

# Verbesserung der Regelung von Auto-CPAP-Geräten



PROF. DR.-ING.  
DR.-ING. E.H.  
REINHART  
LUNDERSTÄDT  
PROFESSUR FÜR  
REGELUNGS-  
TECHNIK



HAUPTMANN  
DIPL.-ING.  
THOMAS NETZEL

## Die obstruktive Schlafapnoe

**M**ehr als 10 Prozent der Bevölkerung leidet unter behandlungsbedürftigen Schlaf-Wachstörungen. Diese stellen teilweise eine ernsthafte Bedrohung des Gesundheitszustands dar. Hierzu gehören auch die schlafbezogenen Atmungsstörungen und insbesondere die obstruktive Schlafapnoe (OSA), von der etwa 1-4 % der Bevölkerung betroffen sind. Sie entsteht, wie in Abbildung 1 dargestellt, durch das Erschlaffen der Weichteile der Schlund- und Mundbodenmuskulatur während des Schlafs bis zum vollständigen Kollaps der oberen Atemwege und verursacht dadurch ein Aussetzen der Atmung.



Abbildung 1: Offener und obstruierter Atemtrakt.

Das wiederholte Auftreten dieser Atemaussetzer führt zu einer Fragmentierung der Schlafstruktur und zu einer erheblichen Belastung des Herz-Kreislaufsystems. Das kann bis hin zu einer lebensbedrohlichen Sauerstoffunterversorgung des Gehirns führen. Ein erstes Anzeichen dieser Erkrankung ist Tagesmüdigkeit trotz ausreichender Schlafzeit.

Eine eindeutige Diagnose kann aber erst anhand einer polysomnographischen Untersuchung im Schlaflabor gestellt werden. Von einer obstruktiven Schlafapnoe spricht man, wenn Atemaussetzer 5 - 10 x pro Stunde für mindestens 10 Sekunden auftreten, der Atemantrieb nach wie vor vorhanden ist und die Blutsauerstoffsättigung um mindestens 4 % abfällt [1].

## Verfahren zur Regelung von Auto-CPAP-Geräten

Die Behandlung der OSA kann auf verschiedene Weisen erfolgen, wobei sich die nasale Überdruckbeatmung (nCPAP) als Standardmethode durchgesetzt hat, bei der die Weichteile des Rachens durch einen kontinuierlichen Überdruck vor dem Zusammenfallen bewahrt wer-

## Apropos Medizintechnik ...

### Prolog:

1996/97 war eine schwierige Zeit: Ich fühlte mich müde und abgespannt, war unkonzentriert und gereizt. Die Institutssekretärin vermisste beim Diktat die gewohnte intellektuelle Schärfe in der Formulierung und die Konzentration auf den Inhalt. Die wissenschaftlichen Mitarbeiter registrierten Defizite in der Betreuung ihrer Arbeiten und mangelnde Neugierde ihres Chefs an ihren wiss. Fragestellungen. Als mich dann beim Autofahren in zunehmender Häufigkeit der Sekundenschlaf übermannte und die Ehefrau des Nachts Atemaussetzer feststellte, war der Gang zum Internisten angesagt. Dieser untersuchte und teilte jovial mit: „Herr Professor, Sie sind vollkommen gesund; Sie sind überarbeitet, machen Sie einmal Urlaub.“ Der Urlaub wurde gemacht. Allerdings änderte sich mein Zustand nicht. Es wurde ein zweiter Internist konsultiert. Dieser kam zum gleichen Ergebnis mit dem zusätzlichen Ratschlag, im Kasino bei der abendlichen Dienstaufsicht ein Viertel Württemberger weniger zu trinken. So war guter Rat im wahrsten Sinne des Wortes teuer, bis Kommissar Zufall zu Hilfe kam.

