

Aus dem Zentrum für Innere Medizin der Philipps-Universität Marburg  
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. T. Gress  
-Schwerpunkt Pneumologie-  
Direktor: Prof. Dr. med. C. Vogelmeier

In Zusammenarbeit mit dem Fachkrankenhaus Kloster Grafenschaft in  
Schmallenberg  
Direktor: Prof. Dr. med. D. Köhler

**Über den Einfluss verschiedener nasaler Staudruckaufnehmer  
in der schlafmedizinischen Diagnostik**

Inaugural – Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt  
von  
Daniela Körber  
aus Wuppertal

Marburg 2013

Vom Fachbereich Medizin der Phillips-Universität Marburg (Hochschulkenziffer 1180)  
als Dissertation am 14.01.2013 angenommen

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. M. Rothmund

Referent: Prof. Dr. D. Köhler

Korreferent: Prof. Dr. U. Köhler

Tag der mündlichen Prüfung : 10.04.2013

# Inhaltsverzeichnis

|   |           |
|---|-----------|
| <b>Zusammenfassung</b> .....  | <b>1</b>  |
| <b>Abstract</b> .....   | <b>3</b>  |
| <b>1 Einleitung</b> .....   | <b>5</b>  |
| 1.1 <i>Messmethoden zur Detektion schlafbezogener Atemstörungen</i> ..... | 9         |
| <b>2 Fragestellung</b> .....  | <b>15</b> |
| <b>3 Material und Methoden</b> .....                                      | <b>17</b> |
| 3.1 <i>Versuchsaufbau</i> .....   | 17        |
| 3.1.1 Labormodell des Patienten .....                                     | 17        |
| 3.1.2 Messapparatur .....   | 19        |
| 3.2 <i>Messreihen</i> .....   | 25        |
| 3.2.1 Kalibrierung der Verstärkereinstellung .....                        | 25        |
| 3.2.2 Kontrollmessung PTG .....   | 25        |
| 3.2.3 Vergleich der Nasensonden .....                                     | 25        |
| 3.2.4 Vergleich der Nasensonden bei verkleinerten Nasenöffnungen .....    | 26        |
| 3.2.5 Staudruckmessung ohne PTG Maske .....                               | 26        |
| 3.2.6 Messungen bei verschiedenen Pumpvolumina .....                      | 27        |
| 3.3 <i>Datenauswertung</i> .....  | 27        |
| 3.3.1 Volumenberechnung.....  | 28        |
| 3.3.2 Normierung .....  | 30        |
| 3.3.3 Statistik und Fehlerberechnung .....                                | 30        |
| 3.3.4 Eichkurven .....  | 31        |
| <b>4 Ergebnisse</b> .....   | <b>33</b> |
| 4.1 <i>Kontrollmessung PTG</i> .....                                      | 33        |
| 4.1.1 Berechnung des Pumpvolumens.....                                    | 37        |
| 4.2 <i>Messungen mit Nasensonden und PTG</i> .....                        | 39        |
| 4.2.1 Vergleich der Nasensonden .....                                     | 40        |

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| 4.2.2    | Vergleich der Nasensonden bei verkleinerten Nasenöffnungen..... | 44        |
| 4.2.3    | Lageabhängigkeit der Signalamplitude .....                      | 50        |
| 4.3      | <i>Staudruckmessung ohne PTG Maske.....</i>                     | 52        |
| 4.4      | <i>Messungen bei verschiedenen Pumpvolumina.....</i>            | 57        |
| <b>5</b> | <b>Diskussion .....</b>   | <b>60</b> |
| <b>6</b> | <b>Verzeichnisse.....</b>                                       | <b>64</b> |
| 6.1      | <i>Literaturverzeichnis.....</i>                                | 64        |
| 6.2      | <i>Abbildungsverzeichnis.....</i>                               | 68        |
| 6.3      | <i>Tabellenverzeichnis.....</i>                                 | 70        |
| 6.4      | <i>Formelverzeichnis .....</i>                                  | 71        |
| 6.5      | <i>Abkürzungsverzeichnis.....</i>                               | 71        |
| <b>7</b> | <b>Anhang.....</b>  | <b>72</b> |
| 7.1      | <i>Definitionen.....</i>  | 72        |
| 7.2      | <i>Abbildungen .....</i>  | 73        |

## Zusammenfassung

Die nasale Staudruckmessung wird routinemäßig im Rahmen der schlafmedizinischen Diagnostik von Atemflussstörungen eingesetzt. Im aktuellen AASM Regelwerk sind Auswertekriterien für dieses Messverfahren definiert. Richtlinien zur Auswahl der hierfür benötigten Nasenbrille existieren nicht. So können verschiedene, im Handel erhältliche Nasensonden, die auch zur Sauerstofftherapie verwendet werden, zum Einsatz kommen. Inwiefern die unterschiedliche Form und Größe der Sonden Einfluss auf das Messergebnis und die hiermit verbundene Diagnostik nimmt, ist Gegenstand der hier vorgestellten Untersuchungen.

Wir wählen einen Laboraufbau, um gleichbleibende Messbedingungen zu gewährleisten und generieren ein standardisiertes Eingangssignal mit einer Sinuspumpe. Um dem aufgezeichneten nasalen Staudruck die entsprechenden Flusswerte zuordnen zu können, verwenden wir gleichzeitig einen PTG. Der realitätsnahen Anbringung der Nasenbrillen und der darüber gelegten Mund-Nasenmaske des PTG dient ein anatomischer Silikonabguss eines Kopfes.

Wir vergleichen drei Nasensondenfabrikate (*Kendall*, *Miniscreen*, *Unomedical*), die erhebliche geometrische Unterschiede aufweisen hinsichtlich der gelieferten Druckkurven. Um einen möglichen Einfluss der Beschaffenheit der Nasenostien im Zusammenspiel mit den verschiedenen Sonden zu untersuchen, variieren wir in einer zweiten Messreihe den Innendurchmesser der künstlichen Nasenöffnungen.

Veränderungen des Pumpvolumens bei gleichbleibender Pumpfrequenz erlauben es, eine etwaige Abhängigkeit der Resultate vom maximalen Fluss aufzulösen. Darüber hinaus erfolgen Staudruckmessungen ohne simultane PTG Aufzeichnung.

Die hier vorgestellten Ergebnisse zeigen unterschiedliche absolute Amplitudenwerte der Staudruckmessung bei Verwendung der verschiedenen Nasensonden. Zudem sehen wir eine Streuung der Amplitudenwerte bei wiederholten Messungen mit der gleichen Sonde, die auf eine Lageänderung der Sonde zurückzuführen ist. Hierin bestätigen wir Untersuchungsergebnisse verschiedener vorhergehender Studien, die ebenfalls auf eine Abhängigkeit des Staudrucksignals von Sondenposition hinweisen.

Aus diesem Grund ist die Rückführung von Signalstärkeunterschieden, wie sie zwischen den Nasensonden beobachtet werden, auf die unterschiedlichen geometrischen Eigenschaften der Fabrikate nicht eindeutig möglich. Falls es einen solchen Unterschied gibt, ist er schwächer als die Lageabhängigkeit. Die Wahl der Sonde und deren Lage kann so zwar die absolute Amplitude des Staudrucksignals beeinflussen, diese wird jedoch in der klinischen Diagnostik nicht interpretiert. Diagnoserelevant sind vielmehr relative Staudruckabfälle. Zum Vergleich der Sonden ziehen wir daher die normierten Messdaten heran, und diese zeigen eine sehr gute Übereinstimmung. Somit werden relative Atemflussrückgänge von allen getesteten Fabrikaten durch einen übereinstimmenden, relativen Staudruckrückgang registriert. Dies gilt ebenso für unterschiedlich große Nasenöffnungen und verschiedene Maximalflüsse. Eine direkte Einflussnahme der Wahl der Nasensonde auf die Diagnose gibt es folglich nicht. Da es keine Vorgabe zur Anwendung eines Nasensondenfabrikates in der schlafmedizinischen Diagnostik gibt, sind unsere Erkenntnisse von großer Bedeutung in Bezug auf die Vergleichbarkeit von Messungen, die in unterschiedlichen Schlaflaboren durchgeführt werden.

## **Abstract**

Nasal pressure as an indirect measurement of airflow is a well-established method to assess respiratory disorders. The AASM Manual 2007 defines criteria for data analysis of nasal pressure recordings applied in the diagnostics of OSAHS. Nasal prongs represent an essential part of the required instrumentation. Despite large differences in terms of size and shape of nasal cannula, there are no guidelines concerning the applicability of the various models. Therefore the aim of this study is to investigate the possible influence of different, commonly used nasal cannulas on pressure recordings. The measurements are conducted in a laboratory setting in order to generate constant and reproducible measuring conditions. We use a sine wave pump for flow generation that is connected to a flexible tube system ending in two nostrils of an artificial silicone head. This silicone head is required to attach the nasal prongs of the pressure transducer. Simultaneously, we measure the flow with a pneumotachygraph to receive the gold standard reference signal.

In a second series we vary the diameter of the nostrils and in a third the pump volume to evaluate a possible influence of these parameters on the nasal pressure recording.

Our results show that the various prongs exhibit significantly different absolute pressure amplitudes. However, repeated measurements with the same nasal cannula also yield ambiguous amplitude values. We explain this observation by the dependence of the signal amplitude on the nasal prongs position in the nostrils. This laboratory result supports hints in previously conducted patient studies.

By contrast, the normalized signals of the different nasal prongs show a high level of agreement. This result implies that the shape of the pressure curves of the different nasal prongs is highly similar. Thus a certain flow decrease leads to a corresponding relative nasal pressure drop which is almost identical for all tested prongs. In clinical practice, relative reduction of nasal pressure is used to identify respiratory events. According to our findings the choice of the nasal prongs has no significant influence on the diagnosis of respiratory events by nasal pressure recordings.

Further test series presented in this work provide evidence that this result is independent of the nostril cross section and is moreover not affected by the pump volume or flow amplitude.



## 1 Einleitung

Erste Grundsteine einer schlafmedizinischen Diagnostik wurden 1929 durch den Arzt Hans Berger (Berger, 1929) gelegt. Ihm gelang es nach einem Verfahren, das Elektroenzephalographie (EEG) genannt wurde, Hirnströme aufzuzeichnen. Durch den Beweis einer nächtlichen Hirnaktivität wurde der Schlafqualität eine immer größer werdende Bedeutung zugeschrieben. Im Verlauf der folgenden Jahre gelang Loomis et al. (1937) anhand der Darstellung nächtlicher Hirnströme die Einteilung des Schlafes in verschiedene Stadien. Nach der Entdeckung des REM Schlafes durch Dement und Kleitman (1957) wurden diese Zuordnungen weiterentwickelt. 1968 folgte die Klassifizierung des Schlafes und Kriterien zur Auswertung durch Rechtschaffen & Kales (1968), welche 2007 modifiziert wurden, und im aktuellen Regelwerk der American Academy of Sleep Medicine (AASM Manual) festgehalten sind (Iber et al., 2007). Dieses Regelwerk ist verbindlich für alle Schlaflabore, die durch die Deutsche Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin (DGSM) akkreditiert sind.

Die 2005 erschienene internationale Klassifikation von Schlafstörungen ICSD-2 (Hauri, 2005) unterteilt Schlafstörungen nach zugrundeliegender Pathologie in 8 Hauptgruppen:

- Insomnien
- schlafbezogene Atemstörungen
- Hypersomnien zentralnervösen Ursprungs
- zirkadiane Rhythmusstörungen
- Parasomnien
- schlafbezogene Bewegungsstörungen
- isolierte Symptome, Normvarianten, Ungelöstes
- andere Schlafstörungen

Die in dieser Arbeit untersuchte Methode der nasalen Staudruckmessung ist besonders relevant für die Gruppe der schlafbezogenen Atemstörungen.

Diese wird weiter unterteilt, wobei es zu Überschneidungen kommen kann:

- Zentrale Schlafapnoesyndrome
- Obstruktive Schlafapnoesyndrome
- Schlafbezogene Hypoventilations-/Hypoxämie Syndrome
- Schlafbezogene Hypoventilations-/Hypoxämie Syndrome infolge anderer Erkrankungen

Innerhalb der schlafbezogenen Atemstörungen ist das obstruktive Schlafapnoesyndrom (OSAS) die häufigste Erkrankung mit einer geschätzten Prävalenz von 2 bis 4 %, wobei Männer häufiger betroffen sind als Frauen (Stradling & Davies, 2004). Im Folgenden wird dieses Syndrom kurz dargestellt, um die Relevanz der hier vorgestellten Arbeit zu verdeutlichen.

Die Erkrankung zeichnet sich durch einen repetitiven totalen bzw. partiellen Verschluss der oberen Atemwege während des Schlafes aus. Hervorgerufen wird dieser Kollaps im Oro-/Hypopharynx durch einen physiologisch herabgesetzten Muskeltonus im Schlaf. Anatomische sowie neuromuskuläre Faktoren sind prädisponierend. Es resultiert ein Rückgang bzw. eine Unterbrechung des Atemflusses, gefolgt von einer Weckreaktion (Arousal). Je nach Ausprägung der Atempause ist ein Abfall der Sauerstoffsättigung im Blut die Folge.

Die Auftretshäufigkeit steigt mit dem Alter sowie mit Komorbiditäten wie Übergewicht, Akromegalie, Asthma, arterielle Hypertonie, Herzinsuffizienz, Diabetes mellitus Typ 2, kraniofaziale Anomalien, sowie in der Postmenopause (Faccenda et al., 2001). Unter Einbezug dieser Komorbiditäten finden sich in der Literatur Prävalenzangaben von 30 bis 40 % (Stradling & Davies, 2004). Zudem zeigt sich ein gehäuftes Auftreten bei Berufskraftfahrern (Howard et al., 2004) einhergehend mit einem erhöhten Unfallrisiko durch Sekundenschlaf am Steuer (Tregear et al., 2010). In Studien zeigt sich der Sekundenschlaf am Steuer nach effektiver Therapieeinstellung rückläufig (Young et al., 2002). Zusätzlich wird eine hohe Dunkelziffer angenommen. Auch milde Schweregrade können ausgeprägte Symptome mit Tagesschläfrigkeit (Hypersomnolence) verursachen (Young et al., 2002). Unbehandelt besteht eine erhöhte Mortalität aufgrund der negativen Beeinflussung kardiovaskulärer und

zerebrovaskulärer Erkrankungen (Young et al., 2002), Entwicklung einer Hypertonie sowie eines gestörten Glukosemetabolismus (Punjabi, 2008). Zusammenfassend folgt aus den vorgestellten Faktoren eine hohe gesellschaftliche Relevanz der Diagnosestellung.

Hinweise auf ein vorliegendes OSAS sind Schnarchen, selbst oder durch andere bemerkte Atempausen, erhöhte Tagesschläfrigkeit eventuell mit Sekundenschlaf als Folge, Hypertonie, Adipositas, Konzentrationsstörungen, Antriebslosigkeit und Gereiztheit. Diese Symptome erhöhen die Prätestwahrscheinlichkeit auf das Vorliegen eines OSAS und werden in der Anamnese erfragt.

Bei Verdacht auf eine Schlafstörung erfolgt zunächst eine ambulante Stufendiagnostik. Nach speziell konzipierten Fragebögen zur Selbsteinschätzung der Tagesschläfrigkeit z.B. Epworth Sleepiness Scale (Johns, 1991) und klinischer Untersuchung mit gezielter Anamnese erfolgt eine ambulante kardiorespiratorische Polygraphie (PG). Nach BUB-Richtlinie 3 (Gemeinsamer Bundesausschuss, 2004) müssen mindestens folgende Parameter über sechs Stunden des Schlafes abgeleitet werden:

- Registrierung der Atmung (Atemfluss, Schnarchgeräusche)
- Oximetrie (Sättigung des oxygenierbaren Hämoglobins)
- Aufzeichnung der Herzfrequenz (zum Beispiel mittels EKG oder pulsoxymetrischer Pulsmessung)
- Aufzeichnung der Körperlage
- Messung der abdominalen und thorakalen Atembewegungen

Bei hoher Prätestwahrscheinlichkeit auf das Vorliegen eines obstruktiven Schlafapnoesyndroms, dem Fehlen von Begleiterkrankungen und schwergradigem Befund kann auf eine weitere schlafmedizinische Diagnostik verzichtet werden (Collop et al., 2007).

Bei unklarem Befund bzw. Verdacht auf das Vorliegen anderer o.a. Schlafstörungen ist eine Polysomnographie (PSG) angezeigt. Diese sehr umfassende Messung beinhaltet zusätzlich unter anderem die Aufzeichnung der Hirnströme, so dass Informationen über die Schlafarchitektur, genannt Hypnogramm gewonnen werden. Erst im

Hypnogramm können Weckreaktionen anhand von Änderungen im EEG nachgewiesen werden.

Die aufgezeichneten Atemflussstörungen werden weiter in Apnoen, Hypopnoen und Flusslimitationen mit Weckreaktion, auch genannte Respiratory Effort Related Arousal (RERA) unterteilt. Sie werden im Respiratory-Disturbance Index (RDI) angegeben (Definition siehe Anhang) und zur Schweregradeinteilung herangezogen (mild: RDI 5 bis 15 pro Stunde, moderat: 15 bis 30 pro Stunde, schwer: über 30 pro Stunde).

- Von einer Apnoe spricht man bei einem Abfall des Atemflusses über 90 % des Referenzflusses über mindestens 10 s.

Zur Charakterisierung einer Hypopnoe können zwei Definitionen herangezogen werden:

- „Recommended“:  $\geq 30\%$  Rückgang des Nasendrucksignals und  $4\%$  Rückgang der Sauerstoffsättigung
- „Alternative“:  $\geq 50\%$  Rückgang des Nasendrucksignals und  $3\%$  Rückgang der Sauerstoffsättigung und/oder Arousal

In beiden Fällen muss das Ereignis mindestens 10 s andauern und das Amplitudenreduktionskriterium für 90 % des Ereignisses zutreffen. Die Tatsache, dass zwei verschiedene Kriterien zur Bestimmung einer Hypopnoe existieren, führt zu unterschiedlichen AH-Indizes (Definition siehe Anhang) und gibt somit weiterhin Grundlage zur Diskussion (Ruehland et al., 2009). Beide Kriterien haben jedoch gemein, dass der nasale Staudruck zur Abschätzung des Atemflusses verwendet wird.

Von den beschriebenen obstruktiven Ereignissen werden zentrale abgegrenzt. Zum Pathomechanismus dieser zentral bedingten Atemflussstörungen wird auf weiterführende Literatur z.B. (Stuck et al., 2009) verwiesen. An dieser Stelle sei lediglich darauf hingewiesen, dass unterschiedliche Mechanismen zu Apnoen und Hypopnoen führen sowie gemischte Varianten vorkommen und daher eine genaue Untersuchung der zugrundliegenden Pathologie wichtig ist.

Ereignisse, die nicht Hypopnoen oder Apnoen zugeordnet werden können, sich durch erhöhte Atemarbeit bzw. Abflachung der nasalen Staudruckkurve über mind. 10 s mit

anschließender Weckreaktion kennzeichnen, werden nach AASM 2007 den RERAs zugeordnet. Diese inspiratorische Plateaubildung im Staudrucksignal korrespondiert mit dem durch Guilleminault et al. (1993) beschriebenen erhöhten intrathorakalen Druck, welcher mittels Ösophagusmanometrie detektiert wird (Condos et al., 1994). Das isolierte Auftreten dieser Ereignisse (ohne Hypopnoen bzw. Apnoen) in Verbindung mit klinischer Symptomatik (z.B. Tagesschläfrigkeit) wurde früher als Upper Airway Resistance Syndrom (UARS) bezeichnet. Nach ICSD-2 wird das UARS im OSAS eingefasst, da die zugrundeliegende Pathophysiologie die Gleiche ist (Köhler et al. 2009 und Referenzen).

Zu den einzelnen Therapiemöglichkeiten des OSAS möchte ich auf weiterführende Literatur verweisen z.B. auf das Lehrbuch Praxis der Schlafmedizin (Stuck et al., 2009) und darin aufgeführte Quellen.

## **1.1 Messmethoden zur Detektion schlafbezogener Atemstörungen**

Zur Ermittlung schlafbezogener Atemstörungen eignet sich insbesondere die Erfassung von Parametern der Atemmechanik wie z.B. Ventilation, Atemanstrengung und Atemwegsobstruktion. Es lassen sich Messmethoden, die direkt den Atemfluss messen, wie den Pneumotachygraphen (PTG), von Verfahren, die indirekt den Atemfluss erfassen (nasale Staudruckaufnehmer) und Temperaturmessungen (oro-nasale Thermistoren) abgrenzen. Des Weiteren gibt es Methoden zur Ermittlung der Atemexkursion (Induktionsplethysmographie) und des Atemwegswiderstandes (Ösophagusmanometrie). Diese Verfahren werden im einzelnen kurz vorgestellt und die jeweiligen Vor- und Nachteile diskutiert.

### **Pneumotachygraph**

Nach wie vor gilt der PTG als Goldstandard zur Bestimmung des Atemflusses (Iber et al., 2007). Ein PTG besteht aus einer sogenannten „Full-Face Maske“, die über Mund und Nasenöffnungen angebracht wird sowie einem angeschlossenen Schlauchsystem. Innerhalb dieses Systems befinden sich Lamellen, die einen kleinen Strömungswiderstand erzeugen. Die Druckdifferenz vor und nach diesem Widerstand wird mit einem Sensor gemessen. Sie ist bei laminarer Strömung direkt proportional zum

Atemfluss. Da mithilfe der Lamellen eine laminare Strömung im Rohr erzeugt wird, kann mit einem PTG nach vorhergehender Kalibrierung des Drucksignals der Atemfluss aufgezeichnet werden. Durch Integration des Atemflusses  $\dot{V}$  über die Zeit für die einzelnen Atemzyklen kann das Atemvolumen  $V$  ermittelt werden.

$$V = \int \dot{V}$$

**Formel 1: Gesetz von Hagen-Poiseuille**

Über den Messzeitraum können die aufgezeichneten Werte als Fluss-Zeit Kurve und Volumen-Zeit-Kurve dargestellt werden. Die Pneumotachygraphie ermöglicht so als einzige Messmethode mit hoher Verlässlichkeit eine quantitative Aussage über absolute Änderungen des Atemflusses und Atemvolumens. In der schlafmedizinischen Diagnostik findet diese Methode jedoch kaum eine Anwendung, da das Tragen einer Nasen-Mund Maske von Patienten nicht gut toleriert und die Schlafqualität negativ beeinflusst wird (Hernández et al., 2001).

**Thermistoren**

Bei dieser Methode misst ein Temperatursensor an Nase und Mund (oronasal) den Temperaturunterschied zwischen den Luftströmen bei der Einatmung (Raumtemperatur) und Ausatmung (Körpertemperatur). Gemessen wird der temperaturabhängige elektrische Widerstand des Sensorelements. Hinsichtlich der Aufzeichnung von Apnoen schneiden Thermistoren gut ab (Ballester et al., 1998). Da die thermoelektrischen Eigenschaften nicht linear sind, ist die quantitative Interpretation der Messung nur eingeschränkt möglich. Darüber hinaus gibt die Temperaturdifferenz zwischen Ein- und Ausatmung keinen Aufschluss über das Atemvolumen. Aus diesem Grund eignet sich ein Thermistor nur bedingt zur Detektion von Hypopnoen. Ein weiterer Nachteil ist die Trägheit der Temperaturmessung. Sie führt einerseits zu einer Phasenverschiebung des Signals (Xiong et al., 1993), andererseits wird die Messung dadurch frequenzabhängig, da zum Beispiel bei hoher Atemfrequenz die gemessene Temperaturamplitude kleiner wird (Farré et al., 1998). Folglich ermöglicht der Thermistor bestenfalls eine semiquantitative Aussage über den Atemfluss (Farré et al.,

1998). Zudem ist die Messung abhängig vom Abstand der Sensoren zur Nasen- und Mundöffnung.

### **Nasale Staudruckmessung**

Die Abschätzung des Atemflusses erfolgt bei dieser Messmethode indirekt über die Messung des nasalen Staudruckes. Der zu messende Luftstau entsteht an den in die Nasenöffnungen eingebrachten Kanülen und wird über ein Schlauchsystem an einen Drucksensor weitergeleitet.

Für eine laminare Strömung ist die Beziehung zwischen dynamischem Staudruck  $P_d$  und Strömungsgeschwindigkeit  $v$  der Luft mit der Dichte  $\rho$  quadratisch:

$$P_d = \frac{1}{2} \rho v^2$$

#### **Formel 2: Dynamischer Druck oder Staudruck**

Da in laminaren Strömungen bei konstanter Querschnittsfläche die Strömungsgeschwindigkeit proportional zum Gesamtfluss ist, besteht ein direkter Zusammenhang zwischen Staudruck und Atemfluss. Dieser zeigt sich in einer hohen qualitativen Übereinstimmung von Fluss- und Druckkurve.

Die Atemflusstömung ist aufgrund der Anatomie der Atemwege jedoch nicht perfekt laminar, sondern zu einem gewissen Grad turbulent (Montserrat et al. 1997), so dass sich die quantitative Errechnung des Atemflusses aus dem nasalen Staudruck in der Praxis als schwierig darstellt.

Aus diesem Grund lassen sich obige physikalische Gesetzmäßigkeiten nur näherungsweise anwenden. Praktisch zeigt sich dieser Effekt in einer Abhängigkeit der Signalstärke von der Position der Sonde in der Nase (Montserrat et al. 1997). Unter klinischen Bedingungen ändert sich die Lage der Sonde im Laufe der Nacht, so dass eine absolute Bestimmung des Atemflusses auch nach Eichung kaum möglich ist. Die Ermittlung relativer Atemflussänderungen zwischen einzelnen Atemzügen, ist jedoch gut möglich (Farré et al. 2004). Um die Übereinstimmung zwischen nasalem Fluss und Staudrucksignal weiter zu verbessern, wurde eine Linearisierungselektronik entwickelt (Farré et al. 2001). Inwieweit diese relevant ist für die klinische Diagnostik wird

kontrovers in der Literatur diskutiert (Heitman et al., 2002; Thurnheer et al., 2001) und hat daher noch keinen Einzug in die AASM Richtlinien gehalten, in denen eine Messung ohne Linearisierung des Signals empfohlen wird (Iber et al., 2007).

Die gute dynamische Antwort, die hohe zeitliche Auflösung des Drucksensors und die Beziehung des Atemflusses zum Drucksignal ermöglichen es im Gegensatz zum Thermistor zusätzliche respiratorische Ereignisse wie inspiratorische Flusslimitierungen zu detektieren, da diese mit einer Plateaubildung im Signal der Staudruckmessung einhergehen (Hosselet et al., 1998). Die nasale Staudruckmessung wird zudem durch den Patienten gut toleriert (Ballester et al., 1998; Montserrat et al., 1997). Da der Staudruck nasal bestimmt wird, kann Mundatmung durch diese Messmethode nur eingeschränkt erfasst werden.

### **Ösophagusmanometrie**

Diese Messmethode gilt als Goldstandard zur Ermittlung eines erhöhten Atemwegswiderstandes. Eine Sonde mit einem Drucksensor wird im Ösophagus positioniert. Hierdurch können intrathorakale Druckschwankungen quantitativ aufgezeichnet werden. Der Grad der Obstruktion spiegelt sich bei der Ösophagusmanometrie in der Druckdifferenz zwischen der Ein- und Ausatmung wieder. So kann indirekt eine Aussage über Änderungen des Atemwegswiderstandes getroffen werden. Ein direkter Rückschluss auf den quantitativen Rückgang des Atemflusses ist hierdurch allerdings nicht möglich. Man spricht daher von einer semiquantitativen Methode. Da es sich um eine invasive Messmethode handelt, welche den natürlichen Schlaf stört und daher schlecht toleriert wird, erfolgt der Einsatz nicht routinemäßig (Ayappa et al., 2000; Chervin, Aldrich, 1997; Loiodice et al., 1998).

