

スマートライフを加速する人体通信システムの開発

○村松大陸¹, 越地福朗², 越地耕二³, 佐々木健¹

¹ 東京大学大学院 新領域創成科学研究科 人間環境学専攻

〒277-8563 千葉県柏市柏の葉 5-1-5, 04-7136-4618/04-7136-4619

muramatsu@ems.k.u-tokyo.ac.jp

² 国土舘大学大学院 工学研究科 電気工学専攻, ³ 東京理科大学

1. はじめに

電子情報機器の小型軽量化が進み, 身につけて使用するスマートウォッチやスマートグラスに代表されるウェアラブル機器が注目を集めている. このようなウェアラブル機器の利便性をさらに高めるため, 複数のウェアラブル機器を相互に接続する **Body Area Network (BAN)** の研究開発も盛んに行われている[1]. そのなかで, **BAN** を構築する新たな無線通信技術として, 人体通信が注目を集めている[2]. 人体通信システムにおいては, 人体に接触したウェアラブルアンテナ (電極) を介して **RF** 信号が送受信される. したがって, 人体通信機器の伝送効率を改善するために, 人体の影響を考慮したアンテナ電極の入力インピーダンス特性や伝送特性の検討が必要不可欠である. 本稿では, 特に人体通信システムにおいて重要な役割を担う, アンテナ電極の入力インピーダンスの解析的および実験的な検討について述べる.

2. 電磁界解析モデル

本研究では, 手首に装着したスマートウォッチ型送信機と, 手に持ったスマートフォン型受信機の通信を想定した. これらの機器のアンテナ (電極) は, 衣服等を介さず人体に直に接触するものとした. Fig. 1 に想定する人体通信システムを示す. また, Fig. 2 および 3 に, 想定する人体通信システムにおける, 手首に装着した送信機のみ注目した電磁界解析モデルを示す. Fig. 2 は **NICT** (独立行政法人 情報通信研究機構) の提供する詳細人体モデル "TARO" より抜き出した左腕部である[3]. この左腕部は, 皮膚, 脂肪, 筋肉, 腱, 血液, 皮質骨, 海綿骨の 7 組織で構成されており, 各組織には **Cole-Cole** 型分散媒質の電気特性が適用されている[4]. Fig. 3 は送信機のアンテナ電極モデルの構造を示している. アンテナ電極

は回路基板, 信号電極, グ라운드電極, 励振源およびワイヤで構成し, 励振源の内部抵抗は $50\ \Omega$ とした. 送信機構成材料は全て完全導体とした. 本研究では特に, 手首部分に装着したアンテナ電極の励振源から, 電極を介して人体および空間側を見込んだ入力インピーダンス (以降, 電極の入力インピーダンス) について, **Finite Difference Time Domain (FDTD)** 法による電磁界解析 (**XFDTD**, **Remcom Inc.**) を用いて計算した.

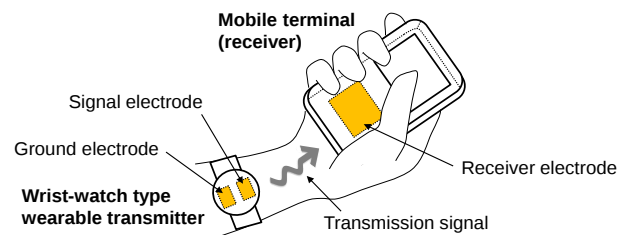


Fig. 1. Human body communication system

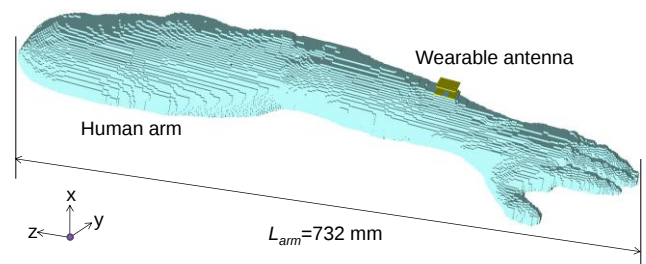


Fig. 2. Detailed human arm model

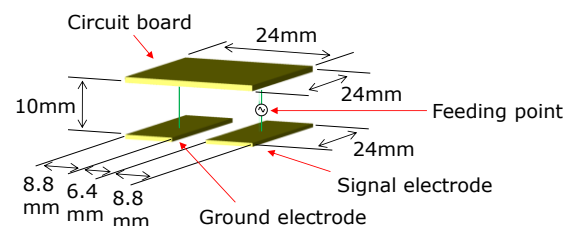


Fig. 3. Wearable antenna model

3. 実験の構成

試作アンテナ電極を Fig. 4 に示す. アンテナ電極は回路基板を模擬した銅板, ステンレス板による信号電極およびグラウンド電極, ワイヤ, アクリル板, SMA コネクタで構成した. また, 着脱を容易にするため腕時計のケースにアンテナ電極を内蔵した. 信号電極およびグラウンド電極は SMA コネクタの内導体および外導体にそれぞれ接続されている. アンテナ電極各部の寸法は, Fig. 3 に示した解析モデルのものと同様である. Fig. 5 に, 被験者の左手首に装着されたアンテナ電極の入力インピーダンス特性を測定するための測定システムを示す. 入力インピーダンスは, アンテナ電極に接続されたインピーダンスアナライザ (Agilent, 4294A) によって測定される. 本実験では, 7 人の被験者を用いた. 被験者 A~G は年齢 22~30 歳の日本人男性であり, 日本人成人男性の平均に近い体型を有している. 本実験は, 東京大学 研究倫理審査専門委員会の承認を受けて行われた.

