

東京大学大学院新領域創成科学研究科  
人間環境学専攻

2019 年度

修士論文

人体通信の信号伝送経路の解析と評価

2020 年 2 月 5 日提出

指導教員 佐々木 健 教授 印

学籍番号 47186739

山本 健太郎

---

# 目次

第1章 序論.....	1
1.1 研究背景.....	2
1.2 人体通信.....	3
1.2.1 人体通信の通信方法.....	3
1.2.2 人体通信の形態による分類.....	3
1.3 従来の研究と実用化に向けた課題.....	5
1.4 本研究の目的.....	7
1.5 本論文の構成.....	8
第2章 人体通信による信号伝送の性質.....	9
2.1 はじめに.....	10
2.2 体内の電流と空間中の電界.....	11
2.3 電磁界解析を用いた先行研究と課題.....	12
2.3.1 Zimmerman による研究.....	12
2.3.2 電界強度分布に基づいた回路モデル.....	12
2.4 信号伝送路に基づいた等価回路モデルの必要性.....	13
2.4.1 電界と電流の繋がりからなる経路の検討.....	13
2.4.2 信号伝送路に影響を与える要素.....	13
2.5 先行研究における等価回路モデル.....	14
2.6 本章のまとめ.....	16
第3章 電磁界解析モデルの作成.....	17
3.1 はじめに.....	18
3.2 電磁界解析手法.....	19
3.3 電磁界解析モデルの概観.....	20
3.4 人体モデル.....	21

---

3.4.1	人体の電気定数 .....	21
3.4.2	詳細モデル .....	21
3.4.3	単純均一モデル .....	23
3.5	送受信機のモデル .....	24
3.5.1	送信機モデル .....	24
3.5.2	受信機モデル .....	27
3.6	本章のまとめ .....	28
第4章 単純均一モデルと実験による検証 .....		29
4.1	はじめに .....	30
4.2	送信機装着位置を変えた解析モデル .....	31
4.3	人体通信の実験による測定方法 .....	32
4.3.1	実験外観と計測方法 .....	32
4.3.2	一電極送信機と二電極送信機 .....	33
4.3.3	受信機 .....	34
4.4	解析と実験結果の比較 .....	35
4.5	本章のまとめ .....	36
第5章 送信機装着位置の影響 .....		37
5.1	はじめに .....	38
5.2	送信機装着位置を変えた解析モデル .....	39
5.3	一電極送信機使用時の装着位置の影響 .....	40
5.3.1	電界強度分布 .....	40
5.3.2	電界ベクトル分布 .....	43
5.3.3	受信電圧と送信機入力インピーダンス .....	47
5.3.4	区間ごとの電圧評価 .....	48
5.4	二電極送信機使用時の解析結果 .....	50
5.4.1	電界強度分布 .....	50
5.4.2	電界ベクトル分布 .....	53
5.4.3	受信電圧と送信機入力インピーダンス .....	57
5.4.4	区間ごとの電圧評価 .....	58
5.5	本章のまとめ .....	59

---

第6章 機器電極と人体の接触部分の影響 .....	61
6.1 はじめに.....	62
6.2 送信機電極面積を変えた場合 .....	63
6.2.1 解析モデル .....	63
6.2.2 一電極送信機使用時の解析結果 .....	65
6.2.3 二電極送信機使用時の解析結果 .....	71
6.3 受信機電極面積を変えた場合 .....	78
6.3.1 解析モデル .....	78
6.3.2 一電極送信機使用時の解析結果 .....	79
6.3.3 二電極送信機使用時の解析結果 .....	82
6.4 本章のまとめ.....	85
第7章 装着者の姿勢の影響 .....	87
7.1 はじめに.....	88
7.2 装着者の姿勢を変えた場合の解析モデル .....	89
7.3 一電極送信機使用時の姿勢の影響.....	90
7.3.1 電界強度分布 .....	90
7.3.2 電界ベクトル分布 .....	92
7.3.3 受信電圧と送信機入力インピーダンス .....	93
7.3.4 区間ごとの電圧評価 .....	93
7.4 二電極送信機使用時の姿勢の影響.....	94
7.4.1 電界強度分布 .....	94
7.4.2 電界ベクトル分布 .....	96
7.4.3 送受信電圧比と送信機入力インピーダンス .....	97
7.4.4 区間ごとの電圧評価 .....	97
7.5 本章のまとめ.....	98
第8章 人体通信の信号伝送路 .....	99
8.1 はじめに.....	100
8.2 一電極送信機使用時の信号伝送路 .....	101
8.2.1 電界強度と電界ベクトルの分布を基にした信号伝送路.....	101
8.2.2 信号伝送路に含まれる要素.....	102
8.2.3 各条件の影響の定量的評価.....	103

---

8.3 二電極送信機使用時の信号伝送路と等価回路モデル .....	106
8.3.1 電界強度と電界ベクトルの分布を基にした信号伝送路 .....	106
8.3.2 信号伝送路に含まれる要素 .....	107
8.3.3 各条件の影響の定量的評価 .....	108
8.4 本章のまとめ .....	111
第9章 結論 .....	113
9.1 本研究で明らかになった知見 .....	114
9.2 今後の展望 .....	117
参考文献 .....	119
研究業績一覧 .....	125
謝辞 .....	127

# 第1章 序論

---

1.1 研究背景 .....	2
1.2 人体通信 .....	3
1.2.1 人体通信の通信方法 .....	3
1.2.2 人体通信の形態による分類 .....	3
1.3 従来の研究と実用化に向けた課題 .....	5
1.4 本研究の目的 .....	7
1.5 本論文の構成 .....	8

---

### 1.1 研究背景

通信機器の小型軽量化，高機能化によって腕時計型や眼鏡型など様々な形状と機能を持ったウェアラブルデバイスが開発され，これらのデバイスを装着しながら生活することは日常的となった．ウェアラブルデバイスは音楽データの再生，商品の購入，改札での清算等に伴うデータ通信にとどまらず，装着する人のバイタルデータを取得して健康維持に役立てるヘルスケア分野での応用も進んでいる[1][2]．これらの機器の中にはスマートフォン等の携帯機器や他のウェアラブルデバイスと連携する機能を持つものも多く，それらの連携は主に無線通信で行われることが多い．このような人体周囲でのデバイス間無線通信を WBAN (Wireless Body Area Network)と呼ぶ[3][4]．ウェアラブルデバイスの高機能化が進む中，多数のデバイス間で通信ネットワークを形成し様々なデータを送受信することで機器の利便性は大きく高まる．WBAN 技術はそのようなネットワーク形成のための基礎技術として今後ますます需要が高まっていくと考えられる．WBAN の通信方式には Wi-Fi, Bluetooth, BLE (Bluetooth Low Energy), Zig-Bee などの種類があり，すでにウェアラブルデバイス等の通信方法として実用化されている．しかし，これらの通信で使用される周波数は Wi-Fi, Bluetooth 等で用いられる 2.4 GHz 帯を筆頭に，UHF (Ultra High Frequency) に分類される高周波であり，このような高周波信号に対して，人体は信号を吸収し通信の妨げとなりうる．ウェアラブルデバイスへの応用上人体の存在は無視できない要素であり，WBAN の技術的課題の一つといえる．一方で，人体が導電性と誘電性を持つことを利用し，UHF より低い周波数でデバイス装着者の身体を信号伝送路として利用する手法が提案されている．これが人体通信(Human Body Communication)である．

人体通信は WBAN を構成する無線通信技術の一つであり，信号の伝送路として人体を利用する手法である[5][6]．2012 年には IEEE (The Institute of Electrical and Electronics Engineers) が主に医療，ヘルスケア分野での WBAN の応用を見込み発行した規格 IEEE 802.15.6 において，人体通信の規格と定義が定められた[7]．ここで人体通信は推奨周波数 21 MHz，伝送速度 164kbps～1.3Mbps と規定されている．このような数十 MHz の信号が人体周辺に印加される場合，人体周囲に形成される電磁界のうち準静電界と呼ばれる電界が支配的となる[8][9]．準静電界は人体のごく近傍のみに分布し，人体から離れると距離の 3 乗に反比例して急速に減衰する．人体通信はこの準静電界の特性を利用し，人体のごく近傍の領域でのみ通信を行う．これは消費エネルギーの観点からいえば，人体周囲のみに強い電界が分布する程度のエネルギーで通信が可能ということであり，高周波信号を周囲の空間に伝播させる他の無線通信と比べ低消費電力であるといえる[10][11]．また，周囲の空間に漏洩する電界が弱いため盗聴や傍受が難しくなり，高いセキュリティ性が実現できる．日常的に身に着けるウェアラブルデバイスにとって低消費電力化による充電回数の低減は利便性の向上に直結する．また，バイタルデータなどの個人情報扱う上で高セキュリティ性は必須の条件である[2]．この 2 点に加え，人体通信では人の体が信号伝送路となるため，機器や他の装着者に触れる，または近づくことで通信が行われる．このような直感的な操作で通信を行うことができる特性は機器のユーザビリティを向上させる．

以上のような特性から人体通信はウェアラブルデバイスへの応用に適しており，デバイスの高機能化に伴って今後ますます注目される技術であるといえる．

## 1.2 人体通信

### 1.2.1 人体通信の通信方法

人体通信は送信機，受信機といった通信機器の電極を人体に接触，または近接させることで通信を行う。この際，電極の構造や通信の伝送メカニズムによって，大きく「電流方式人体通信(galvanic coupling)」と「電界方式人体通信(capacitive coupling)」の2つに分類される[12][13]。電流方式では電極を人体に接触させ，人体内部を流れる電流によって通信を行う。一方，電界方式では電極は人体に近接させていれば必ずしも接触させる必要はなく，電極によって励起され人体周囲の空間に分布する電界を通じて通信を行う。IEEE 802.15.6の規格内における人体通信の定義では電界を用いた通信を想定しているため，多くの人体通信の研究は電界方式に焦点を置いている。しかし，実際の人体通信では電極の接触や非接触にかかわらず体内の電流と空間の電界の双方が通信に寄与している。したがって，人体通信の通信メカニズムを検討する際は電流の流れと電界の繋がりについても考慮する必要がある。

### 1.2.2 人体通信の形態による分類

これまで人体通信を用いた様々な通信形態と応用例が考案されてきた。代表的な形態として以下の(a)，(b)，(c)に分類することができ，図 1-1，図 1-2，図 1-3 にそれぞれの模式図を示した。

(a)は一人のユーザーが装着した複数のデバイス間での通信である。この形態はユーザーの脈拍や体温といったバイタルデータを各々のデバイスで計測し，一つのデバイスに集約するといった個人の健康管理システムへの応用が考えられる。またスマートフォンからワイヤレスイヤホンへ音楽データを送る例なども考えられる[14][15]。

(b)はデバイスを装着した複数ユーザー間での通信である。握手によって名刺情報を交換するシステムや，音楽データを持つ人または機器を起点(送信者)として複数人間で音楽データを共有するシステムが考えられる[16][17]。

(c)はウェアラブルデバイスと外部の機器との通信である。デバイスを装着していれば手をかざすだけで通過できる自動改札や，認証データを持つデバイスを装着していればカギや端末をかざす必要がない施錠システムなどの応用が考案されている[18][19]。

このうち本研究では，(c)のユーザーが装着したウェアラブル送信機と外部の受信機との通信を対象とした。



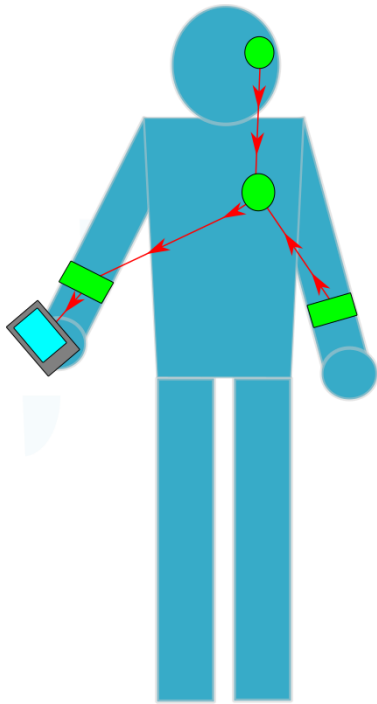


図 1-1 一人のユーザーが身に着けた複数のデバイス間での通信

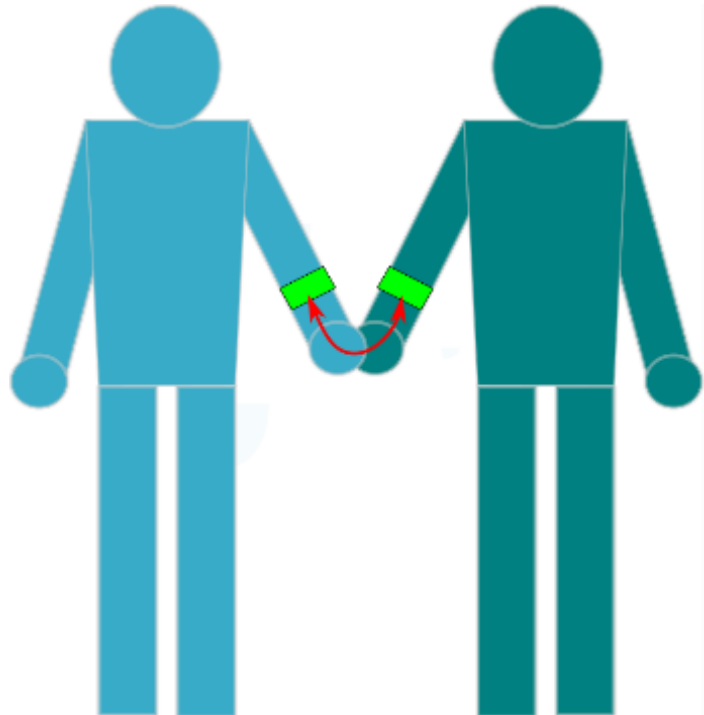


図 1-2 デバイスを装着した複数人での通信

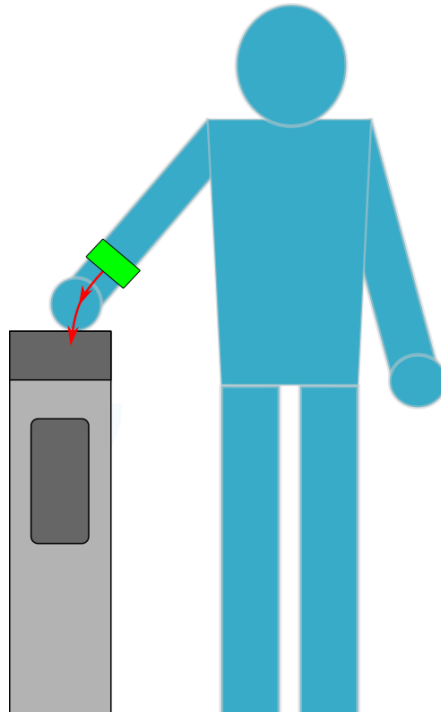


図 1-3 装着されたデバイスと据置型の機器との通信

## 1.3 従来の研究と実用化に向けた課題

人体通信は低消費電力、高セキュリティ、直感的操作という利点を持つが、他の無線通信と比較して実用化が進んでいるとは言い難い。これは、実際に機器を作るうえで重要なシステムの設計指針、すなわち応用先に適した機器形状や安定した通信を行える利用環境の条件等が十分に検討、確立されていないことが原因の一つである。このような設計指針を確立するためには、伝送に影響を与える要素の特定とその要素の寄与の大きさを十分検討し、現実の通信で起こっている現象を反映した通信モデルを構築することが必要である。汎用的な通信モデルが定まれば、モデル中で重要なパラメータを考慮し、重視する機能に従って機器の設計や利用形態の決定などを行うことができる。

人体通信の通信モデルに関して過去様々な研究が行われてきた。人体通信の研究は 1996 年の Zimmerman による研究報告から始まったとされ、この報告内でも簡易的な通信モデルが提案されている[20]。Zimmerman の報告は同一ユーザー上で人体に近接させた送受信機間の通信について扱っており、電界方式の人体通信に分類される。本報告では送信機から発された電界が床面や人体を通して受信機に到達する概念図(図 1-4)を示しており、その概念図を基にして回路モデルを提案している。この回路モデルではユーザーが立つ床面が通信系のグラウンドとして機能しており、以降の人体通信の研究ではこのモデルを基として床面や無限遠点を電氣的なグラウンドと見なしたモデルが複数提案されている[21][22][23][24]。しかし、これらのモデルは実際の電界分布や電流の流れを十分考慮しておらず、電界の強度や電気力線の繋がりといった詳細な分布の特性について検討していない。Sasaki らは実験と電磁界解析を用い、床面の有無が通信に与える影響が小さいことを示している[25]。これは床面を回路のグラウンドとするモデルが信号伝送に重要な要素を反映していないことを表しており、通信モデルの構築において従来と異なるアプローチが必要であることを示している。

