

## Verbesserung der Regelung von Auto-nCPAP-Geräten



Dipl.-Ing. T. Netzel

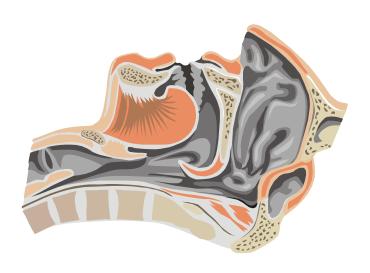
- Obstruktive Schlafapnoe (OSA)
- Detektion der OSA bei Auto-nCPAP-Geräten
- Neues Parameterset zur Detektion der OSA unter AutonCPAP
- Identifikation
- Reglerentwurf
- Experimentelle Ergebnisse
- Zusammenfassung und Ausblick



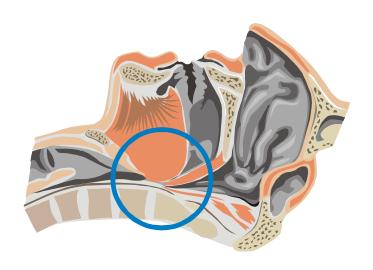
# Obstruktive Schlafapnoe (OSA)



#### **Offener Atemtrakt**



#### **Obstruierter Atemtrakt**

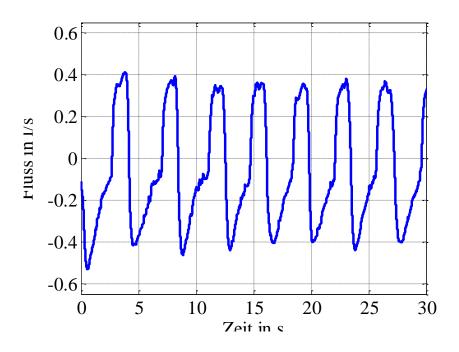




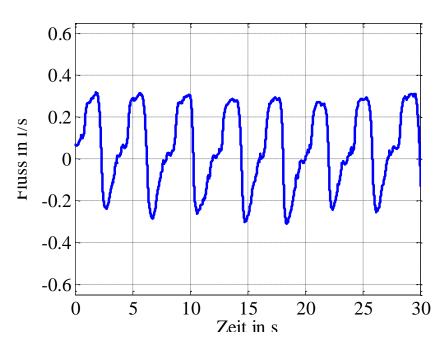
## Atemflusskontur zur Bewertung des Obstruktionsgrads



### **Obstruktionsfreie Atmung**



### **Obstruktive Atmung**

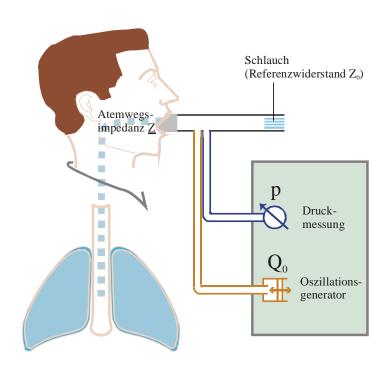




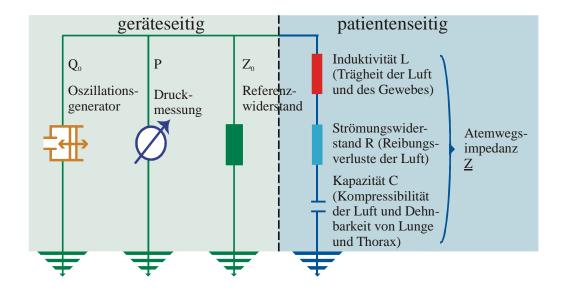
## Forced Oscillation Technique (FOT) und Atemwegsimpedanz



