Signalanalysen und 3-D Visualisierung zur Darstellung der elektrischen Erregungsausbreitung und -rückbildung bei ventrikulären Herzrhythmusstörungen

Hans-Jürgen Bruns, Peter Loh, Lars Eckardt, Paulus Kirchhof, Wilhelm Haverkamp und Günter Breithardt

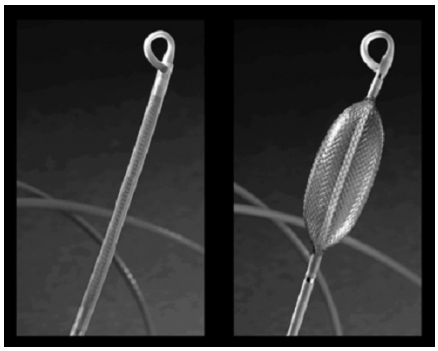
Medizinische Klinik und Poliklinik C
Kardiologie und Angiologie, SFB 556-C2
Universitätsklinikum Münster (UKM), 48129 Münster
Email: brunsh@uni-muenster.de

Zusammenfassung. Neuartige katheter-gestützte Mapping-Verfahren ermöglichen die dreidimensionale Aufzeichnung des elektrischen Erregungsablaufes im Herzen anhand der individuellen dreidimensionalen Kontur der Herzkammer. Bei ventrikulären Herzrhythmusstörungen wird mittels der Erkennung von lokalen Inhomogenitäten der elektrischen Erregungsbildung und -rückbildung auf den Ursprung der Störungen zurückgeschlossen und Strategien zur gezielten Verödung kleiner Herzmuskelregionen erarbeitet. Mittels Zeitreihenanalysen der digitalisierten Mapping-Daten wurden lokale Signalcharakteristika der elektrischen Erregung berechnet und in Form farbkodierter 3D-Visualisierungen z.B. als Aktivierungskarten oder Repolarisationskarten wiedergegeben. Aus der Zusammenschau der unterschiedlichen lokalen und globalen Aktivierungseigenschaften des Herzmuskels auf Grundlage der realen Geometrie der Herzkammern können somit wichtige Erkenntnisse zur Therapieoptimierung gewonnen werden.

1 Einleitung

Ventrikuläre Herzrhythmusstörungen stellen ein wesentliches klinisches Problem bei Patienten mit Herzinsuffizienz dar und sind für eine Vielzahl plötzliche Todesfälle verantwortlich. Die Mechanismen für die Entstehung dieser Rhythmusstörungen sind vielfältig, wobei der lokalen elektrischen Erregungsausbreitung und -rückbildung eine zentrale Bedeutung zukommt [1]. Neben der Erforschung von elektrophysiologischen Parametern für die Pathogenese von ventrikulären Rhythmusstörungen wird eine gezielte Analyse der elektrischen Erregung des Herzens die katheter-gestützte Behandlung mittels Hochfrequenzstrom-Ablation eingesetzt. Hierbei geben lokale elektrische Signalcharakteristika wie vorzeitige Erregung, Signalfraktionierung und Repolarisa-tionsverhalten vor, an welchem Ort kleine Herzmuskelareale gezielt verödet werden. Während der mehrstündigen Untersuchungen besteht die Möglichkeit, durch die off-line-Analyse der elektrischen Registrierungen der Herzerregung zusätzliche Eigenschaften der elektrischen Aktivierung des Herzens herauszuarbeiten und in die Therapieentscheidung einzubinden.

Abb. 1. Ballonkatheter mit 64-poligem Multielektrodenarray zur Registrierung der elektrischen Aktivierung des Herzens, links: vor rechts: nach Aufdehnung des Ballons.



Die hierzu notwendigen technischen Vorraussetzungen sind Programme zum Datenimport und zur Signalanalyse der elektrischen Mapping-Signale und zur Visualsierung der Ergebnisse bzgl. der individuellen dreidimensionalen Geometrie der Herzkammer.