通信モデルで重要なパラメータとなりうる要素の一つとして、人体に接触させる機器の電極数が挙げられる。電極数に関して、従来はウェアラブル送信機の一つの電極を人体に接触させ機器のグラウンド側電極を空中に浮かせる「一電極送信機」の使用が一般的であった。しかし、ウェアラブル送信機の電極数について実験による検討を通して、図 1-5 のように人体に接触する送信機の電極が二枚の「二電極送信機」の場合、一電極送信機の場合と比べて伝送特性が良好になることが報告されている[26][27]。しかし、電極数によって伝送特性が変化するメカニズムについては検討が不十分であり、電極数が通信に与える影響をより詳細に分析する必要がある。

機器の電極数だけでなく、機器の装着位置や装着者の姿勢など人体通信において考える基本的な条件によって通信の特性がどう変わるのか、どの要素が大きく影響するのかという個々の事象については様々な実験や解析が行われているが、設計指針を確立するためにはこれらを統一的に考慮する必要がある。

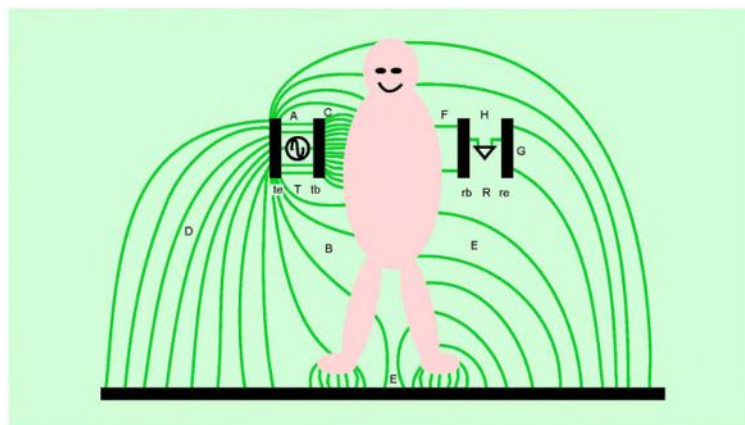


図 1-4 Zimmerman による電界分布の想像図 (Zimmerman, 1996 [20])

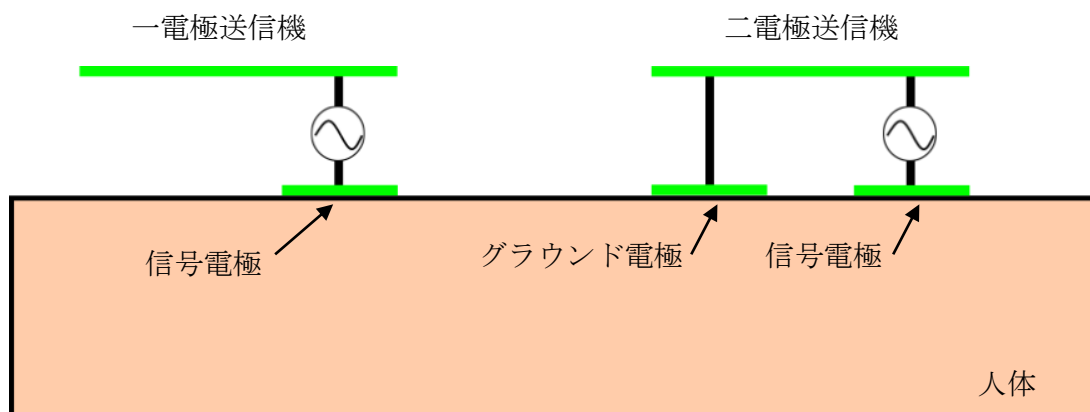


図 1-5 一電極送信機と二電極送信機の構造

## 1.4 本研究の目的

前節で述べたように、人体通信の技術的課題として電流や電界の分布を基にした通信モデルが十分に検討されていないことが挙げられる。実用的な通信モデルを構築するにあたって、機器の電極数や装着者の姿勢、通信距離といった基本的な条件が通信に及ぼす影響をパラメータの変化として表せるようなモデルが望ましい。そのためには、通信に影響を与える要素を特定し、その影響の大きさを評価する必要がある。過去の研究では、様々な条件の影響を統一的に評価する手段として有限要素法やFDTD法などの電磁界解析を用いているものがある[28][29][30]。人体通信で通信に寄与する電流と電界は測定用の外部機器の影響を受けてしまうため、実験的に測定するのが困難である。そのため数値シミュレーションによる電磁界解析は通信の特性を検討する上で有用な手段といえる。Fujiiらは二電極型送信機を用いたときの電界分布を電磁界解析から調べ、手の先など人体の先端部で電界が強くなることを報告している[31]。またHwangらは左手首から右手首へ信号を送る電磁界解析モデルを用いて、一電極型送信機と比較して二電極型送信機では体内を流れる電流が大きくなるが、信号伝送と逆向きに流れる無駄な電流も生じることを報告している[32]。しかし機器の電極数や形状による伝送の変化については人体腕部のみを模した単純形状モデルでの検討に限られ、人体を含む通信系全体の状況は考慮されていない。また、これらの研究では電界の強度分布の検討にとどまり、電気力線の繋がりや体内での電流の流れ方など、より詳細な通信時の状況は調べられていない。

電流の流れと電界の繋がりを詳細に検討することで、通信時の信号の伝送路を推測することができる。しかし、信号の伝送路について考察している研究は少ない。Nishidaらは二電極送信機使用時の場合について、電磁界解析を基に信号の経路を4つに分類することで等価回路モデルを考察している[33]。信号伝送路について検討することで電界の方向や強度を伝送路の繋がりや電気容量といった要素としてモデルに組み込みことができ、実用的な通信モデルの構築に役立つ。ただし、この研究では等価回路で考慮すべき要素について検討した上で回路全体のインピーダンス評価を行うにとどまり、モデルに含まれる各経路のパラメータについては十分に検討されていない。また、多くの電磁界解析を用いた研究では人体を単純な形状と均一な電気的特性をもつモデルで近似しており、実際の通信と比べた解析の妥当性が十分検証されていないことも問題である。

そこで本研究では、今まで十分に検討されていなかった信号伝送路を分析した上で、伝送路がもつパラメータについて検討する。この際、従来の単純な人体モデルとともに人体を詳細に再現した詳細なモデルを用い、実際の実験値と結果を比較することで電磁界解析の妥当性も検証する。

上記の目的を達成する上で、まず、過去の研究に倣って電磁界解析を用いることで機器電極数や装着位置といった条件を電界分布と電流分布の変化として検討する。さらに電界のベクトル分布を調べることで信号伝送路の形状を考察する。このような電磁界解析を様々な条件で行うことで人体通信における信号効率の範囲や伝送路に含まれる要素の変化を調べ、信号伝送路に含まれる要素が持つパラメータを検討する。

### 1.5 本論文の構成

第1章では、近距離無線通信の一つである人体通信について説明を行い、人体通信の特徴や分類と応用について述べた。また、人体通信に関する従来の研究と現在の課題について述べ、本研究の目的について説明した。

第2章では、人体通信の特徴についてより詳細に説明するとともに、本研究の目的を達成するために電磁界解析が必要であることを述べる。また、通信に影響を与える要素の検討にあたって信号の伝送路という観点が必要であることを説明し、以降の電磁界解析の方針について述べる。

第3章では、本研究で用いる電磁界解析手法について説明し、人体通信に影響を与える人体の組織とその電気定数について整理する。その上で、以降の解析で用いる人体モデルについて述べるとともに、解析用にモデル化した人体通信に用いる機器についても説明する。

第4章では、電磁界解析の妥当性を検証するために、いくつかの条件のもと実際の実験結果と解析による結果を比較する。また、簡略化した人体モデルと詳細な構造を持つ人体モデルを用いた解析結果についても比較し、以降の解析で用いる人体モデルの影響について述べる。

第5章では、人体通信の通信効率に影響を与える要素のうち、機器の装着位置について複数の条件で電磁界解析を行った結果について検討する。電界の分布や受信される電圧値などの結果から、機器の装着位置が信号伝送路の要素に与える影響について考察する。

第6章では、人体通信の通信に影響を与える要素として、人体に接触する機器の電極面積について複数の条件で解析を行い、解析結果を比較する。特に送信機の面積と受信機の変化した場合でそれぞれの影響を電界分布や受信電圧の値などから考察する。

第7章では、人体通信の通信効率に影響を与える要素のうち、装着者の姿勢と受信機の形状の影響について電磁界解析の結果から検討する。姿勢や受信機形状が変化することで影響を受ける信号伝送路の要素について考察し、受信電圧値の変化などから影響の大きさの評価を行う。

第8章では、第5章から第7章で検討した各条件によって影響を受ける経路の要素とその影響の大きさをまとめる。その結果から、一電極送信機使用時、二電極送信機使用時の二つの場合で信号の伝送路を提示する。その上で、信号の伝送路とそこに含まれる要素について第5章から第7章までの数値を用いた結果から定量的な影響を検討する。

第9章では、本研究で得られた知見をまとめる。

本論文は以上の内容で構成される。

# 第2章 人体通信による信号伝送の 性質

---

2.1 はじめに.....	10
2.2 体内の電流と空間中の電界.....	11
2.3 電磁界解析を用いた先行研究と課題.....	12
2.3.1 Zimmerman による研究.....	12
2.3.2 電界強度分布に基づいた回路モデル.....	12
2.4 信号伝送路に基づいた等価回路モデルの必要性.....	13
2.4.1 電界と電流の繋がりからなる経路の検討.....	13
2.4.2 信号伝送路に影響を与える要素.....	13
2.5 先行研究における等価回路モデル.....	14
2.6 本章のまとめ.....	16

---

## 2.1 はじめに

第1章で人体通信の通信方法として体内電流による「電流方式人体通信」と人体周囲に励起される電界を介する「電界方式人体通信」の二種類の分類があることを述べた。ただし、実際の様々な人体通信を厳密にこの二分類に当てはめることは難しく、電流と電界双方が通信に寄与している。したがって人体通信の信号伝送について考察するためには、電流と電界いずれの性質も考慮する必要がある。

本章では、機器電極の人体接触によって生じる電流と電界の性質と、通信における各々の要素の寄与について検討する。また、従来考えられていた Zimmerman のモデルを参考にした電界強度分布に基づくモデルの妥当性について検証する。これらの検討を通し、電流と電界双方を含む観点として信号伝送路を導入する。その上で、過去の研究で提案された人体通信の等価回路を基に、信号伝送路の検討にあたり考慮すべき要素について考察し、以降の電磁界解析の指針を述べる。

## 2.2 体内の電流と空間中の電界

人体通信では、電圧などの電気信号を発する機器の電極が人体に接触、または近接することで通信が行われる。その際、人体は導電性と誘電性を持つため、図 2-1 のように体内に電流が流れるとともに人体周囲に電界が励起される。従来の研究では、電流と電界のどちらを信号伝送に用いるかによって人体通信を「電流方式人体通信」と「電界方式人体通信」の二つのパターンに大別し、それぞれの形態で検討が行われていた[12][13][34]。電流方式では機器によって体内に流れる電流を信号伝送に用いるため、人体組織の影響が大きく周囲の影響が小さいとされている。一方電界方式では機器や人体近傍に励起される電界が伝送に用いられるため、電流方式と比較して周囲の影響を受けやすく、信号は不安定とされている[35]。この違いをより詳細に比較すると、電流方式では通信経路となる人体の導電率が大きく影響し人体組織の持つ電気抵抗の大きさによって通信の効率が変化する一方、電界方式では経路となる電界の影響が大きいため、人体の誘電率や周囲の物体との容量結合が通信効率に影響すると考えられる。また、電流方式での通信経路はおおむね人体の形状に一致すると考えられるが、電界方式での通信経路は電界の形状によって複雑な形状を取りうると考えられる。電流方式、電界方式に限定されずどちらの要素も考慮する場合、人体は導体または抵抗とキャパシタンスを含んだ素子と見なすことができ、人体周囲に分布する電界はキャパシタンスと見なすことができる。実用的な通信モデルを構築するためには、これらの抵抗やキャパシタンスが持つ電気定数をパラメータとして表現する必要がある。

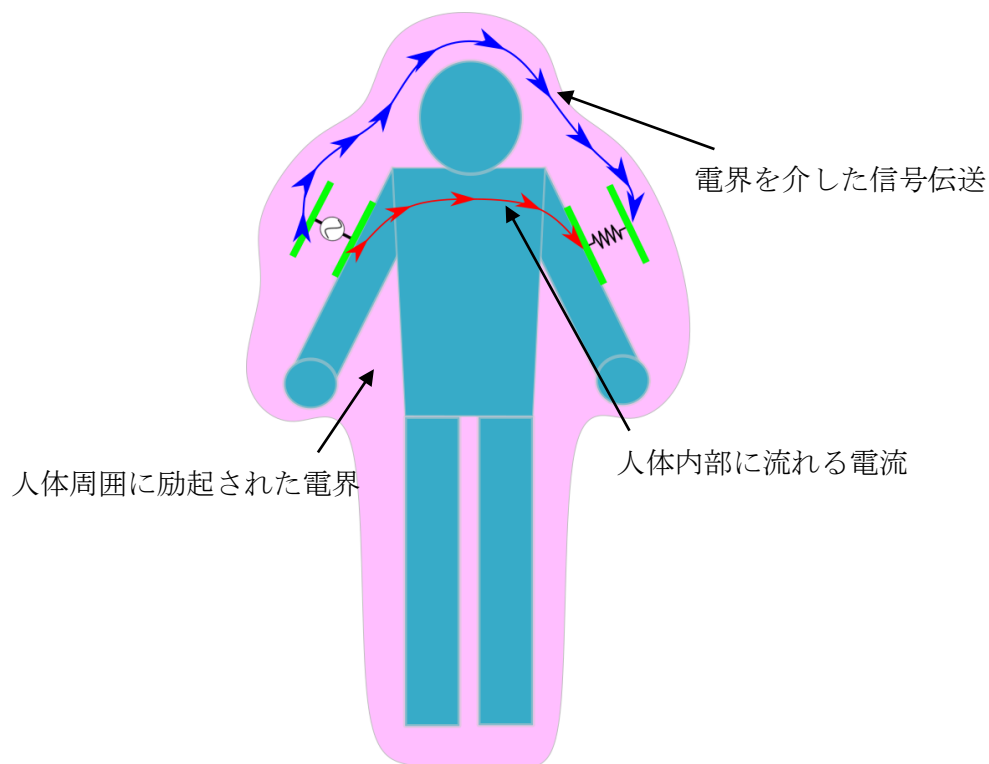


図 2-1 電流と電界による信号伝送の例



## 2.3 電磁界解析を用いた先行研究と課題

### 2.3.1 Zimmerman による研究

人体通信の研究は電界型人体通信に関する Zimmerman の報告から始まったとされる。本報告内では、機器によって励起される電界の想像図と、その図を基にした回路モデルが提案されている[20]。電界想像図(図 2-2)では人体や送受信機は全て電界を介して床面とつながっているため、回路モデルにおいて床面は回路全体のグラウンドと見なされており、通信効率に大きく影響を与える要素として考えられている。Zimmerman の報告以降、多くの人体通信の研究では装着者が立つ床面を通信系のグラウンドと見なしたモデルが提案されている。

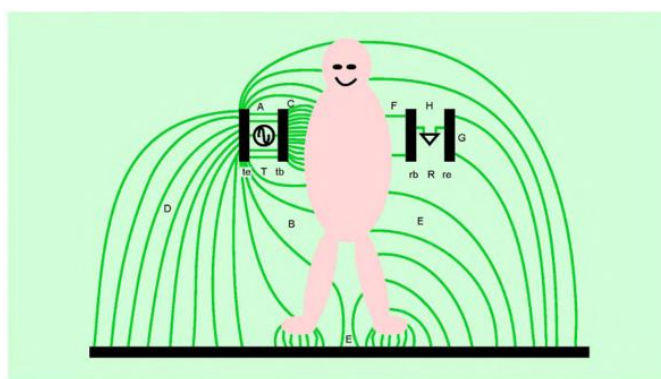


図 2-2 Zimmerman による電界分布の想像図 (Zimmerman, 1996 [20])

