法政大学学術機関リポジトリ
HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-13

人体通信におけるインピーダンス調整による通信性能向上に関する研究

小田嶋, 宏 / ODAJIMA, Hiroshi

(出版者 / Publisher)
法政大学大学院理工学研究科
(雑誌名 / Journal or Publication Title)
法政大学大学院紀要. 理工学研究科編
(巻 / Volume)
63
(開始ページ / Start Page)
1
(終了ページ / End Page)
7
(発行年 / Year)
2022-03-24
(URL)
https://doi.org/10.15002/00025373

人体通信におけるインピーダンス調整による通信性能向上に関する研究

COMMUNICATION IMPROVEMENT IN IBC VIA IMPEDNCE ADJUSTMENT

小田嶋　宏
Hiroshi ODAJIMA
指導教員　指導教員氏名 品川　満

法政大学大学院理工学研究科電気電子工学専攻博士後期課程

This study reports an improvement in the performance of intra-body communication using impedance adjustment in a transmitter circuit. The transmission characteristics are analyzed via electromagnetic field simulations and experiments. The results indicated that an optimal performance can be obtained by tuning the parameters of the impedance-adjustment circuit.

Keywords *: Intra-body communication, impedance adjustment, adjustment circuit, electromagnetic field simulation, resonant characteristics*

１．序論

IoT 化が進んでいる中で人体通信[1]-[5]という新しい技術が注目されている．人体通信とは人体を通信路として送信機からの情報を伝達する近距離無線通信である．人体通信の特徴として通信用の大きなアンテナが不要なことや，歩く動作や握手などの自然な動作をトリガーとして通信を行う．現在，人体の自然な動作をトリガーとして通信が出来る人体通信は様々な用途に利用される技術として研究されている．図 1 に人体通信の利用例を示す．図 1 に示したタッチ型認証システムは端末を所持した状態で電極にかざすだけでドアの解錠，施錠が可能であり鍵をさす動作や番号を入力する動作が不要となる．人体通信技術を用いることで以上のような煩わしい行動を省略できるアプリケーションの設計が可能となる．

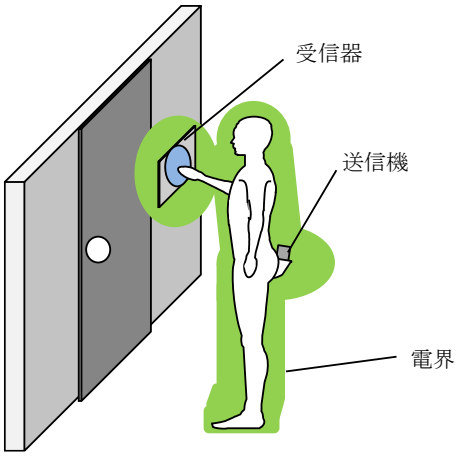


図 1. 人体通信アプリケーション利用例

アプリケーション利用時，送信機を手で持つだけではなくズボンのポケット内やカバン内部に送信機が存在することが想定される．以上の送信機所持方法によって生じる問題点を図 2 に示す．

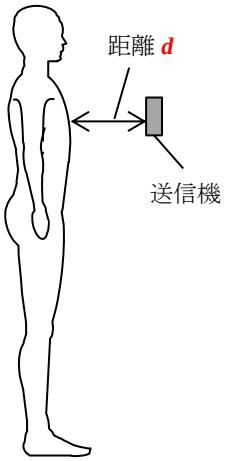


図 2. 送信機所持方法の変化により生じる問題点

所持方法の変化により送信機と人体間の距離が変わり受信機が受け取る信号強度にばらつきが生じる．そのため，通信が安定せずアプリケーションが成立しない事が考えられる．本研究では送信機の所持方法に依存しない安定した通信の実現目指す．安定した通信の実現のため共振の原理を用いた送信機を提案し，人体通信に適応可能か測定、解析する事を本研究の目的とする．

本研究の第 2 章では，人体通信の通信モデルと提案したインピーダンス調整回路の設計方法と原理について説

明する．第 3 章では，インピーダンス調整回路付きの送信機を使用した際の伝送信号の実験内容と結果について記述する．第 4 章では，第 3 章の実験内容について電磁界シミュレーションを用いた解析結果を記述し，考察を行う．第 5 章では，本論文の結論や今後の展望について記述する．

２．インピーダンス調整回路

本章では人体通信の通信原理と新規提案するインピーダンス調整回路について説明する．人体通信は人体，送信機，フロア，受信機の間に発生する容量値を利用して通信を行うため受信電圧はそれらの間に働く容量結合[6]-[13]の強さのバランスによって変化する．容量結合は全ての物体間に働くため人体通信においても測定に使用する物体数に応じて多数の容量結合が存在する．図 3 に人体通信の容量結合モデルを示す．

