

[Prystine]

360° Umfelderkennung
für das automatisierte Fahren | 34

[Power Line Communications]

Sensorlose Netz- / Anlagenüberwachung | 90

[Third Mission Projekt]

Soziale Roboter – Ein Science Comic | 155

20
21



Hochauflösende Elektrokardiographie mit NI myRIO

Anna Nikitin B.Sc., Prof. Dr.-Ing. med. habil. Matthias Heinke, Wolfgang Schultz M.Sc., Johannes Hörth M.Sc.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Weiterentwicklung eines Systems zur Aufnahme von hochauflösenden Elektrokardiogrammen (EKGs). Damit die EKG-Signale mit dem NI myRIO-1990 (National Instruments) abgetastet werden können, soll eine analoge Schnittstelle diese in den geforderten Spannungsbereich überführen. Mit einer eigens entwickelten Software HF ECG können die EKGs im Anschluss aufgezeichnet werden.

This work deals with the further development of a system for recording high-resolution electrocardiograms (HR ECGs). In order for the ECG signals to be sampled with the NI myRIO-1990 (National Instruments), an analog interface should transfer them into the required voltage range. With a self-developed software HF ECG the ECGs can be recorded afterwards.

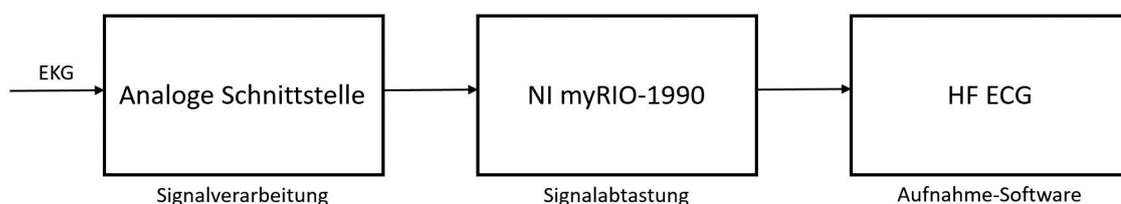


Abb. 1:
Schematische Darstellung des hochauflösenden EKG-Systems

Einleitung

Mit üblichen EKG-Karten besteht die Möglichkeit, Signale mit einer Frequenz von 500 Hz bis 1 kHz abzutasten. Jedoch können aufgrund der geringen Sampling-Frequenz die Impulse von Herzstimulatoren nicht jedes Mal zuverlässig und deren Formen nicht immer realitätsnah dargestellt werden. Anhand des hochauflösenden EKG-Systems (siehe Abbildung 1) soll dies zukünftig ermöglicht werden. Folglich können die Signale mit bis zu 16 kHz abgetastet und mit einer Auflösung von 12 Bit aufgezeichnet werden [1]. Somit lässt sich zum einen der Informationsgewinn erhöhen und zum anderen die Darstellung der Morphologie der Signale verbessern. Dies führt sowohl zu einem Fortschritt in der Erkennung von Stimulationsimpulsen als auch von fraktionierten Signalen.

Zielsetzung

Eine Schaltungssimulation bietet einen Überblick über die Funktion der analogen Schnittstelle zur Überführung der EKGs in einen Spannungsbereich von 0V bis 5V [1]. Hierbei handelt es sich speziell um die bipolaren EKG-Ableitungen nach Einthoven. Die EKGs sollen am Schaltungsausgang in Bezug auf die

Morphologie möglichst unverfälscht und ohne Zeitverschiebung vorliegen. Zusätzlich soll die von Wolfgang Schultz, M.Sc. entwickelte Software HF ECG um die Berechnung der unipolaren Ableitungen nach Goldberger aVR, aVL sowie aVF aus den elektrisch erfassten Einthoven-Ableitungen I, II und III erweitert werden. Dies ist möglich, da beide Systeme in der Frontalebene liegen [2, 3].

