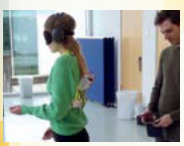
Institut für Angewandte Forschung Hochschule Offenburg

forschung im fokus

Ausgabe Nr. 22 / 2019



Assistenztechnologien & Emotionen: scheinbar Gegensätzliches

Aerodynamische Optimierung eines Leichtbaufahrzeugs

Simulation der Katheterablation supraventrikulärer Tachykardien

Karl Ehret B.Sc., Prof. Dr.-Ing. med. habil. Matthias Heinke, Johannes Hörth M.Sc.

Die Katheterablation mit Hochfrequenzstrom (HF) ist der Goldstandard für die Therapie vieler kardialer Tachyarrhythmien. Bei der HF-Ablation entstehen Temperaturen zwischen 50 °C und 70 °C, wodurch bestimmte Strukturen im Herzgewebe gezielt zerstört werden können. Ziel der Studie ist, die HF-Ablation und deren Wärmeausbreitung in Bezug auf die zugeführte Leistung mit unterschiedlichem Elektrodenmaterial und Elektrodengröße bei supraventrikulären Tachykardien zu simulieren.

The high frequency current (HF) catheter ablation is the gold standard for the ablation therapy of many cardiac tachyarrhythmias. The HF ablation destroys specific structures of the myocardium because of the heat development, which is induced by the applicated high-frequency current. The aim of the study is to simulate the HF ablation of supraventricular tachycardia and its heat propagation in reference to the supplied power with different electrode material and electrode size.

Einleitung

Die Katheterablation mit Hochfrequenzstrom (HF) ist der Goldstandard für die Therapie vieler kardialer Tachyarrhythmien, wie z.B. AV-Knoten-Reentry Tachykardie (AVNRT), AV-Reentry Tachykardie (AVRT) oder Vorhofflattern (AFL). Die HF-Ablation zerstört bestimmte Strukturen des Myokards durch die Wärmeentwicklung, die durch den angelegten Hochfrequenzstrom [1] induziert wird. Die Simulation von Ablationsverfahren zeigt die Wärmeausbreitung in Abhängigkeit von der angelegten Leistung und damit die Tiefe und Breite der Läsionen. Ziel der Studie war es, die HF-Ablation von AVNRT, AVRT, AFL und deren Wärmeausbreitung in Bezug auf die zugeführte Leistung mit unterschiedlichem Elektrodenmaterial und Elektrodengröße zu simulieren.

Methoden

Die Modellierung und Simulation wurden mit der thermischen und elektromagnetischen Simulationssoftware CST® (CST Darmstadt) durchgeführt. Sie erfolgte mit Ablationskathetern mit 4 mm und 8 mm Spitzenelektroden aus verschiedenen Materialien. Beide Elektrodentypen wurden aus Platin bzw. Gold gefertigt. Die Katheter wurden auf der Grundlage der technischen Handbücher der Hersteller Medtronic, Biotronik und Osypka modelliert. Für die Messung der Wärmeausbreitung im Herzgewebe erfolgte die Integration der Elektrodenkatheter in das Offenburger Herzrhythmusmodell (siehe Abb.1) [2].

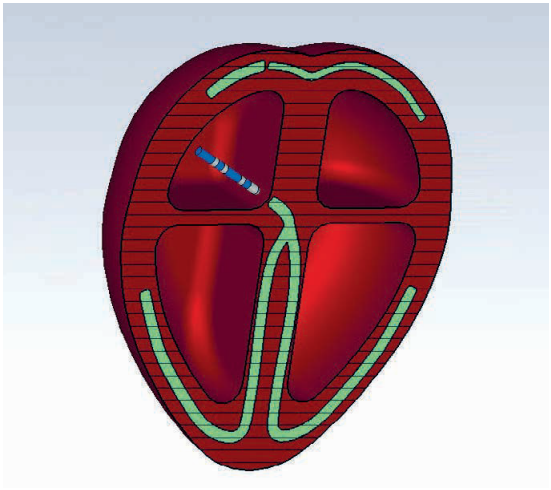


Abb. 1:
Offenburger Herzrhythmusmodell mit integriertem HF-Ablalionskatheter im rechten Vorhof in der Nähe des AV-Knotens (Biotronik AICath Fullcircle Platin)

Die roten Komponenten des Offenburger Herzrhythmusmodells repräsentieren das Myokard, und die grünen Strukturen entsprechen dem Erregungsbildungs- und Erregungsleitungssystem des Herzens. Auch der Blutfluss in den Herzkammern, in Bezug auf die Konvektionskühlung, wird in diesem virtuellen Herzrhythmusmodell berücksichtigt.