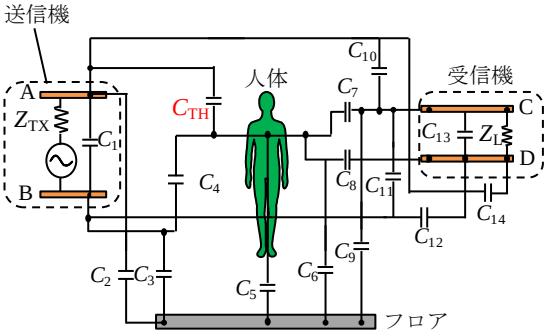


図 3. 人体通信容量結合モデル

図に示した C1～C14, CTH は各物体間の容量結合を示している．人体通信は容量結合の値のバランスによって受信機が受信する信号強度の強さが変化する．特に送信機の所持方法で人体-送信機シグナル電極間の CTH が変化する．通信の安定化を図るためにはCTH を含めた全ての容量結合のバランスを考慮する必要がある．しかし，実際の通信では人体周辺の容量結合の値を測定することは不可能である．そのため全ての容量結合を合成したインピーダンスを考えることとする．図 4 に簡略化した人体通信容量結合モデルを示す．

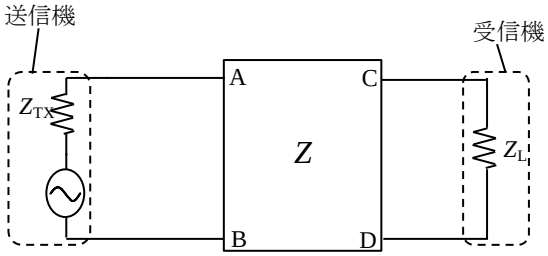


図 4. 簡略化した容量結合モデル

インピーダンス Z は全ての容量結合 C1～C14, CTH を合成したインピーダンスである．簡略化した人体通信容量結合モデルは二端子対網型で表現するものとしそれぞれの端子 A, B, C, D は図 2-3 で示した容量結合モデルの A, B, C, D に対応している．受信機が受け取る信号強度を通信可能レベルに保ち通信の安定化を図るためにインピーダンス Z の値を調整することを試みる．

インピーダンス Z を調整するために調整回路を提案した．図 5 にインピーダンス調整回路を示す．

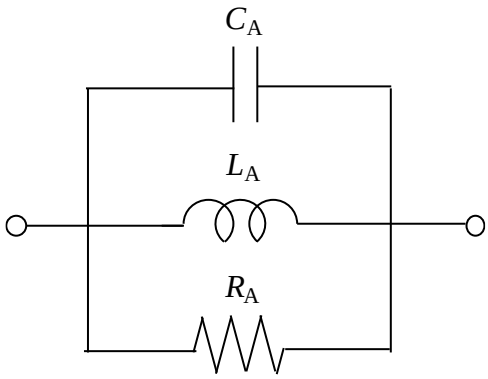


図 5. インピーダンス調整回路

インピーダンス調整回路はコンデンサ CA, インダクタ LA, レジスタ RA から構成される．CA, LA, RA はそれぞれ並列で接続している．調整回路を用いて高い信号強度を保つために，周波数に応じて通信全体のインピーダンスの虚部を 0 にすることや，通信全体の Q 値を考慮する必要がある．そのため，調整回路は送信機-人体間の距離によって変化する容量結合を調整するための LA だけでなく CA と RA も組み込まれている．図 2-6 に調整回路を組み込んだ送信機を使用した簡略化後の容量結合モデルを示す．

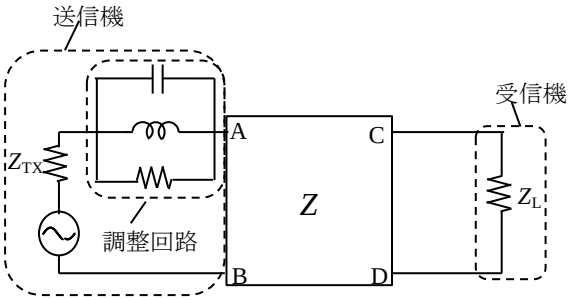


図 6. 調整回路付き簡略化した容量結合モデル

提案した調整回路は送信機内部に組み込み，信号源に対し直列に接続されている．インピーダンス Z は容量結合 CTH を含むため送信機の所持方法によって値が変化する．通信安定化を図るために所持方法に応じて調整回路内の素子 CA, LA, RA の値を調整する必要があると考えている．

