Aus der Abteilung für Rhinologie der Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde (Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. W. Hosemann) der Medizinischen Fakultät der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald

Untersuchungen zur Bewertung der Geometrie des nasalen Diffusors mittels Akustischer Rhinometrie

Inaugural – Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.) der Medizinischen Fakultät der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald 2007



vorgelegt von: Katy Fiebig geb. am 19.03.1980 in Greifswald

Dekan:

1.Gutachter:

2.Gutachter:

(3. Gutachter:)

Ort, Raum:

Tag der Disputation:

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung1	
2	Problemstellung und Ziel der Studie3	
3	Literaturdiskussion zur rhinologischen Funktionsdiagnostik4	
3.1	Akustische Rhinometrie4	
3.1.1	Anwendungsgebiete in der Nase4	
3.1.2	Validierung der Akustischen Rhinometrie durch andere Methoden5	
3.1.2.1	Vergleich der Akustischen Rhinometrie mit der Computertomographie5	
3.1.2.2	Vergleich der Akustischen Rhinometrie mit der Magnetresonanztomographie6	
3.1.2.3	Vergleich der Akustischen Rhinometrie mit der Fluid displacement-Methode7	
3.1.2.4	Vergleich der Akustischen Rhinometrie mit der Rhinomanometrie	
3.1.2.5	Vergleich der Akustischen Rhinometrie mit dem nasalen Peak-Flow9	
3.1.2.6	Fazit der verschiedenen Validierungen9	
3.1.3	Reproduzierbarkeit der Messergebnisse9	
3.1.4	Fehlerquellen bei der Akustischen Rhinometrie10	
3.1.4.1	Einfluss von Engstellen auf die Messung der Akustischen Rhinometrie10	
3.1.4.2	Einfluss durch den Ansatzwinkel des Tubus bei der Akustischen Rhinometrie12	
3.1.4.3	Konfiguration des ARM-Nasenadapters und dessen Adaptation an die Nase13	
3.1.4.4	Einfluss der Nasennebenhöhlen auf die Akustische Rhinometrie13	
3.2	Rhinomanometrie und Rhinoresistometrie14	
3.2.1	Anwendungsgebiete in der Nase15	
3.2.2	Reproduzierbarkeit der Messergebnisse15	
3.2.3	Fehlerquellen bei der Rhinomanometrie16	
3.2.3.1	In der Literatur beschriebene Fehlerquellen16	
3.2.3.2	Fehlerquellen bei der Rhinoresistometrie mit dem Gerät der Fa. RhinoMetrics A/S,	
	Dänemark18	
3.3	Kombination von Akustischer Rhinometrie und Rhinomanometrie bzw.	
	Rhinoresistometrie19	
4	Anatomische und strömungsphysikalische Grundlagen2	
4.1	Anatomische Grundlagen20	
4.2	Physikalische Grundlagen	
4.3	Strömungsphysikalische Besonderheiten in der Nase	

5	Material und Methoden	32
5.1	Probandenauswahl	32
5.2	Akustische Rhinometrie	32
5.2.1	Methodik der Akustischen Rhinometrie	32
5.2.2	Untersuchungsablauf mittels akustischer Rhinometrie	34
5.2.3	Auswertung der Akustischen Rhinometrie	35
5.3	Rhinoresistometrie	38
5.3.1	Methodik der Rhinoresistometrie	38
5.3.2	Untersuchungsablauf mittels Rhinoresistometrie	39
5.3.3	Auswertung der Rhinoresistometrie	
5.4	Durchführung und Messbedingungen	42
5.5	Herleitung von Kennzahlen und deren Auswertung	43
5.6	Analyse der Ergebnisse und statistische Auswertung	46
6	Ergebnisse	47
6.1	Vergleich der Lambdawerte für den momentanen und abgeschwollenen Zustand o	ler
	Nasenschleimhaut	47
6.2	Die Diffusor-Kennzahlen und deren Korrelationen zu Lambda und dem hydraulis	chen
	Durchmesser	48
6.2.1	Kennzahl PHI	49
6.2.2	Kennzahl DRI1	51
6.2.3	Kennzahl DRI2	52
6.2.4	Kennzahl DVI	54
6.2.5	Vergleich der Kennzahlen	55
6.3	Gruppeneinteilung der Kennzahlen	56
7	Diskussion	60
7.1	Diskussion der Methodik	60
7.1.1	Probandenkollektiv	60
7.1.2	Versuchsdurchführung	60
7.1.3	Herleitung der Diffusor-Kennzahlen	64
7.2	Diskussion der Ergebnisse	64
7.2.1	Lambdawerte	64
7.2.2	Verhalten der Diffusor-Kennzahlen bei Abschwellung der Nasenschleimhäute	65
7.2.2.1	PHI	65
7.2.2.2	DRI1	65

10	Anhang	86
9	Literaturverzeichnis	76
8	Zusammenfassung	73
7.2.6.2	Lambda-Werte im Vergleich	71
7.2.6.1	MCA1-Werte im Vergleich	69
7.2.6	Vergleich zu Ergebnissen anderer Autoren	69
7.2.5	Vergleich zu Kästchenversuchen	68
7.2.4	Korrelationen aller Diffusor-Kennzahlen zum hydraulischen Durchmesser	68
7.2.3	Korrelationen aller Diffusor-Kennzahlen zu Lambda	67
7.2.2.4	DVI	66
7.2.2.3	DRI2	66

Verwendete Abkürzungen

A1	Querschnittsfläche am Anfang des Diffusors ; MCA1	
A3	Querschnittsfläche (CSA) am Ende des Diffusors ; HP	
A2	Differenz A3 - A1	
abre	abgeschwollener Zustand der Nasenschleimhaut der rechten Seite	
abli	abgeschwollener Zustand der Nasenschleimhaut der linken Seite	
ARM	Akustische Rhinometrie	
CRIFIM	Constant Rate Isotonic Fluid Infusion Manometry	
CSA	cross sectional area	
СТ	Computertomographie	
C-Zacke	Fläche am Kopf der Concha nasalis inferior und der Intumescentia septi	
D	distance ; Distanz zwischen den Flächen MCA1 und HP	
Dh	hydraulischer Durchmesser	
DRI1	diffuser regression increase 1 ; Verhältnis von A3 : D	
DRI2	diffuser regression increase 2 ; Verhältnis von A2 : D	
DVR	diffuser volume relation; Verhältnis von V2: V1	
DVI	diffuser volume increase; Vges-Vu/Vu +Vu	
FDM	Fluid displacement-Methode	
HD	halbe Distanz zwischen den Flächen MCA1 und HP	
HP	highest point ; Fläche (CSA) am Ende des nasalen Diffusors	
HRCTV	High-resolution computer tomography volumetry	
I-Zacke	Fläche des Isthmus nasi	
La	Lambda (la·10) ; Reibungskoeffizient	
MCA1	minimal cross sectional area 1; Isthmus nasi	
momre	momentaner Zustand der Nasenschleimhaut der rechten Seite	
momli	momentaner Zustand der Nasenschleimhaut der linken Seite	
MRI	Magnetresonanz-Tomographie	
nPEF	nasaler Peak-Flow	
р	Signifikanzniveau	
PHI	Winkel zwischen der Diffusorgeraden und der y-Achse	
R	Korrelationskoeffizient	
RMM	Rhinomanometrie	
RRM	Rhinoresistometrie	

SD	Standardabweichung
V1	Volumen zw. MCA1 und HD
V2	Volumen zw. HD und HP
Vges	Vu+Vo bzw. V1 + V2
Vo	oberes Volumen ; A2 \cdot D /2
Vu	unteres Volumen ; A1 · D
VAS	Visual analogue Scale

1 Einleitung

Die Nase hat nicht nur die aerodynamische Aufgabe, die Atemluft ungehindert passieren zu lassen. Die Luft soll auch klimatisiert und gesäubert werden. Abgelagerte Staubpartikel müssen mit dem mukoziliaren System abtransportiert werden. Die Schleimhaut hat innerhalb des Immunsystems wichtige Aufgaben. Das Riechorgan ist in der Nase lokalisiert und die Nase bildet einen wichtigen Resonanzraum für die Stimme (64).

Um diese physiologischen Aufgaben erfüllen zu können, muss die Nase störungsfrei funktionieren. Zur Beurteilung der Funktionsfähigkeit ist der Untersucher zum einen auf das subjektive Empfinden des Patienten und seine subjektive Bewertung bei der klinischen Untersuchung angewiesen. Zum anderen kann er sich objektive Methoden der Diagnostik zu Nutze machen, die schon seit Jahrzehnten ihren Einsatz finden und bis heute weiter verbessert werden.

Zwei sehr geläufige Methoden sind die RMM und die ARM (26). Die hier verwendete RRM ist eine Weiterentwicklung der RMM und unterscheidet sich von ihr durch die Berechnung zusätzlicher Parameter. Zu diesen zählen der Strömungswiderstand als Funktion von der Strömungsgeschwindigkeit, der hydraulische Durchmesser, der Reibungskoeffizient Lambda und das Turbulenzverhalten (51).

Das Cavum nasi lässt sich durch geometrische Formen beschreiben (Abb.1), deren Einfluss auf die Strömung aus der Strömungsphysik bekannt ist (59). Die Atemluft durchströmt dabei in inspiratorischer Richtung zuerst das Vestibulum nasi, das sich geometrisch als Krümmer und Düse darstellt. Gefolgt wird dieser Abschnitt vom Isthmus nasi, der als eine konkav gebogene enge Durchtrittsöffnung zu betrachten ist und in das Cavum nasi überleitet. Das vordere Cavum hat durch seine Querschnittserweiterung den strömungsdynamischen Effekt eines Diffusors. Im anschließenden Spaltraum befinden sich die Nasenmuscheln, durch die eine Oberflächenvergrößerung erreicht wird. Das der Muschelregion folgende hintere Cavum funktioniert durch die Querschnittsverringerung als Düse und geht durch die Choanen (konvexe Durchtrittsöffnungen) in die Epipharynxregion (Krümmer) über. Gegenstand dieser Arbeit ist der Diffusor im vorderen Cavum nasi.



Abb. 1: Bau der Nase aus strömungsdynamischer Sicht.

(nach 87)

Bei der funktionell-ästhetischen Rhinochirurgie werden diese Strukturen der Nase verändert. Aus dieser Sicht ist es wünschenswert, diagnostische Methoden zu entwickeln, welche eine verbesserte präoperative Diagnostik sowie postoperative Qualitätssicherung ermöglichen.

2 Problemstellung und Ziel der Studie

Im Zusammenhang mit der Turbulenzentstehung und -regulierung ist das vordere Cavum nasi von besonderem Interesse. Es hat die strömungsdynamische Funktion eines Diffusors. Infolge von Septumdeformationen und Formveränderungen der äußeren Nase ist der Diffusor häufig deformiert und daher in seiner Funktion gestört.

Aus den Erfahrungen der täglichen rhinologischen Praxis und nach dem Studium der relevanten Literatur sehen wir im Zusammenhang mit der rhinologischen Funktionsdiagnostik u. a. folgende Probleme:

- In der Rhinologie mangelt es an funktionsdiagnostischen Methoden zur Differenzierung von Ursachen einer gestörten Nasenfunktion.
- Der Zusammenhang zwischen Form und Funktion der Nase ist bekannt, dennoch steht bisher kein Messverfahren zur Objektivierung zur Verfügung.
- Die Möglichkeit einer messtechnischen Erfassung des Zusammenhangs zwischen der Form des Diffusors (Querschnittszunahme) und der Funktion (Turbulenzausbildung) ist für die rhinologische Funktionsdiagnostik von großer Bedeutung.

Die ARM ist eine geeignete Methode, die Querschnittszunahme im nasalen Diffusor zu vermessen. Da er für die Turbulenzentstehung in der Nase eine entscheidende Bedeutung hat, müssten Formveränderungen des nasalen Diffusors zu einer Änderung des mittels RRM ermittelten Lambda-Wertes führen. Die akustisch-rhinometrische Vermessung des nasalen Diffusors in Sicht auf die Turbulenzentstehung ermöglicht eine weitere diagnostische Differenzierung von Störungen der nasalen Funktion. Dazu ist die Einführung einer Kennzahl erforderlich, welche den Funktionszustand des nasalen Diffusors charakterisiert.

In dieser Arbeit sollen folgende Fragen beantwortet werden:

- Ist mit Hilfe der ARM die Berechnung einer Kennzahl für den nasalen Diffusor möglich, welche den Funktionszustand bezüglich der Turbulenzauslösung charakterisiert?
- Wie ist der Zusammenhang zwischen dieser Kennzahl und dem Reibungskoeffizienten Lambda?
- Gibt es eine signifikante Änderung der Diffusor-Kennzahl und des Reibungskoeffizienten durch Schwellungsänderung der Nasenschleimhäute?

3 Literaturdiskussion zur rhinologischen Funktionsdiagnostik

3.1 Akustische Rhinometrie

Ursprünge der ARM gehen auf Jackson (40) zurück. Er führte 1977 erste Untersuchungen mittels Reflektometrie an den tiefen Luftwegen durch. Als Messobjekte dienten damals Hundelungen.

Fredberg et al. (21) gelang 1980 die Vermessung an Patienten mittels Reflektometrie. Dabei beurteilten sie den Messabschnitt zwischen dem Patientenmund und der Carina trachealis. Durch die Auswertung vergleichender radiographischer Darstellungen der entsprechenden Messabschnitte kamen die Autoren zu dem Ergebnis, dass eine Messung über den Mund des Patienten geeignet ist, den Luftweg bis zur Carina trachealis realistisch darzustellen.

1989 übertrug Hilberg (37) die Erkenntnisse Jacksons (40) auf die oberen Luftwege und entwickelte somit die ARM. Zur Methode der ARM siehe Kapitel 5.2.1.

Neben der ARM gibt es auch eine optische Messmethode. Die Vermessung erfolgt dabei mittels monochromatischen Infrarotlichts verschiedener Wellenlängen. Mit der optischen Rhinometrie sind nur Schwellungsänderungen der Schleimhaut im vorderen Bereich der Nase zu objektivieren (86).

3.1.1 Anwendungsgebiete in der Nase

Wie man zahlreichen Veröffentlichungen (11, 29, 44, 50, 62, 67, 78, 85) entnehmen kann, wird die ARM gern als Standardmethode zur Vermessung der Naseninnenraumquerschnitte benutzt. Dabei dient sie zur Verlaufsbeurteilung bei Allergiepatienten (78, 85), zur Darstellung des nasalen Zyklus (44) ebenso wie zur Indikationsstellung und postoperativen Kontrolle, z.B. nach Laserchirurgie der Nasenmuscheln (78), Septo- und Rhinoplastiken (3, 28), ästhetischen Eingriffen (29), Polypektomien (67) und Adenoidektomien (50). Selbst rassenbedingt verschiedene Nasenanatomien lassen sich mittels ARM darstellen und wissenschaftlich untersuchen, wie Morgan (62) mit seiner Studie zeigen konnte.

Wegen der schnellen non-invasiven Methode wird die ARM gut von den Patienten akzeptiert. Auch Kinder lassen sich problemlos untersuchen (11, 50).

3.1.2 Validierung der Akustischen Rhinometrie durch andere Methoden

Basierend auf den Messergebnissen der ARM werden Diagnosen gestellt, Nasen als gesund oder krank eingestuft, Operationen geplant und wissenschaftliche Aussagen getroffen. Die Verlässlichkeit der Methode ist dabei als Voraussetzung anzusehen. Viele Autoren haben versucht, die ARM durch Vergleich mit anderen Methoden zu validieren.

Dazu wurde die ARM mit der Computertomographie (CT) (7, 23, 36, 37, 52, 56, 81), der High-resolution computer tomography volumetry (HRCTV) (13, 66), der Magnetresonanz-Tomographie (MRI) (12, 36, 77), der Rhinomanometrie (RMM) (37, 63, 65), der Fluid displacement-Methode (FDM) (37, 77, 79) und der nasalen Peak-Flow-Methode (nPEF) (65, 85) verglichen.

3.1.2.1 Vergleich der Akustischen Rhinometrie mit der Computertomographie

Bereits 1989 führten Hilberg et al. (37) Studien zur Gegenüberstellung rhinometrischer und computertomographischer Messergebnisse durch. Dabei wurden auch die Übereinstimmungen der FDM und RMM mit der ARM überprüft. Eine gute Korrelation der untersuchten Flächen zeigte sich im Vergleich der ARM zum CT (r=0.94) und zur FDM (r=0.96). Es folgten Min et al. 1995 (56), Gilain et al. 1997 (23) und Terheyden et al. 1999 (81), welche die ARM ausschließlich mit dem CT verglichen.

Min et al. (56) fanden dabei eine Unterschätzung der MCA durch die ARM auf der Messtrecke von den Nares bis zu einer Distanz von 33mm. Nach diesem Punkt zeigte die ARM größere Flächenwerte als das CT an. Die Flächendarstellungen der ARM und des CT im anterioren Cavum korrelierten nach Min et al. (56) dennoch besser als im distalen Abschnitt.

Während Min et al. (56) und Gilain et al. (23) eine standardisierte Messebene zur Untersuchung verwendeten, richtete sich die Aufmerksamkeit Terheydens et al. (81) auf das Erstellen von individuellen Messebenen. Die Wissenschaftler gingen davon aus, dass die einzelnen parallelen Messebenen, nicht wie von anderen Autoren (23, 56) vorausgesetzt, senkrecht zu einer geraden Linie zwischen Naseneingang und Pharynx stehen. Vielmehr verläuft diese Linie individuell und wird durch die CT-gestützte Herstellung dreidimensionaler Nasenmodelle ermittelt. Terheyden et al. (81) folgten in Grundzügen der Idee Hilbergs (37), der bei einer FDM-Studie eine ähnlich mathematisch berechnete personenbezogene Linie benutzte. Dies führte zu einer besseren Korrelation zwischen den Messergebnissen der beiden Methoden. Im Ergebnis erhielten sie sehr gute Korrelationen im vorderen Bereich des Cavum nasi zwischen Nasenöffnung und einem Abstand von 6cm (r=0,839, p< 0,01). Im sich anschließenden Bereich der Nasenhöhle wichen die Kurven der ARM deutlich von denen des CT ab. Die Flächen hinter der 6cm-Grenze wurden grundsätzlich überschätzt (81).

In Untersuchungen an Kadavern erzielten Hilberg et al. (36) gute Korrelationen zwischen Werten der ARM und CT-Messungen. Des Weiteren wurden auch MRI- und RMM-Messwerte gegenübergestellt. Im Ergebnis zeigten sich ebenfalls gute Korrelationen zwischen ARM und MRI in den ersten 6cm der Nasenkavität.

Cakmak et al. (7) verglichen Daten der ARM und CT-Messdaten miteinander. Mit Hilfe der ARM wurde der Isthmus gemessen und mit einer durch ein CT berechneten Fläche verglichen. Dabei wurden die CT-Schnitte einmal senkrecht zur akustischen Achse und einmal senkrecht zum Nasenboden gelegt. Gute Korrelationen zwischen den Flächen wurden nur mit der erstgenannten Methode erzielt (7).

Als Variation der Validierung mittels CT kann man die von Numminen et al. 2003 (66) veröffentlichten Ergebnisse bezeichnen, die sie mit der High-resolution computer tomography volumetry (HRCTV) erhielten. Dabei wurden Volumina und MCA-Werte der HRCTV mit den Ergebnissen der ARM verglichen. Zusammenfassend stellte man fest, dass in den ersten Abschnitten der Messungen (0-1cm sowie 1-4cm) gute Korrelationen zwischen den Werten beider Methoden bestehen. (0-1cm: r=0.83; 1-4cm: r=0,77). Die Messergebnisse des posterioren Abschnitts (4-7cm) hingegen wurden vom Autor als weniger signifikant bezeichnet. Ähnliche Ergebnisse wurden 1999 von Numminen et al. (13) veröffentlicht, als sie die damals neue Methode HRCTV mit den Messwerten der ARM verglichen (13).

Insgesamt zeigen diese Studien, dass die Computertomographie die ARM in ihren Ergebnissen, besonders in den ersten 4cm des Cavum nasi, bestätigt.