### 2.3.2 電界強度分布に基づいた回路モデル

人体通信の特性を検討する際、電磁界解析は有効な手段の一つである。人体周囲に励起される電界は実験によって測定することが困難であるため、多くの研究では数値シミュレーションによって電界の分布を解析し、通信に寄与する要素の検討を行っている。Xu らは腕を広げた人体モデルを用いて電界の強度分布を解析し、回路モデルを導出している[23]。Xu らの研究では、Zimmerman の想像図を基にしなが、床面だけでなく人体から十分離れた空間中の球面を電界が届く限界面とし、この面もグラウンドとして機能していると見なして回路モデルに含めている。このように、人体通信の研究では床面や無限遠点など外部の要素を電氣的なグラウンドと見なし、通信に大きく影響を与える要素として検討するのが一般的である。しかし Sasaki らにより、特にウェアラブル機器と外部機器との人体通信において、床面を通る経路の影響が小さいことが報告されている[25]。このことから、主な通信経路は床面を経由しない経路であることが推測され、従来の研究において前提とされていた通信経路は実際の信号伝送路を正しく反映しているとは言えない。これは、従来の研究が通信系全体の電界強度分布のみに着目し、実際の送受信に寄与する信号の伝送路を個別に検討していないことが原因であると考えられる。

## 2.4 信号伝送路に基づいた等価回路モデルの必要性

### 2.4.1 電界と電流の繋がりからなる経路の検討

2.3.2 節で述べたように、従来の人体通信の研究では電磁界解析で得られる結果のうち通信系全体の電界強度分布のみに着目し、送受信に直接かかわる信号伝送路について十分に検討されていなかった。そのような信号ごとの個別の伝送路について検討するためには、電界の強度だけでなく電界や電流の方向も考慮する必要がある。電気力線などで表される電界の方向をたどり、強度分布と合わせて考えることで信号が人体や機器のどの部分を通して伝送されているのか検討することができる。特に送受信にかかわる経路を求める場合は、送信機から受信機に至る電界の繋がりから信号伝送路を検討すればよいと考えられる。そのようにして得られた信号伝送路を考慮することで、従来のモデルより実際の通信状況を反映した人体通信の通信モデルが構築できる。

### 2.4.2 信号伝送路に影響を与える要素

送受信にかかわる信号伝送路は、送信機の電極から受信機の電極に至る経路と、受信機のグラウンドから送信機のグラウンドに戻ってくる経路に分けられる。以下では、送信機から受信機に至る経路をフォワードパス、受信機から送信機に戻ってくる経路をリターンパスと呼ぶ。フォワードパスとリターンパスを構成する要素として、人体の持つ抵抗や電極間の容量結合など様々な要素が考えられる[25][36]。Nishida らは、二電極型送信機使用時の人体通信の信号経路を構成する要素として以下の要素を挙げている[33]。

フォワードパスを構成する要素として「送信機出力インピーダンス」、「送信機信号電極と人体皮膚の接触部分のインピーダンス」、「人体内部（腕部）のインピーダンス」、「送信機と人体間の容量結合によるインピーダンス」、「受信機電極と指先の接触部分のインピーダンス」、「受信機入力インピーダンス（受信電圧が観測される部分）」。

リターンパスを構成する要素として「受信機グラウンドと人体間の容量結合によるインピーダンス」、「人体内部（胴部）のインピーダンス」、「人体と送信機グラウンド電極の接触部分のインピーダンス」。

人体周囲に空間的な幅をもって分布している電界をいくつかの経路として考えるためには、上記の「送信機と人体間の容量結合」や「受信機グラウンドと人体間の容量結合」のように、電界がどこからどこへつながっているかで分類することが有効であると考えられる。よって本研究でも、電界の繋がり方によって経路を分類する方針をとることとする。これらの分類された要素は、部位によって様々なインピーダンスを持つと考えられる。人体内部を通る要素は皮膚や筋肉、脂肪などの体組織が持つ電気定数に依存したインピーダンスを持ち、空間中の容量結合を介する要素は回路中のキャパシタのように作用し、リアクタンス成分のみを持つと考えられる。

## 2.5 先行研究における等価回路モデル

本研究で対象とする手首にウェアラブル送信機を装着し外部の受信機に触れる形式の通信について、Nishida らにより研究が行われている[33]。この研究では、特に二電極型送信機を用いた場合について、人体通信の経路を図 2-3 のような分布で想定し、経路に含まれる要素を分類している。図 2-3 中で述べられている要素について、詳細な説明は以下の通りである。

- $Z_{TX\_out}$  : 送信機出力インピーダンス
- $Z_{skin}$  : 送信機電極と人体皮膚の接触部分のインピーダンス
- $Z_{electrode}$  : 送信機二電極間の腕部中インピーダンス
- $Z_{arm}$  : 通信経路中の送受信機間の腕部中インピーダンス (指先側と肩側の2種類存在)
- $Z_{arm\_body}$  : 送信機を挟んだ腕部と胴体間の空間中の容量結合によるインピーダンス
- $Z_{arm\_RX}$  : 腕部と受信機グラウンド間の容量結合によるインピーダンス
- $Z_{RX\_skin}$  : 受信機電極と指先の接触部分のインピーダンス
- $Z_{RX\_body}$  : 受信機グラウンドと胴体間の容量結合によるインピーダンス
- $Z_{body}$  : 胴体中のインピーダンス
- $Z_{RX}$  : 受信機入力インピーダンス

Nishida らの研究は経路中に含まれるこれらの要素を分類しているが、二電極送信機以外の条件では上記と異なる経路、異なる要素になると考えられる。そこで本研究では、二電極送信機以外の電極条件も含めて上記の要素の再検討を行い、その上で各経路が持つ性質と通信効率に対する定量的な影響の評価を行う。

Nishida らの挙げた要素を参考に、その中から送信機と受信機の間での通信において特に重要であると考えられる要素として、

- ①電極と人体の接触部にかかわる要素( $Z_{skin}$ ,  $Z_{RX\_skin}$  に対応)
- ②送信機から受信機へのフォワードパスを構成する要素(指先側の  $Z_{arm}$  に対応)
- ③受信機グラウンドから送信機グラウンドへのリターンパスを構成する要素 ( $Z_{RX\_body}$ ,  $Z_{body}$ , 肩側の  $Z_{arm}$  に対応)

が挙げられる。これらは送受信される信号が通過する経路の要素である。よって以降行う電磁界解析では、上記の3要素の影響を定量的に分析できるような解析モデルの条件を設定する必要がある。

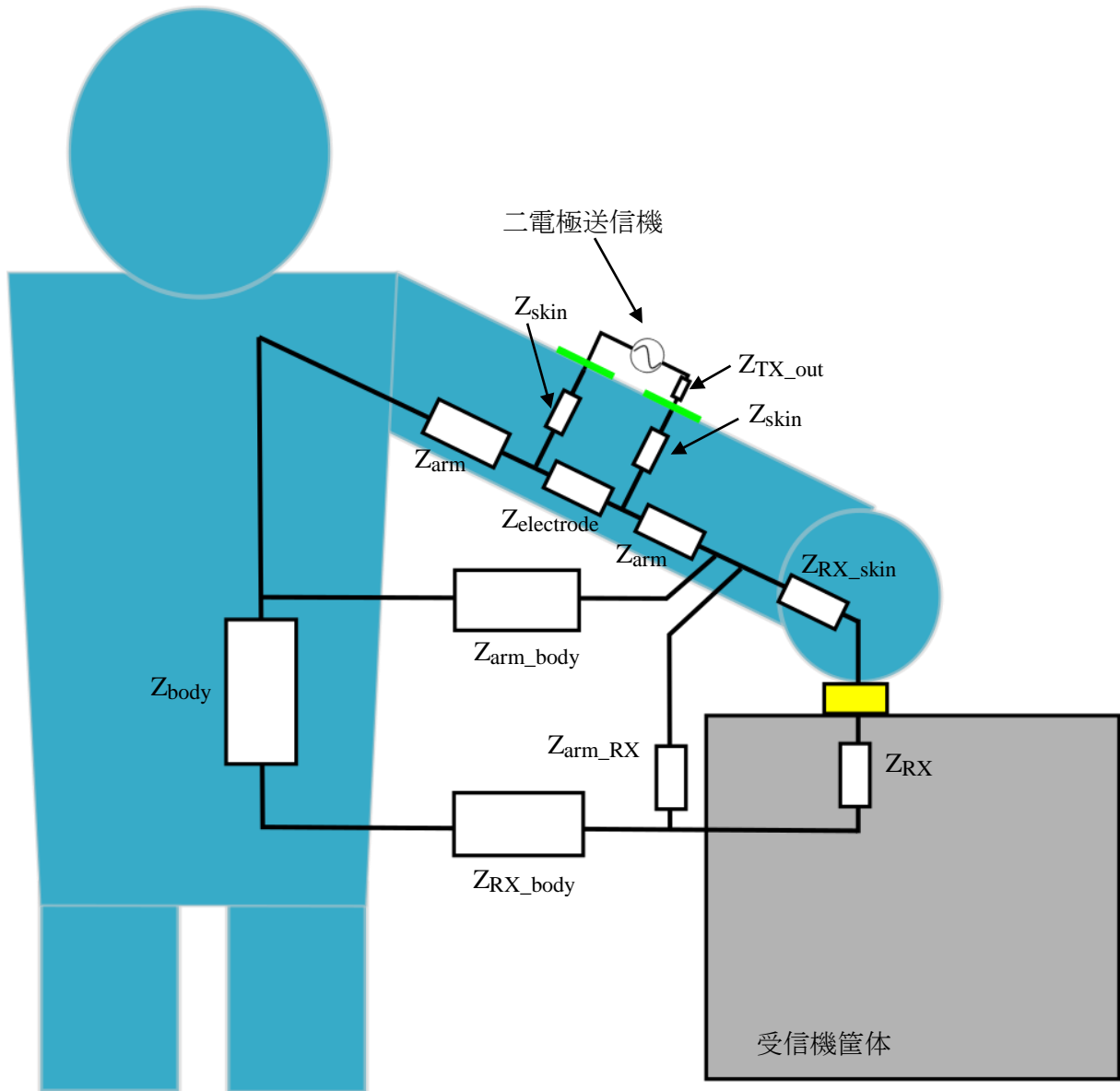


図 2-3 二電極送信機使用時の信号伝送路の例 (参考 : Nishida, 2018 [33])

## 2.6 本章のまとめ

本章では、まず人体通信の特徴について電流と電界それぞれの寄与の仕方から説明した。人体通信における電界の寄与について、従来前提として考えられていた Zimmerman モデルを基にした電界の繋がりが実際の通信を十分反映しているとは言えないことを説明し、電界強度のみを考える方針の問題点について述べた。従来の研究の問題点を踏まえ、実際の人体通信を反映したモデル構築のためには、電界の方向とつながりを考慮した信号伝送路の観点が必要であることを述べた。その上で、過去の研究を基に信号伝送路の検討にあたって考慮すべき要素を挙げ、要素ごとの影響を考慮した通信モデルを構築する方針を立てた。

## 第3章 電磁界解析モデルの作成

---

3.1 はじめに.....	18
3.2 電磁界解析手法.....	19
3.3 電磁界解析モデルの概観.....	20
3.4 人体モデル.....	21
3.4.1 人体の電気定数.....	21
3.4.2 詳細モデル.....	21
3.4.3 単純均一モデル.....	23
3.5 送受信機のモデル.....	24
3.5.1 送信機モデル.....	24
3.5.2 受信機モデル.....	27
3.6 本章のまとめ.....	28

---

### 3.1 はじめに

第2章で、人体通信の伝送メカニズムを検討する上で電磁界解析が必要であることを述べた。本章では、本研究で使用する電磁界解析手法である FDTD 法について述べ、解析対象となる通信状況をモデル化する。モデル化のため、通信に寄与する人体組織の電気定数について整理した後、使用する人体のモデルとして、均一な電気定数と単純な構造を持つ「単純均一モデル」と多様な人体組織を模し現実の人体に近い形状を持つ「詳細モデル」の2種類のモデルについて述べる。これらの人体モデルに装着するウェアラブル送信機や据置型受信機などの周辺機器についてもモデル化し、以降の章で行う電磁界シミュレーションのモデルについて説明を行う。

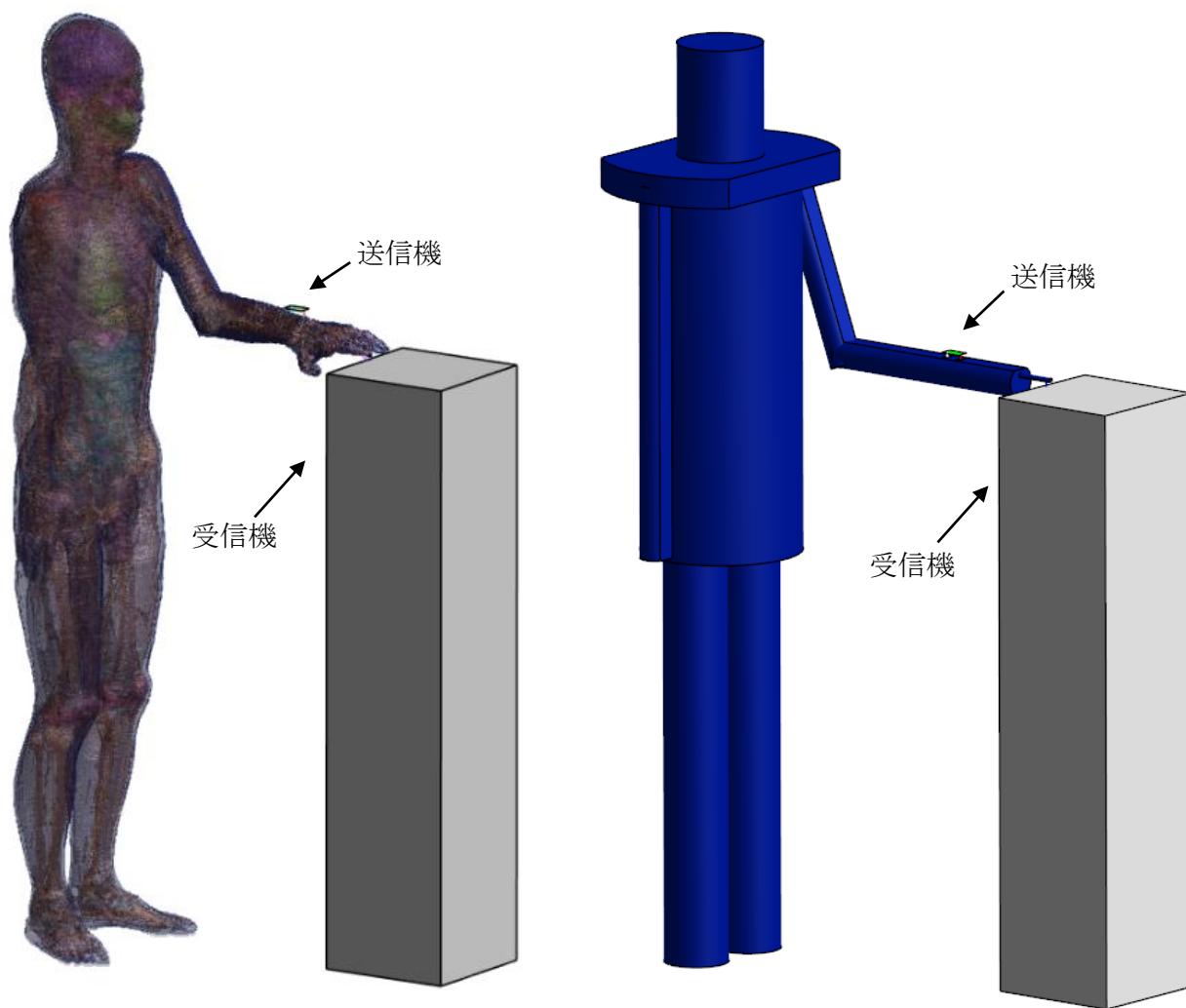
## 3.2 電磁界解析手法

第1章で述べたように、人体通信において推奨されている周波数は21 MHzであり、電磁波の波長は約14.3 mとなる。このような高周波かつ近距離での通信では、一般的な電波通信で考慮される遠方電磁界だけでなく通信系近傍で複雑に伝播する近傍電磁界も信号伝送に大きく影響する。そのため、人体通信における電磁波の伝播の様子を検討する際、信号源周囲の詳細な電磁場を解析できる計算手法が必要となる。そこで本研究では、電磁場解析の一手法であるFDTD法(Finite-difference time-domain method)を用いてシミュレーションを行った。FDTD法は解析空間をセルで分割し、セルの電界と磁界をマクスウェル方程式の差分方程式を解くことで時間的に更新していく計算手法である[37]。セルの大きさを調整することで着目する部分ごとに精度を設定でき、また各電気定数をパラメータとして設定することで人体などの誘電体を表現できるため、人体通信の解析に適した手法である[25][31][38]。本研究ではSPEAG社(スイス, チューリッヒ)が開発する電磁界解析ソフトウェア「SEM CAD X Matterhorn v17.0」を用いてFDTD法による解析を行った。



