

**5. Workshop  
Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin vom  
15.-16. Oktober 2004 in  
Saarbrücken**



**„Physiologisches Monitoring bei der Hämodialyse auf  
Basis des extrakorporalen Drucksignals“**

U.Moissl, R. Isermann  
Institut für Automatisierungstechnik, TU Darmstadt, Darmstadt, Deutschland  
E-Mail: umoissl@iat.tu-darmstadt.de

P. Wabel  
Fresenius Medical Care Deutschland GmbH, Bad Homburg, Deutschland

Band: „Tagungsband, Automed 2004“  
Editors: W. I. Steudel  
ISBN: 3-00-013509-X  
Pages: 65-66

# Physiologisches Monitoring bei der Hämodialyse auf Basis des extrakorporalen Drucksignals

U. MOISSL<sup>1</sup>, P. WABEL<sup>2</sup>, R. ISERMANN<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Automatisierungstechnik, TU Darmstadt  
Landgraf-Georg-Straße 4, 64283 Darmstadt

<sup>2</sup> Fresenius Medical Care Deutschland GmbH  
Daimlerstraße 15, 61352 Bad Homburg

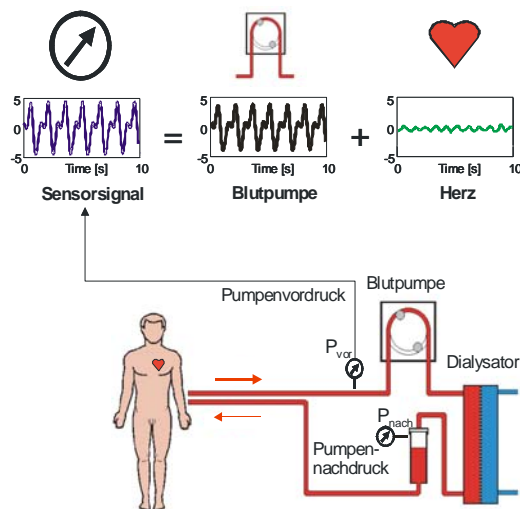
E-Mail: [umoissl@iat.tu-darmstadt.de](mailto:umoissl@iat.tu-darmstadt.de)

## EINLEITUNG

Die Hämodialyse ist ein Verfahren zur Reinigung des Blutes und zum Entzug von Wasser bei chronischer Nierenerkrankung. Dabei wird dem Patienten dreimal pro Woche in einer 4-stündigen Behandlung bis zu 4 Litern an Flüssigkeit entzogen, was eine enorme unphysiologische Belastung des Kreislaufs darstellt. In bis zu 30 % aller Behandlungen kommt es deshalb zu hypotensiven Krisen aufgrund zu geringem Blutvolumens. Ziel dieser Arbeit ist es, einen Beitrag zur Früherkennung kardiovaskulärer Komplikationen zu leisten. Dazu wird aus dem Drucksignal des extrakorporalen Schlauchsystems die Herzpulsation extrahiert, die sich über das arterielle Gefäßsystem und den Gefäßzugang in den extrakorporalen Kreislauf fortpflanzt. Basierend auf diesem Herzdrucksignal können verschiedene kardiovaskuläre Größen geschätzt werden, was im Folgenden am Beispiel der Herzrate erläutert wird.

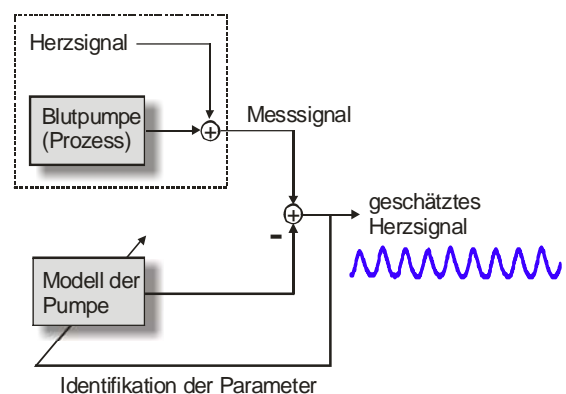
## EXTRAKTION DES HERZSIGNALS

Wie von auskultatorischen Blutdruckmessungen her allgemein bekannt ist, schwankt der Blutdruck im Verlauf eines Herzschlages in den Arterien zwischen 120 und 80 mmHg.



