

準静電界を用いた人体通信チャンネルにおける姿勢及び大地の影響

羽賀 望[†] 齊藤 一幸^{††} 高橋 応明^{††} 伊藤 公一[†]

Effects of Posture and Earth Ground on Intra-Body Communication Channels Using Quasi-Static Field

Nozomi HAGA[†], Kazuyuki SAITO^{††}, Masaharu TAKAHASHI^{††}, and Koichi ITO[†]

あらまし 人体周辺に電界を励起して通信を行う、人体通信の物理チャンネルは、考案当初から、容量結合の回路モデルとして扱われてきた。筆者らはこれまでに、通信チャンネルの完全な等価回路を、導体電位に関する境界値問題を解くことで導出を行った。その結果、送受信機が共に接地されていないウェアラブル機器の場合、送受信電極間の直接結合が無視できず、したがって送受信機の装着位置と人体の姿勢変化を考慮しなければならないことが明らかとなった。しかしながら、上記の検討では、議論の普遍性のため人体を導体球で模擬しており、腕の動きのような姿勢変化及び大地の存在は考慮していなかった。そこで本論文では、より実際の人体に近い人体モデルを用いて、等価回路パラメータ及び送受信機間の信号伝送特性に対する姿勢及び大地の影響について検討を行った。その結果、人体腕部の動きによる影響が、送受信機の装着位置により異なることを確認した。また、人体と大地間の距離が変わっても人体の静電容量が大きく変化せず、信号伝送特性もほとんど変化しないことが明らかとなった。

キーワード 人体通信, 準静近似, 姿勢, 大地, 等価回路

1. ま え が き

近年、ウェアラブル機器同士で通信を行う人体通信の技術は、医療、セキュリティあるいはパーソナルサービス等、様々な応用例が考えられるため、研究が盛んになっている [1]~[9]。人体通信の方式の一つとして、数メガヘルツ以下の電界を人体周辺に励起させ、それにより通信を行うものがある。この方式の物理チャンネルは、1995年に Zimmerman によって考案された当初から、容量結合の集中定数回路として扱われてきた [3]~[5]。その概要は、送信機によって人体と基準電位 (大地) との間に電位差を生じさせ、その電位差の一部を受信機に分圧させるというものである。また、その理論的根拠は、電磁界が準静的であること、すなわち人体と送受信機の大きさや間隔が電磁波の波長よりも非常に小さく、かつ人体組織のインピーダンスが

空間に比べて非常に小さいため、人体の電位がほぼ一定とみなせることにある。例えば [7] では、5 MHz において人体の電位がほぼ一定となることが確認されている。このような容量結合回路としての扱いは、[8] の電極構造のように、直流的な閉回路が形成される場合以外には適用可能であると考えられる。しかしながら、従来の回路モデルは特定の導体間の静電容量のみを仮定するものであり、かつ定量的な解析データに基づくものではないため、その妥当性や適用範囲は長らく不明確なままであった。そのような理由から、筆者らはこれまでに、送受信機の電極と人体を含んだ系の完全な等価回路を、導体電位に関する境界値問題を数値的に解くことで導出を行った [9]。その結果、送受信機が共にウェアラブル機器の場合 (回路基板が接地されていない場合)、送受信電極間の直接の容量結合が無視できず、したがって送受信機の装着位置と人体の姿勢変化を考慮しなければならないことが明らかとなった。しかしながら、上記の検討では、議論の普遍性のため人体を導体球で模擬していたため、送受信機の配置を検討したのみで、腕の動きのような実際の姿勢変化は考慮していなかった。また、一般には人体と大地

[†] 千葉大学大学院工学研究科, 千葉市
Graduate School of Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

^{††} 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター, 千葉市
Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

の結合度合いの変化が通信の不安定性を引き起こすとされているが [3], 筆者らはこれまで, 大地の存在しない自由空間中 (基準電位が無限遠) でのみ評価を行っており, その予測の妥当性については未検証であった. そこで本論文では, 導体球ではなく円柱状の胴体及び腕部で構成された人体モデルを用いて, 等価回路パラメータと送受信機間の信号伝送特性に対する姿勢及び大地の影響を明らかにした. 各パラメータが姿勢や装着位置, 大地の存在によってどのように変化するか分かれば, 送受信機や通信システムの設計方法といった, 将来行うべき検討の足掛かりになるものと考えられる.

