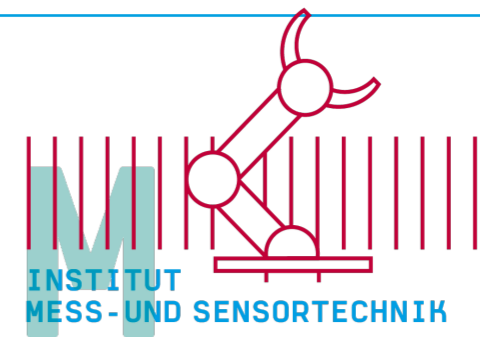




Makro demonstrator des Magnetfeld des Herzens



Timo Waschk¹, Christine Bremer², Andreas Hennig³

YOUR QUANTUM FUTURE

Einleitung

Das Magnetokardiogram (MKG) bietet die Möglichkeit das Magnetfeld des Herzens kontaktlos und nicht-invasiv aufzuzeichnen. Dabei werden einem Elektrokardiogram (EKG) ähnliche Signale erfasst, welche aus den gleichen Ionenströmen erzeugt werden. Im Gegensatz zum EKG ist bei einem MKG jedoch kein Anschließen von Elektroden notwendig und der Einfluss von Gewebe auf das Messsignal ist geringer [1].

Ein sowohl beim EKG als auch beim MKG in der Forschung verbreitetes Aufnahmeverfahren ist das Mapping der Verteilung des elektrischen Potentials bzw. des magnetischen Feldes des Herzens. Das Magnetfeld des Herzens besteht aus drei Komponenten, von denen meist nur die X-Komponente verwendet wird. Für das Mapping wird meistens das 6x6-Standardraster nach Karp verwendet [2, 3].

Unterschiedliche bioelektrische Ereignisse, wie der fehlerhafte Signalleitungsweg beim Wolff-Parkinson-White Syndrom oder eine ischämische Herzerkrankung, können mithilfe des MKGs lokalisiert werden [4, 5, 6]. Die Durchführung erfolgt vollständig kontaktlos durch SQUID-Sensoren (superconducting quantum interference device), welche durch Helium gekühlt und in einem abgeschirmten Raum verwendet werden müssen [5, 6]. Dies macht das MKG heutzutage zu einem genauen aber auch teuren Diagnoseverfahren. Auch deshalb ist das MKG noch nicht eines der Standardverfahren zur Untersuchung der Herzfunktion.

Neue Sensorsysteme auf Basis von anderen quantenmechanischen Phänomenen bieten in Zukunft eine Möglichkeit die Schwierigkeiten von SQUID basierten Sensorsystemen zu umgehen [7, 8]. Dadurch könnten weniger aufwändige Messungen biomagnetischer Signale in nicht abgeschirmten Räumlichkeiten erfolgen. Diese kostengünstigeren, einfacheren Lösungen sollten die Verwendung des MKGs in der Biomedizin stark verbreiten [8].

Methoden

Auf Basis der aktuellen Sensortechnologie soll im Rahmen des QuFabLab-Projektes ein Makro demonstrator konzipiert werden, welcher das Magnetfeld des Herzens nachahmt, um die zukünftigen Möglichkeiten sichtbar zu machen. Das nachgestellte Magnetfeld soll anhand eines Rasters mithilfe eines Magnetfeldmessgeräts in einer Ebene erfasst werden. Die Messpunkte des Rasters richten sich nach der von Karp standardisierten Methode (siehe Abbildung 1) [2]. Die Stärke des realen Magnetfeldes liegt zwischen 20 und 80 Picotesla. Für den Makro demonstrator wird jedoch eine Feldstärke von circa 20 bis 80 Mikrottesla angestrebt, um die Erfassung mit aktueller Sensortechnologie zu ermöglichen.

