

電流方式人体通信の信号伝送損失のシミュレーションと実験的検証

伊藤建一， 広川智基

新潟工科大学工学部情報電子工学科， 945-1195 新潟県柏崎市藤橋 1719 番地， itoh@iee.niit.ac.jp

あらまし：電流方式人体通信は，人体表面に配置された小型生体センサ端末や人体内に埋め込まれたセンサや装置間でネットワークを形成するために用いることができる．このような人体通信の通信機を設計するためには，人体の信号伝送損失特性をよく理解するとともに伝送効率を最適化する技術が重要となる．本研究では接触電流方式と非接触電流方式という二つの方式において，信号伝送損失をシミュレーションと測定で求めた．また，送信信号を人体に印加する LC 直並列共振を利用したインターフェース回路についても検討した．信号伝送損失の周波数特性はシミュレーション結果と測定結果で非常に類似した結果が得られ，接触電流方式では 2~5MHz が最適な周波数帯，非接触方式では 10MHz より高い周波数が最適な周波数帯であった．最適インターフェースの追加は，非接触方式において，共振周波数 2MHz の場合，シミュレーションで約 20dB，測定でも約 13.0dB 改善できる結果が得られた．

1. まえがき

人体通信は伝送媒体として人体を用いる新しい信号技術であり [1]，ボディエリアネットワークを構成する有望な方式の一つと考えられている．一般的に，人体通信は電界方式と電流方式の 2 種類に分類される [2]．なお，超音波を用いて方式も少数ではあるが検討されている [3]．この中の電流方式では，送受信機の両方の電極が人体に取り付けられる．電気信号は送信機の二つの電極間に差動的に加えられ，人体内を直接通過して減衰した信号を受信機の二つの電極で検出する [4]．この方式は，人体表面に配置された小型生体センサ端末だけでなく人体内に埋め込まれたセンサや装置間でもネットワークを形成可能であり，医療やヘルスケア用途に向いている．

著者らは，前腕の 4 端子回路モデルと有限要素モデルを用いたシミュレーションによって，接触及び非接触電流方式人体通信の信号損失特性と Okamoto らによって提案された最適インターフェース回路 [5] の効果を確認してきた [6-8]．その結果，接触方式では特に容量性リターンパスを考慮した送受信機設計が必要であること，そして非接触方式では特に最適インターフェース回路の効果が高いことを示してきた．なお，接触電流方式とは送受信機の電極に導電性電極を用い皮膚上に直接電極を貼付した場合を，非接触電流方式とは絶縁性電極を用いて服の上等から電極を貼付した場合を想定している．ただし，絶縁電極は送信機のみであり，受信機の電極は導電性電極である．また，最適インターフェース回路は LC 直並列回路の共振現象を利用して人体に印加される入力信号を増加する方式である．

本研究では，接触及び非接触電流方式人体通信の信号損失を実際に人体で測定し，これまで求めたシミュレーション結果の妥当性を検討する．また，接触及び非接触電流方式の信号損失周波数特性を比較し，それぞれの特徴を把握するとともに損失量が最小となる最適な送受信周波数を調べる．さらに，最適インターフェース回路を追加した結果から，両方式で使用できる共通の送受信周波数について検討する．

第 2 章と第 3 章ではこれまで開発してきた前腕の 4 端子回路モデルと有限要素モデルの概略について

説明する．第 4 章では信号損失の測定方法について述べる．第 5 章ではシミュレーション及び測定の共通の各種条件について説明し，第 6 章では接触電流方式と非接触電流方式の結果をシミュレーションと測定の結果を対比させながら示す．第 7 章ではシミュレーションの妥当性，信号損失特性の特徴，最適インターフェース回路の効果について論じる．最後に第 8 章にて本論文をまとめる．