Die HF-Ablation erfolgte mit einer Ausgangsleistung im Bereich von 5–40 Watt für die 4 mm Spitzenelektroden und 50–80 Watt für die 8 mm Spitzenelektroden.

Referenzen/References:
[1] Schmitt C, Deisenhofer I, Zrenner B. Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias. A Practical Approach. Darmstadt: Steinkopff Verlag, 2006
[2] Schalk M. Rhythmologisches Herzmodell und Simulation mit CST. Offenburg, 2016
[3] Krämer M, Heinke M, Echle R, Hörth J. Simulation of Electrical Fields in Cardiac Resynchronization Therapy and Temperature Spread in HF Ablation. HSO, 2017
[4] Giedrimas E, Goldberger JJ. Catheter ablation for supraventricular tachycardia: contemporary issues. Future Cardiology, Vol. 9 No. 4, 2013

Ergebnisse

Optimierung der Ablationstemperatur

Die Ablationstemperatur von 40 °C sollte das Resultat einer Leistungsabgabe von 5 Watt sein. Dies war der Referenzwert, um die Wärmeentwicklung den Temperaturwerten der realen Katheterablation anzunähern. Nachdem spezielle Einstellungen für die thermale Simulation gefunden wurden, ergaben sich Temperaturen zwischen 40 und 66 °C, siehe Tabelle 1.

5 Watt	10 Watt	20 Watt	30 Watt	40 Watt
40.67 °C	44.34 °C	51.76 °C	59 °C	66.33 °C

In Abbildung 2 sind die Temperaturen in verschiedenen Gewebstiefen von 0,5–4,0 mm bei einer Abgabe von 40 Watt über 45 Sekunden zu erkennen.

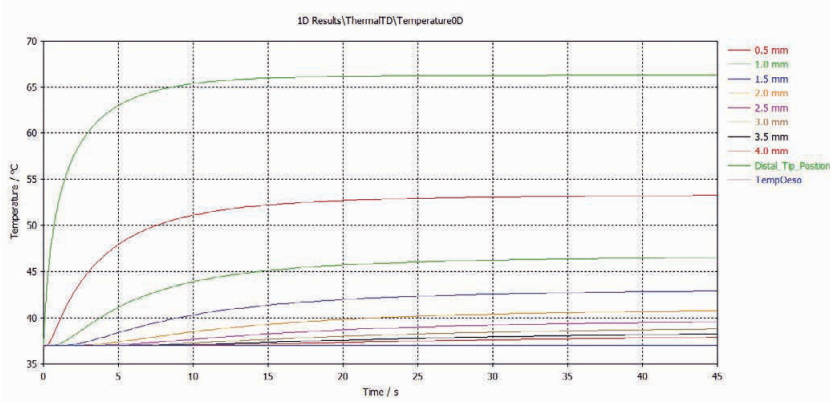


Abb. 2:
Temperaturprofil für 40 Watt Ausgangsleistung und Applikationsdauer von 45 Sekunden

Simulation der Ablationsverfahren

Drei supraventrikuläre HF-Ablationsverfahren wurden simuliert: die Ablation der langsamen Bahn des AV-Knotens bei AVNRT, die Ablation des Kentbündels bei AVRT und Ablation des Isthmus des rechten Vorhofs bei AFL. Für die Ablation der langsamen Bahn des AV-Knotens bei AVNRT wurde die langsam leitende Bahn des AV-Knotens im Offenburger Herzrhythmusmodell modelliert (siehe Abb. 3). Die HF-Ablation der langsamen Bahn des AV-Knotens mit einer 4-mm-Platineelktrode ergab eine maximale Temperatur von 66,33 °C. Die Wärmeausbreitung und die Tiefe der Läsion sind in Abbildung 4 dargestellt.