Nach einer Routineuntersuchung in der HNO-Abteilung des Bundeswehrkrankenhauses erkundigte sich der behandelnde Flottenarzt im Rahmen einer allgemeinen Konversation nach dem sonstigen Befinden. Ich berichtete über meinen Zustand mit deutlicher Kritik an seiner Zunft. Er stellte daraufhin einige Zusatzfragen und teilte mir dann mit, ich litte wohl mit ziemlicher Sicherheit an einer obstruktiven Schlafapnoe. Ich hatte von einer derartigen Erkrankung noch nie gehört, es klang aber irgendwie unheimlich, auf jeden Fall für mich bedrohlich. Der Flottenarzt führte weiter aus, dass zu einer vollständigen Abklärung des Sachverhalts ein Aufenthalt in einem Schlaflabor notwendig sei. Er machte für mich einen Termin im AK St. Georg, wobei der Professorentitel die ansonsten halbjährige Wartezeit auf wenige Tage verkürzte. Mit gemischten Gefühlen rückte ich dann eines Abends im Krankenhaus ein, nahm Quartier im Schlaflabor, wurde dort mit insgesamt 16 Sensoren verkabelt und an einen Prozessrechner angeschlossen. Eine Videokamera im Infrarotbereich überwachte Patient und Technik im abgedunkelten Raum.

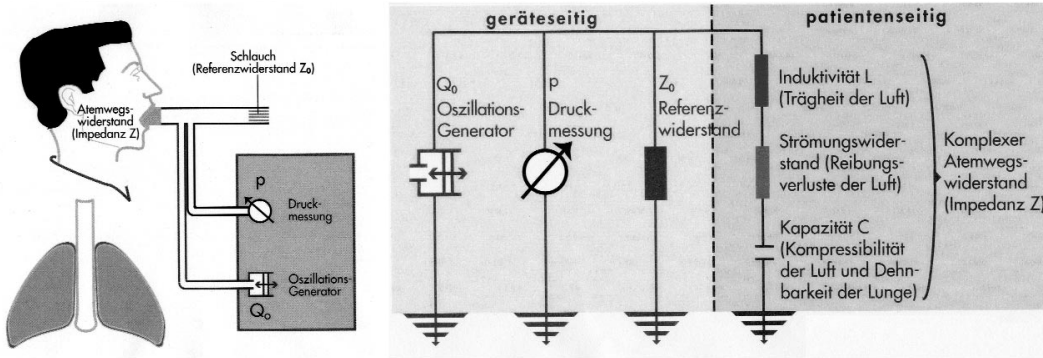


Abbildung 2: Forced Oscillation Technique (FOT) und Atemwegsimpedanz.

Natürlich wollte der Schlaf in diesem ungewohnten Umfeld zunächst gar nicht kommen, stellte sich weit nach Mitternacht aber dann doch ein. Die wenigen Stunden bis zum Wecken pünktlich um sechs Uhr reichten allerdings aus, um die Mediziner die richtigen Schlüsse ziehen zu lassen. Diagnose (wie vermutet): hochgradige obstruktive Schlafapnoe. Unter den verschiedenen Möglichkeiten zur Therapie entschied ich mich für einen Beatmungsassistenten, also eine Maschine, die seitdem mein ständiger Begleiter ist und des Nachts dafür sorgt, dass ich „richtig“ schlafe. Natürlich hielt und hält diese Maschine nicht der kritischen Begutachtung eines Professors für Automatisierungstechnik stand. Sie ist zwar robust und zuverlässig, aber wenig intelligent. Insofern waren/sind Innovationen angesagt. Für einen gestandenen Ingenieur bedeutet dies ein Projekt im Team sachkundiger Fachleute. Im vorliegenden Fall besteht dieses aus der Dyade Medizin und Ingenieurwissenschaften, wobei letztere sich aus Hochschule (Theorie und Entwurf) und Industrie (Fertigung und Marketing) rekrutiert. Für den politisch gewollten medizintechnischen Standort Hamburg eine ideale Kombination!