### **Induktionsplethysmographie (RIP)**

Bei dieser nichtinvasiven Messmethode werden Änderungen des Atemvolumens sowie die Atemfrequenz indirekt durch eine Aufzeichnung der Thorax- und Abdomenexkursion bestimmt. Dem Patienten werden zwei elastische Bänder mit eingenähten Drähten angelegt. Der Draht fungiert als induktive Spule, dessen Querschnittsfläche die Eigenschaften eines elektrischen Stromkreises (Schwingkreis) bestimmt.



Änderungen der Querschnittsfläche, die durch die Atemexkursion entstehen, können so aufgezeichnet und die Phasenverschiebung zwischen Thorax- und Abdomenexkursion gemessen werden. Das Tidalvolumen wird durch die Summierung der aufgezeichneten Amplituden beider Kompartimente abgeleitet. Zusätzlich kann ein erhöhter Atemwegswiderstand über eine Asynchronität beider Signale detektiert werden (Kaplan et al., 2000).

Nachteil dieser Methode ist, dass ein Verrutschen der Induktionsbänder zu einer Veränderung der Signalamplitude bzw. zu einem Signalverlust führt. Zudem ist es schwierig bei übergewichtigen Patienten eine gute Signalqualität zu erreichen (Heitman et al., 2002).

Es gibt ähnliche Verfahren zur Aufzeichnung der Atemexkursion z.B. mittels Piezo- oder pneumatischen Gurten. Diese Methoden werden von der AASM mit einem schlechteren Evidenzgrad bewertet und nur mit Einschränkung empfohlen (Redline et al., 2007).

### **Verfahrensvalidierung**

Nach Vorstellung der einzelnen Messprinzipien geht es im folgenden Abschnitt um die Verfahrensgüte der verschiedenen Methoden. Der Goldstandard PTG zur Detektion von Atemflussrückgängen, sowie die Ösophagusmanometrie als Goldstandard zur Messung der Atemanstrengung eignen sich, wie bereits dargestellt, in der Routinediagnostik nicht. Hieraus resultiert die Verwendung von alternativen Messverfahren. Studien hierzu zeigen, dass Nasensonden den AHI überschätzen (Thurnheer et al., 2001). Grund hierfür ist die fehlende Detektion von Mundatmung sowie die Nichtlinearität der Fluss-Druck Beziehung (Farré et al. 2001). Nach der Studie von (Norman et al., 1997) tritt Mundatmung jedoch insgesamt selten auf, und die nasale Staudruckmessung zeigt in den meisten Fällen noch genügend Signal zur Interpretation (Heitman et al., 2002). Darüber hinaus ist Mundatmung oft mit Wachphasen assoziiert. Somit sind derartige Ereignisse oft unabhängig von Arousals und für die Diagnostik von Schlafstörungen nur bedingt relevant (Thurnheer et al., 2001).

Thermistoren hingegen unterschätzen den AHI und eignen sich nicht zur Darstellung von Flusslimitierungen (Farré et al. 1998). Zur Feststellung von Apnoen besitzen sie allerdings eine hohe Sensitivität (Sériès & Marc, 1999). Da Thermistoren zusätzlich Mundatmung registrieren, kommt in der Praxis häufig eine Kombination von Thermistor- und nasaler Staudruckmessung zum Einsatz.

Weitere Studien vergleichen die Detektionsrate von Apnoen und Hypopnoen durch die Induktionsplethysmographie mit derjenigen unter Verwendung der nasalen Staudruckmessung und kommen zu dem Schluss, dass die Sensitivität vergleichbar ist (Heitman et al., 2002; Thurnheer et al., 2001).

Auch in Bezug auf die Erfassung von Flusslimitierungen wurden die verschiedenen Methoden miteinander verglichen. Hosselet et al. (1998) und Ayappa et al. (2000) stellen die Ösophagusmanometrie, die als Goldstandard zur Erfassung von intrathorakalen Druckveränderungen gilt, der nasalen Staudruckmessung gegenüber. Beide Studien zeigen eine gute Übereinstimmung zwischen den detektierten Ereignissen beider Methoden. Die nasale Staudruckmessung zeichnet sich durch eine hohe Sensitivität und gute Spezifität aus (Ayappa et al., 2000). Nicht nur Apnoen und Hypopnoen sondern auch RERAs können somit zuverlässig mit der nasalen Staudruckmessung nachgewiesen werden. Dies spiegelt sich auch in der Einteilung der Messmethode als erste Wahl nach dem Goldstandard (Evidenzgrad B) in den AASM Kriterien wieder. Für weitere Informationen wird z.B. auf das Review Paper von Redline et al. (2007) und die darin aufgeführte Literatur verwiesen.

## 2 Fragestellung

Auch nach Einführung der AASM Richtlinien zur Diagnostik von Schlafstörungen stellen Studien immer wieder fest, dass unterschiedliche AHIs bzw. RDIs von verschiedenen Schlaflaboren ermittelt werden (Collop, 2002; Redline et al., 2007). Ob dies beispielsweise auf die zwei gebräuchlichen Definitionen für Hypopnoen in den AASM Richtlinien oder an der Beurteilung durch verschiedene Auswerter zurückzuführen ist, wird diskutiert. Eine mögliche Quelle für Inkonsistenzen könnte auch das verwendete Material sein. Hierbei sind vor allem die eingesetzten Nasensonden zu nennen. Die einschlägigen Fabrikate unterscheiden sich beträchtlich in ihrer Beschaffenheit und im Material. Sie weisen unterschiedliche Längen und Durchmesser der Kanülen auf, und die Form ist zylinderförmig oder konisch. All dies könnte Einfluss auf die Atemströmung nehmen und somit die Messung des nasalen Staudrucks verändern. Unterschiede hinsichtlich der Anzahl der detektierten Ereignisse und damit divergierende Schweregrade schlafbezogener Atemstörungen könnten die Folge sein. Richtlinien zur Verwendung eines bestimmten Nasensondentypes existieren bislang nicht. Um ein standardisiertes Eingangssignal zu generieren und die Vergleichbarkeit zwischen den Messungen zu gewährleisten entschieden wir uns zur Untersuchung der verschiedenen Nasensondenfabrikate für einen Laboraufbau.

Folgende Fragen motivieren diese Arbeit:

1. Gibt es einen Einfluss des Nasensondenfabrikates auf die nasale Staudruckmessung?
2. Gibt es einen Zusammenhang zwischen den geometrischen Eigenschaften und dem Staudrucksignal?
3. Wirkt sich das Sondenfabrikat auf die Registrierung relativer Staudruckänderungen aus?

4. Wirkt sich die Größe der Nasenöffnungen oder das Atemvolumen auf die Erfassung relativer Staudruckänderungen aus?
5. Falls es Unterschiede zwischen den einzelnen Fabrikaten gibt, wirken sich diese auf die Anzahl der detektierten Ereignisse gemäss AASM Kriterien aus und kann dies zu unterschiedlichen Diagnosen bzw. Schweregradeinteilung führen?

### 3 Material und Methoden

In den folgenden Abschnitten werden wir auf die Einzelheiten des Versuchsaufbaus eingehen und die Details der Messungen sowie der Auswertung erläutern. Wir entscheiden uns für einen Laboraufbau mit einer Sinuspumpe als Flussgenerator. Systematisch bietet die Wahl dieses Aufbaus gegenüber Studien am Patienten entscheidende Vorteile. Das Atemvolumen sowie die Atemfrequenz und damit der „Atemfluss“ der Sinuspumpe sind einstellbar und daher bekannte Größen. Durch die Wahl eines standardisierbaren Eingangssignals, in diesem Fall der Fluss der Sinuspumpe, ist unser Laborexperiment im Gegensatz zu Patientenstudien leicht reproduzierbar. Ein standardisierter Fluss ist insbesondere für den in dieser Arbeit angestrebten Vergleich verschiedener Nasenbrillen unabdingbar, denn so wird eine mögliche Fehlerquelle von Patientenstudien wie unregelmäßige Atmung ausgeschaltet und die Komparabilität der Messungen gewährleistet.

#### 3.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau besteht aus zwei Hauptkomponenten: dem „künstlichen Patienten“ und dem Messsystem. Eine schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zeigt Abbildung 1.

##### 3.1.1 Labormodell des Patienten

Der Patient wird in unserer Studie durch ein dreiteiliges System nachempfunden. Eine Sinuspumpe fungiert als künstliche Lunge, ein daran angeschlossenes Schlauchsystem als Nachbildung des Respirationssystems, und ein anatomisch geformter Silikonkopf mit Nasenöffnungen dient der realitätsnahen Anbringung der Messapparatur.

Die Sinuspumpe (*Dräger Künstliche Lunge AS 50/2000*, siehe Abbildung 2) besteht aus einem motorgetriebenen Schwungrad, welches über eine Schubstange einen Kolben in einem Zylinder bewegt.

Frequenz und Pumpvolumen sind über eine Justierschraube manuell einstellbar. Dies geschieht durch mechanische Verschiebung und anschließende Arretierung der

Stellschrauben an der Schwungscheibe. Aufgrund der kleinen Abstände auf der Volumenskala (siehe Vergrößerung in Abbildung 2) ist eine genauere Einstellung als im Bereich von  $\pm 20$  ml nicht möglich. Wir versuchen, möglichst genau ein Volumen von 500 ml einzustellen und belassen diese Einstellung während der gesamten ersten Messreihe.

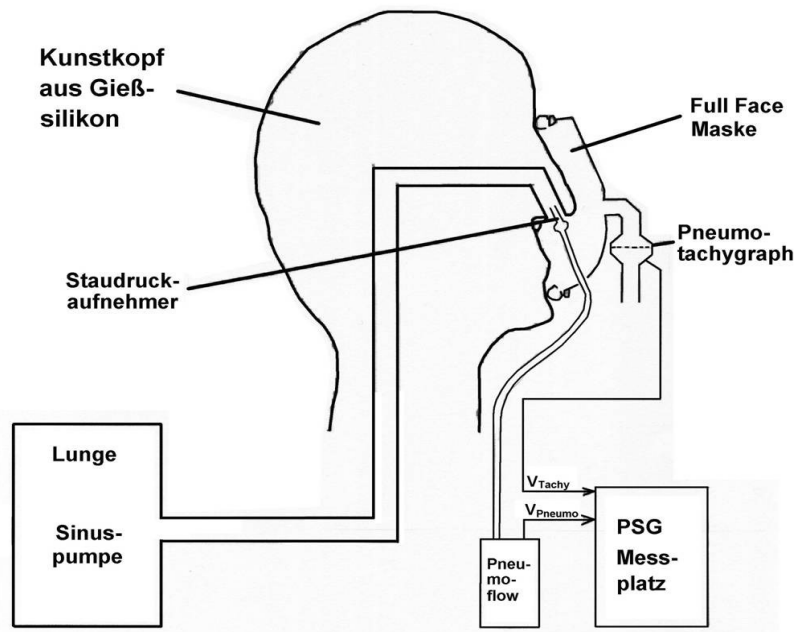


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus

Zur Bestimmung des tatsächlichen Pumpvolumens messen wir den Fluss mit dem Goldstandard, dem PTG (Iber et al., 2007) und integrieren über die Zeit (siehe Abschnitt 3.2.2).

Das Schlauchsystem wird an der Sinuspumpe angebracht. Am anderen Ende dieses Schlauches wird ein Y Stück eingebracht, um zwei Öffnungen entsprechend zweier Nasenöffnungen nachzuempfinden. Eingearbeitet ist dieses Schlauchsystem in einen anatomisch geformten Silikonkopf. In einer zweiten Messreihe werden die Durchschnittsflächen der Nasenöffnungen durch Einbringen von Plastikhülsen verkleinert. Zur Abdichtung zwischen Plastikröhrchen und Nasenöffnungen verwenden wir handelsübliche Modelliermasse. Hiermit untersuchen wir einen möglichen Einfluss von verengten Nasenöffnungen auf die Staudruckmessung.

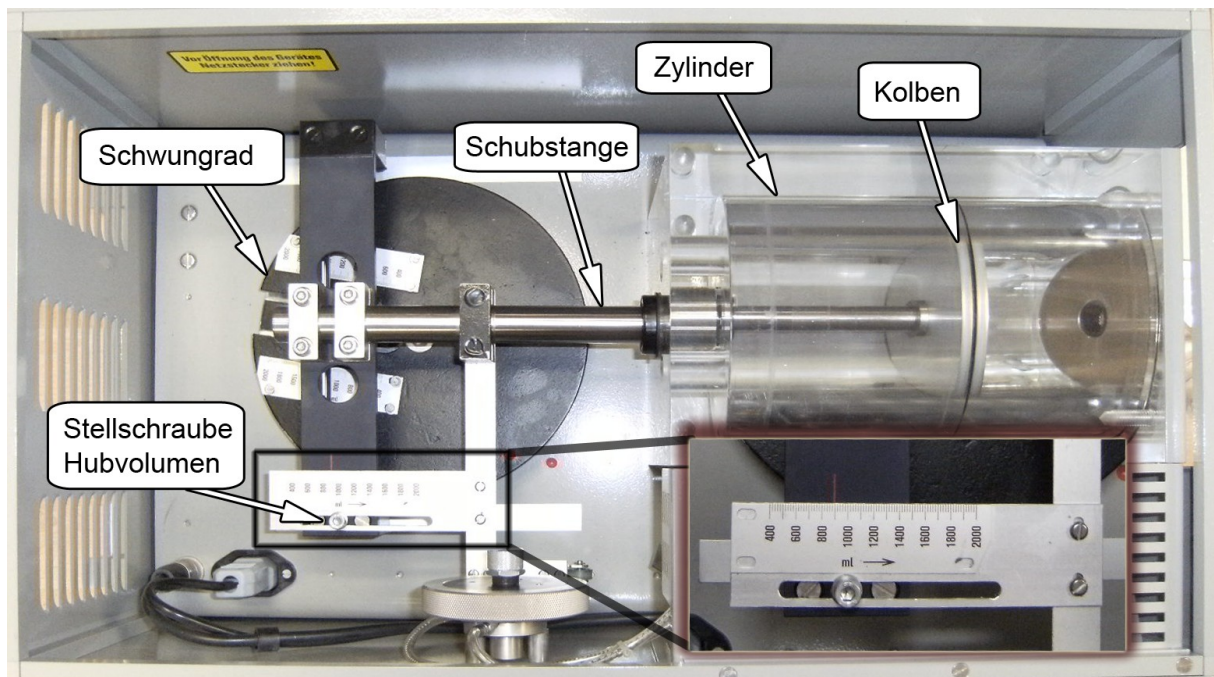


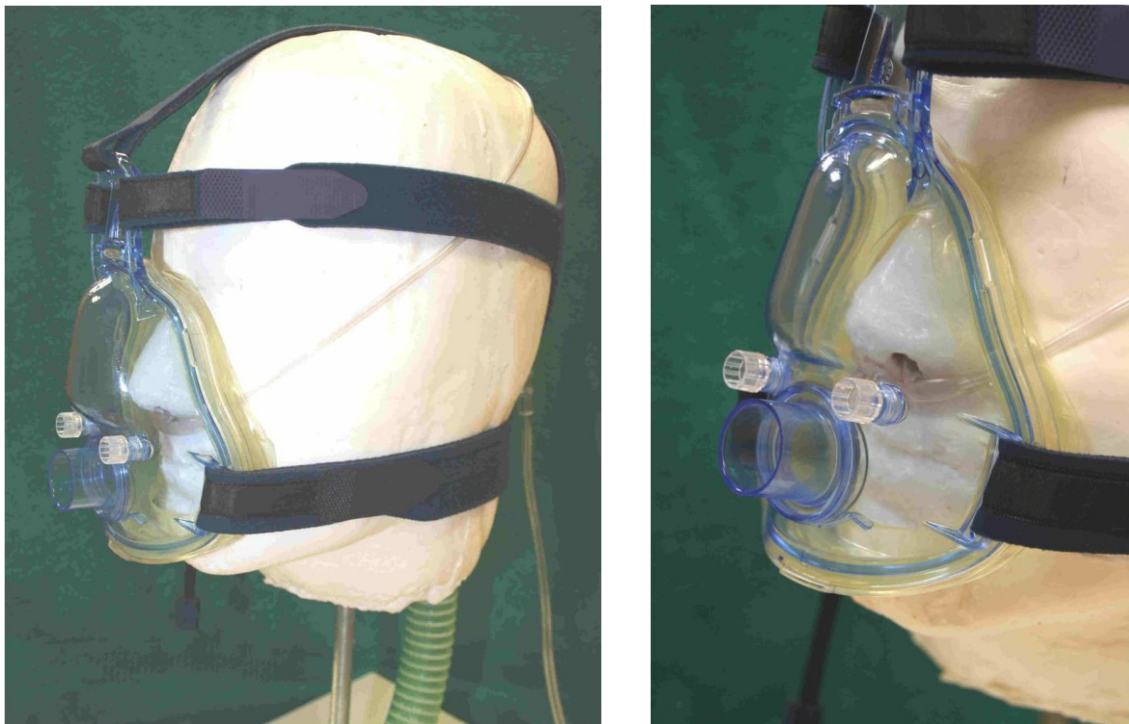
Abbildung 2: Sinuspumpe

### 3.1.2 Messapparatur

Die Messeinheit besteht aus den zu vergleichenden Nasensonden *Kendall* (*Tyco Healthcare GmbH*, 93333 Neustadt), *Miniscreen* (*Heinen + Löwenstein Medizintechnik GmbH*, 56130 Bad Ems), *Unomedical* (*Unomedical A/S*, 3460 Birkerød) als Staudruckaufnehmer und einem angeschlossenen Druckumwandler vom Typ *Pneumoflow*<sup>®</sup> (*MAP*, 82152 Martinsried, Deutschland), der die Druckinformation in ein elektrisches Signal konvertiert (Abbildung 4, rechts). Die verwendete 12-Bit-Analog-Digital (A/D) Einheit, die die analoge Spannung digitalisiert und an einen Windows - PC sendet, ist Teil des Polysomnographiemessplatzes *MAP-LAB*<sup>®</sup> (*MAP*; Martinsried; Deutschland).

Abbildung 3 zeigt unseren konstruierten Silikonkopf mit angebrachter *Kendall* Nasensonde als Staudruckaufnehmer sowie die Mund-Nasenmaske (*Ultra Mirage NV Full Face Mask*, Größe L; [www.resmed.com](http://www.resmed.com)) des PTG. Als Goldstandard erfolgt die gleichzeitige Aufzeichnung des Atemflusses durch einen PTG (*Screenmate*; Fa. Jaeger; [www.erich-jaeger.de](http://www.erich-jaeger.de)). In Anlehnung an zahlreiche Patientenstudien (z.B. Hosselet et

al. 1998; Thurnheer et al. 2001) wird die Atemmaske des PTG über dem Schlauchsystem der Nasenbrille angebracht. Besonderes Augenmerk wird auf den dichten Abschluss des Systems am Silikonkopf gelegt. Die Austrittsstellen der Nasensondenschläuche sind kritische Stellen und werden mit Modelliermasse abgedichtet. Die Daten werden ebenfalls über einen Druckumwandler nebst A/D Einheit digitalisiert und auf einem weiteren Kanal aufgezeichnet. Hierzu verwenden wir die Polysomnographiesoftware von *MAP-LAB*<sup>®</sup> für Windows. Im Folgenden werden die einzelnen Bestandteile der Messapparatur im Detail beschrieben.

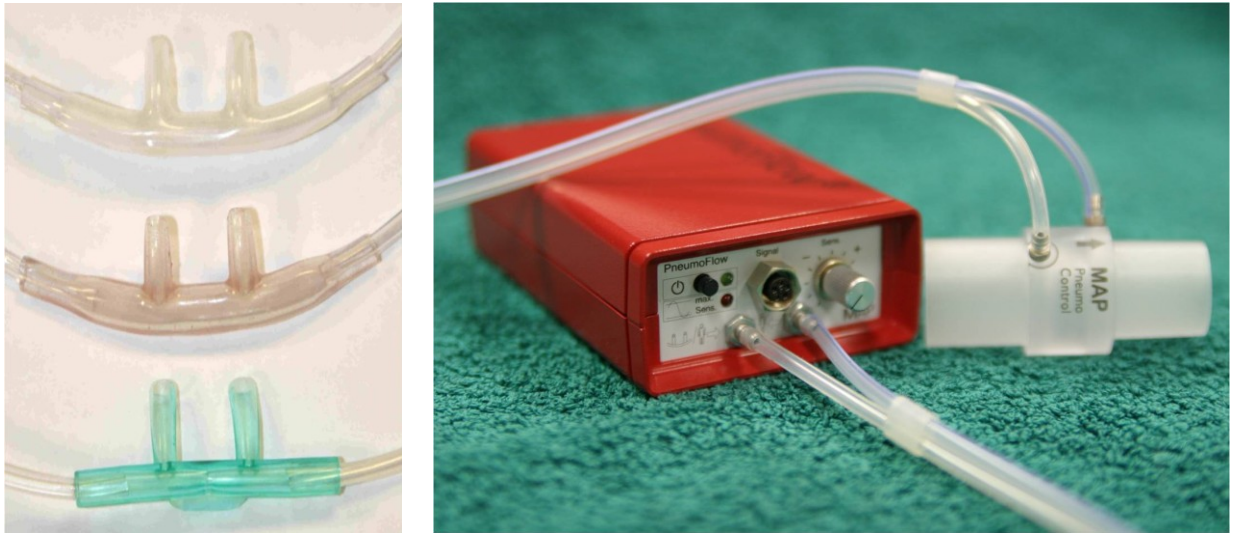


**Abbildung 3: Silikonkopf, Schlauchsystem, Nasenbrille und darüber angebrachte PTG Maske**

Wichtigster Teil der Messeinheit sind die zu vergleichenden Nasensonden der Herstellerfirmen *Kendall*, *Miniscreen* und *Unomedical* (Abbildung 4, links). Sie unterscheiden sich hinsichtlich Form, Größe und zum Teil im Material. So nimmt der Innendurchmesser bei der *Kendall*-Sonde von der Öffnung zum Schlauchansatz formbedingt zu, bei *Miniscreen* bleibt er gleich, und bei *Unomedical* nimmt er ab. Der Außendurchmesser nimmt bei *Unomedical* und *Kendall* von der Öffnung zum



Schlauchansatz hin zu, bei *Miniscreen* nimmt er ab. Auch die Absolutwerte der Öffnungsquerschnitte unterscheiden sich.



**Abbildung 4: Nasensonden, von oben nach unten: *Unomedical*, *Kendall*, *Miniscreen* (Links).  
Druckumwandler *PneumoFlow* (Rechts).**

Zur Berechnung der Flächen der Nasenöffnungen bzw. der Querschnittsfläche der Nasensonden verwenden wir nachfolgende Beziehungen.

Es handelt sich bei den Nasenöffnungen des Silikonkopfes um elliptische Flächen, daher messen wir den Längsdurchmesser  $A$  und den Querdurchmesser  $B$ . Die Fläche  $S$  der Ellipse ist dann gegeben durch:

$$S = \pi \left( \frac{AB}{4} \right)$$

Nach Verkleinerung der Öffnungen zur Nachahmung von Stenosen liegen ebenso wie bei den Nasensondenöffnungen Kreisflächen mit dem Durchmesser  $D$  vor. Die Kreisfläche  $S$  ist dann gegeben durch:

$$S = \frac{\pi D^2}{4}$$

Nachfolgende Tabellen (Tabelle 1 und Tabelle 2) zeigen die Flächen der beiden Nasenöffnungen des Silikonkopfes ohne und mit Stenose, sowie die Flächenkontur der zu vergleichenden Nasensondenfabrikate und das errechnete Verhältnis der Außenkontur der einzelnen Sonden zur Fläche der Nasenöffnungen (Tabelle 2). Dieses Verhältnis wird in Abbildung 5 bildlich dargestellt.

|              | Nasenöffnungen [mm]                              | Fläche Nasenlöcher<br>(rechts + links) [mm <sup>2</sup> ] |
|--------------|--|---|
| ohne Stenose | $(11,3 \times 7) \pi / 4$<br>(Haupt-/Nebenachse) | 124   |
| mit Stenose  | $(6,1^2) \pi / 4$<br>(Durchmesser)               | 58,4  |

**Tabelle 1: Flächenberechnung**

|                   | ohne Stenose                               |   | mit Stenose                                |   |
|-------------------|--|---|--|---|
|                   | Fläche<br>Außenkontur<br>der<br>Nasensonde | Flächenverhältnis<br>Außenkontur/<br>Nasenöffnung | Fläche<br>Außenkontur<br>der<br>Nasensonde | Flächenverhältnis<br>Außenkontur/<br>Nasenöffnung |
| <b>Kendall</b>    | 21,5 mm <sup>2</sup>                       | 17,34%  | 21,5 mm <sup>2</sup>                       | 36,82%  |
| <b>Miniscreen</b> | 39,3 mm <sup>2</sup>                       | 31,69%  | 39,3 mm <sup>2</sup>                       | 67,29%  |
| <b>Unomedical</b> | 20,4 mm <sup>2</sup>                       | 16,45%  | 20,4 mm <sup>2</sup>                       | 34,93%  |

**Tabelle 2: Flächen und Flächenverhältnisse Sonden**

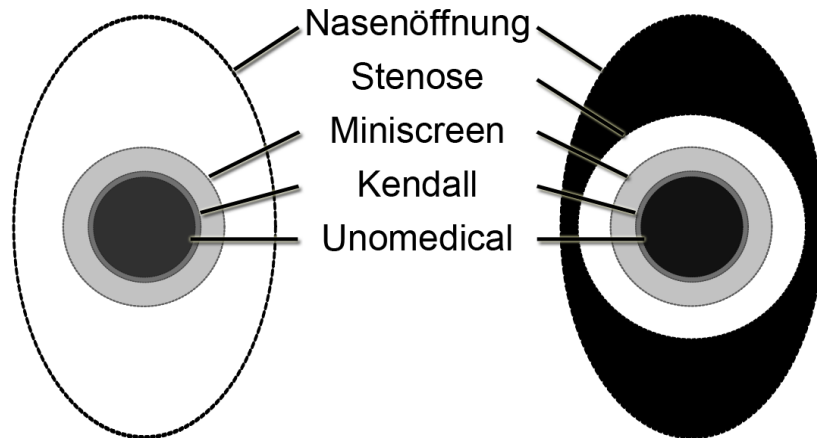


Abbildung 5: Darstellung der Flächenverhältnisse

In Tabelle 3 sind die Kenngrößen der verschiedenen Sonden zusammengefasst.

|   | Kendall         |                              | Miniscreen        |                              | Unomedical      |                              |
|---|-----------------|------------------------------|-------------------|------------------------------|-----------------|------------------------------|
|   | Maß<br>[mm]     | Fläche<br>[mm <sup>2</sup> ] | Maß<br>[mm]       | Fläche<br>[mm <sup>2</sup> ] | Maß<br>[mm]     | Fläche<br>[mm <sup>2</sup> ] |
| Innendurchmesser<br>Öffnung Brille [mm]         | 2,7             | 5,73                         | 4,3               | 14,52                        | 3               | 7,07                         |
| Innendurchmesser<br>auf Steghöhe Brille<br>[mm] | 3,6             | 10,18                        | 3                 | 7,07                         | 3               | 7,07                         |
| Außendurchmesser<br>Öffnung Brille [mm]         | 3,7             | 10,75                        | 5                 | 19,63                        | 3,6             | 10,18                        |
| Außendurchmesser<br>Steg Brille [mm]            | 5,0             | 19,63                        | 4,1               | 13,20                        | 4,7             | 17,35                        |
| Material  | Brille: Silikon |                              | Brille: Silikon   |                              | Brille: Silikon |                              |
|   | Schlauch: PVC   |                              | Schlauch: Silikon |                              | Schlauch: PVC   |                              |

Tabelle 3: Kenngrößen Nasenbrillen und Schlauchsystem

Ein Polysomnographie-Messplatz (*MAP-LAB*<sup>®</sup>) verfügt über zehn Eingänge für externe Analogsignale. Von diesen zehn Eingängen haben wir für diesen Versuch zwei benutzt, einen für den PTG und einen für den Staudruckumwandler. Jeder Eingang besitzt einen 12 Bit A/D - Wandler und ist für einen Spannungsbereich von - 2,5 V bis + 2,5 V ausgelegt. Daraus ergibt sich eine Messgenauigkeit von :

$$5 \text{ V} / (2^{12} - 1) = 1,221 \text{ mV}.$$

Der Druckumwandler (*Pneumoflow*<sup>®</sup>) liefert Signale im Bereich +/- 2,3 V. Entsprechend verkleinert sich der Digitalbereich für diesen externen Kanal auf Werte zwischen 163 und 3932.

