

**3. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
17.-18. September 2001 in
Bochum**



**„Automatisierte Lungenfunktionsdiagnose bei spontan
atmenden Säuglingen“**

S. Leonhardt
Institut für Automatisierungstechnik, TU Darmstadt, Darmstadt, Deutschland
E-Mail: sleonhardt@t-online.de

Band: Beiträge zum 3. Workshop Automatisierungstechnische Methoden und
Verfahren für die Medizin
Editors: Jürgen Werner, Martin Hexamer
ISBN: 3-00-008240-9
Pages: 10-11

Automatisierte Lungenfunktionsdiagnose bei spontan atmenden Säuglingen

S. Leonhardt

Institut für Automatisierungstechnik, TU Darmstadt

sleonhardt@t-online.de

EINLEITUNG

Die Inzidenz allergischer Lungenerkrankungen bei Säuglingen ist seit Jahren im Steigen begriffen. Allerdings fehlt für diese Patientengruppe bis heute ein klinisch etabliertes Verfahren zur Lungenfunktionsprüfung, insbesondere zur sicheren Erkennung des „frühkindlichen Asthmas“.

Neben den forcierten Atemmanövern und der Baby-Bodyplethysmographie ist aufgrund der einfachen Anwendbarkeit auch die Ruheatmungsspirometrie ein möglicher Kandidat zur Erkennung obstruktiver Erkrankungen, vgl. [1-3]. Allerdings war diese Methode bislang als „zu wenig trennscharf“ bekannt. Im Folgenden wird nun aufgezeigt, wie die Ruheatmungsspirometrie mit Hilfe geeigneter mathematischer Verfahren zu einem trennscharfen Diagnosewerkzeug für spontan atmende Säuglinge weiterentwickelt werden kann.

METHODIK

Im Rahmen der Ruheatmungsspirometrie bei Säuglingen wird der Verlauf des Atemstroms über der Zeit gemessen und bewertet. Üblicherweise wird das Ergebnis als Fluß-Volumen-Kurve dargestellt, vgl. Abb. 1.

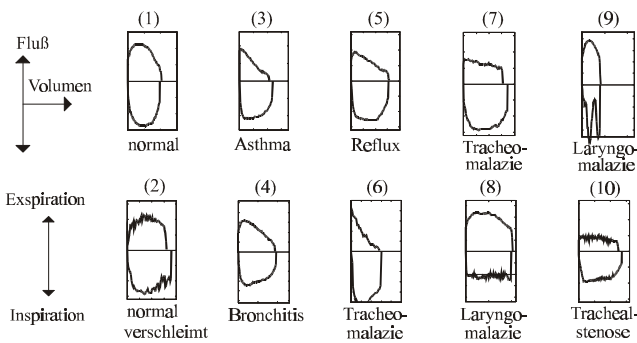


Abbildung 1: tidal breathing flow volume (TBFV) loops bei unterschiedlichen Gesundheitszuständen

Klassischerweise wurden zur Beurteilung der Kurvenform einzelne Kurvenparameter, z.B. bestimmte Streckenverhältnisse wie der max. Fluß (Kurvenhöhe) zu geatmetem Volumen (Kurvenbreite), herangezogen. Solche Maße sind allerdings für eine „komplexe“ Beurteilung der Form weniger geeignet.

Um die verbale Form-Beschreibung durch den Arzt („rund“, „dreieckig“, „Einbrüche“, etc.) nachzuahmen, wurden folgende Kurvenmerkmale eingeführt ([4]):

- die *Rundheit* : die Rundheit R eines TBFV loops wird beschrieben, indem nach Normierung für Inspiration

und Expiration das Verhältnis des einbeschriebenen zum umschriebenen Radius gebildet wird.

$$R_{\text{insp./exp.}} = \frac{r_{\text{einbeschrieben}}}{r_{\text{umschrieben}}}$$

Hierbei entspricht R = 1 einer „runden“ Kurvenform.

