

# Einfluss der mütterlichen EKG-Modellierung auf die fetalen QRS-Detektionen

Fernando Andreotti<sup>1</sup>, Sebastian Zaunseder<sup>1</sup>, Claudia Schmieder<sup>2</sup>, Sophia Schröder<sup>2</sup>, Susanne Löther<sup>2</sup>, Hagen Malberg<sup>1</sup>, Holger Stepan<sup>2</sup>, Niels Wessel<sup>3</sup>, Alexander Jank<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Institut für Biomedizinische Technik (IBMT), TU-Dresden, Dresden, Deutschland

<sup>2</sup>Zentrum für Frauen- und Kindermedizin, Universitätsklinikum Leipzig, Leipzig, Deutschland

<sup>3</sup>Kardiovaskuläre Physik, Humboldt-Universität zu Berlin, Berlin, Deutschland

Kontakt: fernando.andreotti@mailbox.tu-dresden.de

## Einleitung

Traditionelle Methoden zur Erfassung der fetalen Herzrate sind entweder invasiv, haben eine hohe Fehleranfälligkeit an falschen positiven Tests und/oder beinhalten Einschränkungen in Bezug auf die Anwendbarkeit (z.B. Nachteile bei Langzeituntersuchungen mittels Doppler-Ultraschall [1]). Aufgrund der Limitationen etablierter Techniken stellt die Erfassung des fetalen Elektrokardiogramms (fEKG) aus abdominalen Kanälen (abdmEKG) einen vielversprechenden Ansatz zum automatisierten Monitoring im Falle von Risikoschwangerschaften dar. Allerdings ist der fetale Anteil in abdmEKG mit der Einschränkung eines niedrigen Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR) verbunden. Dieses Hindernis macht spezielle Signalverarbeitungsmethoden (Extraktions- und Detektionsmethoden) notwendig.

Die hier dargestellte Untersuchung befasst sich mit der Weiterentwicklung einer Kalman-Filter-basierten Verarbeitungsmethode mit dem Ziel einer Verbesserung der QRS-Detektionsraten [2]. Konkret wird der Einfluss der Anzahl von genutzten Gaußkernen für die Modellierung des mütterlichen EKG untersucht.

## Methoden und Materialien

### Daten

Vierundzwanzig, am Universitätsklinikum Leipzig aufgenommene 3-minütige Messausschnitte von physiologischen und pathologischen (vorzeitiger Blasensprung bzw. fetale Anämie) Schwangerschaften dienen als Datenbasis für die vorliegende Untersuchung. Jede Aufnahme beinhaltet acht bipolare Ableitungen: einen mütterlichen Kanal und sieben abdmEKG Kanäle nach [2]. Die Frauen befanden sich in der  $25,0 \pm 2,5$  (entspricht: Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) Schwangerschaftswoche. Die 24 Aufnahmen wurden aufgrund des variablen SNR aus einem größeren Kollektiv ausgewählt, wobei die mütterlichen und fetalen QRS-Komplexe für jeden Datensatz von mehreren Spezialisten manuell annotiert wurden.

### Extraktions- und Detektionsmethoden

Für die Signalverarbeitung wird MATLAB (MathWorks® - Version R2010b) verwendet. Im ersten Schritt wird jeder Kanal im Bereich 3-80 Hz mit einem Bandpass und einem 50 Hz Notchfilter gefiltert. Zunächst werden die mütterlichen Herzzyklen segmentiert. Auf diesen wird pro Kanal

für jeweils 30 Sekunden ein mittlerer mütterlicher Herzschlag (Template) erzeugt.

Jedes Template wird anschließend durch überlagerte Gaußkerne approximiert, um auf dieser Basis den Extended-Kalman-Smoother (EKS) anzuwenden. Die Annäherung ist durch das dynamische EKG-Modell von McSharry [3] wie folgt formuliert.

$$\hat{z}(a_i, b_i, \theta_i) = - \sum_{i=1}^N \frac{a_i}{b_i} \Delta\theta_i \exp\left(-\frac{\Delta\theta_i^2}{2b_i^2}\right) \quad (1)$$

Dabei ist  $a_i$  ein Amplitudenskalierfaktor,  $b_i$  die Breite jeder Gauß-Glocke,  $\Delta\theta_i \in [-\pi, \pi]$  der Abstand bezüglich des QRS-Fiducial-Points und  $N$  die Anzahl von verwendeten Gauß-Glocken. In der Literatur kommen verschiedene  $N$  zum Einsatz (sechs [4], sieben [5] oder neun bis elf [6]).