Methoden

Die Schematics wurden mit Orcad Capture erstellt. Zum Testen der Schaltungssimulation in PSpice wurden mit der EMB-3/6-EKG-Platine und dazugehöriger Corscience-Development-Plattform verschiedene Herzrhythmen des Simulators InterSim III mit 1 kHz Abtastfrequenz aufgenommen. So können die EKGs als TXT-Dateien gespeichert und im PSpice als Eingangssignale verwendet werden. Zur Abtastung von EKGs dient der NI myRIO-1990 und für die Aufnahme sowie Darstellung der HR ECGs wird die mit LabVIEW programmierte Software HF ECG verwendet. Durch einen Funktionsgenerator wurden verschiedene Signale zwischen 0V und 5V eingespeist, um die Software zu testen.

Ergebnisse

Zur Verarbeitung der Einthoven-Ableitungen I, II und III dient jeweils ein separater Schaltkreis. Hierbei sind alle identisch in ihrer Funktion. In der Abbildung 2 ist der Workflow der analogen Schnittstelle zu sehen. Diese wird am Eingang vor Überspannung geschützt. Dem Anwender wird die Möglichkeit geboten, die am Herzrhythmusimulator InterSim III erfassten Einthoven-Ableitungen variabel zu verstärken. Da das Signal in der Mitte des Spannungsbereichs liegen soll, wird jenes mit einem Offset von +2,5 V versehen. Die darauffolgenden Schaltungsbestandteile schützen den NI myRIO-1990 durch das Einhalten der definierten Range. In der Abbildung 3 ist das von der analogen Schnittstelle verarbeitete Signal dargestellt.

In der Abbildung 4 ist die Benutzeroberfläche der Software HF ECG zu sehen. Die ersten drei Kanäle repräsentieren die elektrisch eingespeisten Einthoven-Ableitungen. In den letzten drei werden die daraus berechneten Goldberger-Ableitungen dargestellt. In diesem Fall findet der vierte Kanal keine Verwendung, kann aber zukünftig für anderweitige Aufnahmen genutzt werden.

Schlussfolgerungen

Die Schaltungssimulation bietet einen praktikablen Überblick über die Funktionen der analogen Schnittstelle zur Erfüllung aller Anforderungen an die Elektronik. Durch die Softwareweiterentwicklung erschließt sich die Möglichkeit, ein hochaufgelöstes Sechs-Kanal-EKG aufzuzeichnen.