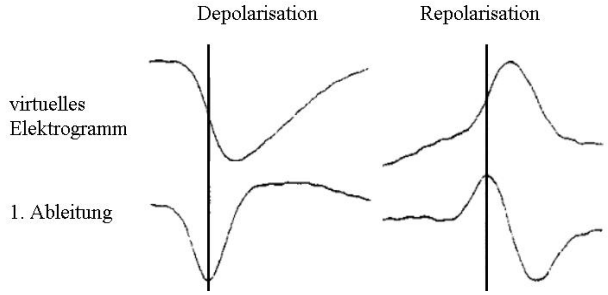
2 Methode

Für die offline-Analyse von endokardialen Mapping-Registrierungen mit dem Non-Contact System wurden Softwarelösungen zur Daten- und Signalverarbeitung sowie zur 3D-Visualisierung entwickelt.

2.1 Non-Contact Mapping der elektrischen Erregung

Das sogenannte „Non-Contact-Mapping"-System stellt die jüngste Entwicklung auf dem Gebiet der Mappingsysteme dar. Es ermöglicht erstmals die dreidimensionale Rekonstruktion des endokardialen Erregungsablaufes aus wenigen Einzelschlägen des Herzens mit Hilfe eines kathetergestützten Verfahrens (EnSite®, Endocardial Solutions Inc.). Das System besteht aus einer Silicon-Graphics® Workstation, an die ein ca. 8 ml-Ballonkatheter mit 64 Oberflächenelektroden angeschlossen ist, Abb.1. Dieser wird durch eine 9F-Schleuse über einen Führungsdraht in die zu untersuchende Herzkammer eingeführt. Neben den Fernfeldelektrogrammen wird von den dem 64-poligen Multielektrodenarray (MEA) ein 5,86 kHz-Signal registriert, das von einem konventionellen Mapping/Ablationskatheter ausgesandt wird, der in derselben Herzkammer liegt. Über dieses Signal wird die Position der Mappingkatheterspitze relativ zum MEA berechnet. Dieser Mappingkatheter wird über die Herzinnenwand geleitet bis die gesamte Geometrie der Herzkammer erfasst ist. Dabei werden durch den Vergleich mit biplaner Röntgendurchleuchtung anatomische Markierungen der Ventrikel-Geometrie vorgenommen. Nach Aufzeichnung der Geometrie werden über einige Sekunden Mapping-Registrierungen mit einer Sampling-Rate von 1,2 kHz während Sinusrhythmus und nach Induktion der Herzrhythmusstörung aufgezeichnet.

Abb. 2. Berechnung von lokalem Aktivierungbeginn (Depolarisation) und –ende (Repolarisation) aus virtuellen Elektrogrammen als Zeitpunkt des steilsten Signalabfalls bzw. –anstiegs berechnet.



Aus den Registrierungen von dem im Blut schwimmenden Ballonkatheter werden mittels inverser Lösungen über 3000 virtuelle, unipolare Elektrogramme auf der Herzinnenwand berechnet. Validierungstudien zeigten eine gute Übereinstimmung von virtuellen und direkt am Herzmuskel gemessen Signalen [2].

