanal

Wir beziehen uns auf die Ruheatmung, in der der Mund geschlossen bleibt. Die Atemfrequenz liegt dann bei $10 - 15 \text{ min}^{-1}$ und der im Zyklus auftretende maximale Volumenstrom bei 1 Lit./s . Ein solcher Volumenstrom bezogen auf die Flächen in Abb.2 ergibt mittlere Geschwindigkeiten im Bereich 3 bis 8 m/s . Reynoldszahlen im Meatus sind in der Gegend von 500 zu erwarten (Peters 2009).

Abb.3 zeigt einen an einer Testperson aufgenommenen Atemzyklus. Aufgetragen ist der Druckabfall zwischen Atmosphäre und Rachen gegen den Volumenstrom. Der positive Ast entspricht Einatmung und der negative Ausatmung. Die Kurve wird in einer geschlossenen Schleife durchlaufen. Zur Charakterisierung der Strömung lässt sich folgendes sagen.

- Einatmung und Ausatmung verlaufen etwa symmetrisch, was bei einer so komplexen Geometrie nicht selbstverständlich erscheint.
- Die Kurven lassen sich durch ein Polynom zweiten Grades sehr gut modellieren wie in dem Diagramm angezeigt. Der lineare Term steht für Verluste laminarer Strömungsanteile während der quadratische turbulente Anteile repräsentiert. Es ist also davon auszugehen, dass im gesamten Zyklus stets beide Anteile eine Rolle spielen.
- Die untere Kurve (kleinerer Druck) wurde nach dem Einsatz von Nasenspray aufgenommen. Nasenspray erweitert den Nasenkanal im Bereich der Schleimhäute durch Zusammenziehen der Blutgefäße. Man erkennt eine erhebliche Reduzierung des Druckverlustes. Spray führt also messbar zu freierem Atmen. Diese Messung weist aber auch auf ein grundsätzliches Problem der Nasenuntersuchungen hin. Geringe Geometrieviationen haben bereits großen Einfluss. Dies bedeutet, dass man von der Patientennase keinen Referenzfall reproduzieren und somit auch kein wirkliches Referenzmodell erstellen kann. Ein Modell gibt eine Momentaufnahme einer im Prinzip dynamischen Nasenkontur. Wenn man allerdings ein Modell von der gesunden Nase gewonnen hat, so kann man immerhin sagen, dass die Kontur in der Variationsbreite des Patienten liegt.

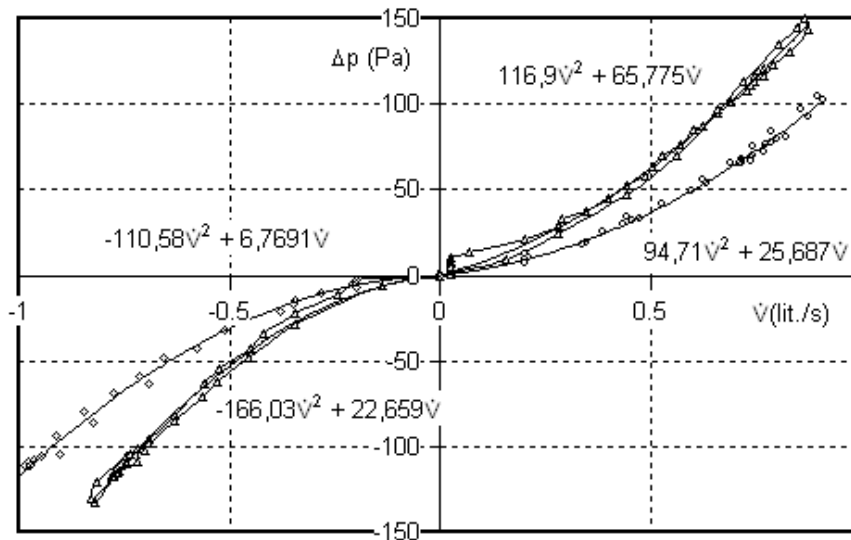


Abb. 3: Druckverlust der Nase einer Testperson als Funktion des Volumenstroms. Kurve kleineren Drucks: bei Einsatz von Nasenspray.

PIV-Aufbau

In der Nase ist jede Messung schwierig, erstens wegen der Zugangsproblematik und zweitens wegen der Irritation durch die Einführung einer Sonde. Um Geschwindigkeiten zu bestimmen empfehlen sich Modelle. Ausgangspunkt eines jeden Modellbaus sind MRT- oder CT-Daten von Patienten. Diese Daten liegen in Schnitten vor, die typischerweise 2-3 mm voneinander getrennt sind. Jede Bearbeitung zur Erzeugung von CAD-Daten ist gezwungen die Zwischenräume zu interpolieren. Wegen der vielen Artefakte, die dabei entstehen können empfehlen sich semi-manuelle Methoden. Mit einem geeigneten CAD Datensatz kann man dann ein Modell aus Kunststoff erzeugen. Ein durchsichtiges Modell muss aufwändig gefräst werden, was eine Vergrößerung und eine Mehrfachteilung verlangt (Malleprea and Bergers 2009). Einfacher ist es, ein 1:1 Rapid Prototyping Modell herzustellen, wobei der verwendete Kunststoff i.a. nicht transparent ist.