Durch die manuelle Einstellung des Signalverstärkers am Druckumwandler zu Beginn der Messreihe wird eine möglichst gute Abdeckung des relevanten Spannungsbereiches für alle Sonden erzielt, ohne dabei die Sättigungsregion des Druckumwandlers zu erreichen.

Der PTG liefert Signale im Bereich +/- 1 V. Daher ist der verwendete externe Kanal auf den Digitalbereich zwischen 1229 und 2867 eingegrenzt. Leider liefert das Gerät kein Signal, das genau um 0 V herum schwankt, sondern eines mit geringer Verschiebung in Richtung positiver Voltzahlen.

Es muss daher als physikalische Skala ein Bereich von - 133 bis + 107 l/min eingegeben werden, damit am Nulldurchgang des Signals auch ein Atemfluss von 0 l/min angezeigt wird. Das entspricht einem Messbereich von - 2216 ml/s bis + 1783 ml/s, also einer Bandbreite von 3999 ml/s. Bei dem eingegrenzten Digitalbereich entspricht das einer Auflösung von 2,441 ml/s. Die Abtastrate beträgt 25 Hz, entsprechend wird alle 0,04 s ein Messpunkt aufgezeichnet.

## **3.2 Messreihen**

Im Folgenden beschreiben wir das Vorgehen bei den Messungen und die Methodik der einzelnen Messreihen.

### **3.2.1 Kalibrierung der Verstärkereinstellung**

Um die Vergleichbarkeit der Messungen der verschiedenen Nasensonden zu gewährleisten, wird in einem ersten Arbeitsschritt die Verstärkung des Drucksensorsignals so gewählt, dass die Extremwerte der Sonde mit dem stärksten Drucksignal (*Kendall* mit Stenose) gerade noch im messbaren Bereich des A/D - Wandlers liegen. Die Verstärkereinstellung wird danach für den gesamten Messzeitraum nicht mehr verändert. Die Intensitätsskala des Staudrucks entspricht somit keiner physikalischen Druckeinheit.

### **3.2.2 Kontrollmessung PTG**

Als Erstes erfolgt eine Messung mit dem PTG allein. Sie dient als Referenzmessung sowie zur Überprüfung des eingestellten Hubvolumens (siehe Abschnitt 3.3.1) und der Pumpfrequenz der Sinuspumpe. Außerdem lässt sich der genaue Verlauf der Flusskurve bestimmen und mit einer idealen Sinuskurve vergleichen, deren Parameter wie Amplitude und Frequenz wir aus den PTG Messdaten ermitteln. Zur Kontrolle führen wir die gleiche Messung zum Abschluss der Messreihen durch. Wir stellen fest, dass sich die Pumpfrequenz im Laufe der Messreihen leicht verändert. Diese Beobachtung wird bereits an dieser Stelle erwähnt, da sich hieraus einige Konsequenzen für die Auswertungsmethodik ergeben. Diese wird im Abschnitt 3.3.4 beschrieben.

### **3.2.3 Vergleich der Nasensonden**

In hintereinandergeschalteten Messreihen erfolgt die Messung mit den verschiedenen Nasensonden. Untersucht wird hierbei ein möglicher Einfluss der Nasensondeneigenschaften auf das Signal des Druckumwandlers. Eine besondere Sorgfalt wird auf das Anlegen der Mund-Nasenmaske gelegt, damit eine bestmögliche Dichtigkeit

gewährleistet ist. Des Weiteren achten wir darauf, dass die Nasensonden mittig in den Nasenöffnungen platziert sind.

### **3.2.4 Vergleich der Nasensonden bei verkleinerten Nasenöffnungen**

Zur Verkleinerung der Nasenöffnungen werden Plastikröhrchen eingebracht und mit Modelliermasse abgedichtet. Durch diese experimentelle Änderung der Größe der Nasenlöcher soll ein möglicher Einfluss der Querschnittsfläche auf die Staudruckmessung untersucht werden. Anders als bei Messungen ohne Stenose verlegt die Nasensonde bei diesem Versuchsaufbau einen beträchtlichen Anteil der Atemöffnung. Je nach Fabrikat verlegt die Sonde zwischen  $1/3$  (*Unomedical*) und  $2/3$  (*Miniscreen*) der verbleibenden Fläche der Nasenöffnung (siehe Abbildung 5 und Tabelle 2). Die gewählte Nasensonde macht also einen signifikanten Unterschied im Hinblick auf die verbleibende Öffnungsfläche aus. Ob sich dies quantitativ auf die Staudruckmessung auswirkt und somit für die klinische Diagnostik relevant ist, wollen wir mit dieser Messreihe überprüfen. Außerdem untersuchen wir, ob sich der gemessene PTG Fluss durch die Verengung und zusätzliche Verlegung der Nasenöffnungen durch die Sonden verändert.

### **3.2.5 Staudruckmessung ohne PTG Maske**

Um einen möglichen Einfluss des PTG auf die Staudruckmessung zu verifizieren, erfolgen Messungen mit den jeweiligen Nasensonden ohne PTG.

Ein solcher systematischer Einfluss ist nicht auszuschließen, da der Maskenrand über den Nasensondenschläuchen zu liegen kommt und Leckagen an den Austrittstellen entstehen können. Dies kann sich einerseits auf die PTG Referenzmessung auswirken, andererseits könnte auch das Nasensondensignal durch die PTG Maske beeinflusst werden. Mögliche Einflussfaktoren können durch jeweilige Messungen mit und ohne PTG untersucht und ggf. ausgeschlossen werden. Als Referenzsignal verwenden wir eine ideale Sinuskurve mit der zuvor (siehe Abschnitt 3.2.2) ermittelten Amplitude und Frequenz, um dem Drucksensorsignal einem Fluss zuzuordnen zu können.

### 3.2.6 Messungen bei verschiedenen Pumpvolumina

Weitere Messungen werden nach Erhöhung des Hubvolumens in jeweils 100 ml Schritten bis 900 ml durchgeführt. Der maximale Pumpfluss ändert sich im gleichen Maß (siehe Formel 5). Allgemein entspricht der relative Rückgang des gemessenen Staudrucks einem bestimmten relativen Rückgang des tatsächlichen Atemflusses. Ob und gegebenenfalls wie sich die Beziehung zwischen Staudruck und Fluss in Abhängigkeit vom maximalen Pumpfluss bzw. Pumpvolumen ändert, soll in dieser Messreihe untersucht werden.

### 3.3 Datenauswertung

Die Datenauswertung erfolgt mit der wissenschaftlichen Datenvisualisierungssoftware *IDL* (*Interactive Data Language* der Firma *Exelis Visual Information Solution*, <http://www.exelisvis.com/IDL>). Hierbei verwenden wir eigens zu diesem Zweck entwickelte Programmroutinen. Zuvor werden die Dateien vom *European Data Format* (*EDF*) der *MAP-LAB* Software in *American Standard Code for Information Interchange* (*ASCII*) umgewandelt. Die Verarbeitungskette in *IDL* umfasst das Einlesen der Daten über die Datenprozessierung und Datenstatistik bis hin zur Visualisierung und Erstellung von Grafiken. Um eine Vergleichbarkeit zwischen den Messungen zu sichern, werden jeweils fünf Pumpzyklen nach der Einschwingphase der Apparatur aus den Datenreihen extrahiert. Die Auswertung und Datenstatistik erfolgt auf Basis dieser Ausschnitte aus den einzelnen Messungen.

Die Namen der Dateien der verschiedenen Messungen werden derart benannt, dass sie die wichtigsten Parameter der Messungen als Kürzel enthalten:

- K,M,U sind die jeweiligen Anfangsbuchstaben der verschiedenen Nasensondenfabrikate (*Kendall*, *Miniscreen*, *Unomedical*)
- S steht für Messungen mit Stenose, d.h. nach Verkleinerung der Querschnittsfläche der Nasenöffnungen
- PTG: zusätzlich zur Staudruckmessungen erfolgt die Aufzeichnung per PTG
- no PTG: Staudruckmessung allein, ohne PTG Maske

- Die Zahlen stehen für die Uhrzeit, zu der die Messung stattgefunden hat.

### 3.3.1 Volumenberechnung

Die Integration der Flusskurve über die Zeit liefert eine Volumen - Zeit Kurve. Das Maximum dieser Kurve gibt das Hubvolumen der Sinuspumpe an. Da der PTG diskrete Messwerte aufzeichnet (siehe Abschnitt 3.1), verwenden wir ein lineares numerisches Integrationsverfahren, um das Volumen zu ermitteln. Hierbei werden die Einzelflächen zwischen zwei diskreten Flussmesspunkten  $\dot{V}_i$  und  $\dot{V}_{i+1}$  summiert. Die jeweiligen Einzelflächen entsprechen einem Rechteck mit den Seitenlängen  $\Delta t$  und  $\left(\frac{\dot{V}_i + \dot{V}_{i+1}}{2}\right)$  (Abbildung 6). Um das Pumpvolumen zu erhalten, müssen wir über eine halbe Pumpperiode  $T/2$  summieren.

$$V = \sum_{i=0}^{N_{T/2}-1} \frac{1}{2} (\dot{V}_i + \dot{V}_{i+1}) \Delta t$$

Formel 3: Numerische Integration diskreter Flussdaten

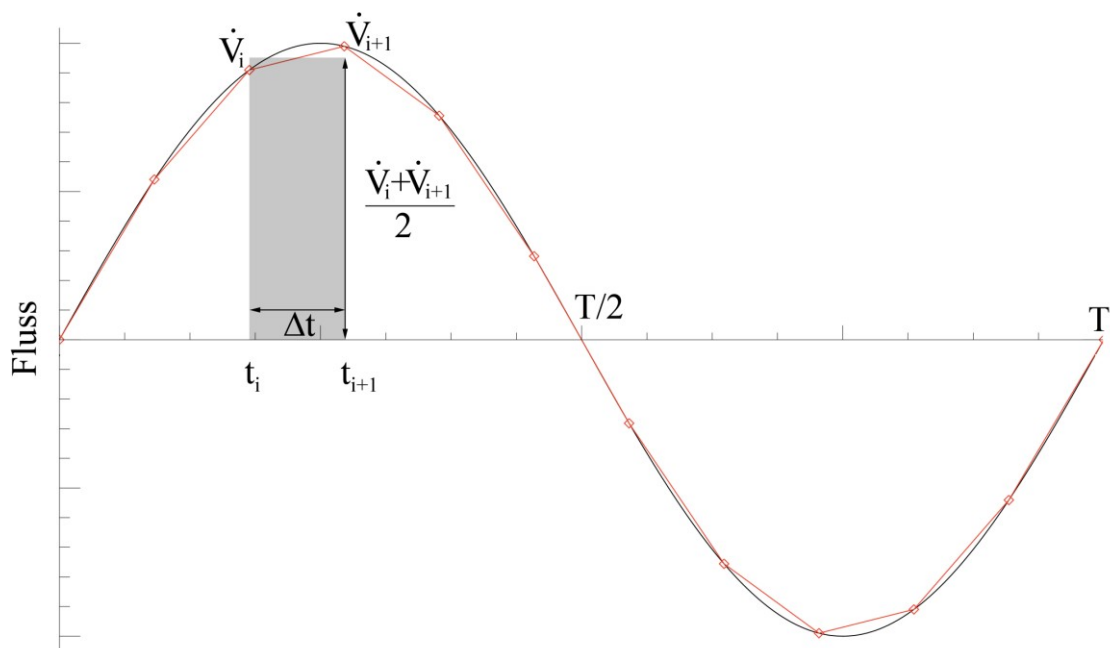


Abbildung 6: Schematische Darstellung des numerischen Integrationsverfahrens



Der Fehler des ermittelten Volumens ist dann nach Fehlerfortpflanzungsgesetz:

$$\Delta V = \sum_{i=0}^{N_{T/2}-1} \Delta \dot{V}_i$$

**Formel 4: Fehler der Volumenberechnung**

Hierbei ist  $\Delta \dot{V}_i$  der Messfehler der Flussmessung von 2,44 ml/s.

Zusätzlich zu dem Messfehler, der sich aus der Genauigkeit der Messapparatur ergibt, ist das Integrationsverfahren mit einem systematischen Fehler behaftet, weil es implizit von einer linearen Flussänderung zwischen zwei Messpunkten ausgeht. Da die Abtastfrequenz mit 25 Hz sehr hoch ist (alle 0,04 s ein Messpunkt), ist dieser Fehler für unsere Fragestellung vernachlässigbar.

In unserem Fall stimmt die gemessene Flusskurve sehr gut mit einer idealen Sinusschwingung überein, deshalb können wir alternativ die Sinuskurve mit der entsprechenden Frequenz und Amplitude analytisch integrieren.

Beispielsweise ergibt sich bei Integration über einer halben Pumpperiode das Pumpvolumen:

$$V = \int_0^{T/2} \dot{V} \cdot dt = \int_0^{\pi} \dot{V} \cdot \frac{T}{2\pi} d\alpha$$

**Formel 5: Analytische Berechnung des Pumpvolumens aus der idealen Flusskurve**

In obiger Formel ist  $V$  das Pumpvolumen in ml,  $\dot{V}$  die Flussamplitude, also der Maximalwert eines Pumpzyklus in Millilitern pro Sekunde (ml/s),  $T$  die Pumpperiode und  $t$  die Zeit in Sekunden (s). Es ist zu bemerken, dass bei gleicher Pumpperiode das Volumen und die Flussamplitude proportional sind. Das heißt, die Variation des Pumpvolumens im zweiten Teil der Messung um einen bestimmten Prozentsatz verändert die Flussamplitude um den gleichen Anteil.

### 3.3.2 Normierung

Wie in Abschnitt 3.2.1 angesprochen, zeigen die gemessenen Nasensonden unterschiedliche Amplituden im Staudrucksignal. Die von uns gewählte Verstärkereinstellung ist willkürlich, um eine optimale Abdeckung des Messbereiches zu erzielen. Ebenso wird es in der klinischen Diagnostik gehandhabt. Um die erhaltenen Staudruckkurven hinsichtlich der Kurvenform miteinander in Beziehung setzen zu können, normieren wir das Staudrucksignal  $p(t)$  auf die mittlere Amplitude  $\hat{P}_{ampl}$ .

$\hat{P}_{ampl}$

$$p_{norm}(t) = \frac{p(t)}{\hat{P}_{ampl}} \quad \text{mit} \quad \hat{P}_{ampl} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} |p_{max,i}|$$

**Formel 6: Berechnung der Normierung des Staudrucksignals**

Hierbei ist  $p_{(max),i}$  das jeweilige Druckmaximum für die einzelnen Pumpzyklen. Der Wertebereich des normierten Signals  $p_{norm}(t)$  liegt ungefähr zwischen -1 und 1.

Um die Kurvenform und den Kurvenverlauf von PTG und NP vergleichen zu können, normieren wir in diesem Fall ebenfalls den gemessenen Fluss vom PTG  $\dot{V}$  mit den Bezeichnungen analog zu Formel 6:

$$\dot{V}_{norm}(t) = \frac{\dot{V}(t)}{\hat{V}_{ampl}} \quad \text{mit} \quad \hat{V}_{ampl} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} |\dot{V}_{max,i}|$$

**Formel 7: Berechnung der Normierung des PTG Flusssignals**

### 3.3.3 Statistik und Fehlerberechnung

Die statistische Streuung der einzelnen Schwingungsamplituden und -perioden ist ein Maß für die Gleichförmigkeit der Pumpzyklen. Wir geben zu jeder Messung die Standardabweichung vom Mittelwert der jeweiligen Größe an.

Ein Aspekt der Arbeit ist der Vergleich zwischen zwei Signalen mit den diskreten Messwerten  $a_i$  und  $b_i$  (z.B. PTG Signal und Staudrucksignal). Hierbei sind zwei Größen

entscheidend: Die Korrelation oder Synchronizität der Signalgänge und die quantitative Übereinstimmung.

Die Synchronizität zweier Signale wird durch den Korrelationskoeffizienten  $r_{ab}$  angegeben:

$$r_{ab} = \frac{\sum_{i=1}^n (a_i - \bar{a})(b_i - \bar{b})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (a_i - \bar{a})^2 \sum_{i=1}^n (b_i - \bar{b})^2}}$$

**Formel 8: Korrelationskoeffizient**

Wir verwenden jeweils fünf Pumpzyklen um diesen zu berechnen;  $\bar{a}$  und  $\bar{b}$  sind die jeweiligen Mittelwerte der Signale.

Die Übereinstimmung zwischen den Signalen quantifizieren wir mit Hilfe des *Root Mean Square Error* (RMSE) für  $N$  Messwerte, gegeben durch:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (a_i - b_i)^2}$$

**Formel 9: RMSE**

### 3.3.4 Eichkurven

Kernpunkt dieser Arbeit ist die Fragestellung, ob die Beziehung zwischen Nasendruck und Fluss unabhängig von dem verwendeten Nasenbrillenmodell ist. Hierzu erstellen wir verschiedene Eichkurven. Der Vorteil dieses Verfahrens ist die Unabhängigkeit von der Pumpperiode der Messung. Wie im Abschnitt 3.2.2 angesprochen, besteht die entscheidende Einschränkung für die Auswertungsmethodik darin, dass aufgrund unterschiedlicher Pumpperioden im Verlauf der Messreihen nur Messungen, die zeitnah zueinander erfolgt sind, direkt miteinander verglichen werden können. Zur Erstellung der Eichkurve der Fluss-Druck Beziehung PTG / Staudruck normieren wir die Messdaten wie im Abschnitt 3.3.2 beschrieben und tragen für jeden Zeitpunkt den normierten Fluss gegen den entsprechenden Wert zum selben Zeitpunkt der

normierten Staudruckmessung auf. Die so erstellten Eichkurven sind für den gesamten Verlauf der Messungen miteinander vergleichbar. Sie können für jede Form des Eingangssignals erstellt werden und werden in der Literatur häufig gebraucht, um die Nichtlinearität der Fluss-Druck Beziehung zu demonstrieren (Montserrat et al., 1997).

Um Aufschluss über die Sinusförmigkeit des gemessenen Pumpflusses zu erhalten fertigen wir auch für die Beziehung Sinuskurve zu PTG Fluss eine Eichkurve an. Hierzu wird die Pumpfrequenz der jeweiligen Messung aus den Aufzeichnungen des PTG Signals ermittelt. Anschließend wird das PTG Signal auf die durchschnittliche maximale Amplitude normiert, so dass sich der Wertebereich auf das Intervall zwischen - 1 und 1 einschränkt. Nach Generierung einer idealen Sinusschwingung mit entsprechender Frequenz und Amplitude 1 tragen wir die PTG Signale gegen den Sinuswert bei entsprechender Phase auf.

In einem weiteren Schritt verfahren wir analog, um eine Eichkurve für die Beziehung Sinuskurve zu nasalem Staudruck zu erstellen. Bei Messungen der Nasensonden ohne simultane PTG Aufzeichnung dient die Sinuskurve als idealisiertes Referenzflusssignal und kann den entsprechenden Staudruckwerten zugeordnet werden. Auf diese Weise gibt eine solche Grafik Aufschluss über die Fluss-Druck Beziehung auch ohne simultane PTG Messung.

## 4 Ergebnisse

Im Folgenden zeigen wir exemplarisch einige der durchgeführten Messreihen. Die Darstellung erfolgt hierbei thematisch und nicht chronologisch, wobei auch verschiedene Messreihen miteinander verglichen werden, um diese in einen Kontext stellen zu können.

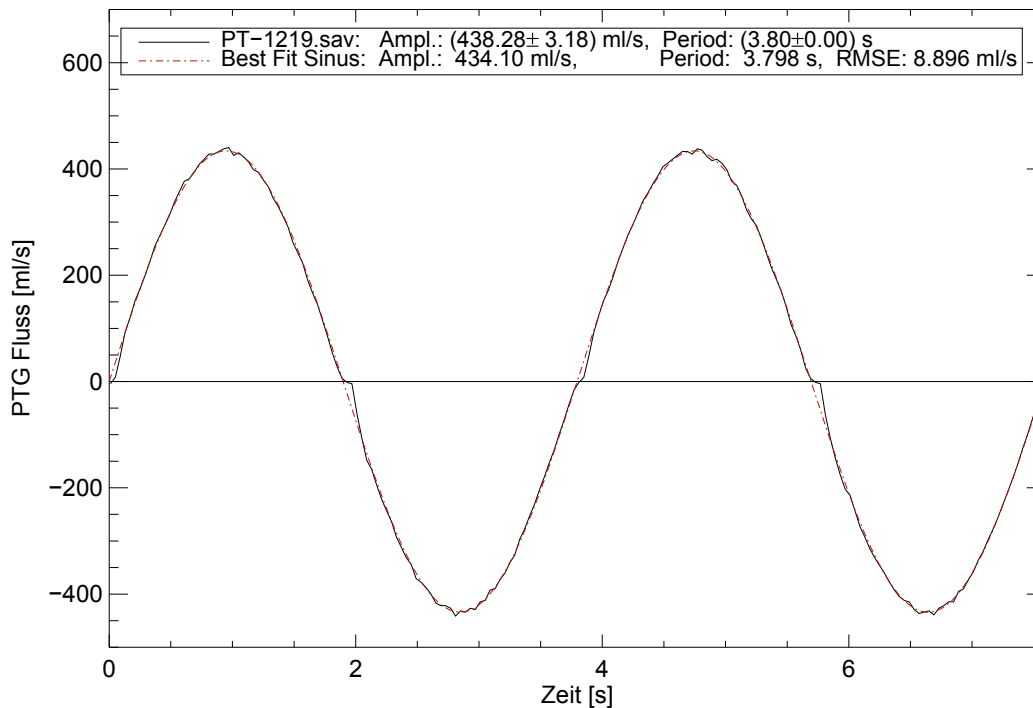
### 4.1 Kontrollmessung PTG

Einmal zu Beginn der Messreihen (12:19 Uhr), sowie zur Kontrolle am Ende der Messungen (16:35 Uhr) führen wir eine PTG Messung ohne Nasensonde durch. Die Motivation ist im Abschnitt 3.2.2 dargelegt.

Abbildung 7 zeigt den gemessenen PTG Fluss um 12:19 Uhr und zusätzlich eine ideale Sinuskurve. Die Periode der Flusskurve beträgt  $(3.80 \pm 0.00)$  s und die Amplitude  $(438.28 \pm 3.18)$  ml/s. Die Amplitude und die Periode der Sinusschwingung wählen wir so, dass der RMSE zwischen PTG Messung und Sinuskurve minimal ist. Die so ermittelte Periode der am besten angepassten Sinuskurve beträgt 3,8 s und die Amplitude 434ml/s. Wir bemerken, dass die statistisch gemittelte Amplitude der PTG Daten nicht genau mit der der gewählten Sinuskurve übereinstimmt. Grund hierfür ist das statistische Rauschen, das in den PTG Daten enthalten ist.

Im Vergleich zur Sinuskurve zeigt der gemessene PTG Fluss einen nahezu perfekt sinusförmigen Kurvenverlauf. Der RMSE zwischen dem gemessenen PTG Fluss und der Sinuskurve beträgt lediglich 8,4 ml/s, dies entspricht 1,9 %. Die größten Abweichungen zwischen den Kurven bemerken wir um die Nulldurchgänge (Abbildung 8). Als Grund hierfür vermuten wir eine kleine Verzögerung der Kolbenbewegung der Sinuspumpe in den Totpunkten bzw. leichtes Spiel in der Mechanik.

In dem Bereich, der relevant ist für die klinische Diagnostik (z.B. Flussrückgang um 30 %), zeigt sich eine sehr gute Übereinstimmung mit einer idealen Sinuskurve. Hier ist die Abweichung nochmals geringer als der statistisch über die gesamte Schwingung gemittelte RMSE, da dieser hauptsächlich auf die Abweichung in den Nulldurchgängen zurückzuführen ist.



**Abbildung 7: PTG Fluss (12:19 h) und Sinuskurve im Vergleich**

Die Amplitude der entsprechenden Messung um 16:35 Uhr beträgt  $(440,87 \pm 2,81)$  ml/s und die Periode  $(3,84 \pm 0,00)$  s (Tabelle 4). Die Amplitude der zugehörigen idealen Sinuskurve ist 439 ml/s mit einer Periode von 3,85 s. Der entsprechende RMSE zwischen den Kurven beträgt 9,4 ml/s, dies entspricht 2,1 % und ist damit sehr gering.

Wir halten fest, dass sich im Verlauf der Messreihen das Eingangssignal minimal verändert hat, ohne dass wir Einstellungsänderungen vorgenommen haben. Die Pumpperiode, die wir aus den PTG Daten ermitteln, hat sich um 0,04 s verlängert. Diese scheinbar kleine Abweichung von der Größenordnung des Abtastintervalls führt dazu, dass schon über eine Dauer von wenigen Pumpzyklen die Signale zweier Messungen nicht mehr direkt miteinander verglichen werden können, da die Kurven auseinanderdriften und inkohärent werden. Abbildung 9 veranschaulicht die unterschiedlichen Pumpperioden der Messung um 16:35 Uhr verglichen mit der Eingangsmessung um 12:19 Uhr. Wir berücksichtigen die Drift der Periode in unserer weiteren Auswertung wie in Abschnitt 3.3.4 beschrieben.