３．実験設定および結果

人体通信の通信安定化のために送信機の持ち方に依存

しない設計が必須となる．まず，使用する送信機，調整回路についてそれぞれ図 3-2，図 3-3 に示す．使用する送信機には銅板と DDS 発信器を用いた．銅板のサイズは 80 mm×50 mm×0.3 mm である．DDS 発信器は Direct Digital Synthesizer の略称で，周波数が可変な信号発生機である．DDS 発信器の回路電源は 3.7 V のリチウムイオン電池を使用した．回路の出力電圧は 1.9 $V_{p\text{-}p}$ である．周波数は 6.75 MHz を出力する．送信機のケースには ABS 樹脂でできているプラスチックケースを使用した [1]-[4].

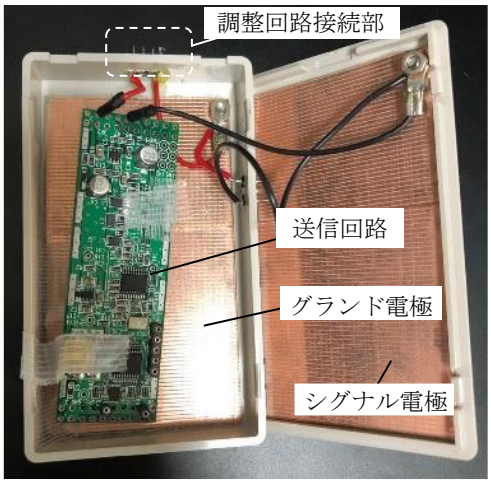


図 7. 測定で使用する送信機

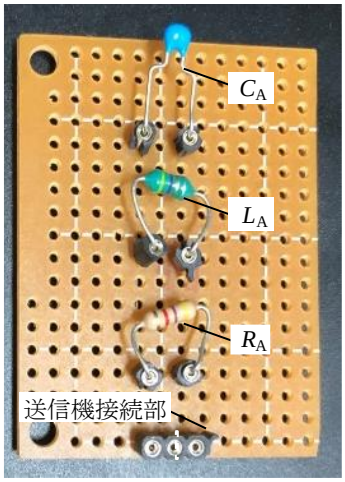


図 8. 実際の調整回路

インピーダンス調整回路はコンデンサ C_A，インダクタ L_A，レジスタ R_A から構成されている．送信機の所持方法に合わせ素子を変える必要があるため素子の挿入口にはターンドピンを使用している．調整回路の裏面は C_A, L_A, R_A が並列接続になるように配線している．送信機上部の調整回路接続部と調整回路下部の送信機接続部を連結させ使用する．受信電極は，アクリル板，シグナル電極，グランド電極，発泡スチロールから構成されている．受信電極の大きさは 365 mm×365 mm×27.4 mm である．シグナル電極，グランド電極の大きさは 365 mm×365 mm×0.3 mm である．電極間の誘電体は発泡スチロールを用いており厚みは 16 mm のものを使用した．以上の環境下で人体-送信機間距離の依存性を測定する．

図 9 に人体-送信機間距離の依存性を測定する測定系の実測写真，図 10 にそのブロック図を示す．

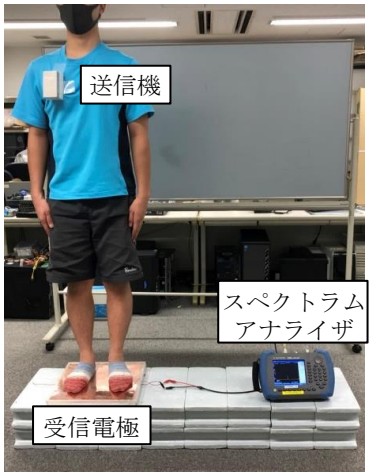


図 9. 人体-送信機間距離依存性測定の実測写真

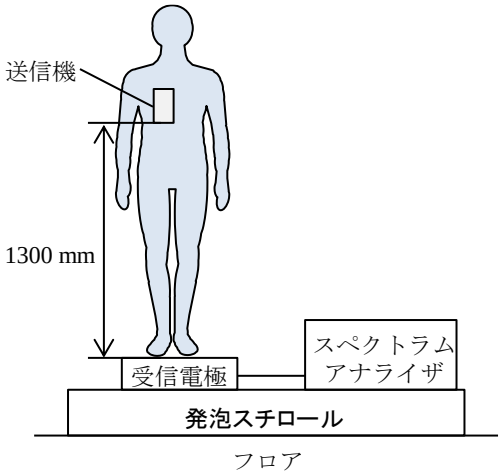


図 10. 人体-送信機間距離依存性測定の概略図

ノイズの影響を一定にするために発泡スチロールの上に SPA と受信電極を設置した．その上に人体が直立し信号強度の測定を行った．アクリル板は人体の圧力を分散するために設置した．人体通信は人間の動作をトリガーに通信を行う．