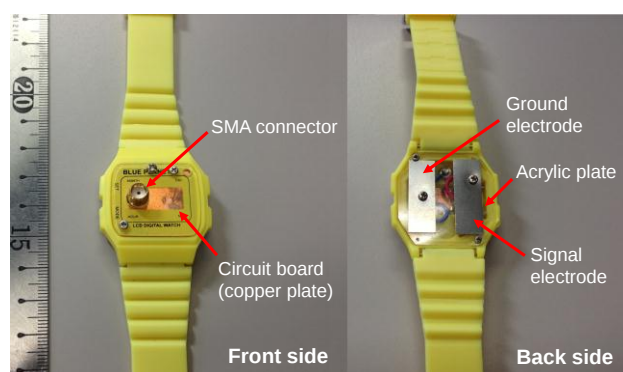


Fig. 4. Constitution of prototype wearable antenna

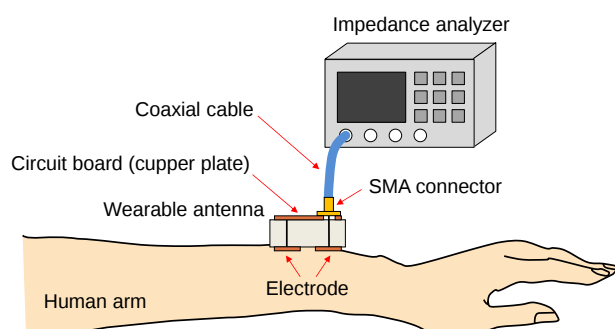


Fig. 5. Measurement system of wearable antenna

4. 入力インピーダンス解析および測定結果

電磁界解析および実人体を用いた実験から得られたアンテナ電極の入力インピーダンス特性を, 1~100 MHz の範囲で Fig. 6 に示す. 実線および破線は, 入力インピーダンスの実部 (抵抗部) および虚部 (リアクタンス部) をそれぞれ示して

いる. 黒太線および赤太線は, 乾燥皮膚を有する腕部モデルおよび湿潤皮膚を有する腕部モデルにより計算された入力インピーダンスをそれぞれ示している. 他の細線は被験者 A~G より測定された入力インピーダンス特性を示している. Fig. 6 に示すように, 入力インピーダンスの周波数特性は解析値と実験値で同様の傾向を示すことが明らかとなった. したがって, 電磁界解析による計算結果は妥当であると考えられる. また, 皮膚の乾湿による入力インピーダンスの差は, 周波数が低くなるにつれ大きくなった. 一方で, 10 MHz より高い周波数においては, 皮膚の水分状態はアンテナ電極の入力インピーダンスにほとんど影響を与えないことが明らかになった. また, 各被験者から得られた入力インピーダンス特性の差異も, 周波数が低くなるほど大きくなる傾向があった. これは, アンテナ電極を身につけるユーザの体型や体の状態などの違いが, 特に低周波において入力インピーダンスに顕著な影響を与えるということである. 本研究で得られた知見は, 人体通信における通信周波数を決定する際にも有用な情報であると考えられる.

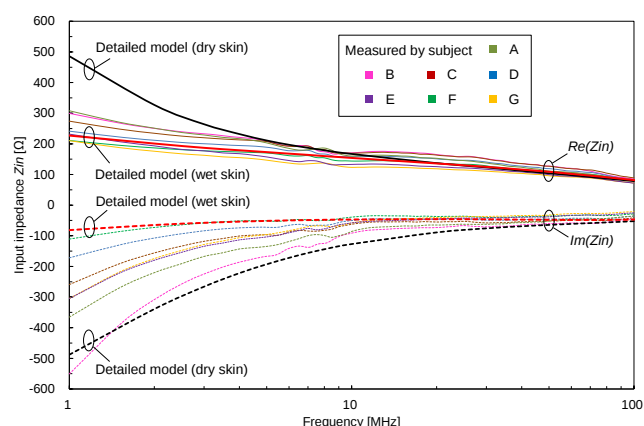


Fig. 6. Input impedance characteristics of the wearable antenna

謝辞

本研究の一部は日本学術振興会特別研究員奨励費 (25・5924) の補助を受けて行われた. ここに謝意を表する.

参考文献

- [1] Huan-Bang Li, et al., Proceeding of the 1st European Wireless Technology Conference, pp.1-4, 2008.
- [2] T. G. Zimmerman, M.S.thesis, MIT Media Lab. 1995.
- [3] T. Nagaoka, et al., Physics in Medicine and Biology, Vol.49, pp.1-15, 2004.
- [4] Gabriel, R W Lau, et al., Phys. Med. Biol. 41, pp.2251-2269, 1996.