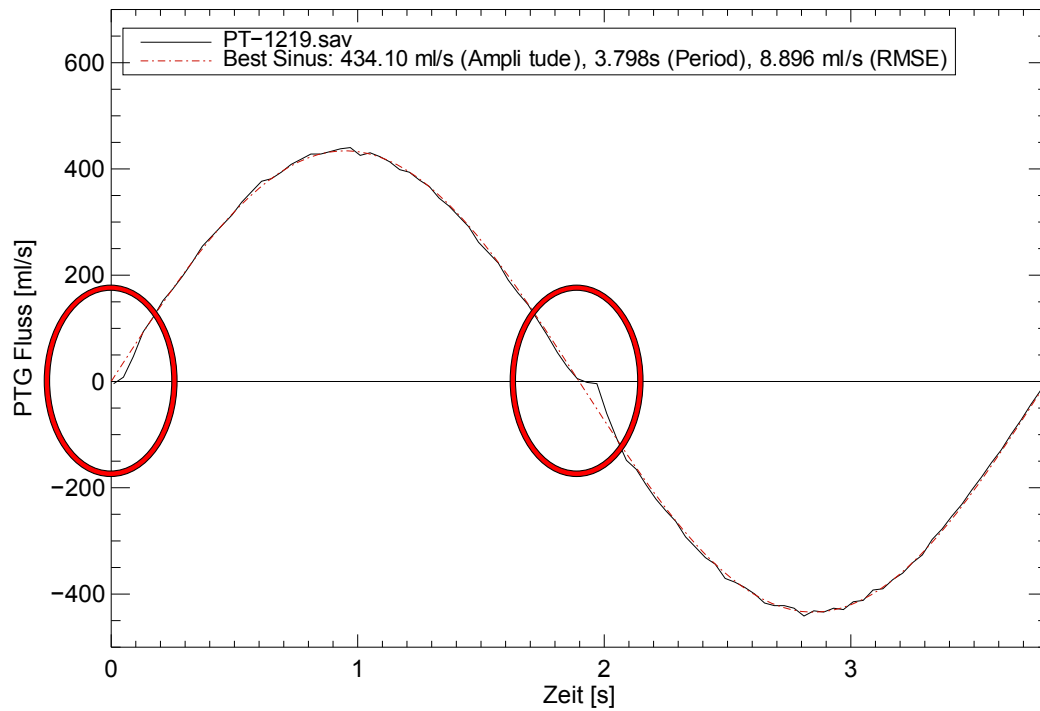


Abbildung 8: Abweichung von der Sinuskurve

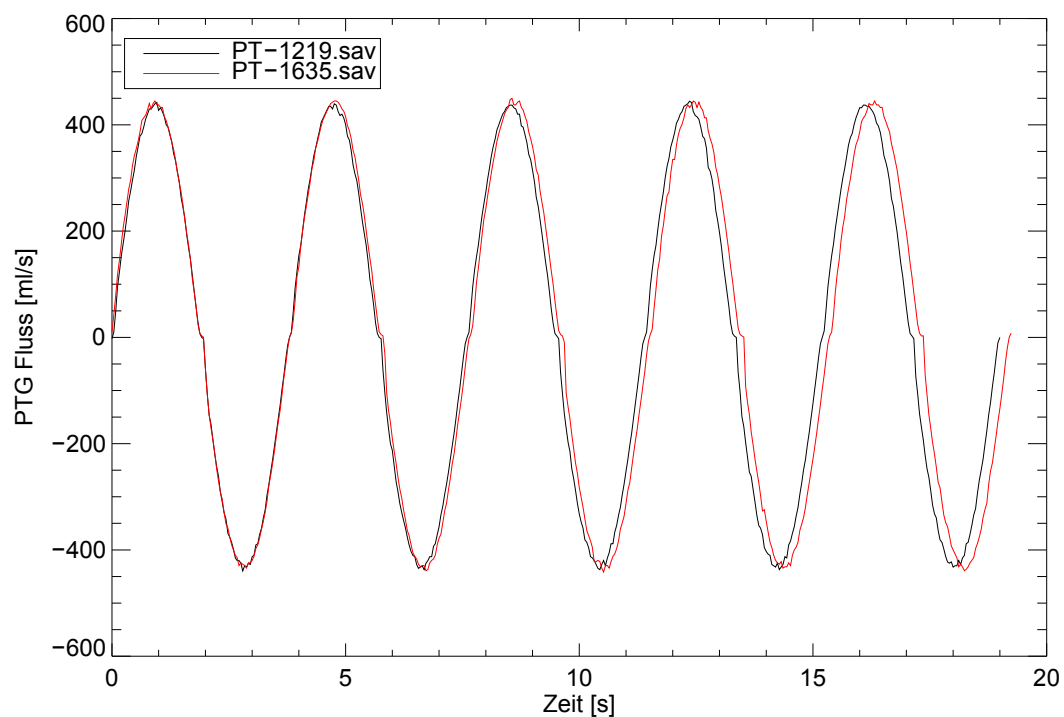


Abbildung 9: PTG Kontrollmessungen im Vergleich

Eine weitere Möglichkeit, die Übereinstimmung zwischen PTG und Sinuskurve zu überprüfen, ist die Erstellung der zugehörigen Eichkurve (siehe Abschnitt 3.3.4). Bei perfekter Übereinstimmung von Sinuskurve und PTG Signal ergibt sich eine Ursprungsgerade mit der Steigung eins: Ein Beweis dafür, dass die Sinuspumpe einen tatsächlich sinusförmigen Fluss liefert.

In Abbildung 10 sind die Eichkurven für die Messungen um 12:19 Uhr und 16:35 Uhr dargestellt. In beiden Fällen ergibt sich nahezu eine Einheitsgerade. Lediglich beim Nulldurchgang des Flusses, d.h. im oberen und unteren Totpunkt der Sinuspumpe kommt es zu einer Abweichung vom idealen Sinussignal.

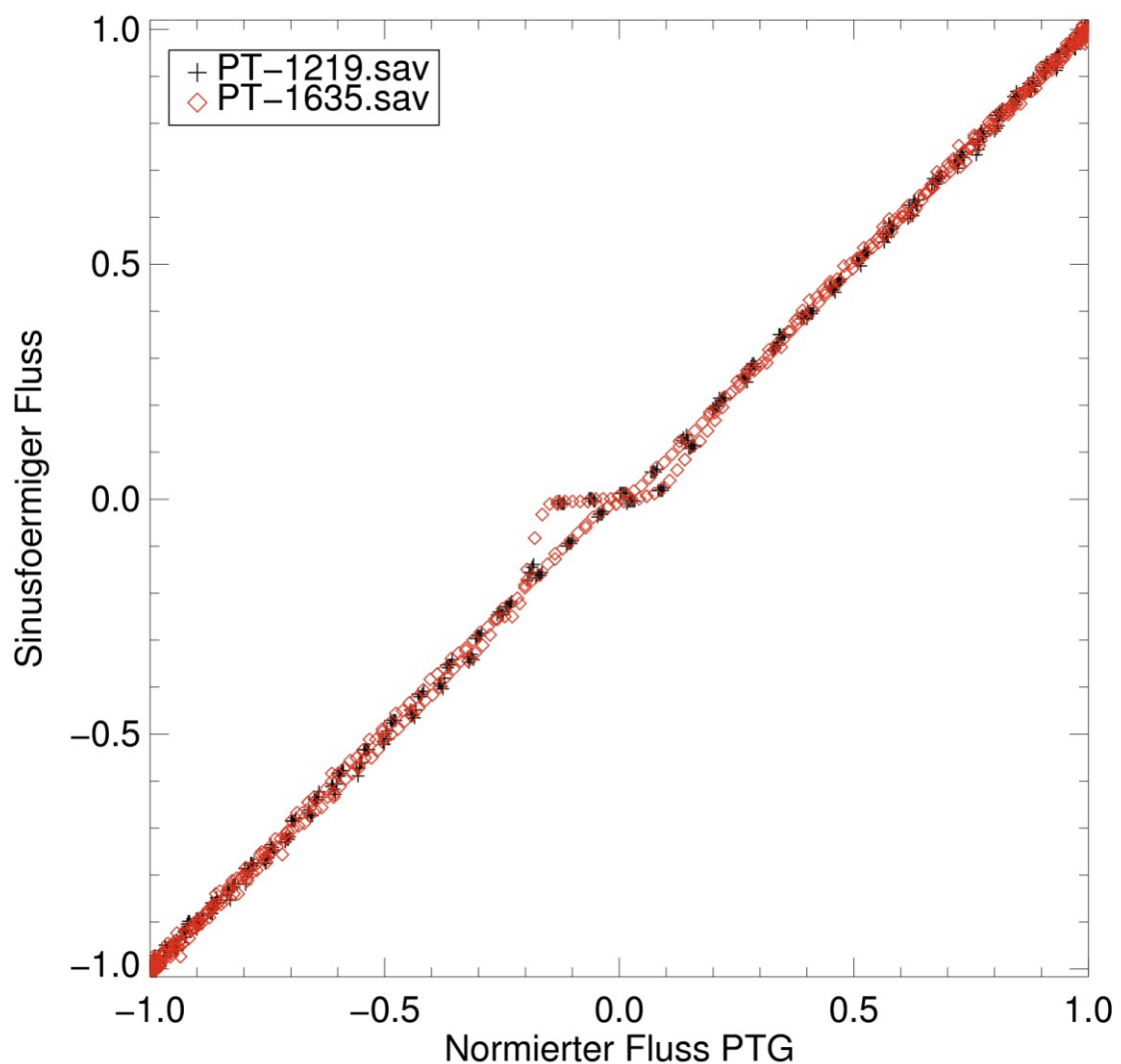


Abbildung 10: Eichkurven der PTG Leermessungen



Auch für die Messungen mit eingebrachter Stenose zeigt Abbildung 11 eine sehr gute Übereinstimmung mit einer idealen Sinuskurve. Die Amplitude von  $(441,72 \pm 2,04)$  ml/s und die Pumpperiode von  $(3,81 \pm 0,02)$  s werden durch eine Verengung der Nasenöffnung augenscheinlich im Vergleich zu den Kontrollmessungen um 12:19 Uhr und 16:35 Uhr nicht signifikant verändert. Wir schlussfolgern, dass die Sinuspumpe bis auf die angesprochene Drift in der Pumpperiode ein sehr kontinuierliches Signal liefert, das mit einem kleinen Fehler durch eine ideale Sinusschwingung beschrieben werden kann.

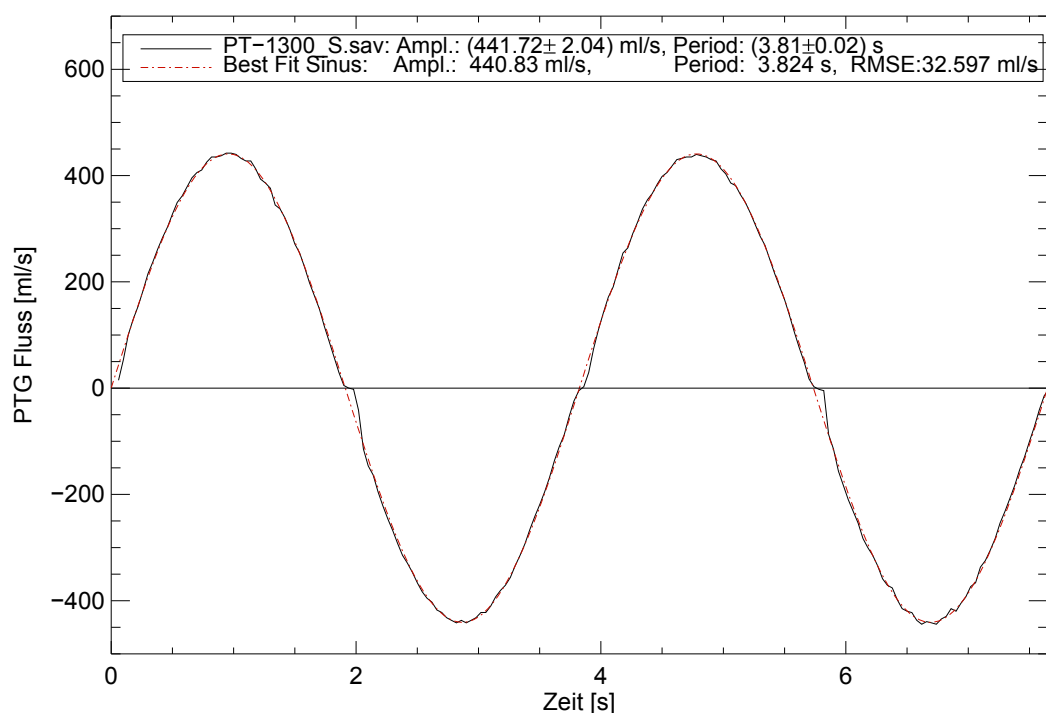
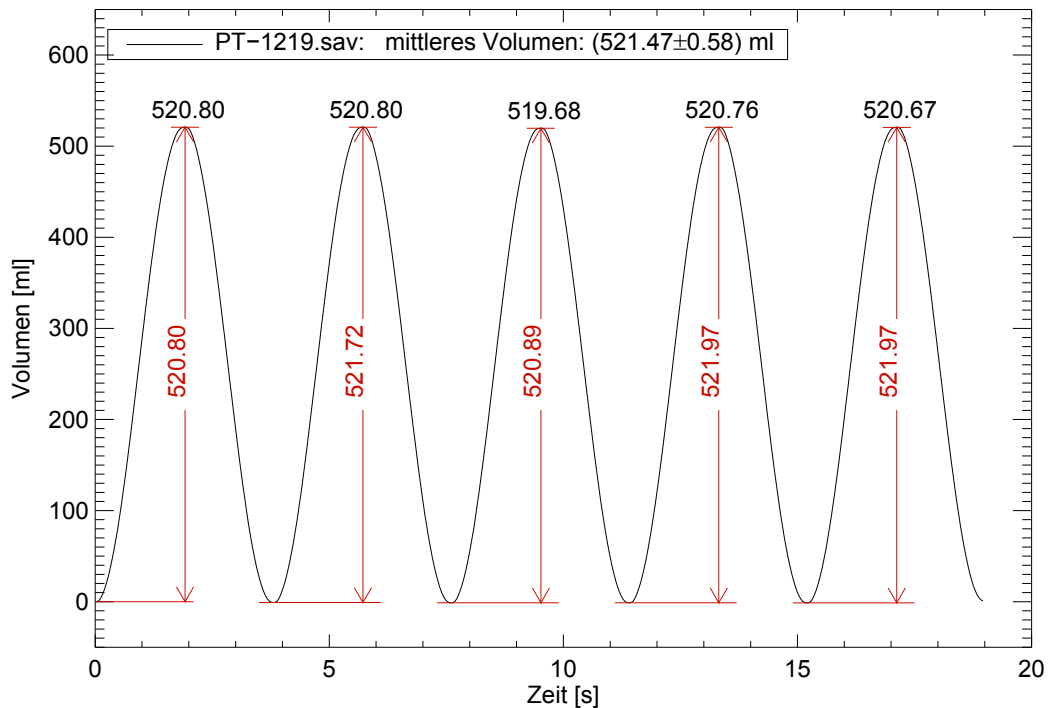


Abbildung 11: Kontrollmessung PTG mit Stenose

#### 4.1.1 Berechnung des Pumpvolumens

Nachdem wir im vorangehenden Abschnitt die Sinusförmigkeit der PTG Messdaten nachgewiesen haben, geht es nun darum zu kontrollieren, welches Volumen sich aus den Daten errechnen lässt, und ob dieses mit den Einstellungen der Sinuspumpe übereinstimmt. Hierzu verwenden wir die numerische Methode, die in Abschnitt 3.3.1 erläutert ist.

Abbildung 12 zeigt die Volumen-Zeit Kurve der Messung von 12:19 Uhr.



**Abbildung 12: Pumpvolumenberechnung aus den Extrema der Volumen-Zeit Kurve**

Es fällt auf, dass die Minima der Volumenkurve nicht genau bei Null liegen. Dies ist auf kleine Asymmetrien zwischen den Bereichen der Ein- und Ausatmung zurückzuführen. Wir errechnen das Volumen für den jeweiligen Pumpzyklus aus der Differenz zwischen einem Maximum und dem vorangehenden Minimum der Kurve. So ergibt sich ein Volumen von  $(521,47 \pm 0,58)$  ml für die vorliegende Messung. Die statistische Streuung der Volumenwerte ist mit 0,58 ml sehr gering. Dieser statistische Fehler ist aber ein Maß für die Ähnlichkeit der einzelnen Atemzyklen und gibt nicht die Messgenauigkeit der Apparatur bezogen auf die Volumenermittlung wieder. Nach Formel 4 ist der Messfehler der Volumenrechnung 4,64 ml für eine halbe Atemperiode von 1,9 s. Zum Vergleich sind in Tabelle 4 die Werte für die Flussamplituden, Pumpperioden und Volumina aller Kontrollmessungen zusammengefasst. Die Tabelle belegt, dass sich während der Messungen die Flussamplitude leicht erhöht. Die Veränderung liegt aber noch im Bereich des statistischen Fehlers. Ebenfalls hat sich die Pumpperiode verlängert. In der Kombination führt dies zu einem vergrößerten Pumpvolumen. Bei genauer Betrachtung ist die Veränderung des Volumens mit ca. 2,3 % verhältnismäßig

gering, die Unterschiede werden dennoch bei der Auswertung der Daten berücksichtigt (siehe Abschnitt 3.3.4).

| Messung   | Flussamplitude in ml/s | Periode in s | Volumen in ml | Besonderheit |
|-----------|------------------------|--------------|---------------|--------------|
| PT-1219   | 438,28 ± 3,81          | 3,80 ± 0,00  | 521,47 ± 0,58 |              |
| PT-1300_S | 441,72 ± 2,04          | 3,81 ± 0,02  | 533,26 ± 0,56 | mit Stenose  |
| PT-1635   | 440,87 ± 2,18          | 3,84 ± 0,00  | 533,82 ± 0,48 |              |

Tabelle 4: Flussamplituden, Perioden und Volumen und statistische Fehler der Kontrollmessungen

## 4.2 Messungen mit Nasensonden und PTG

Auch hier überprüfen wir zuerst die Dichtigkeit des Systems anhand des Volumens, welches wir aus dem PTG Fluss ermitteln. Exemplarisch ist das Volumen für das jeweilige Nasensondenfabrikat tabellarisch dargestellt (Tabelle 5). Diese stimmen nahezu mit den Volumina in Tabelle 4 überein. Lediglich die Messung der *Kendall* Sonde weicht etwas von dem Volumenwert der anderen Messungen und der Leermessung ab. Diese Abweichung ist aber im tolerierbaren Bereich und vermutlich auf eine sehr kleine Undichtigkeit zurückzuführen. Das Einbringen der Nasensonden beeinflusst also das gemessene Pumpvolumen nicht wesentlich, und wir schließen daraus, dass das Messsystem hinreichend dicht ist.

| Messung       | PTG Volumen [ml] |   |      |
|---------------|------------------|---|------|
| K-100628-1602 | 512,54           | ± | 0,6  |
| M-100628-1613 | 531,49           | ± | 0,85 |
| U-100628-1624 | 527,26           | ± | 0,39 |

Tabelle 5: Messung Nasensonden mit PTG

#### 4.2.1 Vergleich der Nasensonden

Nach der detaillierten Untersuchung und Validierung des Eingangssignals, also des Pumpflusses und -volumens, untersuchen und vergleichen wir im Folgenden die Staudrucksignale der unterschiedlichen Nasensonden.

Die einzelnen Messungen der verschiedenen Nasensonden legen wir in Abbildung 13 übereinander, um sie miteinander zu vergleichen.

Die *Kendall* Brille zeigt ein mittleres Maximum von 6,52 auf der Intensitätsskala des Druckumwandlers und ein mittleres Minimum von -6,03. Die *Unomedical* Brille besitzt ein mittleres Maximum von 6,80 und ein mittleres Minimum von -6,48.

Die *Miniscreen* Brille zeigt die größte Amplitude und weist ein mittleres Maximum von 7,08 und ein mittleres Minimum von -6,72 auf. Die Minima und Maxima der jeweiligen Messungen sind nicht symmetrisch um Null verteilt, wie es zu erwarten wäre. Der Betrag der Staudruckminima ist stets geringer als der der entsprechenden Maxima.

Für die Signalintensität des Drucksensors scheint es entscheidend zu sein, ob der Luftstrom beim Einatmen an der Öffnung der Nasenbrille vorbeistreicht oder wie beim Ausatemvorgang direkt auf die Sondenöffnung gerichtet ist. Als weiteres Merkmal der Messungen stellen wir unterschiedliche Kurvenextrema bei den verschiedenen Nasensonden fest. Allerdings kann der Ausschlag des Staudrucksignals durch die Verstärkereinstellung entsprechend kompensiert werden, und diese Einstellungen werden in der klinischen Praxis für jeden Patienten individuell vorgenommen. Entscheidend für unsere Fragestellung ist vielmehr die Ähnlichkeit der Kurvenformen zueinander. Wie in Abschnitt 3.3.2 dargelegt, vergleichen wir daher die normierten Kurven der einzelnen Nasensonden miteinander.

Die Abbildung 14 zeigt die normierten Staudruckdaten aller drei Nasenbrillen in einer Grafik. Die Kurven sind nahezu deckungsgleich. Quantitativ lässt sich die gute Übereinstimmung mit den Korrelationskoeffizienten und den RMSE zwischen den einzelnen Staudruckkurven belegen. Die Werte sind in Tabelle 6 bzw. Tabelle 7 dargestellt. Letztere zeigt, dass die Abweichung zwischen den normierten Signalen der einzelnen Nasensonden in allen Fällen sehr gering ist (ca. zwischen 2 bis 3 %).

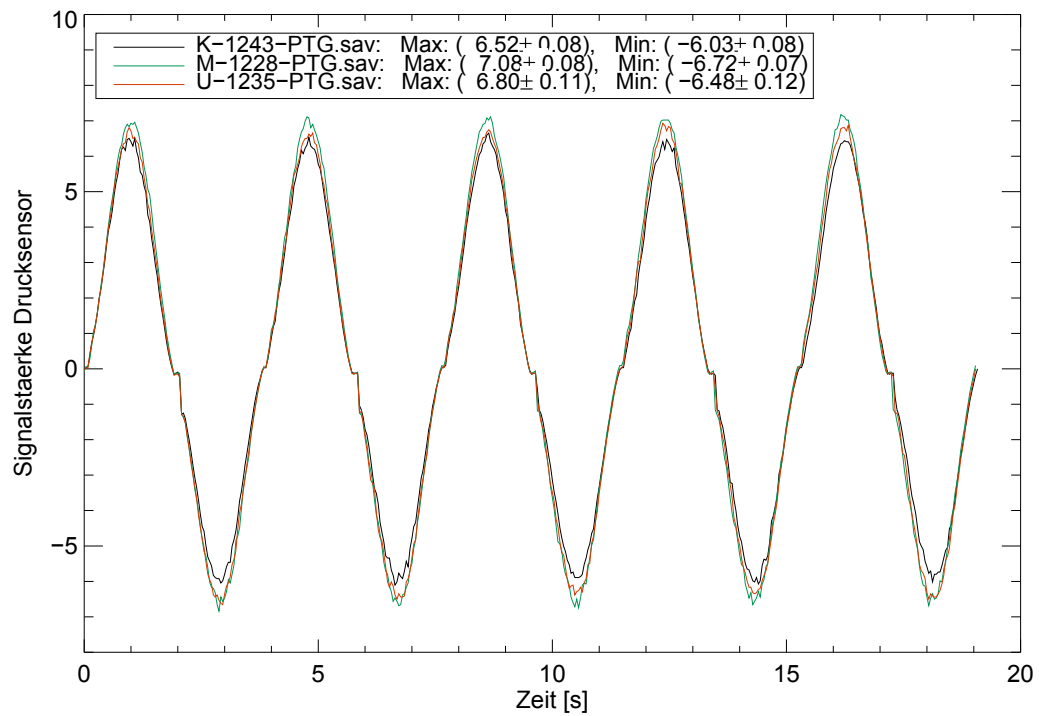


Abbildung 13: Nasensonden im Vergleich

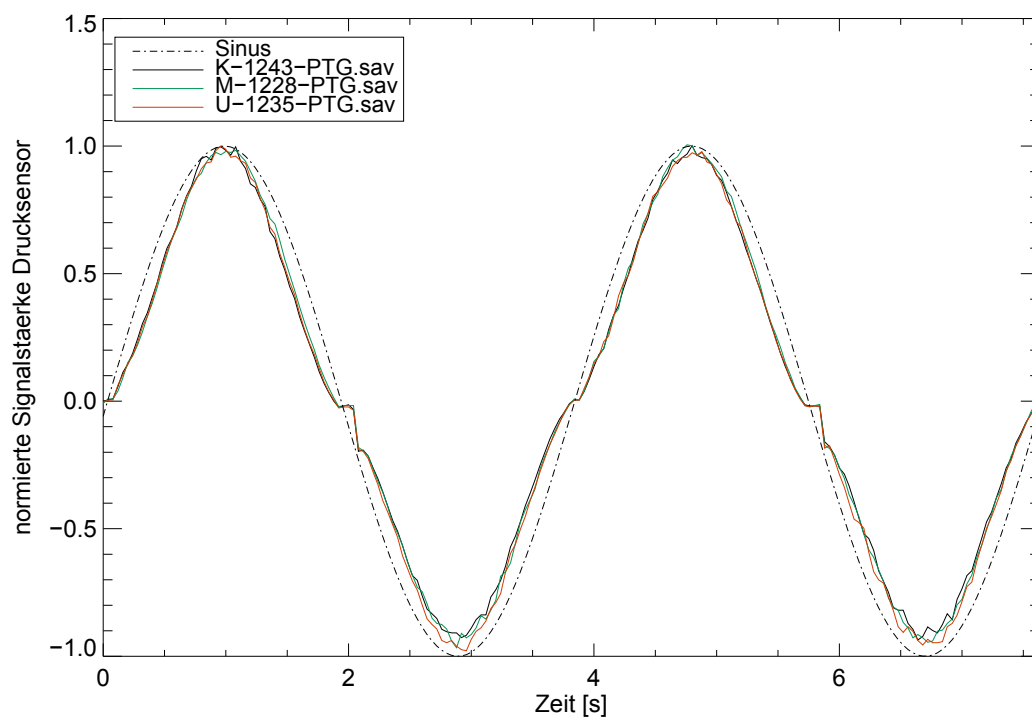


Abbildung 14: Normierte Signale der Nasensonden und Sinuskurve

| Messung    | M-1228-PTG | U-1235-PTG | K-1243-PTG |
|------------|------------|------------|------------|
| M-1228-PTG | 1          | 0,999347   | 0,998776   |
| U-1235-PTG | 0,999347   | 1          | 0,999375   |
| K-1243-PTG | 0,998776   | 0,999375   | 1          |

Tabelle 6: Korrelationskoeffizienten zwischen den Messungen der einzelnen Sonden

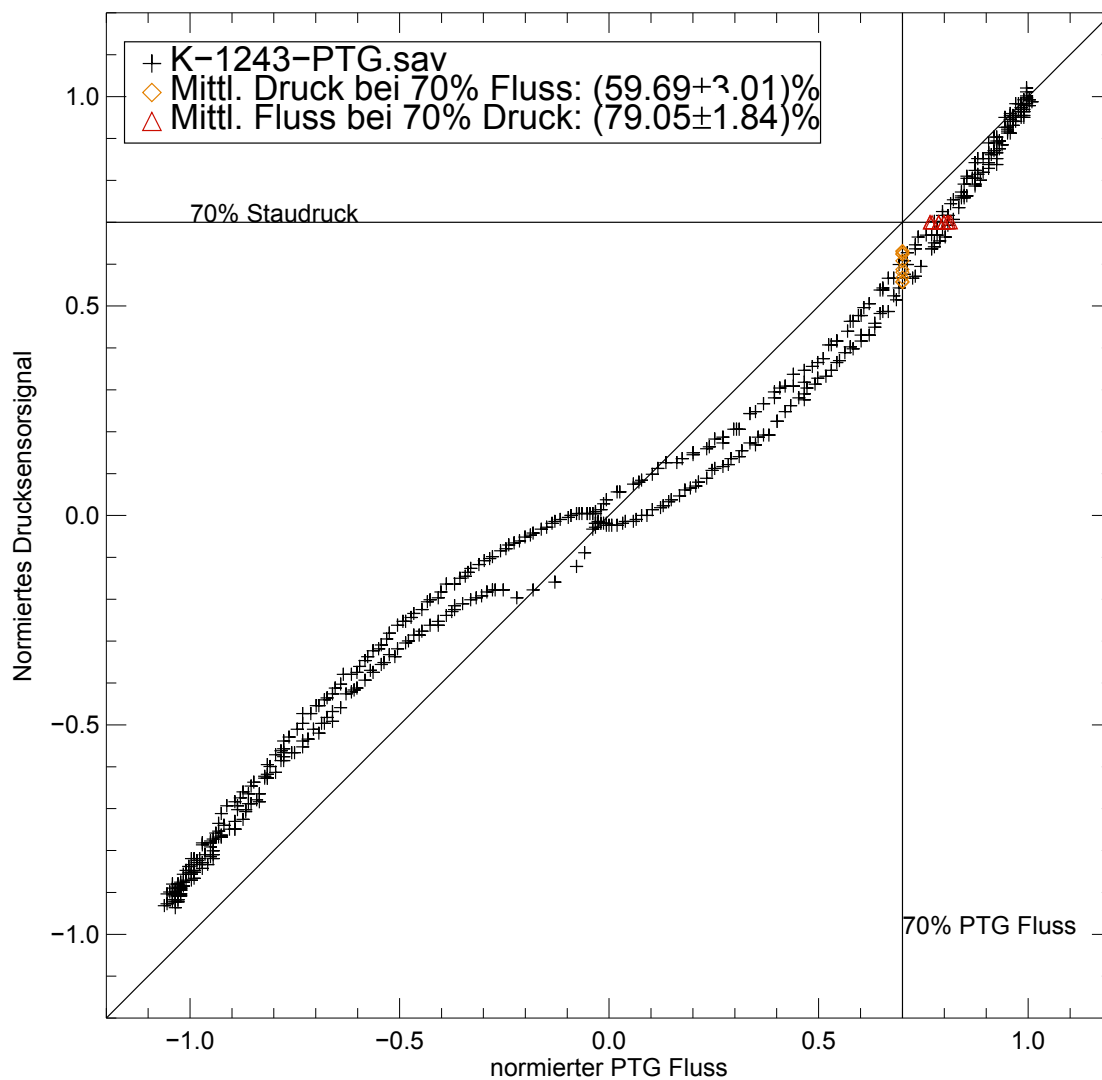
| Messung    | M-1228-PTG | U-1235-PTG | K-1243-PTG |
|------------|------------|------------|------------|
| M-1228-PTG | 0          | 0,025139   | 0,031963   |
| U-1235-PTG | 0,025139   | 0          | 0,027754   |
| K-1243-PTG | 0,031963   | 0,027754   | 0          |

Tabelle 7: RMSE zwischen den Messungen der einzelnen Sonden

Dies ist ein entscheidendes Ergebnis, denn es zeigt, dass relative Staudruckabfälle, welche zur Diagnostik des OSAS herangezogen werden, von allen Sonden nahezu identisch gemessen werden. Hieraus folgt für die klinische Diagnostik, dass die Messung unabhängig von der verwendeten Nasensonde ist.