2. 前腕の 4 端子回路モデル

図 1 に解析に用いた前腕の 4 端子回路モデルを示す．これは送信側に LC 直並列共振回路，受信側に LC 並列共振回路を組み込んで場合のモデルを示している．インピーダンス $Z_i, Z_o, Z_{t1}, Z_{t2}, Z_{b1}, Z_{b2}$ は人体組織を表現したものであり， Z_i は送信電極間の入力インピーダンス， Z_o は受信電極間の出力インピーダンス， Z_{t1} と Z_{t2} は電流伝達経路の横断インピーダンス， Z_{b1} と Z_{b2} は電流伝達経路の斜交インピーダンスを表す． R_o は送信機の出力抵抗， Z_{ceo} は受信機の入力インピーダンスを表す． Z_c, Z_{c1}, Z_{c2} は，送信側の LC 直並列回路を構成し，それぞれコイルと 2 個のコンデンサのインピーダンスを表す． Z_{reso} は受信側の LC 並列回路のインピーダンスを表す． Z_{cc} は受信側グランド電極の大地等との容量的結合を表現するインピーダンスである． Z_c は受信側の導電性電極と皮膚間のカップリングインピーダンスを表す． $Z_{n_or_c}$ は送信側に導電性電極を用いた場合は導電性電極と皮膚間のカップリングインピーダンスを表し，送信側に絶縁電極を用いた場合は絶縁電極のインピーダンスを表すことを意味している．

4 端子回路モデルに網目電流法を適用し，電流 i_1, i_2, \dots, i_7 に関する連立方程式を導出した．連立方程式から電流 i_1, i_2, \dots, i_7 を求め，出力電圧 V_o ，信号損失 H_c ，前腕に印加される入力電圧 V_h を，それぞれ次式で評価した．

$$V_o = (i_5 - i_6) \times \frac{Z_{ceo} Z_{reso}}{Z_{ceo} + Z_{reso}}$$

$$H_c = -20 \log_{10} \left(\left| \frac{V_o}{V_i} \right| \right) \text{ dB}$$

$$V_h = |(i_1 - i_2) \times Z_{c2}|$$

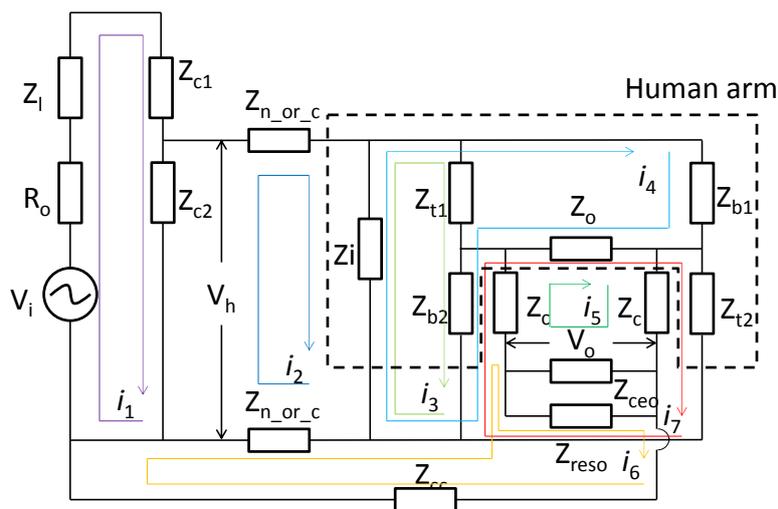


図 1 前腕の 4 端子回路モデル

3. 前腕の有限要素モデル

図 2 に解析に用いた前腕の有限要素モデルを示す。これは送信側に LC 直並列共振回路、受信側に LC 並列共振回路を組み込んで場合及び送信側に絶縁電極を使用した場合のモデルを示している。解析には商用ソフトウェアの COMSOL 4.3b または 5.0 を使用した[9]。前腕は、皮膚、脂肪、筋、皮質骨、骨髓の 5 層の同心円筒で表現した。人体組織の導電率と比誘電率は、Calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues を用いて設定した[10]。生体組織内の電磁界の波長が組織寸法よりかなり大きい場合、誘導作用と波動伝搬は無視することができる。それゆえ、準静的な近似を使用することができ、支配方程式は次式ように与えられる。

$$-\nabla \cdot \{(\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r)\nabla v\} = 0$$

ここで、 σ 、 ω 、 ϵ_0 、 ϵ_r 、 v はそれぞれ組織導電率、角周波数、真空誘電率、組織比誘電率、電位である。送受信機などの外部要素は 4 端子回路モデルと同様に電気回路素子でモデル化した。カップリングインピーダンスのみ、有限要素内でモデル化し、電極と皮膚間の接触インピーダンスで表現した。

