

# Matching von dreidimensionalen Elektrodenpositionen ausgehend von biplanaren Röntgenbildverstärkern und CCD-Farbkameras

Ingo H. de Boer, Wolfgang Maurer, Frank R. Schneider, Olaf Dössel

Institut für Biomedizinische Technik  
Universität Karlsruhe  
Kaiserstraße 12, D 76128 Karlsruhe  
email: idb@ibt.etec.uni-karlsruhe.de

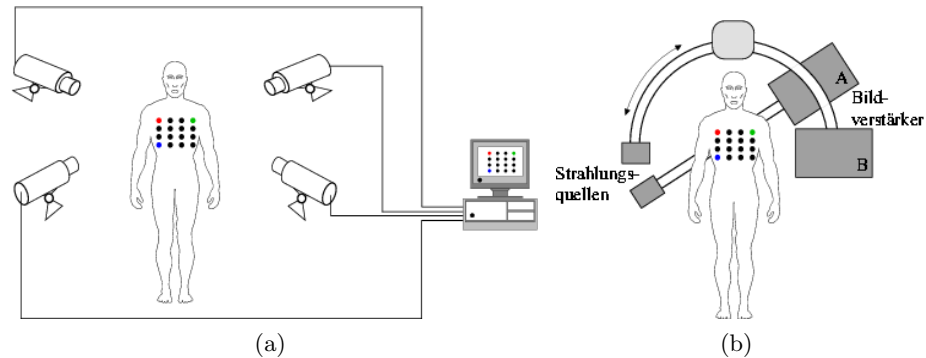
**Zusammenfassung.** Die Arbeit behandelt die dreidimensionale Lokalisation und Darstellung von intra- und extrakorporalen Elektroden. Ziel ist es, für eine elektrophysiologische Untersuchung intrakardiale Elektroden eines Meßkatheters zusammen mit extrakorporalen Oberflächenelektroden räumlich zu lokalisieren. Als bildgebende Systeme dienen zwei C-Bogen-Röntgenbildverstärker und ein 4-Kamera-System. Sie liefern zweidimensionale Bilder der Objekte aus unterschiedlichen Blickrichtungen. Durch die Verwendung stereoskopischer Bildverarbeitungstechniken wird die Tiefeninformation aus diesen Bildern wiedergewonnen und somit eine 3D-Lokalisation durchgeführt.

**Schlüsselwörter:** 3D-Lokalisation, Kalibrierung, Röntgenbildverstärker, CCD-Farbkamera, Quellenrekonstruktion, Multikanal-EKG-Ableitung

## 1 Einleitung

Die Multikanal-EKG-Ableitung und die Impedanztomographie erfordern das Anlegen von Elektroden am menschlichen Oberkörper. Mit diesen Elektroden werden Potentiale gemessen oder Ströme eingespeist.

Ein Ziel der kardiologischen Diagnostik ist, Informationen über die individuellen elektrophysiologischen Vorgänge im Herzen eines Patienten zu erhalten. Dazu werden Potentialmessungen an verschiedenen Ableitungsorten am Körper durchgeführt. Extrakorporal erhält man diese Informationen über Multikanal-EKG-Ableitungen, im Körper sind endokardiale Messungen mit Hilfe von Meßkathetern möglich. Zur Erweiterung der Diagnosemöglichkeiten sollen in zukünftigen Projekten mit Multikanal-EKG-Ableitungen Oberflächenpotentialverteilungen (engl. *Body Surface Potential Maps*, abgekürzt auch *BSPM*) gemessen, sowie eine Rekonstruktion bioelektrischer Quellen auf dem Herzen durchgeführt werden. Zusätzlich zur Kenntnis der einzelnen Potentialverläufe muß die räumliche Lage der Ableitungsorte in die Berechnungen miteinfließen. Außerdem wird ein Leitfähigkeitsmodell des menschlichen Körpers [1], im Idealfall das des jeweiligen Patienten, benötigt. Die Quellenrekonstruktion aus einer gemessenen Potentialverteilung - auch inverses Problem genannt - ist ein sogenanntes *schlecht*



**Abb. 1.** (a) Beispiel einer aus 16 Elektroden bestehenden Anordnung auf dem Patienten, die jedoch beliebig erweitert und verteilt sein kann. Eine rote, grüne und blaue Elektrode sind für die Kanalzuordnung im 4-Kamera-System erforderlich. Die restlichen Elektroden sind schwarz markiert. Durch die vier Kameras wird der Oberkörper sowohl frontal, als auch dorsal aufgenommen. (b) Die Abbildung zeigt das biplanare Röntgensystem.

*gestelltes* Problem: Ein und dieselbe Potentialverteilung kann durch verschiedene Quellverteilungen hervorgerufen werden [2], und die Rekonstruktion besitzt somit keine eindeutige Lösung. Durch das Einbeziehen von quellenahen, endokardialen Potentialmessungen soll die Qualität der Quellenrekonstruktion verbessert werden.