Die Abbildung 14 zeigt neben den normierten Staudrucksignalen außerdem zum Vergleich eine ideale Sinuskurve. Die Form aller Nasensondensignale weicht beträchtlich von derjenigen der Sinuskurve, also dem idealisierten PTG Fluss, ab.

Genauer lässt sich diese Beziehung zwischen Fluss und Staudruck anhand einer Eichkurve analysieren. Die Abbildung 15 zeigt die Eichkurve des PTG Flusses gegen das Staudrucksignal exemplarisch für die *Kendall* Sonde. Die Eichkurven der übrigen Sonden sind ähnlich und befinden sich im Anhang (Abbildung 27 und Abbildung 28).



**Abbildung 15: Eichkurve zwischen Pumpfluss und Staudruck der Kendall Sonde**

Es fällt auf, dass beispielsweise zu den Zeitpunkten, an denen der Pumpfluss 70 % des Maximalwertes erreicht, die Signalintensität des Drucksensors signifikant darunter liegt. Es zeigt sich ein nichtlinearer Zusammenhang zwischen Fluss und Staudruck, wie er in der Literatur beschrieben wird (Montserrat et al., 1997). Im diagnostisch relevanten Bereich (über 50 % der Amplitude) ist diese Beziehung annähernd linear (Hosselet et al., 1998). Im Bereich niedriger Flusswerte liegen die Messpunkte des aufsteigenden und absteigenden Astes nicht übereinander, da sich die Druckwerte bei ansteigendem Fluss von denen bei abnehmendem Fluss unterscheiden. Bei Werten über 50 % ist diese Differenz gering. Der Verlauf der Eichkurven ist in den Bereichen

der Einatmung (negatives Drucksensorsignal) bzw. Ausatmung (positives Drucksensorsignal) verschieden. Dies liegt an den unterschiedlichen Staudruckamplituden für die In- bzw. Expiration (siehe auch Abbildung 14). Sie führen dazu, dass das Minimum des normierten Staudrucksignals Werte um -1 nicht erreicht. Angesichts der Unterschiede zwischen Ein- und Ausatmung beschränken wir uns darauf, die folgenden quantitativen Aussagen exemplarisch für den Bereich der Ausatmung anzugeben. Wie der Legende der Abbildung 15 zu entnehmen ist, entspricht ein Flussrückgang um 30 % (also ein Wert von 70 % des Maximalflusses) einem Staudruck von  $(59,69 \pm 3,01) \%$ , das heißt einem Staudruckrückgang um ca. 40 %. Andererseits beträgt nach Anwendung des AASM Diagnosekriteriums für eine Hypopnoe mit einem Staudruckrückgang von mindestens 30 %, der zugehörige Flusswert  $(79,05 \pm 1,84) \%$ , was einem Flussrückgang von ca. 20 % entspricht. Der Grund für diese Abweichungen ist die bereits angesprochene Nichtlinearität.

#### **4.2.2 Vergleich der Nasensonden bei verkleinerten Nasenöffnungen**

Analog zu Abschnitt 4.2.1 vergleichen wir nun die Staudrücke der einzelnen Nasensonden bei eingebrachter Stenose.

Abbildung 16 zeigt die Signale nach Verkleinerung der Nasenquerschnitte wie im Methodenteil ab 3.2.4 dargelegt. Wir stellen bei allen Nasensonden eine erheblich höhere Signalamplitude fest (siehe auch Abbildung 13). Der Grund hierfür ist, dass sich durch den kleineren Nasenöffnungsquerschnitt die Strömungsgeschwindigkeit in der Verengung erhöht. Hierdurch steigt auch der Staudruck, welcher über die Nasenbrille aufgenommen wird (siehe Formel 2).



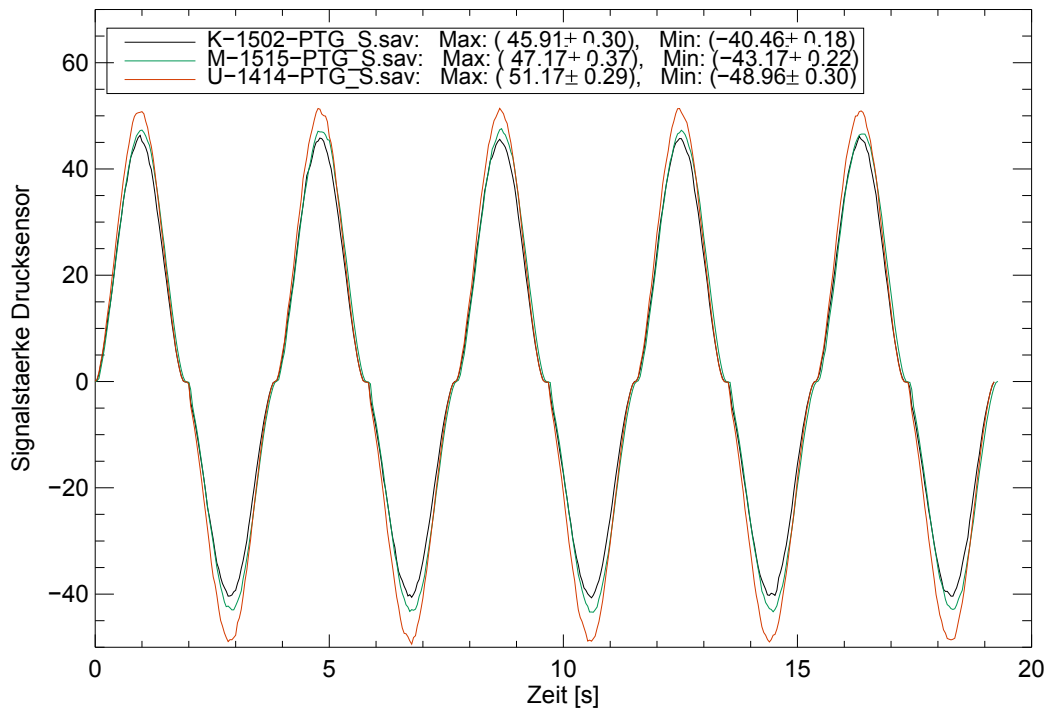


Abbildung 16: Vergleich der Nasensonden bei eingebrachter Stenose

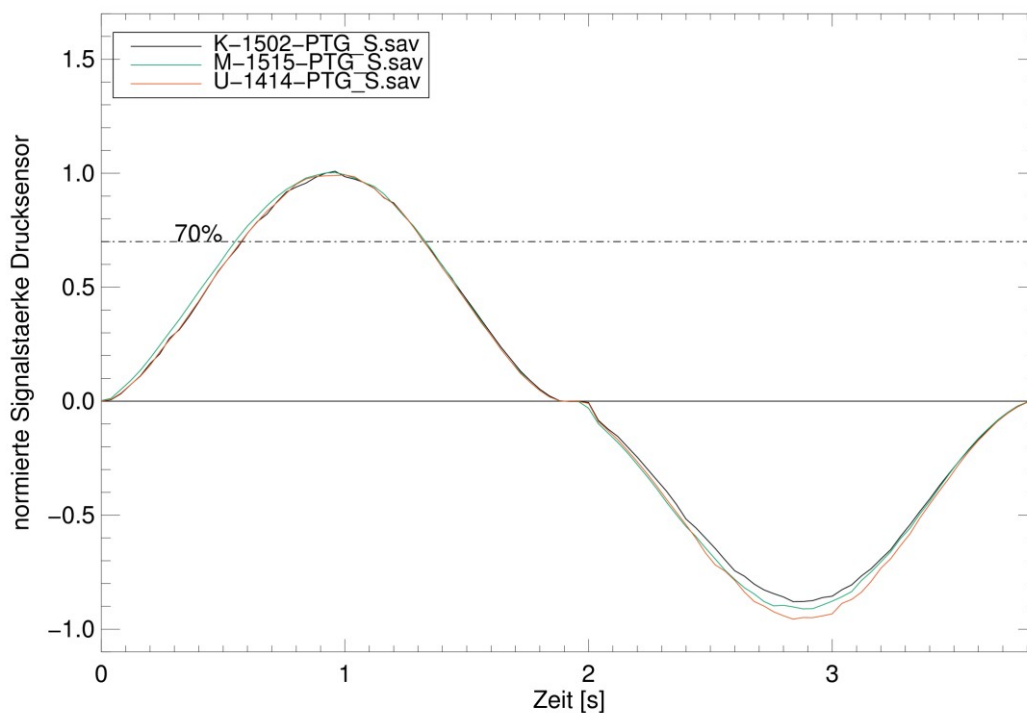


Abbildung 17: Normierte Staudrucksignale der Nasensonden bei eingebrachter Stenose

Die Amplituden der Messungen der einzelnen Nasenbrillen unterscheiden sich auch hier untereinander. Wir bemerken, dass im Gegensatz zur Messung ohne Stenose (Abbildung 13), die *Unomedical* Sonde die größte Signalstärke aufweist.

Die Signale sind normiert in Abbildung 17 dargestellt und zeigen in dieser Form eine sehr hohe Übereinstimmung. Quantitativ schlägt sich dies in den Werten der Tabelle 8 und Tabelle 9 nieder. Der RMSE zwischen den Messungen von 2 bis 3 % ist sehr gering.

| Messung      | M-1515-PTG_S | U-1414-PTG_S | K-1502-PTG_S |
|--------------|--------------|--------------|--------------|
| M-1515-PTG_S | 1            | 0,999725     | 0,999766     |
| U-1414-PTG_S | 0,999725     | 1            | 0,999659     |
| K-1502-PTG_S | 0,999766     | 0,999659     | 1            |

Tabelle 8: Korrelationskoeffizient normierte Signale bei Stenose

| Messung      | M-1515-PTG_S | U-1414-PTG_S | K-1502-PTG_S |
|--------------|--------------|--------------|--------------|
| M-1515-PTG_S | 0            | 0,02031      | 0,022605     |
| U-1414-PTG_S | 0,02031      | 0            | 0,027754     |
| K-1502-PTG_S | 0,022605     | 0,033685     | 0            |

Tabelle 9: RMSE normierte Signale bei Stenose

Wir folgern, dass auch das Einbringen einer Stenose, abgesehen von der klinisch unbedeutenden absoluten Amplitude, keine Unterschiede zwischen den Messungen mit verschiedenen Nasensonden bewirkt. Selbst in diesem Fall haben also die unterschiedlichen Sondenformen und Öffnungsflächen der verschiedenen Modelle keinen merklichen Einfluss auf die Erfassung relativer Staudruckrückgänge.

Abbildung 18 zeigt die Eichkurve PTG Fluss gegen Staudrucksignal nach eingebrachter Stenose bei der *Kendall* Sonde. Die entsprechenden Grafiken für *Miniscreen* und *Unomedical* befinden sich im Anhang (Abbildung 29 und Abbildung 30). Die Kurvenform ähnelt derjenigen ohne Stenose. Die Werte für zu- bzw. abnehmenden Fluss liegen hier im Unterschied zur Eichkurve ohne Stenose (Abbildung 15) jedoch aufeinander (keine Schleifenform).

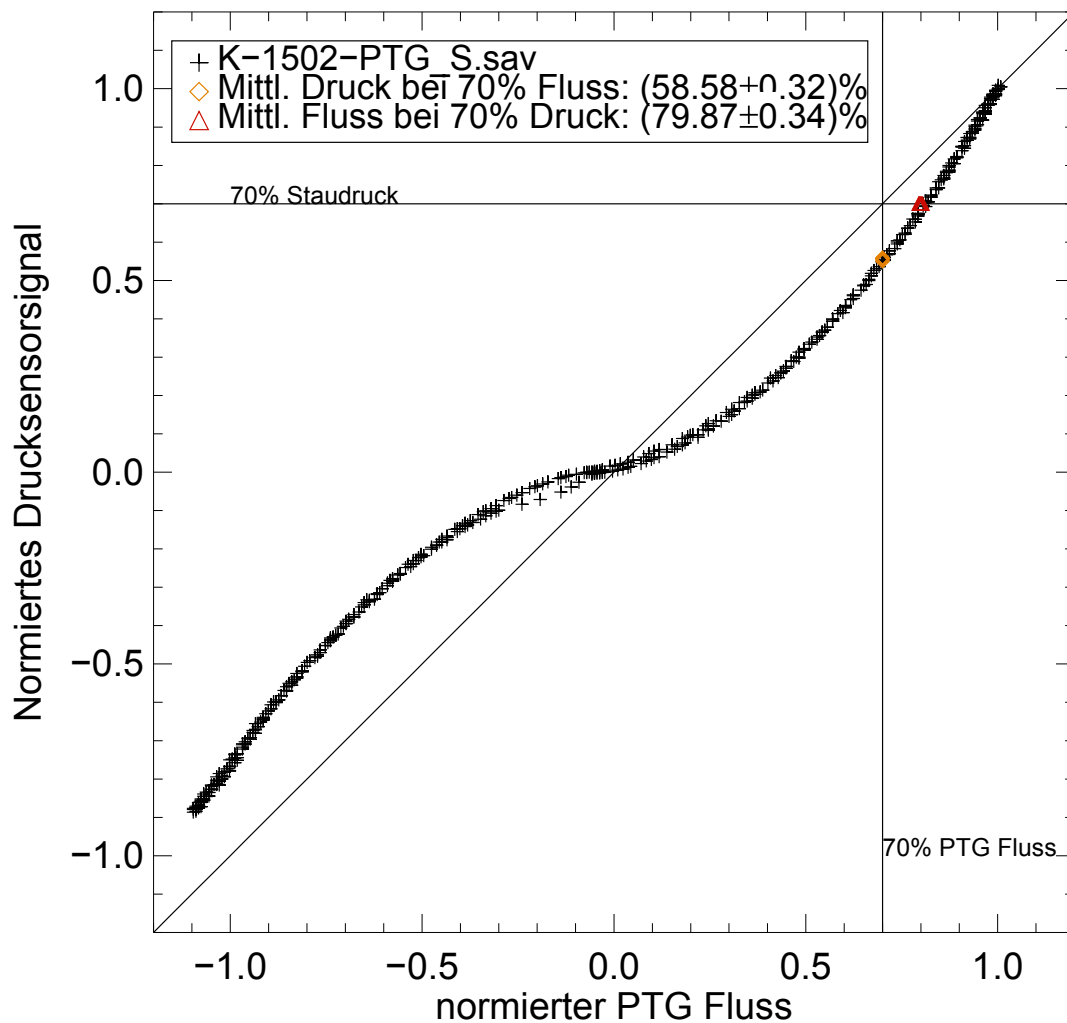


Abbildung 18: Fluss-Druck Beziehung der *Kendall* Sonde mit Stenose

Zur besseren Vergleichbarkeit fassen wir die beiden Eichkurven in Abbildung 19 zusammen. Im Bereich der Ausatmung zeigt sich nur ein geringer Einfluss der Stenose auf die Eichkurve. Während der Einatmung spielt die Verengung jedoch eine größere

Rolle. Bei einem Flussrückgang um 30 % des Maximalflusses bei der Ausatmung ist die Übereinstimmung der beiden Kurven sehr gut. Wir können daher davon ausgehen, dass relative Staudruckrückgänge, die zur Klassifizierung einer Hypopnoe herangezogen werden, in beiden Fällen mit nur sehr geringen Unterschieden registriert werden.

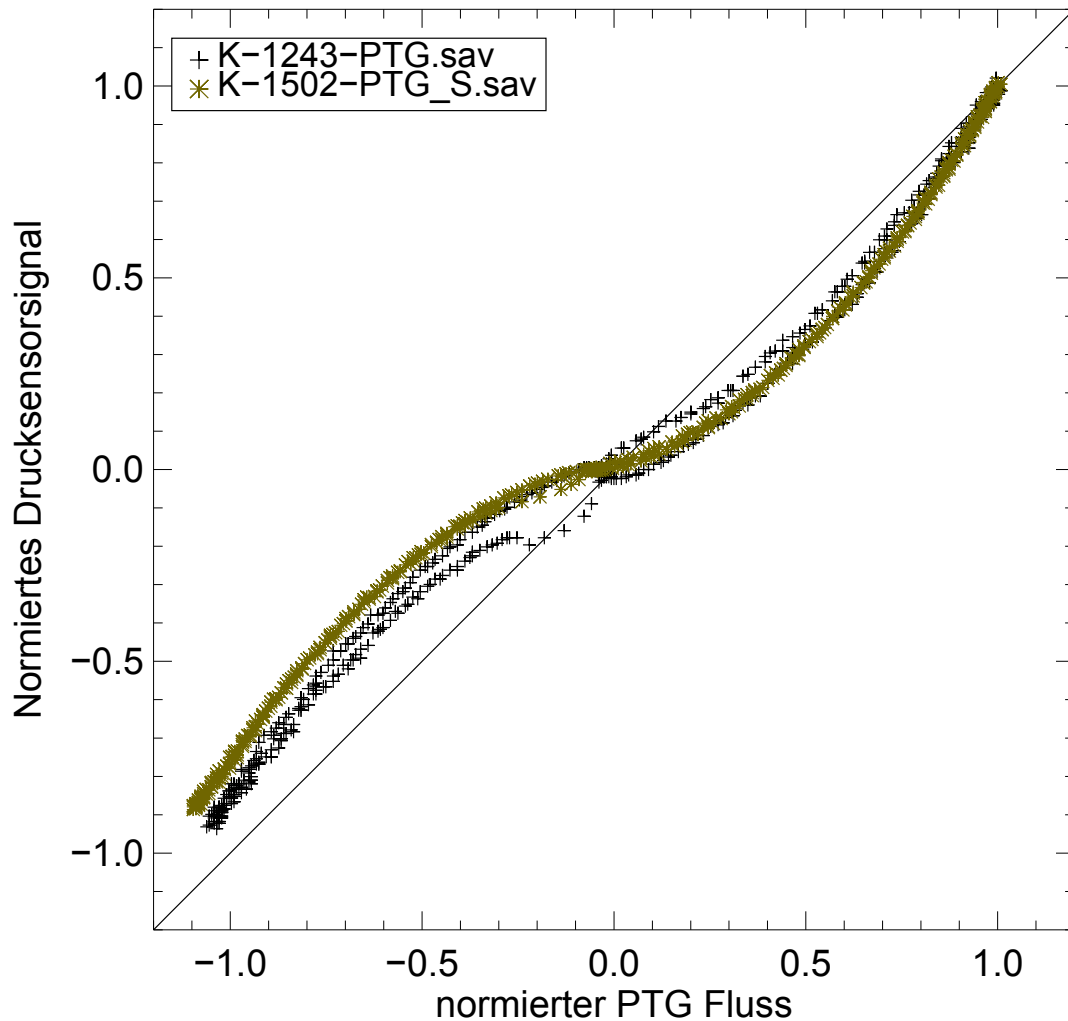


Abbildung 19: Fluss-Druck Kurve der *Kendall* Sonde mit und ohne Stenose

In den nachfolgenden Tabellen (Tabelle 10 und Tabelle 11) sind die klinisch relevanten Werte für alle drei Sonden jeweils mit und ohne Stenose zusammengefasst.

|                   | Staudruck bei 70 % Pumpfluss |   |      |             |   |      |
|-------------------|------------------------------|---|------|-------------|---|------|
| Sonde             | ohne Stenose                 |   |      | mit Stenose |   |      |
| <b>Kendall</b>    | 59,69                        | ± | 3,01 | 58,58       | ± | 0,32 |
| <b>Miniscreen</b> | 59,75                        | ± | 4,07 | 60,76       | ± | 1,5  |
| <b>Unomedical</b> | 61,22                        | ± | 4,44 | 60,17       | ± | 2,39 |

**Tabelle 10: Vergleich der Staudruckintensität bei 70 % Pumpfluss mit/ohne Stenose**

Tabelle 10 zeigt die prozentuale Intensität des Staudrucksignals für die einzelnen Nasensonden bei 70 % des maximalen Pumpflusses, jeweils vor und nach Verkleinerung der Nasenöffnungen. Sie veranschaulicht, dass es unter Berücksichtigung der statistischen Fehler kaum einen Einfluss der Stenose und/oder des Nasensondenmodells gibt.

|                   | Pumpfluss bei 70 % Staudruck |   |      |             |   |      |
|-------------------|------------------------------|---|------|-------------|---|------|
| Sonde             | ohne Stenose                 |   |      | mit Stenose |   |      |
| <b>Kendall</b>    | 79,05                        | ± | 1,84 | 79,87       | ± | 0,34 |
| <b>Miniscreen</b> | 79,9                         | ± | 2,73 | 79,03       | ± | 0,95 |
| <b>Unomedical</b> | 80,26                        | ± | 2,98 | 81,09       | ± | 1,52 |

**Tabelle 11: Vergleich der Flusstärke bei 70 % Staudruck mit und ohne Stenose**

Tabelle 11 zeigt die prozentuale Intensität des Pumpflusses für die jeweilige Nasensonde bei 70 % des maximalen Staudrucks jeweils vor und nach Verkleinerung der Nasenöffnungen. Auch hier gibt es unter Berücksichtigung der statistischen Fehler kaum einen Einfluss der Stenose und/oder des Nasensondenmodells.

### 4.2.3 Lageabhängigkeit der Signalamplitude

Im Verlauf der Messreihen sind trotz gleicher Einstellungen auch bei Verwendung der gleichen Sonde stark unterschiedliche Amplituden aufgetreten. Als Grund vermuten wir eine Abhängigkeit des Staudrucks von der Lage der Sonde in der Nase. Wahrscheinlich ist die Strömungsgeschwindigkeit an verschiedenen Stellen in der Nasenöffnung unterschiedlich. Daher führen nach Formel 2 unterschiedliche Positionen der Nasenbrille in der Nasenöffnung auch zu unterschiedlichen Staudruckamplituden.

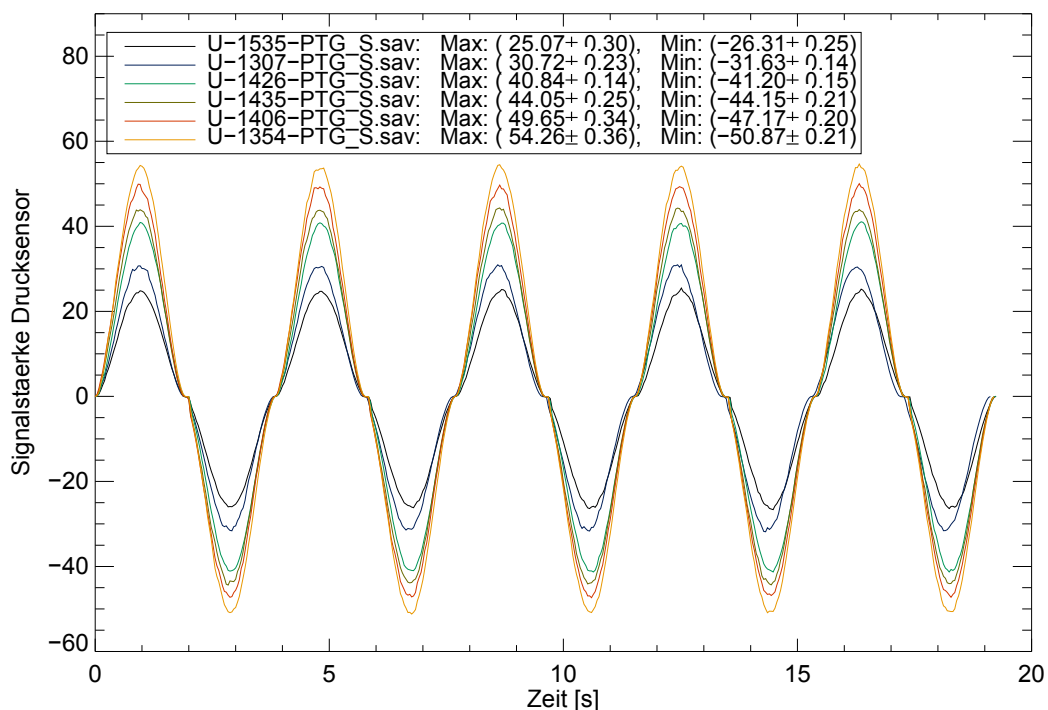


Abbildung 20: Lageabhängigkeit der Amplitude bei Messungen mit Stenose

Der beschriebene Effekt ist besonders bei Messungen mit Stenose zu beobachten. In Abbildung 20 sind die Signale für Messungen der *Unomedical* Sonde in der verengten Nasenöffnung dargestellt. Die Amplituden unterscheiden sich beträchtlich und liegen zwischen 25 und 55 auf der Intensitätsskala. Ob sich dies allerdings potentiell auch auf die Detektion von Hypopnoen auswirkt, zeigen uns die normierten Signalverläufe in Abbildung 21.

Hier sieht man eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den einzelnen Messungen im Bereich der Ausatmung. Wir stellen also fest, dass gerade bei kleinen Nasenöffnungen die Position der Sonde einen signifikanten Einfluss auf die Signalamplitude haben kann, die Detektion von relativen Staudruckrückgängen hiervon jedoch unbeeinflusst bleibt.

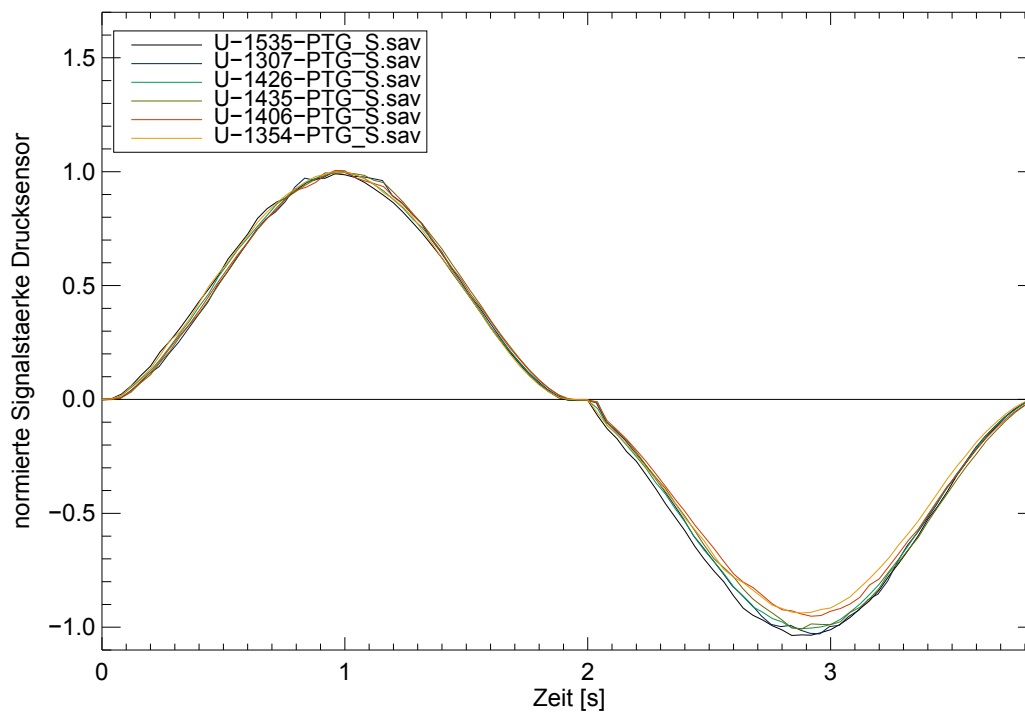


Abbildung 21: Normierte Signale von Messungen der *Unomedical* Sonde mit Stenose

### 4.3 Staudruckmessung ohne PTG Maske

Gegen Ende der Experimente werden zur Kontrolle die Nasensonden jeweils einmal mit und einmal ohne PTG durchgemessen. Dies dient der Detektion von möglichen Einflüssen der PTG Maske auf die Messungen.