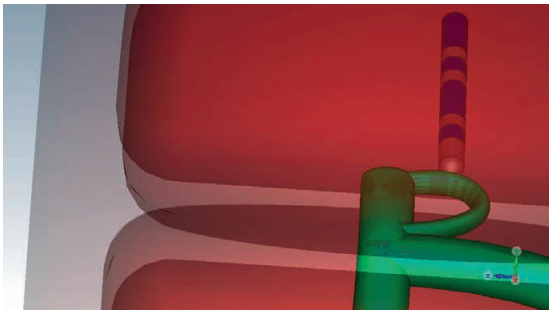


Abb. 3 (li.):
Simulation einer HF-Ablation der langsamen Bahn des AV-Knotens im Offenburger Herzrhythmusmodell

Abb. 4 (re.):
Wärmeausbreitung der HF-Ablation der langsamen Bahn des AV-Knotens im Herzgewebe des AV-Knotens

Vergleich der Spitzenelektroden

Eine 8-mm-Platinspitzenelektrode wurde mit einer 8-mm-Goldspitzenelektrode verglichen. Die 8 mm distale Platinspitzenelektrode erreichte mit einer Ausgangsleistung von 60 Watt eine Temperatur von 72,85 °C. Bedingt durch die verbesserte Wärmeleitfähigkeit von Gold ergab die distale 8-mm-Goldspitzenelektrode mit einer Ausgangsleistung von 60 Watt eine Temperatur von 64,66 °C (siehe Abb. 5). Die 8-mm-Spitzenelektrode ermöglicht im Vergleich zur 4-mm-Spitzenelektrode die Erzeugung erhöhter Ablationsleistungen, ohne die Temperaturgrenze von 70 °C zu überschreiten.

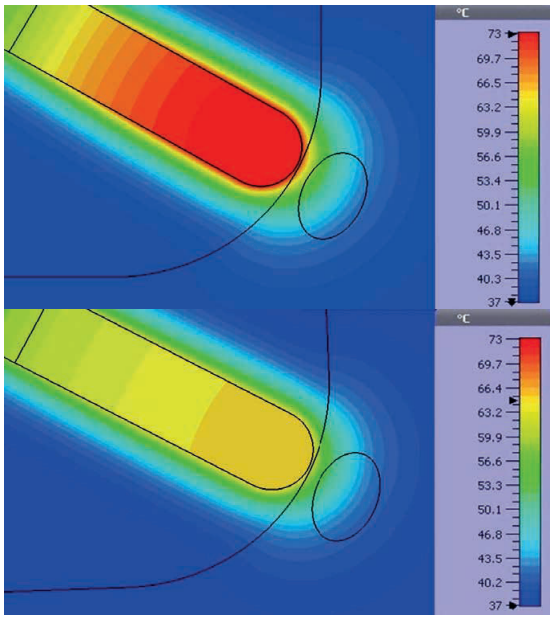
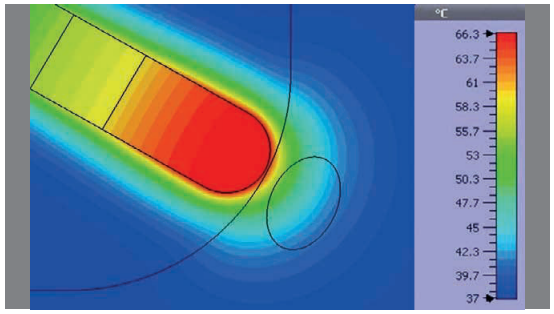


Abb. 5:
Temperaturentwicklung der 8-mm-Platinelektrode (oben) im Vgl. zur 8-mm-Goldelektrode (unten)

Schlussfolgerungen

Virtuelle Herzrhythmus- und Ablationselektrodenmodelle ermöglichen die statische und dynamische Simulation der HF-Ablation mit unterschiedlichen Elektrodenmaterialien und Elektrodengrößen. Die 3D-Simulation des Temperaturprofils kann zur Optimierung der HF-Ablationen von AV-Reentry-Tachykardien, AV-Knoten-Reentry-Tachykardien und Vorhofflattern genutzt werden.