3.1.2.2 Vergleich der Akustischen Rhinometrie mit der Magnetresonanztomographie

Als weiteres Vergleichsmittel wurden Messungen der MRI herangezogen. Wiederum Hilberg et al. (36) untersuchten die ersten 6 cm der Nasenkavität. Die von ihnen als gut bezeichneten Korrelationen konnten 2003 auch von Straszek et al. (77) bestätigt werden. Man verglich die Flächen-Distanz-Beziehungen der ARM mit den Messwerten der MRI und FDM an dekapitierten Hunden und Katzen mit dem Ergebnis einer guten Übereinstimmung der vermessenen Kavitäten zwischen allen drei Methoden. Die Autoren wiesen jedoch auf Schwächen von ARM und MRI hin: Die ARM neige zur Unterschätzung der komplexen strukturierten Räume und die resonanztechnisch gewonnenen Messwerte müssten aufgrund der subjektiven Bewertung der Lumenflächen kritisch betrachtet werden.

3.1.2.3 Vergleich der Akustischen Rhinometrie mit der Fluid displacement-Methode

Bei der FDM handelt es sich um ein Verfahren, bei dem das Volumen des Cavum nasi mit einer Flüssigkeit gefüllt wird. Dazu kann sowohl Wasser (37) bei Probanden als auch Ethanol (76) oder Perfluorocarbon (77) bei Modellen benutzt werden. Hilberg (37) verschloss in seinen Untersuchungen 1989 eine Nasenöffnung der Probanden mit einem Korken. Der Kopf der Patienten wurde anschließend so ausgerichtet, dass die Achse des Cavum nasi vertikal stand. Nur so waren die Ergebnisse mit denen der ARM vergleichbar. Durch ein Loch, das sich in dem Korken befand, wurde die verschlossene Nasenseite über eine Spritze mit Wasser gefüllt. Die Spritze war mit einem Potentiometer verbunden, dessen elektrisches Signal proportional zum Volumen der Flüssigkeit war, das in die Nase eingebracht wurde. Über ein zweites Loch im Korken wurde der Druck der Wassersäule gemessen, bis das Wasser die Nase durch das andere Nasenloch verließ. Die Höhe der Wassersäule, die dem Druck proportional war, entsprach der Distanz von Korkenoberfläche bis zur Oberfläche der Wassersäule. Anschließend wurden Volumina und Druck mittels einer speziellen Software so verrechnet, dass sich Flächen ergaben, die mit den Messwerten der ARM vergleichbar waren. So erhielten Hilberg et al. (37) ebenfalls Flächen-Distanz-Funktionen, wie sie mittels ARM gemessen werden.

Die FDM stellt nach Straszek et al. (77) die Variante der Untersuchungen dar, die am besten reproduzierbar ist. In weiteren Studien untersuchten Straszek et al. (76) Katzennasen in vivo und anschließend Abdrücke der Naseninnenräume. Dabei entsprachen die Ergebnisse der ARM an den angefertigten Modellen denen der FDM. Abweichungen an den in vivo vermessenen Nasenräumen gegenüber den Modellen wurden durch Fehler der Methodik begründet. So sprechen die Autoren von einer eingeschränkten Erreichbarkeit aller Regionen durch das Abformmaterial und der Verfälschung des Abdruckvolumens durch Verdrängung nachgiebiger Strukturen bei der Herstellung der Modelle. Die ARM wird nach Straszek et al. (77) als geeignete Methode zur Beschreibung qualitativer Veränderungen der CSA dargestellt, ist aber nicht in der Lage die komplexen Strukturen der Nase zu reproduzieren.

Taverner et al. (79) beschrieben eine Variation der FDM, die sie als CRIFIM bezeichneten. Dabei wurde die Methode in Anlehnung an die von Hilberg et al. 1889 (37) beschriebene FDM entwickelt. Im Gegensatz zu der FDM wurden jedoch nicht die Flächen zum Vergleich herangezogen, sondern Volumina. Nach Taverner et al. (79) sind Volumina, verglichen mit MCA und Widerständen, die sensibleren Parameter zur Beschreibung von Schwellungszustandsänderungen der Nasenschleimhaut. In einer Studie stellten sie die mit Hilfe der ARM gemessenen Volumina den hydraulischen Volumina der FDM in verschiedenen Segmenten des Naseninnenraumes gegenüber. Dabei erhielten sie vor Abschwellen gute Korrelationen im Segment von 2cm bis 4cm. Nach Abschwellen verschob sich die Übereinstimmung der Messkurven nach distal in das Segment von 3cm bis 5cm. Indem die Autoren die beiden Volumina bzw. deren Änderung zwischen momentanem und abgeschwollenem Zustand zueinander ins Verhältnis setzten, konnten sie die Sensibilität beider Methoden bewerten. So war das Verhältnis vor Abschwellen nahezu 1, d.h., die Volumenänderung wurde von beiden Methoden gleich gut registriert. Nach Abschwellen wurde das Verhältnis zwischen akustisch rhinometrisch bestimmter Volumenänderung und durch CRIFIM bestimmter Volumenänderung kleiner 1, d.h., die Veränderung des Volumens, die durch die CRIFIM registriert wurde war größer als die bei der ARM. Die ARM unterschätzt demnach die Volumenänderung nach Abschwellen der Nasenschleimhaut (79).

3.1.2.3 Vergleich der Akustischen Rhinometrie mit der Rhinomanometrie

Beim Vergleich der ARM mit der RMM finden sich in der Literatur widersprüchliche Ergebnisse. So konnten Naito et al. 2001 (63) nach dem Vermessen 50 erwachsener Japaner, vor und nach chirurgischem Eingriff, keine signifikanten Korrelationen zwischen ARM und RMM feststellen. Interessant ist jedoch, dass sowohl die Widerstandsmessungen als auch die durch ARM erhaltenen Volumina mit den subjektiven Empfindungen der Patienten korrelierten (p< 0,05).

Zu einem anderen Ergebnis gelangten Numminen et al. 2003 (65) nach der Untersuchung von 69 Patienten mit akuter Rhinitis. Dabei wurde die ARM mit der RMM, dem nPEF und der VAS verglichen. Die Autoren (65) kamen zu dem Schluss, dass lediglich ARM und RMM statistisch signifikante Korrelationen ergeben.

3.1.2.4 Vergleich der Akustischen Rhinometrie mit dem nasalen Peak-Flow

Während Numminen et al. (65) keine Übereinstimmungen zwischen der ARM und nPEF-Messungen feststellen konnten, bezeichneten Wilson et al. (85) den nPEF als besonders sensibel, um Schleimhautreaktionen bei Allergiepatienten zu bewerten. ARM und RMM, die man ebenfalls zur Untersuchung herangezogen hatte, würden diese Sensibilität nicht erreichen.

3.1.2.5 Fazit der verschiedenen Validierungen

Zusammenfassend kann man schlussfolgern, dass mit der ARM ausreichend genau die Querschnittsflächen und Volumina im vorderen Cavum nasi bis zu einer Distanz von 4cm vom äußeren Nasenloch gemessen werden können.

3.1.3 Reproduzierbarkeit der Messergebnisse

Einige Autoren (33, 38, 49, 52, 55, 68, 70, 79, 84) haben sich mit der Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei der ARM auseinandergesetzt. Taverner et al. (79) fanden eine gute Reproduzierbarkeit der rhinometrischen Messergebnisse an jeder von ihnen untersuchten Person innerhalb drei verschiedener Studientage. Harar et al. (33) nahmen Messungen der MCA1 an 10 Probanden vor, wobei diese 10mal am selben Tag und weitere 10mal an einem anderen Untersuchungstag wiederholt wurden. Der danach für alle 10 Probanden berechnete Variationskoeffizient der MCA-Werte von 9,92% kann als hoch bezeichnet werden und spricht somit gegen eine gute Reproduzierbarkeit. Die Wissenschaftler gingen nach ihren Untersuchungen davon aus, dass die Kurven der ARM tagesabhängig interpretiert werden müssen. Bereits 2001 stellten Ognibebe et al. (68) fest, dass die durch ARM erhaltenen Werte einer bestimmten Querschnittsfläche innerhalb einer Sitzung reproduzierbar sind, über mehrere Sitzungen betrachtet jedoch voneinander abweichen. Mayhew et al. (52) fanden einen Messfehler von ca. 4% bei wiederholt aufeinander folgenden Messungen derselben Kavitäten. Hilberg et al. (37) erhielten einen Variationskoeffizienten von < 2% im Gegensatz zu 15% bei den Werten der ebenfalls untersuchten RMM. Mamikoglu et al. (49) sind der Auffassung, dass die subjektive Auslegung der Kurven das Hauptproblem ist. Da nach ihrer Aussage keine

einheitliche Interpretationsmethode zur Auswertung der Messkurven existiert, entwickelten und testeten sie ein Protokoll, das dem Kliniker helfen soll, die Messkurven objektiver zu betrachten. Dabei erfolgt eine Einteilung der nasalen Obstruktion in fünf Grade, die man aus "Normalwerten" abgeleitet hat.

Wilson et al. (84) sahen das Problem eher in der Durchführung der Untersuchung begründet und wendeten an ihren gesunden Probanden vier verschiedene Methoden an, mit denen jeweils zweimal die MCA und das Volumen (zw. 0cm und 5cm) gemessen wurde.

- A) Patient hält Tubus selbst
- B) Tubus in Ständer fixiert
- C) Tubus fixiert + Kopf in Kopfstütze fixiert
- D Untersucher hält Tubus.

Das Ergebnis dieser Studie war, dass sowohl für die MCA1 als auch für das Volumen bei Methode B und D signifikante Werte (p<0,05) erreicht werden. Die Fixierung des Tubus in einem Ständer ist somit nach Wilson et al. (84) ebenso vertretbar wie das Halten des Tubus durch den Untersucher. Methode A und C führten zu weniger signifikanten Werten.

Die Fixierung des Kopfes durch eine Kopfstütze wurde bereits 1994 von Passali (70) praktiziert, der so ein mögliches Verrutschen des Nasenstückansatzes an Kindernasen minimieren wollte.

3.1.4 Fehlerquellen bei der Akustischen Rhinometrie

Um eine möglichst hohe Qualität der Messung zu erreichen, gab das "Standardization Committee on Acoustic Rhinometry" 2001 Empfehlungen heraus. Diese beinhalten u.a. Schulung der Untersucher, Umwelteinflüsse (Temperatur, Geräusche) während der Messung, richtiges Anlegen des Nasenstücks und des Tubus sowie definierte Fehlergrenzen für den gesamten Graphen, MCA und das Volumen (38).

3.1.4.1 Einfluss von Engstellen auf die Messung der Akustischen Rhinometrie

Bereits 1977 räumte Jackson (40), der Pionier der Akustischen Rhinometrie, interne Verluste der Schallwellen ein, die bewirken, dass weniger Schallwellen durch die Strukturen des Naseninnenraumes reflektiert werden. Die vermessene Fläche könne daher unterschätzt werden. Solche Verluste seien nach Jackson (40) mit dem Vorhandensein von Engstellen verbunden.

Hilberg et al. (37) bestätigten 1989 diese Beobachtung und beriefen sich zusätzlich auf Jacksons Originalschrift. In Untersuchungen an Modellen legten sie sich auf einen kritischen Flächenwert von 0,7cm² fest. Oberhalb dieses Wertes treten keine signifikanten Fehler auf. Wird der Wert unterschritten, ist die Fehlergröße außerdem noch von der Form der Einengung abhängig.

14 Jahre später untersuchten Cankurtaran et al. (8) Rohrmodelle mit einer darin befindlichen Einengung, die durch ein Insert erreicht wurde. Auch in diesen Modellen traten Verluste der Schallwellen auf, die durch "sound-power reflection coefficients" beschrieben werden konnten. Dies veranlasste die Autoren zu der Behauptung, dass die ARM keine glaubwürdige Darstellung der Querschnittsfläche der Nasenkavität nach signifikanten Engstellen liefert. Eben diese würden aber pathologisch im Bereich des Isthmus auftreten. Die ARM sei damit in ihren diagnostischen Möglichkeiten limitiert.

Als wesentlich genauere Methode beschrieben Straszek et al. 2003 (77) die FDM, da auch sie feststellten, dass Engstellen kleiner 1cm² bei der ARM zu Unterschätzungen der darauf folgenden Flächen führten.

Celik et al. (9) und Cankurtaran et al. (8) begründeten diese Unterbewertung der Flächen durch eine zu starke Reflexion an der Barriere, die durch die Einengung aufgeworfen wird. Ein zusätzlicher Grund für die Abweichungen der Kurvendarstellung bei Celik et al. (9) wurde durch den Modellaufbau begründet und spielt daher für unsere Arbeit keine weitere Rolle. Energieverlust und Schallwellenabschwächung aufgrund der Luftviskosität wurden durch die Autoren ebenfalls ausgeschlossen.

Neben diesen Falschwertungen der Flächen beobachteten Celik et al. (9) außerdem ein Nichtreproduzieren von abrupten Flächenänderungen. Auch Terheyden et al. (81) erwähnen diese Abweichungen in ihrer Veröffentlichung. Der Ort, welcher die abrupte Veränderung hervorruft, wird in der ARM 8-10mm hinter dem wirklichen Ort dargestellt (81). Abrupte Querschnittsänderungen kommen jedoch in der Nase nicht vor. Taverner et al. (79) bestätigen durch ihre Untersuchungsergebnisse, dass zumindest der Bereich von 2-5cm nach der Nasenöffnung dorsal der MCA1 realistisch dargestellt wird. Ihre Vergleichsmöglichkeiten bezogen die Autoren aus den "Constant Rate Isotonic Fluid Infusion Manometry"-Untersuchungen (CRIFIM).

3.1.4.2 Einfluss durch den Ansatzwinkel des Tubus bei der Akustischen Rhinometrie

Hilberg et al. (37) untersuchten die Beeinflussung der rhinometrischen Ergebnisse durch den Ansatzwinkel des Tubus. Dabei gelangten sie zu der Erkenntnis, dass eine Änderung des Winkels zwischen Tubus und Achse der Nasenkavität von 40-75° die Flächen-Distanz-Kurven nicht signifikant verändert. Undichte Stellen zwischen der Nasenöffnung und dem angesetzten Nasenstück jedoch führen zu einer Überschätzung der Flächen nach der Lücke.

In einer ausführlichen Untersuchung dieser Zusammenhänge gelang Fisher et al. (18) 1995 die Widerlegung dieser These. Man prüfte u.a. den Einfluss des Winkels zwischen Messrohr und Nasenachse und des Durchmessers der Nasenstücke auf die ARM-Ergebnisse an den Parametern Volumen der vorderen Nasenkavität und MCA. Der Ansatzwinkel wurde in sagittaler und axialer Ebene variiert. In der Sagittalen, in der auch Hilberg et al. (37) verschiedene Winkel untersuchten, beobachteten Fisher et al. (18) durchaus signifikante Veränderungen in der Flächendarstellung. Bei den Winkeln zwischen 20° und 75° war ein genereller Trend zur Flächenvergrößerung mit zunehmendem Winkel zu verzeichnen. Extreme Winkel führten jedoch zu einer stärkeren Verformung des Naseneingangs, wodurch bei einem Winkel von 75° eine Verlagerung der I-und C-Zacken nach anterior und eine Verkleinerung der Zacken stattfand. Das ebenfalls von Fisher et al. (18) untersuchte Volumen der vorderen Nasenkavität zeigte sich durch Winkeländerungen in der Sagittalebene weniger verändert.

Bei Änderung des Winkels in der axialen Ebene erkannte man: Je weiter der Tubus nach lateral angesetzt wurde, umso deutlicher fand eine Verlagerung von I-und C-Zacke nach anterior statt. Die Fläche der C-Zacke stieg an und die der I-Zacke wurde bei lateraler Position kleiner. Fisher et al. (18) empfahlen abschließend einen mittleren Winkel von ca. 45°, der dem individuellen Komfort des Patienten angepasst ist und den Naseneingang nicht deformiert.

Diese Empfehlungen stimmen mit denen von Morgan (62) und des Komitee zur Standardisierung der Akustischen Rhinometrie von 2000 (38) überein.

In dem Manual der in dieser Studie verwendeten Apparatur wird ein Winkel von etwa 60° empfohlen.

3.1.4.3 Konfiguration des ARM-Nasenadapters und dessen Adaptation an die Nase

Neben den Winkeln ist auch die Konfiguration des Nasenadapters von Bedeutung.

Fisher et al. (18) führten 1995 auch dazu Untersuchungen durch und stellten eine Verkleinerung der I-Zacke mit abnehmendem Durchmesser des Adapters fest. Sie untersuchten 8, 10 und 12mm weite Nasenadapter. Bei den 8mm-Ansätzen wurden die MCA sowie die gemessenen Flächen bis 1,3cm Distanz vom Ostium externum unterschätzt. Fisher et al. (18) verwendeten bei den Messungen kreisrunde, konische Nasenadapter, die, falls sie nicht optimal am Naseneingang anlagen, mit Dichtungsmaterial (Silikon) erweitert wurden.

Grundsätzlich ist eine Verformung des Naseneingangs bei der Messung zu vermeiden (48), da sie eine Verfälschung der Messergebnisse zur Folge haben könnte. Aus diesem Grund rieten Lenders et al. (48) zur Benutzung von Nasenadaptern, die in ihrer Form der Nasenöffnung anatomisch angepasst sind. Sie wiesen auch darauf hin, dass die Größe des Adapters entscheidend für die Qualität der Messung ist. Lenders et al. (48) untersuchten Patienten mit Adaptern, deren äußerer Durchmesser 12mm bzw. 15mm betrug. Dabei wurden bei 28% der Patienten die Querschnittsflächen des anterioren Drittels der Nase korrekt vermessen. Die Autoren schlussfolgerten, dass eine individuellere Anpassung auch in der Größe der Adapter stattfinden sollte.

Die früher verwendeten Ansatzstutzen, welche in das Vestibulum eingeführt wurden, sind deshalb wegen der Verformung dieser Struktur abzulehnen.

Die Adapter sollen nur an die Nase angesetzt und ein Eindringen in die Nasenkavität vermieden werden (39, 72).

Das wird von Hamilton et al. 1997 (32) bestätigt. Sie empfehlen die Verwendung von Dichtungsmaterial zwischen Nase und Adapter (32).

Dem widerspricht Fisher (18), der das Benutzen jeglichen Dichtungsmaterials nach den bereits beschriebenen Untersuchungen kritisch einschätzt. Der Rand des Nasenstücks kann nach Fisher et al. (18) die Nasenspitze in ihrer Position möglicherweise unbemerkt verschieben und somit eine Verformung des Isthmus bewirken.

3.1.4.4 Einfluss der Nasennebenhöhlen auf die Akustische Rhinometrie

Mit der Frage, ob die Nasennebenhöhlen Einfluss auf die Messergebnisse der Akustischen Rhinometrie haben könnten, haben sich Wissenschaftler in Deutschland (61), der Türkei (5, 6), Norwegen (14) und Dänemark (36) beschäftigt. Sie fanden heraus, dass die Sinus paranasales durchaus Einfluss auf die ARM-Messwerte der posterioren Abschnitte der Nase haben.

Djupesland (14), Mlynski (61) und Cakmak (6) wiesen darauf hin, dass die Größe des Ostiums entscheidend für die Stärke des Einflusses auf die rhinometrischen Messergebnisse im posterioren Abschnitt ist. Djupesland führt dabei, ähnlich wie Hilberg (36), den Fehler auf einen Schallwellenverlust durch die Nasennebenhöhlen zurück. Weitere Komponenten, die für den Verlust der Schallwellen verantwortlich sein könnten, wie Reibung u.a., wurden nicht bestätigt.

3.2 Rhinomanometrie und Rhinoresistometrie

Die RMM konnte in den letzten zwei Jahrzehnten zum Verständnis der Nasenfunktion grundlegend beitragen. So gewann man z.B. Eindrücke über den Nasenzyklus, den Atemwiderstand, Schleimhautreaktionen und pathophysiologische Mechanismen der Rhinitis.

Die RRM ist eine Weiterentwicklung der RMM. Auf der Grundlage von strömungsphysikalischen Gesetzen werden die rhinomanometrischen Messwerte zu neuen funktionsdiagnostischen Werten verarbeitet (60). Im Bereich turbulenter Strömung wird der Reibungskoeffizient Lambda und bei laminarer Strömung der hydraulische Durchmesser errechnet.

