Funkkanäle messen und verstehen

Charakterisierung hilft beim Entwurf von Sensornetzen

Moderne Operationssäle, Krankenzimmer, Bildgebungs- und Telemonitoring-Systeme nutzen verstärkt die Möglichkeit Messdaten drahtlos zu übertragen. Wie bereits in vorhergehenden Ausgaben erläutert, werden in Operationssälen zum Beispiel Bilddaten in hoher Auflösung (HD) per Funk übertragen. Telemedizinische Systeme verwenden Funknetze, um Daten vom Patienten zu einem zentralen Gerät zu übertragen, welches die Daten zur Klinik oder zum betreuenden Arzt übermittelt. Sensornetze werden für den telemedizinischen Einsatz am Körper getragen und mit Body-Area-Network, kurz BAN, bezeichnet. Sie setzen sich aus mehreren Sensorknoten zusammen, d.h. aus der jeweiligen Messelektronik und einem Datenübertragungsmodul.

Bei medizinischen Sensoren gliedert sich eine Datenübertragungstechnik in vier grundlegende Elemente: Sensorik, Sendemodul, Funkkanal und Empfänger (s. Bild 2). Mit dem Sensor wird die biometrische Messgröße erfasst und in ein elektrisches oder digitales Signal abgebildet. Dieses wird vom Sendemodul, dem sogenannten Träger, aufgeprägt. Ein Träger ist ein hochfrequentes Signal mit einer mittleren Frequenz von z.B. 5 GHz. Durch Aufprägen werden Phase und Amplitude verändert. Dadurch können Messdaten gespeichert werden. Der Träger passiert den Funkkanal, wird also von einer oder mehreren Sendeantennen ausgestrahlt, und an einem anderen Ort von weiteren Antennen empfangen. Letztere sind am Empfänger angeschlossen, der das Nutzsignal wieder extrahiert.

Eine mangelhafte Analyse des Funkkanals führt zur fehlerhaften Auslegung der Funkelektronik, sprich des Senders und des Empfängers. Messverfahren helfen bei der Charakterisierung und Modellierung des Funkkanals. Mit Hilfe derer ist eine geschickte Auslegung möglich. Dabei muss der direkte Einfluss des Patienten und des Pflegepersonals auf die Funkverbindung einbezogen werden. Wie dies während des Entwurfs möglich ist, wird im Folgenden erläutert.

Medizinische Nutzdaten haben Datenraten von wenigen kBit/s für Signale, wie etwa im Kontext von Atmung und Herzfrequenz, bis hin zu einstelligen GBit/s, z.B. bei bildgebenden Verfahren oder HD-Bilddaten. Im ersteren Fall sind die Trägersignale, welche die zu übertragende Information enthalten, schmalbandig, d.h. sie benötigen einen geringen Frequenzbereich. Ein Funkkanal wirkt

