

Überblick zu Möglichkeiten der fetalen Herzüberwachung

LEONIE RAAB

Matr.Nr: 3169126

leonie1.raab@st.oth-
regensburg.de

INHALTSVERZEICHNIS

1 Motivation	2
2 Methoden der fetalen Überwachung	2
2.1 Elektrokardiographie	2
2.2 Phonokardiographie	3
2.3 Ultraschall Kardiotokographie	4
3 Vergleich der fetalen Untersuchungsmethoden	5
4 Zusammenfassung	5
5 Ergebnisse und Ausblick	5
A Anhang	7

Zusammenfassung

Hierher kommt die Zusammenfassung.....

1. MOTIVATION

Aufgrund der steigenden Anzahl an Risikoschwangerschaften, die unter anderem durch das höhere Alter von werdenden Müttern begründet sind, erhöht sich auch das Risiko für auftretende Komplikationen. Potentielle Komplikationen bei der Schwangerschaft sind frühzeitige Geburt, Hypoxie, inuterine Wachstumsstörungen, neonataler Tod, geistige oder körperliche Behinderungen und fetaler Stress [1]. Fetales Langzeitmonitoring ab dem dritten Schwangerschaftstrimester ermöglicht die Überwachung der fetalen Gesundheit und führt zu schnellerer Diagnose von Risikofaktoren, sodass diese vermieden werden können. Dabei werden der fetale Puls (fHR), die Grundlinie, die Kurzzeitvariabilität (STV) und Schwankungen der Herzfrequenz gemessen. Daraus lässt sich auf die Sauerstoffversorgung, das inuterine Wachstum oder das Wachstum des fetalen autonomen Nervensystems schließen [2]. In manchen Situationen kann durch abnormale Messwerte des fHRs darauf geschlossen werden, dass eine Notfallentbindung oder ein Kaiserschnitt notwendig ist [3].

Herausforderungen beim fetalen Monitoring sind Überlagerungen der fHR mit dem Herzschlag der Mutter oder die unbekannte Position des Fötus im Uterus [4]. Je nachdem, welche Messwerte für die aktuelle Schwangerschaft interessant sind, können unterschiedliche Untersuchungsmethoden durchgeführt werden. Dabei wird sich auf das Elektrokardiogramm, das Phonokardiogramm und das Ultraschall-Kardiotokogramm konzentriert.

In dieser Ausarbeitung werden diese Methoden erklärt und nach ihrer Durchführbarkeit und der Verwertbarkeit der Messergebnisse verglichen.

2. METHODEN DER FETALEN ÜBERWACHUNG

2.1 Elektrokardiographie

Beschreibung der Untersuchung Das fetale Elektrokardiogramm (fEKG) kann auf zwei Arten durchgeführt werden. Zum einen kann das invasive fEKG aufgenommen werden, bei dem eine Elektrode an der fetalen Kopfhaut platziert wird. Dies kann nur erfolgen, wenn der Gebärmutterhals erweitert ist und die fetalen Membranen durchtrennt sind, also nur während des Geburtsvorgangs [5]. Dabei wird eine Nadelelektrode

verwendet, was zudem zu einem Infektionsrisiko und zu Gewebeschäden führt [6].

Zum anderen gibt es ein nicht invasives Verfahren, bei dem die Elektroden auf dem maternalen Unterleib angebracht werden. Diese Vorgehensweise führt jedoch zu einem niedrigeren Signal-Rausch-Verhältnis. Zusätzlich müssen Störfaktoren wie beispielsweise elektronische Interferenzen durch das maternale Elektrokardiogramm (mEKG), abdominale Muskelaktivität, Interferenzen der Netzleitung und Messrauschen beachtet werden. Zudem ist der Fötus während der 28. bis 32. Schwangerschaftswoche von der sogenannten *vernix caseosa* umgeben, einer isolierenden Schicht, die die Signalamplitude schwächt und die Form des fEKGs beeinflusst [5]. Diese Methode kann zudem über längere Zeitperioden (z.B. 24 Stunden) durchgeführt werden, was einerseits eine genauere Überwachung ermöglicht und andererseits einen höheren Komfort für die Mutter gewährleistet, da sie während der Untersuchung zwar liegen muss, allerdings die Liegeposition beliebig variieren kann [3].