Die vorliegende Arbeit behandelt die Lokalisation der bei diesen Verfahren benötigten intra- und extrakorporalen Elektroden. Ausgangspunkt sind Stereofarbaufnahmen der auf den Thorax des Patienten geklebten Oberflächen-elektroden und biplanare Röntgenaufnahmen des Katheters im Herzen. Die Arbeit gliedert sich in die drei Teilschritte extrakorporale Lokalisation, intrakorporale Lokalisation und Matching der Elektrodenpositionen.

## 2 Extrakorporale Lokalisation

Zur extrakorporalen Lokalisation erzeugen vier unterschiedlich positionierte CCD-Farbkameras die benötigten Aufnahmen (Abb. 1a). Zunächst erfolgt die Kalibrierung der Kameras. Dazu werden Farbaufnahmen eines Referenzobjektes eingesetzt, welches für das 4-Kamera-System optimiert wurde. Durch genaue Kenntnis der Geometrie des Referenzobjektes und einer Klassifizierung der Bilddaten läßt sich für jede Kamera eine Kalibrierungsmatrix aufstellen. Zur 3D-Lokalisation werden Farbaufnahmen einer farblich gekennzeichneten Elektrodenanordnung ausgewertet, die sich auf dem Oberkörper des Patienten befindet. Mit Hilfe der vorhandenen Kalibrierungsmatrizen wird die dreidimensionale Position jeder Elektrode berechnet. Die Farbkodierung der Elektrodenanordnung ermöglicht die Zuordnung der Elektroden im Bild zum Multikanal-EKG-Meßgerät [3].

### 3 Intrakorporale Lokalisation

Bei der intrakorporalen Lokalisation werden die endokardialen Elektroden an der Katheterspitze zusammen mit Oberflächenelektroden mittels eines biplanaren Röntgensystems bestimmt (Abb. 1b). Aufgrund des kleinen Sichtfeldes des Röntgenbildverstärkers ist nur eine Teilmenge der Oberflächenelektroden erkennbar. Die entstehenden Abbildungsfehler des Röntgenbildverstärkers, wie z. B. Verzerrung und Bildfeldkrümmung, werden mit Hilfe eines Referenzobjektes beseitigt. Die Kalibrierung erfolgt in ähnlicher Weise wie beim optischen System: Durch die Auswertung der Bilddaten und der vorhandenen Daten der Referenzobjekte wird für jeden Bildverstärker eine Kalibrierungsmatrix aufgestellt [4].

### 4 Matching der Elektrodenpositionen

Ziel des Matchings der dreidimensionalen Elektrodenpositionen, die in den ersten beiden Teilschritten ermittelt wurden, ist die Darstellung in einem einheitlichen Koordinatensystem: Die Oberflächenelektroden der biplanaren Röntgenaufnahmen werden in das Koordinatensystem des optischen Systems übertragen. Die Kanaluordnungen aus dem Multikanal-EKG sind in beiden bildgebenden Systemen bekannt.

**Vorverarbeitung** In einem Vorverarbeitungsschritt werden die berechneten Elektrodenpositionen des Röntgensystems in eine initiale Ausgangsposition in das Koordinatensystem des Kamerasystems überführt, um die eigentliche Optimierung zu beschleunigen. Nach der Berechnung der Mittelpunkte der korrespondierenden Elektrodenpaare für das jeweilige System wird anschließend die Elektrodenanordnung des Röntgensystems durch eine Translation verschoben. Die Differenz der beiden Mittelpunktvektoren bildet den Translationsvektor.

**Koordinatentransformation** Die erforderliche Koordinatentransformation ist rigid:

$$\tilde{\mathbf{x}}^{Röntgen} = \mathbf{R}(\alpha, \beta, \gamma)\mathbf{x}^{Röntgen} + \mathbf{t}. \quad (1)$$

Hier ist  $\mathbf{t} = (t_x \ t_y \ t_z)^T$  der Translationsvektor. Die Rotationsmatrix  $\mathbf{R}$  mit den drei Freiheitsgraden  $\alpha, \beta$  und  $\gamma$  gibt die Drehung um die  $X$ -,  $Y$ - und  $Z$ -Achse an. Der Vektor  $\mathbf{x}^{Röntgen}$  beschreibt die Position einer Elektrode im Koordinatensystem des Röntgensystems und  $\tilde{\mathbf{x}}^{Röntgen}$  die Position dieser Elektrode im Kamerakoordinatensystem. Die Abbildung ist eine Funktion von sechs Freiheitsgraden.

Zur Bestimmung dieser sechs Parameter wird eine Gütefunktion definiert, die es zu minimieren gilt. Da die Zuordnung der Elektroden in beiden Systemen bekannt ist, wird als Gütefunktion die Summe der Abstände der korrespondierenden Elektroden herangezogen:

$$G(\alpha, \beta, \gamma, t_x, t_y, t_z) = \sum_{i=0}^{n-1} \left[ \|\mathbf{x}_i^{Kamera} - \tilde{\mathbf{x}}_i^{Röntgen}\| \right]^2 \Rightarrow \min. \quad (2)$$



**Abb. 2.** Phantom mit zwölf Oberflächenelektroden. Das Phantom wird mit dem Kamera- und dem Röntgensystem aufgenommen. Im Inneren des Phantoms befindet sich während der Röntgenaufnahme ein Meßkatheter.

