

**2. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
25. bis 26. Feb. 1999 in
Darmstadt**



„Automatische Erkennung von venösen Luftembolien“

J. Castan, M. Pandit
Lehrstuhl für Regelungstechnik und Signaltheorie, Universität Kaiserslautern,
Kaiserslautern, Deutschland

U. Korell
Westfalz Klinikum Kaiserslautern, Kaiserslautern, Deutschland

ISBN: 318318317x
Pages: 19-20

Automatische Erkennung von venösen Luftembolien

J. Castan¹, U. Korell², M. Pandit¹

¹ Lehrstuhl für Regelungstechnik und Signaltheorie
Universität Kaiserslautern

² Westpfalz Klinikum Kaiserslautern

Die Entwicklung eines automatischen Erkennungssystems für venöse Luftembolien ist ein Projekt, welches vom Lehrstuhl für Regelungstechnik und Signaltheorie der Universität Kaiserslautern in Zusammenarbeit mit dem Westpfalz-Klinikum Kaiserslautern durchgeführt wird. Entwicklungsziel ist ein für den klinischen Einsatz geeignetes Stand-Alone-Gerät auf Basis eines Digitalen Signalprozessors. Dieses soll den Anästhesisten bei der Erkennung von venösen Luftembolien während einer Operation unterstützen und entlasten.

Medizinischer Hintergrund

Eine Luftembolie entsteht durch das Eindringen von Luft in den Blutkreislauf. Dies geschieht besonders häufig im Bereich der Neurochirurgie, wenn Operationen in Oberkörperhochlage oder am Schädel vorgenommen werden. Unter diesen Bedingungen liegt das Operationsgebiet über dem Herzen, so daß zwischen den beiden genannten Stellen erhebliche Druckunterschiede entstehen können. Dies kann dazu führen, daß Luft vom Operationsgebiet in das Venensystem gesaugt und zum Herzen transportiert wird. Dort gelangt die Luft als feiner Strom von Gasbläschen in die rechte Herzkammer und kann zu Funktionsstörungen des Herzens führen. Vom Herz wird das Gasgemisch dann in die Lunge oder in andere Körperteile transportiert und kann zum teilweisen oder kompletten Funktionsausfall der betroffenen Regionen führen. Werden nicht rechtzeitig entsprechende Gegenmaßnahmen getroffen, kann eine Luftembolie im schlimmsten Fall zum Tod des Patienten führen.

Herkömmliche Überwachungsmethoden bestehen darin, daß der Anästhesist während der Operation die Herzgeräusche des Patienten abhört. Dies kann durch verschiedene Methoden erfolgen, ein Verfahren mit einer breiten klinischen Anwendung besteht jedoch darin, ein Ultraschall-Doppler-Mikrofon auf der Brust des Patienten über dem Herzen zu platzieren und damit die Strömungsgeräusche an der rechten Herzklappe zu erfassen. Liegt eine Luftembolie vor, so tritt das sogenannte 'Mühlradgeräusch' auf, das sich vom normalen Herzgeräusch durch ein Kratzen, Rauschen und Zischen unterscheidet. Es entsteht durch die während einer Luftembolie im Blut vorhandenen Gasbläschen, welche die Reflexionseigenschaften

verändern. Die Problematik beim Abhören der Herztöne besteht darin, daß diese Aufgabe während einer oft mehrstündigen Operation ständige Aufmerksamkeit erfordert. Daneben muß der Anästhesist noch weitere Aufgaben ausführen und außerdem auf eine korrekte Platzierung des Ultraschall-Doppler-Mikrofones achten.

Automatische Erkennung von Luftembolien

Um dem Anästhesist die Arbeit zu erleichtern, ist es wünschenswert, die Erkennung von Luftembolien soweit zu automatisieren, daß dieser nicht ständig seine Aufmerksamkeit auf die Herzgeräusche richten muß. Als Grundlage für ein Erkennungssystem wurde das bereits beschriebene Verfahren gewählt, bei dem die Herzgeräusche mit einem Ultraschall-Doppler-Mikrofon überwacht werden. In Zusammenarbeit mit Herrn Dr. U. Korell vom Westpfalz-Klinikum Kaiserslautern wurden am Lehrstuhl für Regelungstechnik und Signaltheorie der Universität Kaiserslautern im Rahmen von Diplomarbeiten Signalverarbeitungsverfahren entwickelt, welche die typischen Signalverläufe bei Luftembolien erkennen. Diese wurden anhand von Testaufnahmen verifiziert, bei denen die Herzgeräusche von Schweinen aufgezeichnet wurden, denen verschiedene Mengen Luft injiziert wurde. Um einfach zwischen einzelnen Herzzyklen unterscheiden zu können, wurde als zweites Signal der Ausgang eines EKG-Gerätes herangezogen. Dieses signalisiert mit geeigneten Signalverläufen den Beginn der verschiedenen Herzphasen (Systole und Diastole) und macht damit eine einfache Trennung zwischen verschiedenen Herzzyklen in einem technischen System möglich. Diese Unterscheidung ist für eine Analyse der Ultraschall-Dopplersignale unerlässlich, um einzelne Herzzyklen getrennt untersuchen zu können, wie dies auch durch die Wahrnehmung eines Anästhesisten geschieht. Die hiermit aus dem Ultraschallsignal gewonnenen, zu einzelnen Herzschlägen gehörigen Signalauschnitte werden nach einer Analog-Digital-Wandlung mit den im folgenden kurz beschriebenen Methoden der digitalen Signalverarbeitung untersucht

a.) Kurzzeit-Fourieranalyse:

Bei diesem auch unter der Bezeichnung Gabor-Transformation bekannten Verfahren werden einzelne Signalauschnitte durch Multiplikation mit

einer geeigneten Fensterfunktion aus dem Gesamtsignal ausgeschnitten, um Randeffekte zu minimieren. Anschließend werden die extrahierten Verläufe fouriertransformiert. Da bei vorliegender Luftembolie im Frequenzbereich von 100Hz - 1kHz deutlich stärkere Frequenzanteile auftreten als in Verläufen ohne Luftembolie, werden diese Frequenzanteile quadriert und anschließend aufsummiert. Anhand des resultierenden Zahlenwertes kann dann eine Entscheidung erfolgen, ob eine Luftembolie vorliegt oder nicht. Das Merkmal, anhand dessen eine Klassifikation vorgenommen wird, berechnet sich also zu:

$$P_S(i) = \frac{1}{N_i} \sum_{100\text{Hz}}^{1\text{kHz}} \left(\sum_{k=0}^{N-1} s(k_i + k) \cdot w_h(k) \cdot e^{-j2\pi \frac{nk}{N}} \right)^2$$

Die Division durch die Signallänge N_i erfolgt, um Herzzyklen unterschiedlicher Länge vergleichen zu können.

b.) Energieanalyse:

Da Herzzyklen mit Embolie eine deutlich höhere Signalenergie aufweisen als solche ohne, kann eine Klassifikation der Signalauschnitte auch über die Berechnung der Kurzzeitenergie erfolgen. Da Herzzyklen unterschiedlich lang sein können, wird diese noch durch Division mit der diskreten Herzzykluslänge normiert, sodaß sich das Klassifikationsmerkmal aus folgender Beziehung berechnet:

$$P_E(i) = \frac{1}{N_i} \sum_{k=0}^{N-1} s^2(k_i + k)$$

Dies entspricht der Autokorrelationsfunktion am Punkt $\tau = 0$.

c.) Autoregressive Parameteranalyse:

Hierbei wird das Ultraschall-Dopplersignal als Ausgang eines autoregressiven Parametermodelles vom Grad 4 betrachtet, welches mit einem diskreten weißen Rauschen angeregt wird. Mittels des rekursiven Least-Squares-Verfahrens werden nun die autoregressiven Modellparameter b_0 , a_1 , a_2 , a_3 und a_4 so berechnet, daß der Modellausgang möglichst gut mit dem Ultraschallsignal übereinstimmt. Die Modellparameter können dann als Beschreibung des Signalauschnittes dienen und unterscheiden sich für Herzzyklen mit und ohne Luftembolie ausreichend stark, um eine geeignete Klassifikation anhand von Mahalanobis-Distanzen vornehmen zu können.

d.) Wavelet-Analyse:

Die Wavelet-Analyse ist neben der Gabor-Transformation eine weitere Möglichkeit, ein Signal auf seine Kurzzeit-Eigenschaften zu untersuchen. Auch hierbei wird ausgenutzt, daß bei Herzzyklen

mit Luftembolie höhere Frequenzanteile deutlich stärker auftreten als bei solchen ohne. Das entsprechende extrahierte Signalmerkmal für die i -te Skalierung des Basis-Wavelets $h(t)$ errechnet sich anhand der Grundgleichung der diskreten Wavelet-Transformation zu:

$$P_W(i) = \sum_{k=0}^{N_i-1} \int s(t) \cdot h_{i,k}^*(t) dt$$

Aufgrund der mit den beschriebenen Verfahren gewonnenen Analyseergebnisse muß schließlich eine Entscheidung getroffen werden, ob während eines Herzzyklus eine Luftembolie vorliegt oder nicht. Dies geschieht anhand eines Entscheiders auf Basis von Fuzzy-Logic, der jedem Zahlenwert der verschiedenen Analyseergebnisse anhand von Zugehörigkeitsfunktionen einen Wert zwischen 0 und 1 zuordnet. Dieser gibt an, inwieweit aufgrund der Analyse davon ausgegangen werden kann, daß eine Luftembolie vorliegt. Diese sogenannten Zugehörigkeitswerte der einzelnen Analysemethoden werden anschließend addiert und mit einem Schwellwert verglichen, um eine endgültige Klassifikation vornehmen zu können.

Implementierung auf einer DSP-Hardware

Die beschriebenen Verfahren wurden zuerst unter MatLab entwickelt und auf Praxistauglichkeit untersucht. Anschließend wurden sie in ANSI-C codiert und mit in einen entsprechenden Programmunterbau versehen, der die Echtzeitfähigkeit sicherstellt. Dieses Erkennungssystem wurde zuerst auf einer PC-Hardware getestet, anschließend wurde es mit einem entsprechenden C-Compiler auf eine DSP-Hardware portiert und die entsprechenden Hardware-Anpassungen vorgenommen. Als Basis-Hardware wurde das DSP-Entwicklungsboard TMS320C3x von Texas-Instruments verwendet.

Der nächste Schritt wird die klinische Erprobung des automatischen Erkennungssystems anhand großer Datenmengen sein. Hierbei stehen insbesondere die Optimierung der verschiedenen Parameter des Erkennungssystems im Vordergrund.

Literatur:

- Korell, U., Schlag, R., Siegmund, B., Pandit M.: Detection of embolisms using ultrasound Doppler signals; Intntl. Conf. on Acoustics, Speech and Signal Processing ICASSP 1998, Seattle
 Poularikas, A.: The Transforms and Applications Handbook, CRC Press/IEEE Press Boca Raton 1996
 Chan, B.; Chan, F.; Lam, F.; Lui, P.; Poon, P.: Fast Detection of Venous Air Embolism in Doppler Heart Sound Using the Wavelet Transform. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 44, No. 4, April 1997