

EKG-basierte Triggerung für die kardiale Ultrahochfeld-Magnetresonanztomographie

Johannes W Krug¹, Georg Rose¹, Gari D Clifford² and Julien Oster²

¹Lehrstuhl für Medizinische Telematik und Medizintechnik, Universität Magdeburg, Magdeburg, Deutschland

²Department of Engineering Science, University of Oxford, Oxford, UK

Kontakt: johannes.krug@ovgu.de

Einleitung

Bei der Bildgebung des Herzens mittels der Magnetresonanztomographie (MRT) muss eine Synchronisation zwischen dem Aufnahmezeitpunkt des MR-Bildes und der momentanen Herzphase erfolgen. Die Synchronisation wird typischerweise mithilfe eines vereinfachten Vektorkardiogramms (VKG) realisiert, wobei das VKG aus zwei orthogonalen Ableitungen des Elektrokardiogramms (EKG) definiert wird [1]. Das VKG wird zur Detektion des QRS-Komplexes bzw. der R-Zacke, welche während der Depolarisation der Ventrikelzellen und damit vor der mechanischen Kontraktion des Herzmuskels auftritt, genutzt. Die Triggerung der MR-Bildgebung erfolgt schließlich in Bezug auf die zeitliche Position der detektierten R-Zacke.

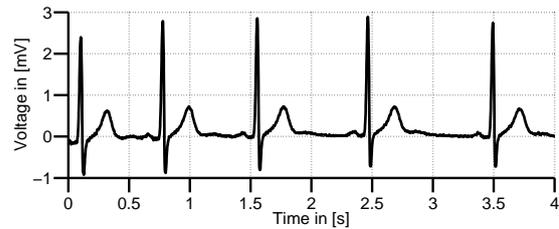
Dabei nutzen die VKGs die räumliche Trennung von R-Zacke und magneto-hydrodynamischem (MHD) Effekt [1]. Der MHD-Effekt führt zur einer Induktion von Spannungen über den Blutgefäßen des Patienten, während sich dieser innerhalb des MRT unter dem Einfluss des statischen Magnetfeldes befindet [2]. Diese durch den MHD-Effekt verursachten Spannungen überlagern sich dem EKG-Signal und erschweren so die Detektion der R-Zacke. Die auf dem VKG basierte Triggerung ist für magnetische Flussdichten bis 3 T weit verbreitet. Für die in der Forschung eingesetzten MR-Scanner mit magnetischen Flussdichten von ≥ 7 T ist dieses Verfahren jedoch aufgrund des erhöhten MHD-Effektes sehr fehleranfällig [3, 4].

Zur Verbesserung der Signalqualität des EKG gegenüber dem MHD-Effekt wird in dieser Arbeit ein Ansatz basierend auf der Independent Component Analysis (ICA) vorgestellt. Dazu wird die ICA auf konventionelle 12-Kanal EKGs, welche in einem 7 T MR-Scanner aufgezeichnet wurden, angewandt. Die ICA resultiert in einem Satz unabhängiger Signalkomponenten (ICs). Eine durch den QRS-Komplex dominierte Komponente wurde automatisch identifiziert und für die Erkennung der R-Zacke verwendet.

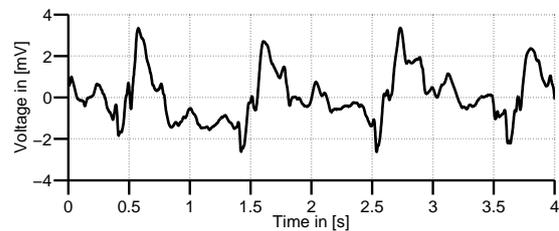
Material und Methoden

Aufzeichnung der EKG-Signale

Für die Messung der EKG-Signale wurden 12-Kanal Standardableitungen mithilfe eines Holter-EKG (CardioMem CM3000-12, GETEMED, Germany. Abtaste: 1024 Hz, Auflösung: 12 bit, Bandbreite: 0.05 Hz-100 Hz) aufgezeichnet. Während der EKG-Messung in einem 7 T MRT wurde keine MR-Bildgebung durchgeführt, d.h. es existierten keine magnetischen Gradienten- oder Hochfrequenzfelder.



(a) EKG außerhalb des MRT (0 T).



(b) EKG innerhalb des 7 T MRT.

Abb. 1: (a) Ungestörtes EKG-Signal und (b) durch den MHD-Effekt bei 7 T gestörtes EKG.