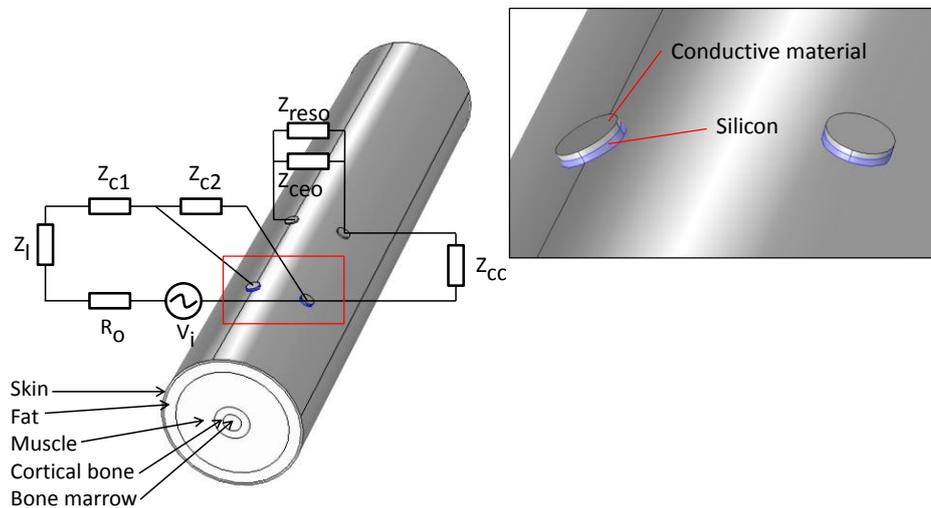


図 2 前腕の有限要素モデル

4. 信号損失の測定方法

図 3 に測定システムを示す。これは送信側に LC 直並列共振回路、受信側に LC 並列共振回路を組み込んで場合を示している。測定システムはバッテリー駆動のノートパソコンとそれに接続された DDS 発振器、MS8608A スペクトラムアナライザ（アンリツ）からなる。導電性電極として ECG 電極（子供用）を、絶縁電極として銅板に絶縁テープを巻いた電極を使用した。発振器は電力 3dBm の正弦波を出力する（50Ω 負荷）。信号損失の測定は腕から手首方向及び手首から腕方向の 2 方向で測定した。

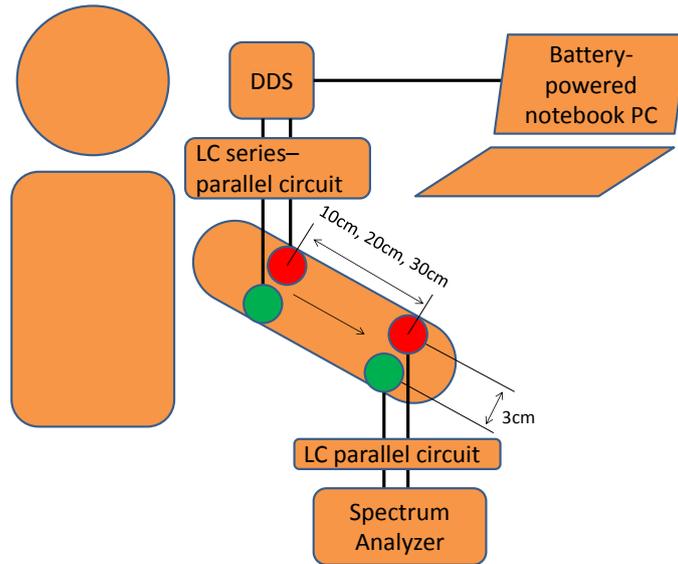


図 3 測定システム

5. シミュレーション及び測定条件

接触電流方式及び非接触電流方式の両方について、シミュレーション及び測定を実施した。接触電流方式では、電極間距離の信号損失への影響、LC 直並列共振回路の効果と前腕に印加される入力信号を調べた。非接触方式では、さらに絶縁電極の絶縁部の厚みの信号損失への影響も調べた。この厚みは衣服の上から電極を貼付した場合を想定したものである。電極間距離は 10cm, 20cm, 30cm とし、電極ペア間隔は 3cm とした。測定周波数の範囲は 100kHz から 10MHz, LC 直並列回路の共振周波数は 2MHz とした。ただし、入力信号の測定周波数は 5MHz までとした。絶縁電極の絶縁部の厚みは、シミュレーションでは 0.5mm, 1.0mm, 1.5mm とし、測定では 0.5mm, 1.0mm, 2.0mm とした。

