

人体通信用ウェアラブルデバイスの伝送特性に関する研究

2005MT023 平林 賢一 2005MT030 今田 拓也 2005MT034 石原 勝

指導教員 稲垣 直樹

1 はじめに

1.1 研究の背景

近年、情報端末を身に付け、いつでもどこでも情報をやり取りできるウェアラブルコンピューティングの研究が盛んに行われている。その一例として、人体を伝送路として利用した人体通信が提案されている [1]。

人体通信の大きな利点として挙げられるのが、ケーブルが不要になるということである。またセキュリティ強化の面でも注目されている。無線通信は有線通信よりも傍受がされやすいが、人体通信は電磁波が人体の表面をまといつくようにして生じる [2] ので、外部には通信データが漏洩にくい。本研究では、人体モデルを含むファブリペロー共振器の伝送特性を FDTD 法による解析と実測を行い、腕部における人体通信の伝送特性を計測し、過去の研究で推測された表面波の存在の検討を行った。次に人の腕に 2 電極構造のウェアラブルデバイスを取り付けた時の伝送特性について研究した。電磁界解析ソフトウェア FEKO[3] を用いて電極の最適化を行い、実際にウェアラブルデバイスを作成し、測定を行い FEKO による解析結果との比較を行った。

1.2 研究の目的・方法

本研究では、FDTD 法での解析と実験による測定を行い、表面波の存在の検討を行う。次に人の腕に 2 電極構造のウェアラブルデバイスを取り付けた時の伝送特性について研究する。まず FEKO を用いて、電極構造の最適化を行い、電池が内蔵されている 10MHz の発振器を作成する。そして電磁界を測定するために人体等価ファントム、増幅器、シールドアンテナを作成し、ウェアラブルデバイスの基礎的検討を行う。

2 表面波の存在の有無

本節で用いる実験方法は、過去に実験結果の妥当性の検討がされたものではない。そこで、既に電波伝搬時に表面波が存在している事が明らかになっているアレイアンテナの計測と、FDTD 法での解析結果との比較を行い、実験方法の妥当性の検討を行った。

2.1 表面波存在の検討用モデルの作成及び測定

アレイアンテナの素子には半径 1.5mm の銅線を用いた。素子数は 15 本、素子長 3.75cm、素子間隔 3cm となっている。ファブリペロー共振器は長さ 45cm、幅 30cm の銅版をグラウンドに使用し、その両端には 30cm 四方のベニヤ板にアルミニウム箔を貼った反射板を接着した。最端の素子二つをポートに使用するために、素子の下の銅版に穴を開け、その穴を通して SMA コネクタと接合させポートとした。共振器のポート 1、2 をそれぞれネットワークアナライザのポート 1、2 に接続し、

S_{21} の計測を行う。なお S パラメータの測定周波数範囲は 1GHz から 2GHz である。作成した共振器を図 1 に示す。測定結果が図 2 となっている。

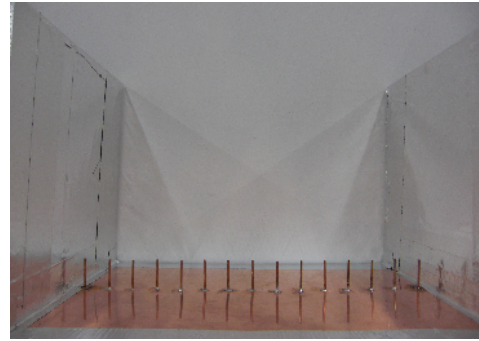


図 1 実際に作成したアレイアンテナ

2.2 検討モデルの実験結果の考察

FDTD 法による解析結果と実測による結果を図 2 に示す。解析と実測の両方で共振を確認することが出来た。しかし、結果を比較してみると共振周波数の値に差異が見られるが、表面波の存在を調べるのであれば、共振の存在の確認が可能であれば良い。今回アレイアンテナによる実験方法の検討を行ったことにより、作成した機材を用いて表面波の計測が可能であることが確認できた。