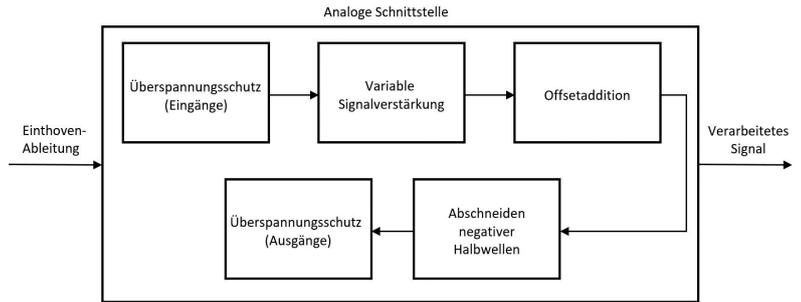


Abb. 2: Workflow der analogen Schnittstelle

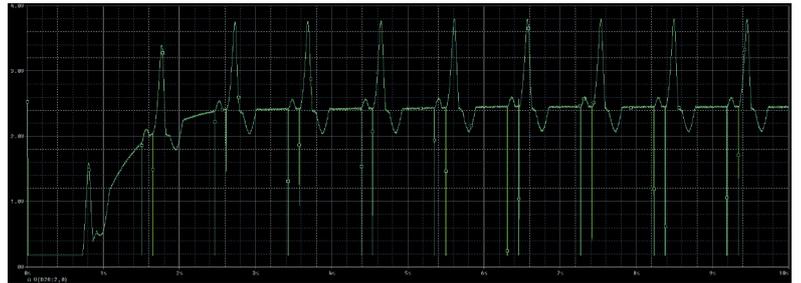


Abb. 3: Verarbeitete Einthoven-Ableitung I mit unipolarem Pacing

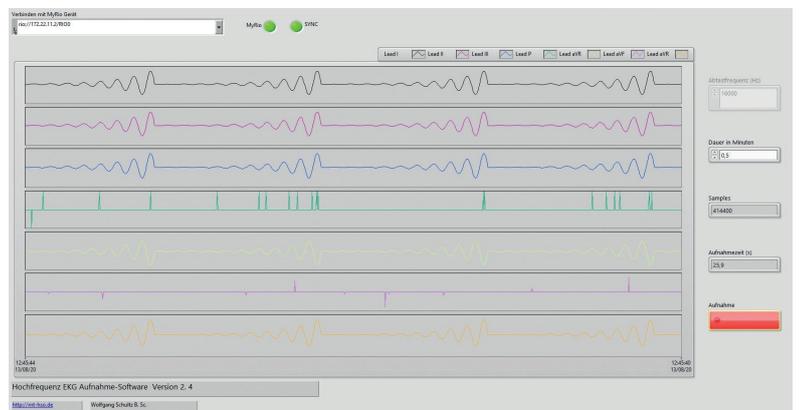


Abb. 4: Benutzeroberfläche der Aufnahme-Software HF ECG

AUTOREN	
	<p>Anna Nikitin B.Sc. Fakultät EMI, Medizintechnik Absolventin anikitin@stud.hs-offenburg.de</p>
	<p>Prof. Dr.-Ing. med. habil. Matthias Heinke Fakultät EMI, Praktikantenamtsleiter Medizintechnik, Wissenschaftl. Ltg. Labor Kardi-ovaskuläre Gerätetechnik u. Rhythmologie matthias.heinke@hs-offenburg.de</p>
<p>Wolfgang Schultz M.Sc.: Fakultät EMI; Akad. Mitarbeiter wolfgang.schultz@hs-offenburg.de Johannes Hörth M.Sc.: Fakultät EMI, Akad. Mitarbeiter; johannes.hoerth@hs-offenburg.de</p>	

Referenzen/References:

- [1] National Instruments: User Guide and Specifications. 2016, URL: <http://www.ni.com/pdf/manuals/376047c.pdf>, aufgerufen am 14.03.2020
- [2] CardioSecur: ECG Lead Systems. URL: <https://www.cardiosecur.com/magazine/specialist-articles-on-the-heart/lead-systems-how-an-ecg-works>, aufgerufen am 21.05.2020
- [3] M. Gertsch: Das EKG : Auf einen Blick und im Detail, 1. Auflage, Springer Berlin Heidelberg, 2007, Seite 10

Simulation der His-Bündel-Stimulation

Domenic Pascual B.Sc., Prof. Dr.-Ing. med. habil. Matthias Heinke, Reinhard Echle M.Eng., Johannes Hörth M.Sc.

Eine Erkrankung des kardialen Reizleitungssystems kann bei betroffenen Patienten zur Verschlechterung der linksventrikulären Ejektionsfraktion (LVEF) führen, die in vielen Fällen auf eine Blockierung des linksanterioren Tawaraschenkels zurückzuführen ist. Eine neue Möglichkeit neben der biventrikulären Stimulation bietet die His-Bündel-Stimulation. Hierzu wird eine Schrittmachersonde im rechten Atrium in der Nähe des His-Bündels für eine Schrittmacherstimulation zur Unterdrückung des Linksschenkelblocks platziert. Ziel dieser Arbeit war es, die His-Bündel-Stimulation in das bestehende Offenburger Herzrhythmusmodell zu integrieren, um die elektrischen Felder im Herzgewebe analysieren zu können.