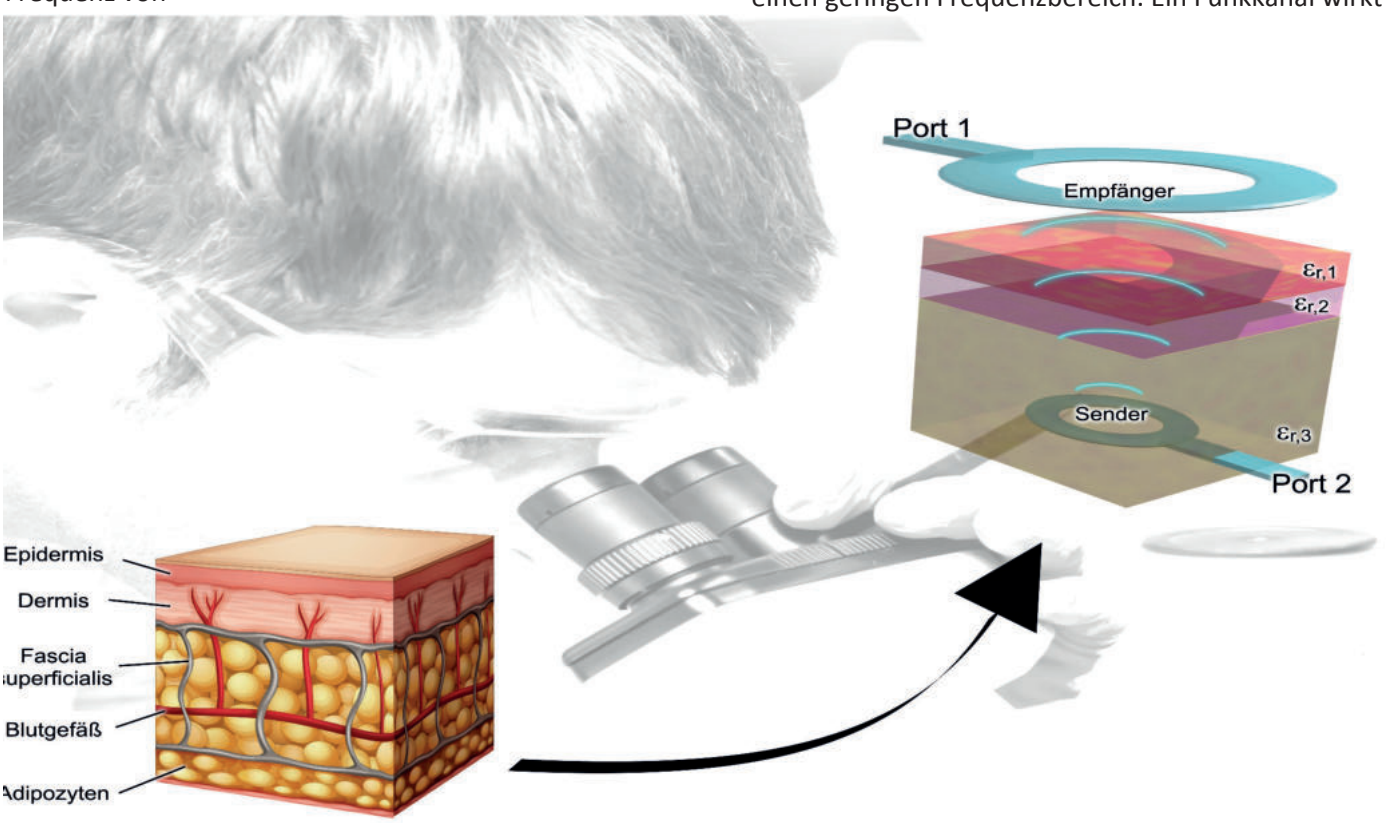

Bild 1: Querschnitt für durch die menschliche Haut und deren Modell für die Simulation des Funkkanals. (Quelle: senetics)

meist nur dämpfend, was bedeutet, dass die Leistung des Trägersignals durch die Übertragung von Sender zu Empfänger geringer wird. Dies trifft im letzteren Fall auch zu, jedoch ist durch die hohe Datenrate das Trägersignal breitbandig. Durch die Belegung mehrerer Frequenzbereiche ist es sehr wahrscheinlich, dass durch die Übertragung bei manchen Frequenzen Auslöschung auftritt. Dies hängt wiederum von der genauen Geometrie des Raumes ab, in dem sich Sende- und Empfangsantenne befinden. Dadurch kann es passieren, dass bei einer bestimmten Frequenz die elektromagnetischen Wellen an Wänden derart reflektiert werden, dass sie sich an der Empfangsantenne überlagern und gegenseitig auslöschen. Dies bezeichnet man als Mehrwegeempfang. Je mehr Frequenzen bei der Übertragung genutzt werden, umso höher ist die Wahrscheinlichkeit, dass dieser Effekt auftritt. Laufen Personen durch den Raum, so ändern sich die Frequenzen, an denen ein Signal ausgelöscht wird, ständig. Für hohe Datenraten ist auch der Einsatz höherer Übertragungsfrequenzen von Vorteil, was wiederum diesen Effekt begünstigt.

