

# Nicht-lineare Zeitnormierung im Langzeit-EKG

## Generierung einheitlicher Pseudo-Bilddaten aus Multikanal-Ableitungen

Malte Sartor<sup>1</sup>, Stephan Jonas<sup>1</sup>, Tobias Wartzek<sup>2</sup>, Steffen Leonhardt<sup>2</sup>,  
Christoph Wanner<sup>3</sup>, Nikolaus Marx<sup>4</sup>, Thomas M. Deserno<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institut für Medizinische Informatik, Uniklinik RWTH Aachen

<sup>2</sup> Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik, RWTH Aachen

<sup>3</sup> Medizinische Klinik I, Universitätsklinikum Würzburg

<sup>4</sup> Klinik für Kardiologie, Pneumologie, Angiologie und Internistische Intensivmedizin,  
Uniklinik RWTH Aachen

`sjonas@mi.rwth-aachen.de`

**Kurzfassung.** Die zeitliche Normierung von EKG-Signalen gewinnt mit automatischen Analyseverfahren an Bedeutung. Bisher wird jedoch zumeist nur eine lineare Normierung durchgeführt, welche bei wechselnden Herzfrequenzen auf Grund der Streckung oder Stauchung von Zyklus-Segmenten kein zufriedenstellendes Ergebnis erzielen kann. Daher stellen wir hier ein neues Verfahren basierend auf mathematischem Matching vor, welches eine nicht-lineare Anpassung von EKG-Signalen auf einen Referenz-Zyklus ermöglicht. Das vorgestellte Modell ist zudem auf allen in der Koronalebene aufgenommenen EKG-Kanälen einsetzbar und erzielt im Vergleich zu einem Referenzsignal einen durchschnittlichen RMSE von 0.19 mV. Durch die Normalisierung kann eine Bild- oder Volumen-Repräsentation der einzelnen EKG-Zyklen erstellt werden. Diese ist insbesondere für automatische Algorithmen zum Clustering und zum Textur-Vergleich der Zyklen wichtig.

## 1 Einleitung

Mit Elektrokardiographie (EKG) bezeichnet man die Aufzeichnung der elektrischen Impulse der Herzaktivität in verschiedenen Richtungen. Die bekannte Darstellung des EKG-Zyklus (Abb. 1(a)) beschreibt in der Regel Kanal I oder II, welcher von links nach rechts bzw. diagonal von rechts oben nach links unten durch das Herz verläuft. In der Regel werden sechs bis zwölf Richtungen (Kanäle) abgeleitet, die Richtungen der Ableitungen werden durch den Cabrera-Kreis (Abb. 2(a)) beschrieben.

Neuartige EKG-Geräte ermöglichen die Aufnahme von 12-Kanal-EKGs mit hoher zeitlicher Auflösung über einen langen Zeitraum. Dies wird in Zukunft einen Paradigmenwechsel bei der Betrachtung von EKG-Daten mit sich ziehen. Beispielsweise werden in klinischen Studien 12-Kanal EKG-Daten mit 1000 Hz über sieben Tage erhoben. Dies entspricht etwa 8 GB unkomprimierte Daten oder

einem Papier-EKG von ca. 15 km Länge. Diese Datenmengen sind unmöglich manuell auszuwerten. Anders als bei bisherigen Verfahren, die einzelne Ereignisse in Langzeit-EKGs detektieren [1], soll die Gesamtheit der Daten in neuen Analyseverfahren betrachtet werden. Hierfür wird eine zeitliche Normierung benötigt, die Variationen auf Grund der Änderung der Herzfrequenz eliminiert.

Die einzelnen Segmente des EKG-Zyklus haben beschränkte Längen. Sie verschieben und strecken sich je nach Herzrate individuell [2]. Daher ist eine lineare Zeitnormierung nicht möglich (Abb. 1(b)). Thematisch ähnliche Arbeiten beschäftigen sich mit Personenidentifikation [3] oder der Simulation und Synthese von EKG-Daten [4]. Arbeiten zur nicht-linearen EKG-Normierung oder zum Matching vieler Zyklen sind uns derzeit nicht bekannt.