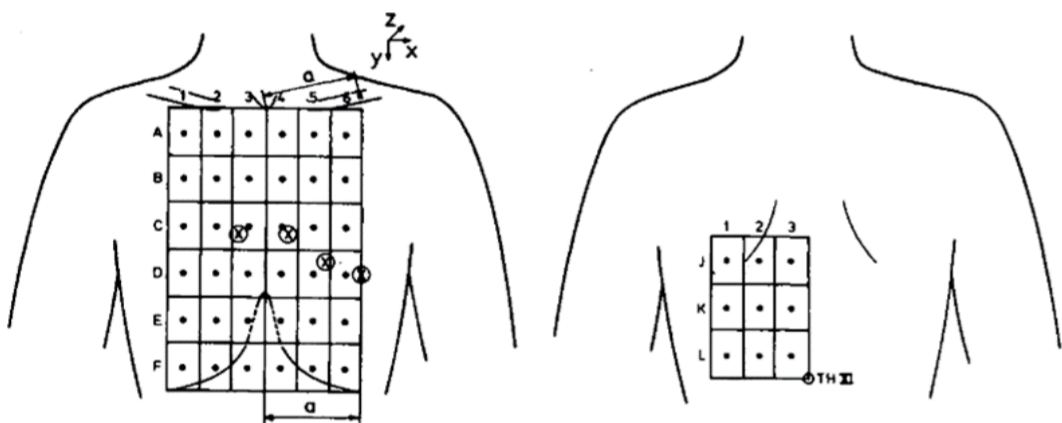


Abbildung 1: Basisraster für das Erstellen von EMG-Mapping aufnahmen nach Karp. Die Ausrichtung erfolgt anhand von festen anatomischen Punkten. [2]

Zuerst werden in Matlab Simulationen durchgeführt, um das Magnetfeld des Herzens zu rekonstruieren. Im Zuge dessen wird die „Biot Savart magnetic Toolbox“ von Quéval Loic zur Berechnung des Magnetfeldes verwendet. Die Toolbox führt eine numerische Integration des Biot Savart Gesetzes aus. Dieses berechnet die magnetische Flussdichte in der magnetostatischen Näherung, die von einem stromdurchflossenen Leiter erzeugt wird [9].

Innerhalb der Simulation werden dreiaxige Transponderspulen konstruiert, welche auch für die Realisierung verwendet werden sollen. Im Rahmen einer Bachelorarbeit wird ein Prototyp aufgebaut. Dieser Prototyp soll ein von einem Funktionsgenerator erzeugtes EKG-Signal in geeigneter Verstärkung auf mehrere dreiaxige Transponderspulen geben, um ein dem Herzen ähnliches Magnetfeld zu erzeugen.

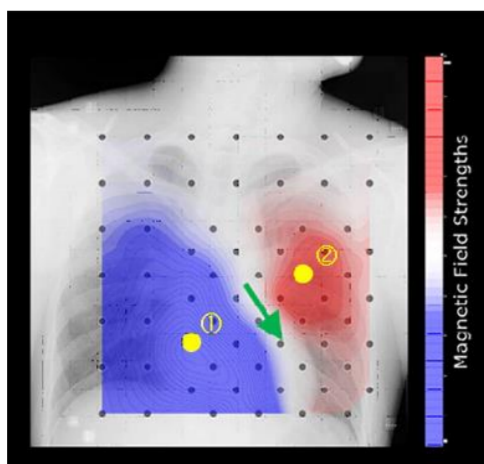


Abbildung 2: Beispielhafte Aufnahme der Magnetfeldverteilung des Herzens mithilfe eines 64-knägigen Magnetfeldsensorraster (schwarze Punkte). Der grüne Pfeil gibt die Richtung des elektrischen Signals an [11]

Die Dimensionen der Spulen werden so gewählt, dass die notwendige Schaltung in einem 3D-gedruckten Modell des Herzens untergebracht werden kann. Für die Positionierung der Transponderspulen werden das elektrische Erregungsbildungs- und Erregungsleitungssystem sowie Aufnahmen des magnetischen Feldes des Herzens als Anhaltspunkte verwendet [7, 8, 10]. Der elektrische Signalpfad des Herzens führt vom Sinusknoten über den AV-Knoten und die Tawara-Schenkel zur Herzspitze [10]. Das daraus resultierende magnetische Feld kann nach der Rechten-Hand-Regel gebildet werden (siehe Abbildung 2).