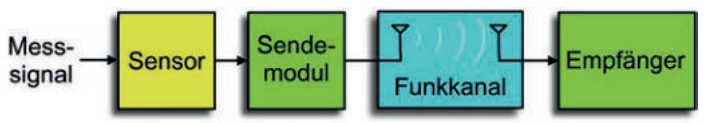

Bild 2: Der Funkkanal in einer typischen Übertragungskette für ein gemessenes biologisches Signal. (Quelle: senetics)

Die folgenden Methoden werden zurzeit vorwiegend für die Vermessung von beliebigen Funkkanälen herangezogen [1].

- Direct RF Pulse System
- Spread Spectrum Sliding Correlator
- Frequency Domain Channel Sounding

Je nach Eigenschaften des Kanals kann dieser anhand der Verfahren ausreichend charakterisiert werden. Das letzte der drei Verfahren ist vor allem für medizinische Anwendungen interessant, da dort der Abstand zwischen Sender und Empfänger im Vergleich zu Mobilfunkanwendungen relativ gering ist. Der Hardware-Aufwand ist bei FD-Channel-Sounding gering, da lediglich ein Netzwerkanalysator (s. Bild 3) zusammen mit digitaler Signalverarbeitung, z.B. einem PC mit MATLAB® oder LabView, benötigt wird. Das Verfahren ist jedoch vorwiegend für Funkkanäle geeignet, die sich während der Messzeit nicht signifikant ändern. Ist der Kanal dynamisch, d.h. ändern sich die Eigenschaften während der Übertragung, so müssen die ersten beiden Verfahren in

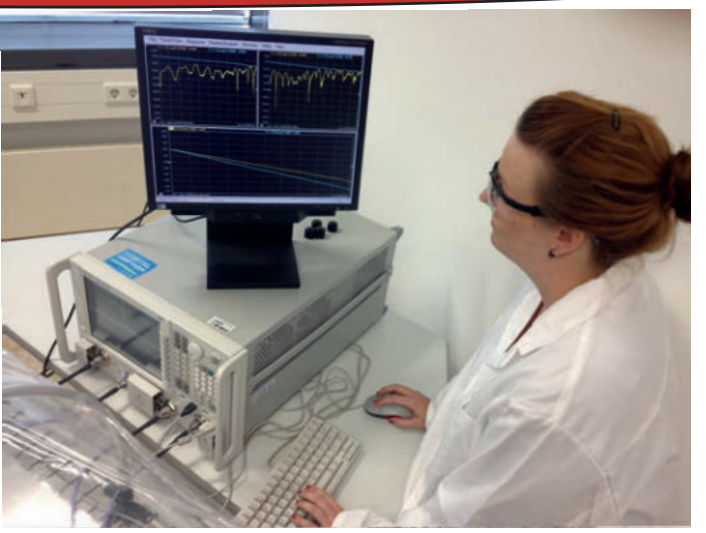

Bild 3: Sensorvalidierung mit einem Netzwerkanalysator im Labor von senetics. (Quelle: senetics)

Verbindung mit statistischer Auswertung angewandt werden.

Ein beispielhaftes Szenario ist die Übertragung von Daten von einem Implantat zu einem Empfänger außerhalb des menschlichen Körpers. In den vergangenen 50 Jahren wurden dafür häufig Frequenzen unterhalb von 10 MHz für die Übertragung herangezogen [2]. Aufgrund der verringerten Dämpfung durch den Körper waren diese Frequenzen interessant. Jedoch steigt dabei die Antennengröße. Zukünftig werden im Zuge neuer Entwicklungen höhere Frequenzen eingesetzt. Dies führt bei verringerter Übertragungseffizienz zu kleineren Antennen.