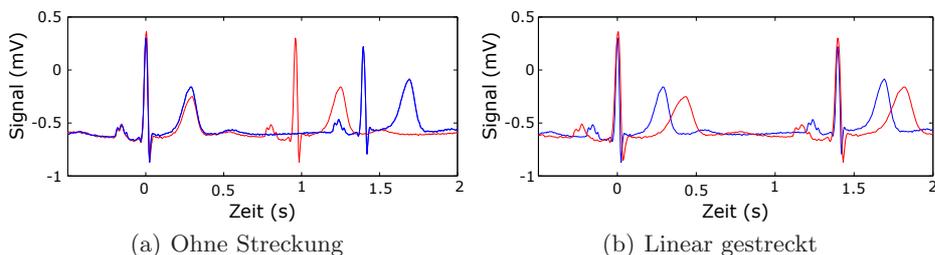
Wir beschreiben eine Methode zur mathematischen Modellierung der Kanäle, die in der Coronalebene ableiten. Das mathematische Modell wird verwendet, um eine nicht-lineare Anpassung auf einen Referenz-Zyklus vorzunehmen.

## 2 Material und Methoden

Zur Erstellung des mathematischen Modells wurde mit Hilfe des Summationsvektors der Frontalprojektion einer Herzerregung [5] die Approximationsformel nach Alwal et al. [6] erweitert, um die EKG-Kanäle I, II, III, aVL, aVR und aVF, die in der coronalen Ebene liegen, zu modellieren. Ausgehend von einem Ruhepol beschreibt der Summationsvektor die Richtung, in der die Spannung im Herzen während des EKG-Zyklus verläuft.

### 2.1 EKG-Daten Erhebung

Die zum Vergleich herangezogenen EKG-Daten wurden mit einem Vorseriengerät des Schiller medilog FD12+ (Schiller Medizintechnik GmbH, Feldkirchen) erhoben. Alle Daten wurden im 12-Kanal Modus mit 1000 Hz abgetastet. Von zwei Personen wurde ein Belastungs-EKG erstellt, bei dem auf einem Ergometer die Belastung und somit die Herzrate kontinuierlich gesteigert wurde. Weiterhin wurde mit einer der beiden Personen ein EKG ohne weitere Belastung angefertigt. Diese Daten wurden mittels des hier vorgestellten Verfahrens modelliert.



**Abb. 1.** Referenz- (rot) und Test-Zyklus (blau) unterschiedlicher Länge.

## 2.2 Filterung des EKG

Aufgrund von Signal-Rauschen und Schwankungen der Basisspannung durch Atmung und andere Einflüsse müssen die Zyklen vor der Anpassung an ein Modell gefiltert werden. Hierzu wurden ein Gaußscher Bandpass entworfen, welcher durch den Tiefpassanteil das Rauschen reduziert und durch den Hochpassanteil die auftretenden Gleichanteilschwankungen entfernt. Der Hochpassanteil wurde als  $1 - TP_H$  ausgelegt. Die Filterparametrierungen wurden experimentell auf  $\sigma_{TP_T} = 55.6$  ms und  $\sigma_{TP_H} = 12.625$  ms festgelegt.

## 2.3 Modellbildung

Die Approximationsformel für ein EKG-Signal lautet nach Alwal et al. [6]

$$\begin{aligned} \text{ECG}(t) = & M_P e^{-\left(\frac{t-\tau_P}{\sqrt{2}W_P}\right)^2} + M_{Q_1} e^{-\left(\frac{t-\tau_{Q_1}}{\sqrt{2}W_{Q_1}}\right)^2} + M_{Q_2} e^{-\left(\frac{t-\tau_{Q_2}}{\sqrt{2}W_{Q_2}}\right)^2} + \\ & M_S e^{-\left(\frac{t-\tau_S}{\sqrt{2}W_S}\right)^2} + M_T e^{-\left(\frac{t-\tau_T}{\sqrt{2}W_T}\right)^2} + \frac{d}{dt} M_R e^{-\left(\frac{t-\tau_R}{\sqrt{2}W_R}\right)^2} \end{aligned} \quad (1)$$