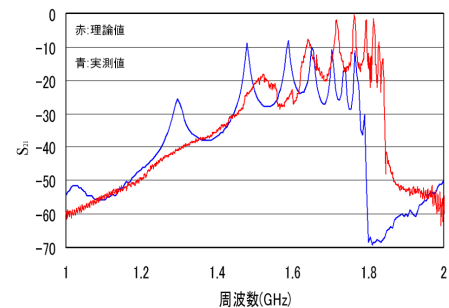


図 2 FDTD 法による解析結果と実測結果の比較

2.3 人体の実験モデルの作成と測定

本節では、先行研究で用いられている 10MHz での人体通信に用いられているファントムを使用したため、各値を、長さ 45cm、周囲 20cm、比誘電率 81、電気定数 0.62 としている。ファブリペロー共振器は長さ 45cm、幅 30cm の銅版をグラウンドにもちいており、その両端

には 30cm 四方のベニヤ板にアルミニウム箔を貼った反射板を接着した。両側の反射板には、底辺から 4.5cm の位置に SMA コネクタを接着しポートとした。そこからファントムへは、半径 1.5mm、長さ 3cm の銅線を、銅版と平行に 2cm のところで曲げ、そこから銅版に垂直に 1cm の L 字型のものを作成し、その先端部とファントムとの接着部に反射板と平行方向へ 3cm、垂直方向へ 2cm の銅板を挿入した。実際に作成を行ったファントムのファブリペロー共振器を図 3 に示す。

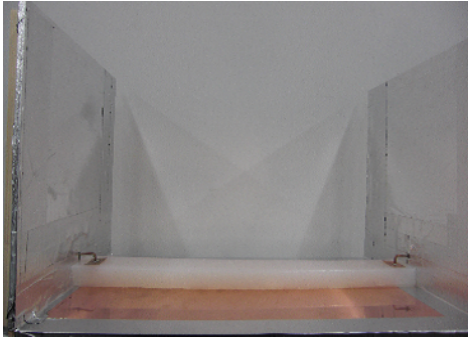


図 3 ファントムを含むファブリペロー共振器

2.4 人体モデルの実験結果と考察

この計測では、共振器のポート 1, 2 をそれぞれネットワークアナライザのポート 1, 2 に接続し、 S_{21} を計測した。 S パラメータの測定周波数範囲は 0Hz から 6GHz までとした。実測値、理論値共に伝送特性は 500MHz までは上昇し、一旦下がるところまでは似たような変化をとげ、以降に異なる変化が現れた。実測、解析共に、共振と判断出来る結果は得られなかったため、人体通信時に人体表面には表面波が伝わっていないことがわかった。理論値と実測値との比較を図 4 に示す。

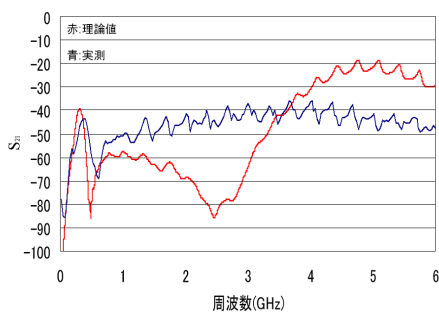


図 4 理論値と実測値との比較

本節で行った実験では、表面波の存在には言及出来ていないものの、測定機材などの関係により、周波数の変化に伴う電気定数の変化が考慮出来なかった。解析で求めた理論値では素子の太さが設定できないために高周波数になればなるほど誤差が大きくなるという問題があり、