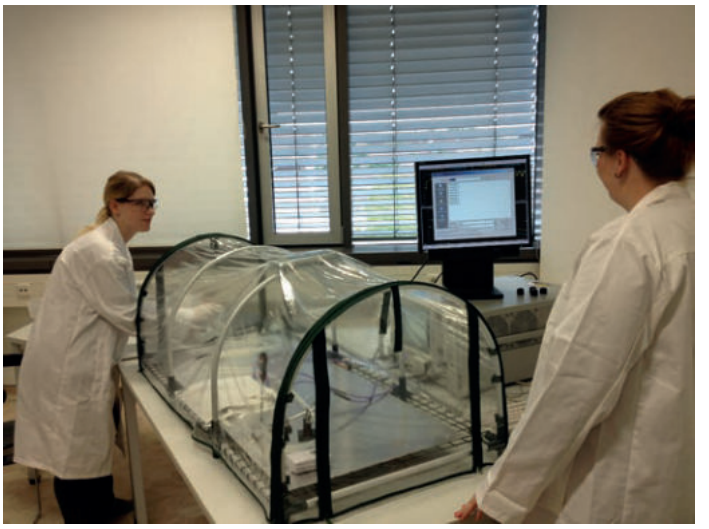

Bild 4: Biologische Messreihen in künstlich erzeugter Testumgebung für den Sensor. (Quelle: senetics)

Die Effizienz einer Übertragung ist der Quotient aus empfangener Leistung und gesendeter Leistung. Je niedriger die Effizienz der Übertragung, desto höher die Abschwächung.

$$\eta = \frac{P_e}{P_s}$$

Bild 5 zeigt die berechnete Effizienz einer Übertragung von einem Implantat zu einem Empfänger außerhalb des Körpers. Dem liegt ein Modell, wie in Bild 1 gezeigt, zugrunde. Eine Effizienz von eins bedeutet, dass die vollständige Sendeleistung am Empfänger ankommt. Wird ein Implantat tiefer in den Körper eingebracht, so sinkt die Effizienz.

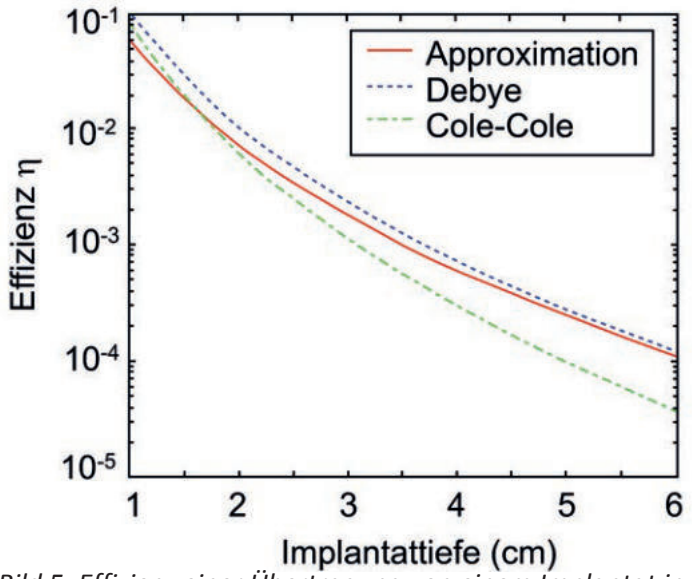

Bild 5: Effizienz einer Übertragung von einem Implantat in Muskelmasse bei f=3,93 Ghz in Abhängigkeit der Implantattiefe, 3 Berechnungen im Vergleich.

Nach Werber et al. [3] lässt sich beispielsweise bei einer Sendeantenne von 1 cm² und einer Implantattiefe von 10 cm eine Abschwächung um 30 dB bei 100 MHz und 65 dB bei 900 MHz feststellen. Eine Erhöhung um 30 dB bedeutet, dass im Vergleich eine um den Faktor 1000 höhere Abschwächung auftritt. Hier wird bereits deutlich, welchen Einfluss das menschliche Gewebe auf die Übertragung bei einer höheren Frequenz hat. Der Verlust an Empfangsleistung kann durch Mehrantennenempfang oder einer höheren Sendeleistung ausgeglichen werden.