Hierbei beschreibt  $M_P$  die Höhe,  $\tau_P$  die Position und  $W_P$  die Breite der P-Welle. Dasselbe gilt für die anderen Zyklen-Elemente  $Q_1$ ,  $Q_2$ ,  $S$  und  $T$ , sowie für den Ableitungsterm der R-Welle. Dieses Modell wurde auf sechs Ableitungen erweitert. Hierzu wurden die Exponentialterme in (1) durch einen abschnittswisen Term ersetzt, um Wellen, bei denen der Anstieg und Abfall unterschiedliche Zeiten dauern, genauer zu modellieren. Ein weiterer Anteil wurde hinzugefügt, um alle Elemente des EKG-Zyklus durch einen eigenen Term zu beschreiben

$$\begin{aligned} \text{ECG}'(t) = & \sum_{i \in P, Q, R, S, T} g(t, M_i, \tau_i, W_{1_i}, W_{2_i}) \\ & + \frac{d}{dt} h(t, M_{1_{QRS}}, M_{2_{QRS}}, \tau_{QRS}, W_{1_{QRS}}, W_{2_{QRS}}) \\ \text{mit } g(t, M_i, \tau_i, W_{1_i}, W_{2_i}) = & \begin{cases} M_i e^{-\left(\frac{t-\tau_i}{\sqrt{2}W_{1_i}}\right)^2} & \text{für } t - \tau_i < 0 \\ M_i e^{-\left(\frac{t-\tau_i}{\sqrt{2}W_{2_i}}\right)^2} & \text{für } t - \tau_i \geq 0 \end{cases} \quad (2) \\ \text{und } h(t, M_{1_i}, M_{2_i}, \tau_i, W_{1_i}, W_{2_i}) = & \begin{cases} M_{1_i} e^{-\left(\frac{t-\tau_i}{\sqrt{2}W_{1_i}}\right)^2} & \text{für } t - \tau_i < 0 \\ M_{2_i} e^{-\left(\frac{t-\tau_i}{\sqrt{2}W_{2_i}}\right)^2} & \text{für } t - \tau_i \geq 0 \end{cases} \end{aligned}$$

In (2) ist kein separates Modell für jeden Kanal mehr erforderlich. Die EKG-Segmente  $P$ ,  $Q$ ,  $R$ ,  $S$  und  $T$  werden jeweils durch vier Parameter (Höhe  $M$ , Position  $\tau$  und linke und rechte Komponente  $W_1$  und  $W_2$ ) und der gesamte  $QRS$ -Komplex durch fünf weitere Parameter (linke und rechte Höhe  $M_1$  und  $M_2$ , Position  $\tau$  und linke und rechte Komponente  $W_1$  und  $W_2$ ) beschrieben (Abb. 2(b)).

Die Positionen der einzelnen Segmente sind eindeutig aus  $\tau$  abzulesen. Mit diesem Modell ist der Summationsvektor aus allen Richtungen näherungsweise

abbildbar. Daraus ergibt sich eine Approximationsformel für die Kanäle I, II, III, aVL, aVR, und aVF. Das Modell kann zu einem Summationsvektor der Herzerregung umgerechnet werden. Mit Hilfe des Cabrerakreises können die Anteile der jeweiligen Ableitungen zu den Richtungen berechnet werden.

### 2.4 Anpassung des Modells

Die einzelnen Ableitungen der tatsächlichen EKG Zyklen wurden mittels des Levenberg-Marquardt-Algorithmus (LMA) an das Modell angepasst. Hierbei werden aus dem Zyklus zunächst die Positionen und Höhen der einzelnen Komponenten mittels lokaler Hoch- und Tiefpunktsuche ermittelt, mit denen dann der LMA initialisiert wird. Anschließend werden die 25 Parameter aus (2) iterativ an die Kurve angepasst. Das Residuum wird als Differenz des mathematischen Modells und des Zyklus berechnet. Dieses Verfahren wird für alle Ableitungen der Frontalprojektion einzeln durchgeführt.