2. チャネルの等価回路表現について

はじめに, 人体通信チャネルの等価回路表現に関して述べる. 空間中に N 個の導体があるものとする, 導体の大きさ及び導体間の距離が電磁波の波長に比べて十分小さければ, 各導体の電位と帯電量の間には, 以下のような線形の関係が成り立つ.

$$\sum_{j=1}^N c_{ij} \phi_j = q_i, \quad (i = 1, \dots, N) \quad (1)$$

ここで, c_{ij} は i 番目と j 番目の導体間の容量係数, ϕ_j は j 番目の導体の電位, q_i は i 番目の導体の帯電量である. 各容量係数は, 導体電位に関する境界値問題を解くことで得ることができる. すなわち,

$$\phi_j = \begin{cases} 1, & \text{when } j = k \\ 0, & \text{when } j \neq k \end{cases} \quad (2)$$

という境界条件における各導体の電荷分布を求めることにより, $c_{ik} = q_i$ ($i = 1, \dots, N$) と求まる. 容量係数の非対角成分 c_{ij} ($i \neq j$) は, i 番目と j 番目の導体の電位差による帯電の意味をもつものであり, i 番目の導体の帯電に対する ϕ_j の寄与は逆符号であるので, それらの間の静電容量は $C_{ij} = -c_{ij}$ と求まる. 一方, 対角成分 c_{ii} は, i 番目の導体が他の全ての導体及び基準電位との間にもつ静電容量の総和に相当するので, i 番目の導体と基準電位との間の静電容量は $C_i = \sum_{j=1}^N c_{ij}$ と求まる.

3. 検討モデルと数値解析手法

図 1 に, 本論文で用いる送受信機の構造を示す. 送受信機は大きさ $30 \text{ mm} \times 30 \text{ mm}$ の方形電極 2 枚が間隔 5 mm で平行に向き合っているものとし, 人体に近

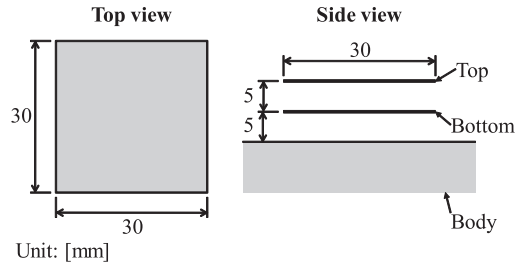


図 1 送受信機の構造
Fig. 1 Structure of transceivers.

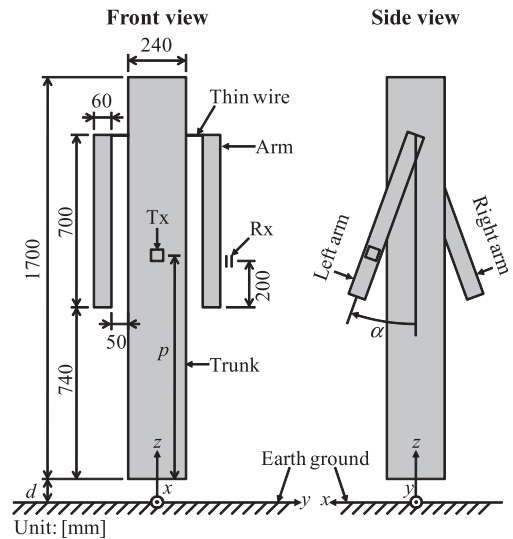


図 2 検討モデル
Fig. 2 Model for investigations.

接しないで空間側を向いているものを Top 電極, 人体に近接するものを Bottom 電極と呼ぶこととする. Bottom 電極と人体の間隔は 5 mm とした.

図 2 に, 検討モデルを示す. 人体モデルは円柱状の胴体及び腕部で構成し, 胴体と腕部は半径 1 mm の細線導体で接続した. この人体モデルの各寸法は, 日本人の平均体型を有する成人男性の数値人体モデルを参考に決定した [10]. 人体モデルは無限に広がる大地の上に存在し, 胴体部の下端と大地の間隔を d とする. なお, 前述のとおり, 数メガヘルツ以下では人体組織のインピーダンスは空間と比べて非常に小さく, かつ誘電体自体の静電容量は定義できないため, 人体は完全導体で近似するものとした. また, 本論文で用いる人体モデルと成人男性モデルの静電容量はほぼ等しいことを確認しており, 例えば $d = 100 \text{ mm}$ のとき, それぞれ 60.38 pF , 60.07 pF となる. 送信機 (Tx) は

胴体の正面部分に配置し、胴体部の下端からの距離を p とする。受信機 (Rx) の配置位置は、左手首とし、腕部の先端から 200 mm の位置とした。また、左右の腕をそれぞれ前後に振る角度を α とする。なお、このような送受信機の配置は、加速度及び角速度センサを用いたモーションキャプチャや、脈拍データのモニタリングの用途で考えられる [11], [12]。本検討モデルの等価回路を、各導体を誇張して示すと、図 3 のようになる。このように、等価回路は送受信機それぞれの Top, Bottom 電極、人体、及び基準電位 (大地及び無限遠) の、合計六つの節点と、それらを接続する容量素子から構成されている。