歩行時，首から送信機を下げている場合人体と送信機間に隙間ができ通信が安定しないことが想定される．以上の場面を考慮し携帯送信機の高さは首から下げていることを想定し下端が人体の足から 1300 mm の高さになるように設置した．送信機周辺に注目した測定系について図 3-7 に示す．

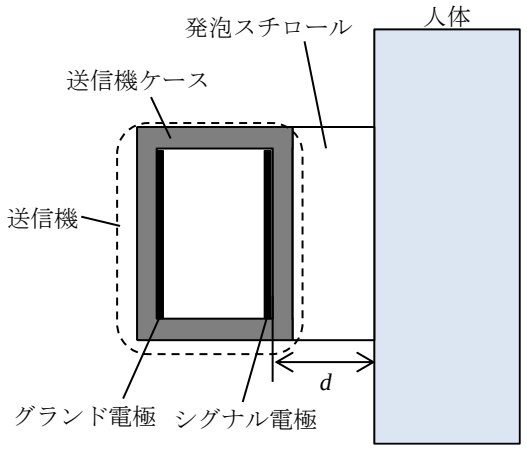


図 11. 送信機に注目した測定の概略図

送信機のケースの厚みは 2 mm である．人体-送信機間に発泡スチロールを挿入し厚みを変化させることで送信機の所持方法によって変化する距離 d を再現した．距離 d は送信機のケース厚みの 2 mm と発泡スチロールの厚みを合わせた距離である．送信機から出力される正弦波信号の周波数は 6.75 MHz である．また，その出力電圧は 1.9 $V_{p\text{-}p}$ である．人体-送信機間距離 d は 2, 5, 32 mm の 3 パターン測定を行う．距離 d はそれぞれ人体が送信機を胸ポケットに入れている状態，首からぶら下げている状態，バッグ内部に入れている状態を表現している．調整回路で使用するコンデンサ C_A は 1～10 pF の値を使用した．前章の式(2.1)より人体-送信機間の距離 d を推移させることで変化する容量結合 C_{TH} の値は最大 7 pF であることが分かる．よって C_{TH} の変位分を補うように調整回路 C_A の値を設定した．インダクタ L_A は 15 μH の値を使用した．レジスタ R_A は 50 kΩ の値を使用した．送信機の内部抵抗 Z_{TX} は 76 Ω である．受信機として使用するスペクトラムアナライザの内部抵抗 Z_L は 50 Ω である．以上の測定系，パラメータを使用し人体-送信機間距離の変化を調整回路でインピーダンスを調整した時の受信機が受け取る電力を測定する．図 3-8 に送信機-人体間距離依存性の測定結果を示す．

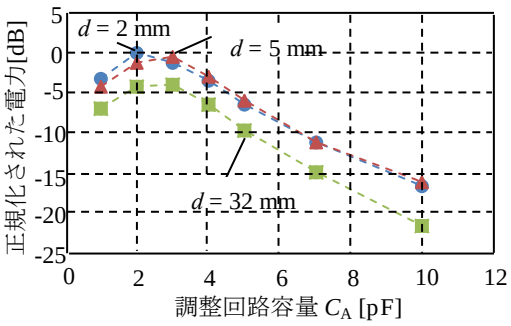


図 12. 人体-送信機間距離依存性の解析結果

測定結果は d = 2 mm の 2 pF で正規化したデータを使用している．d = 2 mm の時 C_A は 2 pF, d = 5 mm, d = 32 mm の時は C_A が 3 pF の場合に受信機が最大電力を受信した．この結果は送信機の所持方法が変化したとき調整回路内の回路定数を調整することで最大電力を受信可能であることを示している．

