

DIE WAVELET-TRANSFORMATION ZUR ANALYSE VON LUNGengerÄUSCHEN BEI PNEUMONIE-PATIENTEN

V. Groß, P. Fachinger, M. Fröhlich, J. Sulzer, T. Penzel, P. von Wichert
Medizinische Poliklinik der Philipps-Universität Marburg

Zusammenfassung:

Die Lungengeräusche von 12 Patienten mit einseitiger Pneumonie wurden digital aufgezeichnet und mit Hilfe der Wavelet-Transformation ausgewertet.

Unser System ist in der Lage, pneumonie-typische Auskultationsbefunde automatisch zu erkennen.

Einleitung

Typische pathologische Atemgeräusche bei Pneumonie-Patienten sind die Bronchialatmung und Rasselgeräusche. Bei der Bronchialatmung sind besonders die expiratorischen Lungengeräusche gegenüber der Normalatmung verändert. Sie enthalten in zunehmendem Maße auch Anteile höherer Frequenzen (1). Rasselgeräusche sind kurzzeitig auftretende Geräuschphänomene. Zu ihrer Detektion eignet sich daher besonders die Wavelet-Transformation (WT) (2, 3), aber auch bei kontinuierlichen Lungengeräuschen führt die WT zu guten Ergebnissen (4, 5). Wir haben mit Hilfe der WT eine Methode zur automatischen Erkennung der Bronchialatmung entwickelt. Dies ist die Voraussetzung für eine kombinierte Detektion von Rasselgeräuschen und Bronchialatmung.

Material und Methoden

Es wurden 12 Patienten mit einseitiger Pneumonie untersucht. Die Lungengeräusche wurden mit Hilfe zweier luftgekoppelter Mikrophone digital aufgezeichnet (6, 7). Für eine standardisierte, selbstkontrollierte Atmung der Patienten (Flowmax=1,3 l/s) wurde der Atemfluß online auf einem Kontrollmonitor dargestellt (Abb.1). Die Atemgeräusche wurden mit Hilfe der WT (Daubechies 8) und FFT analysiert (Matlab 5.3;

Abb. 2). Zur Beschreibung der relativen Power-Spektren diente das Frequenzband 345-690 Hz (Level 3). Für beide Lungenseiten wurde der Quotient Q der relativen Bandpower

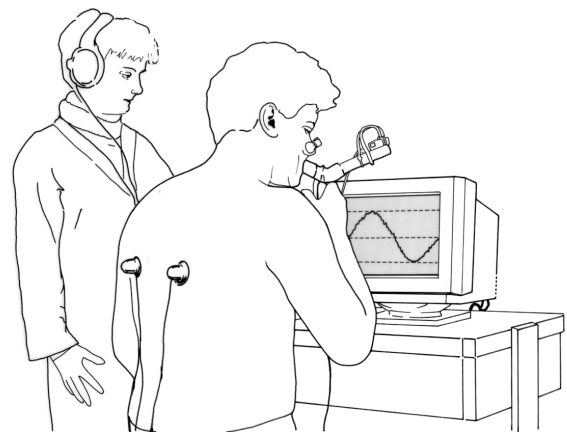


Abbildung 1 : Selbstkontrollierte Atmung

zwischen maximaler Inspiration und maximaler Expiration für ein Zeitfenster von 0.1s berechnet:

$$Q = \text{rel. Power Exp.} / \text{rel. Power Insp.}$$

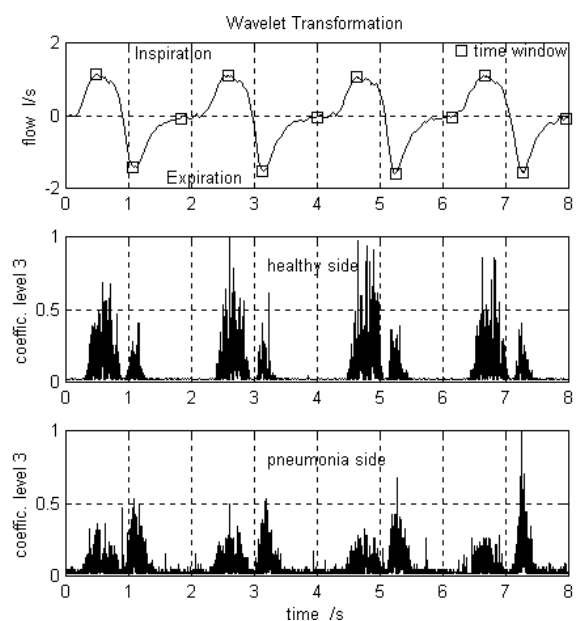


Abbildung 2: Wavelet Koeffizienten level 3

Das Signal-Rauschverhältnis (SNR) wurde berechnet zwischen dem Zeitfenster der maximalen Inspiration und dem Zeitfenster der minimalen Expiration (siehe Abb. 2).