本検討では、式 (1) における容量係数を求めるため、電極と人体の電位に関する境界値問題をガラーキンモーメント法 (MoM: Method of Moment [13]) によって数値的に解いた。電極及び人体の表面は四角形メッシュに分割した。電極の分割数は 16×16 とし、各方向にガウス求積の重み係数と同じ比率 [14]、すな

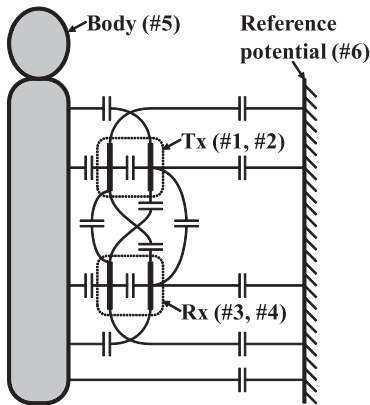


図 3 検討モデルの等価回路図
Fig. 3 Schematic of the model for investigations.

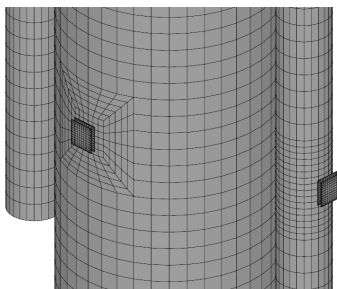


図 4 送受信機近傍における人体のメッシング
Fig. 4 Meshing of the body nearby the transceivers.

わち、エッジ部分で最も細くなるように分割した。胴体部の分割数は、軸方向に 85、周方向に 40 とし、各方向ともに一定の比率とした。腕部の分割数も同様に、軸方向に 35、周方向に 24 とした。ただし、図 4 に示すように、送受信機の近傍においてはメッシュを局部的に細かくし、電極の直下の部分を 4×4 分割できる程度とした。また、胴体と腕部を接続する細線導体は、左右それぞれ 5 分割とした。メッシュ上の基底関数については、付録にて詳しく述べている。

4. 等価回路パラメータと信号伝送特性

本章では、モーメント法により計算した等価回路パラメータ及び送受信機間の信号伝送特性について議論を行う。なお、準静電界を用いた人体通信では、高インピーダンスの素子を用いて信号を受信する機会が多いため [5]、本検討では送信電圧で規格化した受信開放電圧を用いて信号伝送特性を評価を行う。送信電圧と受信電圧は、式 (1) の右辺において、送信側の Top 及び Bottom 電極に逆符号の電荷を与え、その連立方程式を解くことで求めることができる。ただし、送信と受信を入れ換えた場合、電源から見た系全体のインピーダンスが異なる場合があるため、一般には相反とはならない。しかしながら、本論文では電極構造が同一であるため、送受を入れ換えても結果に大きな差異がないことを全ケースにて確認している。

4.1 腕の動きに対する依存性

図 5~図 8 に、送信機の位置を腹部 ($p = 960$ mm)、人体と大地の間隔を $d = 100$ mm とし、腕の角度を $-60^\circ \leq \alpha \leq 60^\circ$ の間で変化させた際の等価回路パラメータを示す。ここで、例えば Top-Bottom は

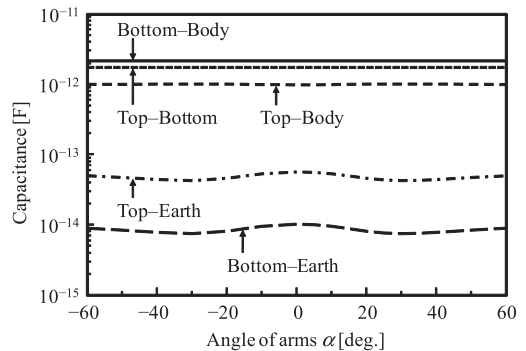


図 5 腹部の電極に関する等価回路パラメータ
Fig. 5 Equivalent-circuit parameters related to electrodes on abdomen.

Top 電極と Bottom 電極間の静電容量を示している。また、Body は人体、Earth は基準電位（大地及び無限遠）であり、Top と Bottom に付くプライム（'）は受信機の電極であることを表している。図 5、図 6 より、各電極と人体間の容量及び Top-Bottom 間の容量は、姿勢によってほとんど変化しないことが分かる。各電極が基準電位に対してもつ容量は姿勢によって若干変化しており、腹部の電極に関するものの方が変化が大きい。これは、腕を前に出すことで腹部の電極が若干覆われる形となるためと考えられる。一方、手首の電極が基準電位に対する容量は、大地との距離の変化が大きいにもかかわらずあまり変化していない。したがって、電極と基準電位の間において、大地との結合が支配的ではないことが分かる。送受信機の電極間の容量に関しては、図 7 に示すように、腕の動きとともに大きく変化している。 $\alpha = 20^\circ$ 付近の若干の落込みは、胴体と左腕の位置関係を考慮すると、左腕によ