Messbare Parameter Beim fEKG kann *Beat-to-Beat* (T_{bb}) Information über die fetale Herzrate (fHR) gewonnen werden, wodurch auf die Variabilität der fHR geschlossen werden kann. Außerdem kann durch die Analyse der Wellenform des fEKG-Signals auf mögliche fetale Sauerstoffdefizite geschlossen werden. Dies ist allerdings nur möglich, wenn die R-Spitze korrekt detektiert wird [5].

Verarbeitung der Messwerte Zur Signalverbesserung des nicht-invasiven fEKGs kann das mEKG unterdrückt oder herausgefiltert werden. Dies erfolgt beispielsweise mit Raumfilterung [7], template Subtrahierung [8–10], adaptiver Filterung [11–13], blind-source Separation [14–16], Unabhängigkeitsanalyse [17] oder durch eine Kombination mehrerer dieser Algorithmen [18–20].

Die darauffolgende R-Zacken-Detektion erfolgt, indem bereits vorhandene Methoden zur Detektion der R-Zacke an Erwachsenen für das fEKG adaptiert werden. Dies wird beispielsweise über neurale Netze [21–23], genetische Algorithmen [24], Wavelet Transform [25–29], Filterbanken [30] oder durch heuristische Ansätze basierend auf nichtlinearen Transformationen [31–33] umgesetzt. Allerdings ist das Signal-Rausch-Verhältnis beim fEKG signifikant niedriger als bei EKG-Aufnahmen von Erwachsenen, sodass

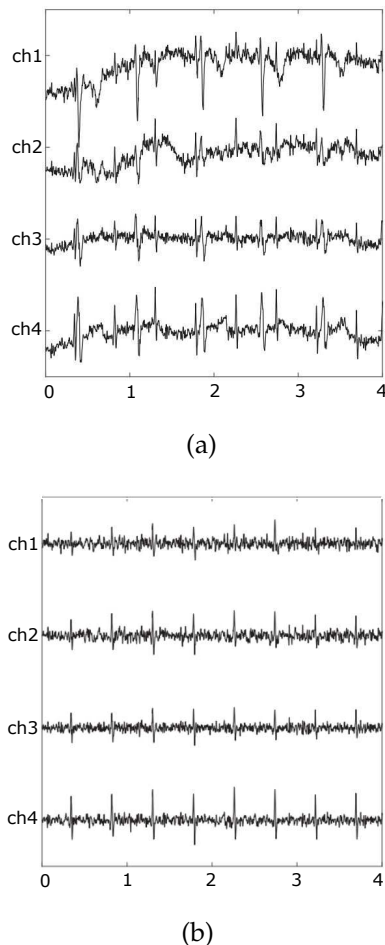


Abb. 1: (a) fEKG, überlagert von mEKG, nach [5]; (b) fEKG mit ausgefiltertem mEKG, nach [5].

die angepassten Algorithmen fehlerbehaftet sind.

Da die Position des Fötus während der Aufnahme unbekannt ist und variieren kann, wird das fEKG mit mehreren Elektroden aufgenommen. Sowohl das Signal-Rausch-Verhältnis als auch die Wellenform des fEKGs verändern sich je nach Position und Orientierung des Fötus, wodurch sich auch die verschiedenen fEKG-Signale unterscheiden. Daraus folgt, dass die R-Spitzen Detektion auf jeden Kanal individuell durchgeführt werden muss und der Kanal mit den besten RR-Serien gewählt wird [5]. In Abbildung 1,a ist exemplarisch ein ungefiltertes fEKG-Signal mit vier Kanälen abgebildet. Durch eine gezielte Filterung des Signales kann dieses wie in Abbildung 1,b aufbereitet werden.

2.2 Phonokardiographie

Beschreibung der Untersuchung Beim fetalen Phonokardiogramm (fPKG) werden mithilfe eines Mikrophons und eines Schallverstärkers die fetalen Herztöne aufgezeichnet. Dies erfolgt entweder über indirekte Kopplung, bei der eine Kuppel auf den Brustkorb aufgesetzt wird, wodurch eine abgeschlossene Luftkammer entsteht. Über diese werden Schwingungen vom Brustkorb an die Messkuppel weitergegeben. Dabei können durch unzureichende Abdichtung der Kuppel auf dem Brustkorb Störgeräusche entstehen. Eine weitere Möglichkeit der Messung erfolgt über einen Stempel, der direkt auf den Brustkorb aufgedrückt wird.

