

EIN MODELLBASIERTER ANSATZ ZUR LOKALISATION VON BASKET-KATHETERN FÜR ENDOKARDIALES MAPPING

Ingo H. de Boer, Frank B. Sachse, Olaf Dössel

Institut für Biomedizinische Technik, Universität Karlsruhe, D 76128 Karlsruhe

idb@ibt.etec.uni-karlsruhe.de

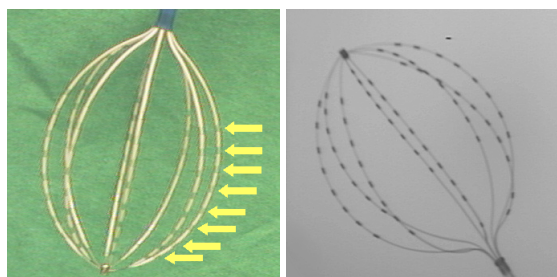


Abbildung 1: Multielektroden-Basket-Katheter. Der Katheter besteht aus acht einzelnen Strängen mit insgesamt 64 Elektroden: Jeder Strang weist acht Elektroden auf, wobei sich auf einem Strang eine zusätzliche Markierung, sowie auf einem weiteren Strang zwei zusätzliche Markierungen befinden. *Links* Fotografische Aufnahme. Die Pfeile markieren die acht Elektroden auf einem Strang. *Rechts* Röntgenaufnahme des Katheters.

EINLEITUNG

Das Abbilden von Potentialverteilungen (*engl.* Mapping) elektrischer endokardialer Aktivität wird zunehmend wichtiger für die kardiologische Diagnose, als auch für die Planung und Durchführung von chirurgischen Eingriffen. Die Messung dieser Aktivität wird mit einem Katheter durchgeführt, der eine Anzahl von Elektroden auf einem oder mehreren Strängen enthält. Diese Mapping-Systeme haben lokale Referenzsysteme, wie z. B. den Katheter selbst und Landmarken im Herzen. Um diese Mapping-Methoden in Verbindung mit extrakorporalen elektrischen Messungen zu benutzen, müssen zusätzliche Lokalisationsmethoden angewendet werden.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Lokalisation und Modellierung eines Multielektroden-Basket-Katheters der Firma Boston Scientific, Massachusetts, USA (Abb. 1). Das Ziel ist die Lokalisation des Katheters in dem Referenzsystem eines Volumendatensatzes, z. B. vom menschlichen Thorax. In dieser Weise lassen sich die intra- und extrakorporalen Informationen kombinieren.

DATENAKQUIRIERUNG

Die Datenaufnahme des intra- und extrakorporalen Elektrokardiogramms wird über Elektroden durchgeführt, die sich im Herz und auf dem Thorax befinden. Der Volumendatensatz wird z. B. über MR-Aufnahmen generiert. Neben dem Volumendatensatz werden die Positionen der

Elektroden benötigt. Es wird ein 4-Kamera-System zur extrakorporalen und ein biplanares Röntgensystem zur intrakorporalen Lokalisation genutzt. Beide Systeme werden im Vorfeld kalibriert. Durch Benutzung von speziellen Referenzobjekten werden die Kalibrierungsmatrizen bestimmt. Diese Matrizen beinhalten Rotation, Translation, Perspektive und Skalierung.

ABLEITUNGSFILTER

Zur Erkennung von Bildstrukturen, wie Kanten oder Linien, werden Filter eingesetzt, die die Ableitungen aus Bildern extrahieren. Filter, die auf verschiedene Weise den Betrag eines Gradienten als Ergebnis liefern, sind z. B. *Roberts*-, *Prewitt*- und *Sobel*-Operatoren [1].

Die Anfälligkeit gegenüber Rauschen kann erheblich gemindert werden, indem man die Ableitung von einem zuvor geglätteten, also tiefpaßgefilterten Bild bildet: Anstatt die Funktion direkt abzuleiten, wird diese zuerst mit einem Gauß-Filter gefaltet und danach abgeleitet. Es ergibt sich unter Berücksichtigung des Ableitungstheorems der Faltung [2, 3]:

$$\partial f(x, y) \implies \partial(g(x, y) * f(x, y)) = f(x, y) * \partial g(x, y)$$

mit

$$g(x, y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}}.$$

Ein effizientes Filterdesign mit Gauß-Filterung wurde von Deriche entwickelt [3, 4].

HESSE-MATRIX

Informationen über die Topologie eines 2D-Bildes lassen sich außer über die Gradienten auch noch über die zweiten Ableitungen des Bildes gewinnen. Die zweiten Ableitungen bilden die sogenannte Hesse-Matrix:

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} f_{xx} & f_{xy} \\ f_{xy} & f_{yy} \end{pmatrix}.$$

Die Hesse-Matrix läßt sich für jeden einzelnen Punkt eines Bildes aufstellen. Sie ist reellwertig und symmetrisch und kann deshalb auf Diagonalform gebracht werden [5]. Das bedeutet, daß sich in jedem Punkt eines Bildes ein lokales orthonormales Koordinatensystem aufstellen läßt. Nach der Diagonalisierung zeigt der zum größeren Eigenwert gehörende Eigenvektor in Richtung der lokal stärksten Krümmung, der Eigenvektor zum kleineren Eigenwert entsprechend in Richtung der geringsten Krümmung. Für eine Sinuswelle ist ein solches lokales Koordinatensystem in Abb. 2 beispielhaft dargestellt.