#### **FOT**



#### **Ersatzschaltbild FOT (stark vereinfacht)**





## Messaufbau im Schlaflabor





Schlaflabor



Auswertezentrale

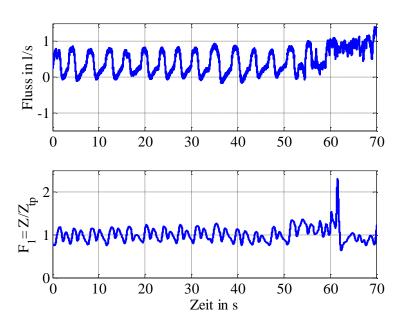


## Obstruktion sparameter

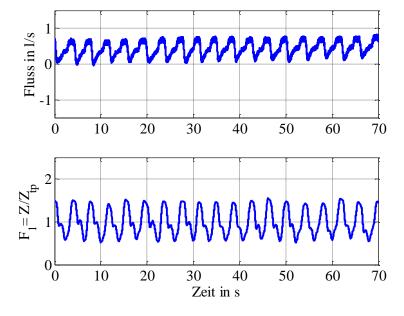


$$\underline{Z} = \frac{p_{\sim}}{\dot{V}_{\sim}} \cdot e^{j(\varphi_{p} - \varphi_{\dot{V}})} \qquad \text{mit} \quad Z = \frac{p_{\sim}}{\dot{V}_{\sim}}$$

#### Gesunde Atmung mit Artefakt



### **Obstruktive Atmung**

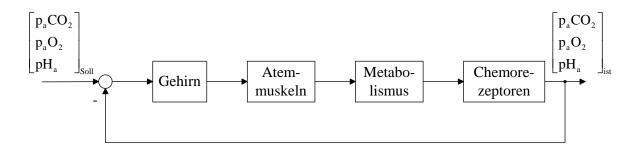




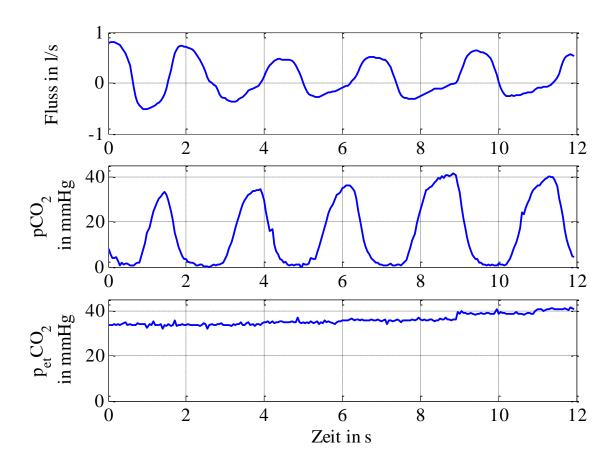
# Neuronale Atemregelung, CO<sub>2</sub>-Partialdruck



#### **Neuronale Atemregelung**



#### CO<sub>2</sub>-Partialdruck der Atemluft



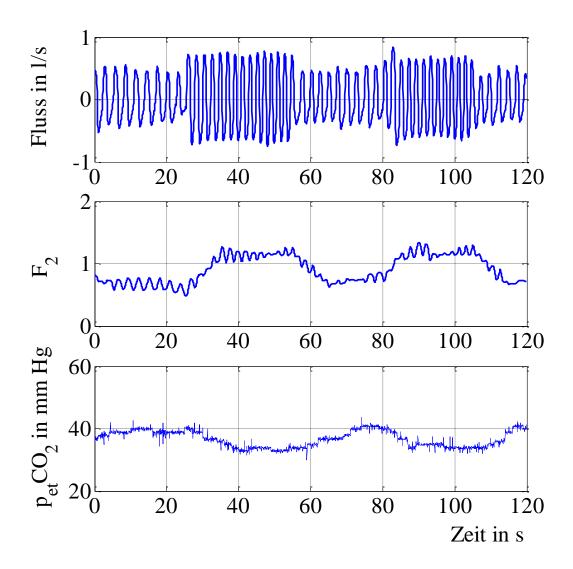


## Flussparamter



$$V_{min} \big( i = i_{Ende} \big) = \frac{T}{N} \cdot \sum_{k=0}^{N-1} \dot{V} \big( i - k \big), \qquad \dot{V} = \begin{cases} \dot{V}, \text{ wenn } \dot{V} > 0 \\ 0, \text{ wenn } V \leq 0 \end{cases}$$