Es ist  $n$  die Anzahl der korrespondierenden Elektroden.  $\mathbf{x}^{Kamera}$  und  $\tilde{\mathbf{x}}^{Röntgen}$  sind die Positionen einer Elektrode im jeweiligen Koordinatensystem.

**Minimierung der Gütefunktion** Die Gütefunktion ist mehrdimensional. Zur Minimierung wird das numerisch stabile Verfahren von Powell herangezogen: die *Direction Set Methode* [5].

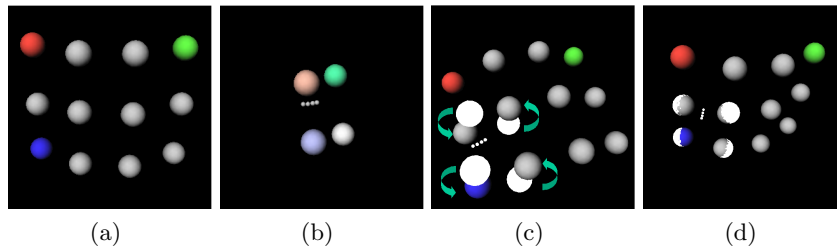
**Auswertung** Nach einer Genauigkeitsuntersuchung des Kamera- und Röntgensystems [3] [4] wird der maximale Differenzfehler der gefundenen korrespondierenden Elektroden bestimmt. Des weiteren wird der *rms*-Fehler (engl. *root mean square*) berechnet, der sich aus

$$rms = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{n-1} \|\mathbf{d}_i\|^2}{n}} \quad (3)$$

ergibt, wobei  $\mathbf{d}$  der Differenzvektor zwischen zwei korrespondierenden Elektroden ist und  $n$  die Anzahl dieser zugeordneten Elektroden.

## 5 Ergebnisse und Diskussion

In dieser Arbeit wird ein Phantom mit zwölf Oberflächenelektroden präsentiert (Abb. 2). Das 4-Kamera-System bestimmt die dreidimensionalen Positionen dieser Elektroden mit einem *rms*-Fehler von  $2 \text{ mm}$  und einem maximalen Fehler von  $4 \text{ mm}$ . Das Röntgensystem lokalisiert vier dieser zwölf Oberflächenelektroden mit einer Genauigkeit von  $1 \text{ mm}$ . Der Benutzer ordnet die gefundenen Elektroden interaktiv zu (Abb. 3a/b). Während der Aufnahmen mit dem Röntgensystem befindet sich ein Meßkatheter im Inneren des Phantoms. Nach der initialen Transformation werden die Positionen durch Minimierung der Gütefunktion gematcht (Abb. 3c/d) und der *rms*-Fehler berechnet. Im vorliegenden Fall ergibt sich ein



**Abb. 3.** Matching der 3D-Positionen. (a) Die dreidimensionale Lokalisation liefert die Positionen der Elektroden im Kamerasystem. (b) Das Röntgensystem lokalisiert in diesem Beispiel vier Oberflächenelektroden. Die vier kleinen Kugeln stellen den Meßkatheter dar. (c) Die Initialposition der Gesamtanordnung. (d) Das Matchingergebnis.

*rms*-Fehler von 1.6 *mm* und ein maximaler Fehler von 2 *mm*. Diese Genauigkeit ist für die gestellten Anforderungen ausreichend.

In weiteren Projekten wird daran gearbeitet, ein Matching der hier ermittelten Elektrodengesamtanordnung in einen Volumendatensatz eines Patienten durchzuführen und die Genauigkeit des 4-Kamera-Systems zu erhöhen.

## Literatur

1. F. B. Sachse. *Modelle des menschlichen Körpers zur Berechnung von physikalischen Feldern*. Doktorarbeit, Universität Karlsruhe, 1997.
2. F. R. Schneider, O. Dössel und M. Müller. Optimierung von Elektrodenpositionen zur Lösung des inversen Problems der Elektrokardiographie. In *32. Jahrestagung: Deutsche Gesellschaft für Biomedizinische Technik e.V.*, Band 43-1, Seiten 58–59. Biomedizinische Technik, September 1998.
3. I. H. de Boer, F. B. Sachse und O. Dössel. Entwicklung eines 4-Kamera-Systems zur Lokalisation einer Elektrodenanordnung auf dem Thorax. In *32. Jahrestagung: Deutsche Gesellschaft für Biomedizinische Technik e.V.*, Band 43-1, Seiten 56–57. Biomedizinische Technik, September 1998.
4. W. Maurer, I. H. de Boer, F. R. Schneider und O. Dössel. 3D-Lokalisation von Elektroden auf und in dem menschlichen Körper ausgehend von biplanaren Röntgenaufnahmen. In *32. Jahrestagung: Deutsche Gesellschaft für Biomedizinische Technik e.V.*, Band 43-1, Seiten 474–475. Biomedizinische Technik, September 1998.
5. W. H. Press et. al. *Numerical Recipes in C*. University Press, Cambridge, 2. Auflage, 1992.