Das dadurch aufgezeichnete Tonsignal kann als grafische Kurve dargestellt werden. Das Tonsignal beinhaltet zwei wesentliche Komponenten: das Schlussgeräusch der Mitralklappen (S1) und das Schlussgeräusch der Trikuspidalklappen (S2). Dabei ist das Segment zwischen dem S1 und dem S2 Signal das systolische Zeitintervall und das Segment zwischen dem S2 und S1 Signal das diastolische [4]. Dies ist für zwei Zyklen in Abbildung 2 dargestellt.

Dabei ist zu beachten, dass das Signal je nach Scheitelpunktposition des Fötus vom Fruchtwasser gedämpft werden kann, da der Schall bei der *Vertex Occupant Posterior* (VOP) Position des Fötus, bei der die Vorderseite des Fötus der Messkuppel zugewandt ist, einen weiteren Weg zurücklegen muss, als bei der *Vertex Occupant Anterior* (VOA) Position, bei der die Rückseite des Fötus der Messkuppel zugewandt ist. Problematisch kann dabei auch eine mögliche Fettleibigkeit der Mutter sein [1]. Zudem unterscheidet sich das fPKG signifikant von dem eines Erwachsenen, da das fetale Herz über eine weitere Öffnung zwischen den beiden Herzvorhöfen verfügt, das *foramen ovale*, das einen Blutstrom

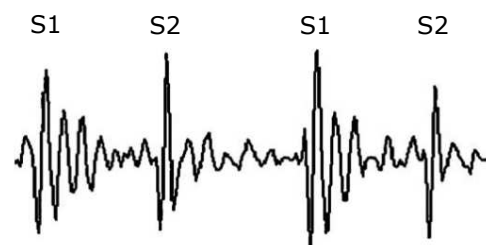


Abb. 2: Normales fPKG Signal mit Markierung der S1 und S2 Signaltöne, nach [4].

vom Lungenkreislauf in den Körperkreislauf ermöglicht. Das Signal ist außerdem von den maternalen Geweben gedämpft, sodass es eine niedrige Amplitude und eine schmale Frequenz besitzt. Die Frequenz des Signals variiert je nach Gewicht des Fötus und je nach Schwangerschaftswoche. Des Weiteren wird das Signal von den maternalen Herzgeräuschen überlagert, welche allerdings durch einen Tiefpassfilter ausgesondert werden können, da ihre Frequenz größtenteils unter 25Hz liegt. Weitere Beeinträchtigungen des Signals entstehen durch die Bewegungen des Fötus, wie zum Beispiel die Atembewegungen, Bewegungen der Extremitäten oder durch Schluckauf, oder durch die maternale Atmung, Muskelbewegung oder Geräusche von umliegenden Organen. Diese Störungen können allerdings bei korrekter Positionierung der Messkuppel vernachlässigt werden [4].

Messbare Parameter Das fPKG zeichnet direkt die fetalen Herztöne (fHS) auf. Daraus lassen sich T_{bb} und fHR berechnen, indem man von jedem Herzschlag einen Referenzpunkt ermittelt. Dieser ist normalerweise der S1 Ton, da dieser für gewöhnlich die höchste Amplitude besitzt und so leicht detektierbar ist. Zudem können durch das fPKG Herzgeräusche ermittelt werden, welche auf einen angeborenen Herzfehler schließen lassen. Über die fHS kann außerdem die sogenannte *Split Time* (ST) festgestellt werden, die entsteht, wenn sich beispielsweise die Mitralklappe und die Trikuspidalklappe, die sich normalerweise synchron schließen, zeitversetzt schließen, sodass sich das S1 Signal in zwei Töne spaltet. Des Weiteren kann durch die Spektralanalyse der fHR-Variabilität intrauterine Wachstumsretardierung gezeigt werden. Im Umkehrschluss bedeutet das, dass durch Langzeitmonitoring des fHR das intrauterine Wachstum überwacht werden kann. Ebenso kann durch die Variabilität der fHR das Wachstum des fetalen Nervensystems verfolgt werden. Da das fPKG über längere Zeitintervalle durchgeführt werden kann, können die fetalen Atembewegungen aufgezeichnet werden. Diese treten nur kurzzeitig und überlagert von anderen fetalen Bewegungen überlagert auf und sind daher schwer zu identifizieren [4].