Die Anpassung von  $N$  Gaußkernen in den mittleren Schlag ist ein Optimierungsproblem, welches mit steigenden  $N$  an Komplexität gewinnt und typischerweise mittels heuristischer Verfahren gelöst wird. Als Optimierungskriterium wurde die minimale mittlere quadratische Abweichung (MSE) gewählt und die Funktion *lsqnonlin()* zur Lösung verwendet. Nach der Optimierung wird das angepasste Modell in dem EKS verwendet, welches eine Approximation des mütterlichen Signals erzeugt. Dieses Signal wird von den vorverarbeiteten Kanälen subtrahiert, um so eine kanalweise fetale Abschätzungen zu erhalten.

Nach der Subtraktion wird jeder fetaler Abschätzungskanal mit einem Bandpassfilter zwischen 15-60 Hz gefiltert. Schlussendlich werden QRS-Komplexe in jedem Kanal auf der Basis von Amplitudenmaxima (vgl. [7]) detektiert.

Im Rahmen dieser Studie wird untersucht, inwieweit eine steigende Anzahl von Gaußkernen die MSE minimiert, bzw. ob die Optimierungsfunktion und Modellierung dafür geeignet ist und welche Folgen sich für die fetale QRS Detektion ergeben. Aufgrund dessen werden die in der Literatur beschriebenen Modelle und ein 13-kerniges Modell getestet.

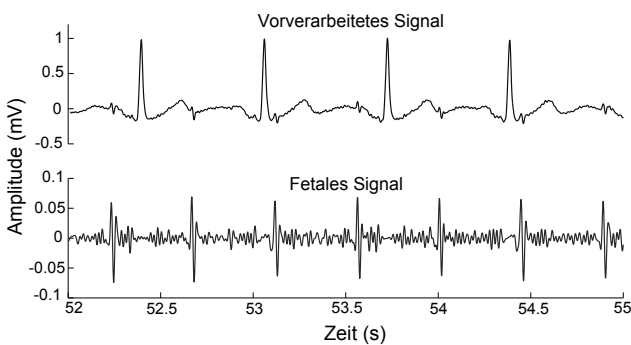
## Ergebnisse

Abb. 1 zeigt ein Extraktionsergebnis beispielhaft für einen Datensatz mit einem niedrigen fetalen SNR. Abb. 2 stellt den MSE zwischen dem approximierten Template und dem mittleren Herzschlag (Template) dar. Die Werte ergeben sich als Mittelwert aller Messungen und aller Kanäle. Die

mittlere QRS-Detektionsrate wird für jeden Kanal und für die verschiedene Anzahlen von Kerne in Tab. 1 gezeigt.

**Tab. 1:** Mittlere QRS-Detektionsraten (ACC [%]).  $ACC = TP / (TP + FN + FP)$  [8]. Wobei  $TP$ ,  $FN$  und  $FP$  bedeuten *true positive*, *false negative* bzw. *false positive*.

| Kanal    | 2    | 3    | 4    | 5    | 6    | 7    | 8    | ACC  |
|----------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| 5 Kerne  | 62.0 | 66.4 | 67.1 | 65.7 | 65.5 | 68.5 | 66.1 | 65.9 |
| 6 Kerne  | 62.3 | 66.3 | 66.5 | 66.5 | 65.6 | 69.4 | 66.1 | 66.2 |
| 7 Kerne  | 62.4 | 65.4 | 66.3 | 65.1 | 65.5 | 69.5 | 66.1 | 65.8 |
| 9 Kerne  | 62.4 | 64.7 | 67.1 | 66.5 | 65.4 | 69.2 | 65.9 | 65.9 |
| 10 Kerne | 63.2 | 62.8 | 66.1 | 64.5 | 65.1 | 69.4 | 65.6 | 65.2 |
| 11 Kerne | 62.4 | 66.8 | 67.4 | 66.2 | 65.3 | 68.1 | 65.6 | 66.0 |
| 13 Kerne | 61.8 | 66.8 | 65.9 | 64.1 | 65.2 | 67.7 | 65.6 | 65.7 |