る遮へいによるものと考えられる。つまり、電極間距離だけではなく、人体を含めた位置関係も直接結合の度合いを左右しているといえる。人体が基準電位に対してもつ容量に関しては、図 8 に示すように、姿勢に大きくは依存しないことが分かる。

続いて、図 9、図 10 に、送信機の位置を胸部 ($p = 1260 \text{ mm}$) に変えた場合の等価回路パラメータを示す。ここで、手首側の電極及び人体に関するものは図 6、8 とそれぞれほとんど同じ結果であるので省略する。図 9 に示すように、胸部の電極が基準電位に対してもつ容量は、やはり姿勢によって若干変化しているものの、変化量はあまり大きくはない。また、図 10 に示すように、送受信機の電極間の容量は、腕の動きとともに比較的大きく変化している。しかしながら、送信機が腹部にある場合（図 7）に比べて、その変化は小さい。これは、送受信機間の距離の変化が比較的小さいためと考えられる。

図 11 に、腹部-手首間及び胸部-手首間の信号伝送

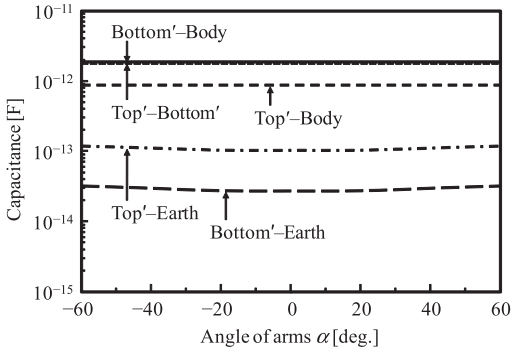


図 6 手首の電極に関する等価回路パラメータ
Fig. 6 Equivalent-circuit parameters related to electrodes on wrist.

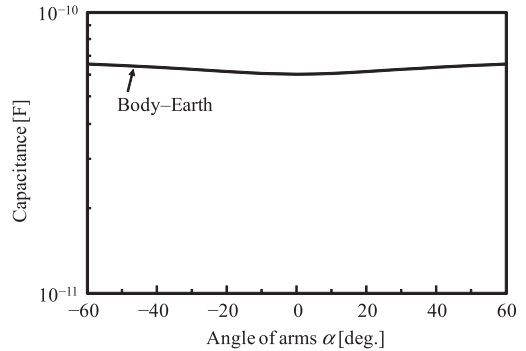


図 8 人体の等価回路パラメータ
Fig. 8 Equivalent-circuit parameter of body.

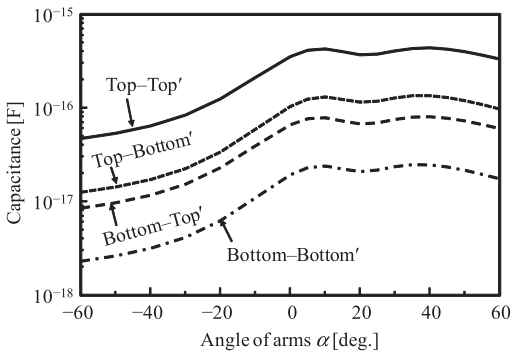


図 7 腹部及び手首の電極間の等価回路パラメータ
Fig. 7 Equivalent-circuit parameters between electrodes on abdomen and wrist.

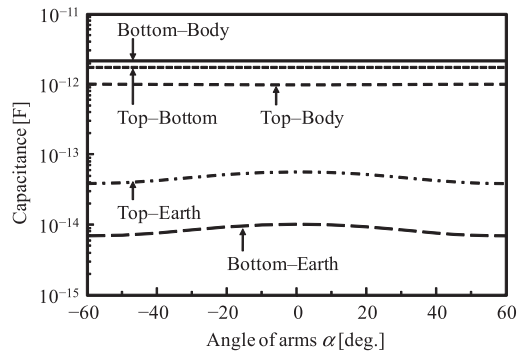


図 9 胸部の電極に関する等価回路パラメータ
Fig. 9 Equivalent-circuit parameters related to electrodes on chest.

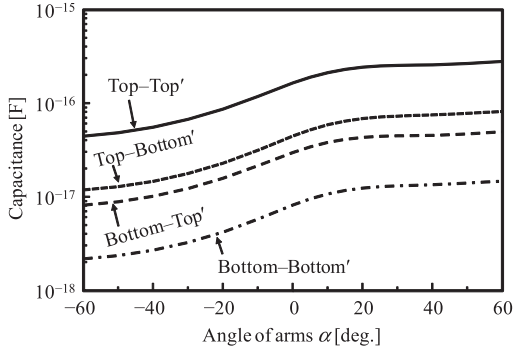


図 10 胸部及び手首の電極間の等価回路パラメータ
Fig. 10 Equivalent-circuit parameters between electrodes on chest and wrist.