以上の点を改善することにより、さらに洗練されたデータを得ることが出来るのではないかと考える。

3 GND 電極の有無による電界強度の差異

数値解析ソフトである FEKO を用い、人体の腕と電極構造をモデル化する。そしてモデル化した電極構造を変化させ、最適な電極構造を導き出す。

本節で解析をする発振器の電極構造は、信号電極と GND 電極の 2 電極構造であり、GND 電極の有無による電界強度の差異による影響を検討した。

3.1 モデル化と解析

人体と GND 電極の有無による伝送状況の違いを見るために、人体と GND 電極を一体にしたモデルと、GND 電極をつけないモデルを FEKO により作成した。GND 電極をつけたモデルとつけないモデルを図 5、図 6 にそれぞれ示す。電界強度分布の計算をした。Port はワイヤーの中心に設置し 3 V で給電する。人体モデルは、腕を想定して作成した。サイズは日本人の男女の平均であるサイズの 5cm × 5cm × 45cm とした。また人体モデルの電気定数は 10MHz における筋肉の値 ($\epsilon_r=170.73$, $\sigma=0.62S/m$) を使用し、電極の極板の素材は銅を用い極板の厚さは 1mm とする [4]。

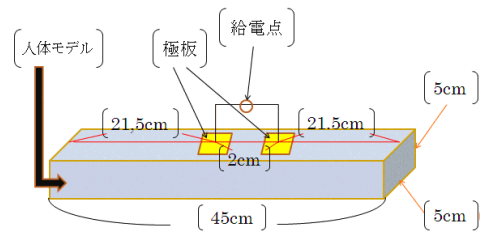


図 5 GND 電極をつけた場合のモデル

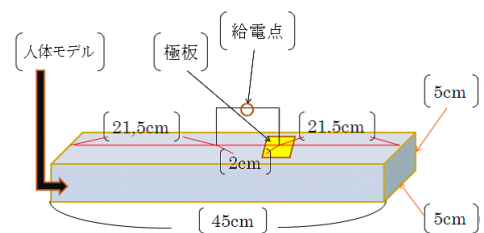


図 6 GND 電極をつけない場合のモデル

3.2 考察

GND 電極をつけたモデルとつけないモデルの電界分布を図 7、図 8 にそれぞれ示す。図 7 では人体モデルの表面に沿って、電界が分布していることがわかる。しかし図 8 の人体モデルの表面付近では電界強度が低い。これは GND 電極が無いことで電界が人体表面に分布されないためである。したがって、GND 電極を付けることにより人体近傍の電界強度が高くなるため、信号

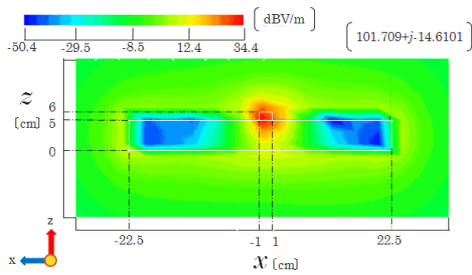


図7 GND電極をつけた場合の電界分布

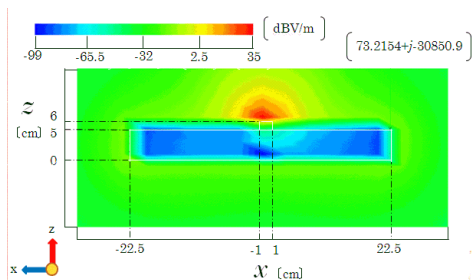


図8 GND電極をつけなかった場合の電界分布

表1 電極間の距離のみを変化させる(極板の1辺の長さは1cm)

電極間の距離	実部	虚部
2cm	101.709	-14.6101
4cm	118.573	-16.4554
6cm	134.291	-18.2891

を送る際に有利であるといえる。インピーダンスの値はGND電極がある場合は $101.709+j-14.6101$ 、ない場合は $73.2154+j-30850.9$ となり、GND電極がない場合ではインピーダンスの虚部が極めて高い。そのためGND電極がない場合では反射が起きていると考えられる。

4 電極配置によるインピーダンスの差異

前章でGND電極の有無による電界強度の違いについて調べた。その結果GND電極を付けた場合の方が人体モデルの近傍で電界強度が高くなり、信号伝送の際有利であることがわかった。そこでGND電極と信号電極を付けた場合で、電極間の距離や極板の面積を変化させて、インピーダンスの変化をみる。