**Abb. 1:** Exemplarische Extraktion mittels EKS mit 7-kernigem Modell

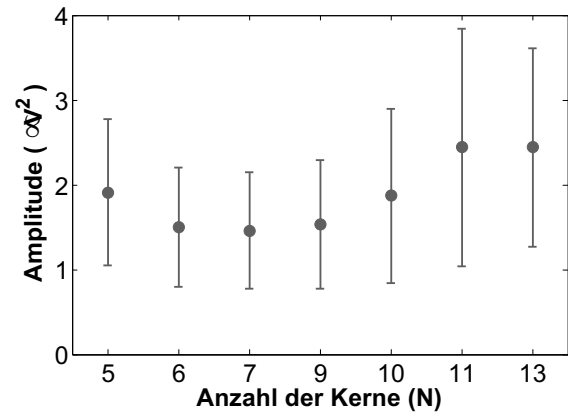
## Diskussion

Die Ergebnisse in Abb. 2 zeigen geringe Unterschiede im MSE zwischen den verschiedenen Modellen, welche sich in den ähnlichen QRS-Detektionsraten (Tab. 1) widerspiegeln. Außerdem fällt auf, dass die Optimierungsfunktion bei  $N > 7$  keine adäquate Anpassung mehr gewährleistet (steigender MSE). Jedoch hat das 7-kernige Modell im Durchschnitt die beste Anpassungsfähigkeit. Die Eignung dieses Modells lässt sich insofern erklären, dass der mütterliche Herzzyklus mit einer Gauß-Glocke für jede symmetrische Welle (Q,R,S) bzw. zwei Glocken für die asymmetrischen Wellen (P,T) modelliert wird [5].

Verbesserungen für dieses Modell sind durch die Nutzung von anderen Verteilungsfunktionen möglich, z.B. Gumbel-, Gamma-, logarithmische Normalverteilung. Dadurch bleibt eine niedrige Anzahl von Gaußkernen erhalten, was für einem effizienten Optimierungsprozess wichtig ist. Trotzdem kann eine bessere Anpassung auf asymmetrische Wellen erwartet werden, da zusätzlichen Parameter (Skala oder Schiefe) zur Verfügung stehen.

## Schlussfolgerungen

Verschiedene Modelle wurden benutzt, um das mütterliche EKG in den abdominalen Projektionen abzuschätzen.



**Abb. 2:** MSE in Abhängigkeit von der Anzahl angewendeter Kerne für die EKG-Modellierung (Mittelwerte bzw. Standardabweichungen).

Eine Anzahl von Aufbaufunktionen, bei welcher die Optimierung mittels der in Matlab verfügbaren Optimierungsfunktion noch effizient erfolgen kann (im Falle der Gaußkerne, in dieser und in Cliffords Untersuchung, z.B. 7 Kerne [5]) sollte in Zukunft mit flexibleren Kerne kombiniert werden.

## Literatur

- [1] IBRAHIMY, M. I. ; AHMED, F. ; ALI, M. A. M. ; ZAHEDI, E.: Real-time signal processing for fetal heart rate monitoring. 50 (2003), Nr. 2, S. 258–261
- [2] ZAUNSEDER, S. ; ANDREOTTI, F. ; CRUZ, M. ; STEPAN, H. ; SCHMIEDER, C. ; WESSEL, N. ; JANK, A. ; MALBERG, H.: Fetal QRS Detection by means of Kalman Filtering and using the Event Synchronous Canceller International Journal of Bioelectromagnetism, 2013, 83 - 89
- [3] MCSHARRY, P. E. ; CLIFFORD, G. D. ; TARASSENKO, L. ; SMITH, L. A.: A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. 50 (2003), Nr. 3, S. 289–294
- [4] CLIFFORD, G. D. ; SHOEB, A. ; MCSHARRY, P. E. ; JANZ, B. A.: Model-based filtering, compression and classification of the ECG. In: *In: BEM & NFSI*. Minnesota, USA, May 2005
- [5] CLIFFORD, GD ; VILLARROEL, MC: Model-based determination of QT intervals. In: *Computers in Cardiology, 2006* IEEE, 2006, 357–360
- [6] SAMENI Reza: *Extraction of Fetal Cardiac Signals from an Array of Maternal Abdominal Recordings*, Institut Polytechnique de Grenoble, Diss., 2008
- [7] SAMENI Reza: *The Open-Source Electrophysiological Toolbox (OSET), version 2.1*, 2010. <http://www.oset.ir>
- [8] KARVOUNIS, E. C. ; TSIPOURAS, M. G. ; FOTIADIS, D. I. ; NAKA, K. K.: An Automated Methodology for Fetal Heart Rate Extraction From the Abdominal Electrocardiogram. 11 (2007), Nr. 6, S. 628–638

## Danksagung

Herr Andreotti wird durch das CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Tecnológico - Brasilien) gefördert.