### 2.5 Summationsvektors aus Rekonstruktion und Modellierung

Aus den Ableitungen kann ein Summationsvektor gebildet werden. Hierzu werden die Richtungsanteile der Ableitungen anhand des Cabrerakreises berechnet und aufsummiert. Anschließend werden diese in einem zweidimensionalen Plot aufgezeichnet (Abb. 4(a)). Aus diesem Plot ergibt sich eine nicht von der Zykluslänge abhängige zweidimensionale Repräsentation der Herzerregung.

### 2.6 Normalisierung der Zykluszeit

Als weiteres Verfahren zur vergleichbaren zweidimensionalen Darstellung von Zyklen unterschiedlicher Länge wird die Länge des Signals zunächst mit Hilfe des mathematischen Modells normalisiert.

Hierzu werden die zeitlichen Faktoren  $\tau_i$  und  $W_i$  des zu normierenden Zyklus durch die eines Zyklus in Normlänge  $N$  ersetzt. Anschließend wird das Residuum

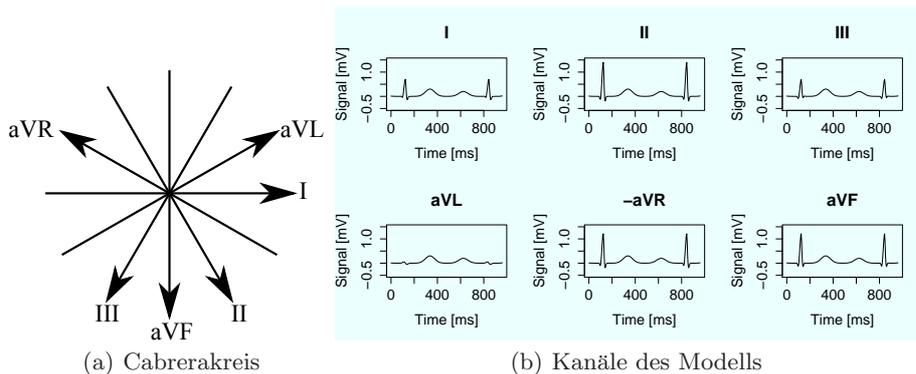
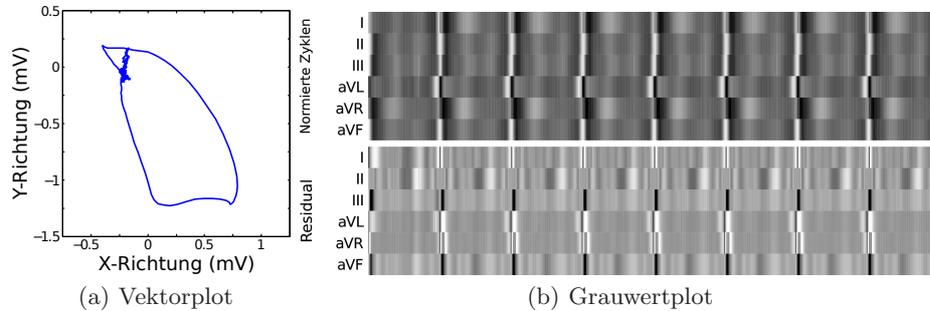


Abb. 2. Cabrerakreis und Kanäle des Modells mit konstruierten Parametern.

**Abb. 3.** Mögliche 2D-Darstellungen des Signals als Summationsvektorplot (links) und als Grauwertplot der normierten Kanäle und Residualfunktion über acht Zyklen (rechts).



abschnittsweise linear skaliert. Die Abschnittsgrenzen markieren die Zeitpunkte  $\tau_P, \tau_Q, \tau_R, \tau_S$  und  $\tau_T$ . Das skalierte Residuum wird zum berechneten Modell addiert. Dieses ergibt den normalisierten Zyklus.

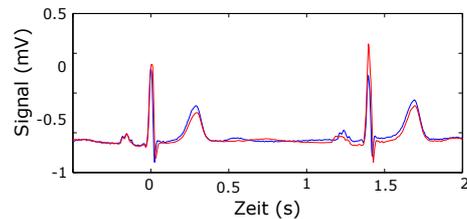
### 2.7 Generierung von 2D Daten aus normierten Zyklen

Aus den so gewonnenen normierten Zyklen werden Pseudobilder generiert. Hierzu werden die Werte der 6 Kanäle als Grauwerte in jeweils eine Spalte geschrieben. Dies ergibt ein Abbild des Zyklus normierter Größe, das mit Verfahren der Bildanalyse ausgewertet werden kann (Abb. 4(b)). Dasselbe Verfahren wird zur Generierung eines ResiduumpLOTS auf den nicht durch das Modell erklärten Anteil des Signals angewandt.