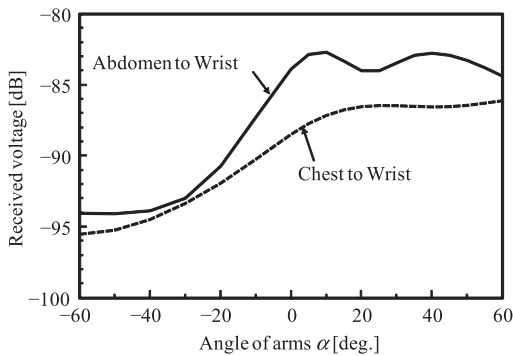


図 11 腹部-手首間及び胸部-手首間の信号伝送特性
Fig. 11 Signal transmission characteristics between abdomen and wrist, and between chest and wrist.

特性（送信電圧で規格化した受信電圧）を示す。図 11 における二つのカーブは、それぞれ図 7、図 10 のものと類似しており、信号の伝送における送受信間の直接結合の影響が大きいということが理解できる。また、腹部-手首間よりも胸部-手首間の方が受信レベルが安定しており、送受信機の装着位置が重要であることが分かる。なお、送受信間の直接結合の影響が大きいということは、送受信機同士の向きが重要であることを示唆している。そこで、腹部及び手首の送受信機を、共に $+x$ 方向を向くように配置して信号伝送特性を計算したところ、受信電圧はおよそ -95 dB から -70 dB の範囲で変動することを確認した。したがって、場合によっては 25 dB 若しくはそれ以上のダイナミックレンジを考慮する必要があるといえる。

4.2 送受信機の装着位置に対する依存性

続いて、送受信機の装着位置について議論を行う。図 12、図 13 に、腕の角度を $\alpha = 0^\circ$ 、人体と大地の

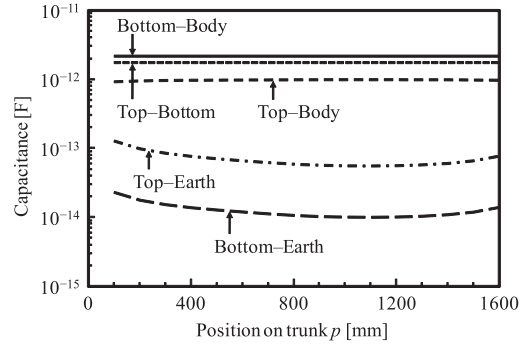


図 12 胴体の電極に関する等価回路パラメータ
Fig. 12 Equivalent-circuit parameters related to electrodes on trunk.

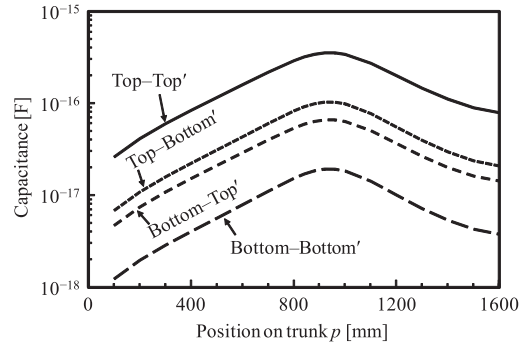


図 13 胴体及び手首の電極間の等価回路パラメータ
Fig. 13 Equivalent-circuit parameters between electrodes on trunk and wrist.

間隔を $d = 100$ mm として、胴体上の送信機の位置を $100 \text{ mm} \leq p \leq 1600 \text{ mm}$ の間で変化させた際の等価回路パラメータを示す。ここで、手首側の電極及び人体に関するものはほとんど変化しないため省略する。図 12 において、電極が基準電位に対してもつ容量は、胴体の両端部付近 ($p = 100 \text{ mm}$ 及び $p = 1600 \text{ mm}$) において高くなっている。これは、電極が人体に遮られる度合が人体の端部において小さくなることを意味している。また、当然ながら大地側 ($p = 100 \text{ mm}$) においては大地との結合により、基準電位に対する容量は若干大きい値になっている。一方、図 13 に示すように、送受信機の電極間の容量は、それらの間の距離が最も小さくなる $p = 940 \text{ mm}$ 付近で最も大きくなっている。

図 14 に、この場合の信号伝送特性を示す。胴体の両端においては、電極と基準電位間の容量が大きくなるため、若干大きい値になっている。しかしながら、 $p = 940 \text{ mm}$ 付近をピークとする傾斜が広範囲で続い