Lambda ist eine Kennzahl für die aerodynamische Wandbeschaffenheit bezüglich der Turbulenzauslösung. Umso mehr die Wandkonfiguration in einem Strömungskanal die Turbulenzentstehung begünstigt, desto größer ist der Lambda-Wert. Marschall et al. (51) ermittelten 1997 Normalwerte, bei denen Lambda für die Nase zwischen 0,014 und 0,047 (Mittel: 0,026) im abgeschwollenen Zustand liegen sollte. Überschreitet der Lambdawert diese Grenzwerte, ist mit vermehrter Turbulenz zu rechnen, welche zu einer unphysiologischen Austrocknung der Schleimhäute (Sicca-Symptomatik) führen kann (3).

Der hydraulische Durchmesser ist das Verhältnis zwischen durchströmter Querschnittsfläche der Nase und dem Umfang des vermessenen Raumes. Er dient in der Strömungsphysik als Weitemaß für Strömungskanäle mit nicht runden, sondern irregulären Querschnittsflächen.

Die RRM bietet dem Anwender mehr Informationen über funktionelle Aspekte der Nase, arbeitet schnell und liefert reproduzierbare Ergebnisse (80). Im Vergleich der RRM und RMM durch Temmel et al. (80) ergeben sich außerdem gute Korrelationen zwischen der neuen Version und der Standard-Methode.

Neben der RRM ist die RMM noch weit verbreitet. Das ergibt sich aus zahlreichen Veröffentlichungen (11, 25, 36, 63, 65, 71, 73, 74, 85), in denen die RMM zur Diagnostik herangezogen wurde.

3.2.1 Anwendungsgebiete in der Nase

Die RRM und die RMM werden sowohl für klinische als auch wissenschaftliche Fragestellungen eingesetzt. Sie ermöglichen eine Beurteilung der Nasenatmungsbehinderung.

Bachmann (2) bewertete die Nasenatmungsbehinderung mit Hilfe der mittels RMM gemessenen Volumenströmung bei 150 Pa und unterteilte in "nicht", "geringgradig", "mittelgradig" und "hochgradig" behinderte Nasenatmung.

Bei der RRM wird der Strömungswiderstand bei 250 ml/s für eine solche Beurteilung verwendet. Mit beiden Methoden wird die Nasenatmung zur Diagnostik vor funktionsverbessernden Operationen sowie zur Nachkontrolle bewertet. Weiterhin ermöglichen RMM und RRM dem Untersucher die Erkennung subjektiver Fehleinschätzungen der Nasenfunktion (2, 51).

In wissenschaftlichen Arbeiten dienen RMM und RRM als vergleichende Messmethoden in Modellstudien (25, 28), zur Untersuchung des Nasenzyklus (44) sowie nasaler Obstruktionen (3). Auch für die Pharmaindustrie ist die objektive Einschätzung der nasalen Funktionsfähigkeit wichtig, um die Wirksamkeit bestimmter Präparate zu objektivieren (73).

3.2.2 Reproduzierbarkeit der Messergebnisse

Nach den Untersuchungen von Temmel et al. (80) ist eine Reproduzierbarkeit der rhinoresistometrischen Messwerte gegeben. Auch Hirschberg et al. (39) kamen mit der RMM zu reproduzierbaren Ergebnissen. Grützenmacher et al. (27) verglichen 2003 u. a. die RRM und die RMM miteinander. Im Ergebnis erzielten sie gute Korrelationen zwischen den beiden Messmethoden.

3.2.3 Fehlerquellen bei der Rhinomanometrie

3.2.3.1 In der Literatur beschriebene Fehlerquellen

Die RMM, als objektive Methode zur Bewertung der Durchgängigkeit der Nase, wird zwar seit Jahren weltweit in Kliniken angewendet, aber auch ebenso lange kritisiert (39).

So sahen Hilberg et al. 1989 (37) Probleme in der Interpretation des gemessenen Gesamtwiderstandes und von Widerstandsänderungen. Nach McCaffrey et al. (53) und Fiebach et al. (16) ist die Korrelation zwischen der subjektiv empfundenen nasalen Verstopfung und den objektiven Messungen der RMM gering. Marschall (51) hat bei Untersuchungen mittels RRM eine Übereinstimmung zwischen subjektiver Nasendurchgängigkeit und dem Ergebnis der RRM nur bei 14% gefunden. Alle anderen Probanden schätzten die Nasendurchgängigkeit subjektiv besser ein. Nach Zusammenlegen der Bewertungsgruppen "nicht obstruktiv" und "geringgradig obstruktiv" zeigte sich im Ergebnis zwar eine Verbesserung der Übereinstimmung auf 61% der Fälle, jedoch noch immer eine ungenügende Korrelation.

Bei der RMM wurde die komplizierte Technik dieser Methode sowie die Notwendigkeit der Mitarbeit der Patienten als nachteilig beschrieben (22). Weiterhin wurde festgestellt, dass der Hauptanteil des Druckabfalls im vorderen Nasenteil zu verzeichnen ist und Gebiete im hinteren Abschnitt der Nase daher schlechter zu beurteilen sind (31). Außerdem würden 20% ungeschulter Untersucher keine reproduzierbaren Messkurven erzeugen können (22).

Auch Hirschberg et al. (39) sahen Nachteile der RMM, wie den hohen Zeitaufwand oder das Verwenden von Gesichtsmaske, Adapter und Düse, die den Nasenwiderstand beeinflussen können. Sie bemängelten den nicht vorhandenen direkten Zusammenhang zwischen dem nasalen Widerstand und möglichen Symptomen oder Pathologien der Nase. Die mathematischen Beschreibungen nicht linearer Zusammenhänge, nicht laminarer Strömungsverhältnisse und die Berechnung des gesamten Atemwiderstandes aus den Werten nur einer Nasenseite lassen diese Methode immer noch "unperfekt" erscheinen. Doch die Autoren weisen darauf hin, dass die Zuverlässigkeit der Messungen mit folgenden Kriterien steigt:

- Abtastrate bei der Digitalisierung: 50-100 Hz
- Anzahl der ausgewerteten Atemzüge: 2-3
- Wiederholung der Messung

Mit der Verwendung eines Nasenadapters, der in die Nase eingebracht wird, nimmt die Genauigkeit ab.

Nach Hirschberg et al. (39) besteht eine gute Korrelation zwischen den Messungen und dem subjektiven Empfinden der Untersuchten. Die RMM gibt verlässliche Informationen über die Physiologie der Nase und unterstützt eine objektive Diagnose der in ihr vorkommenden Erkrankungen.

Bereits 1982 beschrieben Bachmann et al. (2) Fehlerquellen bei der RMM. Sie wiesen darauf hin, dass die Untersuchungen nicht unmittelbar nach körperlicher Anstrengung vorgenommen werden sollten. Außerdem sollte sich der Patient im Winter, also bei niedrigen Außentemperaturen, zirka 15 Minuten an die Raumtemperatur anpassen.

Nach Bachmanns Empfehlungen (2) wird auf der x-Achse der Druck in Pascal und auf der y-Achse der Flow (Volumenströmung) in cm³/s dargestellt.



Abb. 2: Darstellung der anterioren Messung nach Bachmann.

(2)

Bachmann weist darauf hin, dass z.B. bei undicht sitzender Atemmaske eine zu flache Messkurve zu erwarten ist und bei undichtem Druckschlauch oder offenem Mund eine zu steile Kurve resultiert. Bei der Messung sollen die Kurven möglichst deckungsgleich verlaufen. Ist das nicht der Fall, empfehlen Bachmann et al. (2) "Ausreißer" zu entfernen, da anderenfalls fehlerhafte Mittelkurven entstehen, mit denen dann weitergearbeitet werden würde.

3.2.3.2 Fehlerquellen bei der Rhinoresistometrie mit dem Gerät der Fa. RhinoMetrics A/S, Dänemark

Durch Fehler bei der Anwendung des Gerätes oder schlechter Mitarbeit des Patienten können sowohl zu steile als auch zu flache Kurven entstehen.

Durch sehr starke Einengung an der Nasenseite, an welcher der Druckschlauch adaptiert ist, wird die Messung des Choanaldrucks behindert. Der Druck wird falsch zu klein registriert. Das führt zu zunehmender Steilheit der Messkurve. Der gleiche Fehler tritt bei ungenügender luftdichter Adaptation des Druckschlauchs an das Nasenloch auf. Bei ungenügend luftdichtem Abschluss der Maske am Gesicht oder bei geöffnetem Mund wird zu wenig Volumenströmung durch die Nase registriert. Die Folge sind falsch zu flach verlaufende Kurven.

Aus den Druck-Flow-Kurven werden der hydraulischen Durchmesser, Lambda und der Widerstand berechnet. Die Variablen erscheinen für beide Nasenseiten in den zwei untersuchten Schwellungszuständen der Schleimhaut (momentan und abgeschwollen). Treten bezüglich des hydraulischen Durchmessers vom momentanen zum abgeschwollenen Zustand Minimierungen der Werte auf, so kann man von einem Messfehler ausgehen. Der Durchmesser des Naseninnenraumes muss sich durch die abschwellenden Nasentropfen entweder vergrößern oder zumindest gleich groß bleiben. Die Messung ist in diesem Fall zu wiederholen. Weiterhin sollte das Augenmerk des Untersuchers auf den angegebenen Lambdawerten speziell für die Inspiration liegen. Werden Lambdawerte kleiner 0,02 angezeigt, kann ebenfalls von einer fehlerhaften Messung ausgegangen werden. Grund für diese Behauptung ist, dass selbst in einem glattwandigen Glasrohr mit einer Länge von 8cm und einem Durchmesser von 6mm ein Lambdawert von 0,02 gemessen wird (51). Es kann mit hoher Wahrscheinlichkeit angenommen werden, dass in der komplex gestalteten Nase keine geringeren Werte auftreten.

3.3 Kombination von Akustischer Rhinometrie und Rhinomanometrie bzw. Rhinoresistometrie

Einige Autoren (3, 25, 39, 44, 63, 65, 71, 73, 87) empfehlen die Kombination der ARM mit der RRM bzw. RMM, da somit ein umfassenderes Bild von der funktionellen Situation der Nase gegeben werden kann. Dennoch ist die kombinierte Anwendung der diagnostischen Methoden im klinischen Alltag nicht selbstverständlich (3). Hirschberg et el. (39) sehen den Vorteil bei Kombination beider Methoden darin, dass sowohl statische als auch dynamische Gegebenheiten dargestellt werden können. An dem Beispiel der permanenten nasalen Obstruktion beschreiben andere Autoren (3) die Möglichkeiten, die eine kombinierte Anwendung eröffnet. So kann ein erhöhter Atemwiderstand durch eine Einengung mittels RRM erkannt werden. Die Lokalisation der Engstelle und ihr Ausmaß ergeben sich aus der ARM. Da auch die Form des Querschnitts entscheidend für den Atemwiderstand ist, ist eine Bestimmung durch den hydraulischen Durchmesser mittels RRM sinnvoll. Schließlich kann noch die Turbulenz bewertet werden, die ebenfalls Ursache für eine pathologische Obstruktion oder andere nasale Beschwerden sein kann.

Ein weiterer Grund für die kombinierte Anwendung ergibt sich aus der Tatsache, dass sich oft Probleme bei der Interpretation der Messergebnisse ergeben (22, 25). Somit ist die Bestätigung der erhaltenen Ergebnisse und der daraus gezogenen Schlussfolgerungen durch eine zweite Untersuchung mit einer anderen Methode sinnvoll.

4 Anatomische und strömungsphysikalische Grundlagen

4.1 Anatomische Grundlagen

In diesem Abschnitt werden einige anatomische Strukturen der Nase dargestellt, die für die Untersuchungen und deren Interpretationen innerhalb dieser Arbeit eine wichtige Rolle spielen.

Die Nasenlöcher (Nares) und der ihnen folgende Vorhof (Vestibulum nasi) bilden den Eingang zu der hier untersuchten Nasenhöhle (Cavum nasi).

Die Alae nasi entsprechen etwa der extranasalen Ausdehnung des Vestibulums. Eine Abgrenzung zum Cavum nasi im Inneren der Nase wird durch das Limen nasi gebildet (Abb.4). Dabei handelt es sich um eine Falte an der Seitenwand, die durch das kaudale Ende des Seitenknorpels (Abb. 3 und 4) aufgeworfen wird. Die Lage der Nasenknorpel zueinander ist in Abb. 3 dargestellt.



Abb. 3: Die Infrastruktur der knöchernen und knorpeligen Nase. (83)
1: Crus laterale des Flügelknorpels
2: Crus mediale des Flügelknorpels
3: Seitenknorpel (Dreiecksknorpel)
4: Os nasale

Die durch das Limen nasi bedingte Einengung des Luftraumes, der so genannte Isthmus nasi, lässt sich akustisch rhinometrisch erfassen und stellt einen markanten Punkt für die Kurvenauswertung dar (I-Zacke oder MCA1). Die Hauptstrukturen, welche den Naseninnenraum begrenzen, sind nach medial das Septum mit dem Septumschwellkörper, nach lateral die seitliche Nasenwand mit den Conchae nasales, nach kaudal der Nasenhöhlenboden und nach kranial das Nasenhöhlendach. Nach dorsal öffnet sich die Nasenhöhle über die Choanen in den Epipharynx.

In unmittelbarer Nachbarschaft zur Nasenhöhle liegen die Nasennebenhöhlen.

Die Conchae nasales begrenzen das Cavum nasi nach lateral und bilden die drei Nasengänge. Die Nasenmuscheln sind so angeordnet, dass der vordere Ansatz eine schräge Linie bildet, welche parallel zum Nasenrücken verläuft (Abb.4) (64).



Abb. 4: Paramedianer Sagittalschnitt durch den Kopf (87 Jahre, männlich). Schleimhautrelief derlinken seitlichen Nasenwand.(82)

Demnach erreicht der Luftstrom zuerst die untere Nasenmuschel, die gleichzeitig die größte Muschel darstellt. Durch ihre Vorwölbung in den Naseninnenraum bewirkt sie zusammen mit dem Septumschwellkörper nach dem Isthmus eine zweite Einengung bei der ARM, die so genannte Concha-Senke oder MCA2.

Die Länge der schleimhautbezogenen Conchae beträgt bei Männern im Mittel 48,71mm und beim weiblichen Geschlecht im Mittel 47,3 mm (46).

Die Nasenscheidewand ist eine Fläche, die das Cavum nasi nach medial begrenzt (Abb.5). Sie wird in eine Pars cartilaginea und eine Pars ossea unterteilt. Das Septum ist keine glatte und gerade Wand. Seine Form wird durch Schwellkörper und Deviationen geprägt.



Abb. 5: Paramedianer Sagittalschnitt durch den Kopf (85 Jahre, weiblich). Schleimhautrelief derrechten Seite des Nasenseptums in der Ansicht von lateral.(82)

Im Zusammenhang mit der Turbulenzentstehung und –regulierung ist das vordere Cavum von besonderem Interesse. Infolge seiner Querschnittserweiterung wirkt es in inspiratorischer Richtung wie ein Diffusor, in welchem turbulente Strömungsanteile entstehen. Diese Turbulenzentstehung ist abhängig vom Ausmaß der Querschnittserweiterung. Aus dieser Sicht sind die Schwellkörper von Bedeutung, da mit ihrer Hilfe die Querschnittszunahme im nasalen Diffusor geändert werden kann (3). Abb. 6 veranschaulicht die Lage der genannten Strukturen.



Abb. 6: CT-Schnitt durch das Ende des nasalen Diffusors mit dem Kopf der unteren Muschel und
dem Septumschwellkörper.(3)

Schwellkörper befinden sich hauptsächlich in der Schleimhaut der unteren und mittleren Nasenmuschel sowie des vorderen knorpeligen Anteils des Septums. Bei den Schwellkörpern handelt es sich um Gefäßkomplexe, Plexus cavernosi concharum, mit weiten Lakunen, in deren Wänden sich Sphinkteren befinden. Ihre Speisung erfolgt durch Gefäße des oberflächlichen Kapillarnetzes (41). Bei den vaskulären Strukturen der Nase kann man zwischen Widerstands- und Kapazitätsgefäßen unterscheiden, welche für den Ab- bzw. Anschwellmechanismus entscheidend sind.

Nach Roithmann (72) sprechen die ersten 2-4cm des Naseninnenraumes am besten auf abschwellende Mittel an. Dabei wirkt das entsprechende Medikament (z.B. Xylometazolinhydrochlorid) über Alpha2-Rezeptorenstimulation auf die Kapazitätsgefäße (64) und vergrößert die Querschnittsflächenzunahme im Diffusor.

Die vordere Begrenzung des Diffusors ist der Isthmus nasi, welcher in der ARM durch die MCA1 angezeigt wird. Er wird auch als Limen nasi bezeichnet. Das Ende des Diffusors entspricht dem Ende der Querschnittserweiterung des vorderen Cavum nasi, also dem weitesten Querschnitt nach dem Kopf der unteren und vor dem Kopf der mittleren Muschel. Dieser Querschnitt stellt sich bei der ARM in der Messkurve als höchster Punkt nach der MCA2 dar und wird daher von uns als "highest point" (HP) bezeichnet.

4.2 Physikalische Grundlagen

Die Nase mit ihren komplexen und individuell verschieden konfigurierten Strukturen lässt eine verallgemeinerbare Einschätzung der in ihr herrschenden Strömungen nur begrenzt zu. In der Literatur wird deshalb eine Vereinfachung der räumlichen Situation auf ein Modell oder das Rohr vorgenommen. Die Strömungsverhältnisse innerhalb eines Rohres sind aus der Physik (17, 34, 75) bekannt und lassen sich ansatzweise auf die Nase übertragen. Prinzipiell unterscheidet man zwischen laminarer und turbulenter Strömung. Die Art der Strömung ist abhängig von der Volumenströmungsgeschwindigkeit, der Form der Wände und ihrer Oberflächenbeschaffenheit.

Antrieb für die Strömung ist die Druckdifferenz (Δp) zwischen Anfang und Ende eines Rohres. Sie ermöglicht die Bewegung der Teilchen gegen einen Strömungswiderstand, der sich u.a. aus der Viskosität der Flüssigkeit/des Gases ergibt.

Es besteht folgender Zusammenhang:

Druckdiff erenz
$$(\Delta p) = Strömungswiderstand (R) \cdot Volumenstromstärke(V)$$
[1]
oder

Strömungswiderstand (R) =
$$\frac{Druckdiff\ erenz \ (\Delta p)}{Volumenstromstärke}$$
[2]

Die Volumenströmungsgeschwindigkeit bzw. Volumenstromstärke (\dot{V}) ist das Volumen (ΔV) einer Flüssigkeit bzw. eines Gases, das in einer bestimmten Zeit (Δt) durch einen festgelegten Querschnitt strömt.

Volumenstromstärke
$$(V) = \frac{\Delta V}{\Delta t}$$
[3]

In einem kreisrunden Rohr wird bei der Strömung ein typisches Geschwindigkeitsprofil erzeugt. Dieses Bild ergibt sich daraus, dass sich die zentral befindlichen Moleküle schneller bewegen und die Strömungsgeschwindigkeit zur Wand hin abnimmt (34). Die Strömungsgeschwindigkeit kann an der Wand bis gegen 0 gehen ("Wandhaftung"). Bei laminarer Strömung ist das Strömungsprofil parabelförmig (Abb.7).



Abb. 7: Geschwindigkeitsprofil einer laminaren Strömung in einem kreisrunden Rohr (nach 34).

Bei laminarer Strömung gilt in einem kreisrunden Rohr mit einem Radius (r) und einer Länge (l) das Hagen-Poiseuillesche Gesetz, welches den Zusammenhang zwischen Druckdifferenz und Volumenstrom beschreibt.

Volumenstromstärke
$$(V) = \frac{\pi \cdot r^4 \cdot \Delta p}{8 \cdot \eta \cdot l}$$
[4]

Dabei wird deutlich, dass die Volumenstromstärke direkt proportional zum Druckgefälle und umgekehrt proportional zur Viskosität (η) ist.