Im ersten Ansatz wird man immer versuchen einen Lichtschnitt in ein transparentes Modell zu legen um PIV zu ermöglichen. Dazu braucht man Brechzahlanpassung mit Flüssigkeiten. Da der Umgang mit den Flüssigkeiten innerhalb und außerhalb des Modells sehr aufwändig ist und eine 1:1 Untersuchung mit Luft anstelle von Flüssigkeit vorteilhaft erscheint bietet sich folgender Weg an.

Das 1:1 Rapid Prototyping Modell wird geteilt, und zwar entlang der Schnitte wie sie in Abb.1 gezeigt sind. Die Austrittsgeschwindigkeit aus diesen Schnitten wird mit PIV vermessen. Der einzige Einwand gegen diese ansonsten vorteilhafte Methode ist der, dass die aus der Öffnung austretende Strömung nicht dieselbe ist, die im geschlossenen Kanal vorliegt. Dieser Einwand gilt und kann ohne zusätzliche Untersuchung nicht vollständig ausgeräumt werden. Er wird allerdings durch zwei Argumente gemildert. Erstens ist die Kontur trotz ihrer Komplexität in Strömungsrichtung nicht sprunghaft sondern stetig. Der Schnitt öffnet also nicht etwa Querschnitte, die vorher nicht da waren. Zweitens interessiert im jetzigen Stadium der Untersuchungen die Verteilung des Volumenstroms über dem Querschnitt und weniger der genaue Vektor der Geschwindigkeit (s. Ergebnisse).

Der schematische Versuchsaufbau ist in Abb.4 zu sehen. Der Lichtschnitt eines gepulsten PIV

Solo III 532nm NdYagLasers ist so ausgerichtet, dass er senkrecht auf den Modellschnitt fällt. Die Breite des Lichtschnitts deckt die Höhe des Modells ab. Die Schnittfläche wurde zur Unterdrückung von Reflexionen geschwärzt. Die Kamera schaut auf den Modellaustritt wie der Leser. Die Modellhöhe wird mit einer Einstellung voll erfasst, so dass eine vertikale Stückelung des Bildes entfällt. Zur Abtastung des Strömungsquerschnittes senkrecht zur Bildebene wurde das Modell mit Schrittmotorsteuerung in Schrittweiten von 1 *mm* verfahren.

Durch das Modell wurde Luft geblasen die mit DEHS-Tröpfchen als Tracer versetzt wurde. Die Geschwindigkeiten entsprechen der Realität.

Die Auswertung der Aufnahmen wird mit dem Programm DaVis 6.2.2 der Firma LaVision durchgeführt. Die Startgröße des Auswertefensters liegt bei 64 x 64 *pix*² und einer Überlappung von 50%, diese wird in fünf Berechnungsdurchläufen auf eine Größe des Auswertefensters von 16 x 16 *pix*², ebenfalls mit 50% Überlappung, reduziert.

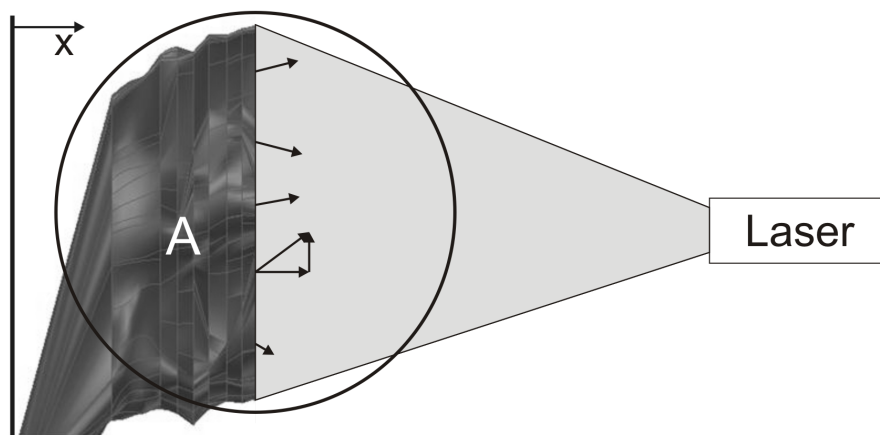


Abb. 4: Anordnung des PIV-Lichtschnitts

Ergebnisse

In den Abb. 5, 6 sind zwei Ergebnisse dargestellt. Abb. 5 zeigt die Geschwindigkeitsverteilung beim Einatmen im Schnitt zwischen den Modellteilen A und B (s. Abb. 1, 4) und Abb. 6 die zwischen den Teilen B und C. Es wurde die aus dem Schnitt senkrecht austretende Geschwindigkeitskomponente, also die für den Transport verantwortliche, aufgetragen. (Schwarz/weiß kodiert. Hell bedeutet schnell.)