- die *Dreieckigkeit* : die Dreieckigkeit D eines TBFV loops ist definiert als das Verhältnis des Flächenintegrals zum einbeschriebenen Dreieck :

$$D_{\text{insp/exp}} = \frac{\int_0^{VE} \dot{V}_{\text{atem}} (\Delta V_{\text{Lunge}}) dV}{0,5 \cdot \dot{V}_{\text{max}} \cdot VE} - 1$$

Hierbei gilt eine Kurve als „dreieckig“, wenn $D \approx 0$ ist.

- die *Welligkeit* : die Welligkeit W eines TBFV loops läßt sich quantifizieren, indem die Kurve durch ein Polynom ausreichend hoher Ordnung approximiert wird und dessen Extremwerte numerisch bestimmt werden. Hierbei gilt für die Expiration

$$W_{\text{exp}} = \sum_0^n \left| \dot{V}_{\text{atem}} (V_{\text{extr},[i+1]}) - \dot{V}_{\text{atem}} (V_{\text{extr},[i+1]}) \right| - 2$$

Die Inspiration läßt sich natürlich analog beschreiben. Abb. 2 zeigt dieses Merkmal grafisch.

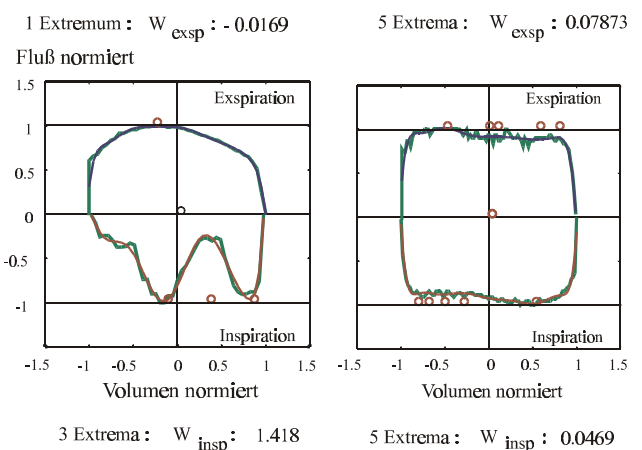


Abbildung 2: die Welligkeit bei Malazie (Kollaps-Phänomene, links) und Stenose (viereckige Form, rechts)

Man beachte die große inspiratorische Welligkeit bei Malazie (links), während die viereckige Kurve korrekt als „wenig wellig“ angesehen wird.

- die *Approximation* durch lineare und quadratische Polynome. Bei diesem Satz von Merkmalen wird die normierte Kurve unter Minimierung eines quadratischen

Gütekriteriums durch Polynome erster und zweiter Ordnung angenähert. Hierbei gilt

$$\hat{V}_{atem} = a_1 \cdot \Delta V_{Lunge} + b_1$$

und

$$\hat{V}_{atem} = a_2 \cdot \Delta V_{Lunge}^2 + b_2 \cdot \Delta V_{Lunge} + c_2$$

Wie in [4] gezeigt, erweisen sich auch bestimmte Parameter dieser Kurvenapproximationen als relativ empfindliche Merkmale zur Beschreibung der Form.

ERGEBNISSE

Im Rahmen einer retrospektive klinischen Studie an n = 195 Säuglingen im Alter von 3 – 24 Monaten wurde die Trennkraft der neu eingeführten Parameter mit den bisher bekannten Parametern verglichen, vgl. Tab. 1.

Tab. 1: Patienten-Population

Population	Anzahl n
Gesund	37
Asthma	14
Bronchitis	28
Reflux	49
Tracheomalazie	28
Laryngomalazie	9
Trachealstenose	9
Subglottische Stenose	7
Hauptbronchusstenose	14

Bei einer zunächst durchgeführten *univariaten* Analyse wurde untersucht, wie gut ein einzelnes Merkmal zur Trennung verschiedener pathologischer Kollektive vom Normalkollektiv geeignet ist.