Um hier zu aussagekräftigen Ergebnissen zu kommen, ist eine geschlossene Betrachtung und Analyse der technischen, physikalischen sowie biologischen Gegebenheiten und Rahmenbedingungen nötig. Bild 1 zeigt dabei eine mögliche Vorgehensweise. Dabei wird auf Basis der Körperstruktur ein Modell erstellt, das in Simulationssoftware für elektromagnetische Felder verwendet werden kann. Die senetics healthcare group GmbH & Co. KG bietet mit den Laboren (s. Bild 4) und der bio-technischen Expertise die für die Simulation und Entwicklung eines Funkmoduls für Implantate nötigen Voraussetzungen. Bei einer Übertragungselektronik für Magnet-resonanztomographen muss der Einfluss des Patienten anders berücksichtigt werden. Im Falle geringer Übertragungsfrequenz gilt wie im vorherigen Beispiel, dass Sende- und Empfangsantennen jeweils gekoppelt sind und Mehrwegeempfang nicht auftritt. Unabhängig von der gewählten Antennenkonfiguration (siehe Bild) schwächt der Funkkanal den Träger lediglich ab.

Rundstrahlantennen strahlen elektromagnetische Wellen in nahezu alle Richtungen. Deren Einsatz im Übertragungssystem führt zu einer Abschwächung von ca. 40 dB durch den Funkkanal bei einer Trägerfrequenz von 900 MHz und einem Antennenabstand von 50 cm [4].

Werden Frequenzen oberhalb von 3 GHz für die Funkübertragung eingesetzt, so tritt Mehrwegeempfang auf, d.h. elektromagnetische Wellen werden an der Liege und an der Röhreninnenwand reflektiert. Die Frequenz, die bei der Auslöschung auftritt ändert sich jedoch aufgrund der Bewegung der Liege und der Atmung ständig. Simulation der Feldverteilungen oder reproduzierbare experimentelle Verifikation im Labor anhand von Menschmodellen erleichtern hier die Analyse des Funkkanals.

Frequenzabhängige Abschwächung spielt in Krankenhausumgebungen eine Rolle, sobald Breitband-Übertragung verwendet wird. Dies wird zunehmend interessant bei der Übertragung von medizinischen hochaufgelösten HD-Videos in Operationssälen. Mit UWB-Übertragungstechniken kann z.B. das Frequenzband von 3 GHz bis 10 GHz dafür verwendet werden [5]. Datenraten bis zu 480 MBit/s sind hier möglich.

Bei derart breitbandiger Übertragung zeigt die Störung der Sichtverbindung zwischen Sende- und Empfangsantenne eine frequenzabhängige Abschwächung des Trägers. Die Ursache ist Absorption der elektromagnetischen Wellen durch den menschlichen Körper, welche je nach Frequenz unterschiedlich ist. Aufgrund einer Person zwischen den Antennen geht die Hälfte der übertragenen Trägerleistung verloren. Befindet sich diese in der Nähe von Sende- oder Empfangsantenne, so halbiert sich die empfangene Leistung nochmal. Das führt zu einem Verlust von ca. 3/4 der empfangenen Leistung aufgrund der Störung durch einen Menschen, was beim Entwurf der Übertragungstechnik berücksichtigt werden muss. Diesem Einfluss kann anhand von Gegenmaßnahmen wie Mehrantennenempfang oder die gezielte Verteilung der Information auf verschiedene Frequenzen, Rechnung getragen werden. Die hier gezeigten Beispiele zeigen

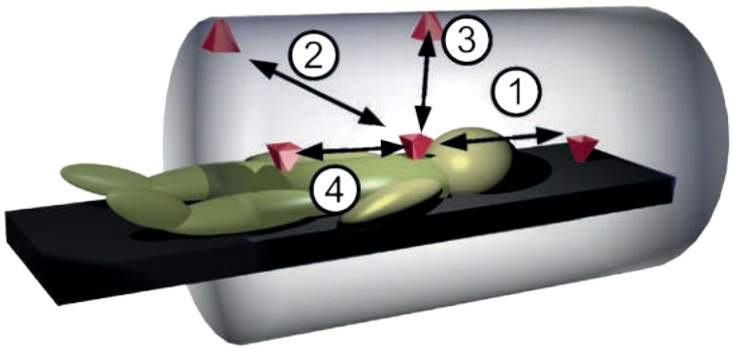

Bild 6: Vier beispielhafte Funkkanäle für Sensorsysteme in einem Magnetresonanztomographen (Quelle: Wiehl et al. [4]).

