



Spotlight on EMF Research

Spotlight on “Estimation method for the anisotropic electrical conductivity of in vivo human muscles and fat between 10kHz and 1MHz” by Kangasmaa and Laakso in Phys. Med. Biol. (2022)

Kategorie [Statische und niederfrequente Felder, Dosimetrie/Exposition]

Spotlight - Jun/2023 no.8 (Deu)

Kompetenzzentrum elektromagnetische Felder (KEMF)

1 Einordnung des Artikels in den Kontext durch das BfS

Im Niederfrequenzbereich (unter 10 MHz) werden die Sicherheitsrichtlinien für die Exposition gegenüber elektromagnetischen Feldern (EMF) durch Basisgrenzwerte der im menschlichen Gewebe induzierten Feldstärken bestimmt. Da letztere nicht direkt gemessen werden können, werden Referenzwerte für die externen elektrischen und magnetischen Feldstärken des Körpers abgeleitet, um eine praktische Expositionsabschätzung zu ermöglichen. Die Ableitung von Referenzwerten erfolgt durch numerische Dosimetrieberechnungen auf der Grundlage von Messwerten dielektrischer Parameter des menschlichen Gewebes. Die Messung der elektrischen Permittivität und Leitfähigkeit bei niedrigen Frequenzen ist messtechnisch anspruchsvoll und daher eine wesentliche Quelle von Unsicherheiten [1,2]. Die Anisotropie des Gewebes, die hohe Variabilität der Messverfahren, die Unterschiede zwischen nekrotischem und in vivo Gewebe und viele weitere Faktoren erschweren präzise und konsistente Messungen weiter. Nicht-invasive Methoden wie die elektrische Impedanztomographie ermöglichen eine Messung der Leitfähigkeit von menschlichem Gewebe in vivo.

2 Resultate und Schlussfolgerungen aus der Perspektive der Autoren

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Leitfähigkeiten von längs (entlang des menschlichen Beins) und quer (quer zum menschlichen Bein) verlaufendem anisotropem Muskel- und Fettgewebe im Frequenzbereich

von 10 kHz bis 1 MHz zu schätzen. Die Technik ist nicht invasiv und basiert auf einer Anpassung der numerisch berechneten an die gemessenen Impedanzen anhand der Methode der kleinsten Quadrate.

Die Impedanzmessungen wurden an 8 verschiedenen Positionen entlang und quer zum rechten Bein von 10 Personen mit einer 4-poligen Elektrode durchgeführt. Nach den Messungen wurden die Positionen der Elektroden durch das Anbringen von Fischölkapseln markiert (gute Sichtbarkeit im MRT), gefolgt von einem MRT-Scan des Beins. Die MRT-Bilder wurden in 8 verschiedene Gewebearten segmentiert: Blut, Spongiosa, Kortikalis, Knorpel, Fett, Muskel, Haut und Sehne. Muskel und Sehne wurden zu einem einzigen anisotropen Gewebetyp zusammengefasst, der als anisotroper Muskel entlang und quer zum Bein definiert wurde. Der mittlere Volumenanteil von Muskeln und Sehnen beträgt 41,7 % bzw. 1 %, so dass der Grad der Anisotropie etwa 2-3 % beträgt.

Durch numerische Lösung der quasistatischen Potentialgleichung wurden die Impedanzen (Wechselstromwiderstand) für unterschiedliche anisotrope Muskel- und Fettleitfähigkeiten berechnet. Alle anderen Leitfähigkeiten werden als konstante externe Parameter betrachtet und ihre Werte aus der Literatur entnommen. Die geschätzten Leitfähigkeiten für den longitudinalen/lateralen Muskel und das Fett wurden als optimale kleinste-Quadrate Anpassung der numerisch berechneten Impedanzen an die gemessenen Impedanzen ermittelt.