### 3.3 電磁界解析モデルの外観

本研究で使用する詳細モデルと単純均一モデルについて、外観を図 3-1 に示す。これらのモデルはいずれもウェアラブル送信機と据え置き型受信機との間の通信をモデル化したものであり、人体の左手で受信機に触れる体勢である。モデルの形状や電気定数などについては以降の節で詳細を述べる。



(a) 詳細モデル

(b) 単純均一モデル

図 3-1 電磁界解析モデル外観

## 3.4 人体モデル

### 3.4.1 人体の電気定数

人体通信は信号の伝送路となる人体の影響を強く受ける。そのため、電磁界シミュレーションのために人体通信のモデル化を行う際、人体の各組織の形状や電気定数を適切に反映した人体モデルを作成することが重要である。過去の研究から、人体通信において通信に寄与する主要な体組織として皮膚、脂肪、筋肉があげられている[39][40][41]。表 3-1 は本研究で検討を行う 21 MHz の電気信号に対する上記 3 組織の電気定数をまとめたものである[42]。表 3-1 を見ると、導電率が特に高い筋肉が最も電気信号が通りやすいことが推測される。このため過去の研究では、モデルの単純化のため皮膚と脂肪の要素を無視し、筋肉の電気的特性のみを持つ均一なモデルで電磁界解析を行っているものがある[27][28][36]。本研究では、そのような研究を踏まえた均一なモデルと、より複雑かつ多数の体組織を模した詳細モデルの二種類の人体モデルを用いて解析を行い、モデルの簡略化が解析結果に与える影響についても考察する。

表 3-1 21 MHz における各組織の電気的特性

組織名	比誘電率 $\epsilon$	導電率 $\sigma$ [S/m]
皮膚	201.3	0.296
脂肪	20.2	0.059
筋肉	107.9	0.645

### 3.4.2 詳細モデル

近年、ウェアラブルデバイスをはじめとした小型機器による人体周囲での無線通信（Body Area Network）が注目を集めており、このような通信が人体に与える影響や、逆に人体の存在が通信に及ぼす影響といった電磁波と人体の相互作用について解析する必要性が高まっている。そのような状況において電磁界解析は一つの有効な手段であり、解析用の数値人体モデルが多数開発されている。その例の一つとして、独立行政法人 情報通信研究機構 EMC グループにおいて日本人成人男性を模した数値人体モデル TARO が開発されており、本研究ではこのモデルを詳細人体モデルとして採用した。

本研究で採用した詳細人体モデルを図 3-2 に示す。本モデルは日本人成人男性の平均的体型を有しており、また MRI による解剖データを用いることで人体の複数の臓器を詳細に再現している。本モデルは表 3-2 に示す 51 種類の臓器からなっており、2 mm×2 mm×2 mm の立方体セルの集合で表現されている高精度な電磁界解析用人体モデルである。

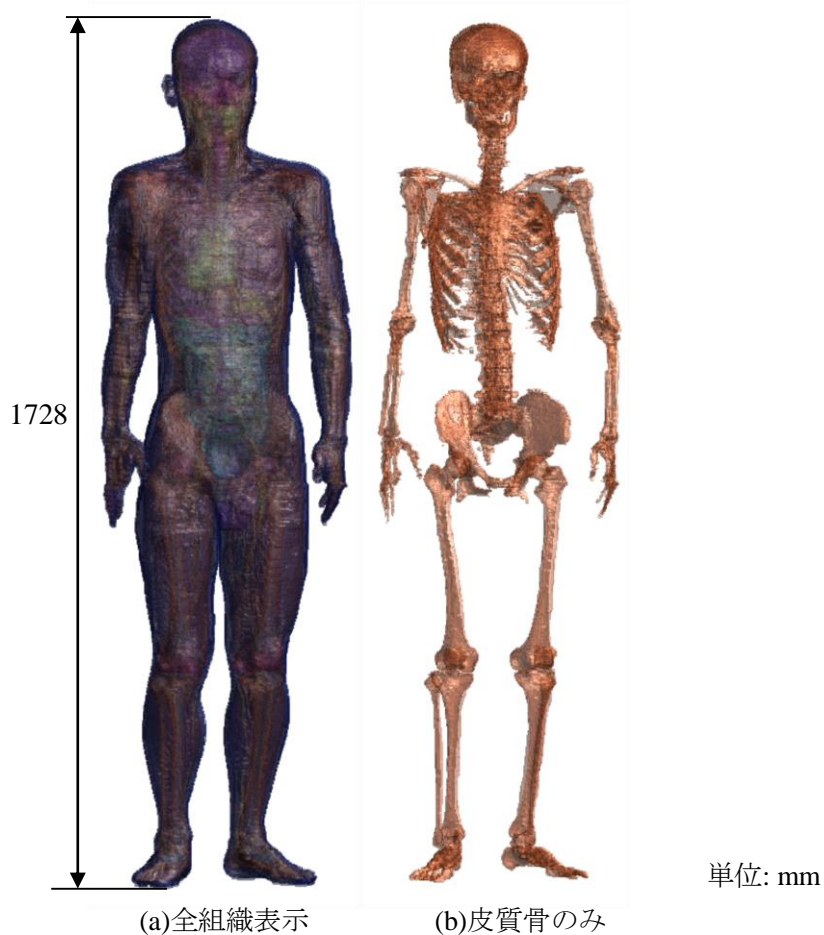


図 3-2 詳細モデル

表 3-2 詳細モデルの人体組織

小脳	舌	腎臓	睾丸	神経
脳脊髄液	白質	肝臓	甲状腺	皮膚
角膜	副腎	肺	気管	歯
眼球	膀胱	脾臓	尿	靭帯
灰白質	大腸	前立腺	体内空気	横隔膜
視床下部	大腸内容物	小腸	血液	精囊
水晶体	十二指腸	小腸内容物	皮質骨	海綿体
松果体	食道	胃	海綿骨	
下垂体	胆汁	胃内容物	軟骨	
唾液腺	胆嚢	脾臓	脂肪	
視床	心臓	腱	筋肉	

### 3.4.3 単純均一モデル

現実に近い状況を詳細にシミュレーションし、定量的な変化を解析するためには 3.4.2 節の詳細モデルのような高精度の人体モデルが必要になると考えられる。一方で電界の分布、電気力線の繋がりなど人体通信のごく基礎的かつ定性的な検討を行う際には、複雑な詳細モデルではなく単純なモデルで十分解析できる可能性がある。そこで詳細モデルとは別に、全ての部位が筋肉の電気定数を持つ単純形状のモデル（以下、単純均一モデル）を作成した。

図 3-3 は今回作成した単純均一モデルである。本モデルは頭、肩、胴体、左腕、右腕、左足、右足の 7 部位からなり、これらの形状は日本人成人男性の平均的な体系を考慮した寸法を持つ[43]。人体モデルの体勢は、据置型受信機（後述）の前で直立し、受信機に左手の指（直径 10 mm）で触れる体勢とした。

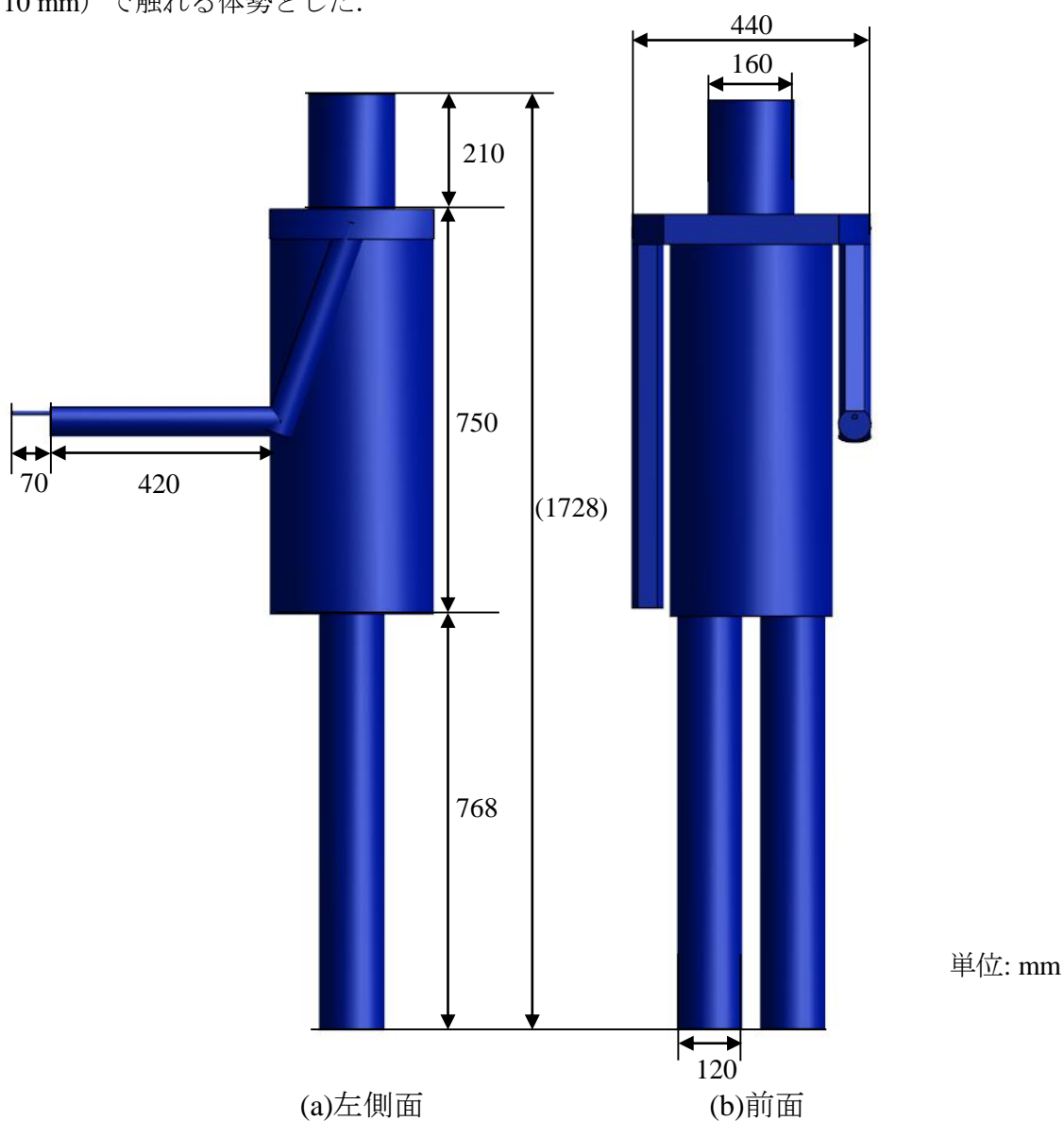


図 3-3 単純均一モデルの形状

### 3.5 送受信機のモデル

#### 3.5.1 送信機モデル

手首に装着するウェアラブル型送信機を図 3-4, 図 3-5 のようにモデル化した。図 3-4 のように一電極送信機は回路基板, 信号源, 信号電極の三部品から成る。回路基板(40 mm×24 mm) は厚さのない板としてモデル化し, 信号電極(8 mm×24 mm)は単純モデルでは厚さのない板, 詳細モデルでは厚さ 1mm で装着位置の皮膚に沿うシート状の板としてモデル化した。これらの部品の電気定数は金属部品を想定し電気抵抗を持たない完全導体とした。信号源は太さのない長さ 10 mm の直線としてモデル化し, 回路基板と信号電極をつなぐように設置した。信号源は内部抵抗 50 Ωをもち, 回路基板と信号電極の間に周波数 21 MHz, 振幅 2 Vpp の電圧信号を印加する。一方, 二電極送信機は図 3-5 のように一電極送信機のモデルに導線とグラウンド電極(8 mm×24 mm)を加えた形状である。回路基板, 信号電極, グラウンド電極, 導線はいずれも電気抵抗を持たない完全導体としてモデル化した。

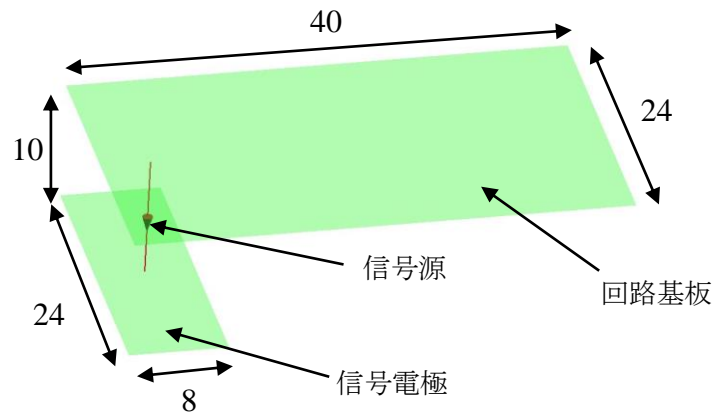


図 3-4 一電極送信機

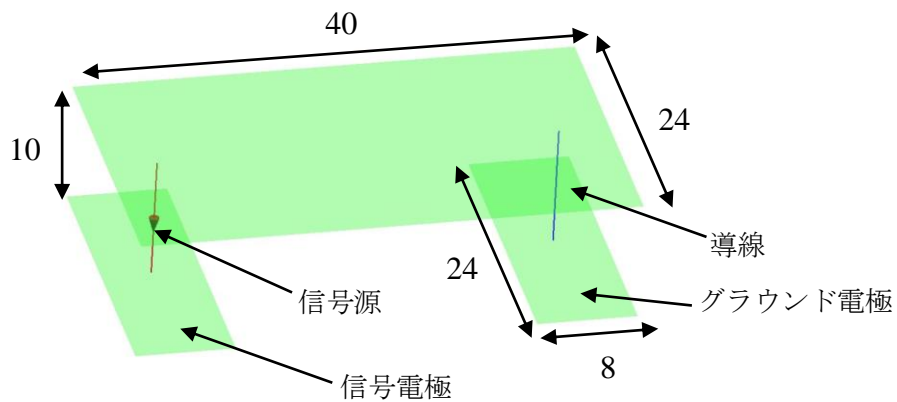


図 3-5 二電極送信機

単位: mm

詳細モデルと単純均一モデルそれぞれの左手首に送信機を装着した様子を図 3-6, 図 3-7, 図 3-8, 図 3-9 に示す. 図 3-4 と図 3-5 で説明した一電極型送信機, 二電極型送信機の形状を基本形とし, 図 3-6, 図 3-7 のように単純均一モデルに対しては形を変えず, 図 3-8, 図 3-9 のように詳細モデルに対しは電極部の厚さを 1mm として装着位置の皮膚に沿うシート状の板としてモデル化した. 実際に行うシミュレーションでは送信機の装着位置や電極の大きさなどの条件は複数用意し, 機器の条件が通信に与える影響を調べる. これらの説明は第 4 章以降で述べる.