Tab. 2: Fehlklassifikation bei Verwendung eines Merkmals: Normalkollektiv gegen pathologische Kollektive

Diagnose	Bestes klass. Merkmal	Bestes neues Merkmal
Asthma	6,88 %	5,51 %
Bronchitis	20,58 %	19,66 %
Reflux	23,11 %	17,03 %
Tracheomalazie	16,03 %	12,05 %
Laryngomalazie	11,9 %	4,96 %
Trachealstenose	10,35 %	7,5 %
Subglottische Stenose	25,39 %	17,27 %
Hauptbronchusstenose	24,92 %	21,66 %

Wie aus Tab. 2 ersichtlich, waren die neuen Merkmale generell trennschärfer als die alten Merkmale, die bisher Anwendung fanden. Wie pathophysiologisch zu erwarten, lassen sich einige Erkrankungen (Asthma, Bronchitis und Reflux) als verschieden starke Ausprägungen einer Obstruktion interpretieren, vgl. Abb. 3.

Im Rahmen einer *multivariaten* Diskriminanz-Analyse wurde anschließend die Wiedererkennungsrate bei Betrachtung der verschiedenen pathologischen Kollektive gegen das Normalkollektiv ermittelt ([4]), vgl. Tab. 3.

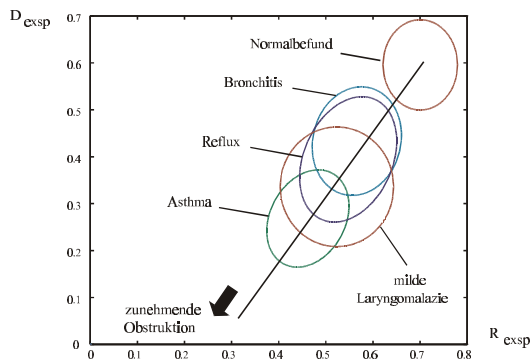


Abbildung 3: Rundheit und Dreieckigkeit bei verschiedenen obstruktiven Erkrankungen.

Tab. 3 : Wiedererkennungsrate bei multivariater Diskriminanzanalyse zwischen Normalbefund und der jeweiligen Diagnose bei Verwendung nur der klass. und aller Merkmale.

Diagnose	Nur klass. Merkmale	Alle Merkmale
Asthma	100 %	100 %
Bronchitis	90,77 %	98,5 %
Reflux	87,2 %	95,2 %
Tracheomalazie	91,5 %	96,6 %
Laryngomalazie	100 %	100 %
Trachealstenose	100 %	100 %
Subglottische Stenose	95,6 %	97,8 %
Hauptbronchusstenose	88,2 %	100 %

Man erkennt, daß die Mitverwendung der neuen Merkmale eine deutlich Verbesserung der Trennschärfe gegenüber der alleinigen Verwendung der klass. Merkmalen bringt, daß aber auch die klassischen Merkmale in Summe mehr Information beinhalten als ursprünglich angenommen.

DISKUSSION

Bei automatisierten Mustererkennungssystemen ist die Verwendung möglichst weniger und gleichzeitig trennscharfer Merkmale eine wichtige und in der Regel nur heuristisch lösbare Aufgabe. Insbesondere bei medizinischen Diagnoseunterstützungssystemen kann es sinnvoll sein, bei der Merkmalsfindung die Vorgehensweise des Arztes nachzuahmen, um zusätzlich zu verbal interpretierbaren Ergebnissen zu kommen.

LITERATURHINWEISE

[1] Seidenberg, J., „Die Lungenfunktionsprüfung im Säuglingsalter“, *Habilitation*, Med. Hochschule Hannover, 1994.
 [2] Bisgaard, H. and Klug, B., "Lung function measurement in awake young children", *European Respiratory Journal*, Vol. 8, pp.2067-2075, 1995.
 [3] Stocks, J., "Lung function testing in infants", *Pediatric Pulmonology*, Suppl. 18, pp. 14-20, 1999.
 [4] Leonhardt, S., „Automatisierte Lungenfunktionsdiagnose bei spontanatmenden Säuglingen“, *Berichte aus der Medizintechnik*, Shaker Verlag, Aachen, 2000, www.shaker.de