In affected patients, a disease of the cardiac conduction system can lead to a reduction of the left ventricular ejection fraction (LVEF), which in many cases can be explained by a pathological left anterior Tawara's branch. His bundle stimulation offers a new option to existing biventricular stimulation. For this purpose, a pacemaker probe is placed in the right atrium near the His-bundle for pacemaker stimulation with suppression of the left bundle branch block. The aim of this work were to integrate the His-bundle stimulation into the existing Offenburg heart rhythm model in order to be able to analyze the electrical fields in the heart tissue.

Einleitung

Die in diesem Forschungsbericht vorgestellten Methoden und Forschungsergebnisse zur Modellierung und Simulation der His-Bündel-Stimulation wurden in einem Postervortrag und einer Publikation auf der BMT Conference of the German Society for Biomedical Engineering (DGBMT within VDE), 29. September bis 1. Oktober 2020 vorgestellt und sind Bestandteil dieses Forschungsberichtes [1]. Die Entwicklung von neuen, innovativen Herzschrittmacher-Therapieansätzen und Elektroden sind mit hohen Kosten verbunden. Durch die virtuelle Simulation von neuen Konzepten können diese Kosten deutlich gesenkt werden. Derartige 3-D-Simulationen können bspw. genutzt werden, um die Auswirkungen eines elektrischen Stimulationsimpulses auf das umliegende Herzgewebe zu untersuchen.

Zielsetzung

Eine pathologische Erkrankung des kardialen Reizleitungssystems durch Blockierung des linken Tawaraschenkels kann bei betroffenen Patienten zu einer Verschlechterung der linksventrikulären Ejektionsfraktion (LVEF) und zu Herzinsuffizienz führen. Eine Einschränkung der Lebensqualität und die Entwicklung einer Herzinsuffizienz sind in der Regel die Folgen für die Patienten. Bei medikamentös nicht therapierbaren Patienten mit Herzinsuffizienz und Linksschenkelblock bietet die kardiale Resynchronisationstherapie (CRT) eine etablierte Möglichkeit zur Behandlung der elektrischen ventrikulären Desynchronisation. Die elektrische ventrikuläre Resynchronisation wird durch eine gezielte Herzstimulation mittels zwei implantierbaren Schrittmachersonden im rechten und linken Ventrikel ermöglicht. Eine neue Methode im Vergleich zur konventionellen CRT bietet die His-Bündel-Stimulation, bei der statt zwei nur eine Schrittmachersonde benötigt wird. Hierbei wird an das untere septale Ende des rechten Atriums im Bereich des His-Bündels eine Elektrode platziert und ein speziell für die His-Bündel-Stimulation programmierter Stimulationsimpuls mit hoher Stimulationsamplitude abgegeben [2, 3]. Ziel dieser Arbeit war es, die His-Bündel-Stimulation in das bestehende Offenburger Herzrhythmusmodell zu integrieren, um die elektrischen Felder und dessen Auswirkungen auf das umliegende Herzgewebe mit zu analysieren.