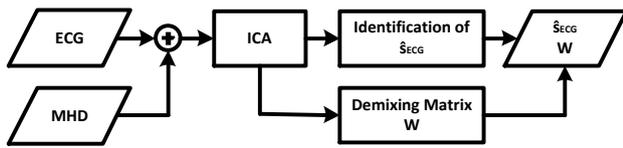
Die Messungen wurden an fünf Probanden (Geschlecht: 4m, 1w; Alter: 24-31 Jahre) in je zwei Positionen (Füße voran, Kopf voran) durchgeführt. Die Datensätze hatten eine Gesamtlänge von 47 min, was 2853 QRS-Komplexen entspricht. Exemplarische Aufzeichnungen sind in Abb. 1 gezeigt.

Gating mit ICA

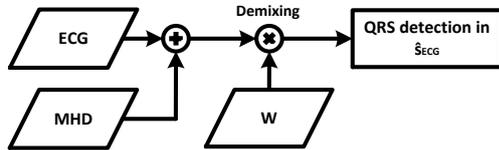
Die ICA ist ein statistisches Verfahren zur Trennung unabhängiger Signalkomponenten in multidimensionalen Datensätzen. Mithilfe der ICA wurden zunächst aus dem durch den MHD-Effekt gestörten Signalvektor \mathbf{x}_k die zugrunde liegenden ICs $\hat{\mathbf{s}}_k$ ermittelt:

$$\hat{\mathbf{s}}_k = \mathbf{W}\mathbf{x}_k$$

wobei \mathbf{W} die Entmischungsmatrix ist. Für die Bestimmung der ICs $\hat{\mathbf{s}}_k$ und der Matrix \mathbf{W} wurde die ICA zunächst auf einen Signalausschnitt von 30 s Länge angewandt. Mithilfe eines automatisierten Template-Matching-Verfahrens wurde die IC $\hat{\mathbf{s}}_{k,\text{ECG}}$ identifiziert. Diese durch das EKG-Signal dominierte IC wurde für die Detektion der R-Zacken verwendet. Die wesentlichen Schritte für die Berechnung und Identifikation der IC $\hat{\mathbf{s}}_{k,\text{ECG}}$ sind in Abb. 2 zusammengefasst.



(a) Bestimmung der Entmischungsmatrix \mathbf{W} und Identifikation von $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$.



(b) Anwendung der Entmischungsmatrix \mathbf{W} auf das gestörte EKG.

Abb. 2: a) Einmalige Bestimmung der Entmischungsmatrix \mathbf{W} und Identifikation von $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$ und b) die Anwendung von \mathbf{W} bzw. \mathbf{w} auf den aktuellen Messwertvektor \mathbf{x}_k zum Zeitpunkt k .

Nach der Identifikation von $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$ wurde die Entmischungsmatrix \mathbf{W} auf einen Entmischungsvektor \mathbf{w} reduziert. Die Berechnung von \mathbf{w} erfolgte je einmal pro Datensatz, so dass im folgenden die Bestimmung von $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$ in Echtzeit möglich war, indem \mathbf{w} jeweils auf den aktuellen Abtastwertvektor \mathbf{x}_k , welcher die Abtastwerte aller 12 Kanäle zum Zeitpunkt k enthält, angewandt wurde: $\hat{s}_{k,\text{ECG}} = \mathbf{w} \cdot \mathbf{x}_k$. Die nachfolgende Detektion der R-Zacken in $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$ basierte auf einem modifizierten Pan-Tompkins-Algorithmus [5].

Qualitative Bewertung

Für die qualitative Bewertung der vorgestellten Methode wurde zunächst untersucht, ob eine automatische Identifikation von $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$ möglich war. Die Genauigkeit der R-Zacken-Detektion in $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$ wurde mithilfe der Sensitivität $Se = TP/(TP+FN)$ sowie der positiven Prädiktivität $+P = TP/(TP+FP)$ bewertet (TP : richtig positive, FP : falsch positive, FN : falsch negative) [6]. Für eine präzise EKG-basierte Triggerung der kardialen MR-Bildgebung sind eine geringe mittlere zeitliche Verzögerung μ_{pd} bei der Detektion der R-Zacken sowie eine geringer Jitter σ_{pd} (Standardabweichung der Verzögerung) wichtig. Als Goldstandard wurden manuelle Annotationen der R-Zacken verwendet. Für die Anwendung der ICA sollte die Entmischungsmatrix \mathbf{W} außerdem langzeitstabil sein, um eine erneute Berechnung während der Laufzeit zu vermeiden.