**Abb. 1:** Zusammensetzung des extrakorporalen Drucksignals. Das Sensorsignal setzt sich aus dem Störsignal der Blutpumpe, dem Herzsignal und Messrauschen zusammen

Diese kräftige Pulsation nimmt jedoch im weiteren Verlauf deutlich ab, so dass die Herzamplitude im extrakorporalen Schlauchsystem im Normalfall nur noch 1 bis 5 mmHg beträgt. Dieses schwache Signal wird zusätzlich von der starken periodischen Störung der extrakorporalen Blutpumpe überlagert, siehe Abbildung 1, so dass ein S/N-Verhältnis von 1:50 bis 1:100 vorliegt. Um das Herzsignal zu extrahieren, muss das Pumpensignal mittels geeigneter Filter eliminiert werden. Es zeigt sich in der Praxis, dass gewöhnliche digitale Bandpassfilter dies nicht bewerkstelligen können, da sich die Frequenzanteile von Nutz- und Störsignal überlappen.



**Abb. 2:** Extraktion des Herzsignals. Durch punktweise Subtraktion des geschätzten Störsignals vom Messsignal erhält man die gesuchte Herzpulsation

Aus diesem Grund wurde eine störmodellbasierte Filterung entworfen, deren Arbeitsweise in Abbildung 2 dargestellt ist. Es wird ein Signalmodell der Blutpumpe entworfen, dessen Ausgang exakt dem Störsignal entspricht. Durch punktweise Subtraktion vom Messsignal erhält man das gesuchte Herzsignal.

Die Struktur des Signalmodells entspricht einem zeitdiskreten autoregressiven Filter, auch IIR-Filter genannt, das nach Anregung mit einem Impuls in Dauerschwingungen fällt [Isermann1992]:

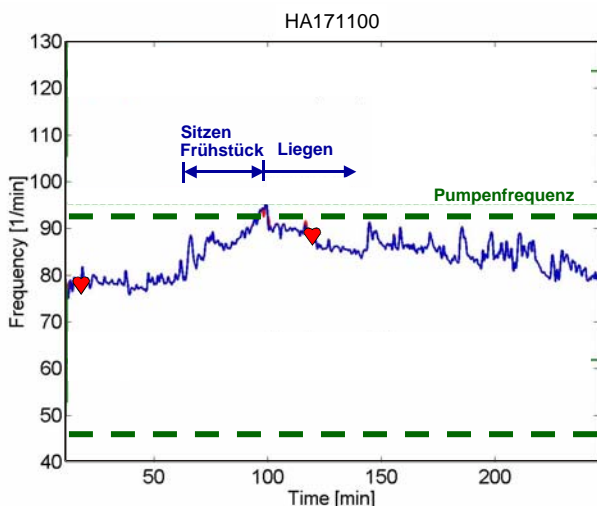
$$\frac{B(z)}{A(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_m z^{-m}}{a_0 + a_1 z^{-1} + \dots + a_n z^{-n}} \quad (1)$$

Hierbei legen die MA-Parameter  $b_0..b_m$  Amplitude und

Phasenlage der einzelnen Schwingungsanteile fest und die AR-Parameter  $a_0 \dots a_n$  die Frequenzen und Dämpfungseigenschaften. Im Falle reeller Dauerschwingungen liegen die Polstellen des Modells auf dem Einheitskreis der komplexen z-Ebene. Die Modellparameter müssen während der Behandlung fortwährend an die sich ändernden Systemeigenschaften adaptiert werden.