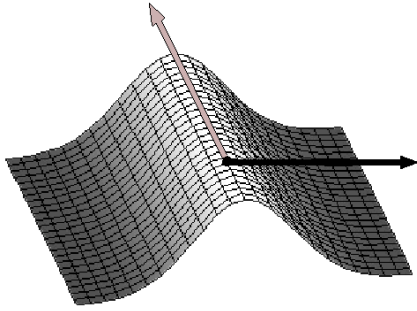


Abbildung 2: Eigenvektoren der Hesse Matrix. Die Hesse-Matrix wurde für einen Punkt auf dem Scheitel einer Sinuswelle bestimmt. Der Eigenvektor mit dem größeren Eigenwert (schwarz) zeigt in Richtung der stärksten Krümmung. Die Richtung der geringsten Krümmung gibt der Eigenvektor zum kleineren Eigenwert an (grau).

POSITIONSBESTIMMUNG

Bei der Lokalisation der Elektroden des Basket-Katheters werden initial die Elektrodenpositionen im Bild durch Benutzung von Bildauswertetechniken und Faltung der Bilder mit einem Maskenbild gefunden. Anschließend markiert der Benutzer interaktiv die einzelnen Stränge des Katheters. Jeder Strang wird automatisch, unter Verwendung der Hesse-Matrix, verfolgt und die Elektroden markiert. Nachdem alle möglichen Elektrodenpositionen im Bild gefunden wurden, werden die dreidimensionalen Positionen mit Hilfe der Kalibrierungsmatrizen des Röntgensystems bestimmt.

Durch Rauschen oder übereinanderliegende Stränge können in einigen Fällen die Positionen einzelner Elektroden im Bild nicht genau detektiert werden. Aus diesem Grund ist ein dreidimensionales Computermodell des Basket-Katheters entwickelt und visualisiert worden (Abb. 3).

In einem ersten Schritt wird ein Gleichungssystem aufgestellt, welches die Abbildungsmatrix \mathbf{A} bestimmt, welche die dreidimensionalen Modellkoordinaten auf die gemessenen Koordinaten abbildet:

$$\mathbf{M}_{Modell} \vec{a} = \vec{x}_{Me\beta}$$

Hierbei enthält der Vektor \vec{a} die Komponenten der 3×3 Abbildungsmatrix \mathbf{A} :

$$\vec{a}^T = (a_{11} \ a_{12} \ a_{13} \ a_{21} \ a_{22} \ a_{23} \ a_{31} \ a_{32} \ a_{33})$$

und der Vektor $\vec{x}_{Me\beta}$ die ermittelten Elektroden aus der Bildauswertung. Die Matrix \mathbf{M}_{Modell} setzt sich aus den einzelnen Koordinaten des Computermodells zusammen, die den gefundenen Elektroden zugehörig sind. Die Elemente von \vec{a} werden mittels einer singulären Wertzerlegung (engl. SVD - Singular Value Decomposition) bestimmt. Das Ergebnis dieser Rechnung ist die Abbildungsmatrix \mathbf{A} . Diese erlaubt es, nicht vorhandene Elektrodenpositionen mit Hilfe des Computermodells zu berechnen.

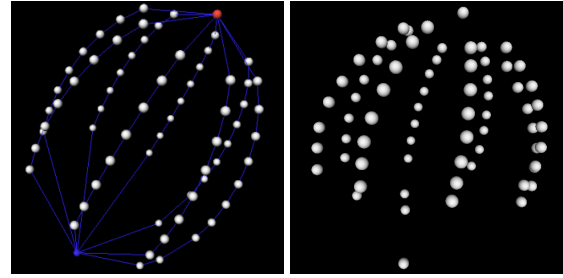


Abbildung 3: Links Computermodell. Rechts Ergebnis aus dem Vergleich von Computermodell und Meßdaten.

Im zweiten Schritt werden die unbekanntenen Elektrodenpositionen über eine Matrizenmultiplikation aus den Modelldaten bestimmt:

$$\mathbf{A} \vec{x}_{Modell,unbekannt} = \vec{x}_{Me\beta,unbekannt}$$

ERGEBNISSE UND DISKUSSION

Die Arbeit stellt ein robustes Verfahren zur dreidimensionalen Elektrodenlokalisierung vor. Das Verfahren erfordert nur wenig Benutzerinteraktion und keine zusätzlichen, den Patienten belastenden Aufnahmen.

Das modifizierte Modell des Basket-Katheters enthält alle gemessenen und geschätzten Elektrodenpositionen (Abb. 3). Es kann in Kombination mit den extrakorporalen Elektrodenpositionen, dem Volumendatensatz und den elektrischen Messungen für Feldberechnungen und Quellenlokalisierung eingesetzt werden.

Über bereits entwickelte Techniken ist es möglich, das vorliegende Modell in das Koordinatensystem eines Volumendatensatzes zu überführen [6].

LITERATUR

- [1] R. Gonzalez und R. Woods. *Digital image processing*. Addison - Wesley Publishing Company, Reading, Massachusetts, 1992.
- [2] O. Faugeras. *Three-Dimensional Computer Vision: A Geometric Viewpoint*. The MIT Press, Cambridge, Massachusetts, 1993.
- [3] R. Deriche. Recursively Implementing the Gaussian and its Derivatives. Technical Report 1893, INRIA, 1993.
- [4] O. Monga, R. Deriche und G. Malandin und J. P. Cocquerez. Recursive filtering and edge tracking: two primary tools for 3D edge detection. *Image and Vision Computing*, 4, Aug. 1991.
- [5] W. H. Press et. al. *Numerical Recipes in C*. University Press, Cambridge, 2. Auflage, 1992.
- [6] I. H. de Boer, W. Maurer, F. R. Schneider und O. Dössel. Matching von dreidimensionalen Elektrodenpositionen ausgehend von biplanaren Röntgenbildverstärkern und CCD-Farbkameras. In *Bildverarbeitung für die Medizin 1999*, Seiten 70–74. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 1999.