ており、全体的には送受信機間の直接結合 (図 13) の影響が大きいたことが分かる。

4.3 大地の影響

本節の最後に、大地の影響について議論を行う。図 15, 図 16 に、送信機の位置を胸部 ($p = 1260$ mm),

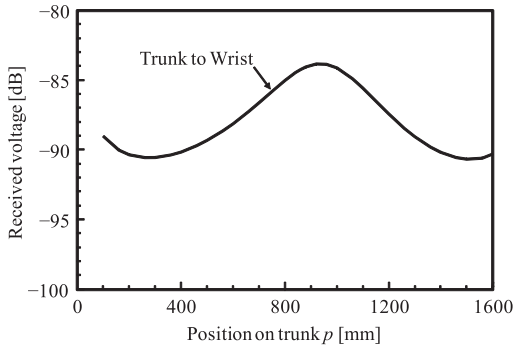


図 14 胴体-手首間の信号伝送特性

Fig. 14 Signal transmission characteristics between trunk and wrist.

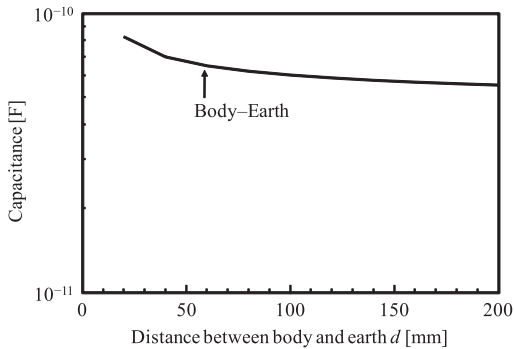


図 15 人体の等価回路パラメータ

Fig. 15 Equivalent-circuit parameter of body.

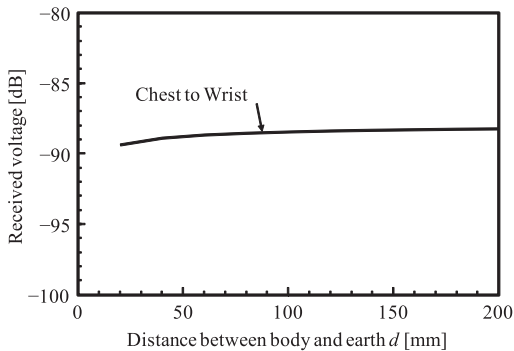


図 16 胸部-手首間の信号伝送特性

Fig. 16 Signal transmission characteristics between trunk and wrist.

腕の角度を $\alpha = 0^\circ$ として、人体と大地の間隔を $20 \text{ mm} \leq d \leq 200 \text{ mm}$ の間で変化させた際の等価回路パラメータを示す。ここで、人体と基準電位間の容量以外はほとんど変化しないため省略する。図 15 の範囲内においては、人体の容量は 1.5 倍程度しか変化していない。これより、人体はその大きさにより本質的に静電容量が大きく、足裏が多少大地に近接した程度では、大きな変化はないということがいえる。実際に、図 16 に示している信号伝送特性の変化量も、1 dB 程度と非常に小さなものであった。

5. FDTD 法による妥当性検証

最後に、本検討で行ったモーメント法解析の妥当性を裏づけるため、FDTD 法によっても信号伝送特性の計算を行った。解析領域の大きさは $1000 \text{ mm} \times 1000 \text{ mm} \times 2000 \text{ mm}$ とし、その周囲に 30 層の PML (Perfectly Matched Layer) を設けた。ただし、 $z = 0$ の面のみ、大地を模擬するため完全電気導体とした。送受信機を含む領域のセルサイズは解析領域中で最小の $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 1 \text{ mm}$ とした。人体を含む領域の最大セルサイズは、円柱の断面方向で $\Delta x = \Delta y = 2 \text{ mm}$ 、軸方向で $\Delta z = 10 \text{ mm}$ とした。PML 付近でセルサイズは最大の 20 mm とした。励振は、電流分布が一様の電流源を送信機の電極中央部に配置することで行った。電流源の波形は微分ガウシアンパルスとし、 200 MHz におけるスペクトルが -60 dB となるようにした。なお、モーメント法では静特性を求めているため、FDTD 法においても同様に静特性を求める必要がある。本論文では、PML の層数を 30 層としており、比較的低い周波数まで精度が確保されている [15]。よって、吸収境界部分から低周波成分を多く含んだ反射波が立ち上がる時間よりも、解析対象の電磁界が収束する時間の方が短い。本論文では、計算の継続時間を 307.2 ns で打ち切ることで、不要反射を取り除いた。

表 1 に、腕の角度を $\alpha = 0^\circ$ 、人体と大地の間隔を $d = 100 \text{ mm}$ 、胴体上の送信機の位置を腹部

表 1 モーメント法と FDTD 法により計算した信号伝送特性の比較

Table 1 Comparison of signal transmission characteristics calculated by MoM and FDTD.