Die Medizin wird im Projekt durch Herrn Kollegen Morgenstern, Chef der HNO Abteilung des AK St. Georg, zusammen mit seinem Oberarzt, Herrn Dr. Biermann, repräsentiert. Die Firma Weinmann, Geräte für Medizin und Arbeitsschutz GmbH, Hamburg, zeichnet für den industriellen Teil des Projektes verantwortlich. Die ingenieurwissenschaftlichen Untersuchungen werden im Institut für Automatisierungstechnik (IfA) dieser Universität durchgeführt. Dafür konnte 1999 mit Herrn Hauptmann Dipl.-Ing. Th. Netzel ein qualifizierter Mitarbeiter eingeworben werden, der im Rahmen seiner Dissertation das Projekt schwerpunktmäßig im IfA bearbeitet. Er ist einer der wenigen wissenschaftlichen Mitarbeiter, der über die ihm gewährte wissenschaftliche Betreuung hinaus auch seinen Chef und Doktorvater im Schlaf beobachten kann, wenn dieser als Patient und damit als Versuchsobjekt fungiert.

Die Forschungs- und Entwicklungsarbeiten haben zwischenzeitlich große Fortschritte gemacht. Über erste substantielle Ergebnisse wird im Weiteren berichtet.

den. Um die Effizienz und den Komfort der Behandlung zu verbessern, wurden Geräte entwickelt, die den Beatmungsdruck abhängig vom Obstruktionsgrad einstellen. Dabei haben sich zwei Verfahren zur Druckregelung durchgesetzt, die beide auf der Messung bzw. Abschätzung des Atemwegswiderstands basieren.

Ausgehend von der Durchflussmessung wird beim ersten Verfahren die Abflachung des inspiratorischen Atemflusses als Anzeichen für eine Obstruktion gedeutet. Diese Abflachung kann von Atemzug zu Atemzug untersucht werden. Das Verfahren hat jedoch einen grundsätzlichen Nachteil, es erfasst nämlich nicht die Obstruktion, sondern vielmehr eine ihrer möglichen Folgen. Das kann Fehler bei der Regelung von Auto-CPAP-Geräten verursachen, da auch ein nicht sinusförmiger Atemantrieb zu einer abgeflachten Flusskontur führen kann [2]. Außerdem ist diese Kontur bei geringen Flüssen schwer erkennbar. Dadurch kann nicht eindeutig auf Obstruktionen geschlossen werden, so dass nicht zwischen zentralen Schlafapnoen, die durch ein Aussetzen des Atemantriebs gekennzeichnet sind, und obstruktiven Schlafapnoen unterschieden werden kann.

Beim zweiten Verfahren wird die Atemwegsimpedanz direkt mit Hilfe der Forced Oscillation Technique (FOT) bestimmt. Wie in Abbildung 2 dargestellt, atmet der Patient über ein Schlauchsystem mit definiertem Widerstand  $Z_0$ . Gleichzeitig wird der Atmung mit Hilfe eines Oszillationsgenerators eine Schwingung überlagert. Aufgrund der Proportionalität zwischen Fluss- und Druckdifferenz kann davon, in Analogie zur Elektrotechnik, ein Ersatzschaltbild erstellt werden, wenn man laminare Strömung voraussetzt. Mit Hilfe des bekannten Flusses  $Q_0$ , des gemessenen Drucks  $p$  und des bekannten Referenzwiderstands  $Z_0$  ist es nun möglich, die patientenseitige Gesamatemwegsimpedanz zu bestimmen. Dieses Verfahren wurde leicht modifiziert auf die nasale Überdruckbeatmung angewandt [3]. Der an sich sehr elegante Einsatz dieses Verfahrens zur Regelung von Auto-CPAP-Geräten erschwert sich jedoch dadurch, dass alle respiratorischen Artefakte wie zum Beispiel Husten, Schnarchen oder Räuspfern sofort zu einer Erhöhung des Atemwegswider-

stands führen und damit eine Fehlregelung einleiten können.

**Parametrisierung der obstruktiven Schlafapnoe und Reglerentwurf**

Aufgrund der möglichen Fehlregelungen beider Verfahren besteht Verbesserungsbedarf. Ziel ist es, ein auf der Druck- und Durchflussmessung basierendes, weitgehend artefaktunempfindliches Parameterset zu finden, das es gestattet, die obstruktive Schlafapnoe eindeutig und früh zu erkennen und sie dann durch eine geeignete Regelung bei einem möglichst geringen Beatmungsdruck zu verhindern.