Methoden

Die Modellierung und Simulation der vorliegenden Arbeit wurden mit der Simulationssoftware CST (Computer Simulation Technology) von Dessault Systems durchgeführt. Als Vorlage für die durchzuführenden Messungen diente die Schrittmachersonde Select Secure 3830 des Herstellers Medtronic. Anhand des technischen Handbuchs konnten die erforderlichen Maße der Schraubelektrode erfasst und für die Modellierung genutzt werden (Abbildung 1). Das bestehende Offenburger Herzrhythmusmodell diente als Simulationsumgebung und besteht aus den vier Herzkammern, welche mit Blut gefüllt sind, einem Erregungsbildungssystem, dem Reizleitungssystem und dem Herzmuskelgewebe (Abbildung 2). Eine weitere im rechten Atrium platzierte Select Secure 3830 Schrittmachersonde diente zur Erfassung der Herzaktivitäten des Sinusknotens. Für die in dieser Arbeit dargestellten Ergebnisse wurde ein anteriorer Linksschenkelblock im linken Tawaraschenkel simuliert. Um eine zeitlich chronologische Reihenfolge der Signalausbreitung zu ermöglichen, wurden die Ergebnisse mittels einer magnetoquasistatischen Berechnung im „Low Frequency Time Domain Solver“ erhoben. Um die elektrische Feldausbreitung zu berechnen, wurden in CST Maxwell-Gleichungen gelöst. Für den Ablauf der simulierten His-Bündel-Stimulation wird zunächst das intrinsische Herzsignal im Sinusknoten erzeugt, welches sich anschließend über dem rechten und linken Atrium ausbreitet. Nach Ablauf der atrioventrikulären Leitungszeit (AV-Zeit) wird ein Stimulationsimpuls über die Schrittmachersonde erzeugt, welcher zu einer synchronisierten Kontraktion der Ventrikel führen soll. Um an definierten Bereichen innerhalb des Modells genaue Messwerte des elektrischen Feldes zu erhalten, wurden 3-D-field-Monitore im Herzrhythmusmodell implementiert.

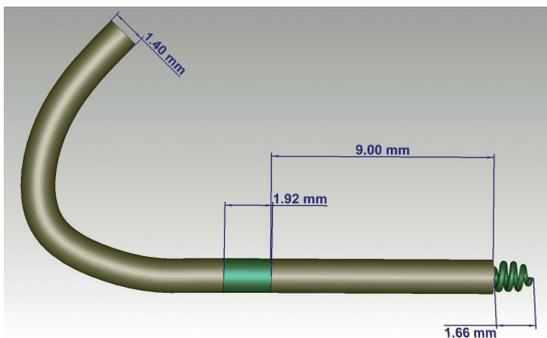


Abb. 1:
Modellierung der Select Secure 3830 Elektrode von Medtronic

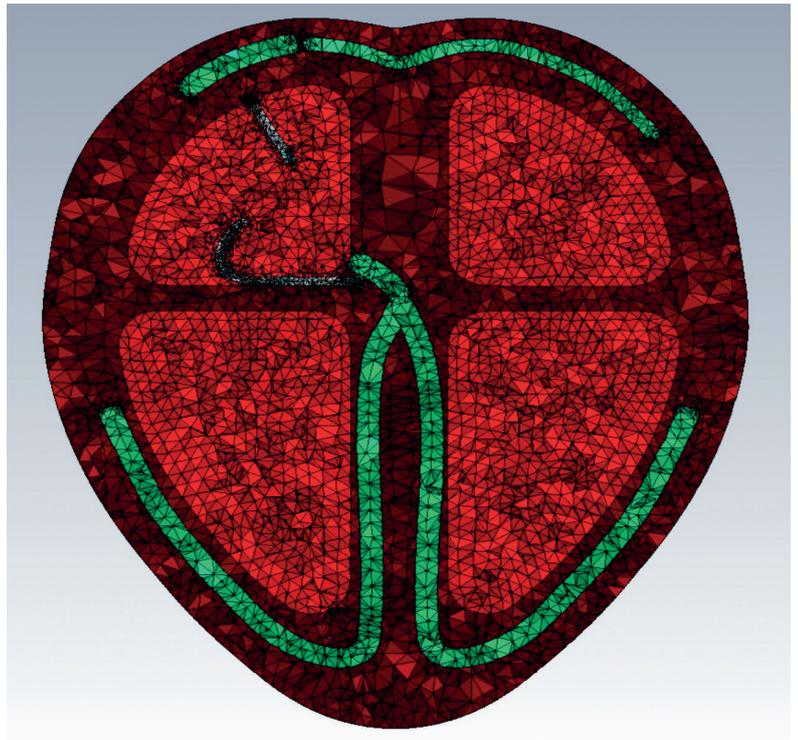


Abb. 2:
Mesh-Ansicht des
Offenburger Herzrhyth-
musmodells in der
Frontalschnittebene