Zur Beurteilung der Statistik der Messungen und zur Bestimmung von Konfidenzintervallen wird die sogenannte Bootstrap-Resampling-Methode verwendet. Dabei werden aus dem ursprünglichen Datensatz 100000 Stichproben durch Ziehung mit Zurücklegen erzeugt. Die aus den generierten Stichproben gewonnenen Konfidenzintervalle um die gezogenen Messdaten werden dann zur Schätzung der wahren Konfidenzintervalle verwendet. Schließlich wird die Qualität der Näherung im Vergleich zu den gemessenen Impedanzen anhand des mittleren relativen Fehlers bewertet.

Das Hauptergebnis der Arbeit ist ein Datensatz über die Leitfähigkeiten von menschlichem anisotropen Skelettmuskel und Fett für Frequenzen zwischen 10 kHz und 1 MHz. Die Autoren vergleichen ihre Ergebnisse mit früheren Messungen für ähnliche Gewebetypen. In [3] wurde eine ähnliche indirekte Methode verwendet, um die Leitfähigkeit von anisotropem Muskelgewebe einer Froschart zu bestimmen. Dies führt zu niedrigeren Leitfähigkeitswerten als in der vorliegenden Arbeit und im Vergleich zu anderen Studien. Die Autoren erklären dies mit der unterschiedlichen Temperatur der Proben in [3] (Raumtemperatur) und in der vorliegenden Arbeit (menschliche Körpertemperatur). Im Falle von Fettgewebe ist ein Vergleich mit der Literatur aufgrund des unterschiedlichen Wassergehalts der verwendeten Gewebeproben schwierig.

Der vorliegende Datensatz ermöglicht eine Analyse der Unterschiede in den Leitfähigkeiten, die durch die Modellierung von Muskelgewebe als isotropes Material im Gegensatz zur Einbeziehung der durch Sehnen verursachten Anisotropien induziert werden. Schließlich werden die erhaltenen Leitfähigkeiten verwendet, um die Auswirkung der Gewebeanisotropie auf induzierte Felder durch homogene Magnetfeldexposition zu analysieren. Bei 0,1 mT liegt das 99. Perzentil des induzierten elektrischen Feldes unter etwa 40 % des entsprechenden Basisgrenzwertes für die berufliche Exposition [4,5]. Der relative Fehler für induzierte elektrische Felder, der durch eine isotrope Modellierung verursacht wird, wird für die niedrigsten Frequenzen mit -20 % bis +40 % berechnet und sinkt bei hohen Frequenzen auf etwa +/- 10 %.

Die Autoren fassen ihre Arbeit zusammen als Anwendung einer der Impedanztomographie verwandten Methode, die sie zur Extraktion von In-vivo-Leitfähigkeitswerten von menschlichem anisotropen Muskel- und Fettgewebe verwenden. Mit dieser Methode wird ein Datensatz von Leitfähigkeitswerten im Frequenzbereich von 10 kHz bis 1 MHz gewonnen. Dies ermöglicht die Untersuchung der Auswirkung der Gewebeanisotropie auf die induzierten elektrischen Feldwerte bei der Exposition gegenüber Magnetfeldern.

3 Kommentare des BfS

Die von den Autoren vorgeschlagene Methode zur Bestimmung der Gewebeleitfähigkeit ist indirekt: Numerisch berechnete Impedanzen werden nach dem Prinzip der kleinsten Quadrate an in vivo gemessene Impedanzen angepasst. Der optimale Kleinste-Quadrate-Schätzer bestimmt dann die Leitfähigkeiten. Die Präzision der Ergebnisse hängt von der Genauigkeit der Impedanzmessungen und der MRT-Auflösung ab. Im ersten Fall treten mehrere Schwierigkeiten auf, wie z. B. parasitäre Ströme, Elektrodenpolarisationseffekte und Hakenartefakte, die von den Autoren eingehend diskutiert werden. Insbesondere sind Messungen unterhalb von 10 kHz nicht möglich. Die Modellanpassung wird durch die numerische Berechnung von Impedanzen erreicht, indem die Leitfähigkeit von drei Gewebetypen (Längsmuskel, seitlicher Muskel und Fett) variiert und alle anderen Gewebeleitfähigkeiten auf einem konstanten, frequenzunabhängigen Wert gehalten werden. Dies ist natürlich eine Idealisierung, da die Leitfähigkeiten im Allgemeinen frequenzabhängig sind. Eine Anwendung bekannter Methoden zur Variablenauswahl könnte nützlich sein, um die gewählte Idealisierung zu rechtfertigen.