Dazu wurden in Kooperation mit dem Schlaflabor des AK St. Georg in Hamburg und der Firma Weinmann polysomnographische Messungen an Patienten unter nCPAP mit einem SOMNOsmart<sup>®</sup> durchgeführt.

Zusätzlich wurden eine Durchflussmessung am Geräteausgang des SOMNOsmart<sup>®</sup> und eine Maskendruckmessung durchgeführt. Die Aufzeichnung erfolgte mit einer Abtastrate von 500 Hz mit einem Industrie-PC. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 3 dargestellt.

Zur Bestimmung des Obstruktionsgrads wurde das im SOMNOsmart<sup>®</sup> angewandte Verfahren der FOT direkt übernommen. Dabei wird dem Beatmungsdruck eine Oszillation von 20 Hz überlagert. Aus dem 20 Hz bandpassgefilterten Druckrohrsignal erhält man eine vom Atemwegwiderstand abhängige Größe. Normiert mit ihrem tiefpassgefilterten Wert liefert sie eine Aussage über den aktuellen Obstruktionsgrad in Bezug auf vorherige Obstruktionsgrade. Außerdem ist dieser Wert, der im folgenden als  $F_1$  bezeichnet wird, weitgehend unabhängig vom Referenzwiderstand des Schlauch-Maskensystems. Hat er während eines Atemzugs Maximalwerte um 1, so liegt obstruktions-



Abbildung 3a: Messaufbau im Schlaflabor.

freie Atmung vor. Maximalwerte, die deutlich größer als 1 sind, weisen auf Obstruktionen hin.

Da Obstruktionen auch bei respiratorischen Artefakten auftreten können, muss, um die OSA eindeutig zu beschreiben, ein zusätzlicher Parameter genutzt werden, der den Bedarf an Inspirationsluft abbildet, ohne explizit auf das Abflachen der Flusskontur einzugehen. Ein Parameter zur Beschreibung des Bedarfs an Atemluft ist, eine gesunde Atmung vorausgesetzt, der endexpiratorische  $\text{CO}_2$ -Partialdruck ( $p_{\text{etCO}_2}$ ), der dem  $\text{CO}_2$ -Partialdruck der Lungenbläschen (Alveolen) entspricht. Da die Alveolen für den Gasaustausch des Bluts verantwortlich sind und das Gehirn anhand der Kohlendioxidkonzentration im Blut den Atemantrieb maßgeblich regelt, wäre dieser Parameter auch sehr gut für die Regelung eines Auto-CPAP-Geräts geeignet. Eine Unterversorgung mit Atemluft erkennt man dabei an einem kontinuierlichen Anstieg des  $p_{\text{etCO}_2}$ . Da dieser Parameter aufgrund des apparativen Aufwands beim zu realisierenden Auto-CPAP-Gerät nicht gemessen werden soll, wird ein Flussparameter benötigt, der mit ihm in Zusammenhang steht.

Ausgehend von der aktuellen Atemfrequenz und vom Atemzugvolumen kann man am Ende jedes Atemzugs (Index  $i_{\text{Ende}}$ ) das inspirierte Atemminutenvolumen  $V_{\text{min}}(i)$  für den Fall bestimmen, dass Atemfrequenz und Atemzugvolumen konstant bleiben.

$$V_{\text{min}}(i = i_{\text{Ende}}) = \frac{T}{N} \cdot \sum_{k=0}^{N-1} \dot{V}(i-k),$$

$$\dot{V} = \begin{cases} \dot{V}, & \text{falls } \dot{V} > 0 \\ 0, & \text{falls } \dot{V} \leq 0 \end{cases}$$