Ergebnisse

Die mit den verschiedenen 3-D-field-Monitoren erfassten elektrischen Feldausbreitungen sind in der Tabelle 1 dargestellt. Erwartungsgemäß stellte sich heraus, dass das elektrische Feld mit zunehmender Distanz zu der Elektroden Spitze abnimmt. Darüber hinaus zeigte sich, dass in unmittelbarer Nähe zur Elektroden Spitze die größten elektrischen Feldstärken gemessen werden konnten. Hier konnten Spitzenwerte von 23,6 V/m bei einem 3 V Stimulationsimpuls gemessen werden. Bei einer Entfernung von sechs mm zur Elektroden Spitze wurde immerhin noch ein elektrisches Feld von 1,97 V/m gemessen. Ein 2 V Stimulationsimpuls erzeugte vier mm von der Elektroden Spitze entfernt ein elektrisches Feld von 2,25 V/m. Der 1,5 V Stimulationsimpuls konnte zwei mm von der Elektroden Spitze entfernt ein elektrisches Feld von 4,74 V/m generieren. In der nachfolgenden Abbildung auf Seite 120 ist die Visualisierung des elektrischen Feldes bei einem 3 V Stimulationsimpuls dargestellt.

Tab. 1:
Gemessene Feldstärke
bei den verschiedenen
3D-field-Monitoren

Stimulationsimpuls	3 V	2 V	5 V
Elektroden Spitze	23,6 V/m	15,79 V/m	11,84 V/m
3D-field-Monitor 1 [Spitze + 2 mm]	9,5 V/m	6,3 V/m	4,74 V/m
3D-field-Monitor 2 [Spitze + 4 mm]	3,36 V/m	2,25 V/m	1,68 V/m
3D-field-Monitor 3 [Spitze + 6 mm]	1,97 V/m	1,32 V/m	0,99 V/m
3D-field-Monitor 4 [Spitze + 8 mm]	1,39 V/m	0,93 V/m	0,69 V/m

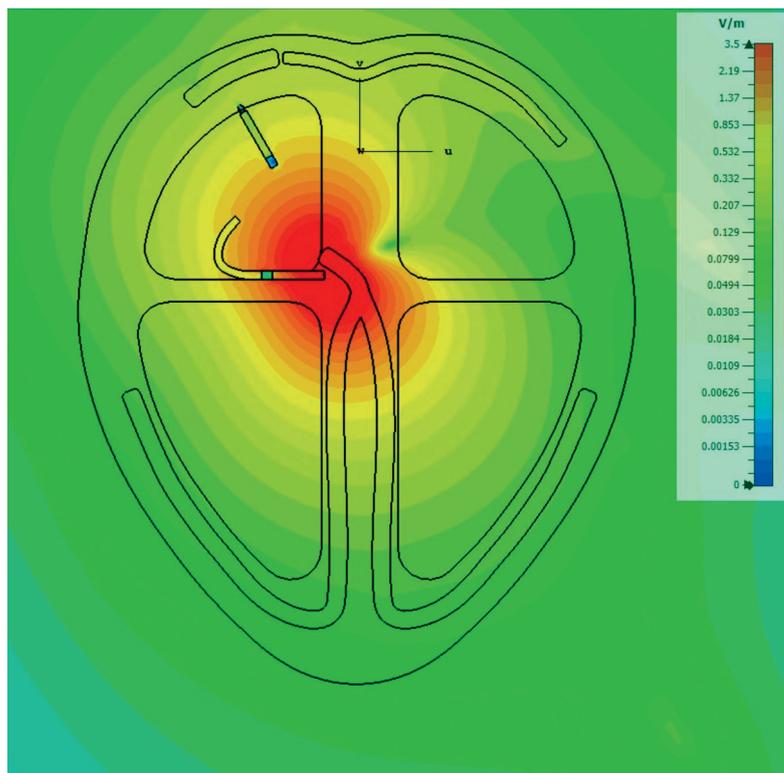


Abb. 3:
Visualisierung des elektrischen Feldes bei einer His-Bündel-Stimulation mit Drei