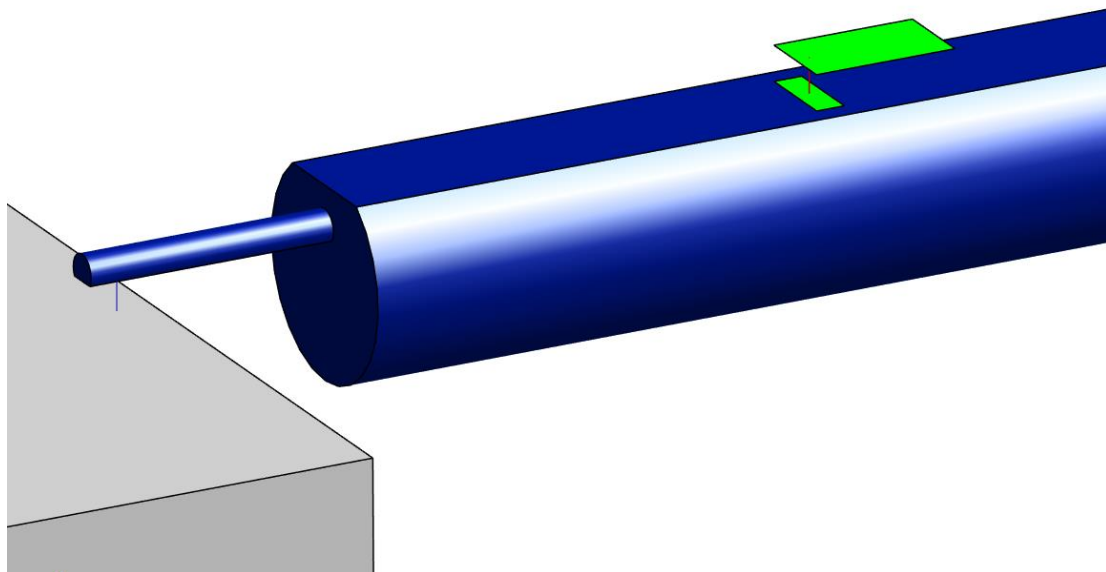


図 3-6 単純均一モデルにおける一電極送信機装着部分

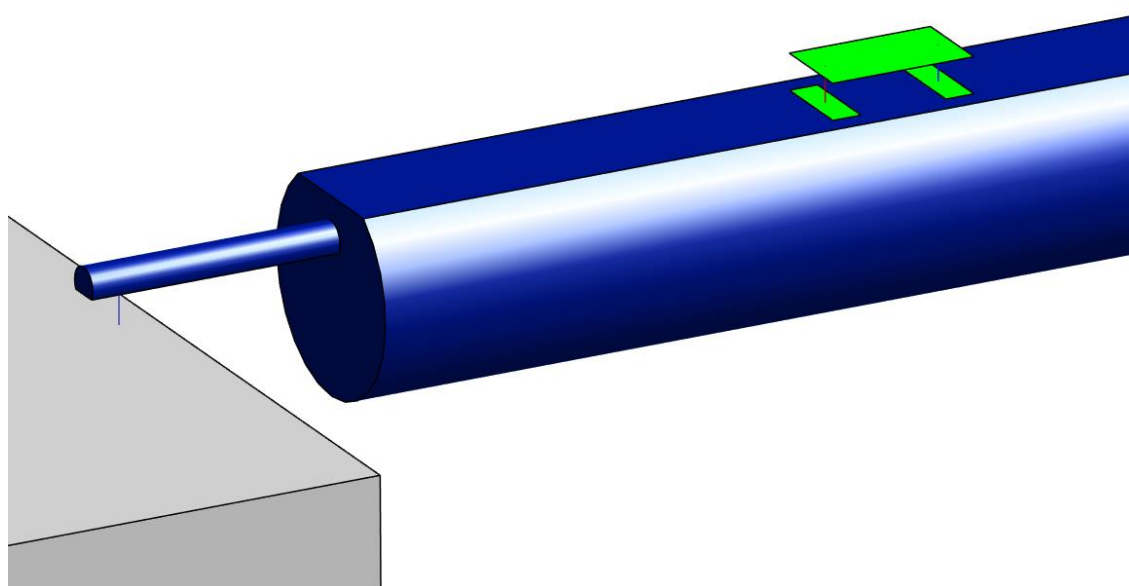


図 3-7 単純均一モデルにおける二電極送信機装着部分

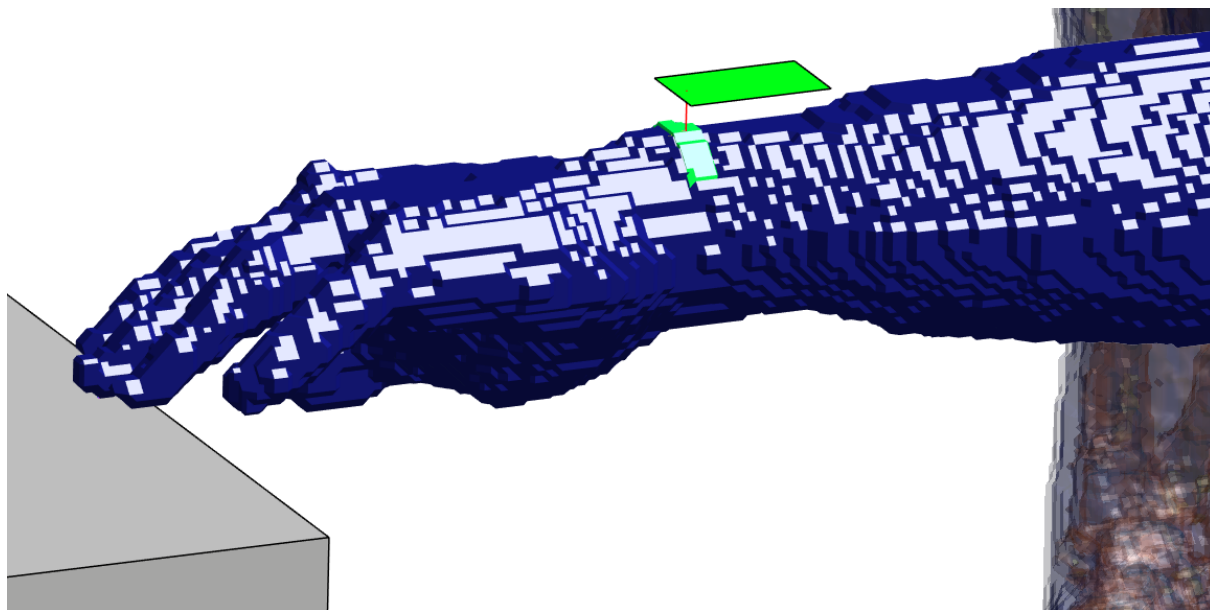


図 3-8 詳細モデルにおける一電極送信機装着部分

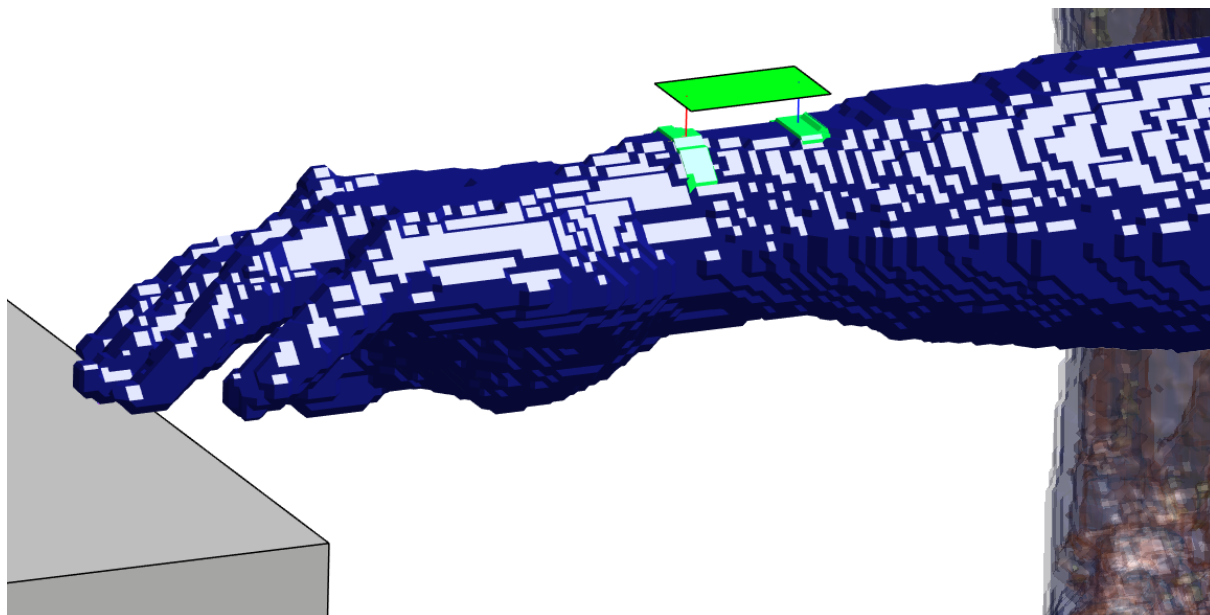


図 3-9 詳細モデルにおける二電極送信機装着部分

### 3.5.2 受信機モデル

詳細モデル，単純均一モデル双方で共通に使用する据え置き型受信機を図 3-10 のようにモデル化した．受信機は指で触れる受信電極と受信機筐体，抵抗からなる．受信電極部分を拡大した図を図 3-11 に示す．受信電極と筐体は金属製を想定し電気抵抗のない完全導体とした．抵抗は  $2000\ \Omega$ ，長さ  $10\ \text{mm}$  の太さの無い直線とし，受信機電極と受信機筐体をつなぐ位置に設置する．この抵抗は受信機の内部回路を想定したものであり，この抵抗で計測される電圧を通信の受信電圧として記録する．この際，受信機筐体は受信機全体のグラウンドとして機能する．

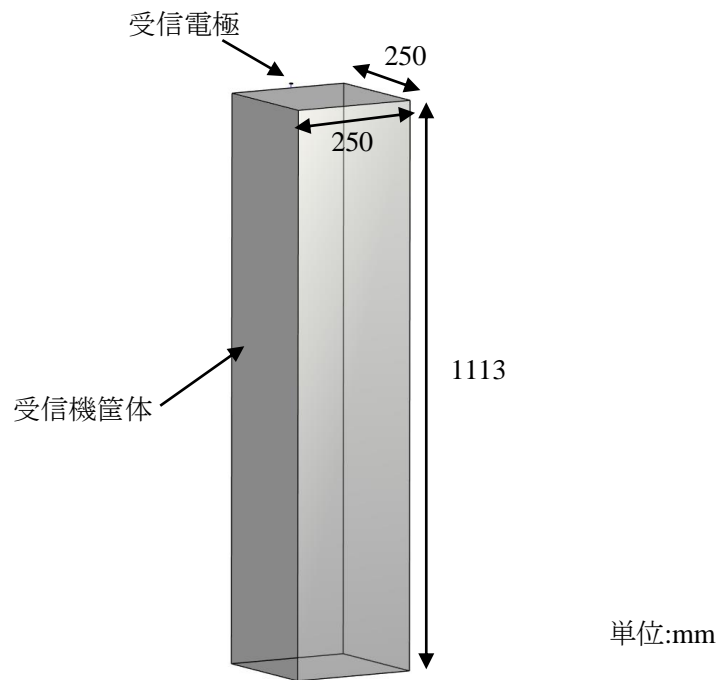


図 3-10 受信機全体のモデル

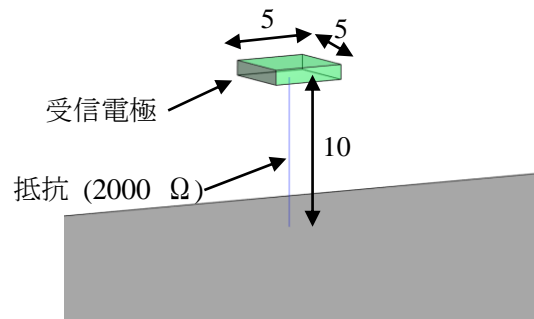


図 3-11 受信電極部分



### 3.6 本章のまとめ

本章では、まず本研究で使用する電磁界解析手法として FDTD 法を用いることを述べた。次に、人体通信のモデル化のため人体組織の電気定数を整理し、電気信号が通りやすい筋肉の電気定数を持つ「単純均一モデル」と多様な人体組織を模し現実の人体に近い形状を持つ「詳細モデル」の2種類について説明した。通信に用いる送信機や受信機などの機器についてもモデル化し、以降の章で行う電磁界シミュレーションのモデル全体について説明を行った。

# 第4章 単純均一モデルと実験による検証

---

4.1 はじめに.....	30
4.2 送信機装着位置を変えた解析モデル.....	31
4.3 人体通信の実験による測定方法.....	32
4.3.1 実験外観と計測方法.....	32
4.3.2 一電極送信機と二電極送信機.....	33
4.3.3 受信機.....	34
4.4 解析と実験結果の比較.....	35
4.5 本章のまとめ.....	36

---

## 4.1 はじめに

電磁界解析を用いる上で、シミュレーションが実際の通信をどの程度反映しているか検証することが必要である。

本章では、いくつかの条件の下で測定実験の結果と電磁界解析の結果を比較し、解析の妥当性を検証する。また、第3章で説明した単純均一モデルを用い、詳細モデル、単純均一モデル、実験値で送受信電圧比を比較する。これらの比較から、それぞれのモデルがどの程度通信の効率を再現できているのか検討する。

## 4.2 送信機装着位置を変えた解析モデル

モデルの種類による受信電圧の変化を比較するため、送信機の装着位置を変えたモデルを作成した。モデルは基本の装着位置(手首部分)から徐々に装着位置を肘側にずらしている。単純均一モデルでは図 4-1 のように、詳細モデルでは図 4-2 のように送信機信号電極の中心点から受信機電極の中心点の距離が 158 mm(手首の位置), 203 mm, 234 mm, 270 mm, 310 mm の 5 通りになるような 5 種のモデルを作成した。この 5 つの設置位置は、詳細モデルの腕部表面ができるだけ平面に近くなり接触させる電極の面積が大きく変わらないように選んだ点である。それぞれの距離において一電極型、二電極型の送信機を用いるため、単純均一モデルで 10 通り、詳細モデルで 10 通りの解析を行う。

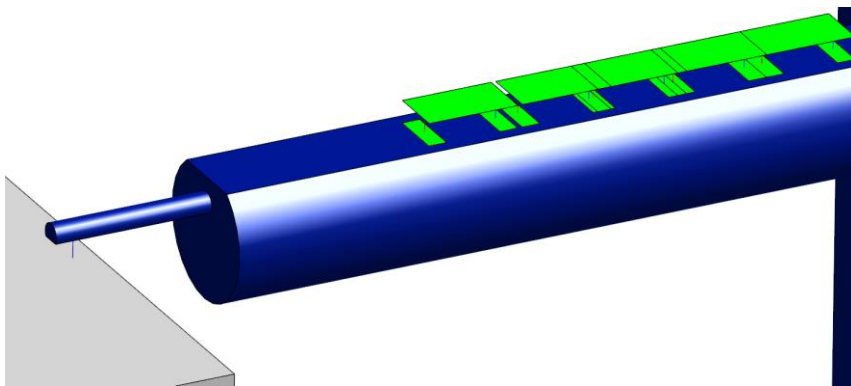


図 4-1 単純均一モデルでの送信機装着位置

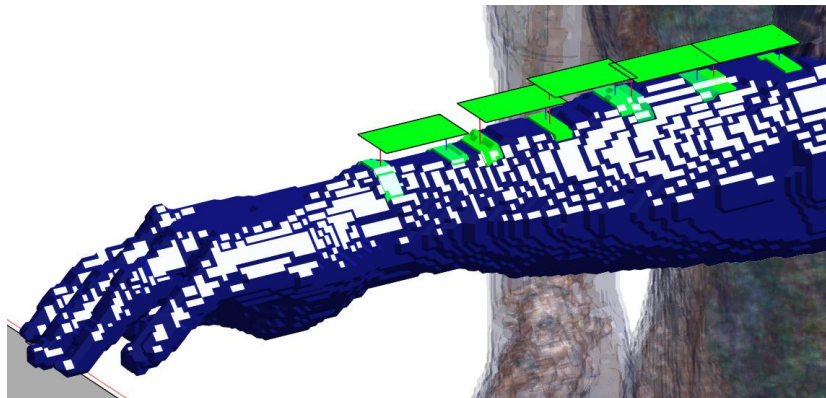


図 4-2 詳細モデルでの送信機装着位置

## 4.3 人体通信の実験による測定方法

### 4.3.1 実験外観と計測方法

図 4-3 に人体通信の測定実験の外観を示す。左手首に送信機を装着し、左手人差し指で受信機の電極に触れる。受信機にはオシロスコープが接続されており、受信される電圧が測定される。ここで、本実験で用いるオシロスコープはバッテリー駆動のものを用いた。ケーブルによって周囲の電源装置などの機器とオシロスコープを接続すると本来の信号伝送路の他に接続機器間の容量結合が形成されて正しい受信電圧が得られない。それを避けるため、バッテリー駆動型のオシロスコープを用いることとした。