Dabei ist  $T = 60 \text{ s}$  die Bezugszeit,  $\dot{V}$  der Atemfluss und  $N$  der ganzzahlige Quotient aus Abtastfrequenz  $f_A = 500 \text{ Hz}$  und aktueller Atemfrequenz. Da das minimale Atemminutenvolumen bei Ruheatmung aus der Anästhesie als Kennfeld bekannt ist [4], kann man direkt feststellen, ob das aktuelle Atemminutenvolumen zur Beatmung des Patienten ausreicht. Da jedoch mittelfristige Flussvariabilitäten aufgrund der Änderung des Schlafstadiums und damit auch der Motorik des Patienten auftreten können, wurde  $V_{\text{min}}$  auf das mittlere Atemminutenvolumen der letzten zwei Minuten normiert, so dass

$$F_2 = \frac{V_{\text{min}}(i)}{\bar{V}_{\text{min},120}(i)}, \quad \text{mit}$$

$$\bar{V}_{\text{min},120}(i) = V_{\text{min}}(i)_{|N=120 \cdot f_A}$$



ist. Die Normierung hat zwei Vorteile: Einerseits kann direkt festgestellt werden, wann eine Flussunterversorgung vorliegt. In diesem Fall ist  $F_2 < 1$ . Andererseits passt sich der Normierungswert der Atmung des Patienten und damit einem veränderten Schlafstadium an. Außerdem konnte gezeigt werden, dass sich  $p_{\text{etCO}_2}$  vergrößert, wenn  $F_2 < 1$  ist, so dass ein Bezug zur natürlichen Regelung der Atmung besteht.

Um die Relevanz der Atemwiderstands- und Flussparameter  $F_1$  und  $F_2$  für die Regelung von Auto-CPAP-Geräten zu untersuchen, wurde mit Hilfe dieses Parametersets ein Fuzzy-Regler entworfen. Die dazugehörige Regelkreisstruktur ist in Abbildung 4 dargestellt.

Ausgehend von der Messung von Atemfluss und Maskendruck werden der Obstruktionsparameter  $F_1$  und der Flussparameter  $F_2$  berechnet. Durch Vorgabe des Sollwerts  $\underline{F}_{\text{soll}} = [1 \ 1]$  ist die Regelabweichung des Parametervektors die Eingangsgröße des Fuzzy-Reglers. Als Ausgangsgröße wurde die Druckänderungsgeschwindigkeit gewählt, so dass durch fortlaufende zeitliche Integration der aktuell einzustellende Beatmungsdruck bestimmt und mit Hilfe einer A/D-D/A-Karte mit dem Gebläse des SOMNOsmart® eingestellt wird.

Die Regelbasis wurde so gewählt, dass bei zu geringen Flüssen ( $F_2 < 1$ ) die Druckänderungsgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom Obstruktionsparameter  $F_1$  vergrößert wird, d.h. je größer der aktuelle Obstruktionsgrad bei einem zu geringem Fluss ist, desto schneller wird der Druck erhöht. Stellt sich ein ausreichender Fluss ein und ist damit  $F_2 \approx 1$ , so bleibt der Beatmungsdruck konstant. Erhöht sich der Fluss und ist damit  $F_2 > 1$ , so wird der Beatmungsdruck in Abhängigkeit von der Fuzzyfizierung verringert. Um eine stetige Versorgung mit Frischluft sicherzustellen, wurde eine untere Druckgrenze von 4 mbar gewählt. Systembedingt ergab sich eine obere Druckgrenze von 15 mbar.



Abbildung 3b: Auswertezentrale im Schlaflabor

### Experimentelle Ergebnisse

Bei der Untersuchung dieser Regelung im Schlaflabor bei nCPAP-Beatmung zeigte sich, dass der Regler den Beatmungsdruck nach dem Einschlafen und dem Auftreten von Flussbeschränkungen solange erhöht, bis eine ausreichende Luftversorgung vorliegt. Die Druckanstiegsgeschwindigkeit erhöht sich dabei in Abhängigkeit vom Obstruktionsgrad. Erst bei Erreichen einer ausreichenden Luftversorgung wird der Druck konstant gehalten. Druckabsenkungen erfolgen nach dem Ende obstruktiver Ereignisse, das durch eine Erhöhung des inspiratorischen Flusses gekennzeichnet ist. Aufgrund der gewählten Regelbasis werden auch zentrale Ereignisse durch eine Druckerhöhung therapiert. Das Wiedereinsetzen der Atmung führt zur Druckabsenkung. Typische Verläufe des Parametersets  $\underline{F}$  und des Beatmungsdrucks  $p_{\text{soll}}$  sind in der Abbildung 5 dargestellt.