Verarbeitung der Messwerte Um die fHR zu ermitteln, müssen primär die Referenzpunkte der Herzschläge detektiert werden. Dies erfolgt generell über zwei Methoden: durch die Autokorrelation der Intensitätskurve oder durch die

Wavelet Transform. Teilweise werden auch beide Methoden in Kombination verwendet, da das S1 Geräusch in den meisten Fällen eine niedrige Intensität besitzt. Bei der Autokorrelation werden die periodischen Eigenschaften des Herzsignals ausgenutzt, indem ein Abschnitt der Intensitätskurve mit dem folgenden Abschnitt unter Verwendung eines sich bewegenden Fensters verglichen wird. Die Schlagzeit ergibt sich aus dem Zeitunterschied der ähnlichsten Punkte. Bei der Wavelet Transform wird generell die Daubechies-Funktion [34] verwendet, die an Maßstab und Verschiebung des Signals angepasst wird. Dabei ist zu beachten, dass diese Methode falsche kardiale Signale detektiert, wenn Störungen ähnliche Frequenzeigenschaften besitzen wie das eigentlich gesuchte S1 Signal. Nach der Detektion der Referenzpunkte erfolgt ein Herausfiltern der maternalen Geräusche und anderer Störsignale [4]. Zur Berechnung der fHR gibt es mehrere Ansätze [35–40], wobei viele nicht mit verrauschten Aufnahmen umgehen konnten.

2.3 Ultraschall Kardiotokographie

Beschreibung der Untersuchung Ultraschall ist aktuell für die meisten messbaren Parameter ab der 28. Schwangerschaftswoche, wie fetale Atmung, fetaler Schluckauf, fHR oder den Blutfluss in der Nabelschnur, der Goldstandard. Verwendet man diesen in Kombination mit einem Tokodynamometer, spricht man von der Ultraschall Kardiotokographie (CTG). Dies erfolgt größtenteils während der Geburt, um die fHR und die Wehentätigkeit (mUC) zu überwachen, wobei mit einem Differenzdruckmesser die Änderung der Bauchspannung während einer Wehe gemessen wird. Das CTG ist zum Langzeitmonitoring nicht geeignet, da der Ultraschallkopf häufig neu ausgerichtet werden muss und zudem durchgängig ein speziell ausgebildeter Bediener zur Datenauswertung anwesend sein muss. Zudem ist Ultraschall hochempfindlich gegenüber Bewegungen, sowohl maternalen als auch fetalen, da diese die Reflexion des Schalls beeinträchtigen. Des Weiteren wird der Fötus bei dieser Untersuchung Strahlung ausgesetzt und der aktuellen Literatur ist nicht zu entnehmen, inwieweit dies sicher für den Fötus ist [1].

Messbare Parameter Über das CTG wird simultan die fHR und die Wehentätigkeit gemessen. Über die Kurzzeitvariabilität (STV) der fHR lässt sich Aufschluss auf den Blutfluss der Na-

belschnur gewinnen und damit auf die Sauerstoffversorgung des Fötus. Weiterhin kann die Grundlinie der fHR bestimmt werden. Der Abfall der fHR gefolgt von einer Gebärmutterkontraktion lässt auf eine abnormale Situation der Schwangerschaft schließen. Über die Analyse der fHR können des Weiteren intrauterine Wachstumsstörungen oder das Wachstum des fetalen Nervensystems überwacht werden [4].

Verarbeitung der Messwerte Das CTG zeichnet sich durch eine niedrige Spezifität aus, da die Reflexion des Ultraschalls durch Bewegungen wie die Herzkammerkontraktionen oder Atembewegungen verändert wird, was zu ungenauen fHR-Messungen führt. Daraus folgt, dass für die weitere Verarbeitung der Messwerte mit unpräzisen Schlagzeiten gearbeitet werden muss, sodass die weitere Analyse zu einer hohen Fehlerfortpflanzung führen würde [4].

3. VERGLEICH DER FETALEN UNTERSUCHUNGSMETHODEN

Tabelle 1 liefert einen kurzen Überblick über die Parameter, die mit den verschiedenen Untersuchungsmethoden beobachtet werden können.

Untersuchung	fEKG	fPKG	CTG
messbare Parameter	fHR	fHS	fHR, mUC
ableitbare Parameter	T _{1st} , STV, fetale Sauerstoffdefizite, intrauterine Wachstumsstörungen, Wachstum des fetalen Nervensystems	T _{1st} , fHR, STV, Herzgeräusche, intrauterine Wachstumsstörungen, Wachstum des fetalen Nervensystems, fetale Atembewegungen	T _{1st} , STV, Blutfluss über die Nabelschnur, Sauerstoffversorgung des Fötus, Mittellinie, intrauterine Wachstumsstörungen, Wachstum des fetalen Nervensystems
Langzeitmonitoring möglich?	Ja	Ja	Nein

Tab. 1: Gegenüberstellung der Untersuchungsmethoden.