本実験では、送信機を人体に装着した際の電極間の電圧（入力電圧  $V_{in}$ ）と受信機回路内の入力インピーダンスで計測される電圧（出力電圧  $V_{out}$ ）の振幅の比を取り、 $20\log(V_{out}/V_{in})$  [dB]を「信号減衰比」として記録する。

送信機と受信機の回路は次項以降で述べる。

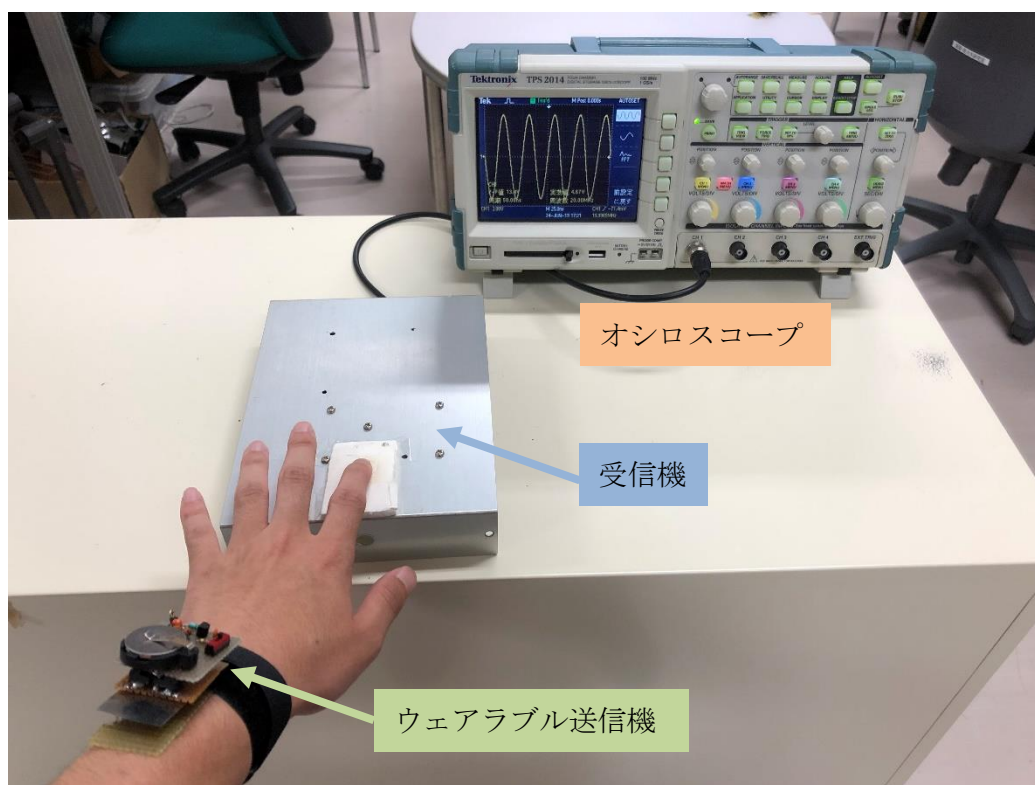


図 4-3 実験外観

### 4.3.2 一電極送信機と二電極送信機

図 4-4 にウェアラブル送信機の外観を示す。送信機は発振回路部と電極部からなり、発振回路は IEEE802.15.6 [20] で推奨される搬送周波数 21 MHz に近い周波数として周波数 20 MHz の正弦波を出力する。発振回路の回路図を図 4-5 に示す。電極部は図 4-6 のように一電極型と二電極型の二種類用意し、行う実験によって電極部を付け替える。

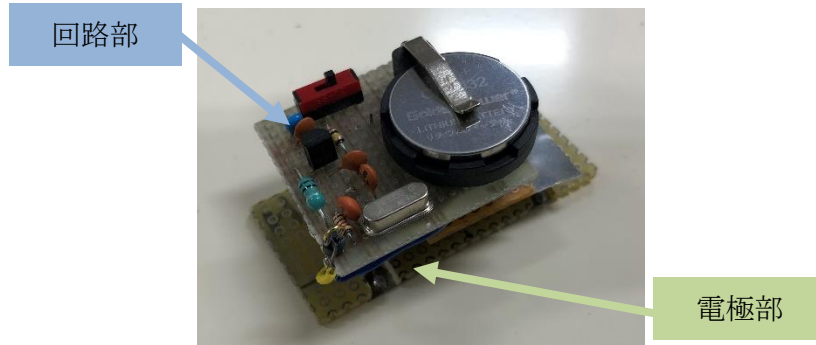


図 4-4 送信機外観

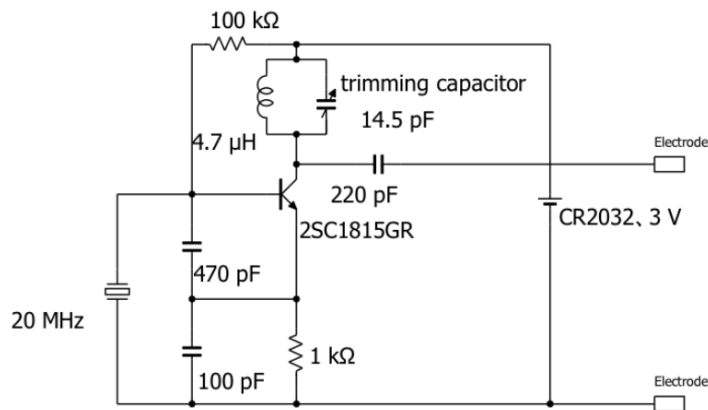


図 4-5 送信機発振回路

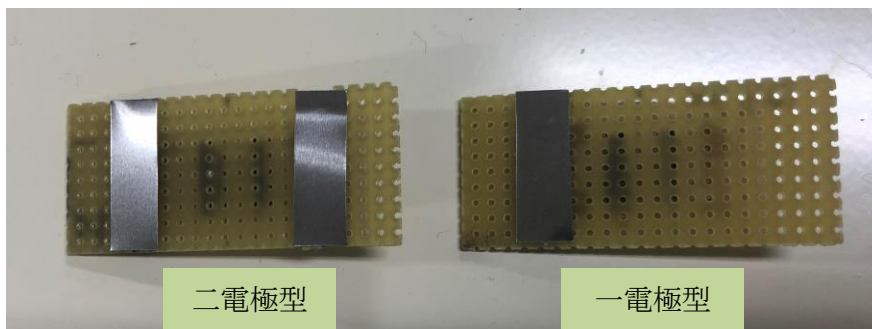


図 4-6 送信機電極部(人体接触部分)

### 4.3.3 受信機

図 4-7 に受信機外観を示す。受信機は指で触れる受信電極部と受信回路を格納する筐体部からなる。筐体部は金属でできており、受信機を設置する金属製台とともに受信機回路のグラウンドとして機能する。図 4-8 に受信回路の回路図を示す。受信回路は 20 MHz を受信するための入力インピーダンス、ハイパスフィルタ、バンドパスフィルタ、受信信号を 32 倍に増幅させる増幅回路から構成される。入力インピーダンスは 2000  $\Omega$  とした。この受信機を金属製の台の上に置き、実験を行った。

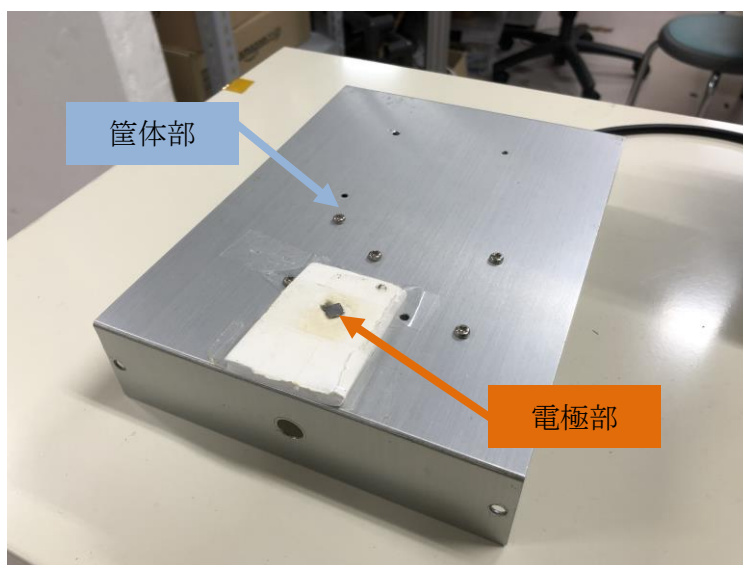


図 4-7 受信機外観

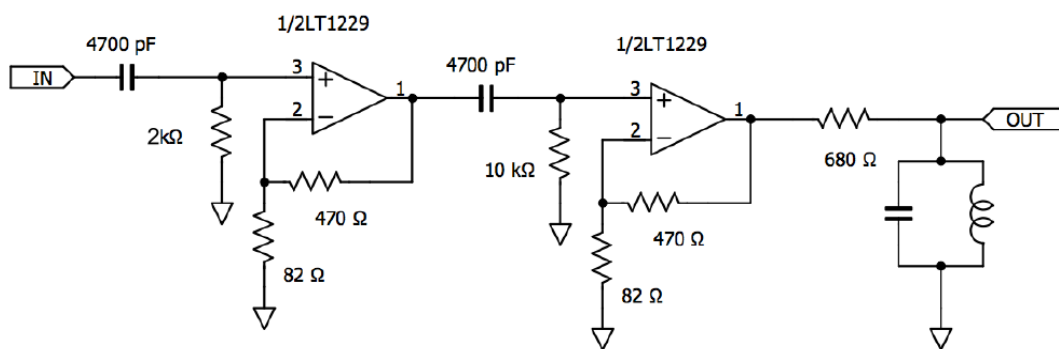


図 4-8 受信機回路

## 4.4 解析と実験結果の比較

図 4-9 と図 4-10 に、それぞれ一電極送信機、二電極送信機使用時の実験による測定値、単純均一モデルによる解析結果、詳細モデルによる解析結果のグラフを示した。

いずれの図からも、実験値と電磁界解析の結果の差は最大で 5 dB 程度であることが分かり、実験と近い値が得られている。また、実験値から送受信機間距離が増大すると信号減衰比が減少していくことが分かるが、詳細モデルでの電磁界解析でも同様の傾向が再現できている。一方単純均一モデルでは、信号減衰比の値は実験値と近い値であるが、送受信機間距離による変化の幅が実験値や詳細モデルより小さくなっている。これは、単純均一モデルが全身筋肉均一の電気を通しやすい性質であるため、送受信機間距離が増加しても信号経路のインピーダンスが大きく変化しないためだと考えられる。

以上の考察から、単純均一モデル、詳細モデルともに電磁界解析の結果は実際の通信の効率を再現できているが、機器の装着位置などの詳細な条件を変えてその影響を見る場合は詳細モデルを用いた方がよいと考えられる。

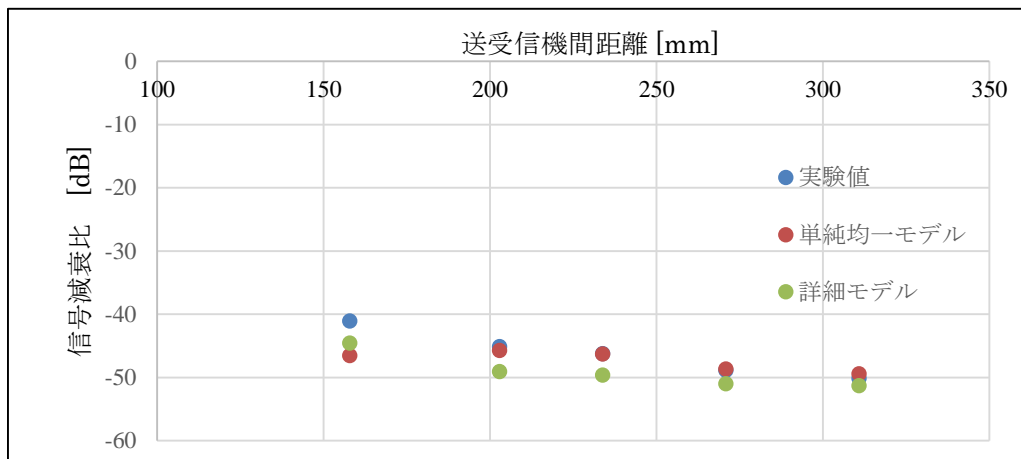


図 4-9 一電極送信機での信号減衰比の比較

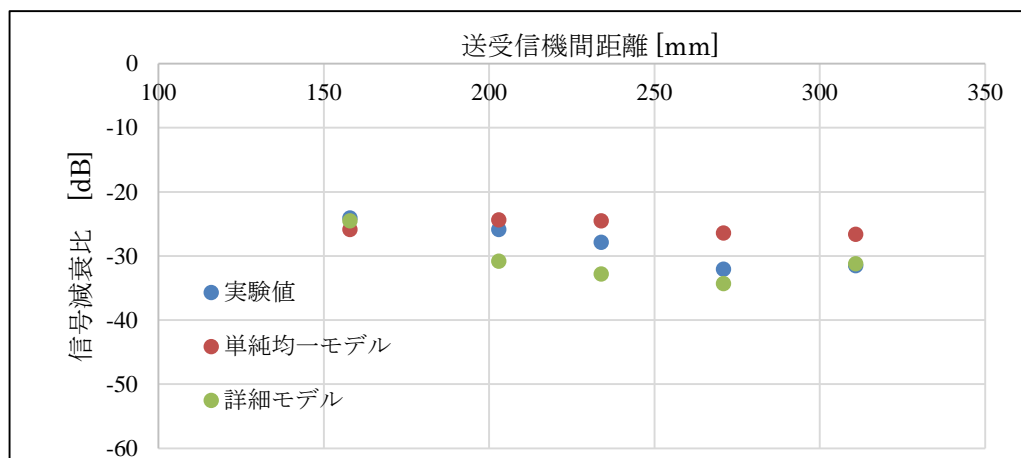


図 4-10 二電極送信機での信号減衰比の比較



## 4.5 本章のまとめ

本章では、電磁界解析の妥当性を検証するため実験による測定値と解析結果の比較を行った。また、モデルの種類が解析結果に及ぼす影響について調べるため、単純均一モデルと詳細モデルの結果の比較も行った。

解析結果から、単純均一モデル、詳細モデルいずれの場合でも信号減衰比の値は誤差 5 dB 以内で再現できていた。しかし、送受信機間距離を変えて変化の傾向を見た場合、単純均一モデルでは変化の割合が実験値より小さく、傾向が観察しにくくなっていた。よって以降の章で様々な条件を変えて通信特性の影響を検討する場合には、詳細モデルによる解析を行うこととした。

# 第5章 送信機装着位置の影響

---

5.1 はじめに.....	38
5.2 送信機装着位置を変えた解析モデル.....	39
5.3 一電極送信機使用時の装着位置の影響.....	40
5.3.1 電界強度分布.....	40
5.3.2 電界ベクトル分布.....	43
5.3.3 受信電圧と送信機入力インピーダンス.....	47
5.3.4 区間ごとの電圧評価.....	48
5.4 二電極送信機使用時の解析結果.....	50
5.4.1 電界強度分布.....	50
5.4.2 電界ベクトル分布.....	53
5.4.3 受信電圧と送信機入力インピーダンス.....	57
5.4.4 区間ごとの電圧評価.....	58
5.5 本章のまとめ.....	59

---

## 5.1 はじめに

本章では，人体通信の通信効率に影響を与えると考えられる要素として，「送信機の装着位置」を取り上げる．

まず，送信機の装着位置によって変化する信号伝送経路の要素について考察し，作成した電磁界解析モデルについて説明する．これらのモデルを用いた解析結果として受信電圧，電界の強度分布，電界のベクトル分布，経路中の一部区間の電圧等の情報を示す．