Kryoablation von Vorhofflimmern

Robin Müssig B.Sc., Prof. Dr.-Ing. med. habil. Matthias Heinke, Johannes Hörth M.Sc.

Die Pulmonalvenenisolation (PVI) mithilfe von Kryoballonkathetern ist eine anerkannte Methode zur Behandlung von Vorhofflimmern (AF). Diese Methode bietet eine kürzere Behandlungsdauer als die klassische Therapie durch die Hochfrequenz- (HF) Ablation. Ziel dieser Studie war es, verschiedene Kryoballonkatheter, HF-Ablationskatheter und Ösophaguskatheter in ein Herzrhythmusmodell zu integrieren und mit statischer und dynamischer Simulation elektrische und thermische Felder bei PVI unter Vorhofflimmern zu untersuchen.

Pulmonary vein isolation (PVI) using cryoballoon catheters are a recognized method for the treatment of atrial fibrillation (AF). This method offers shorter treatment duration in contrast to the classical therapy with high-frequency (HF) ablation. The aim of this study was to integrate different cryoballoon catheters and a HF catheter into a heart rhythm model and to compare them by means of static and dynamic electromagnetic and thermal simulation in use under AF.

Einleitung

Die in diesem Forschungsbericht vorgestellten Methoden und Forschungsergebnisse zur Simulation einer Pulmonalvenenisolation durch die Kryoablation wurden in einem Poster und Publikation auf der BMT 2018 Annual Meeting of the German Society of Biomedical Engineering and Joint Conference in Medical Physics, 26.–28. September 2018, in Aachen vorgestellt und sind Bestandteil dieses Forschungsberichts [1].

Die Entwicklung neuer Ablationskatheter oder deren Weiterentwicklung bedeuten für ein Unternehmen hohe Kosten. Hinzu kommt die Zeit, die benötigt wird, um die Prototypen zu produzieren und in einer realen Umgebung zu testen. Mit der Möglichkeit der virtuellen Simulation können geeignete Materialien oder die Zusammensetzung des Produkts oder spezielle Simulationen im Vorfeld des eigentlichen Prototypenbaus durchgeführt werden. Dadurch werden nicht nur Kosten, sondern auch Zeit gespart [2]. Die Pulmonalvenenisolation (PVI) ist heute eine der häufigsten Behandlungsmethoden für Vorhofflimmern (AF). Die konventionelle PVI durch Hochfrequenz- (HF) Energie ist viel komplexer, da die Läsionen hier Punkt für Punkt um die Lungenvene gelegt werden müssen. Hier besteht die Gefahr, dass eine Lücke zwischen zwei Läsionen entsteht, wodurch die unerwünschte Ausbreitung der Erregung aus der Lungenvene (PV) in die linken Vorhöfe nicht verhindert wird. Dies spiegelt sich in der Vorgehensweise wider. In der Studie „Fire and Ice“ vergleicht Medtronic die durchschnittliche Dauer einer PVI durch Kryoablation mit dem PVI durch HF-Ablation. Sowohl die Verweildauer im linken Atrium als auch die Verarbeitungszeit sind bei einer Ablation mit dem Kryoballonkatheter deutlich kürzer [3]. Die Simulation der Kryoablation von Vorhofflimmern ermöglicht die personalisierte Vorbereitung einer Katherablation von Vorhofflimmern.

Methoden

Die Modellierung und Simulation erfolgte mit der elektromagnetischen und thermischen Simulationssoftware CST (CST Darmstadt). Zwei Kryoballons und einen HF-Ablationskatheter wurden auf der Grundlage der technischen Handbücher von den Herstellern Medtronic und Osypka erstellt. Der 23-mm-Kryoballon Ablationskatheter und ein kreisförmiger Mappingkatheter wurden in das Offenburger Herzrhythmusmodell im Speziellen der Left Inferior Pulmonary Vein (LIPV) für die Simulation der thermischen Feldausbreitung bei einer PVI integriert. Die Simulation einer PVI mit HF-Energie wurde auch durchgeführt. Der HF-Katheter und der Kryoablationskatheter wurden in der Nähe der Pulmonalvene platziert.