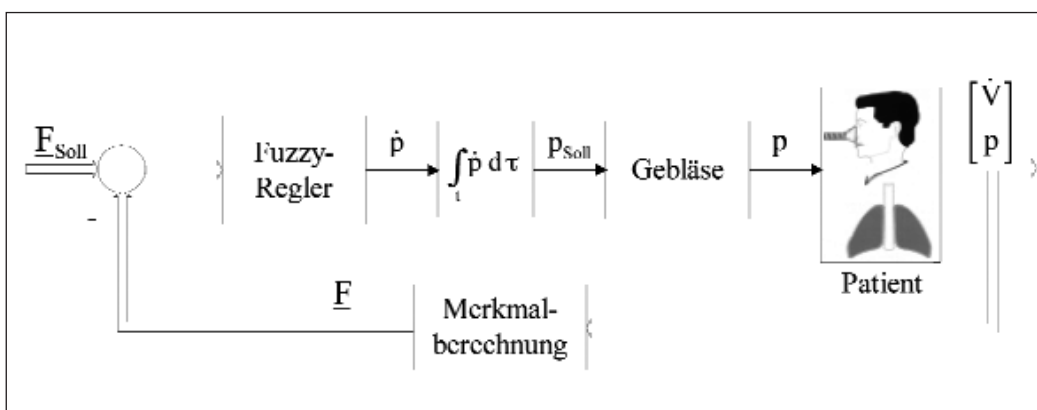


Abbildung 4: Regelkreisstruktur mit Fuzzy-Regler.

**Literaturverzeichnis**

- [1] H. Schulz, **Kompodium Schlafmedizin für Ausbildung, Klinik und Praxis, ECOMED, Landsberg 1997.**
- [2] J. Hosselet, R. Norman, I. Ayappa, D. Rapoport, **Detection of Flow Limitation with a Nasal Cannula/Pressure Transducer System, Am. J. Resp. Crit. Care Med. Vol 157, pp 1461-1467, 1998.**
- [3] K.-H. Rühle, **Oszillatorische Impedanz bei schlafbezogenen Atemregulationsstörungen, Thieme, Stuttgart 1996.**
- [4] E. P. Radford Jr., **Ventilation Standards for Use in Artificial Respiration, J. Appl. Physiol. Vol. 7, pp 451-460, 1955.**
- [5] L. Rabiner, B.-H. Juang, **Fundamentals of speech recognition, Prentice Hall, Englewood Cliffs 1993.**
- [6] M. T. Hagan, H. B. Demuth, M. Beale, **Neural network design, PWS Publishing Company, Boston, 1996.**
- [7] J. Hartung, B. Eppelt, **Multivariate Statistik, Oldenbourg, München, 1999.**

Neben Druckerhöhungen und Druckabsenkungen sind Bereiche zu erkennen, bei denen mit konstantem Druck beatmet wird. Daneben erfolgt ein Über- bzw. Unterschwingen vor dem Einstellen eines konstanten Drucks, das auf der Wechselwirkung von Regler und Strecke basiert, d.h. Druckerhöhungen ziehen eine inspiratorische Flusserrhöhung nach sich, so dass der Druck wieder gesenkt wird und umgekehrt.

Beim Fuzzy-Regler kann beobachtet werden, dass bei Artefakten eine Druckabsenkung bis teilweise auf den Minimaldruck erfolgt. Grund dafür ist der erhöhte Atemfluss während der Artefakte. Ähnliche Beobachtungen kann man bei Wachphasen machen. Da diese durch eine erhöhte Atemaktivität gekennzeichnet sind, wird der Beatmungsdruck oft auf den Minimaldruck abgesenkt. Das ermöglicht dem Patienten ein angenehmeres Wiedereinschlafen und stellt einen wünschenswerten Effekt dar.