	MoM	FDTD
Abdomen to Wrist	-83.86 dB	-83.54 dB
Chest to Wrist	-88.45 dB	-88.15 dB

($p = 960$ mm)あるいは胸部 ($p = 1260$ mm)とした場合の、モーメント法とFDTD法による信号伝送特性の計算結果を示す。腹部-手首間、胸部-手首間の両方において、モーメント法とFDTD法の差異は0.3dB程度である。したがって、本検討で行った数値解析は妥当なものであると判断される。

6. む す び

本論文では、準静電界を用いた人体通信チャンネルの等価回路パラメータ及び信号伝送特性を、送受信機の電極及び人体の電位に関する境界値問題をモーメント法により数値的に解くことで求め、それらの人体の姿勢及び大地の存在に対する依存性に関して検討を行った。まず、腕の動きに関して検討を行った結果、送受信機の電極間の静電容量が腕の動きにより大きく変化するため、信号伝送特性もそれに伴い大きく変動することを確認した。しかしながら、送受信機の装着位置によっては、送受信機間の距離の変動が少ないため、結合量の変動も比較的少なくなることを定量的に示した。したがって、送受信機の装着位置が重要であると結論づけた。また、電極が基準電位に対してもつ静電容量は、姿勢及び装着位置に多少依存し、場合によっては信号伝送特性に対する影響が少なからず現れることを確認した。これらは、回路基板が接地されていないウェアラブル機器の場合、必ず考えなければならないことであり、本論文ではそれらを定量的に明らかにすることができた。続いて、大地の影響について検討を行った結果、人体が基準電位に対してもつ静電容量は、人体と大地の距離が変化しても大きくは変動せず、したがって信号伝送特性に対する影響も非常に小さいものであることを確認した。更に、FDTD法によっても信号伝送特性の算出を行った結果、モーメント法とほぼ一致する答えを得ることができ、したがって本検討の数値解析が妥当であると確認できた。

今後は、送受信機の構造の改善や、電極が人体に接触した際に人体内部に流れる導電電流及びそれによる損失の考慮を行う予定である。

文 献

- [1] P.S. Hall and Y. Hao, *Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications*, Artech House, Norwood, MA, 2006.
- [2] Special Issue on Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications, *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol.57, no.4, pp.833–1016, April 2009.
- [3] T.G. Zimmerman, “Personal area networks: Near-field intra-body communication,” *IBM Syst. J.*, vol.35, no.3/4, pp.609–617, 1996.
- [4] K. Hachisuka, Y. Terauchi, Y. Kishi, K. Sasaki, T. Hirota, H. Hosaka, K. Fujii, M. Takahashi, and K. Ito, “Simplified circuit modeling and fabrication of intrabody communication devices,” *Sensors and Actuators A Physical*, A130–131, pp.322–330, April 2006.
- [5] A. Sasaki and M. Shinagawa, “Principles and demonstration of intrabody communication with a sensitive electrooptic sensor,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol.58, no.2, pp.457–466, Feb. 2009.
- [6] N. Matsushita, S. Tajima, Y. Ayatsuka, and J. Rekimoto, “Wearable key: Device for personalizing nearby environment,” *Proc. 4th Int. Symp. Wearable Comput.*, pp.119–126, 2000.
- [7] 多氣昌生, 鈴木敬久, 渡辺恭平, “電界カップリングによる人体通信機器に関する曝露評価,” *信学技報, EMCJ* 2007-47, Sept. 2007.
- [8] K. Fujii, M. Takahashi, and K. Ito, “Electric field distributions of wearable devices using the human body as a transmission channel,” *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol.55, no.7, pp.2080–2087, July 2007.
- [9] N. Haga, K. Saito, M. Takahashi, and K. Ito, “Proper derivation of equivalent-circuit expressions of intra-body communication channels using quasi-static field,” *IEICE Trans. Commun.*, vol.E95-B, no.1, Jan. 2012. (in press)
- [10] 長岡智明, 櫻井清子, 国枝悦夫, 渡辺聡一, 本間寛之, 鈴木保, 河合光正, 酒本勝之, 小川幸次, 此川公紀, 久保田勝巳, 金鳳洙, 多氣昌生, 山中幸雄, 渡辺敏, “日本人成人男女の平均体型を有する全身数値モデルの開発,” *生体医工学*, vol.40, no.4, pp.45–52, 2002.
- [11] T. Sakaguchi, T. Kanamori, H. Kataose, K. Sato, and S. Inokuchi, “Human motion capture by integrating gyroscopes and accelerometers,” *Proc. 1996 IEEE/SICE/RSJ Int. Conf. Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Syst.*, pp.470–475, Dec. 1996.
- [12] J. Kang, T. Yoo, and H. Kim, “A wrist-worn integrated health monitoring instrument with a tele-reporting device for telemedicine and telecare,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol.55, no.5, pp.1655–1661, Oct. 2006.
- [13] R.F. Harrington, *Field Computation by Moment Methods*, The Macmillian, New York, 1968.
- [14] M. Abramowitz and I.A. Stegun, *Handbook of Mathematical Functions with Formulas, Graphs, and Mathematical Tables*, Dover Publications, New York, 1972.
- [15] A. Taflove, *Advances in Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, Artech House, Norwood, MA, 1998.