結果から，各条件の影響の大きさを信号伝送路を構成する要素に対応させて考察する．

## 5.2 送信機装着位置を変えた解析モデル

送信機から受信機への経路(フォワードパス)を構成する要素として、送信機の信号電極から受信機の電極へ至るまでの人体内部の経路が挙げられる。この経路の影響を調べるため、送信機の装着位置を変えたモデルを作成した。モデルは基本形の装着位置(手首部分)から徐々に装着位置を肘側または指先側にずらしてゆき、送信機から受信機に至る距離を変化させている。詳細モデルを用いて、図 5-1 のように送信機信号電極の中心点から受信機電極の中心点の距離が 158 mm(基本形の位置), 203 mm, 234 mm, 270 mm, 310 mm の 5 通りになるような 5 種のモデルを作成した。これらの距離は詳細モデルの腕部表面のうちできるだけ平面に近く接触させる電極の形状が距離によって大きく変わらない場所を選んだ。それぞれの距離において一電極型, 二電極型の送信機を用いるため, 10 通りの解析を行った。

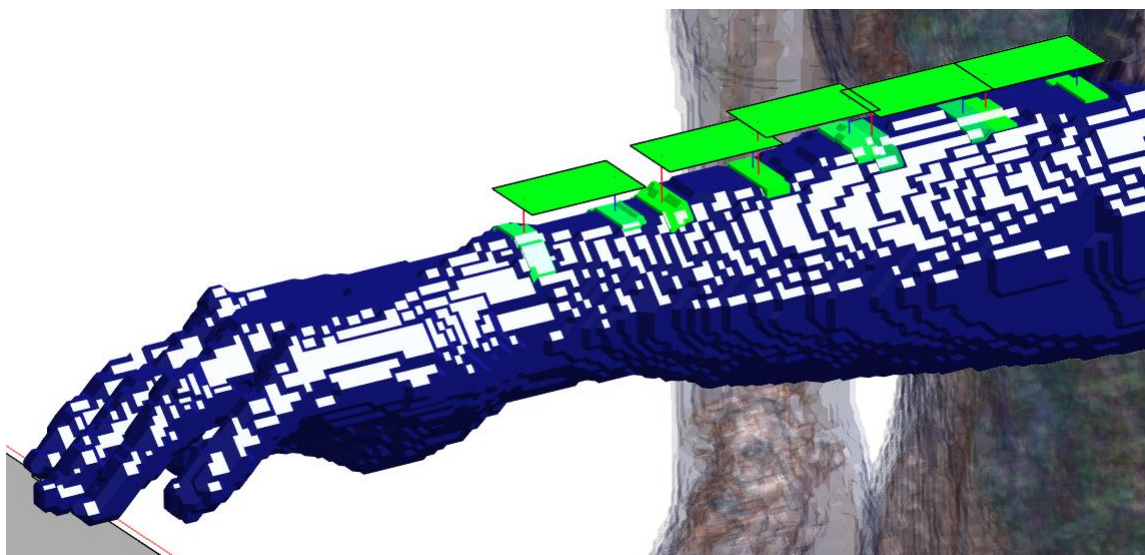


図 5-1 詳細モデルでの送信機装着位置

### 5.3 一電極送信機使用時の装着位置の影響

#### 5.3.1 電界強度分布

一電極送信機使用時に送信機の装着位置を変えたとき、電磁界解析による電界強度分布は図 5-2～図 5-11 のようになった。これらの図は左側面図、上面図いずれも送信機の信号源を通る断面での分布であり、強度の値は一周期での二乗平均値である。図 5-2 と図 5-3 から、一電極送信機では送信機を中心とし、電界が腕の上部に放射状に分布していることが分かる。この特性は図 5-4 から図 5-11 に見られるように装着位置を変えても変化しておらず、一電極送信機使用時では送信機と受信機筐体や人体胴部との距離による電界分布への影響は小さいと考えられる。

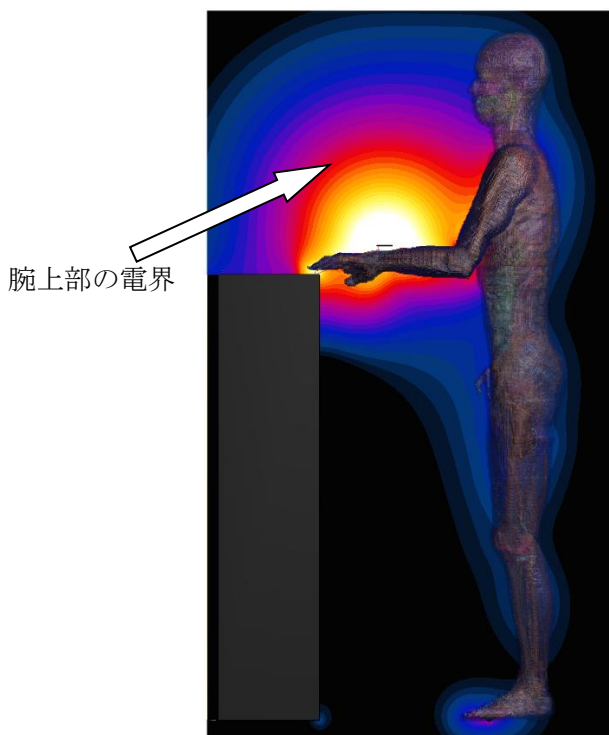
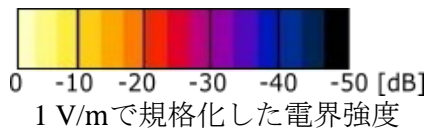


図 5-2 一電極送信機での電界強度分布  
(158 mm, 左側面)



図 5-3 一電極送信機での電界強度分布  
(158 mm, 上面)



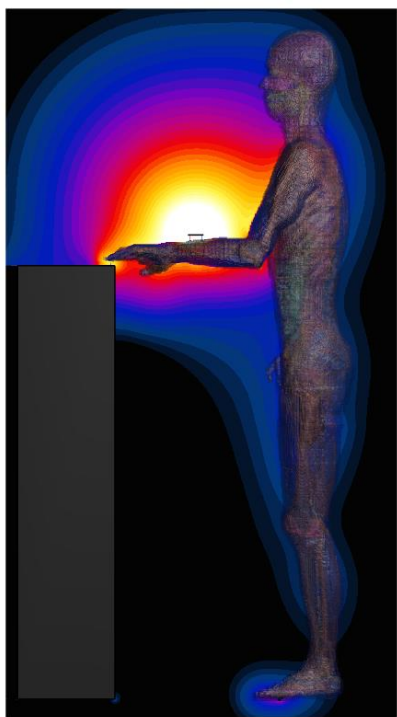


図 5-4 一電極送信機での電界強度分布  
(203 mm, 左側面)



図 5-5 一電極送信機での電界強度分布  
(203 mm, 上面)

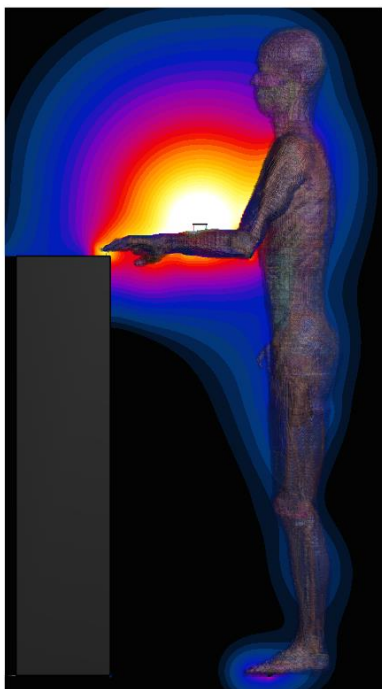


図 5-6 一電極送信機での電界強度分布  
(234 mm, 左側面)



図 5-7 一電極送信機での電界強度分布  
(234 mm, 上面)

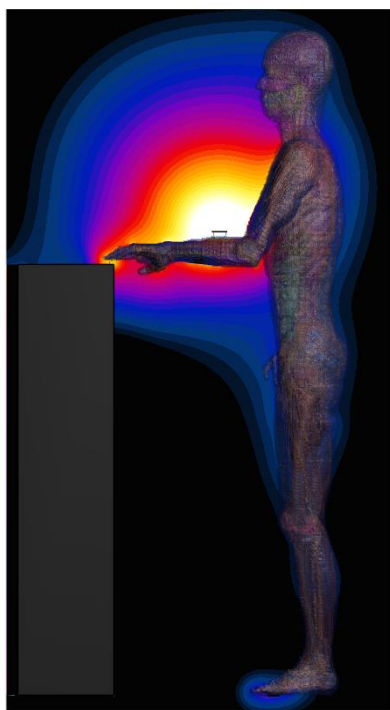


図 5-8 一電極送信機での電界強度分布 (270 mm, 左側面)

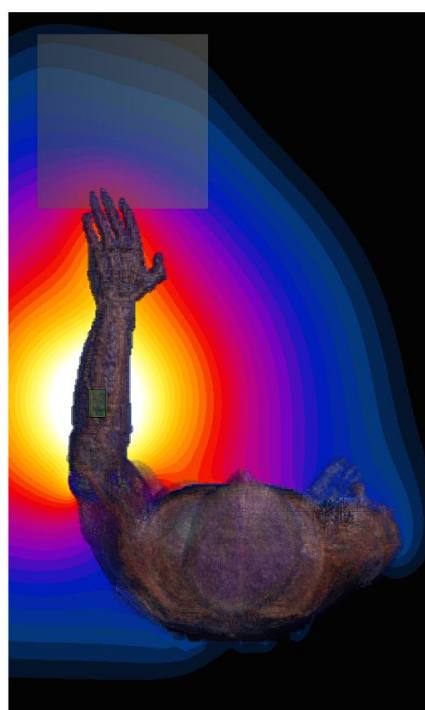


図 5-9 一電極送信機での電界強度分布 (270 mm, 上面)

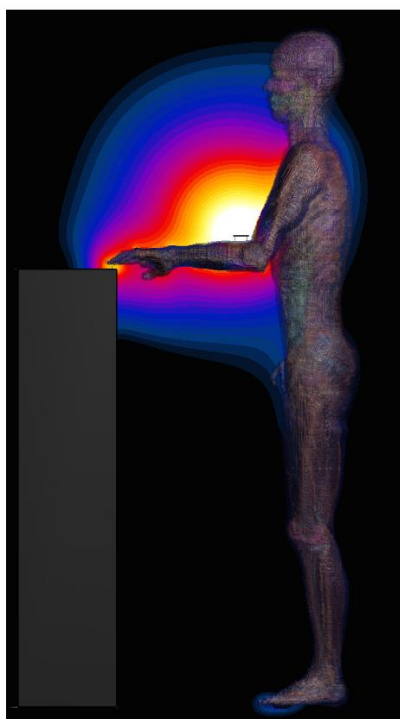


図 5-10 一電極送信機での電界強度分布 (310 mm, 左側面)

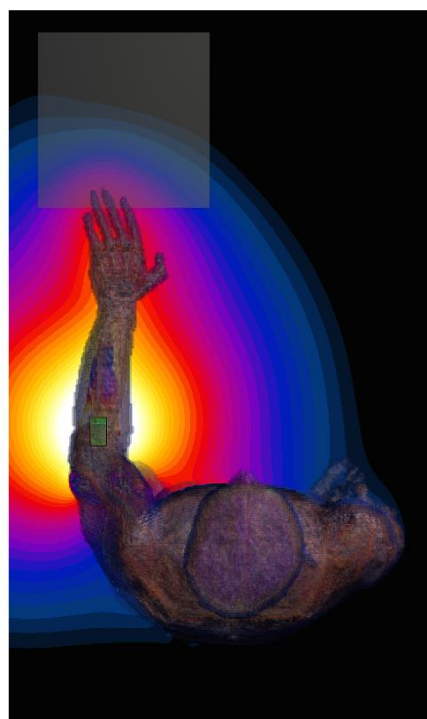


図 5-11 一電極送信機での電界強度分布 (310 mm, 上面)

### 5.3.2 電界ベクトル分布

次に、同一の解析結果から電界ベクトル分布について調べた。図 5-12、図 5-13、図 5-14 は送受信機間距離が 158 mm のときの電界ベクトル分布である。これらの図は全て送信機の信号源を通る断面での分布であり、ベクトルは受信電圧が最大になる時点での分布を表示している。図 5-12 はモデル左側面から見た図、図 5-13 は同じ平面で特に送信機周辺の腕部を拡大した図、図 5-14 はモデル上面から見た図である。これらの図により 5.3.1 節で表示した電界強度分布について方向を含んだ情報が分かった。図 5-13 に示す送信機周辺の図に着目すると、送信機から人体内部に電界が放出され、腕部の表面から空間を介して送信機のグラウンドに戻ってきていることが分かる。この電界の繋がりは、腕の内部では電流の流れ、空間中では容量性結合が存在することを示している。図 5-13 と図 5-14 から、空間中の容量結合は送信機を中心に対称的に分布しており、人体表面から送信機のグラウンドに戻ってくる電界の形状は胴体や人体の形状による影響を受けにくいと考えられる。

送受信機間の信号伝送にかかわる経路について着目すると、信号は送信機から人体内部を通過して指先に至り、受信機で受信された後は空間の容量結合を介して直接送信機のグラウンド(回路基板)まで戻ってきていると考えられる。図 5-12 に見られるように腕の上部以外の電界は非常に微弱であり、信号伝送にかかわる経路は図 5-15 のような腕上部に分布する「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—送信機」のループ構造であると考えられる。

図 5-16 から図 5-23 は送受信機間の距離を変えた場合の解析結果であるが、基本的な性質は 158 mm の場合と同様であった。そのためモデル上部から見た図については省略した。電界ベクトル分布の見た目に大きな変化はないが、信号伝送路が上記の「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—送信機」のループ構造であった場合、送信機と受信機の距離が離れることでフォワードパスにあたる「送信機—人体内部—受信機」とリターンパスにあたる「受信機—空間の容量結合—送信機」の経路がいずれも長くなるため、経路のインピーダンスが増大し通信効率が下がることが推測される。



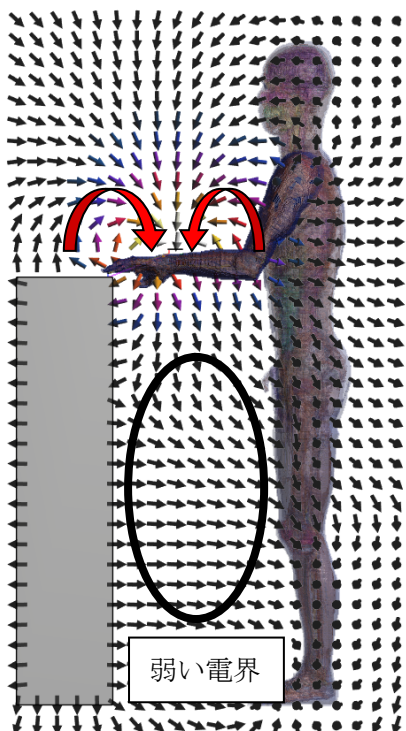


図 5-12 一電極での電界ベクトル分布 (158 mm, 左側面)

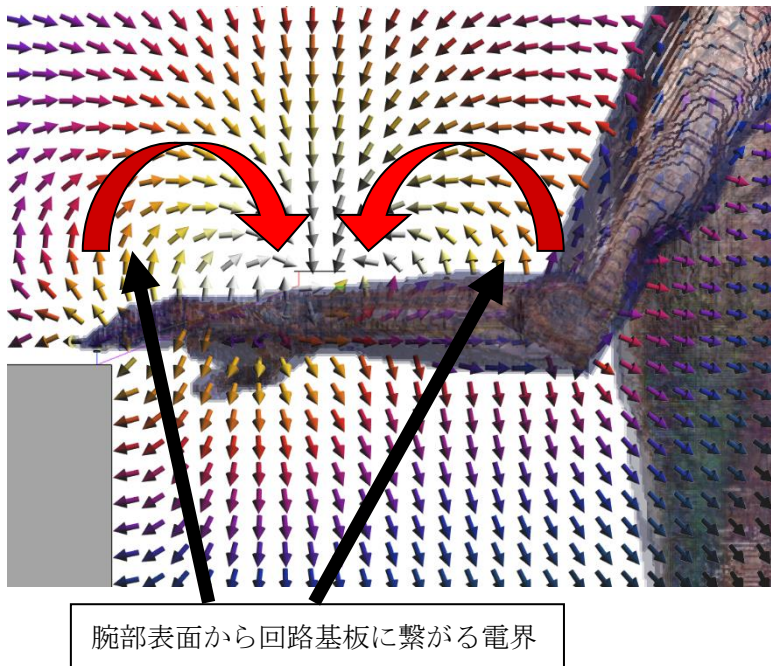


図 5-13 一電極での電界ベクトル分布 (158 mm, 腕部)