Weiterhin veranschaulicht die Formel die starke Abhängigkeit der Stromstärke von dem Durchmesser des durchströmten Rohres durch die vierte Potenz des Radius. Übertragen auf die Nase bedeutet das, dass bereits kleine Änderungen der Querschnittsfläche, wie sie durch Änderung des Schwellungszustandes der Schleimhäute vorkommen, zu großen Veränderungen des Volumenstroms führen.

Das Gesetz von Hagen-Poiseuille gilt in der Nase jedoch nur bei sehr kleiner Atemgeschwindigkeit, da bei steigender Geschwindigkeit schnell turbulente Strömungsanteile entstehen (34).

Während sich die Teilchen bei der laminaren Strömung auch nach Hindernissen auf einer wandparallelen Strombahn, so genannten Stromlinien (Abb.8), bewegen, entstehen bei der turbulenten Strömung Wirbel.



Abb. 8: Stromfäden laminarer Strömung um Hindernisse (nach R.W. Pohl). (34)

Ein Hindernis in der Strombahn führt jedoch nicht unweigerlich zu Turbulenzen. Vielmehr sind eine plötzliche starke Änderung des Strömungsquerschnitts (Abb.9, Abb.10) und die Zunahme der Strömungsgeschwindigkeit über einen kritischen Wert ausschlaggebend für turbulente Verhältnisse (34).



Querschnittserweiterung.

bb. 10: Stromlinien bei plötzlicherQuerschnittsverengung.(75)

Die entstehenden Wirbel verursachen vermehrte Reibung zwischen den strömenden Luftpartikeln im Wirbelkern und dessen Rand. Dadurch entsteht zusätzlicher Reibungswiderstand, der mit einem Energieverlust einhergeht. Es muss eine zusätzliche Arbeit geleistet werden, um die Teilchen gegen sämtliche Reibungswiderstände in Bewegung zu halten. Diese Reibungsarbeit steht im Verhältnis zur Beschleunigungsarbeit, die geleistet werden muss, um die Teilchen zu beschleunigen. Es ergibt sich ein Zusammenhang, der mit der Reynolds-Zahl (Re) beschrieben wird (34).

$$Reynolds - Zahl = \frac{Beschleunigungsarbeit}{Reibungsarbeit}$$

[5]

Dabei ist zu beachten, dass die Beschleunigungsarbeit quadratisch mit der Strömungsgeschwindigkeit ansteigt. Der Zusammenhang zwischen der Reibungsarbeit und der Strömungsgeschwindigkeit ist hingegen linear. Bei "schnellen" Strömungen ist die Reynolds-Zahl entsprechend groß. Ein kritischer Grenzwert für die Reynolds-Zahl existiert in der Strömungsphysik und liegt für Rohrströmungen bei 2320. Wird dieser Wert überschritten, kann die laminare in eine turbulente Strömung umschlagen (17). Die Reynolds-Zahl in einem Rohr errechnet sich aus der Strömungsgeschwindigkeit (v), dem Rohrdurchmesser (d) und der kinematischen Viskosität des durchströmenden Mediums (v) wie folgt:

$$Reynolds - Zahl \quad (Re) = \frac{v \cdot d}{v}$$
[6]

Unter kinematischer Viskosität versteht man den Quotienten aus der Viskosität η und der Dichte ς .

Grund für eine große Reynolds-Zahl kann neben hohen Strömungsgeschwindigkeiten die aerodynamische Wandbeschaffenheit (Rohrreibungszahl λ) sein.

Unter rein laminaren Bedingungen gilt folgende strömungsphysikalische Gegebenheit (17):

Lambda
$$(\lambda) = \frac{64\eta}{\zeta d v} = \frac{64}{\text{Re}}$$
[7]

Bei turbulenten Rohrströmungen ist Lambda nur noch experimentell bestimmbar. Deshalb wird bei der RRM der Lambda-Wert aus den gemessenen Δp und \dot{v} -Werten experimentell ermittelt.

Ein hoher Lambdawert steht demnach für hohe Rohrreibung und lässt auf eine hohe Turbulenz schließen.

4.3 Strömungsphysikalische Besonderheiten in der Nase

In der Nase existiert keine geschwindigkeitsabhängige Grenze zwischen laminarer und turbulenter Strömung. Vielmehr kann man von einem Übergangsbereich sprechen, in dem lokale Störungen der eigentlich laminaren Strömung zu beobachten sind. Die Wirbel sind dabei unstabil und nicht ortsgebunden. Bei lokalen Messungen der Strömungsgeschwindigkeit entsprechen demnach die Messwerte eher denen langsamer turbulenter Schwankungen. Echte Turbulenzen treten erst dann auf, wenn die lokalen Störungen nicht mehr abklingen und die Strömung instabil wird (17).

Die Angabe der Reynolds-Zahl, wie sie für das Rohr existiert, ist bei der Nase mit ihrem nicht konstanten Querschnitt nicht möglich. Der Querschnitt der Nase kann mit Hilfe des hydraulischen Durchmessers (Dh) beschrieben werden. Dieser beschreibt das Verhältnis von Querschnittsfläche (A) und Umfang (U):

$$HydraulischerDurchmesser(Dh) = \frac{4 \cdot A}{U}$$
[8]

Querschnittsänderungen wirken sich in der Nase sowohl auf die Strömungsgeschwindigkeit als auch auf den Turbulenzgrad aus. So führt eine Einengung des Querschnitts nach Bernoulli [9] zur Beschleunigung der Luftgeschwindigkeit und Abnahme der turbulenten Strömungsanteile. Eine Erweiterung führt zur Strömungsverlangsamung und Turbulenzzunahme. In der Nase trennt das Septum den durchströmten Querschnitt in zwei kleinere Querschnitte. Dadurch wird die Turbulenz- und Wirbelbildung vermindert (34).

Eine stetige Querschnittserweiterung bezeichnet man als Diffusor. Da er Objekt unserer Untersuchungen ist, soll näher auf ihn eingegangen werden.

In einem Diffusor wird kinetische Energie in Druckenergie umgewandelt, denn nach Bernoulli [9] nimmt der dynamische Druck (q) in einer Erweiterung ab und der statische Druck (p) nimmt zu.

$$p_{ges} = p + q = konstant$$
^[9]

Die sich im Diffusor bewegenden Teilchen müssen in Gebiete größeren Drucks vordringen, wozu sie ihre kinetische Energie nutzen. In Wandnähe bildet sich jedoch eine Grenzschicht aus, in der die Teilchengeschwindigkeit kleiner ist als die mittlere Geschwindigkeit. Die "geschwächten" Teilchen haben nicht genug kinetische Energie, um den großen Druck zu überwinden. Sie kommen zum Stillstand und werden entgegen ihrer ursprünglichen Richtung bewegt (75). Somit bilden sich ein Strömungskern in der Achsennähe des Diffusors und so genannte "Toträume" am Rand. Die Grenzschicht kann sich ablösen und Verwirbelungen verursachen, wie in Abb.11 dargestellt.



Abb. 11: Grenzschichtablösung im Diffusor.

(75)

Die Auswirkung der abgelösten Grenzschicht auf die stabile innere Strömung wird erst weit stromabwärts wieder ausgeglichen. Der Öffnungswinkel des Diffusors spielt dabei eine große Rolle. So führt nach Spurk (75) ein Winkel zwischen 5° und 10° zu hohem Wirkungsgrad. Der Diffusorwirkungsgrad beschreibt dabei das Verhältnis aus dem tatsächlichen Druckanstieg und dem theoretischen Druckanstieg nach Bernoulli, wobei u.a Reibung zu Druckverlusten führt. Größere Winkel führen zu Grenzschichtablösungen und somit geringerem Wirkungsgrad (75).

Nach Fischer (17) ist ein Öffnungswinkel zwischen 6° und 13° gerade noch zulässig, um die erwähnten Randturbulenzen zu vermeiden. In Untersuchungen von Mlynski et al. (58) wurde die Abhängigkeit der Turbulenzentstehung vom Öffnungswinkel des Diffusors veranschaulicht (Abb.12). Bei seinen Untersuchungen durchströmte eingefärbte Flüssigkeit ein Modell und machte sowohl weitestgehend laminare Verhältnisse bei geringer Querschnittserweiterung (oberes Teilbild) als auch zunehmende Turbulenzen bei starker Querschnittserweiterung sichtbar (unteres Teilbild).


Abb. 12: Turbulenzentstehung in Abhängigkeit vom Diffusorwinkel untersucht an Strömungsmodellen. (58)

Mlynski et al. (58) kamen im Ergebnis ihrer Experimente zu der Auffassung, dass im Diffusor der Nase laminare Strömung mit steigender Geschwindigkeit (oberhalb von 25ml/s) turbulent zerfällt. Dadurch wird die Luft im anschließenden Spaltraum durchmischt und kommt in Kontakt mit den großen Schleimhautflächen. Das ist eine wichtige Voraussetzung für die Konditionierung der Atemluft (3, 43).

In einer anderen Studie nahmen Mlynski et al. (54) Versuche an "Minkschen Kästchen" vor, in denen sie durch verschiedene Konfigurationen der Wände die Verhältnisse des vorderen Cavum nasi nachahmten. Dabei wurden im Eingangsbereich des Kästchens unterschiedliche Diffusoröffnungswinkel eingearbeitet und an diesem Modell Strömungsexperimente durchgeführt. In den Strömungsexperimenten wurden die Kästchen mit Wasser durchströmt und der Verlauf sowie die Turbulenzentstehung in der Strömung mit wasserlöslichen farbigen Substanzen sichtbar gemacht. Bei den Untersuchungen zeigte sich ein Zusammenhang zwischen der Geschwindigkeit und dem Strömungsverlauf dahingehend, dass sich mit steigender Geschwindigkeit der Hauptstrom in den oberen Bereich des Kästchens verlagerte. Durch den Diffusor wurde ein größerer Anteil des Kästchens durchströmt. Damit verkleinerte sich der "Totraum", der statische Druck nahm ab. Da nach Bernoulli [9] somit der dynamische Druck zunimmt, führte das zur Verlagerung der Strömung in die oberen Abschnitte des Kästchens (54).

Neuere noch nicht veröffentlichte Untersuchungen an Kästchenmodellen (58) beschäftigen sich ebenfalls mit der Konfiguration des Diffusors. Dabei wurden die Strömungsänderungen zusätzlich mit Hilfe der RRM bewertet. Dadurch konnte der Zusammenhang zwischen der Diffusorkonfiguration und Lambda untersucht werden.

Der Diffusor wurde in seiner Länge, dem Öffnungswinkel, der Isthmusweite und durch eine vorgesetzte Düse verändert. Es wurden sechs verschiedene Grundsituationen simuliert, in denen die einzelnen erwähnten Einflussgrößen konstant bzw. variabel waren. Die Versuche zeigten, dass sich Lambda entsprechend der Diffusorkonfigurationen verändert. Bei diesen Versuchen konnten prinzipielle Einflüsse der einzelnen Variablen auf die Turbulenzentstehung im Diffusor erkannt werden. Diese Erkenntnisse sind für unsere Untersuchungen relevant. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass in unserer Studie alle genannten Einflussgrößen in unterschiedlich starker Ausprägung kombiniert vorliegen und somit nicht wie bei Mlynski et al. (58) isoliert bewertet werden können.

5 Material und Methoden

5.1 Probandenauswahl

Das Probandengut setzte sich aus Patienten mit Nasenatmungsbehinderungen (n=92) und Probanden ohne nasale Beschwerden (n=20) zusammen. Es wurden insgesamt 112 Personen, darunter 69 Männer und 43 Frauen im Alter von 9 Jahren bis 83 Jahren (Mittel: 40,15 Jahre), mittels ARM und RRM vermessen.



Aller in bannen

Abb. 13: Alters- und Geschlechtsverteilung der Probanden.

5.2 Akustische Rhinometrie

5.2.1 Methodik der Akustischen Rhinometrie

Bei der Messung mittels ARM wird ein kontinuierliches akustisches Signal mit breitem Frequenzspektrum im Gerät erzeugt, welches über ein an die Nase adaptiertes Rohr in das Cavum nasi weitergeleitet wird. Die akustischen Signale werden innerhalb des Naseninnenraumes an anatomischen Strukturen reflektiert. Der Schallwellenwiderstand innerhalb eines gasgefüllten Raumes wird als Impedanz bezeichnet (61). Aus Amplituden und Frequenzspektren der reflektierten Wellen lassen sich die Querschnittsflächen des vermessenen Raumes ableiten. Aus der Laufzeit, welche die Schallwelle von der Erzeugung bis zur Registrierung nach der Reflexion benötigt, kann die Distanz eines Querschnittes vom Ostium externum bestimmt werden (Abb.14). In Abständen von 0,3cm werden die jeweiligen Querschnitte ermittelt.

Bei der graphischen Darstellung (Abb.14) werden die Querschnittsflächen auf der x-Achse und die Distanz der Flächen vom Ostium externum auf der y-Achse abgebildet. Die roten Kurven entsprechen der rechten Nasenseite, die blauen der linken Nasenseite. Beide Nasenseiten werden spiegelbildlich dargestellt.



Abb. 14: Darstellung der rhinometrisch ermittelten Kurven (Fa. RhinoMetrics A/S, Dänemark).

Die Querschnittsflächen der Nase in Abhängigkeit von der Distanz ergeben typische Funktionen mit folgenden markanten Abschnitten (47):

I-Zacke (MCA1): Fläche des Isthmus nasi C-Zacke (MCA2): Fläche am Kopf der Concha nasalis inferior und der Intumescentia septi Bei der Grafik ist zu beachten, dass es sich nicht um ein zweidimensionales Gebilde, sondern um eine räumliche Darstellung handelt. Das ergibt sich aus der Tatsache, dass die x-Achse eine Fläche beschreibt.

Die Messungen erfolgten mit dem Gerät RhinoScan der Firma RhinoMetrics A/S, Dänemark.

5.2.2 Untersuchungsablauf mittels akustischer Rhinometrie

Jeder Patient wurde vor Abschwellen der Nasenschleimhäute (momentaner Schwellungszustand) und nach Gabe von Xylometazolinhydrochlorid (abgeschwollener Zustand) gemessen.

Vor jeder Messung mittels ARM am Patienten wurde das Gerät, wie vom Hersteller empfohlen, geeicht. Außerdem musste die Auswahl des passenden Nasenadapters je nach Größe der Nasenöffnung vorgenommen werden. Wir benutzten Nasenadapter mit ovaler Öffnung (Durchmesser: 8 x 10mm und 10 x 13mm) bei einer Tubuslänge von 58cm und einem Rohrdurchmesser von 12mm. Diese waren rot für die rechte und blau für die linke Nasenseite (Abb.15).



Abb. 15: Nasenadapter zur Messung mittels ARM in zwei verschiedenen Größen (Fa. RhinoMetrics A/S, Dänemark).

Danach erfolgte die Messung, bei welcher der Untersucher den Tubus mit entsprechendem Nasenstück an einem Nasenloch des Patienten adaptierte (Abb.16). Ein sagittaler Winkel zwischen 45° und 60° wurde dabei eingehalten. Das Abweichen des Tubus nach lateral sowie eine Verformung des Vestibulums wurden vermieden.



Abb. 16: Vermessung einer Patientin mittels ARM.

Der Patient öffnete bei der Messung leicht den Mund und hielt während des Messvorgangs die Luft an. Die Kurven wurden zwischengespeichert und der Kurvenverlauf durch eine unmittelbar anschließende Messung kontrolliert. Danach erfolgte die Messung für die andere Nasenseite.

Nach Verabreichung von abschwellenden Nasentropfen (Xylometazolinhydrochlorid) und einer Wartezeit von ca. 10 Minuten wurde die Messung im abgeschwollenen Zustand der Nasenschleimhaut erneut durchgeführt.

5.2.3 Auswertung der Akustischen Rhinometrie

Die Auswertung der rhinometrischen Kurven erfolgte mit dem Programm RhinoDiffuser, welches von der Firma RhinoMetrics A/S, Dänemark, für diese Aufgabenstellung entwickelt wurde.

Es wurden auf jeder Kurve zwei Punkte festgelegt: der Anfang und das Ende des Diffusors. Die MCA1 entspricht der Querschnittsfläche am Isthmus nasi und ist der Anfang des Diffusors. Als HP (highest point) wird die Querschnittsfläche an der stärksten Erweiterung nach dem Kopf der unteren Muschel (MCA2) bezeichnet. Diese Fläche entspricht dem Ende des nasalen Diffusors. Eine Diffusorgerade durch die Messkurve zwischen diesen beiden Punkten entspricht näherungsweise dem Flächenzuwachs innerhalb des Diffusors (Abb.17). Sie stellt eine Möglichkeit der mathematischen Erfassung der Geometrie des Diffusors dar.



Abb. 17: Diffusorgerade mittelt den Verlauf der Kurve zwischen MCA1 und HP.

Auf die Anatomie der Nase übertragen, stellen sich die Messpunkte wie in Abb.18 dar:



Abb. 18: Schematische Darstellung des Naseninnenraumes mit den Querschnittsflächen MCA1, MCA2 und HP.

Die Software berechnet einige Parameter, die der Beschreibung des Diffusors dienen sollen. Dabei handelt es sich um Strecken, Flächen, Volumina und Winkel, die im Folgenden beschrieben und in Abb.19 dargestellt werden:

A1	=	MCA1
A3	=	Fläche HP
A2	=	Differenz A3 – A1
PHI	=	Winkel zwischen der Regressionsgeraden und der y-Achse
D	=	Distanz zwischen den Flächen MCA1 und HP
HD	=	halbe Distanz zwischen den Flächen MCA1 und HP
DRI1	=	Verhältnis von A3 : D
DRI2	=	Verhältnis von A2 : D
V1	=	Volumen zw. MCA1 und HD
V2	=	Volumen zw. HD und HP
DVR	=	Verhältnis von V2 : V1
HP	=	Querschnittsfläche am Ende des Diffusors



Abb. 19: Geometrische Zusammenhänge der rhinometrischen Parameter MCA1 bzw. A1, HD, HP, A2, A3, V1, V2 und PHI.

Bei der Auswertung wurden Kurven, welche bei der ARM eine vollständige Obstruktion einer Nasenseite zeigten, verworfen. Abbildung 20 verdeutlicht ein solches Beispiel.



Abb. 20: Nicht durchgängige linke Nasenseite in rhinometrischer Darstellung.

5.3 Rhinoresistometrie

5.3.1 Methodik der Rhinoresistometrie

Die RRM basiert auf den während der Atmung simultan gemessenen rhinomanometrischen Werten für die Druckdifferenz in der Nase und für den Volumenstrom.

Bei der Druckdifferenzmessung wird der Druck prä- und postnasal bestimmt. Die Messung erfolgt getrennt für jede Nasenseite. Eine Maske umschließt während der Messung Nase und Mund des Patienten. Im Innenraum der Maske kann somit der pränasale Druck bestimmt werden. Der postnasale Druck an der Choane wird über das zweite, zum Zeitpunkt der Messung nicht durchströmte Nasencavum, bestimmt. Dabei fungiert das zweite Nasencavum als Verlängerung des Druckschlauches bis zur Choane (3). Mittels Pflaster wird der Messschlauch luftdicht so an das Nasenloch adaptiert, dass der Patient nur über die Gegenseite atmen kann. Diese Messmethode zur Messung des postnasalen Drucks wird als "anteriore RMM" bezeichnet. Gleichzeitig findet die Volumenstrommessung statt. Durch eine Atemmaske wird der Messraum zur Umgebung abgedichtet. Während des Atemvorganges kann mit Hilfe eines Spirozeptors der Volumenstrom erfasst werden.

Das Messgerät liefert eine Druck-Flow-Kurve, wobei der Druck auf der y-Achse und die Flow-Werte auf der x-Achse dargestellt werden. Bei der RRM wird aus den gemessenen Druck- und Flow-Werten der Strömungswiderstand in Abhängigkeit von der Strömungsgeschwindigkeit errechnet und im oberen Kurvenanteil als "resistance" graphisch dargestellt (Abb.22). Im unteren Teilbild wird das Turbulenzverhalten der nasalen Atemströmung dargestellt, wobei die Kurven aus dem laminaren in den turbulenten Bereich übergehen können. Das Turbulenzverhalten wird dabei in Abhängigkeit von der Atemgeschwindigkeit (Flow) dargestellt.