Abbildung 22 zeigt einen Vergleich der Staudrucksignale in der normalen Nasenöffnung (ohne Stenose) mit und ohne PTG. Es fällt auf, dass die Signalamplituden für die Messungen ohne PTG Maske erheblich unterhalb derer mit PTG liegen. Der geringere Staudruck kann keinem niedrigeren Pumpfluss entsprechen, da die Pumpeinstellungen nicht verändert wurden.

Die Sonde wurde zwischen den Messungen nicht ummontiert, so dass ein derart starker Einfluss durch die Sondenposition unwahrscheinlich ist. Dennoch scheint eine angelegte Maske bei allen Messungen das Drucksignal zu verstärken.

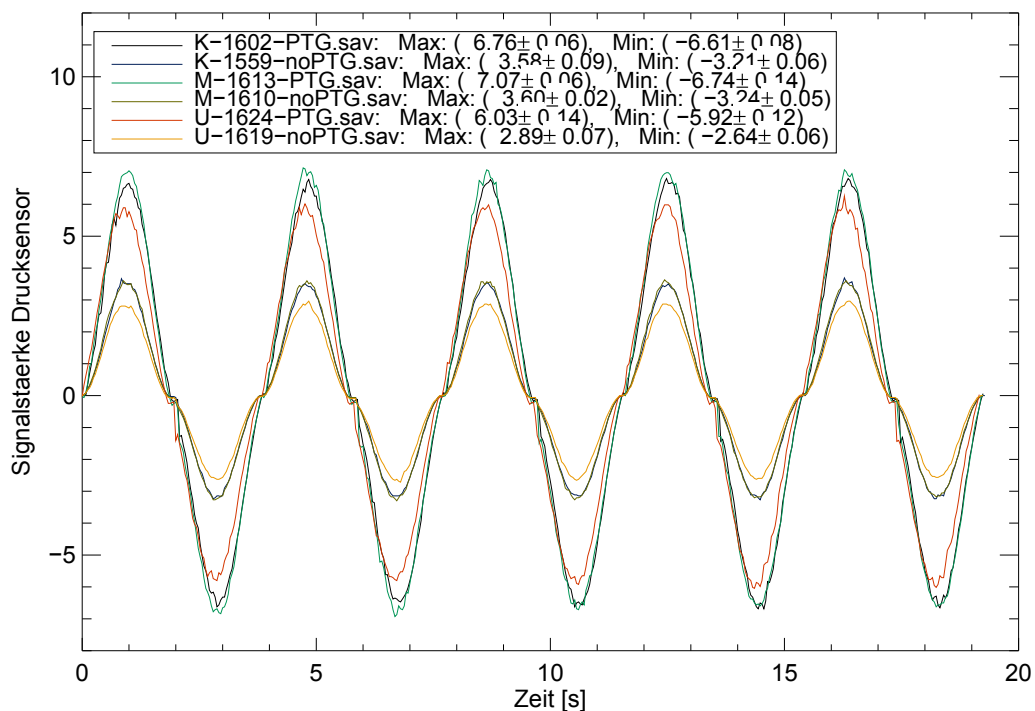
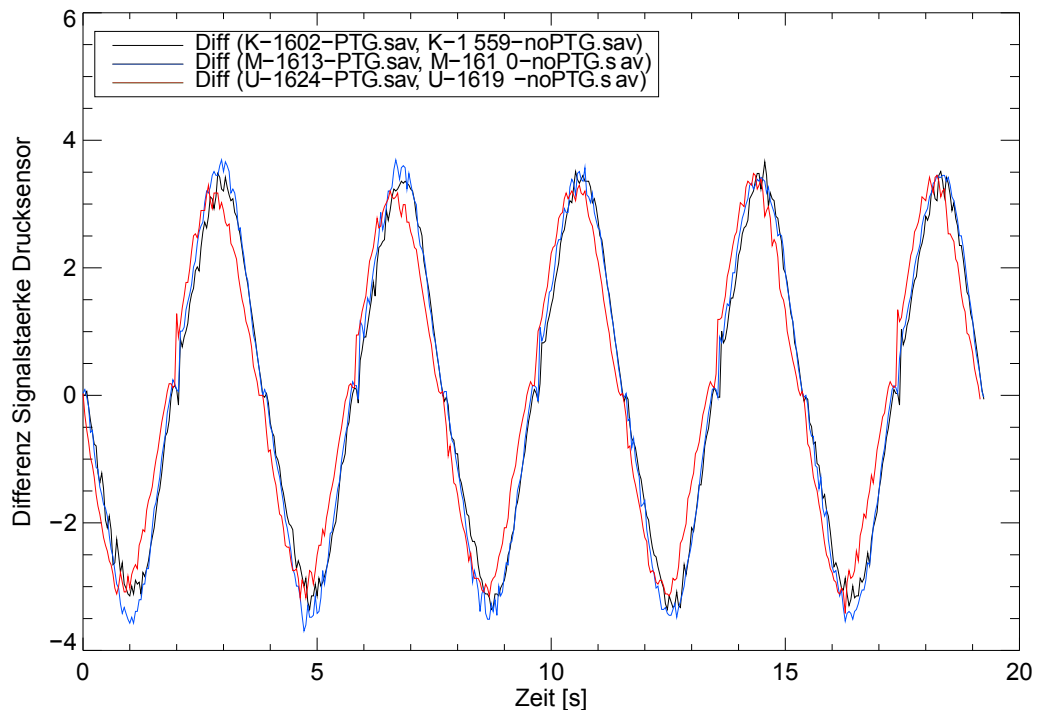


Abbildung 22: Vergleich Nasensonde mit/ohne PTG





**Abbildung 23: Darstellung der Differenzen zwischen Messungen mit und ohne PTG Maske**

Zur Klärung der möglichen Ursache ist die Differenz zwischen den jeweiligen Messungen mit und ohne PTG Maske in Abbildung 23 dargestellt. Bei allen Sonden ist trotz unterschiedlicher Amplitude der Einzelsignale die Differenz nahezu gleich. Als mögliche Ursache für diese Beobachtung nehmen wir an, dass sich ein statischer Druck in der PTG Maske aufbaut. Er wird ebenfalls von der Nasensonde gemessen, und so überlagern sich der Staudruck und der statische Druck in der Maske im Signal des Druckumwandlers. Da diese Differenz unabhängig des gewählten Nasensondenmodells ist, beeinträchtigt der statische Druck den in dieser Arbeit angestrebten Vergleich der Sondenmodelle nicht.

Es stellt sich allerdings die Frage, ob unsere Ergebnisse hinsichtlich der quantitativen Interpretation der Daten, die mit PTG Maske gewonnen wurden, auch für die klinisch übliche Staudruckmessung ohne PTG gelten. Um dieser Frage nachzugehen, vergleichen wir die normierten Messungen aller Nasensonden unabhängig von der absoluten Amplitude in Abbildung 24.

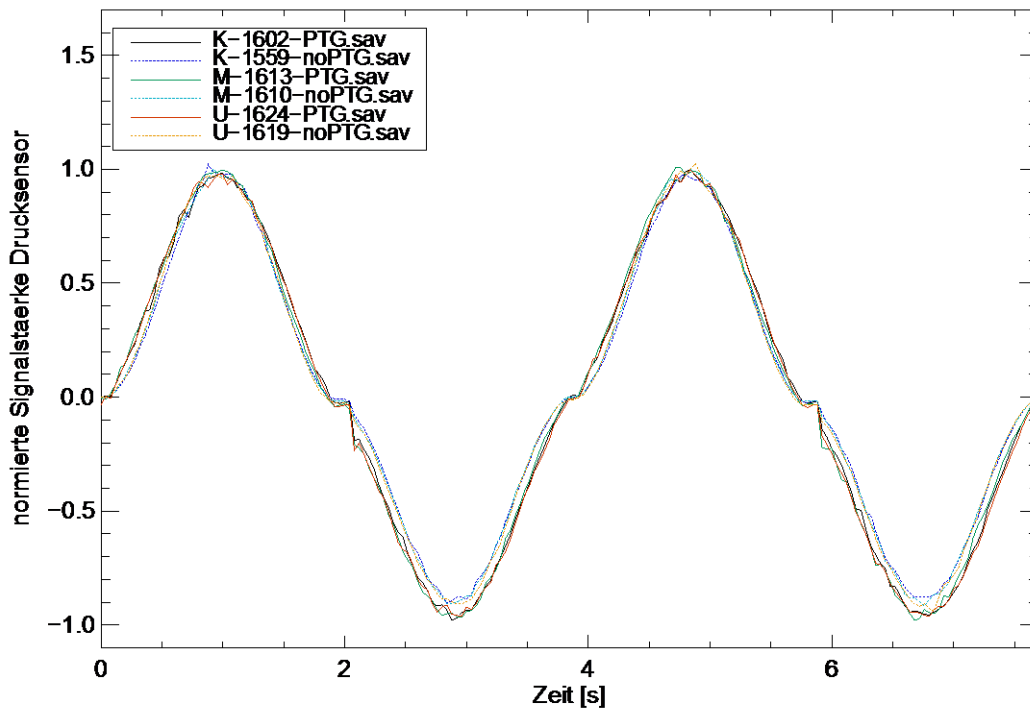


Abbildung 24: Normierte Signale Nasensonde mit/ohne PTG

In dieser Grafik ist die Übereinstimmung zwischen den Messungen im Bereich der Ausatmung gut, im Bereich der Einatmung ist die Signalstärke der Messungen ohne PTG jedoch systematisch geringer als bei Messungen mit der PTG Maske. Dies ist gleichzeitig ein Indiz für eine stärkere Asymmetrie zwischen Ein- und Ausatmung bei allen Messungen ohne PTG Maske, denn die Signalamplitude der Ausatmung wird bei der Einatmung nicht erreicht.

Untereinander sind die Kurvenverläufe ohne PTG ebenso wie die Verläufe mit PTG sehr ähnlich. Quantitativ zeigt sich dies im Korrelationskoeffizienten und RMSE, welche den Tabelle 12 und 13 zu entnehmen sind. Der RMSE zwischen Messungen ohne PTG liegt stets unter 2,5 %, wogegen die Abweichungen zwischen Messungen mit und ohne PTG wesentlich größer sind (6 bis 8 %).

Zur weiteren Veranschaulichung fertigen wir Eichkurven für die jeweiligen Messungen mit und ohne PTG an. Wir zeigen exemplarisch in Abbildung 25 die Eichkurven der Messungen der *Kendall* Sonde mit und ohne PTG. Die übrigen Eichkurvenvergleiche befinden sich im Anhang (Abbildung 31 und Abbildung 32). Auch in dieser Gegenüberstellung sind die Abweichungen zwischen den Eichkurven mit und ohne PTG

sichtbar. Es zeigt sich eine stärkere Nichtlinearität der Fluss-Druck Beziehung ohne Verwendung der PTG Maske.

Wir folgern, dass die gleichzeitige Messung mit der PTG Maske die Staudruckmessung beeinflusst. Dies hat jedoch keine Auswirkung auf unsere Ergebnisse hinsichtlich des Sondenvergleichs, da dieser Effekt bei allen Messreihen mit PTG gleichermaßen aufgetreten ist.

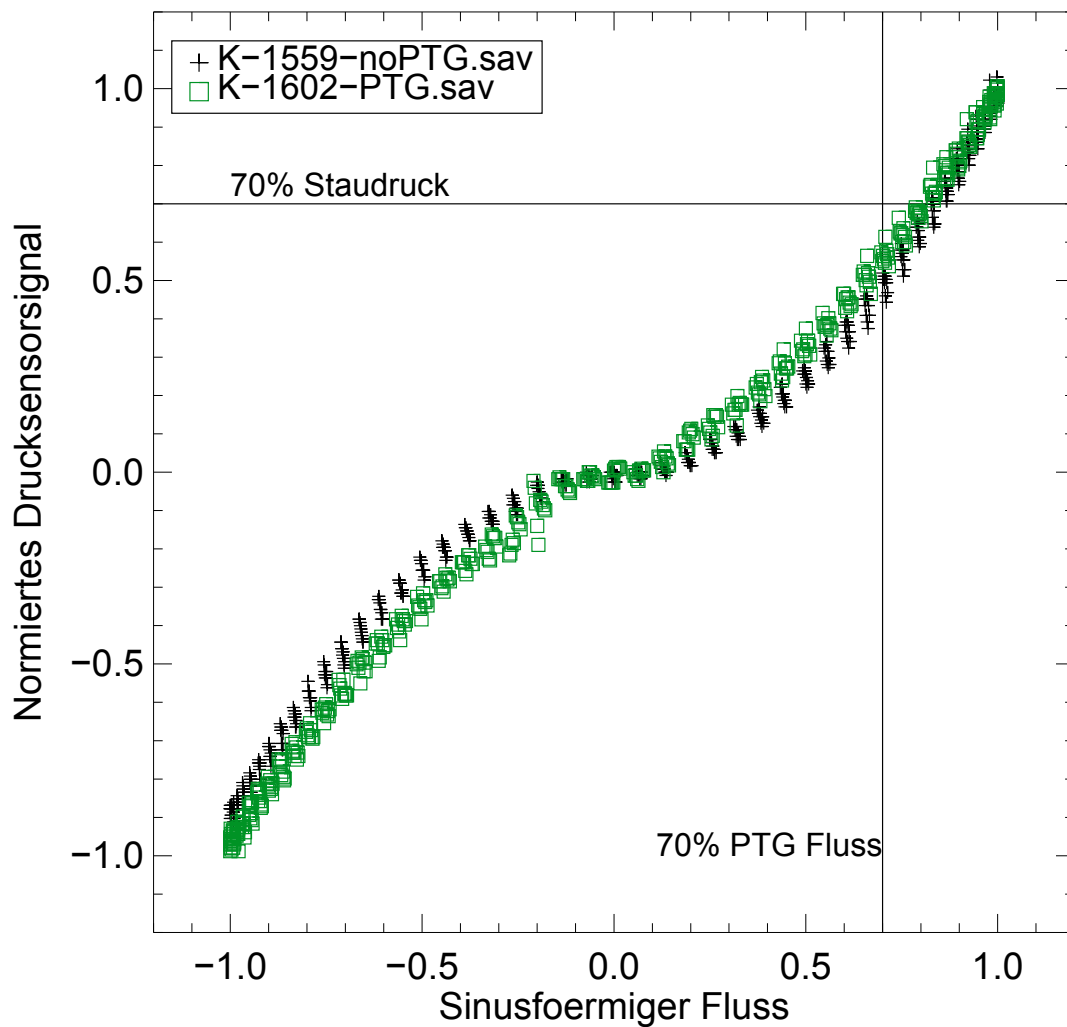


Abbildung 25: Eichkurve der Kendall Sonde mit/ohne PTG

| Messung      | K-1559-noPTG | K-1602-PTG | M-1610-noPTG | M-1613-PTG | U-1619-noPTG | U-1624-PTG |
|--------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|
| K-1559-noPTG | 0            | 0,070209   | 0,018843     | 0,069301   | 0,024814     | 0,080665   |
| K-1602-PTG   | 0,070209     | 0          | 0,06615      | 0,031962   | 0,062501     | 0,018682   |
| M-1610-noPTG | 0,018843     | 0,06615    | 0            | 0,064312   | 0,017066     | 0,076633   |
| M-1613-PTG   | 0,069301     | 0,031962   | 0,064312     | 0          | 0,060248     | 0,033484   |
| U-1619-noPTG | 0,024814     | 0,062501   | 0,017066     | 0,060248   | 0            | 0,072661   |
| U-1624-PTG   | 0,080665     | 0,018682   | 0,076633     | 0,033484   | 0,072661     | 0          |

Tabelle 12: RMSE mit und ohne PTG, Farbkodierung: große Fehler/schlechtere Übereinstimmung rot, kleine Fehler/bessere Übereinstimmung grün

| Messung      | K-1559-noPTG | K-1602-PTG | M-1610-noPTG | M-1613-PTG | U-1619-noPTG | U-1624-PTG |
|--------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|
| K-1559-noPTG | 1            | 0,99699    | 0,999533     | 0,996704   | 0,999359     | 0,996194   |
| K-1602-PTG   | 0,99699      | 1          | 0,997277     | 0,998717   | 0,997146     | 0,999695   |
| M-1610-noPTG | 0,999533     | 0,997277   | 1            | 0,997175   | 0,99966      | 0,996591   |
| M-1613-PTG   | 0,996704     | 0,998717   | 0,997175     | 1          | 0,997151     | 0,998813   |
| U-1619-noPTG | 0,999359     | 0,997146   | 0,99966      | 0,997151   | 1            | 0,996529   |
| U-1624-PTG   | 0,996194     | 0,999695   | 0,996591     | 0,998813   | 0,996529     | 1          |

Tabelle 13: Korrelationskoeffizient Messung mit/ohne PTG, Farbkodierung: schlechtere Korrelation rot, bessere Korrelation grün

|             | Messung             | Druck bei 70 % Fluss | Fluss bei 70 % Staudruck |
|-------------|---------------------|----------------------|--------------------------|
| Ohne<br>PTG | K-100628-1559-noPTG | 48,17 ± 2,91         | 83,62 ± 1,71             |
|             | M-100628-1610-noPTG | 49,92 ± 3,24         | 82,38 ± 1,82             |
|             | U-100628-1619-noPTG | 51,22 ± 3,84         | 81,72 ± 2,02             |
| Mit<br>PTG  | K-100628-1602-PTG   | 55,60 ± 2,53         | 81,05 ± 1,20             |
|             | M-100628-1613-PTG   | 55,10 ± 2,90         | 80,73 ± 1,19             |
|             | U-100628-1624-PTG   | 55,79 ± 2,21         | 81,2 ± 1,18              |

Tabelle 14: Druck- bzw. Flussrückgang mit und ohne PTG Maske

Tabelle 14 ermöglicht einen Vergleich der Messungen mit und ohne PTG in Bezug auf diagnostisch relevante Fluss- und Druckrückgänge. Während bei Messungen ohne PTG ein 30 prozentiger Flussrückgang (linke Spalte) eine Druckverminderung von ca. 50 % hervorruft, liegt das Druckniveau bei PTG Messungen bei 55 % der Ausgangsamplitude und damit um ca. 5 % darüber. Betrachtet man den Flussrückgang bei 30 % Druckminderung (rechte Spalte), fällt dieser Unterschied zwischen Messungen mit und ohne PTG mit ca. 2,5 % geringer aus. Die gleichzeitige Verwendung einer oronasalen Maske verändert also quantitativ die Fluss-Druck Beziehung. Die Analyse dieser Relation ist zwar nicht Kern dieser Arbeit, dennoch ist es ein wichtiges Ergebnis zur Einschätzung dieser auch in klinischen Studien verbreiteten Versuchsanordnung.

#### 4.4 Messungen bei verschiedenen Pumpvolumina

Die bisher vorgestellten Ergebnisse wurden mit einem Pumpvolumen von 500 ml durchgeführt. Um mögliche Effekte eines veränderten Pumpvolumens auf die Staudruckmessung zu untersuchen, messen wir exemplarisch mit einem der Nasensondenfabrikate (*Kendall*) auch größere Pumpvolumina, wie im Methodenteil beschrieben. Tabelle 15 enthält die Staudruckamplituden der einzelnen Messungen, die zugehörigen Kurven sind in Abbildung 33 (im Anhang) dargestellt. Die folgende

Grafik (Abbildung 26) zeigt die normierten Staudruckkurven für die verschiedenen Volumina.

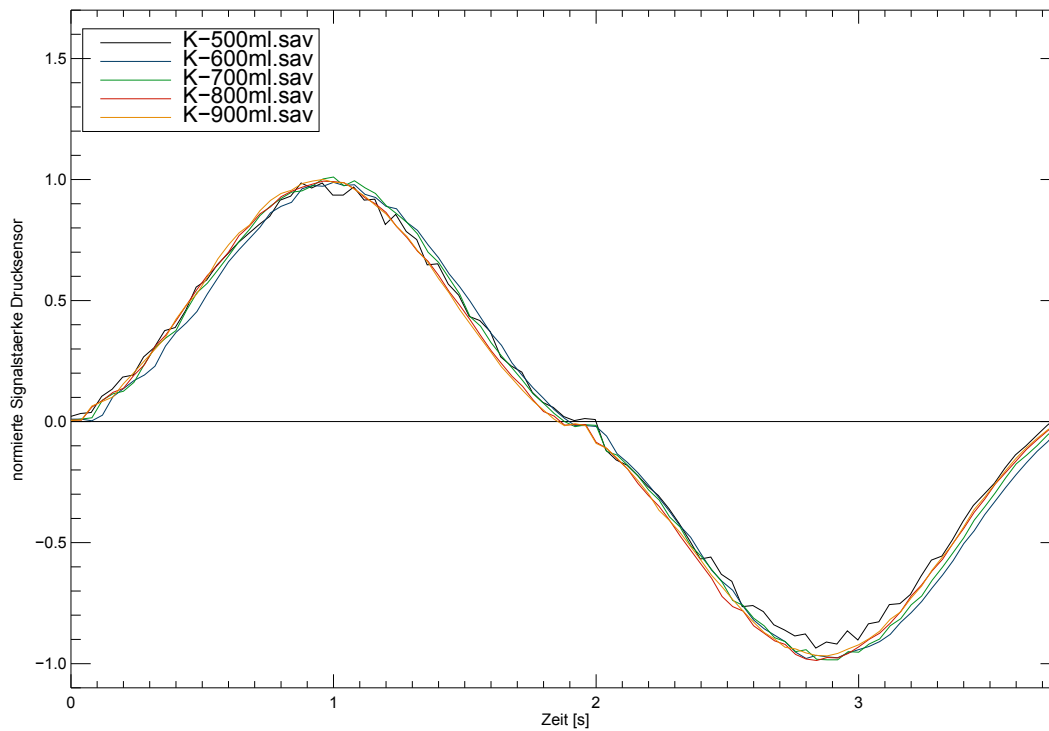


Abbildung 26: Normierte Signale bei verschiedenen Pumpvolumina

| Messung | Amplitude        |
|---------|------------------|
| K-500ml | $7,31 \pm 0,09$  |
| K-600ml | $9,2 \pm 0,07$   |
| K-700ml | $11,69 \pm 0,1$  |
| K-800ml | $14,66 \pm 0,1$  |
| K-900ml | $17,97 \pm 0,08$ |

Tabelle 15: Amplituden bei verschiedenen Pumpvolumina

In den Tabelle 16 und 17 sind die Korrelationskoeffizienten und der RMSE der Messungen zueinander dargestellt. Man sieht gute Übereinstimmungen, so dass wir folgern können, dass auch das Pumpvolumen in dem von uns gemessenen Bereich keinen merklichen Einfluss auf die relative Fluss-Druck Beziehung hat (siehe Eichkurven im Anhang: Abbildung 34).

| Messung | K-500ml  | K-600ml  | K-700ml  | K-800ml  | K-900ml  |
|---------|----------|----------|----------|----------|----------|
| K-500ml | 0        | 0,052312 | 0,05251  | 0,056411 | 0,054921 |
| K-600ml | 0,052312 | 0        | 0,02644  | 0,022322 | 0,02725  |
| K-700ml | 0,05251  | 0,02644  | 0        | 0,021641 | 0,021826 |
| K-800ml | 0,056411 | 0,022322 | 0,021641 | 0        | 0,011973 |
| K-900ml | 0,054921 | 0,02725  | 0,021826 | 0,011973 | 0        |

Tabelle 16: RMSE der normierten Staudruckkurven bei verschiedenen Pumpvolumina

| Messung | K-500ml  | K-600ml  | K-700ml  | K-800ml  | K-900ml  |
|---------|----------|----------|----------|----------|----------|
| K-500ml | 1        | 0,998802 | 0,998771 | 0,99772  | 0,99763  |
| K-600ml | 0,998802 | 1        | 0,999123 | 0,999396 | 0,999137 |
| K-700ml | 0,998771 | 0,999123 | 1        | 0,999439 | 0,99949  |
| K-800ml | 0,99772  | 0,999396 | 0,999439 | 1        | 0,999835 |
| K-900ml | 0,99763  | 0,999137 | 0,99949  | 0,999835 | 1        |

Tabelle 17: Korrelationskoeffizient der normierten Staudruckkurven bei verschiedenen Pumpvolumina

## 5 Diskussion

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, dass die Bestimmung relativer Atemflussrückgänge mittels nasaler Staudruckmessung unabhängig vom verwendeten Nasensondenfabrikat ist. Dies gilt gleichwohl nach Verkleinerung der Nasenöffnung von ursprünglich 124 mm<sup>2</sup> auf 58 mm<sup>2</sup>, sowie für unterschiedliche Pumpvolumina und Flussamplituden. Grundvoraussetzung für den Nasensondenvergleich ist ein standardisiertes Eingangssignal. Gewährleistet wird dieses durch den in dieser Arbeit gewählten Laboraufbau. Anhand des aufgezeichneten PTG Signals können wir belegen, dass die verwendete Kolbenpumpe kontinuierlich einen sinusförmigen Fluss bei einem eingestellten Pumpvolumen von 500 ml liefert. Das Einbringen der Plastikhülsen in die nachempfundenen Nasenöffnungen des Silikonkopfes verändert die Flusskurve des PTG und das daraus errechnete Volumen nicht (Tabelle 4). Auch die Verwendung der Nasenbrillen hat keinen signifikanten Einfluss auf Pumpfluss und Volumen (Tabelle 5). Wir schließen daraus, dass unser System im Rahmen der Mess- und Einstellmöglichkeiten dicht ist, und dass die Sinuspumpe auch bei Verengung der Nasenöffnung zuverlässig arbeitet. Das Referenzsignal ist also unbeeinflusst von den messbedingten Änderungen an der Apparatur.

Im Laufe der Messreihen stellen wir eine geringe Drift in der Pumpfrequenz fest. Vermutlich ist diese durch mechanische Veränderungen der Sinuspumpe im Verlauf der Messungen entstanden. Die Drift wird in der Auswertung berücksichtigt, indem wir zum Vergleich zeitnah aufeinanderfolgende Messungen und frequenzunabhängige Eichkurven der Fluss-Druck Beziehung verwenden (siehe Abschnitt 3.3.4).

Desweiteren beobachten wir eine Asymmetrie der Eichkurve zwischen den Bereichen der Ein- und Ausatmung (Abbildung 15). Der dynamische Druck unterscheidet sich bei der Einatmung, bei der der Luftstrom außen an den Öffnungen vorbeistreicht, von der Ausatmung, bei der der Luftstrom auf die Öffnungen der Nasensonden trifft. Bei der Auswertung der Ergebnisse beschränken wir uns daher darauf, die quantitativen Werte zum Staudruck- bzw. Flussrückgang exemplarisch für die Ausatmung darzustellen.