次に，実際に送信機の所持方法を変えた場合の受信電力について測定する．図 3-9 に測定する四つの送信機所持方法を示す．

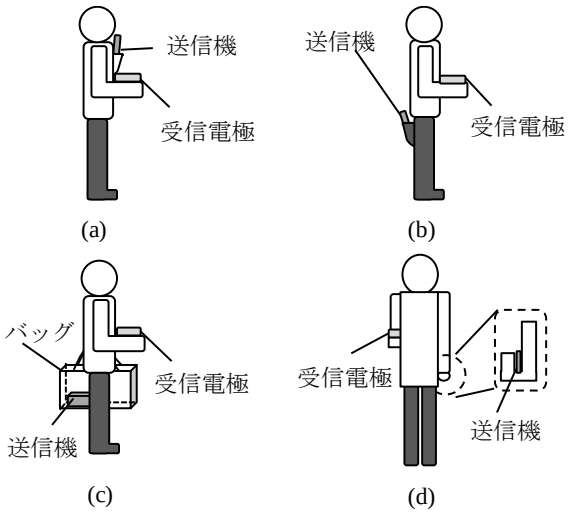


図 13. 四つの送信機所持方法 (a)胸ポケット内部 (b)ズボンポケット内部 (c)バッグ内部 (d)握り込み

送信機の所持方法は胸ポケット内部，ズボンポケット内部，バッグ内部，握り込みの四通り測定を行う．一人体のウェアラブル通信を想定し受信電極を床設置型ではなく手の上に設置している．図 3-11 に送信機の所持方法依存性測定の実測写真，図 3-12 に概略図を示す．送信機が胸ポケット内部の場合送信機の下端から発泡スチロールの上端の距離が 1300 mm になるよう設置した．送信機がズボンポケット内部の場合送信機の下端から発泡スチロールの上端の距離が 780 mm になるよう設置した．送信機がバッグ内部にある場合送信機をバッグ内部の人体側の面に設置した．送信機を握りこむ場合，握りこむ手が人体に接触するとメインパス同士が打ち消し合い極端に受信電力が小さくなる可能性があるため人体と握りこむ手を 50 mm 離した．受信電極は位置を固定するため発泡スチロールの上に手を置き設置した．

受信電極の下端から人体の足裏までの距離は 1140 mm である．送信機から出力される正弦波信号の周波数は 6.75 MHz である．また，その出力電圧は 1.9 $V_{p\text{-}p}$ である．調整回路で使用するコンデンサ C_A は 1～10 pF の値を使用した．インダクタ L_A は 15 μH の値を使用した．レジスタ R_A は 50 kΩ の値を使用した．送信機の内部抵抗 Z_{TX} は 76 Ω である．受信機として使用するスペクトラムアナライザの内部抵抗 Z_L は 50 Ω である．

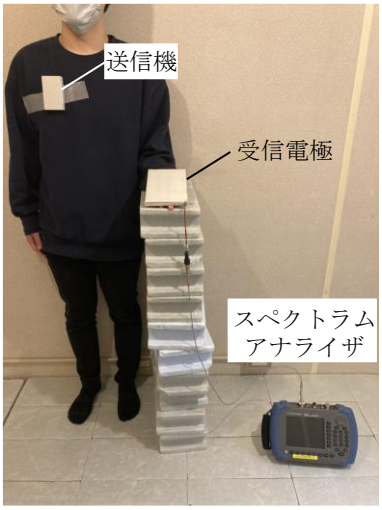


図 14. 送信機の所持方法依存性の実測写真

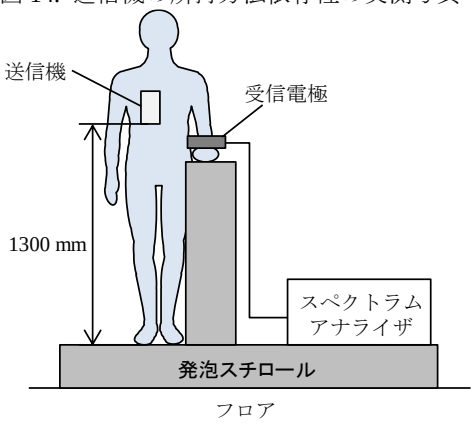


図 15. 送信機の所持方法依存性の概略図

以上の測定系，パラメータを使用し送信機所持方法の変化を調整回路でインピーダンスを調整した時の受信機が受け取る電力を測定する．図 3-13 に送信機の所持方法依存性測定の結果を示す．

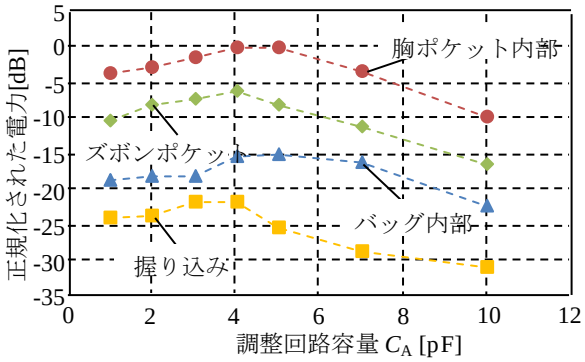


図 16. 送信機の所持方法依存性測定結果

測定結果は胸ポケット内部の C_A が 5 pF の値で正規化したデータを使用している．送信機が胸ポケット内部の場合は C_A が 5 pF，ズボンポケット内部の場合は C_A が 4 pF，バッグ内部の場合は C_A が 5 pF，握り込みの場合は C_A が 3 pF で受信機が最大電力を受信した．以上のことから実際に送信機の所持方法を変化させた場合でも調整回路を使用することで所持方法に依存せず最大電力を受信できることを確認した．