Außerdem werden aus den Druck- und Flow-Werten der hydraulische Durchmesser, als Weitemaß für die Nase, sowie der Reibungskoeffizient Lambda, als Kennzahl für die Konfiguration der Cavumwand bezüglich der Turbulenzauslösung, berechnet.

Der Lambda-Wert wurde in unseren Untersuchungen nur für die inspiratorische Atemrichtung ermittelt, weil nur in dieser Richtung das vordere Cavum nasi den Effekt eines Diffusors hat.

5.3.2 Untersuchungsablauf mittels Rhinoresistometrie

Zur Messung mittels RRM wurde an ein Nasenloch der Druckschlauch mit Hilfe von Nasenpflastern (Leukosilk S[®]) luftdicht adaptiert. Der Patient hielt anschließend selbst die Nasenmaske an sein Gesicht und atmete mit geschlossenem Mund mehrmals tief ein und aus.



Abb. 21: Patientin während der RRM-Messung.

Der Untersucher konnte dabei die Druck-Flow-Kurve am Bildschirm verfolgen. Wenn die Kurven von drei Atemzügen nicht deckungsgleich waren, wurde die Messung wiederholt. Deckungsgleiche Kurven wurden abgespeichert und mit der RRM-Software (Rhinostream Pro BETA, RhinoMetrics A/S, Dänemark) bearbeitet. Die Messungen erfolgten an dem Gerät RhinoStream der Fa. RhinoMetrics A/S, Dänemark.

5.3.3 Auswertung der Rhinoresistometrie

Abb.22 zeigt ein Beispiel für ein RRM-Messergebnis des Geräts Rhinostream der Fa. RhinoMetrics A/S, Dänemark.



Abb. 22: Graphische Darstellung der RRM mit dem Gerät RhinoStream der Fa. RhinoMetrics A/S, Dänemark. (3)

Die Graphik ist in zwei Abschnitte unterteilt. Im oberen Bild werden die Druck-Flow-Kurven für die linke Nasenseite blau und für die rechte Nasenseite rot dargestellt. Dabei befinden sich jeweils eine Kurve für den momentanen Zustand (blasse Färbung) und eine zweite Kurve für den abgeschwollenen Zustand der Nasenschleimhaut (kräftige Färbung) in jeder Seitendarstellung. Unterteilt sind die einzelnen Bilder durch eine vertikal verlaufende Linie, die bei einer Strömungsgeschwindigkeit = 0 liegt. Somit ist links von dieser Linie der Widerstand während der Inspiration und rechts der Linie der Widerstand während der Exspiration abzulesen. Die durchgezogenen Kurven entsprechen dem Verlauf der Atmung während der Messung am Patienten. Die unterbrochenen Linien entsprechen einer vom Rechner extrapolierten Kurve, wie sie bei sehr tiefer Atmung und stabiler Vestibulumwand zu erwarten ist. Unter einer stabilen Vestibulumwand versteht man, dass die Nasenflügel während der Atmung nicht angesaugt werden, wie es jedoch zum Schutz vor zu starker Durchströmung bei jedem Menschen bei sehr hoher Atemgeschwindigkeit der Fall ist (3).

Das untere Teilbild stellt das Turbulenzverhalten der nasalen Atemströmung in Abhängigkeit vom Flow dar. Dabei kann sich die Kurve vom laminaren Bereich in den turbulenten Bereich verlagern. Der Beginn des turbulenten Bereichs wird durch den horizontal verlaufenden grauen Balken dargestellt. Die Nase arbeitet demnach überwiegend im "Übergangsbereich" zwischen laminarer und turbulenter Strömung, wie bereits im Kapitel 4.2 (Physikalische Grundlagen) beschrieben wurde.

5.4 Durchführung und Messbedingungen

Alle Untersuchungen erfolgten im gleichen Raum unter annähernd gleichen klimatischen Bedingungen. Es wurde darauf Wert gelegt, dass sich die Probanden vor der Untersuchung 30 Minuten an das Raumklima anpassten und zu körperlicher Ruhe gelangten.

Die Messungen erfolgten stets durch denselben Untersucher und liefen nach einem standardisierten Schema ab:

Der Proband wurde zuerst mittels ARM gemessen. Die Werte wurden zwischengespeichert. Anschließend folgte die Messung der Nasenfunktion mittels RRM. Nach Verabreichung abschwellender Nasentropfen (Xylometazolinhydrochlorid) und einer Wartezeit von 10 Minuten wurden die Messungen wiederholt, um den Zustand bei abgeschwollenen Schleimhäuten zu erfassen.

Auf eine geräuscharme Kulisse während der Messung mittels ARM wurde geachtet, da Lärm die Ergebnisse verfälschen kann.

5.5 Herleitung von Kennzahlen und deren Auswertung

In der Strömungsphysik wird die Querschnittszunahme eines Diffusors durch den "Öffnungswinkel" beschrieben. Dieser Winkel beschreibt, um wie viel Grad eine Rohrerweiterung von einem Rohr mit konstanter Querschnittsfläche abweicht.



Abb. 23: Schematische Darstellung einer Rohrerweiterung mit dem Öffnungswinkel α.

Bei dem nasalen Diffusor kann wegen der nicht runden und nicht stetig weiter werdenden Querschnittsfläche kein solcher Winkel angegeben werden. Deshalb wurden verschiedene Kennzahlen, welche die Querschnittsflächenzunahme beschreiben, entwickelt und ihre Korrelation zu den Lambda-Werten untersucht.

Die Kennzahl **PHI** beschreibt den Winkel, welcher durch die Diffusorgerade und die y-Achse gebildet wird (siehe Abb.24).

DRI1 (diffuser regression increase) ergibt sich aus dem Verhältnis der Fläche A3 zur Distanz zwischen MCA1 und HP.

DRI2 ergibt sich aus dem Verhältnis der Fläche A2 und der Distanz zwischen MCA1 und HP.

Die Kennzahl **DVR** (diffuser volume relation) ist das Verhältnis des Volumens V2 zum Volumen V1 (siehe Abb.24).



Abb. 24: Messpunkte, -strecken, und -volumina des Diffusors.

In Anlehnung an die Kästchenversuche von Mlynski (58) (Kapitel 4.3) wurde schließlich die Kennzahl **DVI** (diffuser volume increase) berechnet. Die Kennzahl DVI ist das Verhältnis verschiedener Teilvolumina des Diffusors (siehe Abb.25).



Abb. 25: Räumliche Einordnung der Volumina zur Berechnung der DVI im Diffusor.

Dafür werden zunächst das "obere Volumen" und das "untere Volumen" des Diffusors berechnet. Vo, das obere Diffusorvolumen, ist die Hälfte des Produkts aus der Fläche A2 und der distance. Dabei begrenzt A2 den Diffusor nach posterior und die distance entspricht der Diffusorlänge.

Observes Diffusorvo lumen
$$V_o = \frac{A2 \cdot distance}{2}$$
 [10]

Vo vergrößert sich bei einer Öffnung des Winkels PHI.

Vu, das untere Diffusorvolumen, ist das Produkt aus der Fläche A1 und der Länge der Messstrecke (distance), das sich vom momentanen zum abgeschwollenen Zustand der Nasenschleimhaut ebenfalls verändert.

Unteres Diffusorvo lum en
$$V_U = A1 \cdot distance$$
 [11]

Die Summe aus den Teilvolumina Vo und Vu ergibt das Gesamtvolumen Vges.

Die Kennzahl DVI errechnet sich nach der Formel:

$$Diffuser - Volume - Increase \quad (DVI) = \frac{V_{ges} - V_{U}}{V_{U}} + V_{U}$$
[12]

5.6 Analyse der Ergebnisse und statistische Auswertung

Zur Berechnung der statistischen Zusammenhänge diente das Programm SPSS 13.0 für Windows.

Es wurden für alle Kennzahlen Mittelwert, Median und Standardabweichung berechnet und die Unterschiede zwischen momentanem und abgeschwollenem Zustand dargestellt. Mittels Wilcoxon-Test wurde die Zunahme der Kennzahlen zwischen beiden Schleimhautzuständen statistisch gesichert. Dabei handelt es sich um einen parameterfreien Test zum Vergleich der Verteilungen zweier abhängiger Stichproben bei metrischen Daten. Er beantwortet die Frage, ob zwei abhängige Stichproben mit metrischen Daten bzgl. der zentralen Tendenz übereinstimmen oder nicht (10). Die Korrelation zur Variablen Lambda wurde für jede Kennzahl durch eine Regressionsberechnung festgestellt. Streudiagramme veranschaulichen die Regressionen. Um die Abhängigkeit zweier unterschiedlicher Variablen darstellen zu können, diente die Berechnung von Korrelationskoeffizienten. Diese sind Maßzahlen für den Grad des stochastischen Zusammenhanges der Variablen in einer bivariablen Häufigkeitsverteilung (10). Der Korrelationskoeffizient sollte gegen 1 verlaufen, um ein positives Verhältnis der Variablen zu bestätigen. Das angegebene Signifikanzniveau der Korrelationen richtet sich nach der Verteilung der Werte und ihrer Anzahl. Es sollte im Idealfall gegen 0 verlaufen.

Um die Unterschiede der Kennzahl und Lambdas zwischen kleinen und größeren Diffusorquerschnitten zu verdeutlichen, wurde bei allen Kennzahlen eine Gruppeneinteilung vorgenommen. Da drei etwa gleichstarke Gruppen entstehen sollten, wurden die Grenzen der Gruppen durch die Fallzahl der jeweiligen Gruppen festgelegt. Bei 448 Fällen insgesamt enthält jede Gruppe somit ca. 150 Einzelfälle. Die Korrelation mit Lambda wurde für jede Gruppe berechnet.

6 Ergebnisse

Die während der Messung erhaltenen Werte der ARM (A1, A2, distance, PHI, V1, V2), der RRM (Lambda, Dh) sowie die berechneten Werte DRI1, DRI2, DVR und DVI wurden gegenübergestellt und statistisch ausgewertet.

Dabei wurde zuerst die Variable Lambda untersucht, da sie eine aus der Strömungsphysik bekannte und feststehende Größe darstellt. Die von uns berechneten Kennzahlen (DRI1, DRI2, PHI, DVR und DVI) sollten anschließend alle zu Lambda und dem hydraulischen Durchmesser (Dh) in Korrelation gesetzt werden.

6.1 Vergleich der Lambdawerte für den momentanen und abgeschwollenen Zustand der Nasenschleimhaut

Bei unseren 112 Probanden wurde Lambda für beide Nasenseiten im momentanen und abgeschwollenen Zustand bestimmt. Insgesamt ermittelten wir so 448 Werte. Die Lambdawerte wurden für unsere Berechnungen mit dem Faktor 10 multipliziert. Der Mittelwert vergrößerte sich nach Abschwellen signifikant von 0,195 auf 0,256 (Abb.26).



Abb. 26: Lambdawerte bei momentanem und abgeschwollenem Zustand der Nasenschleimhaut.

Im Vergleich beider Nasenseiten wurde deutlich, dass die Lambdawerte der Inspiration für die linke Nasenseite größer waren als für die rechte Seite. Dies zeigte sich sowohl bei den Mittel– als auch bei den Medianwerten. Dieser Unterschied war jedoch nicht signifikant.

Tabelle 1 :	Vergleich der Lambda-Werte getrennt für beide Nasenseiten während der
	Inspiration.

	Lambda mom re	Lambda mom li	Lambda ab re	Lambda ab li
Minimum	0,100	0,100	0,100	0,120
Maximum	0,370	0,580	0,540	0,670
Mittelwert	0,185	0,204	0,256	0,258
Medianwert	0,180	0,190	0,230	0,240

6.2 Die Diffusor-Kennzahlen und deren Korrelationen zu Lambda und dem hydraulischen Durchmesser

Die Kennzahlen PHI, DRI1, DRI2, DVR und DVI wurden mit den Parametern der Rhinoresistometrie (Dh und Lambda) in Korrelation gesetzt, um den Zusammenhang zwischen Form und Funktion der Nase untersuchen zu können. Dabei ergaben die Kennzahlen PHI und DRI1 die besten und DVI die schlechtesten Werte. Die Ergebnisse der Korrelationsberechnungen mit DVR waren statistisch nicht signifikant und wurden somit aus den weiteren Auswertungen ausgeschlossen.

Tabelle 2:Übersicht über die Kennzahlen und deren Korrelationen zu Lambda und
dem hydraulischen Durchmesser.

Kennzahl	Korrelation (R) zu	Korrelation (R) zu	Signifikanz (p) der Korrelation	
	Lambda	Dh	zu Lambda bzw. Dh	
PHI	0,347	0,369	0,0004	
DRI1	0,311	0,490	0,0004	
DRI2	0,331	0,416	0,0004	
DVI	0,295	0,375	0,0004	

6.2.1 Kennzahl PHI

PHI beschreibt den Winkel der Regressionsgeraden zur y-Achse (Abb.24).

Der Mittelwert der Kennzahl PHI vergrößerte sich von 7,269° auf 9,359° nach Abschwellen der Schleimhäute signifikant (Abb.27).



Abb. 27 : PHI-Mittelwerte bei momentanem und abgeschwollenem Zustand der Nasenschleimhaut.

Zwischen PHI und Lambda ergab sich ein Korrelationskoeffizient von R=0,347 bei einer Signifikanz von 0,0004.

Die Korrelationsberechnungen mit der Variablen Dh ergaben einen Koeffizienten von R=0,369 bei einer Signifikanz von 0,0004.



Abb. 28: Streudiagramm der Korrelation von PHI zu Lambda.



Abb. 29: Streudiagramm der Korrelation von PHI zu Dh.

6.2.2 Kennzahl DRI1

DRI1 beschreibt das Verhältnis der Querschnittsfläche A3 zur Diffusorlänge.

Sie veränderte sich vom momentanen zum abgeschwollenen Zustand signifikant. Der Mittelwert vergrößerte sich von 0,571cm auf 0,819cm.

Aus den Regressionsberechnungen zwischen DRI1 und Lambda ergab sich ein Korrelationskoeffizient von 0,311 bei einer Signifikanz von p=0,0004.

Die lineare Regression zwischen DRI1 und dem hydraulischen Durchmesser (Dh) ergab einen Korrelationskoeffizienten von 0,490 bei einer Signifikanz von 0,0004.

Folgende Streudiagramme veranschaulichen die Korrelationsberechnungen.



Abb. 30: Streudiagramm der Korrelation von DRI1 zu Lambda.



Abb. 31: Streudiagramm der Korrelation von DRI1 zu Dh.

6.2.3 Kennzahl DRI2

DRI2 stellt das Verhältnis der Querschnittsfläche A2 zur Diffusorlänge dar.

Der Mittelwert der Kennzahl DRI2 vergrößerte sich signifikant von 0,436cm auf 0,636cm. DRI2 korrelierte mit Lambda bei einem Koeffizienten R=0,331 und einer Signifikanz von p = 0,0004.

Die Korrelationsberechnung mit dem hydraulischen Durchmesser ergab R= 0,416 bei einer Signifikanz von 0,0004.



Abb. 32: Streudiagramm der Korrelation von DRI2 zu Lambda.



Abb. 33: Streudiagramm der Korrelation von DRI2 zu Dh.

6.2.4 Kennzahl DVI

DVI vergrößerte sich nach Abschwellen der Nasenschleimhäute. Der Mittelwert stieg von 3,392cm³ auf 4,113cm³ signifikant an.

In der Regressionsanalyse zwischen der Kennzahl DVI und Lambda wurde ein Korrelationskoeffizient von R = 0,295 bei einer Signifikanz von p=0,0004 ermittelt.

Die Korrelation zum hydraulischen Durchmesser ergab R= 0,375 bei einer Signifikanz von 0,0004.



Abb. 34: Streudiagramm der Korrelation von DVI zu Lambda.



Abb. 35: Streudiagramm der Korrelation von DVI zu Dh.

6.2.5 Vergleich der Kennzahlen

Tabelle 3:	Vergleich	der	Mittelwerte	aller	Kennzahlen	für	die	linke	und	rechte
	Nasenseite									

	Mittelwert und SD rechts	Mittelwert und SD links		
PHI mom [°]	7,07 (2,36)	7,48 (2,03)		
DRI1 mom [cm]	0,560 (0,18)	0,626 (0,21)		
DRI2 mom [cm]	0,433 (0,18)	0,450 (0,18)		
DVI mom [cm ³]	3,33 (1,12)	3,46 (1,22)		
PHI ab [°]	9,42 (2,43)	9,28 (2,22)		
DRI1 ab [cm]	0,871 (0,25)	0,807 (0,25)		
DRI2 ab [cm]	0,641 (0,22)	0,631 (0,23)		
DVI ab [cm ³]	4,03 (1,04)	4,11 (1,13)		

DVI erreichte für die linke Nasenseite sowohl im momentanen als auch im abgeschwollenen Zustand größere Werte als für die rechte Nasenseite. Dieses Ergebnis zeigte sich zuvor auch bei den Lambdawerten (Tab.1). PHI, DRI1 und DRI2 stellten sich im momentanen Zustand der Nasenschleimhaut ebenfalls links etwas größer dar als rechts. Im abgeschwollenen Zustand waren PHI, DRI1 und DRI2 jedoch rechts größer als links. Diese Unterschiede zwischen rechter und linker Seite waren statistisch jedoch nicht signifikant.

6.3 Gruppeneinteilung der Kennzahlen

Zur besseren Darstellung des Zusammenhanges zwischen den Kennzahlen für den Diffusor und der Variablen Lambda wurden die gesamten Werte der einzelnen Kennzahlen (n=448) nach steigenden Werten in drei etwa gleich starke Gruppen eingeteilt. Aus strömungsdynamischer Sicht würde die Gruppe 1 einem Diffusor mit geringer Turbulenzentstehung infolge geringer Querschnittszunahme entsprechen. In der Gruppe 2 sind nasale Diffusoren mit einer mittelgradigen und in Gruppe 3 mit einer starken Turbulenzentstehung erfasst.

Es ergaben sich folgende Gruppen:

<u>PHI</u>

Gruppe 1: PHI $\leq 7^{\circ}$							
Gruppe 2: PHI > 7° und $\leq 9^{\circ}$							
Gruppe 3: PHI > 9°							
Minimum: 0,661°	Maximum: 16,978°	Mittelwert: 8,296°					

DRI1

Minimum: 0,132cm	Maximum: 1,868cm	Mittelwert: 0,739cm
Gruppe 3: DRI1 > 0.80cm		
Gruppe 2: DRI1 > 0,60cm 1	and $\leq 0,80$ cm	
Gruppe 1: DRI1 \leq 0,60cm		

DRI2

Gruppe 1: DRI1 \leq 0,425	cm	
Gruppe 2: DRI1 > 0,425c	$m \text{ und } \leq 0,60 \text{ cm}$	
Gruppe 3: DRI1 > 0,60cm	n	
Minimum: 0,043cm	Maximum: 1,571cm	Mittelwert: 0,536cm

 $\begin{array}{l} \underline{DVI} \\ Gruppe1: DVI \leq 3,0 cm^{3} \\ Gruppe 2: DVI > 3,0 cm^{3} und \leq 4,0 cm^{3} \\ Gruppe 3: DVI > 4,0 cm^{3} \\ Minimum: 1,216 cm^{3} \\ Maximum: 8,226 cm^{3} \\ \end{array}$ Mittelwert: 3,717 cm³

Im anschließenden Vergleich der Gruppen mit Lambda zeigten sich die in den folgenden Grafiken dargestellten Zusammenhänge.



Abb. 36: Variable Lambda in Abhängigkeit von PHI in den Gruppen 1-3.



Abb. 37: Variable Lambda in Abhängigkeit von DRI1 in den Gruppen 1-3.



Abb. 38: Variable Lambda in Abhängigkeit von DRI2 in den Gruppen 1-3.



Abb. 39: Variable Lambda in Abhängigkeit von DVI in den Gruppen 1-3.

Tabelle 4:Signifikanzberechnungen (p) zur Darstellung des Unterschiedes zwi-
schen den einzelnen Gruppen der Kennzahlen nach Mann-Whitney.