4.1 電極の配置

電極の配置は、電極間の長さを2~6cmの間で変化させていく。極板の形状は常に正方形とし、一辺の長さを最低1cmから極板間の間隔が0になるまでの範囲で解析する。Portはワイヤーの中心に設置し3Vで給電する。人体モデルは前章で用いたモデルと同じものを使用する。

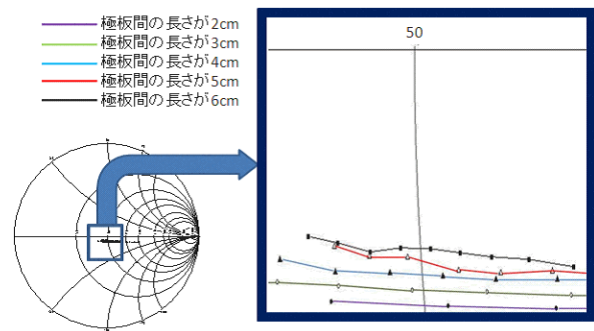


図9 電極間の距離による整合性の違い

4.2 結果と考察

電極間の距離だけを変化させたときのインピーダンスの変化を表1に示す。これより電極間の距離が遠くなるほど、インピーダンスの値が大きくなっていくのがわかる。これは電極間の距離が長くなったことにより、電極間の抵抗が増えたためだと考えられる。電極間の距離ごとに極板の面積を変えたインピーダンスの変化を図9に示す。これにより極板の面積を大きくすると、電極間の長さに関係なく一様にインピーダンスの実部と虚部が減少していくことがわかる。

4.3 考察

本節では、発振器単体でのGND電極の有無による電界強度の違いと、電極構造とインピーダンスの依存性について調べた。その結果、GND電極がある場合の方が人体近傍での電界強度が高いため、信号の伝送に有利であることと、電極間の距離が遠くなるほど整合がとれることがわかった。

5 人体モデルの磁界分布の解析と測定

本節では、人の腕に2電極構造のウェアラブルデバイスを取り付けた時の実測について述べる。実際に人体で実験するわけにはいかないので、人体等価ファントムを作成し、これを用いた。なお本節で用いたファントムは3章で用いたものと同じである。5章で極板の大きさは $3.3\text{cm} \times 3.3\text{cm}$ 、極板間の距離は6cmの時最適であるという解析結果が出た。

5.1 発振器(10MHz)の作成

本節では2003MT094関卓也が作成した発振器を参考にし発振器の設計を行った[5]。初めに、回路図作成ソフトBSch[6]を用いて回路図を作成する。作成した回路図を元に基盤パターン図作成ソフトPCBE[7]を用いてパターン図の作成を行う。そのパターン図を元にエッチング等を行い回路を作成する。

水晶発振子を使用し10MHzの周波数を発振する。共振回路がフィルタとして働き、10MHz以外の周波数をカットすると共に増圧もしている。デジタルICを使う場合、デジタルICの特性からICの出力が変化するとき一瞬大きな電流が流れるので、バイパスコンデン

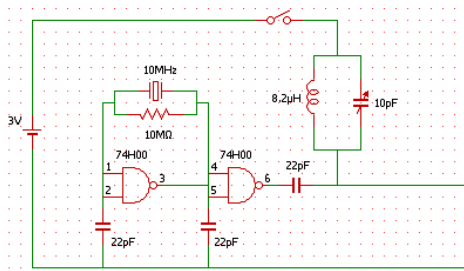


図 10 発振器

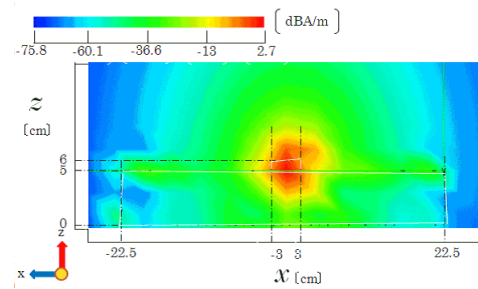


図 11 FEKO による解析で得られた磁界分布 (y 成分)