Im ersten Schnitt findet man Maximalgeschwindigkeiten bis zu 8 *m/s*, im zweiten bis zu 5 *m/s*. Die Strömungsverteilung ist sehr inhomogen. Es gibt große Bereiche im ersten Schnitt, in denen offenbar kaum Luft transportiert wird. Im zweiten Schnitt, der ja stromab vom ersten liegt, ist die Verteilung schon gleichmäßiger. Die Orte der Maximalgeschwindigkeiten erscheinen nicht signifikant. Zu den beiden unteren Ausbuchtungen in Abb. 5 ist zu sagen, dass sie sich stromab einer starken Umlenkung befinden, der die Strömung offenbar nicht folgt.

Die inhomogene Verteilung verunsichert stark, denn man könnte sie als Optimierung der Evolution auffassen. Genauso gut könnte man von zufälliger Geometrie im Rahmen eines generellen Entwurfs sprechen. Aus strömungsphysikalischer Sicht kann man sich insbesondere fragen, ob Wärme- und Stoffaustausch möglicherweise verbessert wird, wenn ein Kanal nicht gleichmäßig durchströmt wird, sondern Zonen des Massetransports und Zonen des Wärmetransports kombiniert. Hier spaltet sich das Problem in zwei Richtungen auf. Einerseits gilt es

die Strömungsphysik der Nase zu verstehen. Zum anderen fragt sich, ob der Ingenieur mit dem üblichen Ansatz homogener Verteilungen vorteilhaft handelt.

Fazit

Der eingeschlagene Weg, das Nasenmodell zu teilen um an Geschwindigkeitsinformationen in einer höchst komplizierten Geometrie zu kommen hat sich soweit bewährt. Der Vergleich mit numerischen Rechnungen steht aus, sowie die Erweiterung auf weitere Schnitte, andere Modelle und auf den ganzen Atemzyklus.

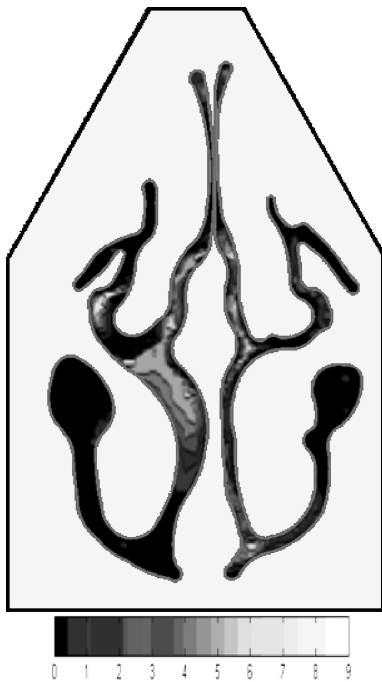


Abb. 5: Geschwindigkeitsverteilung im Schnitt AB (s. Abb.1)

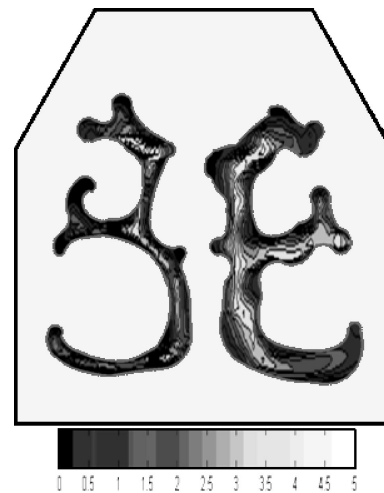


Abb. 6: Geschwindigkeitsverteilung im Schnitt BC (s. Abb.1)

Danksagung

Dieses Projekt wird von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) gefördert. (Pe 401/25-1)

Literatur

Wolf, M., Naftali, S., Schroter, R.C., Elad, D., 2004: „Air-conditioning characteristics of the human nose.“, J. Laryngology & Otology 118, 87-92.

Peters, F., 2009: „Experiments on air and heat flow in the nasal cavity.“, Submitted for publication

Malleprete, T., Bergers, D., In press 2009: „Accuracy of medical RP models.“, Rapid Prototyping Journal.