## 3 Ergebnisse

Die Modellparameter für die betrachteten Daten wurden berechnet. Die damit errechneten Normierungen (Abb. 4) ergaben im Vergleich zum Referenzsignal einen RMSE von 0.19 mV. Der Dynamikumfang der Messungen lag bei 1 mV.

**Abb. 4.** Referenz- (rot) und Test-Zyklus (blau) unterschiedlicher Länge aus Abb. 1 nicht-linear gestreckt.



## 4 Diskussion

In dieser Arbeit haben wir eine mathematische Modellierung der EKG-Kanäle I, II, III, aVL, aVR und aVF vorgestellt. Das Modell kann verwendet werden, um eine nicht-lineare Anpassung eines Zyklus an eine Referenz zu gewährleisten, was für weiterführende Verarbeitungen wichtig ist. Gleichzeitig kann dieses Modell zur Segmentierung verwendet werden, da die Positionen der einzelnen EKG-Segmente vom Modell berechnet werden. Hiermit lassen sich Standard-EKG-Messwerte wie z.B. die QT-Zeit automatisch in den ca. 600.000 Zyklen einer Langzeitableitung über 7 Tage berechnen und statistisch auswerten. Dieser Paradigmenwechsel in der EKG-Analyse verspricht neue Erkenntnisse in der Kardiologie.

Weitere Schritte werden daher eine Erweiterung des Modells auf alle zwölf Kanäle beinhalten und eine 3D-Darstellung des Erregungsvektors sowie eine Modellierung von pathologischen Zyklen ermöglichen. Eine Outlier-Detektierung im Parameterraum wird das Modell zusätzlich verbessern. So könnten die Parameter, welche die Positionen der einzelnen EKG-Segmente beschreiben, leicht auf Plausibilität getestet werden.

Die hier vorgestellte Methode kann auch verwendet werden, um die EKG-Daten als Volumina zu visualisieren. Dazu werden die Zyklen als Bilder mit gleicher Größe dargestellt, deren Textur einfach analysiert oder verglichen werden kann. Die Residualfunktion des Matchings, also der Teil des Signals, der nicht durch das Modell erklärt werden kann, wird als potentiell pathologisch betrachtet und ist – als Bild dargestellt – mit Pattern-Matching-Methoden weiter verarbeitbar.

**Danksagung.** Diese Arbeit wurde durch die European Foundation for the Study of Diabetes (EFSD) und Boehringer Ingelheim im Bereich „Mechanisms Relating Renal Dysfunction to Cardiovascular Disease in Type 2 Diabetes“ (Kennzeichen HT6J2012) gefördert.

## Literaturverzeichnis

1. Waseem K, Javed A, Ramzan R, et al. Using evolutionary algorithms for ECG arrhythmia detection and classification. *Proc IEEE ICNC*. 2011;4:2386–2390.
2. Reed MJ, Robertson CE, Addison PS. Heart rate variability measurements and the prediction of ventricular arrhythmias. *QJM*. 2005 Jan;98(2):87–95.
3. Tawfik MM, Selim H, Kamal T. Human identification using time normalized QT signal and the QRS complex of the ECG. *Proc CSNDSP*. 2010; p. 755–9.
4. Sovilj S, Magjarevic R, Lovell NH, et al. A simplified 3D model of whole heart electrical activity and 12-lead ECG generation. *Comput Math Meth Med*. 2013;2013:134208.
5. Schmidt RF, Lang F. *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie*. Heidelberg: Springer-Medizin-Verlag; 2010.
6. Awal A, Mostafa SS, Ahmad M. Simplified mathematical model for generating ECG signal and fitting the model using nonlinear least square technique. *Proc ICME*. 2011; p. RT-011.