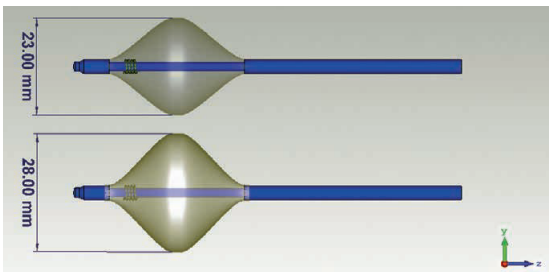


Abb. 1: Kryoballonkatheter mit 23 mm und 28 mm Ballondurchmesser

Ergebnisse

Die PVI, insbesondere die Isolierung der linken unteren Lungenvene mit einem Kryoballonkatheter, wurde mit einer Wärmequelle von -50 °C und einem Exponentialsignal durchgeführt.

Die verwendete Temperatur ist die Durchschnittstemperatur der PV während einer PVI, die in einer Studie von Metzner et al. [4] gezeigt wurde. Die Verteilung der Temperatur wurde an sieben Punkten gemessen. Die Temperatur an der Ballonoberfläche betrug -50 °C nach 5 s Ablationszeit, -17 °C von der Ballonoberfläche 0,5 mm in das Myokard, in einem Abstand von 1–10 °C, bei 2 mm 32 °C und in einem Abstand von 3 mm 36 °C. Die Speiseröhre hielt während des Eingriffs ihre Temperatur von 37 °C. Nach 10 s waren die Temperaturen an den oben beschriebenen Messstellen - 50 °C, -21 °C, 2 °C, 25 °C und 33 °C. Nach 20 Sekunden -50 °C, -24 °C, -3 °C, 18 °C und 29 °C.

Abbildung 3–6 zeigen die Temperaturverteilung im Gewebe nach 0,5 s, 7 s, 15 s und das Temperaturprofil über die gesamte Ablationszeit von 180 s. Die Temperaturkurven sind in Abbildung 2 dargestellt.

Eine PVI mit HF-Energie wurde mit einer angelegten Leistung von 5 W bei 420 kHz an der distalen 8-mm-Ablationselektrode simuliert. Die Temperatur an der Spitzenelektrode betrug 83 °C nach 2 s Ablationszeit, 53 °C von Spitzenelektrode 0,5 mm in das Myokard bei einem Abstand von 1 mm 43 °C, bei 2 mm 37 °C und bei einem Abstand von 3 mm 37 °C. Nach 5 s waren die Temperaturen an den oben beschriebenen Messstellen 101 °C, 65 °C, 50 °C, 39 °C und 37 °C. Nach 15 Sekunden 110 °C, 75 °C, 58 °C, 45 °C und 38 °C.

Abbildung 8–10 zeigt die Temperaturverteilung im Gewebe nach 1 s, 5 s, 15 s und das Temperaturprofil über die gesamte Ablationszeit von 15 s (siehe Abb. 7).