Ergebnisse

Die bisherigen Simulationsergebnisse des magnetischen Feldes (siehe Abbildung 4) zeigen ein vektorielles Verhalten, das einem mit SQUID-Sensoren aufgenommenen MKG-Mapping ähnelt (siehe Abbildung 3) [7]. Diese Ähnlichkeit erstreckt sich bisher hauptsächlich auf das Verhalten in der x-y-Ebene. In der z-Ebene liegen jedoch einige Unterschiede vor (siehe Abbildung 5 und 6). Die Differenzen liegen größtenteils in der lateralen Ausdehnung des magnetischen Feldes. Den limitierenden Faktor stellt dabei die Größe der Spulen dar, da alle Spulen gleich groß sind. Zusätzlich ist die z-Komponente des magnetischen Feldes um 180° gedreht, da das Bezugssystem verschieden gewählt wurde.

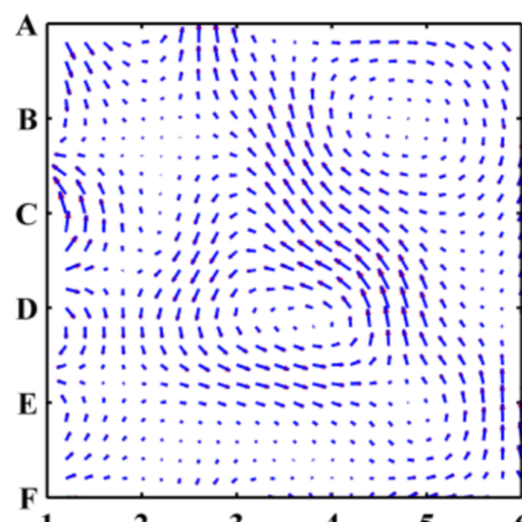


Abbildung 3: Vektorielles Magnetfeld in der x-y-Ebene eines MKGs in der T-Welle eines gesunden Erwachsenen [7]

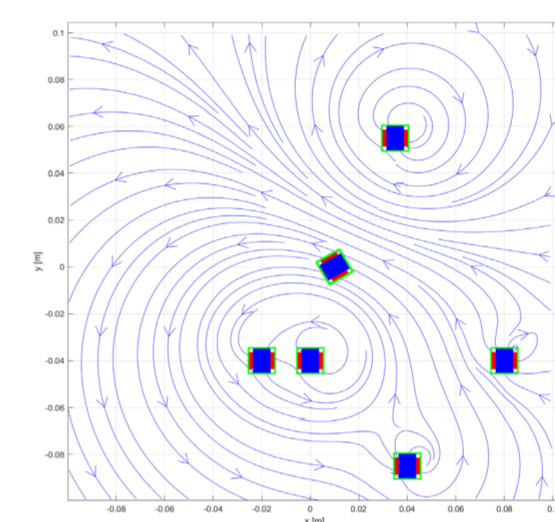


Abbildung 4: Fluss-Darstellung des vektorielles magnetischen Feldes der Simulation in der x-y-Ebene mit äquivalenten Transponderspulen

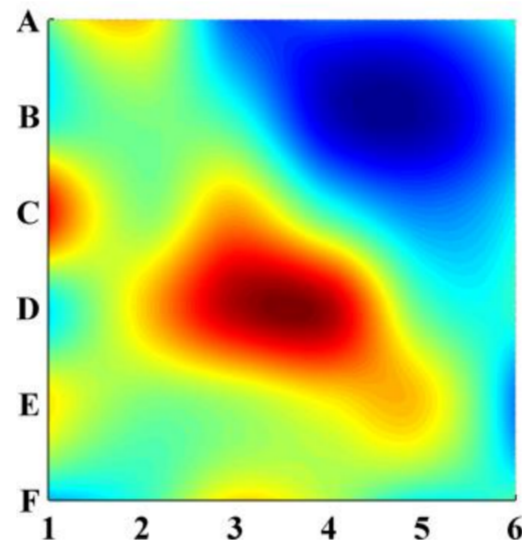


Abbildung 5: z-Komponente eines MKGs in der T-Welle eines gesunden Erwachsenen [7]