Trotz teilweise geringem Beatmungsdruck konnte kein obstruktionsbedingter Abfall der Sauerstoffsättigung im Blut beobachtet werden. Das weist darauf hin, dass der Beatmungsdruck ausreichend zur Behandlung der OSA ist.

**Automatische Schnarchgeräusch-erkennung**

Treten Schnarchgeräusche während des Schlafs auf, so folgen Druckerhöhungen nur dann, wenn gleichzeitig eine Flusslimitierung vorliegt. Das ist therapeutisch sinnvoll, trotzdem wird vielfach gewünscht, Schnarchgeräusche generell durch eine weitere Druckerhöhung zu vermeiden. Dazu ist es notwendig, eine automatische Schnarcherkennung zu integrieren.

Voruntersuchungen anhand von Mikrofonaufzeichnungen schnarchender Patienten zeigten, dass eine spektrale Parametrisierung und Klassifikation in Anlehnung an die Spracherkennung möglich ist. Davon ausgehend wurde durch Modifikationen der Signalverarbeitung eine Schnarcherkennung anhand des mit 500 Hz abgetasteten Maskendrucks durchgeführt.

Dabei kann nicht der gesamte Frequenzbereich von 0 bis 250 Hz genutzt werden, da dem Maskendruck zur oszillometrischen Abschätzung des Atemwegswiderstands eine Schwingung von 20 Hz überlagert ist. Außerdem wer-

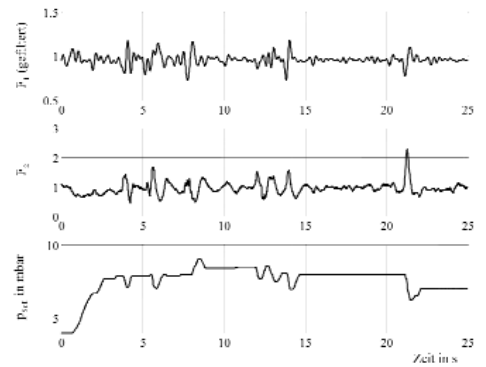


Abbildung 5: Parameterset  $\underline{F}$  und Beatmungsdruck  $p_{Soll}$ .

den tiefe Frequenzen durch die Atmung selbst verfälscht. Daneben zeigte sich, dass der Schlauch, über den das Maskendrucksignal zum Sensor übertragen wird, Tiefpassverhalten besitzt.

Bei der Signalverarbeitung, die in Abbildung 6 dargestellt ist, wird deshalb ein Bandpass eingesetzt. Zur Glättung des Signals und zur Vermeidung unerwünschter Sprünge ist ein FIR-Filter nachgeschaltet. Durch die anschließende Fensterung werden Signalabschnitte für die Anwendung der linearen prädiktiven Programmierung (LPC) gebildet. Sie gestattet es, die spektralen Eigenschaften des Schallsignals durch wenige Parameter zu beschreiben. In Anlehnung an die Spracherkennung wird mit Hilfe dieser Parameter ein Merkmalvektor berechnet, der die Grundlage der Klassifikation bildet [5]. Um diese durchzuführen, wird ein neuronales Netzwerk mit dem Momenten-Gradientenverfahren mit adaptiver Lernrate bei frühzeitigem Trainingsabbruch trainiert und anhand der Geräusche unbekannter Testpersonen untersucht [6].

Zur Berechnung von Referenz- bzw. Testmerkmalen für die Klassifikation wurden Schnarchgeräusche und Artefakte wie Husten, Räuspern und Sprechen von 9 Probanden aufgezeichnet. Die Probanden wurden angewiesen, ein möglichst breites Spektrum von Geräuschen von sich zu geben, damit die Varianz der Merkmale groß ist und die Klassifikation robuster wird.