4．シミュレーション設定および結果

第 4 章では，第 3 章の実験結果の妥当性を電磁界シミュレーションで確認する．電磁界シミュレーションを用いて実験結果の妥当性を検証する．第 2 章で送信機の所持方法に依存しない安定した通信を確立するためにインピーダンス調整回路を提案した．調整回路は共振の特性を使用しているため構成する素子の定数によって受信機が受け取る電力の最大値が変化する．そのため Q 値を基準にすることで調整回路の精度を評価するものとする．図 4-5 に調整回路の Q 値を解析するためのシミュレーションモデルモデルの概略図を示す．

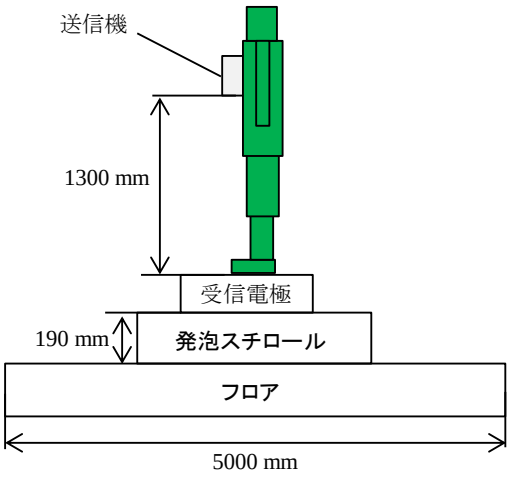


図 18. Q 値解析のシミュレーションモデル概略図

人体が受信電極上に直立している系で解析を行う．送信機の下端が受信電極の上端から 1300 mm の位置に送信機を設置した．フロアのサイズは 5000 mm×5000 mm×140 mm でこれは第 3 章で測定の際に使用した部屋の大きさを基準としている．

電磁界シミュレーションではポートと呼ばれる送信回路，受信回路を設定する必要がある．図 4-7(a)に解析用の送信回路，図 4-7(b)に解析用の受信回路を示す．

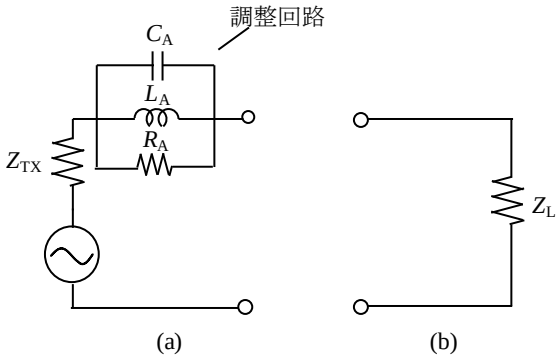


図 19. 解析におけるポート設定
(a)送信回路 (b)受信回路

図 4-7(a)に示した送信回路は送信機の内部抵抗 Z_{TX} とコンデンサ C_A, インダクタ L_A, レジスタ R_A の調整回路から構成されている．また，図 4-3(a)で示した送信機モデルのシグナル電極とグランド電極の間に位置している．図 4-7(b)に示した受信回路は受信機の内部抵抗 Z_L から構成されている．受信回路のポートは図 4-4 で示した受信電極モデルのシグナル電極とグランド電極の間に位置している．

調整回路で使用するコンデンサ C_A は 1～9 pF の値を使用した．インダクタ L_A は 15 μH の値を使用した．レジスタ R_A は 1, 10, 50 kΩ の値を使用した．調整回路を使用して最大電力の受信を試みる際コンデンサ C_A とインダクタ L_A はインピーダンスの虚数部の値を変化させ共振点を変えることで送信機の所持方法に依存せず通信の安定化を図ることができる．そのため素子値を簡単に変更できない．そこでレジスタ R_A に注目し，値を変えることで Q 値の上昇につなげさらなる受信電力の向上を目指すものとする．送信ポートの内部抵抗 Z_{TX} は 76 Ω である．受信ポートの内部抵抗 Z_L は 50 Ω である．これは測定で使用した測定器の内部抵抗と同じ値である．Q 値を評価する上で並列共振時の Q 値を求める式を使用する．式(4.1)に並列共振時の Q 値計算式を示す．

$$Q = R\sqrt{\frac{C}{L}} \tag{4.1}$$

式(4.1)で示した R はレジスタンス[Ω], C はキャパシタンス[F], L はインダクタンス[H]を示している．送信機から出力される正弦波信号の周波数は 6.75 MHz である．また，その出力電圧は 1.9 $V_{p\text{-}p}$ である．以上の解析環境でインピーダンス調整回路付きの送信機を使用した際の通信全体の Q 値について解析する．図 4-8 に調整回路付き送信機 Q 値の解析結果を示す．