Schließlich verwenden die Autoren zur Abschätzung der körpereigenen induzierten elektrischen Feldstärke bei homogener Magnetfeldexposition das 99. Perzentil, was das weit verbreitete Verfahren zur Unterdrückung von Artefakten ist und im Einklang mit den Empfehlungen der ICNIRP steht. Im Falle von Spitzenwerten des induzierten elektrischen Feldes, die in sehr kleinen Geweberegionen liegen, kann dies möglicherweise zu einer Unterschätzung der induzierten elektrischen Felder führen.

Die in dieser Arbeit entwickelte Methode bietet eine nicht-invasive Möglichkeit, Gewebeleitfähigkeiten in vivo aus Bioimpedanzmessungen bei niedrigen Frequenzen zu extrahieren. Da solche Leitfähigkeiten immer noch eine große Unsicherheitsquelle für die Ableitung von Referenzwerten aus den entsprechenden Basisgrenzwerten darstellen, ist das Thema dieser Arbeit für die Risikobewertung von niederfrequenten Feldern von großer Bedeutung. Eine Ausweitung auf Frequenzen unter 10kHz wäre in Zukunft sehr wünschenswert. Abhängig von der Genauigkeit der Impedanzmessungen und der MRT-Auflösung ist eine Analyse des Einflusses der Gewebeanisotropie auf körperinduzierte elektrische Felder möglich. Bei den niedrigsten betrachteten Frequenzen würde eine isotrope Modellierung zu einer Über- oder Unterschätzung der induzierten elektrischen Felder um 20-40 % führen, je nach Feldrichtung. Der Fehler nimmt mit steigender Frequenz ab.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die vorgestellte Methode eine wertvolle Erweiterung der bestehenden Methoden zur Abschätzung induzierter elektrischer Felder darstellt.

Referenzen

Der erste Literaturverweis ist immer das vorliegende Manuskript, und der Verweis in geschweiften Klammern am Ende {xx} entspricht einer Referenz im vorliegenden Manuskript und ist im Verweistitel des Manuskripts geschrieben.

- [1] Kangasmaa O and Laakso I, Estimation method for the anisotropic electrical conductivity of in vivo human muscles and fat between 10kHz and 1MHz, Phys. Med. Biol. 67 225002, (2022) DOI 10.1088/1361-6560/ac9a1e
- [2] Reilly, J.P. and Hirata, A., 2016. Low-frequency electrical dosimetry: research agenda of the IEEE International Committee on Electromagnetic Safety. Physics in Medicine & Biology, 61(12), p.R138.
- [3] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, 2020. Gaps in knowledge relevant to the "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz–100 kHz)". Health Physics, 118(5), pp.533-542.
- [4] Hart, F.X., Berner, N.J. and McMillen, R.L., 1999. Modelling the anisotropic electrical properties of skeletal muscle. Physics in Medicine & Biology, 44(2), p.413.

- [5] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection , 2010. ICNIRP Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz). Health physics, 99, pp.818-836.
- [6] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, 2020. Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields (100 kHz to 300 GHz). Health physics, 118(5), pp.483-524.

Impressum

Bundesamt für Strahlenschutz
Postfach 10 01 49
38201 Salzgitter

Tel.: +49 30 18333-0

Fax: +49 30 18333-1885

E-Mail: spotlight@bfs.de

De-Mail: epost@bfs.de-mail.de

www.bfs.de

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:

urn:nbn:de:0221-2023072638643

Spotlight - Jun/2023 no.8 (Deu)