...

4. ZUSAMMENFASSUNG

...

5. ERGEBNISSE UND AUSBLICK

...

LITERATUR

- [1] P. C. Adithya, R. Sankar, W. A. Moreno und S. Hart. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomedical Signal Processing and Control* 33, 289–305, 2017.
- [2] F. Kovács, C. Horváth, Á. Balogh und G. Hosszú. Extended noninvasive fetal monitoring by detailed analysis of data measured with phonocardiography. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58(1), 64–70, 2011.
- [3] M. A. Hasan, M. Reaz, M. Ibrahimy, M. Hussain und J. Uddin. Detection and processing techniques of FECG signal for fetal monitoring. *Biological Procedures Online* 11(1), 263, 2009.
- [4] F. Kovács, C. Horváth, Á. Balogh und G. Hosszú. Fetal phonocardiography—past and future possibilities. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 104(1), 19–25, 2011.
- [5] G. J. Warmerdam, R. Vullings, L. Schmitt, J. O. Van Laar und J. W. Bergmans. Hierarchical probabilistic framework for fetal R-peak detection, using ECG waveform and heart rate information. *IEEE Transactions on Signal Processing* 66(16), 4388–4397, 2018.
- [6] M. J. Rooijackers, C. Rabotti, S. G. Oei und M. Mischi. Low-complexity R-peak detection for ambulatory fetal monitoring. *Physiological Measurement* 33(7), 1135, 2012.
- [7] P. Bergveld und W. J. Meijer. A new technique for the suppression of the MECCG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (4), 348–354, 1981.
- [8] S. Cerutti, G. Baselli, S. Civardi, E. Ferrazzi, A. M. Marconi, M. Pagani und G. Pardi. Variability analysis of fetal heart rate signals as obtained from abdominal electrocardiographic recordings. *Journal of Perinatal Medicine-Official* 14(6), 445–452, 1986.
- [9] R. Vullings, C. Peters, R. Sluijter, M. Mischi, S. Oei und J. Bergmans. Dynamic segmentation and linear prediction for maternal ECG removal in antenatal abdominal recordings. *Physiological Measurement* 30(3), 291, 2009.