付 録

メッシュ上の基底関数について

図 A.1 のように、点 a, b, c, d を頂点とする四角形メッシュ上において、二つの媒介変数 s, t を用いて位置 $\mathbf{r}(s, t)$ を以下のように指定するものとする。

$$\mathbf{r}(s, t) = (1-s)(1-t)\mathbf{a} + s(1-t)\mathbf{b} + st\mathbf{c} + (1-s)t\mathbf{d} \quad (\text{A}\cdot 1)$$

本解析では、 $\mathbf{r}(s, t)$ 上における基底関数 $\sigma(\mathbf{r})$ の値を

$$\sigma(\mathbf{r}) = \frac{1}{|(\mathbf{f} - \mathbf{e}) \times (\mathbf{h} - \mathbf{g})|} \quad (\text{A}\cdot 2)$$

となるように定義した。ここで、 $\mathbf{e}, \mathbf{f}, \mathbf{g}, \mathbf{h}$ は図 A.1 に示すとおりである。このように定義することで、観測点 \mathbf{r}' における電位 $\phi(\mathbf{r}')$ は、以下のように簡単に計算できる。

$$\phi(\mathbf{r}') = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int_0^1 \int_0^1 \frac{1}{|\mathbf{r}' - \mathbf{r}|} ds dt \quad (\text{A}\cdot 3)$$

ここで、 ϵ_0 は真空の誘電率である。なお、 s と t のうち、内側を選んだ方に関しては解析的に積分できるため、積分精度と計算時間の点でも都合がよい。また、細線導体上の基底関数としては、中心軸に沿った一様な分布とする、いわゆる細線近似の定式化を行った。

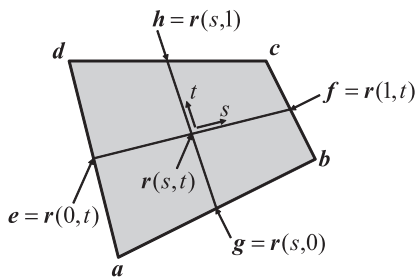


図 A.1 四角形メッシュ上における位置の媒介変数表示
Fig. A.1 Parametric representation of position on a quadrilateral mesh.

(平成 23 年 5 月 26 日受付, 9 月 9 日再受付)



羽賀 望 (学生員)

平 19 千葉大・工・都市環境システム卒。平 21 同大大学院工学研究科博士前期課程了。現在、同大・院・工学研究科博士後期課程在学中。人体通信に関する研究に従事。



齊藤 一幸 (正員)

平 13 千葉大学大学院博士後期課程了。博士(工学)。現在、千葉大・フロンティアメディカル工学研究開発センター・准教授。マイクロ波の医療応用及び人体と電磁波との相互作用評価に関する研究に従事。平 12 IEEE AP-S Japan Chapter Young Engineer Award, 平 16 本会学術奨励賞等受賞。平 12 日本学術振興会特別研究員。IEEE, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会各会員。



高橋 応明

平元東北大・工・電気卒。平 6 東工大大学院博士課程了。同年武蔵工大・工・電気・助手。同大講師を経て、平 12 東京農工大・工・電気電子・助教授。平 16 千葉大・フロンティアメディカル工学研究開発センター・准教授。衛星放送受信アンテナ, 平面アンテナ, 小形アンテナ, RLSSA, 環境電磁工学, 人体と電磁波の相互作用の研究に従事。工博。IEEE シニア会員。



伊藤 公一 (正員:フェロー)

昭 49 千葉大・工・電気卒。昭 51 同大大学院修士課程了。同年東工大・工・助手。昭 54 千葉大・工・助手, 平元同助教授, 平 9 同教授, 平 15 同大フロンティアメディカル工学研究開発センター教授, 平 18 同大・工・教授, 平 19 同大・院・教授となり、現在に至る。平 21 同大フロンティアメディカル工学研究開発センター長併任。主として、がん治療用マイクロ波アンテナ等の医療応用, 移動通信用小形アンテナ, 人体通信, ファントムを用いた人体と電磁波との相互影響評価の研究に従事。工博。著書「Handbook of Microstrip Antennas」(UK, 共著), 「Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications」(Artech House, 共著) など。現在, IEEE AP-S 論文誌編集委員及び Distinguished Lecturer. IEEE Fellow, AAAS, BEMS, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会, 日本シミュレーション学会等各会員。