6. 実験結果

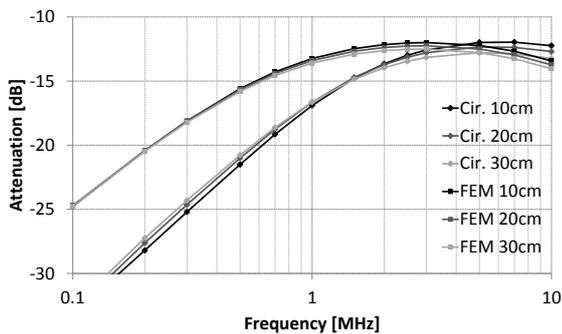
6.1 接触電流方式の結果

図 4 に電極間距離を変化させた場合の信号損失の周波数特性を示す。図 4(a)は 4 端子回路モデルと有限要素モデルのシミュレーション結果であり、図 4(b)は腕→手首方向と手首→腕方向の測定結果である。シミュレーション結果及び測定結果の両方において、信号損失は 2~5MHz 程度で最小となり、それ以上でもそれ以下でも増加した。図 4(a)に示すように、電極間距離を 10cm, 20cm, 30cm と変化させても、高い周波数領域において損失が若干増加する程度で、周波数特性は大きく変化しなかった。図 4(b)でも、信号損失は 3~5MHz 程度で最小となり、電極間距離の増加による損失の顕著な増加は見られなかった。

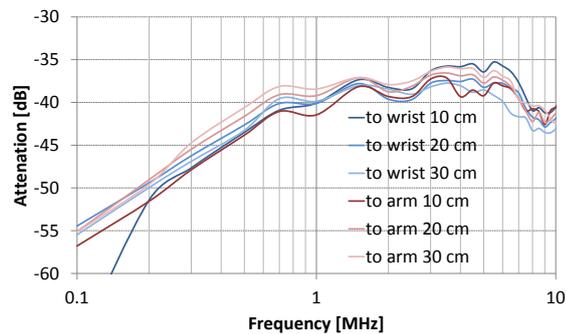
図 5 に共振回路を追加した場合の信号損失の周波数特性を示す。信号伝送距離は 10cm である。図 5(a)に示すように、シミュレーションでは共振回路の追加により、共振周波数 2MHz において損失がそれぞれ約 1.9dB と 5.8dB 改善されるという結果が得られた。図 5(b)に示すように、実際の測定においても約 1.9~2.6dB 改善結果が得られた。

図 6 に共振回路を追加した場合の送信電極ペアから人体に入力される信号の周波数特性を示す。図 6(a)に示すように、シミュレーションでは入力電圧はそれぞれ約 1.1 倍と 1.7 倍に増加するという結果が得ら

れた。しかしながら、図 6(b)に示すように、実際の測定においては増加の傾向が得られなかった。

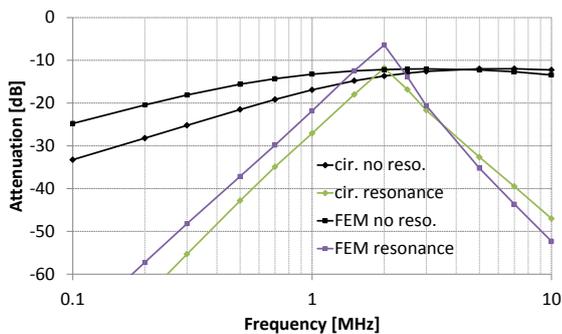


(a)