Diskussion

Sharma und Mitarbeiter haben bereits 2018 in einer klinischen Studie nachgewiesen, dass die His-Bündel-Stimulation bei einem Links-schenkelblock mit einer Verbesserung der links-ventrikulären Ejektionsfraktion (LVEF) assoziiert [4]. Die in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse der simulierten His-Bündel-Stimulation konnten aufzeigen, dass sich das elektrische Feld über einen weitläufigen Bereich ausbreitet und dies möglicherweise zu einer effektiven ventrikulären Stimulation führen kann. Blockierungen des linksanterioren Tawaraschenkels können mit dieser Methode hierdurch effektiv behandelt werden. Da es sich um ein niederfrequentes elektrisches Feld handelt, sollte ein Stimulationsimpuls von 2V bereits hierfür ausreichen, um den linksanterioren Tawaraschenkel elektrisch zu erregen. In der Praxis stellt des Weiteren die Position der Schrittmachersonde eine besonders wichtige Rolle dar. Je näher die Elektrode an der Blockadestelle des Reizleitungssystems liegt, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass diese durch eine His-Bündel-Stimulation effektiv erregt werden kann.

Schlussfolgerungen

Die His-Bündel-Stimulation stellt eine interessante Möglichkeit zur kardialen Resynchronisation dar und könnte in der physiologischen Schrittmachertherapie in Zukunft eine wichtige Rolle einnehmen. Die dargestellten Ergebnisse sind durch die Grenzen, die durch das verwendete Mesh entstehen, limitiert. Möglicherweise ermöglicht das Offenburger Herzrhythmusmodell die Entwicklung neuer Herzschrittmacher, Elektroden und individualisierte Schrittmachertherapien.

Referenzen/References:

- [1] D. Pascual, M. Heinke, J. Hörth: Electrode Model and Simulation of His-Bundle Pacing for Cardiac Resynchronization Therapy. Current Directions in Biomedical Engineering, Band 6, Heft 3, Seiten 555–558, ISSN(Online) 2364-5504, DOI: <https://doi.org/10.1515/cdbme-2020-3142>, <https://www.degruyter.com/view/journals/cdbme/6/3/article-p555.xml>
- [2] Vijayaraman P, Dandamudi G. How to Perform Permanent His Bundle Pacing: Tips and Tricks. Pacing Clin Electrophysiol. 2016;39(12):1298-1304. doi:10.1111/pace.12904
- [3] Scherlag, Benjamin J.; Subthreshold Stimulation for His Bundle Pacing, Cardiac Electrophysiology Clinics, Volume 10, Issue 3, 431 – 435; 2018; doi: 10.1016/j.ccep.2018.05.004
- [4] Parikshit S. Sharma et al., Permanent His Bundle Pacing as an Alternative to Biventricular Pacing for Cardiac Resynchronization Therapy: A Multi-Center Experience, 2018; doi: 10.1016/j.hrthm.2017.10.014

AUTOREN



Domenic Pascual B.Sc.
Fakultät EMI, Medizintechnik Absolvent
dpascua@stud.hs-offenburg.de



Prof. Dr.-Ing. med. habil. Matthias Heinke
Fakultät EMI, Praktikantenamtsleiter Medizintechnik, Wissenschaftl. Ltg. Labor Kardi-ovaskuläre Gerätetechnik u. Rhythmologie
matthias.heinke@hs-offenburg.de

Reinhard Echle Dipl.-Ing. (FH), M.Eng.: Fakultät EMI; Akad. Mitarbeiter, reinhard.echle@hs-offenburg.de
Johannes Hörth M.Sc.: Fakultät EMI, Akad. Mitarbeiter; johannes.hoerth@hs-offenburg.de