- [10] M. Ungureanu, J. W. Bergmans, S. G. Oei und R. Strungaru. Fetal ECG extraction during labor using an adaptive maternal beat subtraction technique. *Biomedizinische Technik* 52(1), 56–60, 2007.
- [11] R. Sameni. “Extraction of fetal cardiac signals from an array of maternal abdominal recordings”. Diss. Institut National Polytechnique de Grenoble-INPG; Sharif University of Technology (SUT), 2008.
- [12] B. Widrow, J. R. Glover, J. M. McCool, J. Kaunitz, C. S. Williams, R. H. Hearn, J. R. Zeidler, J. E. Dong und R. C. Goodlin. Adaptive noise cancelling: Principles and applications. *Proceedings of the IEEE* 63(12), 1692–1716, 1975.
- [13] P. Strobach, K. Abraham-Fuchs und W. Harer. Event-synchronous cancellation of the heart interference in biomedical signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 41(4), 343–350, 1994.
- [14] F. Andreotti, M. Riedl, T. Himmelsbach, D. Wedekind, N. Wessel, H. Stepan, C. Schmieder, A. Jank, H. Malberg und S. Zaunseder. Robust fetal ECG extraction and detection from abdominal leads. *Physiological Measurement* 35(8), 1551, 2014.
- [15] L. De Lathauwer, B. De Moor und J. Vandewalle. Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 47(5), 567–572, 2000.
- [16] P. P. Kanjilal, S. Palit und G. Saha. Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 44(1), 51–59, 1997.
- [17] M. J. Taylor, M. J. Smith, M. Thomas, A. R. Green, F. Cheng, S. Oseku-Afful, L. Y. Wee, N. M. Fisk und H. M. Gardiner. Non-invasive fetal electrocardiography in singleton and multiple pregnancies. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology* 110(7), 668–678, 2003.
- [18] J. A. Lipponen und M. P. Tarvainen. Principal component model for maternal ECG extraction in fetal QRS detection. *Physiological Measurement* 35(8), 1637, 2014.
- [19] J. Behar, J. Oster und G. D. Clifford. Combining and benchmarking methods of foetal ECG extraction without maternal or scalp electrode data. *Physiological Measurement* 35(8), 1569, 2014.
- [20] M. Varanini, G. Tartarisco, L. Billeci, A. Macerata, G. Pioggia und R. Balocchi. An efficient unsupervised fetal QRS complex detection from abdominal maternal ECG. *Physiological Measurement* 35(8), 1607, 2014.
- [21] Y. H. Hu, W. J. Tompkins, J. L. Urrusti und V. X. Afonso. Applications of artificial neural networks for ECG signal detection and classification. *Journal of electrocardiology* 26, 66–73, 1993.
- [22] G. Vijaya, V. Kumar und H. Verma. ANN-based QRS-complex analysis of ECG. *Journal of medical engineering & technology* 22(4), 160–167, 1998.
- [23] Q. Xue, Y. H. Hu und W. J. Tompkins. Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 39(4), 317–329, 1992.
- [24] R. Poli, S. Cagnoni und G. Valli. Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 42(11), 1137–1141, 1995.
- [25] C. Li, C. Zheng und C. Tai. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Transactions on biomedical Engineering* 42(1), 21–28, 1995.
- [26] S. Kadambe, R. Murray und G. F. Boudreaux-Bartels. Wavelet transform-based QRS complex detector. *IEEE Transactions on biomedical Engineering* 46(7), 838–848, 1999.
- [27] J. Martinez, S. Olmos und P. Laguna. Evaluation of a wavelet-based ECG waveform detector on the QT database. In: *Computers in Cardiology 2000*, 81–84, 2000.
- [28] I. Romero, B. Grundlehner, J. Penders, J. Huiskens und Y. H. Yassin. Low-power robust beat detection in ambulatory cardiac monitoring. In: *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2009. BioCAS 2009. IEEE*, 249–252, 2009.

- [29] I. R. Legarreta, P. S. Addison, M. Reed, N. Grubb, G. R. Clegg, C. E. Robertson und J. N. Watson. Continuous wavelet transform modulus maxima analysis of the electrocardiogram: beat characterisation and beat-to-beat measurement. *International Journal of Wavelets, Multiresolution and Information Processing* 3(01), 19–42, 2005.
- [30] V. X. Afonso, W. J. Tompkins, T. Q. Nguyen und S. Luo. ECG beat detection using filter banks. *IEEE transactions on biomedical engineering* 46(2), 192–202, 1999.
- [31] B. Kohler, C. Hennig und R. Orglmeister. QRS detection using zero crossing counts. *Applied genomics and proteomics* 2(2), 138–145, 2003.
- [32] S. Suppappola und Y. Sun. Nonlinear transforms of ECG signals for digital QRS detection: a quantitative analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 41(4), 397–400, 1994.
- [33] P. Trahanias. An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 40(2), 201–205, 1993.
- [34] I. Daubechies. Orthonormal bases of compactly supported wavelets. *Communications on pure and applied mathematics* 41(7), 909–996, 1988.
- [35] M. Godinez, A. Jimenez, R. Ortiz und M. Pena. On-line fetal heart rate monitor by phonocardiography. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, 3141–3144, 2003.
- [36] F. Kovács, M. Torok und I. Habermajer. A rule-based phonocardiographic method for long-term fetal heart rate monitoring. *IEEE Transactions on biomedical engineering* 47(1), 124–130, 2000.
- [37] D. Talbert, W. L. Davies, F. Johnson, N. Abraham, N. Colley und D. P. Southall. Wide bandwidth fetal phonography using a sensor matched to the compliance of the mother's abdominal wall. *IEEE transactions on biomedical engineering* (2), 175–181, 1986.
- [38] A. Jiménez, M. Ortiz, M. Peña, S. Charleston, R. González, A. Aljama und S. Carrasco. Performance of a method to generate fetal cardiotachograms using fetal phonocardiography. *Computers in Cardiology*, 453–456, 2001.
- [39] B. H. Tan und M. Moghavvemi. Real time analysis of fetal phonocardiography. In: *TENCON 2000. Proceedings*, 135–140, 2000.
- [40] F. Kovács und M. Torok. An improved phonocardiographic method for fetal heart rate monitoring. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 1998. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE*, 1719–1722, 1998.

A. ANHANG