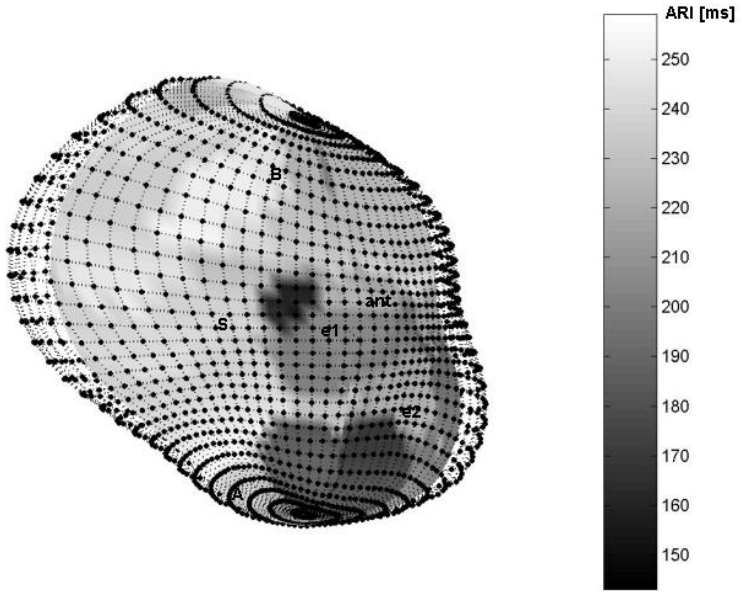
2.2 Daten- und Signalverarbeitung

Das endokardiale Mapping-System ermöglicht die Ausgabe einer Matrix von 2048 virtuellen Elektrogrammen als Text-Datei. Weiterhin enthält diese Datei die Informationen zur Ventrikel-Geometrie und Positionierung der anatomischen Markierungen. Vor dem Datenexport wurde mittels einer Filterung der virtuellen Elektrogramme mit einem Bandpassfilter von 0,3-300 Hz ein möglichst unipolarer Charakter der Signale erreicht. Mit Hilfe der graphischen Programmiersoftware LabVIEW® (National Instruments) wurde eine Software zur offline-Analyse der Mapping-Registrierungen aufgebaut. Die lokale Aktivierung (Depolarisation) wird dabei als Zeitpunkt des steilsten Signalabfalls aus der 1. Ableitung des Signals berechnet. Entsprechend wurde der Zeitpunkt des lokalen Endes der Erregung mit der steilsten ansteigenden Flanke des Repolarisationssignals berechnet, Abb. 2. Aus der Differenz von lokalem Aktivierungsbeginn und –ende wurde ferner das lokale Aktivierungs-Erholungs-Intervall (activation recovery interval, ARI) berechnet. Dieser Parameter kennzeichnet insbesondere lokale Inhomogenitäten der elektrischen Aktivierung.

2.3 3D-Visualisierung

Zur graphische Ausgabe wurden die Analyseergebnisse auf die geometrische Vertrikelkontur zurückprojiziert und mit der Graphiksoftware MATLAB® als farbkodierte 3D-Graphik visualisiert. Die Informationen zur Ventrikel-Geometrie wurden dazu in die für die Visualisierungstools notwendigen Strukturen umgewandelt und die 2048 virtuellen Messpunkte in Form eines Gitternetzes überlagert. Ferner wurden die anatomischen Markierungen (A=Apex, S=Septum, ant=anterior, B=Basis, e1=Exit Tachykardie 1, e2= Exit Tachykardie 2) des Mappingsytems transferiert. Ein Beispiel eines ARI-Maps zeigt Abb. 3.

Abb. 3. Inhomogenitäten der elektrischen Aktivierung am Bsp. eines Patienten mit apikalen zwei Tachykardie-Morphologien (e1,e2).



Dieser herzinsuffiziente Patient mit Vorderwandspitzeninfarkt zeigte zwei Tachykardie-Morphologien, die beide ihren Ursprung am Rand der Narbe hatten (e1,e2). Kennzeichnend für die hier dargestellte offline-Analyse sind Inhomogenitäten der elektrischen Aktivierungs-Erholungs-Intervalle im Bereich der Austrittspunkte der ventrikulären Tachykardien.

3 Ergebnisse/Diskussion

Zur offline-Analyse von endokardialen Registrierung virtueller Elektrogramme wurden Werkzeuge entwickelt, die dem Untersucher binnen weniger Minuten zusätzliche Detail-Informationen zur elektrischen Aktivierung des geschädigten Herzmuskels liefern. Somit ist eine Optimierung der notwendigen therapeutischen Entscheidungen ermöglicht. Die Software ist wegen Ihres modularen Aufbaus um weitere Signalanalysen im Zeit- und Frequenzbereich erweiterbar.

4 Literatur

1. Wilber DJ: Evaluation and treatment of nonsustained ventricular tachycardia. Curr Pin Cardiol 1:23-31, 1996.
2. Schilling RJ, Peters NS, Davies DW: Simultanous endocardial mapping in the human left ventricle using a noncontact catheter. Circulation 98:887—898, 1998.