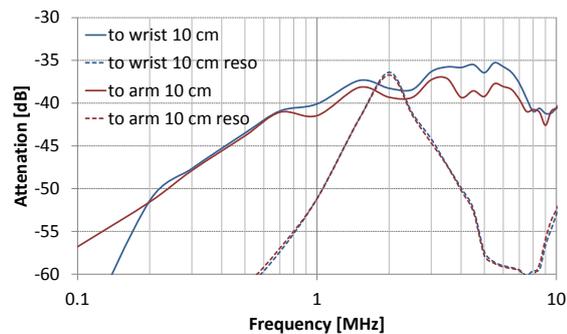


(b)

図 4 接触電流方式の信号損失の周波数特性. 信号伝送距離 10cm, 20cm, 30cm. (a)4 端子回路モデル及び有限要素モデルの結果. (b)手首方向及び腕方向への測定結果.

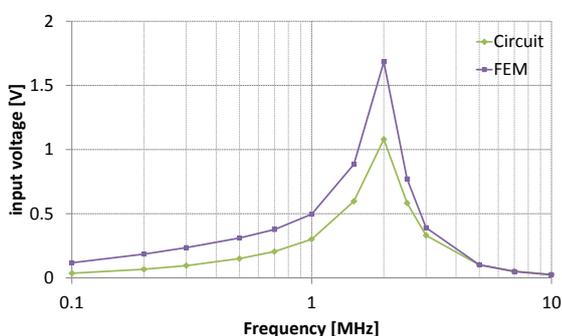


(a)

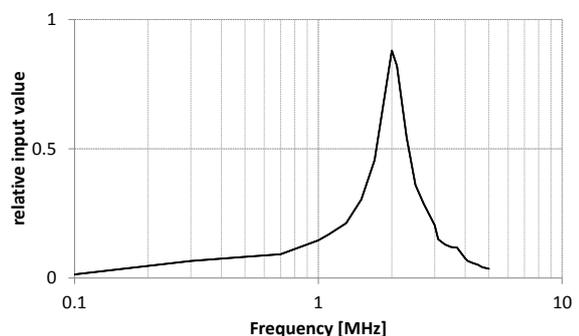


(b)

図 5 接触電流方式の信号損失の周波数特性 (共振回路がある場合). 信号伝送距離 10cm. (a)4 端子回路モデル及び有限要素モデルの結果. (b)手首方向及び腕方向への測定結果.



(a)



(b)

図 6 接触電流方式の入力信号の周波数特性 (共振回路がある場合). (a)4 端子回路モデル及び有限要素モデルの結果. (b)手首方向及び腕方向への測定結果

6.2 非接触電流方式の結果

図7に電極間距離を変化させた場合の信号損失の周波数特性を示す。図7(a)は4端子回路モデルと有限要素モデルのシミュレーション結果であり,図7(b)は腕→手首方向と手首→腕方向の測定結果である。シミュレーション結果及び測定結果の両方において,信号損失は周波数の増加とともに減少する傾向が得られた。ただし,その減少量は直線的ではなく徐々に減少する傾向がみられた。図7(a)に示すように,電極間距離を10cm,20cm,30cmと変化させても,周波数特性はほとんど変化しなかった。図7(b)に示すように実際の測定においても,電極間距離の増加による損失の顕著な増加は見られなかった。

図8に送信絶縁電極の厚さを変化させた場合の信号損失の周波数特性を示す。信号伝送距離は10cmである。図8(a)に示すように,シミュレーションでは絶縁層の厚みが厚くなるにつれて,全周波域で損失が一様に増加する結果が得られた。図8(b)に示すように,実際の測定においても同様な結果が得られた。

図9に共振回路を追加した場合の信号損失の周波数特性を示す。信号伝送距離は10cmである。信号伝送距離は10cmである。図9(a)に示すように,シミュレーションでは共振回路の追加により,共振周波数2MHzにおいて損失がそれぞれ約20.3dBと20.9dB改善されるという結果が得られた。図9(b)に示すように,実際の測定においても約12.6~13.0dB改善結果が得られた。

図10に共振回路を追加した場合の送信電極ペアから人体に入力される信号の周波数特性を示す。図10(a)に示すように,シミュレーションでは入力電圧は両モデルにおいて約10.0倍に増加するという結果が得られた。図10(b)に示すように,実際の測定においても約5.8倍に増加した。