verschiedene Anwendungen für Funkübertragungssysteme in der Medizintechnik und die verschiedenen Effekte, die im Funkkanal auftreten. Gerade im medizinischen Umfeld ist die Betrachtung des Funkkanals für den Entwurf einer Übertragungselektronik komplex. Für Mobilfunk- und terrestrischen Rundfunk existieren standardisierte Methoden, z.B. das Hata-Okumura-Modell, das der Abschätzung der zu erwarteten Verluste bei einem Entwurf einer Übertragungsstrecke dient. Dabei werden Geländeunebenheiten, Gebäude und Wälder in die Rechnung mit einbezogen. Indoor-Modelle, zu dem auch das Saleh-Valenzuela-Modell gehört, beschreiben Kanalmodelle für den Entwurf von WLAN-Netzwerken. Derartige standardisierte Modelle gibt es in der Medizintechnik aktuell nicht. Dies macht eine an das Szenario angepasste Vermessung und Modellierung des Funkkanals unabdingbar.

Ein Prototyp eines Übertragungsmoduls für Implantate muss in einem biologischen Labor mit Hilfe von Testverfahren auf Biokompatibilität geprüft werden. Der Nachweis der biologischen Verträglichkeit der verwendeten Materialien nach vorgegebenen Richtlinien ist die Voraussetzung für eine Zertifizierung nach ISO 10993. Im Rahmen der Biokompatibilität wird zum einen die Reaktion des Gewebes durch eine durch das Implantat eingeleitete Immunreaktion oder Fremdkörperreaktion analysiert. Diese zellulären Abwehrmechanismen gegen das eingebaute Gerät können dessen Funktionalität beeinträchtigen. Deswegen müssen die verwendeten Materialien für die Anwendung optimiert werden [6]. Wechselwirkungen zwischen elektromagnetischen Wellen und menschlichem Gewebe können unerwünschte Effekte zur Folge haben. Dies kann durch hohe Sendeleistung hervorgerufen werden. Ebenso müssen die Regularien für drahtlosen Datenverkehr sowie diejenigen der Medizintechnik, also MPG und DIN ISO 13485, bei der Entwicklung berücksichtigt werden. senetics vereint diese Expertisen, um derartige Entwicklungen zu ermöglichen.

Wie man sieht, ist für den Entwurf einer Kommunikationsschnittstelle auf Basis von Funkübertragung für medizinische Anwendungen Fachwissen nötig, das über rein technische Aspekte und Standardmethoden der Kanalmodellierung hinausgeht. In der Medizintechnik ist deswegen die Kenntnis des menschlichen Körpers und dessen physiologischer und molekularer Abläufen unabdingbar, damit zukünftige Technologien erfolgreich umgesetzt werden können.

Bibliographie

[1] T. S. Rappaport, Wireless Communications - Principles and Practice, 2nd Edition, New Jersey, Prentice-Hall, 2002

[2] A. Poon et al., Optimal Frequency for Wireless Power Transmission Into Dispersive Tissue, IEEE Transactions On Antennas And Propagation, Jahrgang 58, Ausgabe 5, S. 1739 - 1750, Mai 2010

[3] Werber et al., Investigation of RF transmission properties of human tissues, Advances in Radio Science, Jahrgang 4, Seiten 357 - 360, 2006

[4] M. Wiehl et al., Channel Impulse Response inside a magnetic resonance imaging device at 0.8 GHz to 27 GHz, 19th International Conference on Microwave Radar and Wireless Communications (MIKON), Seiten 85 - 88, 2012

[5] Shang et al., Performance Analysis of WiMedia UWB Systems for Medical Applications With Human Blockages, Proceedings of 17th International Conference on Computer Communications and Networks, Seiten 1095 - 2055, 2008

[6] Onuki et al., A Review of the Biocompatibility of Implantable Devices: Current Challenges to Overcome Foreign Body Response, Journal of Diabetes Science and Technology, Jahrgang 2, Ausgabe 6, November 2008

Dr. Michael Wiehl

Leiter Forschung & Entwicklung
senetics healthcare group
GmbH & Co. KG
Henkestraße 91
91052 Erlangen
Tel.: 09131 9201201
Fax: 09131 9201202
michael.wiehl@senetics.de
www.senetics.de