Um die Anzahl der Merkmale auf die signifikantesten zu reduzieren, wurden ausgehend von der Hauptkomponentenanalyse die Merkmale bei der Klassifikation vernachlässigt, deren standardisierte Merkmale zusammen weniger als 2 % zur

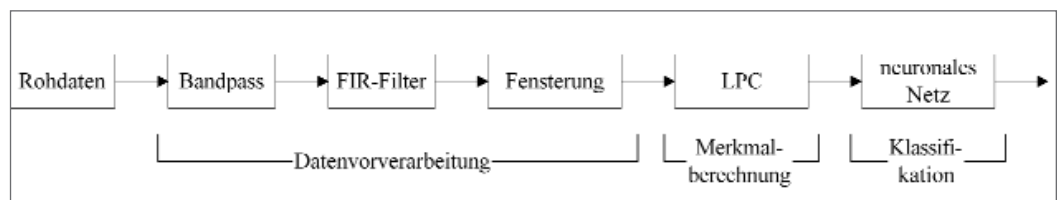


Abbildung 6: Signalverarbeitung bei der Schnarcherkennung.

Gesamtvarianz beitragen [7]. Damit reduziert sich der Merkmalvektor von 17 auf 10 Merkmale.

Abhängig von der Vernetzung wurden durchschnittlich 80 bis 100 Prozent der Geräusche richtig klassifiziert. Anschließend wurde die Schnarcherkennung so in den Regelalgorithmus integriert, dass bei erkannten Schnarchgeräuschen dem Ausgang des Fuzzy-Reglers eine Druckerhöhungsgeschwindigkeit von 0.2 mbar pro Sekunde während des nächsten Atemzugs überlagert wird. Findet kein weiteres Schnarchen statt, so ist nur der Fuzzy-Regler aktiv.

In klinischen Test, die zzt. durchgeführt werden, zeigt sich, dass dieses Verfahren recht robust ist, um neben obstruktiven Schlafapnoen auch Schnarchgeräusche bei einem möglichst geringen Beatmungsdruck zu vermeiden.

### Zusammenfassung und Ausblick

Das Parameterset  $F$  ist zur Regelung von Auto-CPAP-Geräten geeignet. Insbesondere durch  $F_2$  kann der individuelle inspiratorische Flussbedarf unabhängig von der Kontur des Atemflusses bestimmt werden. In Kombination mit dem Obstruktionsparameter  $F_1$  werden Druckerhöhungen eingeleitet, bevor der Patient erhöhte Atemanstrengungen aufgrund von Obstruktionen aufbringt. Eine Früherkennung und -therapie obstruktiver Ereignisse ist damit möglich. Die daneben eingesetzte Schnarcherkennung gestattet es, Schnarchgeräusche generell zu vermeiden, auch wenn das therapeutisch nicht notwendig ist.

Da neben der wissensbasierten Regelung eine modellbasierte Regelung entwickelt werden soll, ist bei der weiteren Arbeit die Identifikation des Übertragungsverhaltens des Atemtrakts unter nCPAP durchzuführen. Daran schließt sich der Reglerentwurf sowie die Erprobung und die Anpassung im Schlaflabor an. Ziel ist eine kombinierte wissens-modellbasierte Regelung, die bedingt durch die Reglerredundanz auch in kritischen Situationen die richtigen Stelleingriffe durchführt.

### Epilog

*Herr Netzel wird in 2003 seine Dissertation fertiggestellt haben. Damit ist das Projekt IfA-seitig abgeschlossen. Es beginnt dann der Übergang vom Engineering Model zum marktfähigen Produkt. Das gesamte Team hofft auf einen durchschlagenden Erfolg. Nämlich erst dann ist das eigentliche Ziel ingenieurwissenschaftlichen Handelns erreicht: Technik für den Menschen und wirtschaftlicher Gewinn für das Land.*

# LÜRSEN

## HIGH TECH / HIGH SPEED VESSELS - A LÜRSEN DOMAIN



Custom FPB 28 m



Corvette K130



Frigate F 124



Fr. Lürssen Werft · [www.luerssen.de](http://www.luerssen.de) · e-mail: [kt@luerssen.de](mailto:kt@luerssen.de)