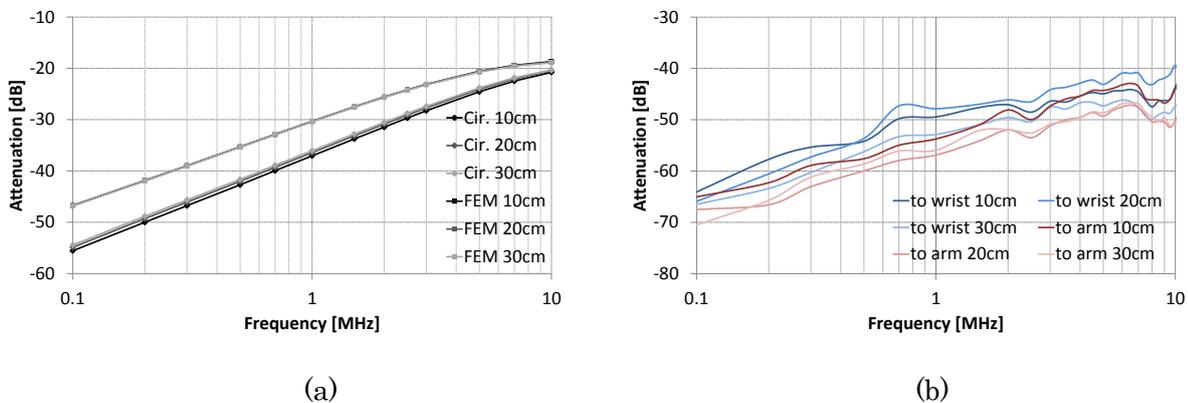
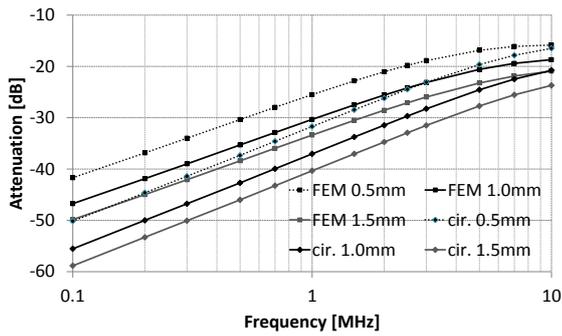
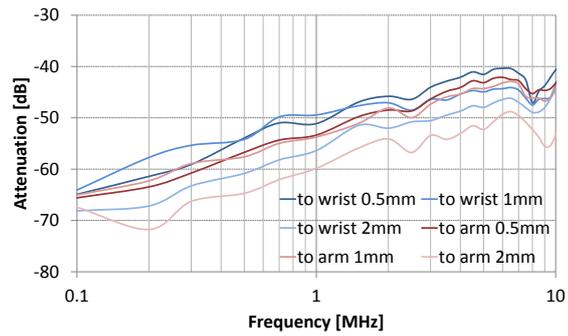


図7 非接触電流方式の信号損失の周波数特性. 信号伝送距離10cm,20cm,30cm. 絶縁電極の絶縁層の厚み1.0mm. (a)4端子回路モデル及び有限要素モデルの結果. (b)手首方向及び腕方向への測定結果.

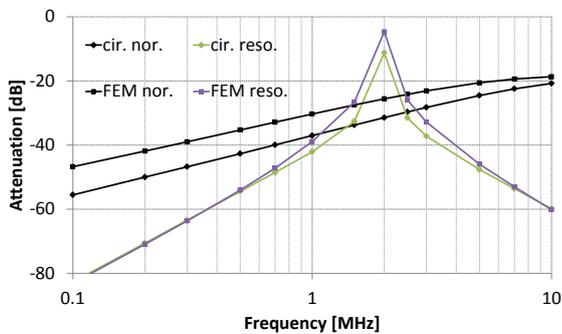


(a)