Kennzahl	p (1. und 2. Gruppe)	p (2. und 3. Gruppe)
PHI	0,0004	0,014
DRI1	0,0004	0,008
DRI2	0,0004	0,001
DVI	0,0004	0,005

Es wurden signifikante Unterschiede zwischen der 1. und 2. Gruppe bzw. der 2. und 3. Gruppe für alle vier Kennzahlen berechnet.

7 Diskussion

7.1 Diskussion der Methodik

7.1.1 Probandenkollektiv

In unserem Probandenkollektiv waren überwiegend Patienten mit rhinologischen Problemen. Diese Zusammenstellung erfolgte absichtlich, da davon auszugehen ist, dass diese Patienten zum Teil auch deformierte Diffusoren haben. Dabei wurde bei unseren Untersuchungen ein breites Spektrum von Diffusorkonfigurationen erfasst. Unser Probandenkollektiv war normal verteilt, die Anzahl an weiblichen und männlichen Probanden war ausgeglichen.

7.1.2 Versuchsdurchführung

An dieser Stelle soll die Durchführung der Messungen diskutiert werden. Dabei wird sowohl auf die Bedingungen und Umstände der Messung als auch auf Fehlerquellen eingegangen.

Mit der Anzahl der Probanden konnten signifikante Ergebnisse erzielt werden. Das ist darauf zurückzuführen, dass das Vierfache der Fälle in die Auswertung eingeflossen ist, da bei jedem Probanden zwei Nasenseiten in jeweils zwei Zuständen der Nasenschleimhautschwellung (momentan und abgeschwollen) vermessen wurden.

Die Kombination von RRM und ARM wird von vielen Autoren (3, 25, 39, 44, 63, 65, 71, 73, 87) empfohlen und hat uns ein umfassendes Bild der anatomischen und strömungstechnischen Situation der jeweiligen Nase geboten.

Bei der Durchführung der Untersuchungen waren wir bemüht, Fehlerquellen von vorn herein auszuschließen.

Der Patient sollte sich vor der Messung nicht körperlich anstrengen. Da die in dieser Studie untersuchten Probanden den Messraum über eine Treppe erreichten, wurde erst nach einer Pause von 30 Minuten mit der Diagnostik begonnen. Ein Abschwellen der Nasenschleimhäute aufgrund körperlicher Belastung, wie es durch viele Autoren (1, 4, 19, 20, 36, 69) beschrieben wird, konnte somit ausgeschlossen werden.

Die sich anschließenden Messungen wurden jeweils nur von einem Untersucher durchgeführt und liefen nach einem festen Schema ab. Dadurch wurde eine Reproduzierbarkeit der Messergebnisse begünstigt. Die Probanden unserer Studie wurden nur an einem Tag untersucht. Innerhalb dieses Tages kann man eine Reproduzierbarkeit der Messwerte bestätigen, jedoch keine mit Fakten belegte Aussage über die Reproduzierbarkeit an verschiedenen Tagen treffen, da keine Wiederholung der Messungen an den folgenden Tagen vorgenommen wurde. Somit kann man mit unseren Untersuchungen auf die Aussagen von Harar (33), Ognibene (68), Mayhew (52) und Taverner (79) keinen weiteren Bezug nehmen.

Für die vorliegende Arbeit spielt die Reproduzierbarkeit an verschiedenen Tagen eine untergeordnete Rolle, da die Messwerte für die ARM und RRM unmittelbar in zeitlicher Folge erfasst wurden.

Relevanter scheint daher die Untersuchung Wilsons et. al. (84), die sich mit der Durchführung der Messung bezüglich der Fixierung des Kopfes und des Tubus auseinandergesetzt haben. Zu zufrieden stellenden Ergebnissen kamen Wilson et al. (84) innerhalb ihrer Studie lediglich, wenn entweder der Tubus in einem Ständer fixiert wurde oder durch den Untersucher gehalten wurde. Eine Kopffixierung sowie das Halten des Tubus durch den Probanden selbst führte zu qualitativ schlechteren Ergebnissen. Da in unserer Studie der Kopf nicht fixiert wurde und der Tubus durch den Untersucher gehalten wurde, sind unserer Ergebnisse in Anlehnung an Wilsons et al. (84) Untersuchungen als qualitativ gut anzusehen.

Der Winkel, in dem der Tubus an das zu untersuchende Objekt angehalten werden soll, war ebenfalls Grundlage verschiedener Studien (18, 37, 38). So wurden Richtwerte sowohl für die sagittale Ebene als auch für die axiale Ebene erstellt (18). Nach Fisher et al. (18) führt ein zu steiler Winkel, als auch ein zu starkes Abweichen des Tubus nach lateral zu Qualitätseinbußen der rhinometrischen Darstellung. Innerhalb unserer Studie wurde ein Winkel zwischen 45° und 60° eingehalten und in der axialen Ebene nur minimale Abweichungen von der gedachten 0°-Linie ermöglicht.

Auch bei der Auswahl der Nasenstücke und deren Adaptation an die Nase wurde in den Untersuchungen zu dieser Arbeit vorherigen Studien Aufmerksamkeit gewidmet. So wählte man Nasenstücke mit einem Durchmesser größer 8mm, um Unterschätzungen der MCA1 und des ersten Untersuchungsabschnitts, wie durch Fisher (18) beschrieben, zu vermeiden. Das bereits mehrfach erwähnte möglichst drucklose Ansetzen des Nasenstücks an den Naseneingang wurde während der Messungen beachtet, um eine Verformung desselben zu vermeiden.

Bereits in Kapitel 3.1.4.1 wurde auf den möglichen Einfluss von Engstellen innerhalb der Nase auf die Messungen der ARM eingegangen.

Es ist anzunehmen, dass sich die in der Literatur beschriebene rhinometrische Unterschätzung der Nasenfläche nach starken Engstellen des Innenraumes auch bei unseren Untersuchungen vollzogen hat. Eine Vielzahl von Autoren (8, 9, 37, 40, 77) belegt diese Aussage. Die Relevanz dieser möglichen Abweichung von der reellen Beschaffenheit des Naseninnenraumes ist für unsere Arbeit nur bedingt gegeben. Es lag in unserer Absicht, den Nasenraum möglichst genau darzustellen, um einen Vergleich mit den strömungstechnischen Daten der RRM vornehmen zu können. Dennoch zählte für uns hauptsächlich der Vergleich bestimmter Diffusorquerschnitte mit den entsprechenden Lambdawerten. Der mögliche Fehler kann je nach Stärke der Einengung stärker oder schwächer ausgeprägt gewesen sein. Somit wurden gegebenenfalls Diffusorquerschnitte unterschiedlich exakt beschrieben. Dennoch ist die ARM eine anerkannte und auch geeignete Möglichkeit der Diagnostik, um den Naseninnenraum geometrisch zu beschreiben. Eine weitere Darstellung der Engstellen wurde innerhalb dieser Arbeit nicht erbracht, da der Raum ausschließlich mit Hilfe der ARM untersucht wurde und kein weiteres vergleichendes Mittel (z.B. CT oder MRI) zum Einsatz kam.

Der Einfluss der Nasennebenhöhlen wurde bereits in Kapitel 3.1.4.4 angesprochen. Für unsere Untersuchungen, die sich auf das vordere Cavum nasi beschränkten, spielten die Nasennebenhöhlen jedoch keine Rolle. Die Ergebnisse im vorderen Bereich des Cavums (0-4 cm ausgegangen von der Nasenöffnung) sind reproduzierbar, was gegen einen Einfluss der Nasennebenhöhlen auf die Messergebnisse in diesem Bereich spricht (61).

Während einige Fehlerquellen als gegeben hinzunehmen sind bzw. sofern einmal erkannt, ausgeschlossen werden können, schleichen sich unmittelbar während der Messung Fehler ein, die dem Untersucher weiterhin Aufmerksamkeit abfordern. So neigt z.B. der Patient mit stark behinderter Nasenatmung dazu, den Mund während der RRM nicht völlig geschlossen zu halten. In der Darstellung der Ergebnisse äußert sich das schließlich als falsch zu flach verlaufende Kurve. Bei der ARM hingegen soll der Mund leicht geöffnet sein und die Versuchsperson darf unmittelbar während der Messung nicht atmen. Ein verschlossener Mund zeigt sich in der Graphik in einem Kurvenverlauf gegen die Septumgerade. Bei absoluter Obstruktion einer Nasenseite erhält man ebenfalls einen solchen Kurvenverlauf. Messungen dieser Art wurden durch den Untersucher eliminiert, da ihre Glaubwürdigkeit auch im scheinbar realistisch dargestellten ersten Abschnitt zweifelhaft ist. Weitere Kritikpunkte zur Methodik der RMM/RRM, wie sie bereits in Kapitel 3.2.3.1 dieser Arbeit erwähnt wurden, konnten von uns zum Teil bestätigt werden. Wie bereits Georgitis et al. (22) anmerkten, bedarf es einer gewissen Schulung bzw. Konzentration während der Messung, um reproduzierbare Ergebnisse mittels RMM zu erzielen. In unseren Untersuchungen wurden mittels RRM reproduzierbare Ergebnisse erzielt, was sich in der Deckung der Kurven bei wiederholter Messung zeigte. Stark voneinander abweichende Kurven wurden eliminiert. Ähnlich formulierte auch Hirschberg (39) seine Empfehlungen, indem er behauptet, dass die Glaubwürdigkeit der Ergebnisse mit der Anzahl der Messungen steigt. Weiterhin begünstigend wirkt sich eine erhöhte Anzahl aufgezeichneter Atemzyklen aus. Auch dieser Punkt wurde bei den hier vorgenommenen Messungen berücksichtigt. Die Probanden wurden aufgefordert mindestens dreimal ein- und auszuatmen. Das Einbringen von Nasenstutzen wurde ebenfalls vermieden, indem ein Pflaster, wie im Abschnitt " Material und Methoden" beschrieben, zur Fixierung des Messschlauches am Nasenloch diente.

Bei der Auswertung der rhinometrischen Werte wird durch das Programm (RhinoDiffuser, RhinoMetrics A/S, Dänemark) eine Grafik erstellt, die den durch Reflexion der Schallwellen berechneten Raum der Nase beschreibt. In diese Kurve wird anschließend zwischen der MCA1 und HP eine Diffusorgerade berechnet. Die Werte für die MCA1 und HP wurden auf der Kurve durch die auswertende Person selbst festlegt.

Die Verwendung verschiedener Messgeräte führte dazu, dass zum Teil starke Abweichungen bestimmter Parameter der ARM bzw. RRM zwischen verschiedenen Autoren auftraten. So bestehen beispielsweise im Vergleich der MCA1-Werte zwischen den Autoren deutliche Unterschiede (Kapitel 7.2.6.1). Eine Validierung unserer Ergebnisse müsste vorgenommen werden, nachdem die Standardisierung der Messgeräte, wie von der Europäischen Standardisierungskommission (38) vorgeschlagen, erfolgt ist.

7.1.3 Herleitung der Diffusor-Kennzahlen

Die Herleitung einer Kennzahl setzte die Untersuchung verschiedener Variablen voraus. Rein mathematisch betrachtet, beschreiben alle Kennzahlen (PHI, DVR, DRI1, DRI2, und DVI) den von uns als Diffusor beschriebenen Abschnitt in ähnlicher Weise: Es werden Flächen zu Strecken ins Verhältnis gesetzt (DRI1, DRI2) oder Volumina gegenübergestellt (DVR, DVI). Dabei wird die Dreidimensionalität des untersuchten Raumes berücksichtigt. Lediglich die Variable PHI beschreibt einen Winkel, dessen Tangus jedoch auch ein Verhältnis von Fläche zu Strecke ist.

Durch die von uns angewandte ARM sind keine weiteren Darstellungen des Diffusors möglich. In weiterführenden Untersuchungen könnte man andere diagnostische Mittel wie z.B. MRT oder CT zur Darstellung des Naseninnenraums heranziehen und die ermittelten Daten zu Lambda ins Verhältnis setzen.

Bei der Erarbeitung der Diffusor-Kennzahlen haben wir uns auf die mathematischen Zusammenhänge der ARM-Werte und vorangegangene Kästchenversuche (58) gestützt.

7.2 Diskussion der Ergebnisse

7.2.1 Lambdawerte

Die durch strömungstechnische Untersuchungen mittels RRM gewonnenen Lambda-Werte stellten die Grundlage aller weiteren Berechnungen dar. Daher schien es notwendig, den Unterschied der Lambda-Werte zwischen dem momentanen und abgeschwollenen Zustand der Nasenschleimhaut als statistisch signifikant nachzuweisen. Aus praktischen Gründen wurde Lambda mit dem Faktor 10 multipliziert. Die insgesamt 448 Fälle wurden nach momentanem und abgeschwollenem Zustand unterteilt. Somit enthielt jede Gruppe 224 Fälle.

Die Lambdawerte des momentanen Zustandes lagen zwischen 0,100 und 0,580, bei einem Mittelwert von 0,195±0,069 und einem Medianwert von 0,180 (Kapitel 6.1; Tab.1).

Nach Abschwellen lagen die ermittelten Lambdawerte zwischen 0,100 und 0,670. Der Mittelwert betrug 0,256±0,091 und der Medianwert 0,240. Somit nahm der Mittelwert um 31,28%, der Medianwert um 33,33% zu. Die hohe Streubreite der Werte lässt sich durch die großen individuellen Unterschiede im anatomischen Bau der Nase erklären.

Im Vergleich zu den Ergebnissen von Enßen (15) lagen unsere Daten für die prozentuale Zunahme deutlich über denen der Autorin, welche die Zunahme der Lambdawerte mit durchschnittlich 18% angibt. Das erklärt sich möglicherweise dadurch, dass Enßen nur rhinologisch gesunde Probanden untersucht hat.

Unsere Ergebnisse widersprechen auch denen von Marschall (51), der beim Ermitteln von Referenzwerten für Lambda keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Schwellungszuständen feststellen konnte. Der Grund dafür könnte sein, dass Marschall mit einem Rhinoresistometer untersucht hat, welches unzureichende dynamische Messeigenschaften auswies. Hirschberg (39) forderte für zuverlässige Messungen eine Abtastrate von > 50 Hz für die Digitalisierung. Diese Forderung war an Marschalls Messgerät nicht erfüllt.

Die Variable Lambda erschien für unsere Untersuchung als geeignet, da sie statistisch bewiesen auf die von uns ausgelöste Veränderung der Nasenschleimhaut mit einer deutlichen Zunahme reagiert hat.

7.2.2 Verhalten der Diffusor-Kennzahlen bei Abschwellung der Nasenschleimhäute

7.2.2.1 PHI

Diese Kennzahl stellt die Diffusorquerschnittszunahme durch den Öffnungswinkel zwischen Diffusorgerade und y-Achse dar. Dabei ist zu berücksichtigen, dass diese Diffusorgerade eine Mittelung der anatomisch nicht gradlinig verlaufenden Naseninnenwand ist. Die Werte der Kennzahl PHI ordneten sich zwischen 0,6 ° und 17° ein. Die Masse der Werte für den momentanen und abgeschwollenen Zustand lag dabei zwischen 5° und 12° bei einem Mittelwert von 8°. In der Literatur (17, 75) wird der kritische Öffnungswinkel, bei dem erste Turbulenzen entstehen, zwischen 5° und 13° beschrieben. Da es sich bei dem nasalen Diffusor um keinen glattwandigen, sich stetig erweiternden Strömungskanal handelt, ist mit einer verstärkten Turbulenzbildung zu rechnen. Trotzdem liegen die von uns ermittelten Werte für den nasalen Diffusor in der gleichen Größenordnung.

Die Mittelwerte der Kennzahl vergrößerten sich nach Abschwellen der Schleimhäute von 7,269 auf 9,359 um 28,75%. Die Korrelation zu Dh betrug p=0,369. Die Korrelation zu Lambda war bei dieser Kennzahl am größten.

7.2.2.2 DRI1

Die Variable DRI1 als Beschreibung der Fläche A3 zur Diffusorlänge (distance) muss sich nach unseren Überlegungen bei Abschwellen der Schleimhäute vergrößern, da sich
die Fläche A3 vergrößert. Die zweite Möglichkeit zur Vergrößerung von DRI1 besteht in einer Verkleinerung des Diffusors bezüglich seiner Länge. Bei Kürzung der Diffusorlänge bei gleich bleibender Endfläche A3 wird der Öffnungswinkel ebenfalls größer. Die Zunahme der Kennzahl DRI1 vom momentanen zum abgeschwollenen Zustand erwies sich nach Wilcoxon als signifikant. Die Mittelwerte vergrößerten sich von 0,571cm auf 0,820cm um 43,6%. Der Vergleich zur Variablen Dh ergab einen Korrelationskoeffizienten von R=0,490 bei einer Signifikanz von 0,0004.

7.2.2.3 DRI2

Die Kennzahl DRI2 als Verhältnis der Fläche A2 zur distance beschreibt nicht die Querschnittszunahme des gesamten Diffusors, sondern nur die im oberen Volumen sowie Verkleinerungen der Distanz. Geht man davon aus, dass sich die Veränderung des Diffusorquerschnittes hauptsächlich in diesem Abschnitts des untersuchten Raumes vollzieht und die Veränderung der Fläche A1 weniger bedeutsam ist, beschreibt DRI2 diesen Abschnitt gesondert. Die Zunahme der Kennzahl vom momentanen zum abgeschwollenen Zustand erwies sich in unseren Untersuchungen als signifikant (Wilcoxon p=0,0004). Die Mittelwerte vergrößerten sich von 0,436cm auf 0,636cm um 45,8%. Der Vergleich zum hydraulischen Durchmesser der RRM ergab einen Korrelationskoeffizienten von R=0,416 bei einer Signifikanz von 0,0004. Demnach harmonierte DRI2 schlechter mit Dh als DRI1, jedoch besser als PHI.

7.2.2.4 DVI

Die Kennzahl DVI setzt das obere zum unteren Diffusorvolumen ins Verhältnis (Kap. 5.5, Abb. 25). Bei einer Vergrößerung des Diffusorquerschnittes können sich beide Teilvolumina verändern. In erster Linie würde man davon ausgehen, dass sich die ausschlaggebende Veränderung im oberen Abschnitt des Diffusors vollzieht. Damit vergrößert sich Vges und folglich DVI. Bei einer gleichzeitigen Vergrößerung des unteren Volumens, z.B. durch Erweiterung des Isthmus, würde der Quotient wieder kleiner. Um den positiven Einfluss auf die Turbulenzentstehung zu erfassen, wird bei der Berechnung von DVI das untere Volumen zum Quotienten Vo/Vu addiert. Bei Abschwellen der Schleimhäute zeigte sich eine deutliche Zunahme der Mittelwerte der Kennzahl DVI. Der Anstieg von $3,392 \text{cm}^3$ auf $4,113 \text{cm}^3$ um 21,25% erwies sich nach dem Wilcoxon–Test als signifikant. Die Korrelationsberechnungen zu Dh ergaben R=0,375 bei einer Signifikanz von p=0,0004.

7.2.3 Korrelationen aller Diffusor-Kennzahlen zu Lambda

Die Kennzahlen PHI, DRI1, DRI2 und DVI korrelierten wenig different mit Lambda. Es ergaben sich relativ geringe Korrelationskoeffizienten zwischen R=0,295 und R=0,347. Die Signifikanz von p=0,0004 war jedoch sehr hoch (Kapitel 6.2; Tab.2). Demnach korrelierte PHI mit R=0,347 am besten mit Lambda, gefolgt von DRI2 mit R=0,331, DRI1 mit R=0,311 und DVI mit R=0,295. Deshalb empfehlen wir die Kennzahl PHI zur Beschreibung des Funktionszustandes des nasalen Diffusors.

Die Streudiagramme, welche die Korrelationsverhältnisse der einzelnen Kennzahlen zu Lambda veranschaulichen, zeigen Ähnlichkeiten im Verlauf (Abb.28-35). Durch die starke Streuung der Werte wird eine ungünstige Verteilung der korrelierenden Werte deutlich. Der flache Verlauf der grün dargestellten Regressionsgeraden veranschaulicht eine geringe Korrelation zwischen Lambda und den einzelnen Kennzahlen.