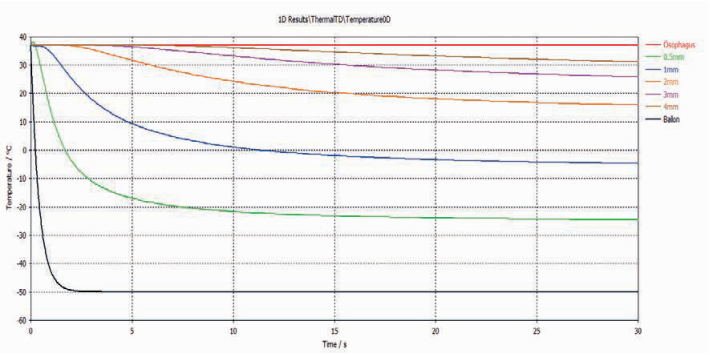


Abb. 2: Temperaturverlauf bei Kryoablation

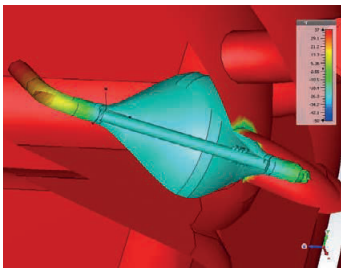


Abb. 3: Kryoablation nach 5 s

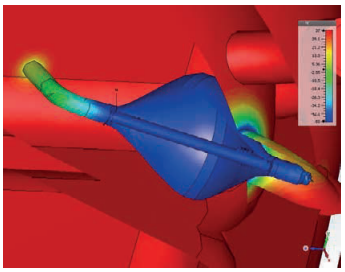


Abb. 4: Kryoablation nach 7 s

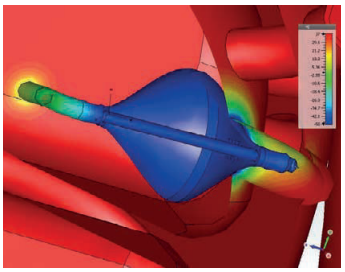


Abb. 5: Kryoablation nach 15 s

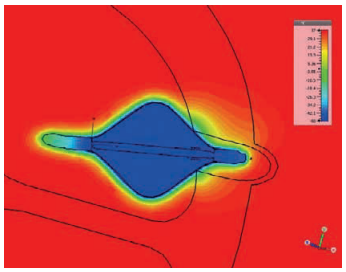
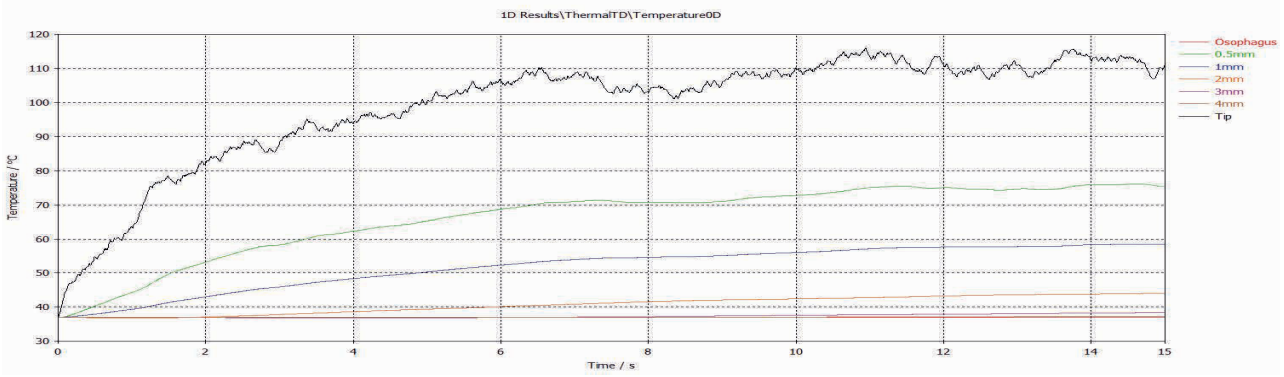