Ergebnisse

Aus den ermittelten ICs \hat{s}_k konnte in jedem der zehn Datensätze eine IC $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$ automatisch identifiziert werden. Eine beispielhafte IC $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$ ist in Abb. 3 gezeigt. Für die Detektion der R-Zacken konnten im Mittel eine Sensitivität $Se = 99.5\%$ und ein positiv prädiktiver Wert $+P = 99.4\%$ erzielt werden. Die mittlere Verzögerung μ_{pd} und der Jitter der detektierten R-Zacken lagen bei 3.5 ms bzw. 6.5 ms. Die Entmischungsmatrix \mathbf{W} war jeweils über den gesamten Datensatz stabil, d.h. es genügte die einmalige Berechnung der Matrix.

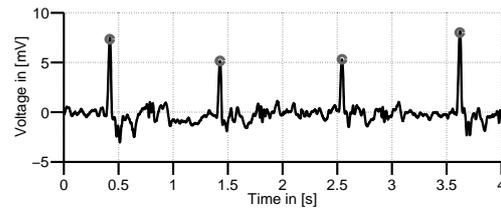


Abb. 3: IC $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$ mit markierten Positionen der detektierten R-Zacken (grau).

Diskussion und Schlussfolgerungen

Die Verwendung der ICA ermöglicht die Bestimmung einer durch den QRS-Komplex dominierten Signalkomponente $\hat{s}_{k,\text{ECG}}$ in Echtzeit. Verglichen mit der VKG-basierten Methode zur Detektion der R-Zacke stellt die ICA-basierte Methode eine wesentliche Verbesserung dar [7]. Die gegenwärtigen Entwicklungen MR-sicherer EKG-Hardware mit 12 Kanälen ermöglichen eine zukünftige praktische Anwendung des hier vorgestellten Verfahrens [8].

Literatur

- [1] CHIA, J.M. ; FISCHER, S.E. ; WICKLINE, S.A. ; LORENZ, C.H.: Performance of QRS detection for cardiac magnetic resonance imaging with a novel vectorcardiographic triggering method. In: *J Magn Reson Imaging* 12 (2000), Nr. 5, S. 678–688
- [2] KELTNER, John R. ; ROOS, Mark S. ; BRAKEMAN, Paul R. ; BUDINGER, Thomas F.: Magneto hydrodynamics of Blood Flow. In: *Magnet Reson Med* 16 (1990), Nr. 1, S. 139–149
- [3] LAMB, H.J. ; VAN SCHINKEL, L. ; KRONER, E. ; BOOGAARD, P.J. van d. ; VERSLUIS, M.J. ; ROOS, A. de ; WEBB, A. ; SIEBELINK, H.M.J.: 7T clinical cardiovascular MR imaging: initial experience. In: *J Cardiovasc Magn Reson* 14 (Suppl 1) (2012), Nr. 1, S. 234
- [4] KRUG, J.W. ; ROSE, G. ; STUCHT, D. ; CLIFFORD, G. ; OSTER, J.: Limitations of VCG based gating methods in ultra high field cardiac MRI. In: *J Cardiovasc Magn Reson* 15 (2013), Nr. Suppl 1, S. W19
- [5] CLIFFORD, G.D.: *Signal Processing Methods for Heart Rate Variability*, St. Cross College, University of Oxford, Ph.D. Thesis, 2002
- [6] ANSI/AAMI: EC57 1999: *Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithms*
- [7] KRUG, J.W. ; ROSE, G. ; CLIFFORD, G. ; OSTER, J.: Improved ECG based gating in ultra high field cardiac MRI using an independent component analysis approach. In: *J Cardiovasc Magn Reson* 15 (2013), Nr. Suppl 1, S. W33
- [8] TSE, Z. ; DUMOULIN, C. ; CLIFFORD, G.D. ; SCHWEITZER, J. ; QIN, L. ; OSTER, J. ; JEROSCH-HEROLD, M. ; KWONG, R. ; MICHAUD, G. ; STEVENSON, W. ; SCHMIDT, E.: A 1.5T MRI-Conditional 12-Lead Electrocardiogram for MRI and Intra-MR Intervention. In: *Magnet Reson Med* (2013)

Danksagung

J.W. Krug wurde durch das BMBF im Rahmen des Innoprofile-Projektes *INKA* finanziert (03IP710). Die EKG-Hardware wurde durch die *GETEMED AG* zur Verfügung gestellt.