Um den von uns erwarteten Zuwachs der Querschnittsflächenerweiterung mit sich vergrößernder Kennzahl deutlicher erkennen zu können, unterteilten wir die Werte der Kennzahlen in drei etwa gleichstarke Gruppen mit steigendem Lambda. Anschließend wurden in den Gruppen die Lambda-Mittelwerte mit den Werten der einzelnen Kennzahlen ins Verhältnis gesetzt (Abb.36-39). In den vier Graphiken ist eine Zunahme zwischen den einzelnen Gruppen zu erkennen. Um die Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen als signifikant darzustellen, wurden Mann-Whitney-Tests durchgeführt (Kapitel 6.3; Tab.4). Dabei zeigte sich, dass sich die jeweiligen Gruppen alle signifikant voneinander unterscheiden.

Die Einteilung in drei Gruppen ermöglicht gleichzeitig die Zuordnung der am Patienten ermittelten Diffusor-Kennzahl zum Ausmaß der Turbulenzentstehung:

1.Gruppe: geringe Turbulenzentstehung

2. Gruppe: mittelgradige Turbulenzentstehung

3. Gruppe: starke Turbulenzentstehung

Bezogen auf die von uns empfohlene Kennzahl PHI bedeutet das folgende Zuordnung:

PHI	Turbulenzentstehung
$\leq 7^{\circ}$	geringe Turbulenzentstehung
$>7^{\circ}$ und $\leq 9^{\circ}$	mittelgradige Turbulenzentstehung
> 9°	starke Turbulenzentstehung

Da bei Korrelationsberechnungen ein positiver stochastischer Zusammenhang der Variablen durch einen gegen 1 verlaufenden Korrelationskoeffizienten ausgedrückt wird, kann man bei unseren Ergebnissen von einer schwachen Korrelation der Kennzahlen zu Lambda sprechen. Gründe für dieses Ergebnis sind im folgenden Abschnitt beschrieben:

Entscheidend für die Turbulenzentstehung ist, wie bereits am Anfang der Arbeit erwähnt wurde, der Diffusor im vorderen Abschnitt der Nase. Dieser hat jedoch nicht allein Einfluss auf die Turbulenzentstehung. Auch das inspiratorisch vorgeschaltete Vestibulum sowie die Muschelregion spielen bei der Turbulenzentstehung eine Rolle (58). Lambda beschreibt die gesamte Wandbeschaffenheit des nasalen Strömungskanals bezüglich der Turbulenzauslösung. Die Diffusor-Kennzahlen beschreiben jedoch nur das vordere Cavum. Daher ist nicht mit einer hohen Korrelation zwischen den Diffusor-Kennzahlen und Lambda zu rechnen.

Es muss außerdem berücksichtigt werden, dass mehrere Faktoren auf Lambda Einfluss nehmen, die durch die ARM allein nicht erfasst werden können, z.B. die Schleimhautoberfläche (57). Dies ist ein weiterer Grund für die geringe Korrelation zwischen den Kennzahlen und Lambda.

7.2.4 Korrelationen aller Diffusor-Kennzahlen zum hydraulischen Durchmesser

Die Diffusor-Kennzahlen wurden auch mit dem hydraulischen Durchmesser korreliert, da aus der Strömungsphysik bekannt ist, dass in weiten Strömungskanälen die Turbulenzentstehung stärker ausgeprägt ist. Eine weitere rhinologische Erfahrung ist, dass weite Nasen zu einer Austrocknung neigen.

Unsere Untersuchungen zeigen, dass die Korrelation der Diffusor-Kennzahlen zu Dh größer ist als zu Lambda. Das beweist, dass die Gesamtweite der Nase für die Turbulenzentstehung eine große Bedeutung hat und dass die Weite von der Diffusorkennzahl mit erfasst wird.

7.2.5 Vergleich zu Kästchenversuchen

Ein Vergleich zu den Kästchenversuchen Mlynskis (58) ist in sofern sinnvoll, als dass diese die Grundlage für unsere Berechnung der Kennzahlen darstellten. Auch in Mlynskis (58) Studie wurde der Diffusor untersucht, jedoch arbeitete er ausschließlich am Modell. Es war innerhalb dieser Versuche möglich bestimmte physiologische Komponenten zu vernachlässigen, die sich aus der Arbeit mit Probanden ergeben:

So konnte Mlynski (58) die Variable Lambda genau begrenzt in dem Abschnitt Diffusor untersuchen, während bei unseren Versuchen die Anatomie der gesamten Nase Einfluss nehmen konnte. Weiterhin ergab sich der Öffnungswinkel PHI in unseren Messungen aus einer gemittelten Diffusorgeraden. Bei den Kästchenversuchen konnte der Winkel selbst gemessen werden, was zu einer größeren Genauigkeit führte. Ebenso wichtig ist die Tatsache, dass man bei den Kästchenversuchen mit glatten Flächen arbeiten konnte. In der Nase hingegen findet man solche Flächen nicht. Bereits durch kleinste Unebenheiten der Naseninnenflächen können Turbulenzen entstehen.

In unseren Versuchen wurden gesunde sowie pathologische Nasen untersucht. Daher bestimmen große Variationen in der Anatomie der einzelnen Nasen die Ergebnissen mit. Im Gegensatz dazu wurden bei den Kästchen z.B. stets gerade Septen als Ausgangspunkt gewählt. Die Strömung wurde im Versuch parallel zum Septum angesetzt. Bei unseren Messungen kann man davon ausgehen, dass die Patienten keine "geraden" Nasensepten vorwiesen. Wenn demnach die Strömung schon am Anfang des Nasenströmungskanals auf eine schiefe Ebene trifft, ergeben sich neue physikalische Zusammenhänge, die bei den Versuchen Mlynskis (58) nicht berücksichtigt werden mussten.

Es ist demnach kein direkter Vergleich der Ergebnisse beider Methoden sinnvoll. Dennoch ermöglicht nur eine Modellstudie das Erfassen von physikalischen Zusammenhängen, die dann auf die Probanden bzw. deren Nase übertragen werden können.

7.2.6 Vergleich zu Ergebnissen anderer Autoren

In einigen Studien zur ARM (30, 47, 55, 62) haben die Autoren die Werte für MCA1 und MCA2 veröffentlicht. So ist es möglich, unsere MCA-Werte mit denen anderer Untersuchungen zu vergleichen.

7.2.6.1 MCA1-Werte im Vergleich

Unsere Werte für MCA1 lagen zwischen 0,09cm² und 1,81cm² bei einem Mittelwert von 0,63cm² $\pm 0,23$.

Ein Vergleich der MCA-Werte mit denen Millqvists (55), Grymers (30), Lenders (47) und Morgans (62) zeigte deutliche Abweichungen von unseren Werten (Kapitel 10; Tab.5). Dabei sollte bei Vergleichen von Referenzwerten auf die Definitionen der

Variablen geachtet werden. So definierte Millqvist (55) die MCA als Fläche am vorderen Anteil der unteren Nasenmuschel. Ebenso beschrieb Grymer (30) die MCA bei einigen Probanden am Kopf der unteren Nasenmuschel, bei anderen weiter anterior an der Nasenklappe. Ihrer Definition nach ist die MCA nicht wie bei uns an der I-Zacke der ARM-Darstellung, sondern an der C-Zacke lokalisiert. Somit waren wesentlich größere Werte für MCA zu erwarten als bei unseren Ergebnissen. Die Untersuchungen Grymers belegen die Aussage mit MCA-Mittelwerten von 1,43cm²±0.04 cm². (Kapitel 10; Tab.5). Millqvists (55) Werte waren jedoch mit unseren Ergebnissen vergleichbar. Bei Millqvist (55) handelte es sich um die so genannte "Total MCA", womit die Summe der MCA der linken und rechten Nasenseite bezeichnet wurde. Millqvists (55) Untersuchungen ergaben in der Summe beider Seiten bei über 20-jährigen einen MCA-Mittelwert von 1,56cm²±0.04cm² (männlich) und 1,19cm²±0.04cm² (weiblich). Wenn man diese Werte jedoch durch 2 dividiert, um sie mit denen anderer Autoren vergleichbar zu machen, ergeben sich Werte zwischen 0,78cm² und 0,60cm². Unsere MCA-Werte ähneln also denen des schwedischen Autoren, beschreiben jedoch verschiedene Querschnittsflächen in der Nase.

Lenders (47) MCA-Mittelwert von 0,73cm² lag leicht über unseren Ergebnissen. Bei Lenders befand sich die MCA1 an der I-Zacke der ARM-Darstellung, also wie bei unserer Definition am Isthmus nasi. Auch Morgans (62) Werte zwischen 0,63cm² und 0,87cm² lagen etwas über unserem MCA1-Mittelwert. Seine Definition der MCA wurde nicht beschrieben. Als einen möglichen Grund für die von uns gefundenen kleineren MCA1-Werte sehen wir, dass in unserem Probandenkollektiv auch pathologische Fälle waren. Die anderen Autoren haben jedoch nur rhinologisch Gesunde untersucht.

Auch unterschiedliche Messapparaturen sind, wie bereits Millqvist (55) in seiner Studie erwähnte, unter anderem für diese Abweichungen der MCA-Werte verantwortlich.

Während Millqvist (55) mit dem Gerät Rhin 2000 (S.R. Electronics A.S., Lynge, Denmark) arbeitete, benutzten wir RhinoScan der Firma RhinoMetrics A/S, Dänemark und Morgan (62) wiederum die ECCOVERSION Acoustic Rhinometer (model AR-1003), HOOD Laboratories (Pembroke, USA). Die verwendeten Nasenstücke wichen voneinander ab. Morgan (62) benutzte Silikon-Nasenstücke, die sich in ihrer Form deutlich von unseren unterschieden. Eine individuelle Anpassung an die Anatomie der Nase wurde auch von ihm beachtet. Lenders (47) benutzte 12 verschiedene Nasenstücke um der Individualität jeder Nasenform gerecht zu werden. Wir hingegen beschränkten uns auf zwei Grundformen. Auch die Länge bzw. der Durchmesser des Messtubus ist nicht standardisiert. Lenders (47) arbeitete mit einem Tubusdurchmesser von 1,5cm bei einer Länge von 90cm. Unser Tubus war mit 1,2cm Durchmesser und 58cm Länge demnach deutlich kleiner als das von Lenders benutzte Modell (47). Insgesamt weist diese Problematik auf die Notwendigkeit einer Standardisierung der ARM hin.

Weiterhin scheint die Erkenntnis Morgans (62) interessant. Er empfiehlt Referenzwerte immer auf Rassen zu beziehen. Es gibt seinen Untersuchungen nach signifikante Unterschiede bei der Darstellung des Naseninnenraumes durch die ARM-Messungen zwischen orientalischer, kaukasischer und negroider Rasse.

7.2.6.2 Lambda-Werte im Vergleich

Unsere Lambdawerte wurden mit denen anderer Autoren (15, 51) verglichen. Vor Abschwellen der Nasenschleimhäute lagen unsere Werte etwas unter den von Marschall (51) ermittelten Referenzwerten. Im abgeschwollenen Zustand stimmten die Werte nahezu überein (Kapitel 10; Tab.5). Der Streubereich unserer Lambdawerte (0,19-0,26) ähnelte dem von Marschall (51) mit 0,22-0,27 und Enßen (15) mit 0,20-0,29.

Es ist wahrscheinlich, dass eine Ursache für die annähernd gleichen Ergebnisse von Enßen und uns die Verwendung der selben Messapparatur ist. Die Differenz zu den Lambda-Werten von Marschall wurde bereits unter 7.2.1 diskutiert.

Weiterhin zeigt Tab.6 (Kapitel 10), dass sich Lambda für die linke Nasenseite größer als für die rechte Seite darstellte. Dieser Unterschied war jedoch statistisch nicht signifikant. Die Mittelwerte für die rechte Seite lagen im momentanen Zustand bei 0,185 und links 0,204. Im abgeschwollenen Zustand lag Lambda rechts bei 0,256 und links bei 0,258. Somit sind die Lambda-Werte für die linke Seite im momentanen Zustand 10,15% größer als für die rechte Seite. Im abgeschwollenen Zustand der Nasenschleimhaut betrug der Unterschied zwischen linker und rechter Seite lediglich 0,46%. Im Vergleich dazu waren bei Enßen (15) die Lambda-Werte rechts im Durchschnitt um 7,4% größer als links. Ihren Berechnungen nach lag der prozentuale Unterschied im momentanen und abgeschwollenen Zustand bei 13,5% für männliche Probanden und 1,3% für weibliche Personen. Bei stärkerer Zunahme der Lambdawerte auf der linken Seite sollte sich auch die Querschnittsflächenzunahme im Diffusor bei unseren Werten auf der linken Seite größer darstellen als rechts. Für den momentanen Zustand ergaben alle Kennzahlen für die linke Seite einen größeren Mittelwert als für die rechte Seite. Auch diese Unterschiede waren statistisch nicht signifikant. Im abgeschwollenen Zustand lag der Mittelwert für DVI links bei 4,11 und rechts bei 4,03

(Kapitel 6.2.5; Tab.3). Bei allen anderen Kennzahlen wurden die Mittelwerte jedoch kleiner. Der differente Seitenunterschied der Lambda-Werte zu den Ergebnissen von Enßen erklärt sich damit, dass in unserem Probandenkollektiv überwiegend Patienten mit rhinologischen Problemen waren. Es ist davon auszugehen, dass bei diesen Patienten Formveränderungen im nasalen Diffusor vorlagen. Da nach Kent et al. (42), Lang et al. (45) und Lindsay (24) Deviationen des Septum nach links häufiger auftreten, ist eine Deformierung des linken Diffusors möglicherweise häufiger.

8 Zusammenfassung

Um die Ursachen einer gestörten Nasenfunktion differenzieren zu können, werden funktionsdiagnostische Methoden benötigt. Diese sollten in der Lage sein, den Funktionszustand sowie den Zusammenhang zwischen der Funktion und der Form der Nase zu erfassen. Dazu ist es erforderlich, vorhandene Messmethoden weiter zu entwickeln und zu kombinieren. Die Turbulenzentstehung in der Nase kann mit Hilfe der RRM untersucht werden. Zur Beschreibung der Form der inneren Nase dient die ARM. Die Kombination beider Methoden und die Auswertung bestehender Zusammenhänge in Bezug auf die Turbulenzentwicklung und –regulierung war das Ziel dieser Arbeit.

Die Turbulenz ist eine wichtige Voraussetzung für die respiratorische Funktion der Nase, denn sie begünstigt einen suffizienten Schleimhautkontakt der durch die Nase strömenden Luft. Die Turbulenzentstehung und –regulierung erfolgt im vorderen Cavum, welches durch seine Querschnittserweiterung strömungsdynamisch wie ein Diffusor wirkt. Der Diffusor ist vor allem als Traumafolge oft deformiert und wird bei der funktionellen Rhinochirurgie häufig in seiner Form verändert. Die Form des Diffusors, d.h. seine im Zusammenhang mit der Turbulenzentstehung wichtige Querschnittszunahme, kann mittels ARM gemessen werden.

In unseren Untersuchungen wurden 112 Probanden zwischen 9 und 83 Jahren mittels ARM und RRM untersucht. Davon waren 20 gesunde und 92 pathologische Probanden, was zu einer großen Streubreite der Ergebnisse führte.

Mittels RRM wurde Lambda als Kennzahl für die aerodynamische Wandbeschaffenheit bezüglich der Turbulenzauslösung erfasst. Je mehr die Wandkonfiguration in einem Strömungskanal die Turbulenzentstehung begünstigt, desto größer ist der Lambda-Wert. Lambda verteilte sich in unseren Untersuchungen zwischen 0,100 und 0,670. Die von uns ermittelten Lambda-Werte sind vergleichbar mit denen anderer Autoren (15, 51). Lambda reagierte auf Abschwellung der Nasenschleimhaut mit einer statistisch signifikanten Zunahme und eignete sich somit bei unseren Untersuchungen als Bezugswert.

Mittels ARM wurden Querschnittsflächen im nasalen Diffusor ermittelt. Wir haben verschiedene Kennzahlen entwickelt, welche die Querschnittserweiterung des Diffusors beschreiben können, und diese mit Lambda in Korrelation gesetzt.

Die untersuchten Kennzahlen wurden als PHI, DRI1, DRI2 und DVI bezeichnet. Sie korrelierten annähernd gleich stark mit Lambda, wobei PHI die besten Korrelationen erreichte (R=0,347,p=0,004).

Demnach empfehlen wir PHI als Kennzahl zur Beschreibung des Diffusors. Die Kennzahl PHI ist der Winkel, welcher durch die dem Septum entsprechenden y-Achse bei der graphischen Darstellung der ARM-Ergebnisse und die Diffusorgerade gebildet wird. Die Diffusorgerade verläuft zwischen der MCA1 (Anfang des Diffusors) und HP (Ende des Diffusors).

PHI erreichte Werte zwischen 0,6° und 17°. Die Einteilung aller PHI-Werte in drei Gruppen ermöglicht die Zuordnung der am Patienten ermittelten Kennzahl PHI in Diffusoren, welche zu einer geringen, mittelgradigen und starken Turbulenzentstehung führen. Die Gruppen verteilen sich wie folgt:

1.Gruppe:	geringe Turbulenzentstehung	$PHI \leq 7^{\circ}$
2.Gruppe:	mittelgradige Turbulenzentstehung	PHI>7°und \leq 9°
3.Gruppe:	starke Turbulenzentstehung	PHI>9°

Die Kennzahl Lambda zeigte einen statistisch signifikanten Anstieg zwischen den einzelnen Gruppen. Es ist demnach möglich einen Patienten mittels ARM und RRM zu untersuchen, die Kennzahl PHI zu berechnen und anhand der vorliegenden Gruppeneinteilung eine Einschätzung der bestehenden Turbulenzbedingungen vorzunehmen.

Bei hoher Signifikanz waren die Korrelationen aller Kennzahlen zu Lambda wie erwartet gering, da der Diffusor nur einen Teil des durchströmten Nasenraumes darstellt, während Lambda für das gesamte Cavum berechnet wird.

Eine zweite RRM-Kennzahl ist der hydraulische Durchmesser, welcher die Weite der Nase beschreibt. Der hydraulische Durchmesser wurde ebenfalls zu den Diffusor-Kennzahlen in Korrelation gesetzt, da bekannt ist, dass die Turbulenzentstehung in einem durchströmten Kanal auch von dessen Weite abhängig ist. Die erreichten Korrelationskoeffizienten waren statistisch signifikant und lagen über denen der Lambda-Berechnungen. Man kann daraus schlussfolgern, dass auch die Gesamtweite der Nase durch die Diffusor-Kennzahlen erfasst wird.

Zwischen der linken und rechten Nasenseite wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt.

Zur weiteren Beschreibung des Zusammenhangs zwischen dem Diffusorquerschnitt und Lambda wäre es wünschenswert, den Abschnitt Diffusor auch strömungstechnisch separat untersuchen zu können, um den Einfluss anderer Nasenabschnitte zu minimieren. Modellstudien wie die von Mlynski (58) lassen höhere Korrelationen erwarten.

Um den Vergleich der Werte der ARM mit den Ergebnissen anderer Autoren zu erleichtern, ist eine Standardisierung der Messbedingungen anzustreben.