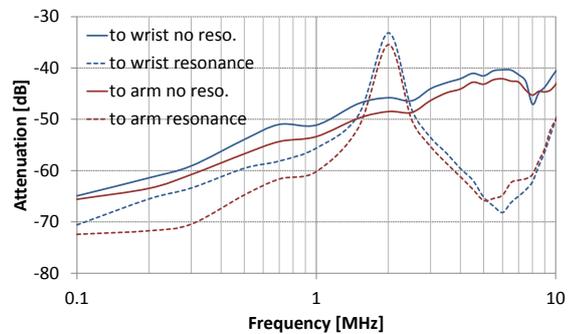


(b)

図 8 非接触電流方式の信号損失の周波数特性. 信号伝送距離 10cm. (a)4 端子回路モデル及び有限要素モデルの結果. 絶縁電極の絶縁層の厚み 0.5mm, 1.0mm, 1.5mm. (b)手首方向及び腕方向への測定結果. 絶縁電極の絶縁層の厚み 0.5mm, 1.0mm, 2.0mm.

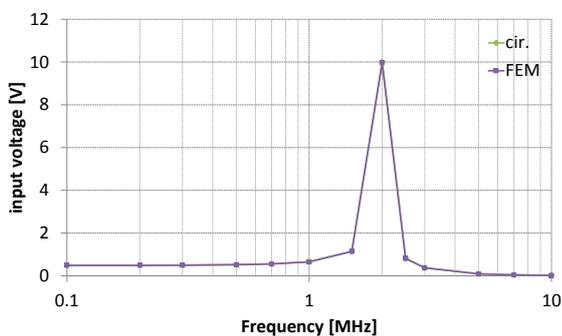


(a)

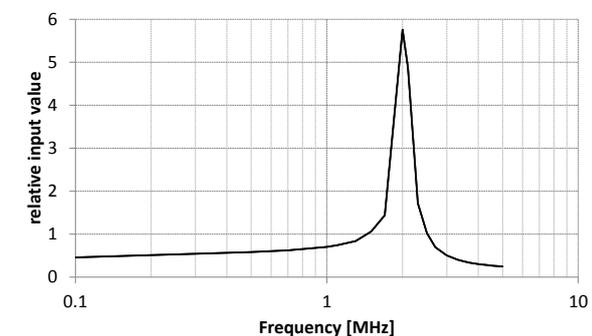


(b)

図 9 非接触電流方式の入力信号の周波数特性 (共振回路がある場合). 信号伝送距離 10cm. 絶縁電極の絶縁層の厚み 1.0mm. (a)4 端子回路モデル及び有限要素モデルの結果. (b)手首方向及び腕方向への測定結果



(a)



(b)

図 10 非接触電流方式の入力信号の周波数特性 (共振回路がある場合). (a)4 端子回路モデル及び有限要素モデルの結果. (b)手首方向及び腕方向への測定結果

7. 考察

まず、著者らが開発してきた 4 端子回路モデル及び有限要素モデルのシミュレーション結果の妥当性を測定結果と比較することにより確認する。図 4, 図 7, 図 8 に示すように、各種条件における信号損失の周波数特性は、シミュレーション及び測定の両方において同様な特徴を示す結果が得られた。接触電流方式では、信号損失は 2~5MHz 程度で最小となり、電極間距離を変化させても、高い周波数領域において損失が若干増加する程度で、周波数特性は大きく変化しなかった。非接触電流方式では、信号損失は周波数の増加とともに減少する傾向が得られ、電極間距離を変化させても周波数特性はほとんど変化しなかった。また、絶縁層の厚みが厚くなるにつれて、全周波域で損失が一様に増加した。これらの結果から、二つのモデルは接触方式及び非接触方式の両方において、比較的高い精度で信号損失をシミュレートできているものと考えられる。

次に、接触方式と非接触方式の信号損失の周波数特性について述べる。図 4 と図 7 に示すように、高い周波数領域においてその差は小さくなるものの、非接触方式の方が接触方式と比べて信号損失が大きく、信号伝送の面で不利なことがわかる。接触電流方式では、信号損失は 2~5MHz 程度で最小となるため、通信周波数はその帯域が有利である。非接触方式では測定シミュレーションした範囲では最適な周波数は存在しなかったが、信号損失は周波数の増加とともに減少する傾向が認められることを考慮すると、10MHz より高いが 10MHz に比較的近い周波数帯に最適な周波数があるものと思われた。このように、最適な周波数帯は異なるが、実際の適用を考慮すると送受信機は 1 台で接触及び非接触の両方に対応できることが望ましいため、通信周波数は接触及び非接触の両方で共通にしたほうがよいと考えられる。そこで、本研究では、LC 直並列共振回路の周波数を接触及び非接触の両条件において、接触方式が有利である 2MHz に設定し検討を行った。