Unsere Ergebnisse belegen einen Einfluss der PTG Maske auf die Staudruckmessung. Als mögliche Ursache vermuten wir, dass in der Maske während des Pumpzyklus ein statischer Druck entsteht, der von dem Staudruckaufnehmer mitgemessen wird. Der gemessene Druck mit PTG Maske ist stets höher als ohne Verwendung eines PTG. Dies spiegelt sich in der Eichkurve in einem höheren Grad der Nichtlinearität, also einem stärkeren „Durchhängen“ der Kurve bei Messungen ohne Maske wieder (Abbildung 25). Die zusätzliche Druckkomponente verändert also den quantitativen Zusammenhang zwischen Fluss und gemessenem Druck.

Auch die beobachtete Schleifenform der Eichkurve bei Messungen mit PTG kann phänomenologisch der Maskenverwendung bzw. dem statischen Druck zugeordnet werden (Abbildung 15). Zum einen tritt sie bei Messungen ohne PTG nicht auf (Abbildung 25), zum anderen ist sie bei Messungen mit Stenose geringer (Abbildung 19). Eine mögliche Erklärung ist, dass der relative Anteil des statischen Drucks in der Maske am gemessenen Gesamtdruck geringer wird, wenn in der verengten Nasenöffnung mit steigender Fließgeschwindigkeit der Luft ein höherer Staudruck entsteht. Um diesen Effekt aber direkt zu untersuchen, müsste der statische Druck in weiteren Messreihen in der Maske separat gemessen werden und dies ist nicht der Fokus dieser Arbeit. Da der statische Druck in allen Messreihen mit PTG identisch ist (Abbildung 23), bleibt die Vergleichbarkeit der Sonden gewährleistet.

Die vorgestellten Fluss-Druck Kurven weisen durchgängig eine nichtlineare Charakteristik auf. Wir bestätigen damit vorhergehende Untersuchungen (z.B. Ballester et al. 1998). Ein Rückgang des Pumpflusses von 30 % entspricht einer Abnahme des Staudrucksignals um ca. 40 %. Andererseits entspricht ein Rückgang des Staudrucks um 30 % einem tatsächlichen Pumpfluss, der ca. 20 % geringer als der Maximalfluss ist. Diese Werte sind bei allen Sonden sehr ähnlich ungeachtet dessen, ob eine verengte Nasenöffnung vorliegt oder nicht (Tabelle 10 und 11).

Die Druckkurven der jeweiligen Nasensonden weisen unterschiedliche absolute Amplituden auf (siehe 4.2.1). Eine wiederkehrende Reihenfolge in der Sortierung der Sondenmodelle nach Signalamplitude kann dabei nicht festgestellt werden. So ist z.B. die Signalstärke der *Unomedical* Sonde im Vergleich zu den anderen Fabrikaten mal am höchsten (Abbildung 16), mal von mittlerer Stärke (Abbildung 13) und mal am

geringsten (Abbildung 22). Wir schließen in Anlehnung an Montserrat et al. (1997) auf eine Abhängigkeit der Messung von der Sondenposition in der Nase. Bekräftigt wird diese Interpretation durch die Beobachtung, dass auch bei Messungen des gleichen Sondenfabrikats und identischem Versuchsaufbau eine große Variation in der Signalamplitude auftritt (Abbildung 20). Die Tatsache, dass dieses Phänomen selbst unter den idealisierten Bedingungen der hier vorgestellten Labormessung die Werte beeinflusst, bestärkt die Einschätzung, dass eine tatsächliche und dauerhafte Eichung zwischen Staudruck und Atemfluss nahezu unmöglich ist, und damit lediglich ein semiquantitative Aussage über den Atemfluss möglich ist (Thurnheer et al., 2001).

In Anbetracht der Lageabhängigkeit der Signalamplitude liegt der Schluss nahe, dass auch die Amplitudendifferenz zwischen den Sondenmodellen teilweise auf dieses Phänomen zurückzuführen ist. Ein möglicher Zusammenhang zwischen der Signalamplitude und den geometrischen Eigenschaften (Innen- oder Außendurchmesser und Form) der Sonde kann aufgrund der Lageabhängigkeit der Signalstärke nicht nachgewiesen werden. Auf Basis der vorliegenden Ergebnisse scheint der Einfluss der Sondengeometrie auf die absolute Signalamplitude wesentlich schwächer zu sein, als die Abhängigkeit von der Sondenposition in den Nasenöffnungen.

Beide Faktoren sind jedoch für die Diagnostik von minderer Relevanz, da hierbei nur relative Amplitudenänderungen berücksichtigt werden. Um die erhaltenen Staudruckkurven miteinander vergleichen zu können, ziehen wir die normierten Drucksignale der Sonden heran.

Nach Normierung der Signale zeigt sich eine hohe Korrelation und Übereinstimmung der Kurvenformen (Abbildung 13). Folglich werden relative Flussrückgänge von allen Sonden mit nahezu identischem relativen Staudruckrückgang registriert. Die absoluten Druckkurven der einzelnen Nasensonden unterscheiden sich also lediglich durch einen Proportionalitätsfaktor, der sich wie eine veränderte Verstärkereinstellung auswirkt. Eine individuelle Abstimmung der Verstärkereinstellung auf den Patienten und die Nasensonde findet in der klinischen Diagnostik in jedem Fall statt. Mögliche sondenabhängige Amplitudenunterschiede werden so in der Praxis berücksichtigt und kompensiert. Unsere Ergebnisse legen daher den Schluss nahe, dass sich das

verwendete Nasensondenfabrikat nicht auf die Anzahl der registrierten Ereignisse auswirkt.

Auch nach Einbringen der Stenosen sehen wir ähnliche Ergebnisse (Abbildung 17). Die Ausschläge des Signals sind zwar deutlich stärker, da sich durch die Querschnittsverkleinerung die Strömungsgeschwindigkeit erhöht, doch nach Normierung zeigt sich auch in diesem Fall eine sehr große Übereinstimmung sowohl zwischen den Staudruckkurven der einzelnen Sonden (Tabelle 8 und Tabelle 9) als auch zwischen Messungen mit und ohne Stenose (Abbildung 19). Die Kongruenz der Messungen wird auch durch eine deutliche Erhöhung des Pumpflusses nicht maßgeblich beeinträchtigt (Abbildung 26).

Wir schlussfolgern, dass die Messung relativer Staudruckrückgänge sowohl unabhängig vom verwendeten Nasensondenfabrikat als auch von der Größe der Nasenöffnungen und vom maximalen Atemfluss ist. Folglich kann die nasale Staudruckmessung bei Patienten mit unterschiedlich großen Nasenöffnungen unabhängig vom gewählten Nasensondenmodell als diagnostisches Mittel angewendet werden.

Inwieweit jedoch beim Patienten der Atemfluss selbst in unterschiedlicher Form von den verschiedenen Nasensondenmodellen modifiziert wird, ist nicht Fokus dieser Untersuchungen und kann mit dem gewählten Laboraufbau nicht überprüft werden. Unser Aufbau bedient sich einer mechanischen Pumpe, die nahezu unabhängig vom Widerstand der simulierten Atemwege arbeitet. Das Einbringen einer Nasensonde kann jedoch zu einer Zunahme des Atemwegswiderstands beim Patienten führen (Lorino et al., 2000) und unter Umständen vermehrte Weckreaktionen hervorrufen (Condos et al., 1994). Zur Klärung dieser Frage sind weitere klinische Studien notwendig. Bei der Wahl des Studiendesigns besteht die Möglichkeit sich an zahlreichen vorhergehenden Arbeiten zu orientieren, die simultan den Atemflusses mit einem PTG messen (z.B. Hosselet et al. 1998; Thurnheer et al. 2001; Heitman et al. 2002). Auf Grundlage unserer Hinweise zum möglichen Einfluss der PTG Maske auf die Staudruckmessung sollte in diesem Fall besonderes Augenmerk auf das Auftreten einer zusätzlichen statischen Druckkomponente gelegt werden.

## 6 Verzeichnisse

### 6.1 Literaturverzeichnis

- Ayappa, I.; Norman, R.G.; Krieger, A.C. et al. (2000): „Non-Invasive detection of respiratory effort-related arousals (RERAs) by a nasal cannula/pressure transducer system“. In: *Sleep*. 23 (6), S. 763–771.
- Ballester, E.; Badia, J. R.; Hernández, L. et al. (1998): „Nasal prongs in the detection of sleep-related disordered breathing in the sleep apnoea/hypopnoea syndrome“. In: *The European Respiratory Journal: Official Journal of the European Society for Clinical Respiratory Physiology*. 11 (4), S. 880–883.
- Berger, H. (1929): „Über das elektrenkephalogramm des menschen“. In: *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*. 87 (1), S. 527–570.
- Chervin, R. D.; Aldrich, M. S. (1997): „Effects of esophageal pressure monitoring on sleep architecture“. In: *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 156 (3 Pt 1), S. 881–885.
- Collop, N. A. (2002): „Scoring variability between polysomnography technologists in different sleep laboratories“. In: *Sleep Medicine*. 3 (1), S. 43–47.
- Collop, N. A.; McDowell Anderson, W.; Boehlecke, B. et al. (2007): „Clinical guidelines for the use of unattended portable monitors in the diagnosis of obstructive sleep apnea in adult patients. Portable Monitoring Task Force of the American Academy of Sleep Medicine“. In: *Journal of clinical sleep medicine: JCSM: official publication of the American Academy of Sleep Medicine*. 3 (7), S. 737–747.
- Condos, R.; Norman, R. G.; Krishnasamy, I. et al. (1994): „Flow limitation as a noninvasive assessment of residual upper-airway resistance during continuous positive airway pressure therapy of obstructive sleep apnea“. In: *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 150 (2), S. 475–480.
- Dement, W.; Kleitman, N. (1957): „Cyclic variations in EEG during sleep and their relation to eye movements, body motility, and dreaming“. In: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 9 (4), S. 673–690.
- Faccenda, J. F.; Mackay, T. W.; Boon, N. A. et al. (2001): „Randomized placebo-controlled trial of continuous positive airway pressure on blood pressure in the sleep apnea-hypopnea syndrome“. In: *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 163 (2), S. 344–348.

- Farré, R.; Montserrat, J. M.; Navajas, D. (2004): „Noninvasive monitoring of respiratory mechanics during sleep“. In: *The European Respiratory Journal: Official Journal of the European Society for Clinical Respiratory Physiology*. 24 (6), S. 1052–1060.
- Farré, R.; Montserrat, J. M.; Rotger, M. et al. (1998): „Accuracy of thermistors and thermocouples as flow-measuring devices for detecting hypopnoeas“. In: *The European Respiratory Journal: Official Journal of the European Society for Clinical Respiratory Physiology*. 11 (1), S. 179–182.
- Farré, R.; Rigau, J.; Montserrat, J. M. et al. (2001): „Relevance of Linearizing Nasal Prongs for Assessing Hypopneas and Flow Limitation During Sleep“. In: *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 163 (2), S. 494–497.
- Gemeinsamer Bundesausschuss (2004): *BUB-Richtlinien. Polygraphie/Polysomnographie*. o.V. (Bekanntmachung im Bundesanzeiger).
- Guilleminault, C.; Stoohs, R.; Clerk, A. et al. (1993): „A cause of excessive daytime sleepiness. The upper airway resistance syndrome“. In: *Chest*. 104 , S. 781–787.
- Hauri, P. J. (Hrsg.) (2005): *International Classification of Sleep Disorders (ICSD-2): diagnostic and coding manual*. American Academy of Sleep Medicine.
- Heitman, S. J.; Atkar, R. S.; Hajduk, E. A. et al. (2002): „Validation of nasal pressure for the identification of apneas/hypopneas during sleep“. In: *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 166 (3), S. 386–391.
- Hernández, L.; Ballester, E.; Farré, R. et al. (2001): „Performance of nasal prongs in sleep studies : spectrum of flow-related events“. In: *Chest*. 119 (2), S. 442–450.
- Hosselet, J. J.; Norman, R. G.; Ayappa, I. et al. (1998): „Detection of flow limitation with a nasal cannula/pressure transducer system“. In: *American journal of respiratory and critical care medicine*. 157 (5 Pt 1), S. 1461–1467.
- Howard, M. E.; Desai, A. V.; Grunstein, R. R. et al. (2004): „Sleepiness, sleep-disordered breathing, and accident risk factors in commercial vehicle drivers“. In: *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 170 (9), S. 1014–1021.
- Iber, C.; Ancoli-Israel, S.; Chesson, A. et al. (2007): *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications*. 1. Aufl. Westchester, IL: American Academy of Sleep Medicine.
- Johns, M. W. (1991): „A new method for measuring daytime sleepiness: the Epworth sleepiness scale“. In: *Sleep*. 14 (6), S. 540–545.
- Kaplan, V.; Zhang, J. N.; Russi, E. W. et al. (2000): „Detection of inspiratory flow limitation during sleep by computer assisted respiratory inductive

- plethysmography“. In: *The European respiratory journal: official journal of the European Society for Clinical Respiratory Physiology*. 15 (3), S. 570–578.
- Köhler, D.; Schönhofer, B.; Voshaar, T. (2009): *Pneumologie: Ein Leitfaden für rationales Handeln in Klinik und Praxis*. 1. Aufl. Thieme, Stuttgart.
- Loiodice, C.; Selek, M.; Loire, M. et al. (1998): „Measurement of respiratory effort (esophageal pressure) and estimation of resistance of the upper airway in polysomnography: indications, limitations and results“. In: *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*. 28 (6), S. 507–520.
- Loomis, A. L.; Harvey, E. N.; Hobart, G. A. (1937): „Cerebral states during sleep, as studied by human brain potentials.“. In: *Journal of Experimental Psychology; Journal of Experimental Psychology*. 21 (2), S. 127.
- Lorino, A. M.; Lorino, H.; Dahan, E. et al. (2000): „Effects of nasal prongs on nasal airflow resistance“. In: *Chest*. 118 , S. 366–371.
- Montserrat, J. M.; Farré, R.; Ballester, E. et al. (1997): „Evaluation of nasal prongs for estimating nasal flow“. In: *American journal of respiratory and critical care medicine*. 155 (1), S. 211–215.
- Norman, R. G.; Ahmed, M. M.; Walsleben, J. A. et al. (1997): „Detection of respiratory events during NPSG: nasal cannula/pressure sensor versus thermistor“. In: *Sleep*. 20 (12), S. 1175–1184.
- Punjabi, N. M. (2008): „The Epidemiology of Adult Obstructive Sleep Apnea“. In: *Proceedings of the American Thoracic Society*. 5 (2), S. 136–143.
- Rechtschaffen, A.; Kales, A. (1968): *A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects*. Bethesda, Md.: U.S. Dept. of Health, Education, and Welfare, Public Health Services-National Institutes of Health, National Institute of Neurological Diseases and Blindness, Neurological Information Network.
- Redline, S.; Budhiraja, R.; Kapur, V. et al. (2007): „The scoring of respiratory events in sleep: reliability and validity“. In: *Journal of Clinical Sleep Medicine: JCSM: Official Publication of the American Academy of Sleep Medicine*. 3 (2), S. 169–200.
- Ruehland, W. R.; Rochford, P. D.; O’Donoghue, F. J. et al. (2009): „The new AASM criteria for scoring hypopneas: impact on the apnea hypopnea index“. In: *Sleep*. 32 (2), S. 150–157.
- Sériès, F.; Marc, I. (1999): „Nasal pressure recording in the diagnosis of sleep apnoea hypopnoea syndrome“. In: *Thorax*. 54 (6), S. 506–510.

- Stradling, J.; Davies, R. (2004): „Sleep · 1: Obstructive sleep apnoea/hypopnoea syndrome: definitions, epidemiology, and natural history“. In: *Thorax*. 59 (1), S. 73–78.
- Stuck, B.; Maurer, J. T.; Schredl, M. et al. (2009): *Praxis der Schlafmedizin: Schlafstörungen bei Erwachsenen und Kindern Diagnostik, Differentialdiagnostik und Therapie: Schlafstörungen, schlafbezogene Bewegungs- und Atmungsstörungen, Schnarchen*. 1. Aufl. Springer.
- Thurnheer, R.; Xie, X.; Bloch, K. E. (2001): „Accuracy of Nasal Cannula Pressure Recordings for Assessment of Ventilation during Sleep“. In: *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 164 (10), S. 1914–1919.
- Tregear, S.; Reston, J.; Schoelles, K. et al. (2010): „Continuous Positive Airway Pressure Reduces Risk of Motor Vehicle Crash among Drivers with Obstructive Sleep Apnea: Systematic Review and Meta-analysis“. In: *Sleep*. 33 (10), S. 1373–1380.
- Xiong, C.; Sjöberg, B. J.; Sveider, P. et al. (1993): „Problems in timing of respiration with the nasal thermistor technique“. In: *Journal of the American Society of Echocardiography: Official Publication of the American Society of Echocardiography*. 6 (2), S. 210–216.
- Young, T.; Peppard, P. E.; Gottlieb, D. J. (2002): „Epidemiology of obstructive sleep apnea: a population health perspective“. In: *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 165 (9), S. 1217–1239.

## 6.2 Abbildungsverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| Abbildung 1: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus.....  | 18 |
| Abbildung 2: Sinuspumpe.....  | 19 |
| Abbildung 3: Silikonkopf, Schlauchsystem, Nasensonde und darüber angebrachte PTG Maske .....  | 20 |
| Abbildung 4: Nasensonden, von oben nach unten: <i>Unomedical</i> , <i>Kendall</i> , <i>Miniscreen</i> (Links). Druckumwandler <i>PneumoFlow</i> (Rechts)..... | 21 |
| Abbildung 5: Darstellung der Flächenverhältnisse.....   | 23 |
| Abbildung 6: Schematische Darstellung des numerischen Integrationsverfahrens .....  | 28 |
| Abbildung 7: PTG Fluss (12:19 h) und Sinuskurve im Vergleich .....  | 34 |
| Abbildung 8: Abweichung von der Sinuskurve.....   | 35 |
| Abbildung 9: PTG Kontrollmessungen im Vergleich.....  | 35 |
| Abbildung 10: Eichkurven der PTG Leermessungen.....   | 36 |
| Abbildung 11: Kontrollmessung PTG mit Stenose.....  | 37 |
| Abbildung 12: Pumpvolumenberechnung aus den Extrema der Volumen-Zeit Kurve..  | 38 |
| Abbildung 13: Nasensonden im Vergleich .....  | 41 |
| Abbildung 14: Normierte Signale der Nasensonden und Sinuskurve .....  | 41 |
| Abbildung 15: Eichkurve zwischen Pumpfluss und Staudruck der <i>Kendall</i> Sonde.....  | 43 |
| Abbildung 16: Vergleich der Nasensonden bei eingebrachter Stenose.....  | 45 |
| Abbildung 17: Normierte Staudrucksignale der Nasensonden bei eingebrachter Stenose .....  | 45 |
| Abbildung 18: Fluss-Druck Beziehung der <i>Kendall</i> Sonde mit Stenose.....   | 47 |
| Abbildung 19: Fluss-Druck Kurve der <i>Kendall</i> Sonde mit und ohne Stenose.....  | 48 |
| Abbildung 20: Lageabhängigkeit der Amplitude bei Messungen mit Stenose .....  | 50 |
| Abbildung 21: Normierte Signale von Messungen der <i>Unomedical</i> Sonde mit Stenose   | 51 |
| Abbildung 22: Vergleich Nasensonde mit/ohne PTG .....   | 52 |



---

|   |    |
|---|----|
| Abbildung 23: Darstellung der Differenzen zwischen Messungen mit und ohne PTG Maske ..... | 53 |
| Abbildung 24: Normierte Signale Nasensonde mit/ohne PTG.....                              | 54 |
| Abbildung 25: Eichkurve der <i>Kendall</i> Sonde mit/ohne PTG .....                       | 55 |
| Abbildung 26: Normierte Signale bei verschiedenen Pumpvolumina .....                      | 58 |
| Abbildung 27: Eichkurve zwischen Pumpfluss und Staudruck der <i>Miniscreen</i> Sonde ...  | 73 |
| Abbildung 28: Eichkurve zwischen Pumpfluss und Staudruck der <i>Unomedical</i> Sonde .    | 74 |
| Abbildung 29: Fluss-Druck Beziehung der <i>Miniscreen</i> Sonde mit Stenose .....         | 75 |
| Abbildung 30: Fluss-Druck Beziehung der <i>Unomedical</i> Sonde mit Stenose .....         | 76 |
| Abbildung 31: Eichkurve der <i>Miniscreen</i> Sonde mit/ohne PTG .....                    | 77 |
| Abbildung 32: Eichkurve der <i>Unomedical</i> Sonde mit/ohne PTG.....                     | 78 |
| Abbildung 33: Unnormierte Signale für verschiedenen Pumpvolumina .....                    | 79 |
| Abbildung 34: Eichkurven der Fluss-Druck Beziehung für verschiedene Pumpvolumina .....    | 80 |

### 6.3 Tabellenverzeichnis

|  |    |
|--|----|
| Tabelle 1: Flächenberechnung .....   | 22 |
| Tabelle 2: Flächen und Flächenverhältnisse Sonden .....  | 22 |
| Tabelle 3: Kenngrößen Nasenbrillen und Schlauchsystem .....  | 23 |
| Tabelle 4: Flussamplituden, Perioden und Volumen und statistische Fehler der Kontrollmessungen.....  | 39 |
| Tabelle 5: Messung Nasensonden mit PTG .....   | 39 |
| Tabelle 6: Korrelationskoeffizienten zwischen den Messungen der einzelnen Sonden   | 42 |
| Tabelle 7: RMSE zwischen den Messungen der einzelnen Sonden.....   | 42 |
| Tabelle 8: Korrelationskoeffizient normierte Signale bei Stenose .....   | 46 |
| Tabelle 9: RMSE normierte Signale bei Stenose.....   | 46 |
| Tabelle 10: Vergleich der Staudruckintensität bei 70 % Pumpfluss mit/ohne Stenose.   | 49 |
| Tabelle 11: Vergleich der Flusstärke bei 70 % Staudruck mit und ohne Stenose.....  | 49 |
| Tabelle 12: RMSE mit und ohne PTG, Farbkodierung: große Fehler/schlechtere Übereinstimmung rot, kleine Fehler/bessere Übereinstimmung grün ..... | 56 |
| Tabelle 13: Korrelationskoeffizient Messung mit/ohne PTG, Farbkodierung: schlechtere Korrelation rot, bessere Korrelation grün .....             | 56 |
| Tabelle 14: Druck- bzw. Flussrückgang mit und ohne PTG Maske.....  | 57 |
| Tabelle 15: Amplituden bei verschiedenen Pumpvolumina .....  | 58 |
| Tabelle 16: RMSE der normierten Staudruckkurven bei verschiedenen Pumpvolumina .....   | 59 |
| Tabelle 17: Korrelationskoeffizient der normierten Staudruckkurven bei verschiedenen Pumpvolumina.....   | 59 |

## 6.4 Formelverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| Formel 1: Gesetz von Hagen-Poiseuille .....                                       | 10 |
| Formel 2: Dynamischer Druck oder Staudruck.....                                   | 11 |
| Formel 3: Numerische Integration diskreter Flussdaten.....                        | 28 |
| Formel 4: Fehler der Volumenberechnung .....                                      | 29 |
| Formel 5: Analytische Berechnung des Pumpvolumens aus der idealen Flusskurve .... | 29 |
| Formel 6: Berechnung der Normierung des Staudrucksignals.....                     | 30 |
| Formel 7: Berechnung der Normierung des PTG Flusssignals.....                     | 30 |
| Formel 8: Korrelationskoeffizient.....  | 31 |
| Formel 9: RMSE .....  | 31 |

## 6.5 Abkürzungsverzeichnis

|      |                                     |
|------|-------------------------------------|
| CPAP | Continuous Positive Airway Pressure |
| EEG  | Elektroenzephalographie             |
| EMG  | Elektromyographie                   |
| EOG  | Elektrookulographie                 |
| PSG  | Polysomnographie                    |
| PTG  | Pneumotachygraph                    |
| OSAS | obstruktives Schlafapnoesyndrom     |
| RERA | Respiratory Effort-Related Arousal  |
| RMSE | Root Mean square Error              |
| UARS | Upper Airway Resistance Syndrome    |

## 7 Anhang

### 7.1 Definitionen

#### Definition des AHI:

$$AHI = \frac{N_{Apnoea} + N_{Hypopnoea}}{T}$$

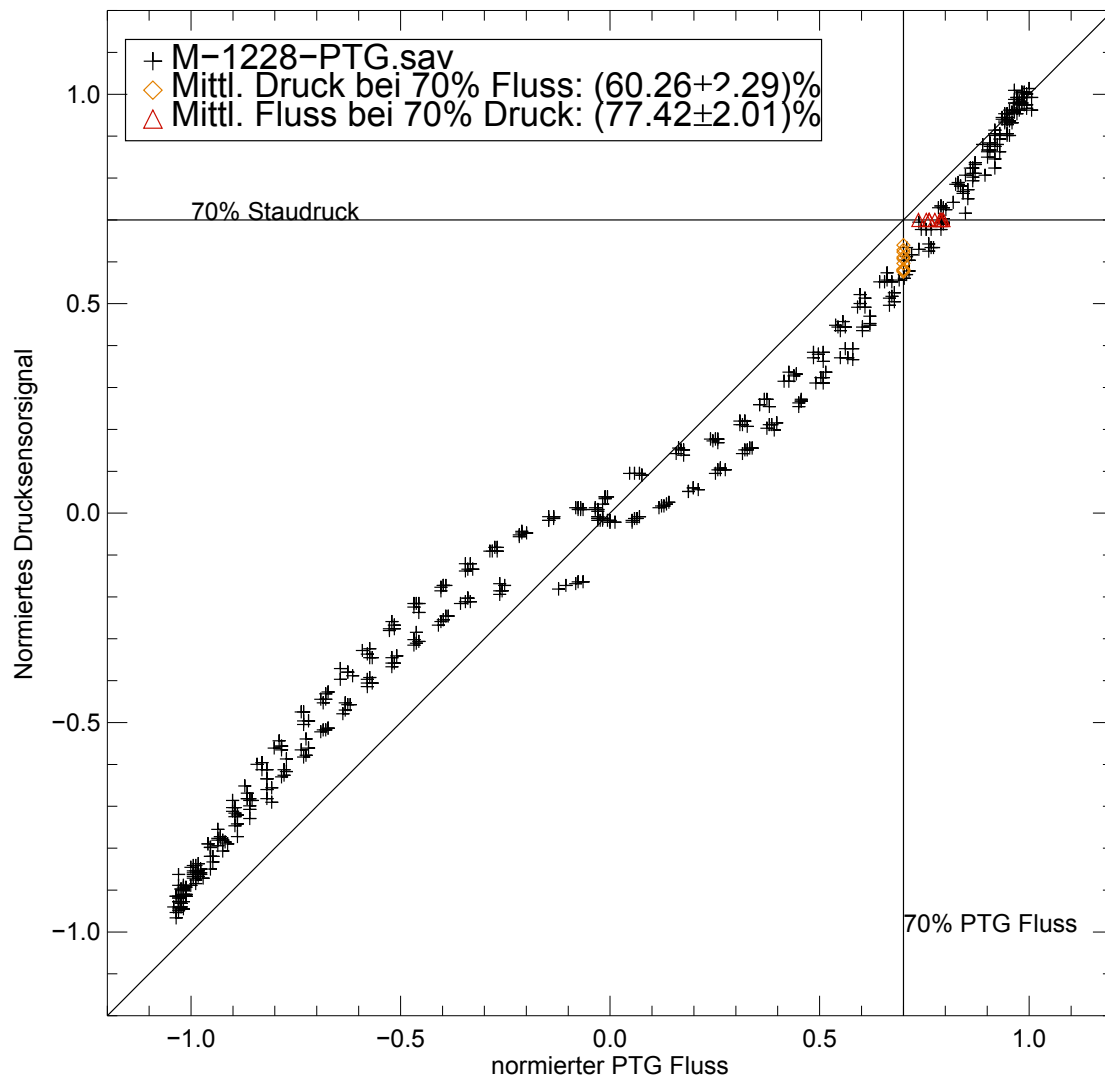
Hierbei repräsentiert  $N_{Apnoea}$  die Anzahl der detektierten Apnoen,  $N_{Hypopnoea}$  die Anzahl der detektierten Hypopnoen und  $T$  die Zeit in Stunden.