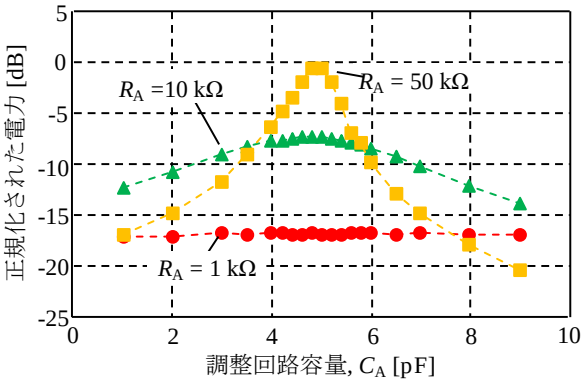


図 20.　Q 値の解析結果

解析結果は R_A = 50 kΩ かつ C_A = 5 pF の値で正規化したデータを用いている．調整回路内の R_A の値を大きくすることで調整回路容量特性の勾配が急になることが確認できる．R_A の値を 50 kΩ より大きくした場合 Q 値の増加より送信機の内部抵抗がハイインピーダンスになる影響の方が大きくなることが考えられるため R_A は 50 kΩ の値を使用することとする．

次に第 3 章の人体-送信機間距離依存性の実測結果の妥当性を電磁界シミュレーションで確認する．人体-送信機間距離依存解析の概略図を図 4-9 に示す．

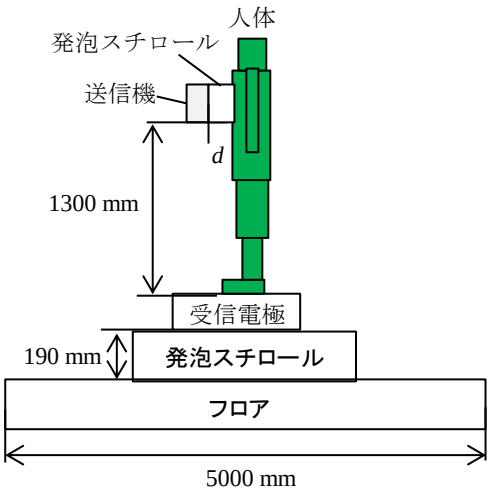
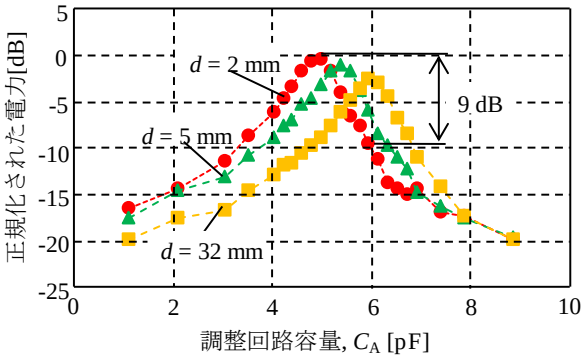


図 21. 人体-送信機間距離依存性解析の概略図

前節の解析同様，測定ではスペクトラムアナライザを使用したが解析では測定器の代わりに受信ポートを設定した．受信ポートは抵抗のみで構成されており受信電極のシグナル電極，グランド電極の間に設定されている．調整回路は測定と同様コンデンサ C_A, インダクタ L_A, レジスタ R_A から構成されており信号源に対して直列に接続されている．送信機ケースの厚みは 2 mm ある．人体と送信機の間に発泡スチロールを挿入しその厚みを変化させることで測定を再現した．送信機と人体間の距離 d は 2, 5, 32 mm の 3 パターン解析を行った．送信ポート内の信号源電圧は 1.9 $V_{p\text{-}p}$ に設定した．調整回路で使用するコンデンサ C_A は 1～9 pF の値を使用した．インダクタ L_A は 15 μH の値を使用した．レジスタ R_A は 50 kΩ の値を使用した．送信機の内部抵抗 Z_{TX} は 76 Ω である．受信機として使用するスペクトラムアナライザの内部抵抗 Z_L は 50 Ω である．以上の測定系，パラメータを使用し人体-送信機間距離の変化を調整回路でインピーダンスを調整した時の受信機が受け取る電力を測定する．図 4-12 に人体-送信機間距離依存性解析の解析結果を示す．解析結果は d = 2 mm かつ C_A = 5 pF で正規化したデータを用いている．解析結果から d = 2 mm の場合は C_A = 5 pF, d = 5 mm の場合は C_A = 5.4pF, d = 32 mm の場合は C_A = 6 pF の場合に最大電力を受信することを確認した．また，d = 32 mm の場合を想定し C_A = 6 pF の値を使用し調整回路の定数を定めた場合，人体-送信機間距離 d が 2 mm に変化した時 9 dB の信号損失が発生することを確認した．