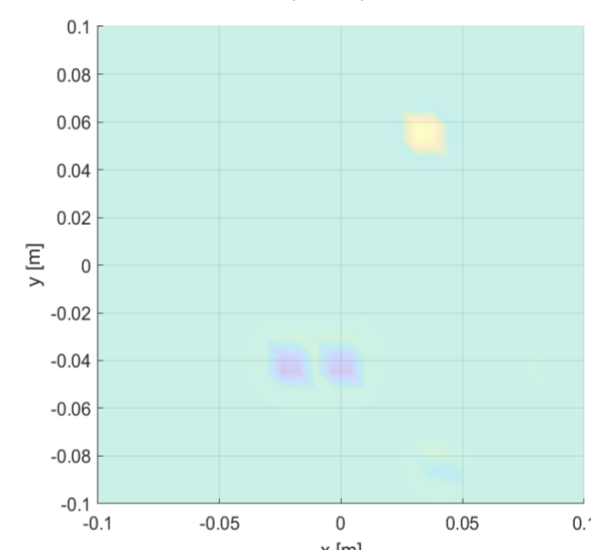


Abbildung 6: z-Komponente des magnetischen Feldes der Simulation mit äquivalenten Transponderspulen

Fazit

Die aktuellen Simulationsergebnisse sind vielversprechend. Allerdings müssen noch einige Anpassungen erfolgen, um das Magnetfeld des Herzens annähernd nachzubilden. Dazu sollten entweder mehrere Transponderspulen direkt nebeneinander platziert werden oder selbsterstellte Spulen verwendet werden, um die laterale Ausdehnung in der x-y-Ebene zu replizieren.

Die Simulationen erfolgten bisher nur für einzelne Zeitpunkte der kardialen Erregung. Die Simulation könnte erweitert werden, um den gesamten kardialen Zyklus abbilden zu können.

Literatur

- [1] S. Yamada, K. Tsukada, T. Miyashita, K. Kuga und I. Yamaguchi, „Noninvasive, direct visualization of macro-reentrant circuits by using magnetocardiograms: initiation and persistence of atrial flutter,” *Eurospace*, pp. 343-350, 2003.
- [2] P. Karp, „Cardiomagnetism. In *Biomagnetism*,” *Proc. Third Internat. Workshop On Biomagnetism*, pp. 219-258, Mai 1981.
- [3] J. Malmivuo und R. Plonsey, *Bioelectromagnetism Principles Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, New York: Oxford University Press, 1995.
- [4] Z. Chen et al., „A new magneto-cardiogram study using a vector model with a virtual heart and the boundary element method,” *Chinese Physics B*, 2013.
- [5] R. Fenič, D. Brisinda und a. M. Meloni, „Clinical application of magnetocardiography,” *Expert Review of Molecular Diagnostics*, pp. 291-313, 2005.
- [6] F. Yang und R. P. Patterson, „Comparison of magnetocardiography and electrocardiography in diagnosis of cardiac ischemia: A simulation study,” *International Journal of Cardiology*, pp. 3103-3106, 2013.
- [7] C. Zhang, F. Tang, P. Ma und Z. Gan, „A simplified Htc rf SQUID to analyze the human cardiac magnetic field,” *AIP Advances*, 2014.
- [8] S. Knappe, R. Mhaskar, J. Preusser, J. Kitching, L. Trahms und T. Sander, „Chip-Scale Room-Temperature Atomic Magnetometers for Biomedical Measurements,” in *5th European IFMBE Conference*, 2011.
- [9] L. Quéval, „BSmag toolbox user manual,” Dept. Elect. Eng., University of Applied Sciences Düsseldorf, Deutschland, 2015.
- [10] C. Schneider, *Das EPU-Labor Einführung in die invasive elektrophysiologische Untersuchung*, Darmstadt: Steinkopff Verlag, 2005.
- [11] T. D. Technologies, „TDK Prototype Biomagnetic Sensor,” 2023.

- 1) Timo Waschk, timo.waschk@hs-ruhrwest.de
- 2) Christine Bremer, christine.bremer@hs-ruhrwest.de
- 3) Andreas Hennig, andreas.hennig@hs-ruhrwest.de