さを 1 個の IC につき 1 個の電源ピンの近傍に取り付けた。バイパスコンデンサは直流電流をカットする役割を果たす。

5.2 アンテナ，増幅器の作成

まず，磁界を測定するためにシールドループアンテナを作成した。ウェアブル発振器は，人体に装着しても問題がないように小さい電力を用いる構造になっている。本研究で作成した発振器も同様である。この発振器をシールドループアンテナで測定する際，測定能力を上げるため，ループアンテナの面積を小さくしなければならないが，受信レベルが小さくなってしまふ。そのため信号を増幅してやらなければならない。

発振器は 10MHz で動作しているため，この帯域の増幅器を用いる必要があるが，適した増幅器が必要となるので増幅器モジュールを使用した 0.1 ~ 500MHz までを使用帯域とする増幅器の製作を行った。

5.3 結果と考察

FEKO による解析結果と実測した磁界分布は共に似た分布図が得られた。実測の分布図は数値データから，分布図・散布図・ベクトル線図・等高線図を描画することができるフリーソフトの AV 似非 [8] を使い分布図を作成した。解析と実測の分布図を図 11，図 12 に示す。

FEKO による解析と実測した磁界分布では似たような分布図になってはいるが，完全には一致していない。その理由としては，増幅器の増幅率が足りず，極めて弱い磁界を測定できなかったこと，シールドループアンテナが自作なので，測定に誤差が生じたためだと考えられる。これらの点を改善することにより，今回測定できなかった極めて弱い磁界が測定できるようになり，より解析結果に近づくのではないかと考えた。

6 まとめ

本研究では人体通信用ウェアラブルデバイスの伝送特性について研究した。まず人体通信時に，人体表面には表面波が伝わっていないことがわかった。また腕の周りの磁界分布の特性を理解することができた。

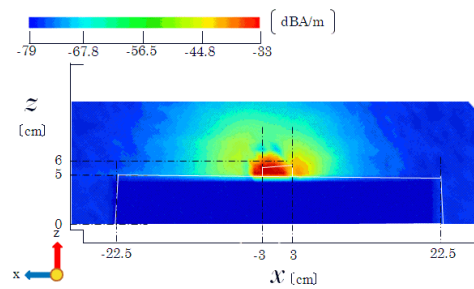


図 12 実測で得られた磁界分布 (y 成分)

参考文献

- [1] T.G.Zimmerman, "Personal Area Networks (PAN), Near-Field Intra-Body Communication", M.S.thesis, MIT Media Laboratory, (1995).
- [2] 藤井勝之，伊藤公一，田島茂：“人体を伝送路として利用したウェアラブル送受信機の信号伝送状況の計算モデルに関する研究”，電子情報通信学会論文誌，pp.1383-1390，Oct 2004．
- [3] FEKO ホームページ，
<http://www.feko.info/>.(accessed Sep.10.2008).
- [4] 物理定数表 Physical Constants，
<http://www.mogami-wire.co.jp/paper/physical-constants.html>.(accessed Sep.13.2008)
- [5] 2005MT034 関卓也，“アクティブタイプインプラントデバイスの基礎的検討”
南山大学 数理情報学部 2006 年度 卒業論文.
- [6] 電子工作室 (BSch の使い方).
<http://www.picfun.com/BSch00.html>.(accessed Aug.10.2008).
- [7] プリント基板パターンエディタ PCBE.
<http://www.riric.jp/electronics/design/editor/pcbe.html>.(accessed Sep.7.2008).
- [8] AV 似非
<http://www.vector.co.jp/soft/win95/business/se055569.html>.(accessed Dec.29.2008).