Abb. 6: Kryoablation nach 180 s

Abb. 7: Temperaturverlauf bei Hochfrequenzablation



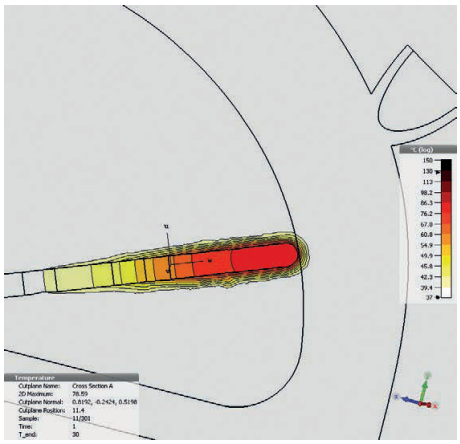


Abb. 8: Hochfrequenzablation nach 0,5 s

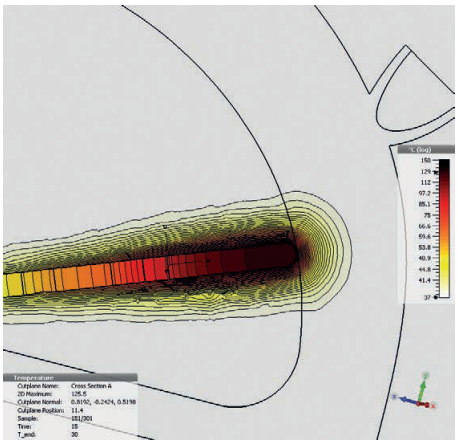


Abb. 9: Hochfrequenzablation nach 5 s

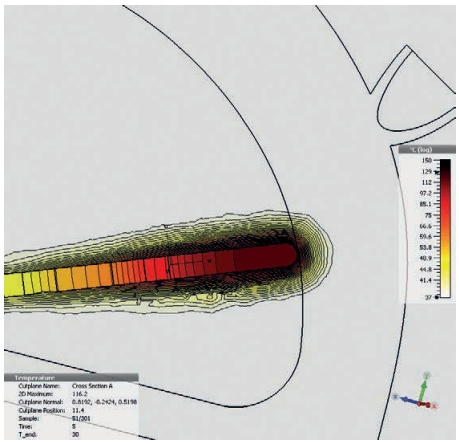


Abb. 10: Hochfrequenzablation nach 15 s

Schlussfolgerungen

Kryoballokatheter- und Herzrhythmusmodelle sowie die Simulation von Temperaturprofilen ermöglichen die statische und dynamische Simulation von PVI durch HF-Ablation sowie Kryoballonablation. Während einer HF-Ablation unter realen Bedingungen steuert ein Themistor oder Thermo-Couple in der Katheterspitze die Leistung automatisch, wenn eine Temperatur von 40 bis 55 °C an der Katheterspitze registriert wird, um eine Verkohlung von Blut und Gewebe zu vermeiden.

Die CST-Software bietet weitere Voxelmodelle, die für Simulationen verwendet werden können, zum Beispiel das VHP Female 3.0 oder HUGO. Beide werden auf der Grundlage des Visible Human Project erstellt. Aufgrund der anatomischen Strukturen und Herzrhythmusleitungssysteme wurde für diese Studie das Offenburger Herzrhythmusmodell bevorzugt. Da es mit der Simulatinssoftware CST möglich ist, CAD-Dateien aus einer anderen CAD-Software zu importieren, ist es denkbar, in der personalisierten Herzrhythmustherapie aus MRT- bzw. CT-Daten eines Herzens ein Modell zu erstellen und dort vorab eine günstige Position für eine Ablation oder auch Stimulation bei kardialer Resynchronisationstherapie zu finden. Die Simulation der Kryoablation bei Vorhofflimmern kann möglicherweise nicht nur die Behandlungszeit verkürzen, sondern auch die Strahlenexposition von Patienten und Personal im Herzkatheterlabor minimieren.

Autoren der Artikel „Simulation der Katheterablation supraventrikulärer Tachykardien“ und „Kryoablation von Vorhofflimmern“ (S. 14–18):

AUTOREN

Karl Ehret B.Sc.
Absolvent Medizintechnik Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik (E+I),
kehret@stud.hs-offenburg.de

Robin Müssig B.Sc.
Absolvent Medizintechnik Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik (E+I),
rmuessig@stud.hs-offenburg.de

Prof. Dr.-Ing. med. habil. Matthias Heinke
Praktikantenamtsleiter Medizintechnik und Wissenschaftl. Leiter Labor Kardiovaskuläre Gerätetechnik und Rhythmologie
matthias.heinke@hs-offenburg.de

Johannes Hörth, M.Sc.
Akad. Mitarbeiter Fakultät E+I,
Laborassistent Labor Kardiovaskuläre Gerätetechnik und Rhythmologie
johannes.hoerth@hs-offenburg.de

Referenzen/References:
[1] Müssig R, Heinke M, Hörth J: Cryoballoon model and simulation of catheter ablation for pulmonary vein isolation in atrial fibrillation. Abstracts – BMT 2018 – Aachen, 26.-28.9. • DOI 10.1515/dbme-2018-0113
[2] M. Krämer, „CRT-Elektroden-Modellierung und Simulation mittels CST,“ HS Offenburg, Offenburg, 2016
[3] Medtronic FIRE AND ICE: AF Ablation Clinical Trial: Establishing a New Gold Standard in AF Ablation,“ [Online]. Available: www.medtronic.com. [Zugriff am 5.10.2017]
[4] Metzner et al., „Increased Incidence of Esophageal Thermal Lesions Using the Second-Generation 28-mm Cryoballoon,“ 08.2013