## BESTIMMUNG DER HERZRATE

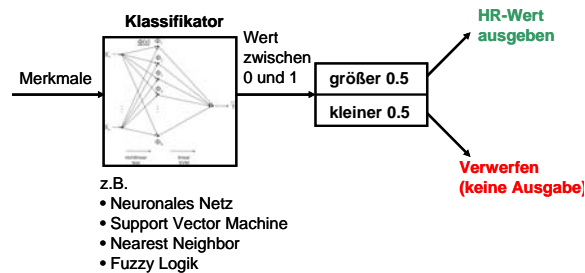
Das in Abbildung 2 gezeigte Herzsignal wird mittels Fouriertransformation über ein Zeitfenster der Länge 10 Sekunden in seine Frequenzanteile zerlegt. Die Herzrate ergibt sich aus der Frequenz des maximalen Peaks im Spektrum. Dieses Vorgehen ist zulässig, da das Herzsignal über die kurze Fensterlänge als quasi-stationär betrachtet werden kann. Die solchermaßen ermittelte Herzfrequenz ist für den Verlauf einer Dialysebehandlung in Abbildung 3 dargestellt. Man erkennt einen Anstieg der HR während des Essens und einen Abfall in der darauf folgenden Ruhephase. Gegen Ende der Behandlung nimmt die Variabilität der HR als Ausdruck zunehmender Kreislaufbeanspruchung zu.



**Abb. 3:** Herzrate im Verlauf einer Dialysebehandlung. Man erkennt einen Anstieg der HR während des Frühstücks, gefolgt von einem Abfall in der Ruhephase

## KLASSIFIKATION

Eine der wichtigsten Anforderungen an ein System zur HR-Bestimmung bei der Dialyse ist die Vermeidung von Fehlansagen, die unter anderem dann auftreten, wenn der Patient seinen Shuntarm bewegt oder wenn das Herzsignal des Patienten infolge einer Eingangsstenose (Verengung der Blutgefäße) sehr schwach ist. Aus diesem Grund wurde ein Klassifikator eingesetzt, in diesem Fall eine Support-Vector-Machine, der anhand von Merkmalen aus dem zuvor bestimmten Spektrum eine Bewertung der Ausgabe vornimmt. Wie in Abbildung 4 zu erkennen ist, werden HR-Werte bei einem Klassifikationswert größer als 0.5 ausgegeben, Werte kleiner als 0.5 hingegen verworfen.



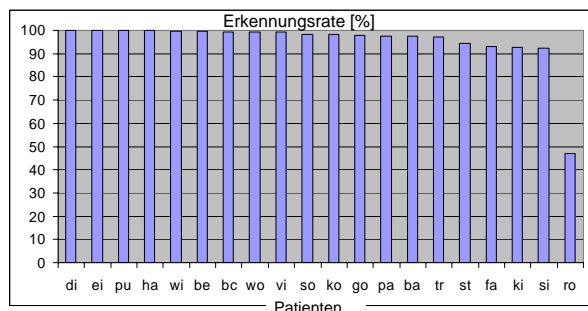
**Abb. 4:** Klassifikation der errechneten HR-Werte zur Vermeidung von Fehlansagen

## ERGEBNISSE

Zur Validierung der errechneten HR-Werte wurde ein EKG hinzugezogen, mit dessen Hilfe sich die Erkennungsrate (ER) bestimmen lässt:

$$ER = \frac{\text{Anz. richtig erkannter HR - Werte}}{\text{Anz. aller ausgegebenen HR - Werte}} \quad (2)$$

Diese ist für 20 Behandlungen in Abbildung 5 dargestellt. Man erkennt, dass in den meisten Fällen unter Verwendung der Klassifikation eine ER von mindestens 95 % erzielt werden kann. Dabei werden im Mittel nur 10 % der errechneten Werte verworfen. Nur bei Patient ro kann auch mit Klassifikation nur eine ER von knapp 50 % erreicht werden, in diesem Fall ist das Herzsignal aufgrund einer Eingangsstenose zu schwach.



**Abb. 5:** Erkennungsrate der HR in 20 Behandlungen

## ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK

Entwickelt wurde eine modellbasierte Extraktion der Herzpulsation aus dem extrakorporalen Drucksignal der Dialysemaschine. Bei Schätzung der Herzrate mittels Fourier-Transformation und unter Verwendung einer Support-Vector-Machine zur Unterdrückung von Fehlansagen kann eine mittlere Erkennungsrate von 95 % erzielt werden. Weitere Einsatzmöglichkeiten des Herzsignals bestehen in der Diagnose des Gefäßzugangs, der HRV-Analyse, der Erkennung von Arrhythmien und Extrasystolen und der Schätzung des Blutdrucks über die Auswertung von Pulswellenlaufzeiten.

## LITERATUR

[Isermann1992]  
R. Isermann, "Identifikation dynamischer Systeme", Springer Verlag Berlin, 1992