#### Definition des RDI:

$$RDI = \frac{N_{Apnoea} + N_{Hypopnoea} + N_{RERA}}{T}$$

Die Variablen sind analog zur Definition des AHI.  $N_{RERA}$  entspricht der Anzahl der atemanstrengungsbezogenen Weckreaktionen.

## 7.2 Abbildungen

Abbildung 27: Eichkurve zwischen Pumpfluss und Staudruck der *Miniscreen* Sonde

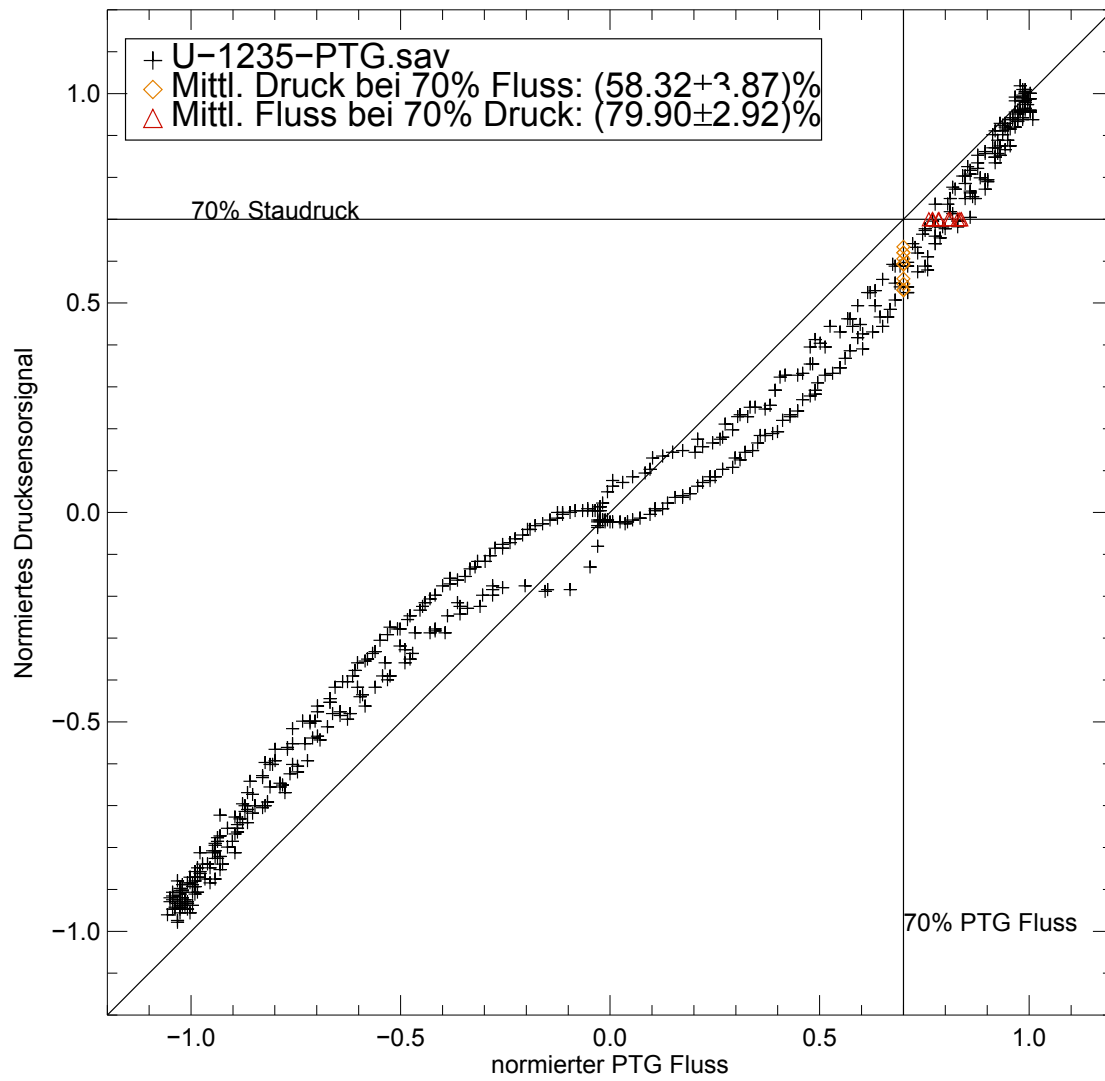


Abbildung 28: Eichkurve zwischen Pumpfluss und Staudruck der *Unomedical* Sonde

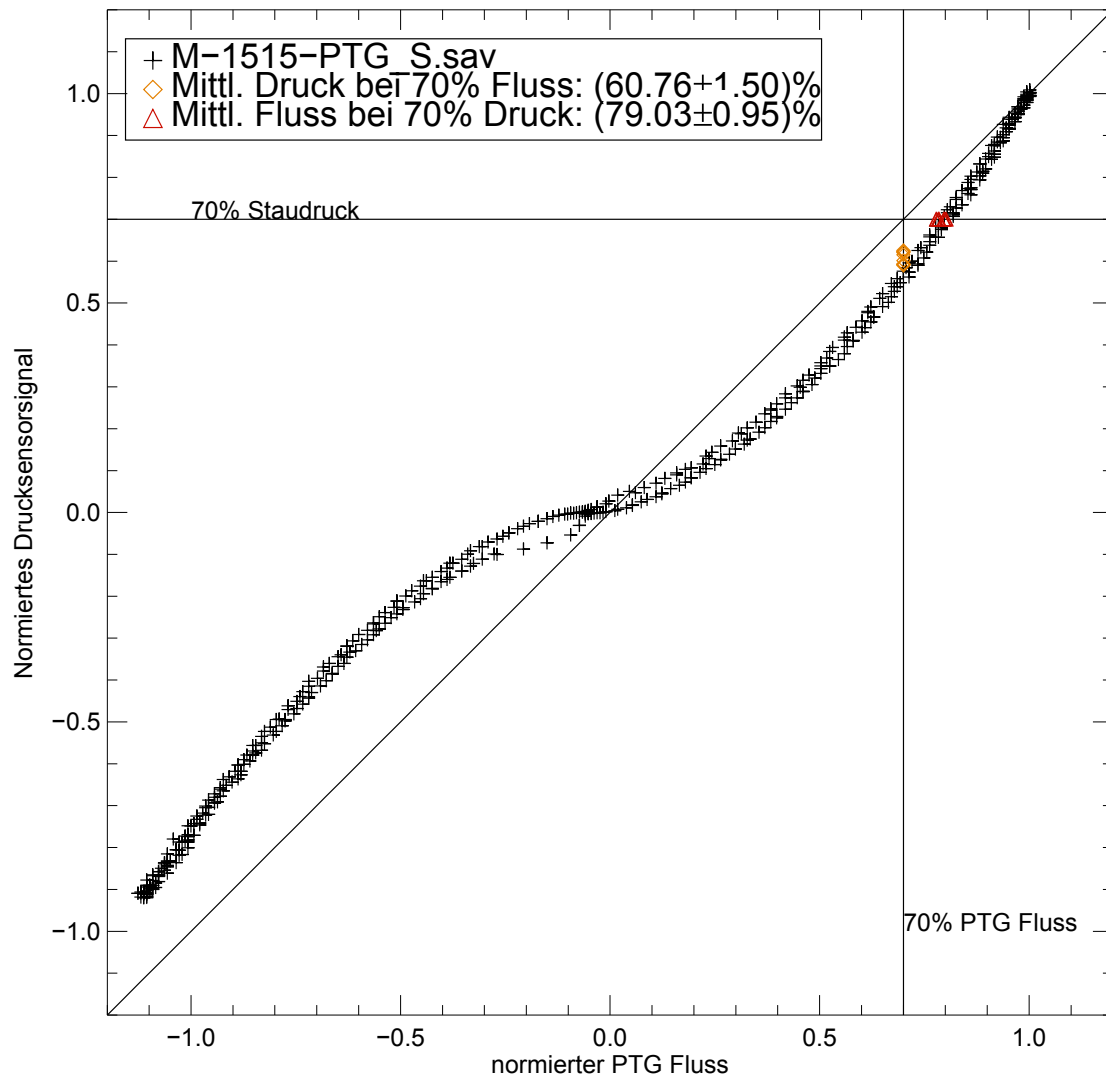


Abbildung 29: Fluss-Druck Beziehung der *Miniscreen* Sonde mit Stenose

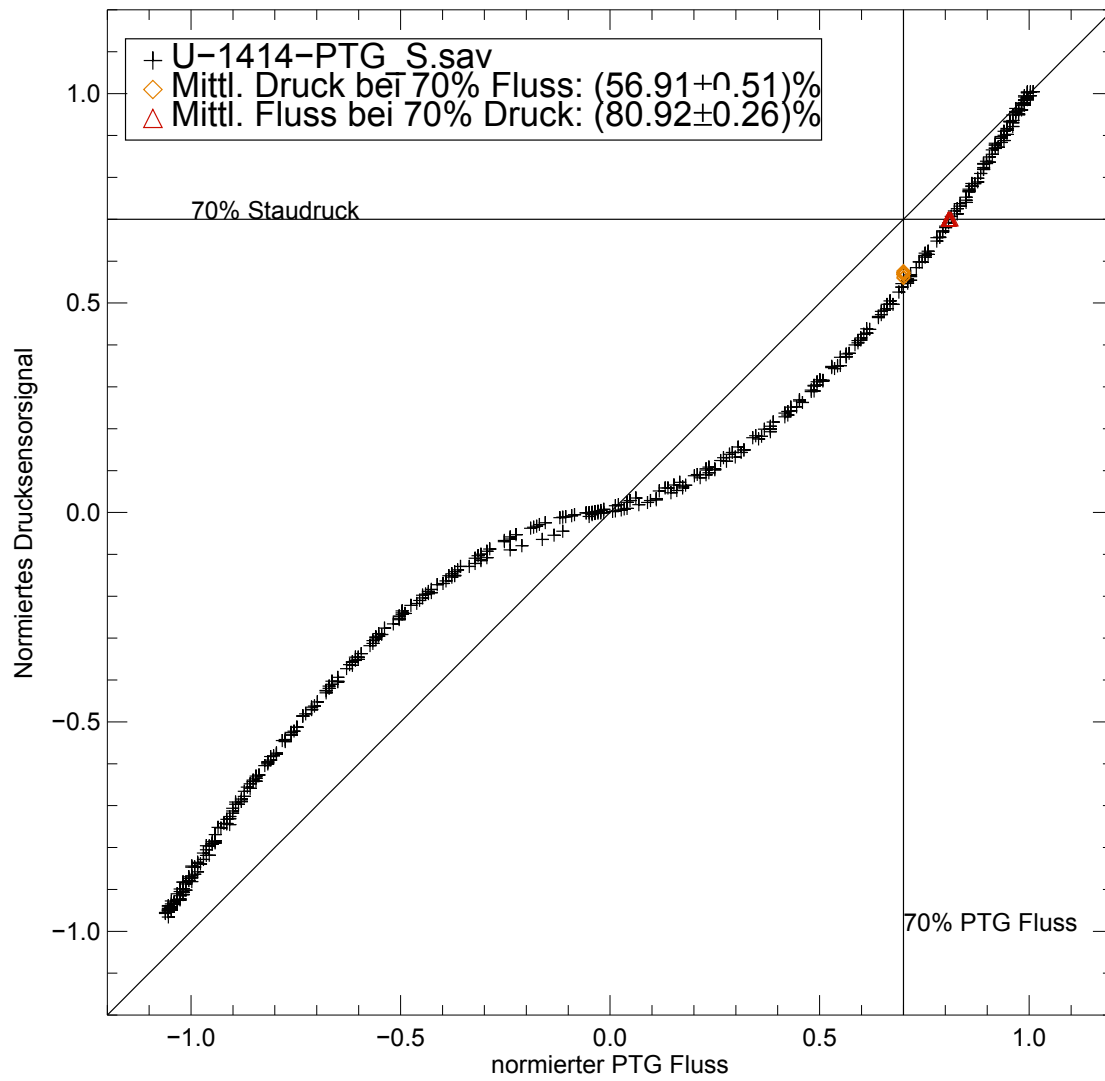


Abbildung 30: Fluss-Druck Beziehung der *Unomedical* Sonde mit Stenose



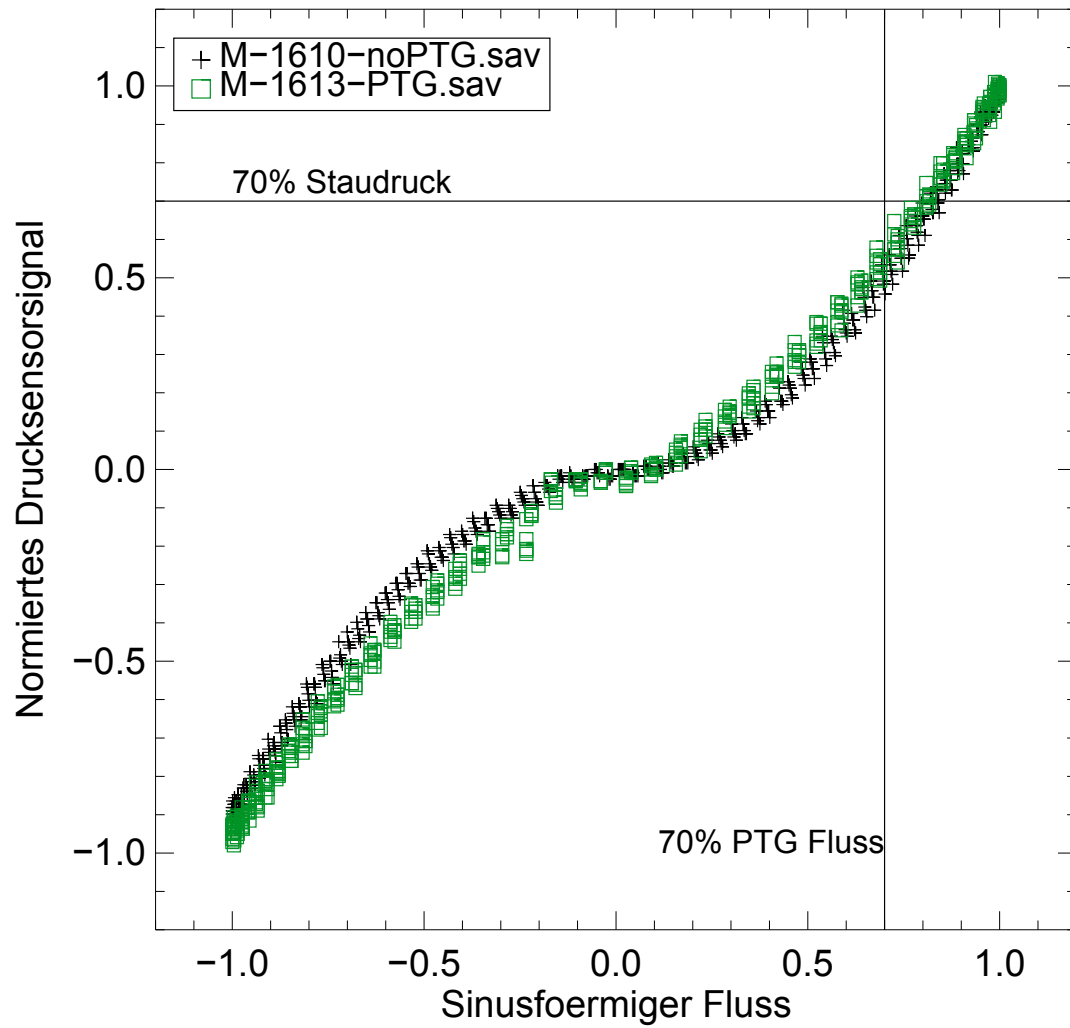


Abbildung 31: Eichkurve der *Miniscreen* Sonde mit/ohne PTG

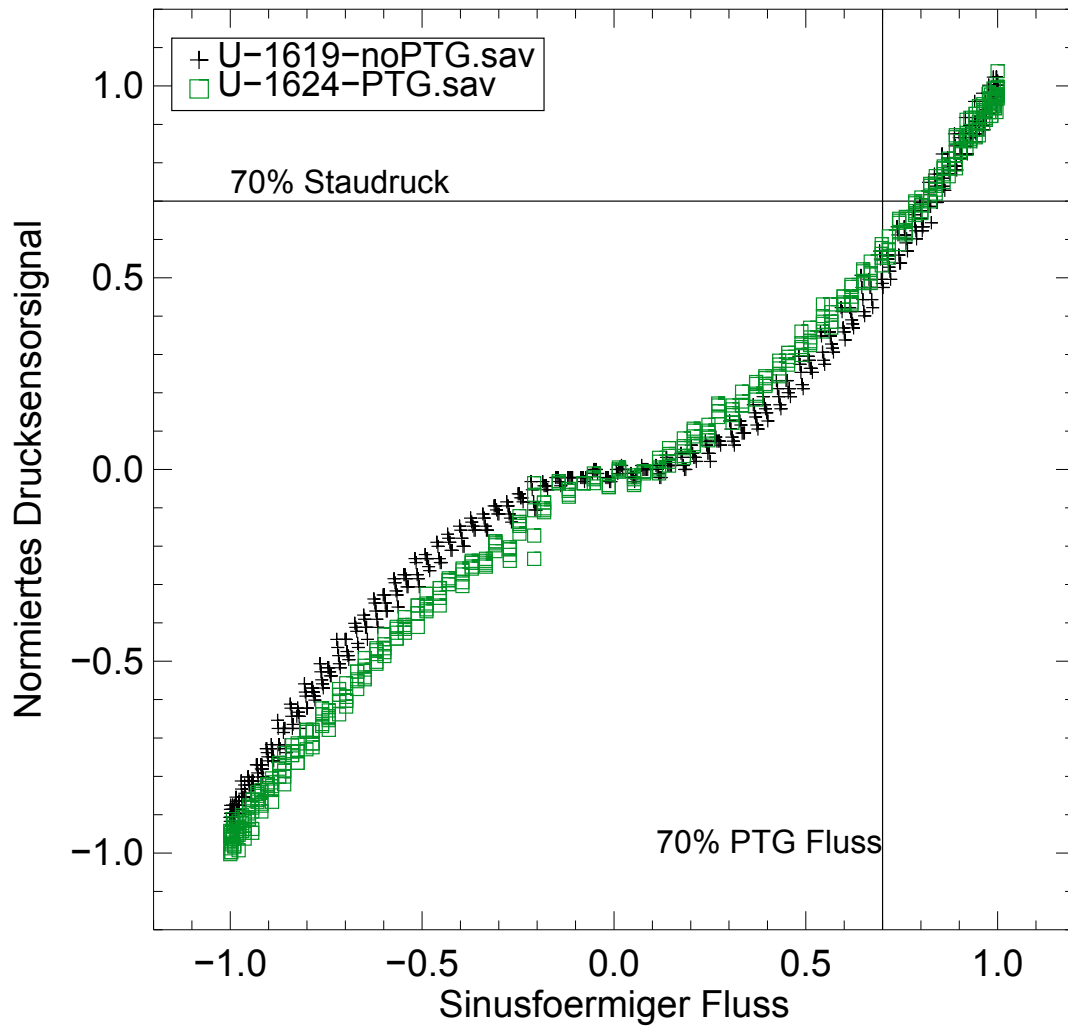


Abbildung 32: Eichkurve der *Unomedical* Sonde mit/ohne PTG

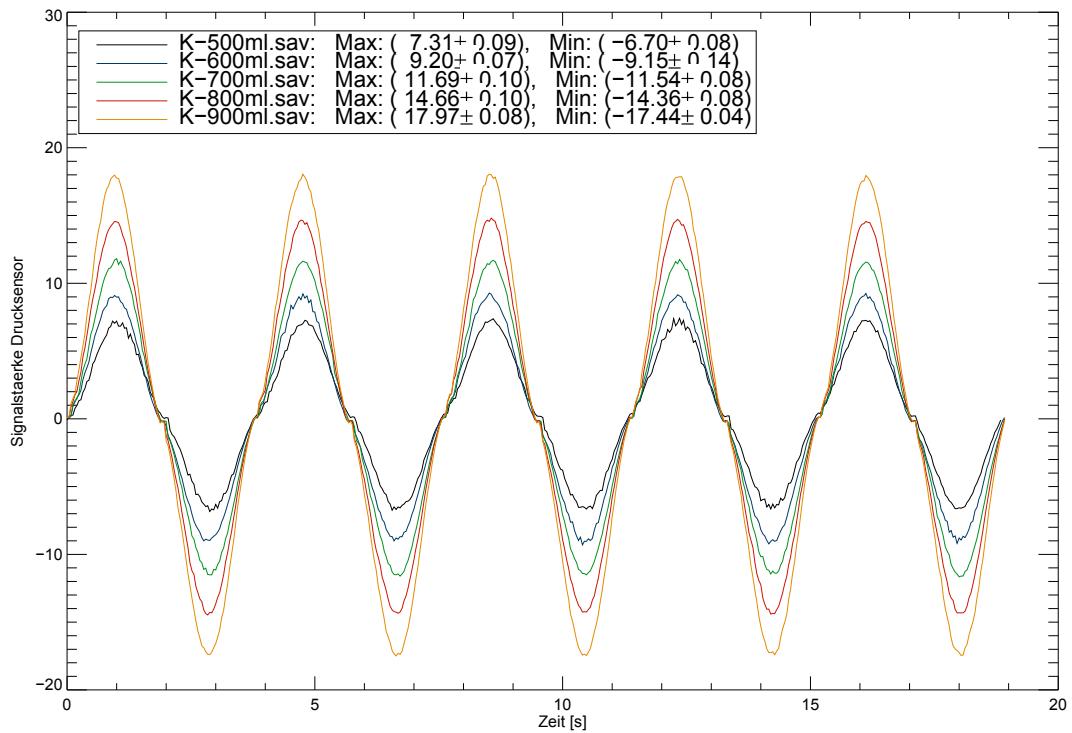


Abbildung 33: Unnormierte Signale für verschiedenen Pumpvolumina

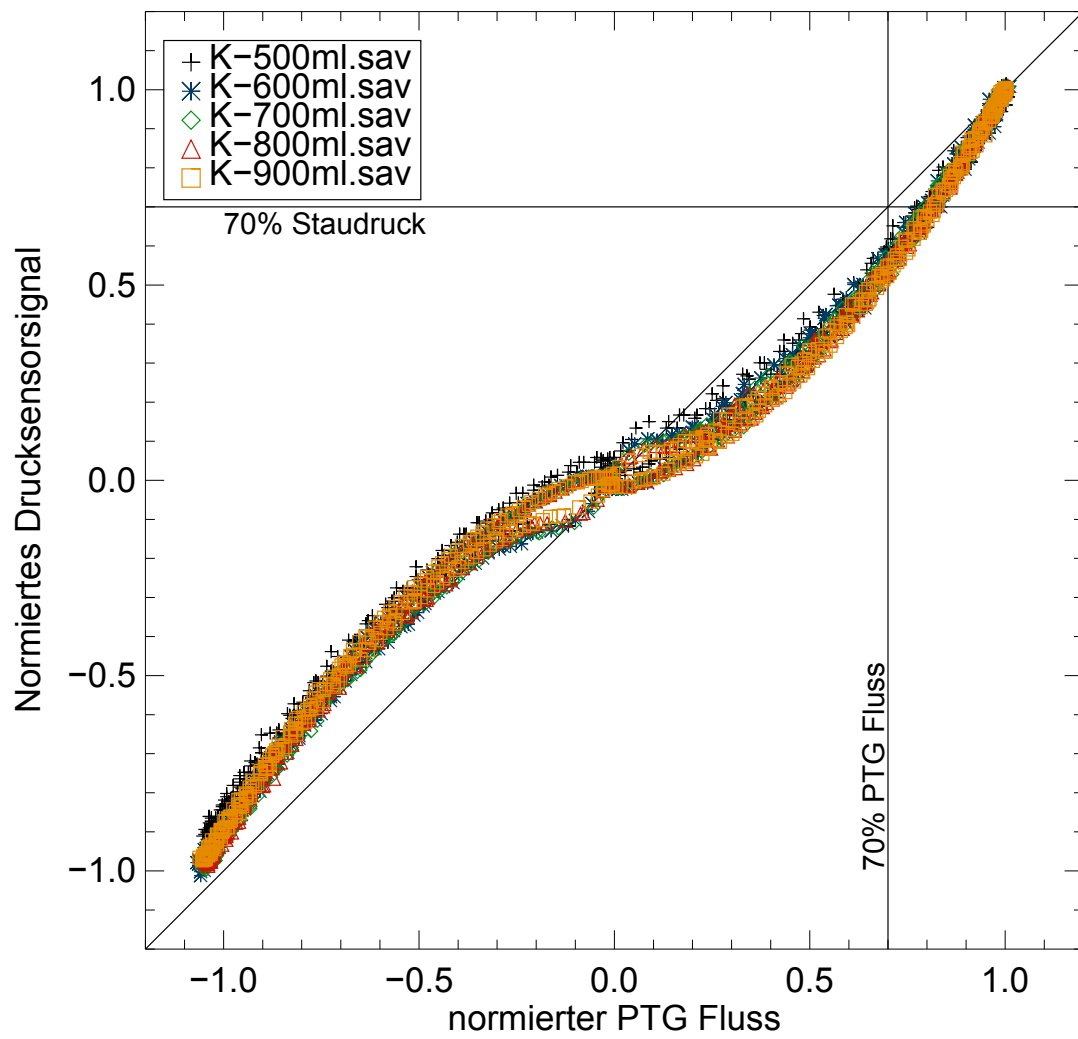


Abbildung 34: Eichkurven der Fluss-Druck Beziehung für verschiedene Pumpvolumina

## VERZEICHNIS DER AKADEMISCHEN LEHRER

Meine akademischen Lehrer in Köln waren die Damen und Herren Professoren und Privatdozenten: Addicks, Angelov, Baldamus, Bergdolt, Börner, Dienes, Engelmann, Erdmann, Eysel, Foth, Gathof, Hallek, Heiß, Hölscher, Höpp, Hüttenbrink, Jolie, Klosterkötter, Koebke, Köhle, Krieg, Kriegelstein, Krone, Krönke, Lackner, Lauterbach, Lehmacher, Lehmann, Mallmann, Michalk, Neiss, Noegel, Paulsson, Pfaff, Pfitzer, Rothschild, Schömig, Taraz, Wielckens, Wirth.

## DANKSAGUNG

Mein Dank gilt Herrn Prof. Köhler für die Überantwortung des interessanten Themas, sowie der Betreuung meiner Arbeit. Ganz besonders danke ich Herrn Dr. Kerl für sein persönliches Engagement und seine Unterstützung bei der Planung und Durchführung der Messungen. Stets war er offen für Diskussionen. Desweiteren danke ich der schlafmedizinischen Abteilung für die Bereitstellung der Messapparatur sowie Herrn Klauke als Zuständigem für Software und Technik. Ich danke meinen Freunden und meiner Familie, die mich zwischendurch aufgemuntert haben sowie meinen Eltern für ihre Unterstützung und das Korrektur lesen. Im Besonderen danke ich meinem Freund Sven für seinen unermüdlichen Beistand.

## EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Universität Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Über den Einfluss verschiedener nasaler Staudruckaufnehmer in der schlafmedizinischen Diagnostik“ in der Klinik für Inneren Medizin/Pneumologie unter Leitung von Prof. Dr. med. C. Vogelmeier in Zusammenarbeit mit dem Fachkrankenhaus Kloster Grafschaft ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Rostock, 10.01.2013