５．結論

本研究は人体通信における通信安定化目指して，共振の原理を利用した調整回路を提案した．測定と解析を実施し，送信機の所持方法に依存しない通信の実現を目的とした．送信機の所持方法に依存しない通信のために測定とシミュレーション解析を実施した．結果から調整回路を使用することで最大電力を受信することが確認できた．以上のことから送信機の所持方法に依存しない通信が実現可能であると言える．

今後の研究では受信電極に調整回路を挿入した場合の受信電力について測定、解析すべきと考えている．設計が進むことで，人体通信のアプリケーションに合った送信機を選択することができ，実用化に向けて大きく貢献できると考えられる．

参考文献

1) T.G. Zimmerman, “Personal area network,” IBM System Journal, vol.35, issue3&4, pp.609–617, 1996.

2) M. Shinagawa, M. Fukumoto, K. Ochiai, and H. Kyuragi, “A Near-Field-Sensing Transceiver for Intrabody Communication Based on the Electrooptic Effect,” IEEE Trans. Instrum. Meas., vol. 53, pp. 1533–1538, 2004.

3) N. Cho, J. Yoo, S. Song, J. Lee, S. Jeon, H. Yoo, “The Human Body Characteristics as a Signal Transmission Medium for Intra Body Communication,” IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques. Vol. 55, No. 5, pp. 10801086. 2007.

4) Y. Kado, T. Yanagawa, K. Nagata, T. Kobase, T. Kusunoki, R. Nagai, H. Ozaki, H. Shimasaki, and M. Shinagawa, “Human-area networking technology based on near-field coupling transceiver,” Radio and Wireless Symposium (RWS), 2012 IEEE, 119–122, 2012.

5) K. Nagata, T. Nakamura, M. Nozawa, Y. Kado, H. Shimasaki, and M. Shinagawa, “Signal Propagation Analysis for Near-Field Intra-Body Communication Systems,” 2013 Proceedings of the International Symposium on Antennas & Propagation, vol. 01, pp. 610–613, 2013.

6) J. Ramkumar, M. Baskar, S. Kondru, J. Kuchipudi,” Wearable biometric authentication for health monitoring system using redtacton” (2020) International Journal of Advanced Science and Technology, 29 (4), pp. 1819-1827.

7) M. Baskar, J. Ramkumar, R. Rathore, R. Kabra,” A deep learning based approach for automatic detection of bike riders with no helmet and number plate recognition” (2020) International Journal of Advanced Science and Technology, 29 (4), pp. 1844-1854.

8) C.J. Deepu, C.-H. Heng, Y. Lian,”A Hybrid Data Compression Scheme for Power Reduction in Wireless Sensors for IoT” (2017) IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 11 (2), art. no. 7737055, pp. 245-254.

9) Seyedi, M., Kibret, B., Lai, D.T.H., Faulkner, M.,” A survey on intrabody communications for body area network applications,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering 60(8),6488804, pp. 2067-2079

10) Fang, H, Yu, K.J., Gloschat, C., Yang, Z., Song, E., Chiang, C.-H., Zhao, J., Won, S.M., Xu, S., Trumpis, M., Zhong, Y., Han, S.W., Xue, Y., Xu, D., Choi, S.W., Cauwenberghs, G., Kay, M., Huang, Y., Viventi, J., Efimov, I.R., Rogers, J.A.,” Capacitively coupled arrays of multiplexed flexible silicon transistors for long-term cardiac electrophysiology,” Nature Biomedical Engineering 1(3),0038

11) Lucev, Ž., Krois, I., Cifrek, M.,” A capacitive intrabody communication channel from 100 kHz to 100 MHz,” IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement 61(12),6242407, pp. 3280-3289

12) Kibret, B., Seyedi, M., Lai, D.T.H., Faulkner, M.,” Investigation of galvanic-coupled intrabody communication using the human body circuit model,” IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics 18(4),6716012, pp. 1196-1206

13) Wegmueller, M., Lehner, A., Froehlicr, J., Reutemann, R., Oberle, M., Felber, N., Kuster, N., Hess, O., Fichtner, W.,” Measurement system for the characterization of the human body as a communication channel at low frequency,” Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings 7 VOLS,1617234, pp. 3502-3505