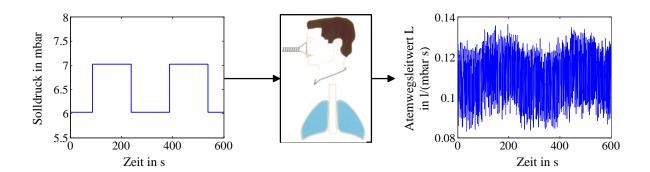
$$F_2 = \frac{V_{min}(i)}{\overline{V}_{min,120}(i)} \qquad mit \qquad \overline{V}_{min,120}(i) = \overline{V}_{min}(i)_{N=120f_A}$$





#### **Identifikation**





$$G_{S}(z) = \frac{b_{0} + b_{1}z^{-1} + \dots + b_{m}z^{-m}}{1 + a_{1}z^{-1} + \dots + a_{n}z^{-n}}$$

Verlustfunktion zur Bestimmung der Modellordnung:

$$V(N,n) = \sum_{k=1}^{N} e^{2}(k,n)$$

$$G_{\rm S}(z) = \frac{b_0}{1 + a_1 z^{-1}}$$

Mit 
$$\frac{1}{s} \rightarrow \frac{T \cdot z}{z - 1}$$
  $G_s(s) = \frac{k}{1 + T_1 s}$ 

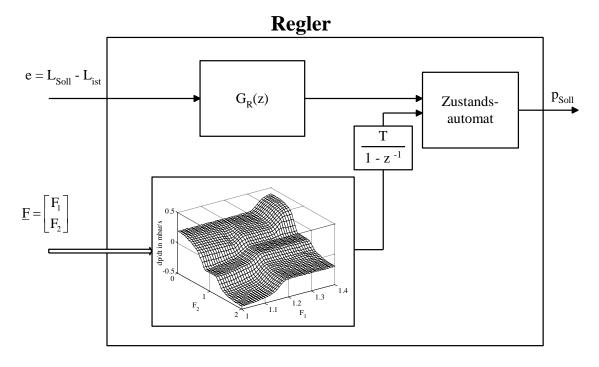
Patient	$T_1$ in s	k in l/(mbar <sup>2</sup> s)
1	34	0.0187
2	12	0.0194
3	10	0.0214
4	35	0.0157



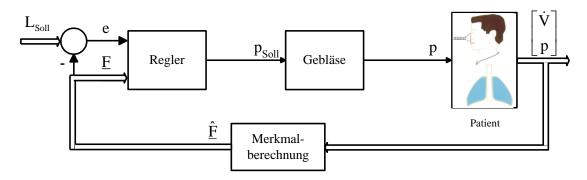
## Reglerentwurf



- Kollapsibilität der Atemwege zeitlich veränderlich
  - → <u>robuster</u> PI-Regler
- Störeinflüsse: Artefakte, Leckagen, Schnarchen, veränderlicher Flusszustand
  - → Fuzzy-Regler