最後に、LC 直並列共振回路の効果について述べる。図 5 に示すように、接触方式では信号損失の改善効果はシミュレーションで 1.9dB~5.8dB、測定で 1.9 dB~2.6dB であり、一定の信号損失の改善効果があることが確認できた。しかし、図 6 に示すように、測定において送信電極ペアから人体に入力される信号は増加しておらず、信号損失の減少効果はあまり期待できない可能性がある。非接触方式では、図 9 に示すように、シミュレーションで約 20.3dB~20.9dB、測定で 12.6 dB~13.0dB であり、大きな信号損失の改善効果が確認できた。図 10 に示すように、実際の測定において人体に入力される信号も 5.8 倍に増加しており、安定した信号損失の減少効果が期待できる。図 4 と図 7 に示すように、周波数 2MHz において、非接触方式の信号損失量は接触方式と比較して大まかに 10dB 程度悪化するが、LC 直並列共振回路を用いることで、その損失分を補償することが可能となる。このように通信周波数を接触及び非接触の両方で共通にしても、同等な品質で通信を実現できるものと考えられた。

8. あとがき

本研究では、まず接触及び非接触電流方式人体通信の信号損失を実際に人体で測定し、これまで 4 端子回路モデル及び有限要素モデルを用いて求めたシミュレーション結果の妥当性を検討した。両者の信号損失特性は接触及び非接触電流方式の両方において非常に類似した傾向を示したことから、二つのモデルは比較的高い精度で信号損失をシミュレートできていると考えられた。次に、接触及び非接触電流方式の信号損失量が最小となる最適な送受信周波数を調べた。接触電流方式では、2~5MHz が最適な周波数であると考えられた。一方、非接触方式では 10MHz より高いが 10MHz に比較的近い周波数帯に最

適な周波数があるものと思われた。最後に、このように最適な周波数帯は異なるが、共通の送受信周波数を用いても両方式で同等な信号損失が得られるか検討し、最適インターフェース回路である LC 直並列共振回路を用いれば可能であることを示した。今後の課題は測定例数を増やし、より確度のある結果を用いて検討することである。

謝辞

本研究の一部は、内田エネルギー科学振興財団の試験研究費助成によって行われました。記して感謝いたします。

参考文献

- [1] T. G. Zimmerman, "Personal area networks: Near-field intrabody communication," IBM Syst. J., vol. 35, no. 3-4, pp.609-617. 1996.
- [2] M. Seyedi, B. Kibret, D. T. H. Lai and M. Faulkner, "A survey on intrabody communications for body area network applications," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 60, no. 8, pp.2067-2079, 2013.
- [3] 根日屋英之：人体通信の最新動向と応用展開，シーエムシー出版，2011年。
- [4] 伊藤建一：電流方式人体通信の信号伝送損失シミュレーション，シミュレーション，33(1)，pp. 11-15，2014年3月。
- [5] E. Okamoto, Y. Kato, K. Seino and Y. Mitamura: Interface of data transmission for a transcutaneous communication system using the human body as transmission medium, J. Srtif. Organs, 15:1(2012), 99-103.
- [6] K. Ito and Y. Hotta: Signal Path Loss in Human Arm during Galvanic-Coupling Intra-body Communication, JSST2014, pp. 10-11, October 2014.
- [7] K. Ito and Y. Hotta: Signal Path Loss Simulation of Human Arm for Galvanic Coupling Intra-body Communication Using Circuit and Finite Element Method Models, ISADS2015, pp. 230-235, March 2015.
- [8] K. Ito and Y. Hotta: Signal Path Loss through the Human Arm by Galvanic Coupling Intra-body Communication Using Non-Contact Electrodes on the Transmission Side, JSST2015, pp. 84-87, October 2015.
- [9] Comsol Multyphysics at <http://www.comsol.com/>.
- [10] <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm>.