9 Literaturverzeichnis

1	Aschan G, Drettner B, Ronge H:
	A new technique for measuring nasal resistance to breathing, illustrated by the
	effects of histamine and physical efforts.
	Ann Acad reg scient. Uppsala 1958 ; 2: 111
2	Bachmann W:
	Die Funktionsdiagnostik der behinderten Nasenatmung. Einführung in die
	Rhinomanometrie.
	In: Naumann HH, Helms J, Herberhold C, Kastenbauer E (Hrsg.):
	Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis, Band 2: 79-82
3	Behrbohm H, Tardy ME Jr.:
	Funktionell-ästhetische Chirurgie der Nase.
	Georg Thieme Verlag 2004: 74-84
4 Broms P:	
	Rhinomanometry.
	Thesis Malmö, 1980
5	Cakmak O, Celik H, Cankurtaran M, Buyuklu F, Ozgirgin N, Ozluoglu LN:
	Effects of Paranasal Sinus Ostia and Volume on Acoustic Rhinometry
	Measurements : A Model Study.
	J Appl Physiol. 2003 ; 94: 1527-35
6	Cakmak O, Celik H, Cankurtaran M, Ozluoglu LN:
	Effects of anatomical variations of the nasal cavity on acoustic rhinometry
	measurements: a model study.
	Am J Rhinol. 2005 ; 19(3): 262-8
7	Cakmak O, Coskun M, Celik H, Buyuklu F, Ozluoglu LN:
	Value of acoustic rhinometry for measuring nasal valve area.
	Laryngoscope 2003 ; 113(2): 295-302
8	Cankurtaran M, Celik H, Cakmak O, Ozluoglu LN:
	Effects of the nasal valve on acoustic rhinometry measurements : a model study.
	J Appl Physiol. 2003 ; 94(6): 2199-72
9	Celik H, Cankurtaran M, Cakmak O:
	Acoustic rhinometry measurements in stepped-tube models of nasal cavity.
	Phys-Med-Biol. 2004 ; 49(3): 371-86

- Clauß G, Finze FR , Partzsch L:
 Statistik , Band1: Grundlagen.
 Verlag Harri Deutsch 1994: 61-340
- Compadretti GC, Tasca I, Bonetti GA:
 Nasal airway measurements in children treated by rapid maxillary expansion.
 Am J Rhinol. 2006 ; 20(4): 385-93
- Corey JP, Gundor A, Nelson R, Fredberg J, Lai V:
 A comparison of nasal cross-sectional areas and volumes obtained with acoustic rhinometry and magnetic resonance imaging.
 Otolaryngol Head Neck Surg. 1997; 117: 349-354
- Dastidar P, Numminen J, Heinonen T, Ryymin P, Rautiainen M, Laasonen E, Prasun D, Jura N, Tomi H, Pertti R, Markus R, Erkki L:
 Nasal airway volumetric measurement using segment HRCT images and acoustic rhinometry.
 Am J Phinol. 1000, 13(2): 07, 103.

Am J Rhinol. 1999, 13(2): 97-103

- 14 Djupesland PG, Rotnes JS:Accuracy of acoustic rhinometry.Rhinology 2001 ; 39(1): 23-7
- 15 Enßen C:

Funktionsdiagnostische Untersuchung gesunder Probanden zur Ermittlung rhinoresistometrischer, rhinomanometrischer und akustisch-rhinometrischer Referenzwerte.

Dissertationschrift, Greifswald 2005: 48-56

16 Fiebach A:

Rhinomanometrische Objektivierung von Nasenatmungsbehinderungen. Eur Arch Oto Rhino Laryng Suppl. 1984 ; 2: 251-3

17 Fischer R:

Die Physik der Atemströmung in der Nase. Habilitationsschrift, Berlin 1969: 47-132

18	Fisher EW, Morris DP, Biemans JMA, Palmer CR, Lund VJ:
	Practical aspects of acoustic rhinometry : Problems and solutions.
	Rhinology 1995; 33: 219-223
19	Fonseca MT, Voegels RL, Pinto KM:
	Evaluation of nasal volume by acoustic rhinometry before and after physical
	exercise.
	Am J Rhinol. 2006 ; 20(3): 269-73
20	Forsythe RD , Cole P, Shephard RJ:
	Exercise and nasal patency.
	J appl Physiol Resp Environ Exercise Physiol. 1983; 55: 860
21	Fredberg JJ, Wohl ME, Glass GM, Dorkin HL:
	Airway area by acoustic reflections measured at the mouth.
	J Appl Physiol. 1980 ; 48(5): 749-58
22	Georgitis JW:
	The applicability of rhinomanometry in nonatopic children: comparison of three
	techniques.
	J Allergy 1985 ; 75: 614-620
23	Gilain L, Coste A, Ricolfi F, Dahan E, Marliac D, Peynegre R, Harf A, Louis B:
	Nasal cavity geometry measured by acoustic rhinometry and computed
	tomography.
	Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 1997 ; 123: 410-405
24	Gray LP:
	Septal and associated cranial birth deformities: types, incidence and treatment.
	Med J Aust .1974 ; 1: 557-563
25	Grützenmacher S, Lang C, Mlynski G:
	The combination of acoustic rhinometry, rhinoresistometry and flow simulation
	in noses before and after turbinate surgery: a model study.
	ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec. 2003 ; 65(6): 341-7
26	Grützenmacher S, Mlynski G :
	Die Geschichte der experimentellen Forschung zur Nasenatmung.
	Wissenschaftliche Beiträge zum 3. Greifswalder Otologentag 1993
	Verlag Shaker 1993: 83-88

27	Grützenmacher S, Mlynski G, Mlynski B, Lang C:	
	Die Objektivierung des Schwellungszustandes der Nasenschleimhaut - ein	
	Vergleich von vier Meßmethoden. [Objectivation of nasal swelling - a	
	comparison of four methods].	
	Laryngorhinootologie 2003 ; 82(9): 645-9	
28 Grützenmacher S, Robinson DM, Grafe K, Lang C, Mlynski G:		
	First findings concerning airflow in noses with septal deviation and	
	compensatory turbinate hypertrophy - a model study.	
	ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec. 2006 ; 68(4): 199-205	
29	Grymer LF:	
	Clinical applications of acoustic rhinometry.	
	Rhinol Suppl. 2000 ; 16: 35-43	
30	Grymer LF, Hilberg O, Pedersen OF, Rasmussen TR:	
	Acoustic rhinometry: values from adults with subjective normal patency.	
	Rhinology 1991 ; 29(1): 35-47	
31 Haight JSJ, Cole P:		
	The site and function of nasal valve.	
	Laryngoscope 1983 ; 93: 49-55	
32	Hamilton JW, McRae RD, Jones AS:	
	The magnitude of random errors in AR and re-interpretation of the acoustic	
	profile.	
	Clin Otolaryngol. 1997 ; 22: 408-413	
33	Harar RP, Kalnan A, Kenyon GS:	
	Improving the reproducibility of acoustic rhinometry in the assessment of nasal	
	function.	
	ORL J Otolaryngol Relat Spec. 2002 ; 64(1): 22-5	
34	Harten HU, Nägerl H, Schmidt J, Schulte HD:	
	Physik für Mediziner, 8. korrigierte Auflage.	
	Springer-Verlag 1997 : 100-5	
35	Hasegawa M, Kern EG:	
	The effect of breath holding, hyperventilaion, and exercise on nasal resistance.	
	Rhinology 1978 ; 16: 243	

36 Hilberg O:

Objective measurement of nasal airway dimensions using acoustic rhinometry : methodological and clinical aspects. Allergy 2002 ; 57 Suppl. 70: 5-39

- Hilberg O, Jackson AC, Swift DL, and Pedersen OF:
 Acoustic rhinometry: evaluation of nasal cavity geometry by acoustic reflection.
 J Appl Physiol 1989 ; 66(1): 295-305
- Hilberg O, Pedersen OF:
 Acoustic Rhinometry: recommendations for technical specifications and standard operating procedures.
 Rhinol- 2001 ; 39(2): 119
- 39 Hirschberg A: Rhinomanometry: An Update. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec. 2002 ; 64(4): 263-7
 40 Jackson AC, Butler JP, Millet EJ, Hoppin FG JR, Dawson SV:
- Airway geometry by analysis of acoustic pulse response measurements.
 J Appl Physiol. 1977 ; 43: 523-536
- Junqueira LC , Carneiro J , Schiebler TH:
 Zytologie, Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen.
 Springer-Verlag 1996: 444-45
- Kent SE, Rock WP, Nahl SS, Brain DJ:
 The relationship of nasal septal deformity and palatal symmetry in neonates.
 J Laryngol Otol. 1991 ; 105(6): 424-7
- Koch B, Mlynski G, Mlynski B, Grützmacher W:
 Der inspiratorische Atemstrom durch die Nase. Wissenschaftliche Beiträge zum
 Greifswalder Otologentag.
 Verlag Shaker 1993: 103-109
- Lang C, Grützenmacher S, Mlynski B, Plontke S, Mlynski G:
 Investigasting the nasal cycle using endoscopy, rhinoresistometry and acoustic rhinometry.

Laryngoscope 2003 ; 113(2): 284-9

Lang J, Kley W:
 Über die Agenesie und Hypoplasie der Conchae nasales und des Septum nasi.
 HNO 1978 ; 29: 200-2007

46 Lang J, Sakals E:

Über die Höhe der Cavitas nasi, die Länge ihres Bodens und Maße sowie Anordnung der Conchae nasales und der Apertura sinus sphenoidalis. Anat Anz. 1981 ; 149: 297-318

- 47 Lenders H, Pirsig W:
 Diagnostic value of acoustic rhinometry : Patients with allergic and vasomotor rhinitis compared with normal controls.
 Rhinology 1990 ; 28: 5-16
- 48 Lenders H, Scholl R, Brunner M: Akustische Rhinometrie: das Fledermausprinzip in der Nase. [Acoustic rhinometry: the bat principle of the nose.]
 HNO 1992 ; 40(7): 239-47
- 49 Mamikoglu B, Houser SM, Corey JP:
 An interpretation method for objective assessment of nasal congestion with acoustic rhinometry.
 Laryngoscope 2002 ; 112(5): 926-9
- Marques VC , Anselmo WT:
 Pre- and postoperative evaluation by acoustic rhinometry of children submitted to adenoidectomy or adenotonsillectomy.
 Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2004 ; 68(3): 311-6
- 51 Marschall F:

Erstellung von Referenzwerten für die rhinoresistometrisch ermittelten funktionsdiagnostischen Parameter und Vergleich von Untersuchungsbefunden mit subjektiven Beschwerden.

Dissertationsschrift, Greifswald 1997: 38-60

- 52 Mayhew TM, O'Flynn P:
 Validation of acoustic rhinometry by using the Cavaliere principle to estimate nasal cavity in cadavers.
 Clin Otolaryngol. 1993 ; 18(3): 220-5
- 53 McCaffrey TV , Kern EB: Clinical evaluation of nasal obstruction. Arch Otol. 1979 ; 105: 542-5

54	Mlynski G, Frühauf TH , Mlynski B, Koch B, Reck R:
	Numerische Strömungssimultation und strömungsexperimentelle Untersuch-
	ungen zur Nasenatmung. Wissenschaftliche Beiträge zum 3. Greifswalder Oto-
	logentag.
	Verlag Shaker 1993: 89-101
55	Millqvist E, Bende M:
	Reference values for acoustic rhinometry in subjects without nasal symptoms.
	Am J Rhinol. 1998 ; 12(5): 341-3
56	Min YG, Jang YJ:
	Measurements of cross-sectional area of the nasal cavity by acoustic rhinometry
	and CT scanning.
	Laryngoscope 1995 ; 105: 757-759
57	Mishima H, Kase Y, Hiraiwa F, Iinuma T:
	The influence of septal perforation on measurement by acoustic rhinometry.
	Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho 2001 ; 104(8): 815-23
58	Mlynski G:
	Persönliche Mitteilung von noch nicht veröffentlichten Ergebnissen
59	Mlynski G, Grützenmacher S, Lang C, Mlynski B :
	Aerodynamik der Nase, Physiologie und Pathophysiologie.
	HNO Prax Heute 2000 ; 20: 61-81
60	Mlynski G, Low J:
	Die Rhinoresistometrie – eine Weiterentwicklung der Rhinomanometrie.
	[Rhinoresistometry - a further development of rhinomanometry.]
	Laryngorhinootologie 1993 ; 72(12): 608-10
61	Mlynski R, Grützenmacher S, Lang C, Mlynski G:
	Acoustic rhinometry and paranasal cavities : a systematic study in box models.
	Laryngoscope 2003 ; 113(2): 290-4
62	Morgan NJ, MacGregor FB, Birchall MA, Lund VJ, Sittampalam Y:
	Racial differences in nasal fossa dimensions determined by acoustic rhinometry.
	Rhinology 1995 ; 33: 224-228
63	Naito K, Miyata S, Saito S, Sakurai K, Takeuchi K:
	Comparison of perceptional nasal obstruction with rhinomanometric and
	acoustic rhinometic assessment.
	Eur Arch Otorhinolaryngol. 2001; 258(10): 505-8

64	Naumann, H, Helms J, Herberhold C, Kastenbauer E:
	Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis, Band 2.
	Thieme-Verlag 1996: 8-46
65	Numminen J, Athinen M, Huhtala H, Rautiainen M:
	Comparison of rhinometric measurements methods in intranasal pathology.
	Rhinology 2003 ; 41(2): 65-8
66	Numminen J, Dastidar P, Heinonen T, Karhuketo T, Rautinen M:
	Reliability of acoustic rhinometry.
	Respir Med. 2003 ; 97(4): 421-7
67	O'Flynn P:
	Acoustic rhinometry: validation of volume changes following intranasal polyp-
	ectomy.
	Clin-Otolaryngol 1993 ; 18(5): 423-5
68	Ognibene NE, Merrick MA, Ingersoll CD:
	Intre -and intersession reliability of acoustic rhinometry in measuring nasal
	cross-sectional area.
	Ear Nose Throat J. 2001 ; 80(8): 536, 539-40
69	Paulsson B, Bende P, Ohlin P:
	Nasal mucosal blood flow at rest and during exercise.
	Acta oto-laryngol. 1985 ; 99: 140
70	Passali D, Biagini C, Di Girolamo S, Bellussi L:
	Acoustic rhinometry: practical aspects of measurement.
	Acta Otorhinolaryngol Belg. 1996 ; 50(1): 41-5
71	Philpott CM, El-Alami M, Murty GE:
	The effect of steroid sex hormones on nasal airway during the normal menstrual
	cycle.
	Clin-Otolaryngol. 2004 ; 29(2): 138-42
72	Roithmann R, Cole P, Chapnik J, Shpirer I, Hoffstein V, Zamel N:
	Acoustic rhinometry in the evaluation of nasal obstruction.
	Laryngoscope 1995 ; 105(3): 275-81
73	Schumacher MJ:
	Nasal congestion and airway obstruction : the validity of available objective and
	subjective measures.
	Curr Allergy Asthma Rep. 2002 ; 2(3): 245-51

74	Schumacher MJ:
	Nasal dyspnea: the place of rhinomanometry in its objective assessment.
	Am J Rhinol. 2004 ; 18(1): 41-6
75	Spurk JH:
	Strömumgslehre: Einführung in die Theorie der Strömungen. (4. Auflage)
	Springer-Verlag 1996: 227-39
76	Straszek SP, McLeod RL, Hey JA, Mosekilde L, Pederson OF:
	Comparison of feline nasal cavity dimensions measured by acoustic rhinometry
	and nasal casts.
	Am J Rhinol. 2003 ; 17(4): 233-9
77	Straszek SP, Taagehoj F, Graff S, Pederson OF:
	Acoustic rhinometry in dog and cat compared with a fluid-displacement method
	and magnetic resonance imaging.
	J Appl Physiol. 2003 ; 95(2) : 635-42
78	Taneko S, Osada R, Ishino T, Yajin K:
	Laser surgery of the inferior turbinate for allergic rhinitis with seasonal
	exerbation: an acoustic rhinometry study.
	Ann Otol Rhinol Laryngol. 2003 ; 112(5): 455-60
79	Taverner D, Bickford L, Latte J:
	Validation by fluid volume of acoustic rhinometry before and after decongestant
	in normal subjects.
	Rhinology 2002 ; 40: 135-140
80	Temmel AF, Toth J, Marks B, Jager S, Berger U, Reiser K, Horak F:
	Rhinoresitometry versus rhinomanometry – an evaluation.
	Wien Klin Wochenschr. 1998 ; 110(17): 612-5
81	Terheyden H, Maune S, Mertens J, Hilberg O:
	Acoustic rhinometry: validation by tree-dimensionally reconstructed computer
	tomographic scans.
	J Appl Physiol. 2000 ; 89: 1013-1021
82	Tillmann B:
	Farbatlas der Anatomie Zahnmedizin – Humanmedizin.
	Georg Thieme Verlag Stuttgart New York 1997: 132

- Westhofen M, Weber CH, Grzyska U:
 Hals-Nasen-Ohrenheilkunde systematisch.
 Uni-Med-Verlag 2001: 149-51
- 84 Wilson AM, Fowler SJ, Martin SW, White PS, Gardiner Q, Lipworth BJ: Evaluation of the importance of head and probe stabilisation in acoustic rhinometry.

Rhinologie 2001 ; 39(2): 93-7

- Wilson AM, Sims EJ, Robb F, Cockburn W, Lipworth BJ:
 Peak inspiratory flow rate is more sensitive than acoustic rhinometry in detecting corticosteroid response with nasal histamine challenge.
 Rhinology. 2003 ; 41(1): 16-20
- Wustenberg EG, Huttenbrink KB, Hauswald B, Hampel U, Schleicher E:
 Real-time monitoring of nasal provocation test using optical rhinometry.
 HNO 2004: 17-6192
- 87 Zacek J:

Strömungsexperimentelle und funktionsdiagnostische Untersuchungen an Patienten und Nasenmodellen zur Aussagekraft und Korrelation der beiden Meßmethoden: Rhinoresistometrie und Akustische Rhinometrie. Dissertationsschrift, Greifswald 2000: 84-90

10 Anhang

Name des Autors	MCA – Mittelwerte
Millqvist (55)	1,56cm ² (0.04) (männl.) ; 1,19cm ² (0.04) (weibl.)
Grymer (30)	$1,43 \text{ cm}^2 (0.04)$
Lenders (47)	$0,73 \text{cm}^2 (0.2)$
Morgan (62)	orientalisch-0,63cm ² , kaukasisch-0,69cm ² ,
	negroid=0,87cm ²
Unsere Werte	$0,63 \text{cm}^2 (0.23)$

Tabelle 5: MCA-Mittelwerte verschiedener Autoren.

Tabelle 6: Vergleich der Lambdamittelwerte Marschall (51) – Unsere Werte.

Lambda mom	Mittelwert Inspiration rechts	Mittelwert Inspiration links
Marschall	0,022	0,025
Unsere Werte	0,019	0,020
Lambda ab	Mittelwert Inspiration rechts	Mittelwert Inspiration links
Marschall	0,026	0,027
Unsere Werte	0,026	0,026

Tabelle 7: Signifikanz der Unterschiede zwischen rechter und linker Nasenseite nach Mann-Whitney.

	Signifikanz mom	Signifikanz ab
PHI re-li	0,136	0,602
DRI1 re-li	0,378	0,683
DRI2 re-li	0,258	0,578
DVI re-li	0,392	0,478
Lambda re-li	0,087	0,706

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

Datum

Unterschrift

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name:	Katy Fiebig
Geburtsdatum:	19. März 1980
Geburtsort:	Greifswald
Wohnort:	Mühldorfer Straße 3, 84539 Ampfing
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	ledig

Ausbildung:

1986-1992	Grund- und Realschule Bandelin
1992-1998	Schlossgymnasium Gützkow
1998-2003	Zahnmedizinstudium Universität Greifswald
2004-2005	Assistenzzahnärztin, Klinik für Zahn-Mund- und Kieferheilkunde der
	Universität Greifswald
2005-dato	Assistenzzahnärztin, Praxis Dr. M. Gaisbauer, Waldkraiburg

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. G. Mlynski für die Überlassung des Themas, die fachliche Unterstützung bei der Anfertigung der Arbeit und die aufgebrachte Geduld.

Ebenso bedanke ich mich bei Prof. Dr. med. W. Hosemann für die schnelle Überarbeitung dieser Dissertation. Frau Dipl.-Ing. B. Mlynski half bei der Durchführung der rhinoresistometrischen und akustisch-rhinometrischen Messungen und Herr Dr. rer. nat. P. Kolyschkow im Rechenzentrum der Universität Greifswald bei der Beantwortung erster statistischer Fragen. Herzlichen Dank. Für die Hilfe beim Verfassen, Formatieren und Korrigieren der Arbeit bedanke ich mich bei Frau Dr. med. Chr. Enßen, Herrn Dipl.-Wirtsch.-Inf. (FH) S. Lange und Frau M. Wulf recht herzlich.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern für die Unterstützung und den Glauben an das Gelingen dieser Dissertation.