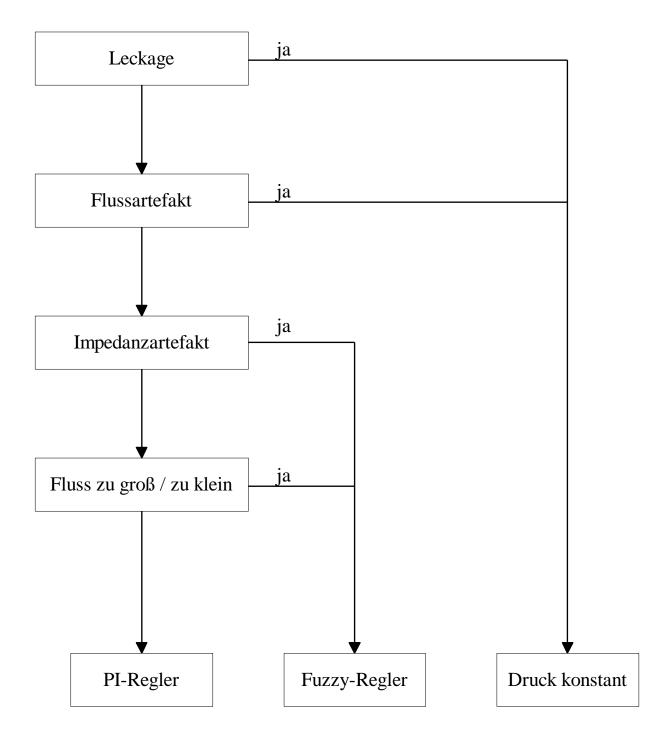
#### Regelkreisstruktur





## Zustandsautomat



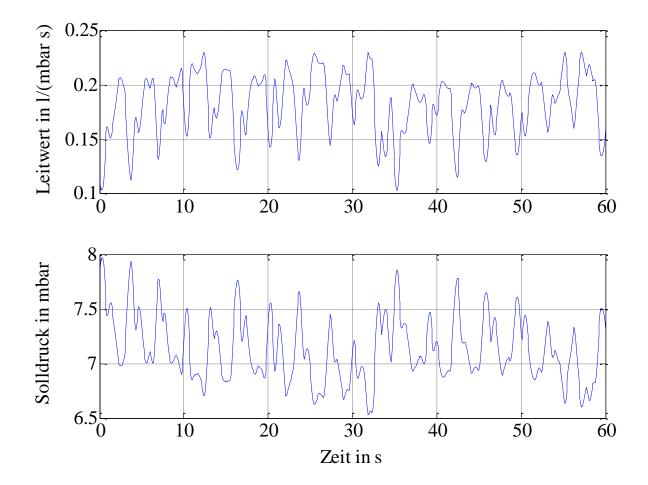




## **Experimentelle Ergebnisse**



## PI-Regler

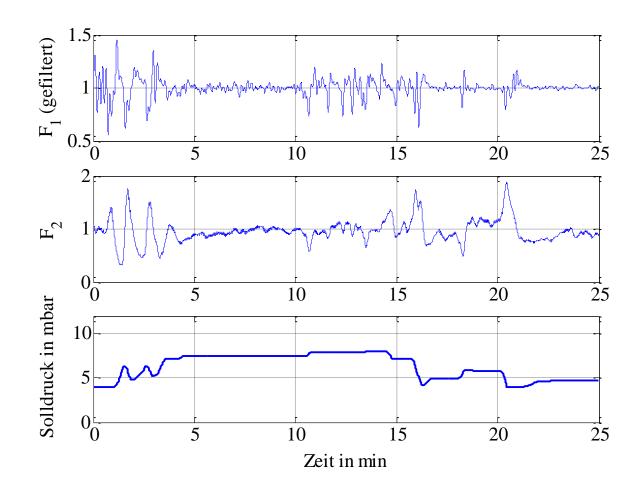




## **Experimentelle Ergebnisse**



## **Fuzzy-Regler**





# **Zusammenfassung und Ausblick**



#### Zusammenfassung

- Kopplung von PI- und Fuzzy-Regler mit Zustandsautomat

  → Auswahl des "besten" Reglers
- Flusseinschränkungen in Abhängigkeit vom Obstruktionsgrad mit Druckerhöhungen therapiert
- Höhere Dynamik bei geringerem Beatmungsdruck
- Störungsunempfindlichkeit
- Kein Abfall der arteriellen Sauerstoffsättigung

#### **Ausblick**

- Echtzeitidentifikation; adaptiver Regler
- Höhere Dynamik des Stellglieds