Ergebnisse

Bei allen 12 Patienten mit einseitiger Pneumonie war der Quotient Q auf der erkrankten Seite signifikant höher ($p=0.002$ für FFT und WT, Wilcoxon-Test, siehe Tabelle 1).

Die Werte der Wavelet-Transformation zeigten geringere Standardabweichungen (54%) im Vergleich zur Fast-Fourier-Transformation (65%). Das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) betrug rund 5.

Tabelle 1: Quotient Q für FFT und WT

No.	$Q_p(WT)$	$Q_g(WT)$	$Q_p(FFT)$	$Q_g(FFT)$
1	1,52	0,37	1,53	0,39
2	0,75	0,25	0,68	0,24
3	1,72	0,55	2,19	0,52
4	0,59	0,32	0,45	0,20
5	0,58	0,29	0,64	0,28
6	0,94	0,36	0,70	0,30
7	0,90	0,40	0,77	0,35
8	0,61	0,34	0,70	0,58
9	2,52	0,40	2,89	0,49
10	0,86	0,18	0,88	0,18
11	0,59	0,20	0,65	0,22
12	1,08	0,32	0,98	0,29
Mittelw	1,06	0,33	1,09	0,34
STD	54 %	29 %	65 %	38 %

$Q_g(FFT)$ - Quotient Q für FFT, gesunde Seite

$Q_p(FFT)$ - Quotient Q für FFT, Pneumonie Seite

$Q_g(WT)$ - Quotient Q für WT, gesunde Seite

$Q_p(WT)$ - Quotient Q für WT, Pneumonie Seite

Diskussion

Mit Hilfe des Quotienten Q, auf der Basis der Wavelet-Transformation, ist unser System in der Lage, pneumonietypische Auskultationsbefunde automatisch zu erkennen. Die Gruppe von Pneumonie-Patienten, deren Auskultationsbefund ausschließlich Bronchialatmung aufweist ohne die Anwesenheit von Rasselgeräuschen ist jedoch sehr gering. Es ist deshalb notwendig eine Analysemethode zu entwickeln, die beide Anteile pathologischer Lungengeräusche bei Pneumonie berücksichtigt. Die Wavelet-Transformation ist für eine kombinierte Detektion sehr geeignet.

Literatur

- [1] H. Pasterkamp, S. S. Kraman, G. R. Wodicka, "Respiratory sounds - Advances beyond the stethoscope", *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 156, pp. 974-987, 1997
- [2] L. J. Hadjileontiadis, S. M. Panas, "Separation of discontinuous adventitious sounds from vesicular sounds using wavelet-based filter", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp. 1269-1281, 1997
- [3] R. Sevcik, W. Nahm, E. Konencny, O. Petrowisc, H. Bergolte and D. Nolte, "Analyse diskontinuierlicher Lungengeräusche durch die Wavelet-Transformation und die Illustration selten auftretender kontinuierlicher Oszillationen", *Biomedizinische Technik*, vol. 42+1, pp. 297-298, 1997
- [4] E. Ademovic J. C Pesquet and G. Charbonneau, "Wheezing lung sound analysis with adaptive local trigonometric transform", *Technology and Health Care*, vol. 6, pp. 41-51, 1998
- [5] L. Pesu, P. Heliö, E. Ademovic, J.C. Pesquet, A. Saariinen and A.R.A. Sovijärvi, "Classification of respiratory sounds based on wavelet packet decomposition and learning vector quantization", *Technology and Health Care*, vol. 6, pp. 65-75, 1998
- [6] F. Schüttler, T. Penzel, P. von Wichert, "Digital recording and computer-based analysis of lung sounds." in *Proc. of Annual Internat. Conf. of IEEE Eng. in Med. and Biol.*, Amsterdam, 1996, pp. 326-327
- [7] V. Gross, A. Dittmar, T. Penzel, F. Schüttler, P. von Wichert, "The relationship between normal lung sounds age and gender.", *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, 2000, in press