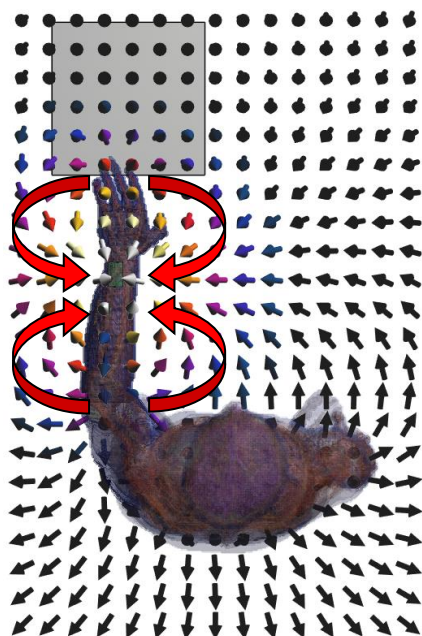
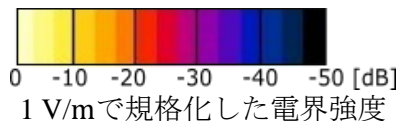


図 5-14 一電極での電界ベクトル分布 (158 mm, 上面)

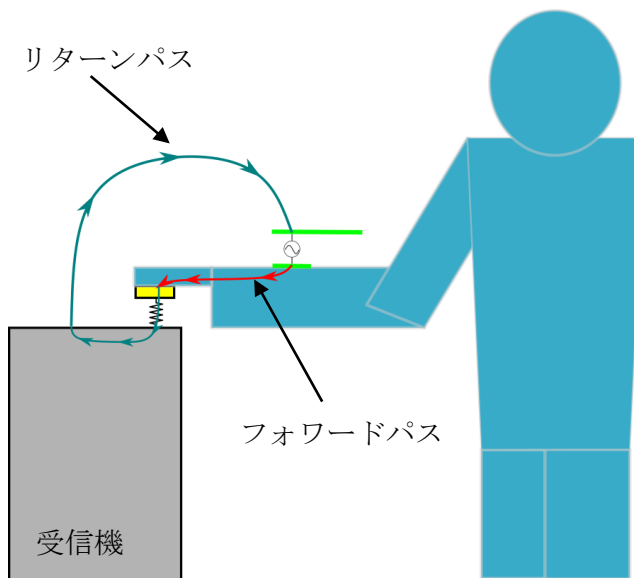


図 5-15 一電極送信機使用時の信号伝送路

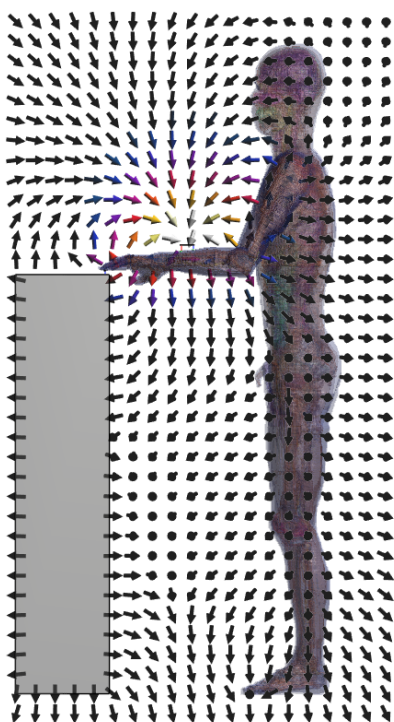


図 5-16 一電極での電界ベクトル分布 (203 mm, 左側面)

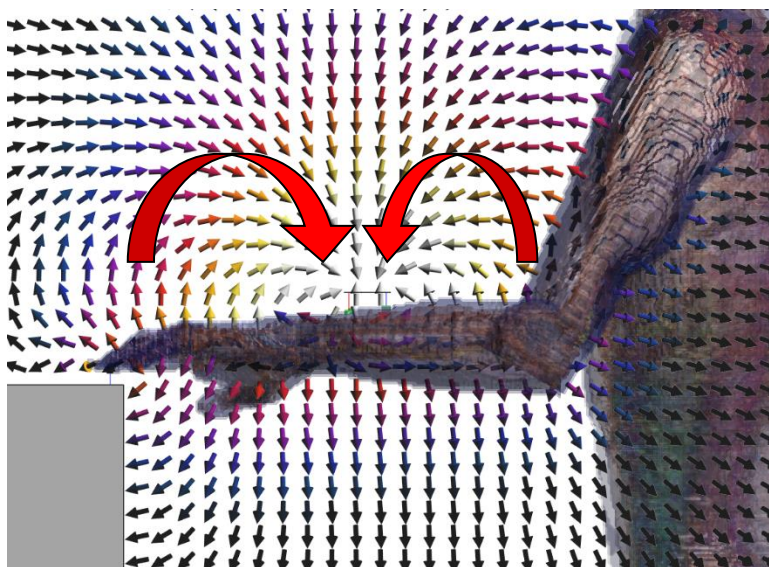


図 5-17 一電極での電界ベクトル分布 (203 mm, 腕部)

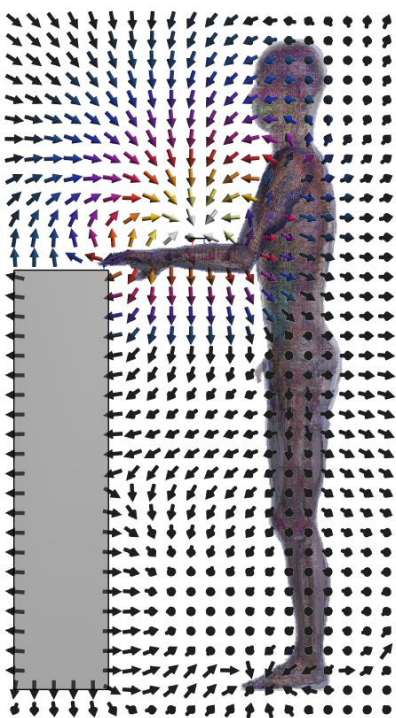


図 5-18 一電極での電界ベクトル分布 (234 mm, 左側面)

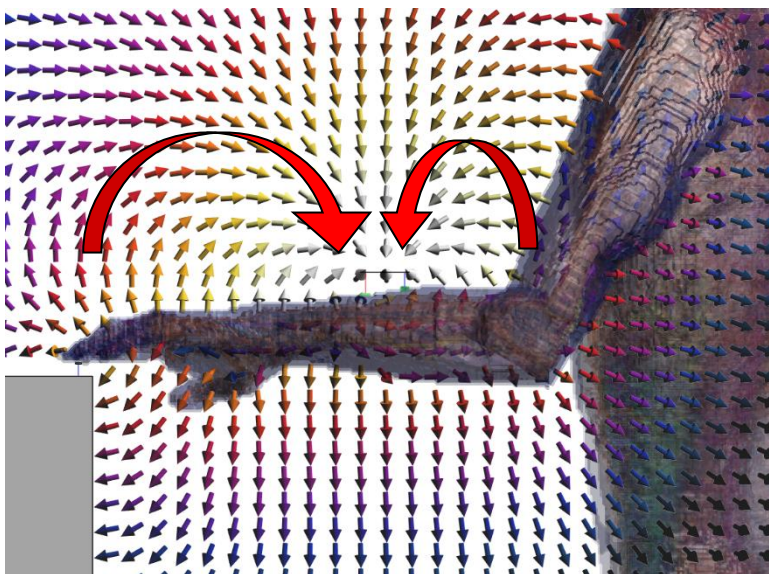


図 5-19 一電極での電界ベクトル分布 (234 mm, 腕部)

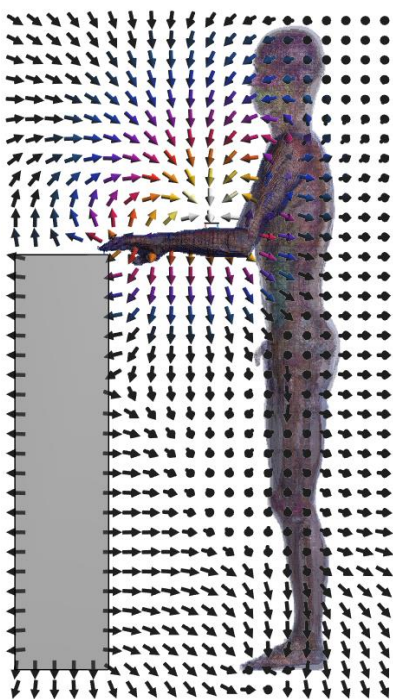


図 5-20 一電極での電界ベクトル分布 (270 mm, 左側面)

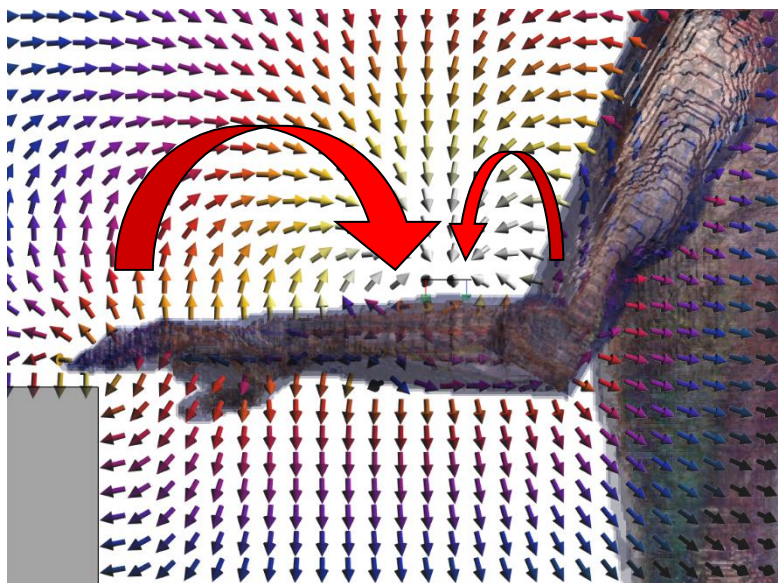


図 5-21 一電極での電界ベクトル分布 (270 mm, 腕部)

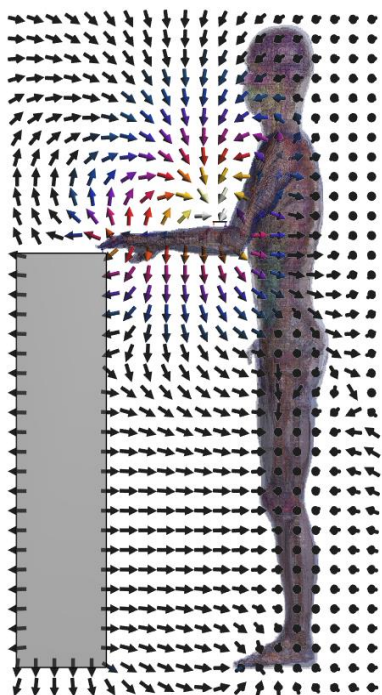


図 5-22 一電極での電界ベクトル分布 (310 mm, 左側面)

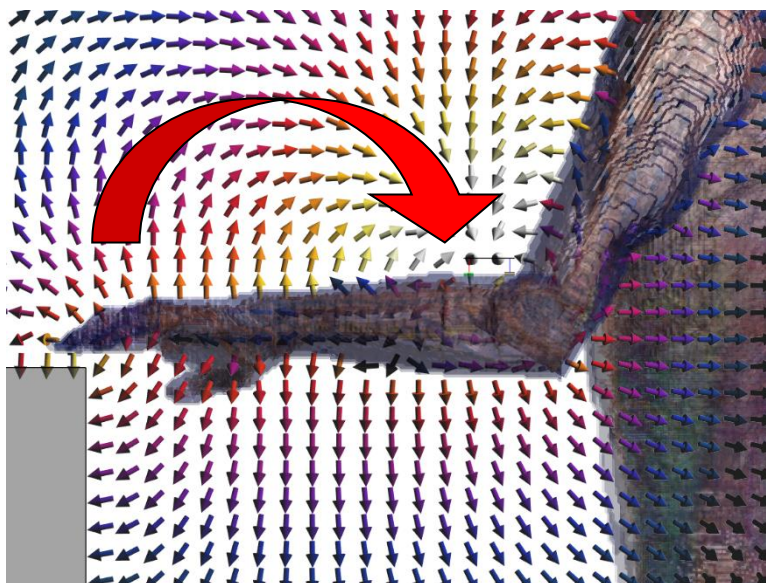


図 5-23 一電極での電界ベクトル分布 (310 mm, 腕部)

### 5.3.3 受信電圧と送信機入力インピーダンス

一電極送信機を用いて送受信機間距離を変化させた場合の受信電圧について図 5-24 に示した。図 5-24 から、送受信機間の距離に従って受信電圧は 3 mV 程度下がっていることが分り、特に 158 mm から 203 mm の間で大きく下がっていた。送信機と受信機の距離が離れることでフォワードパスにあたる「送信機—人体内部—受信機」とリターンパスにあたる「受信機—空間の容量結合—送信機」の経路がいずれも長くなるため、経路のインピーダンスが増大し通信効率が下がったと考えられる。

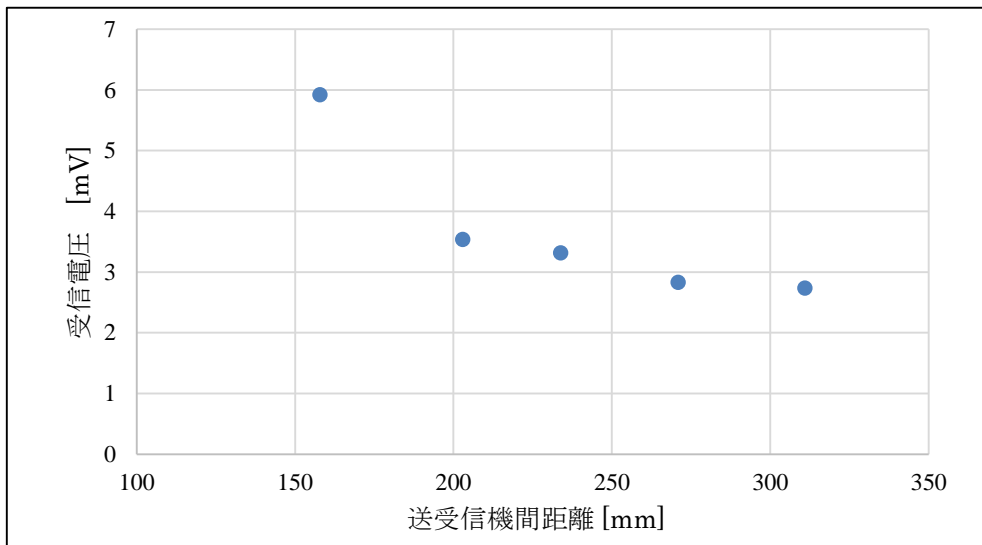


図 5-24 一電極送信機使用時の送受信機間距離による受信電圧の変化

一電極送信機を用いて送受信機間距離を変化させた場合の送信機入力インピーダンスの変化について図 5-25 に示した。ここで送信機の入力インピーダンスとは、送信機の信号源から見た外部のインピーダンス全ての合計であり、信号伝送路を含むすべての経路のインピーダンスを総合したものである。送信機の入力インピーダンスを調べることで、実部や虚部の値から外部の経路が持つ抵抗や容量結合の大きさを推測することができる。

図 5-25 から、一電極送信機使用時には外部のインピーダンスは虚部の割合が非常に大きいことが分かった。これは一電極送信機によって形成される経路（信号伝送路を含むすべての経路）では容量結合の割合が大きいことを示している。また、送受信機間の距離によるインピーダンスの変化は小さく、単調な増加や減少の傾向を示していない。これは送受信機間距離の影響よりも送信機装着位置の人体の形状など機器と人体の接触部の影響の方が大きいからだと考えられる。

受信電圧が装着位置の影響を受けることと併せて考えると、送受信にかかわる信号伝送路は装着位置によって変化するが、その変化は送信機から見た外部全体の変化としては小さいと推測される。

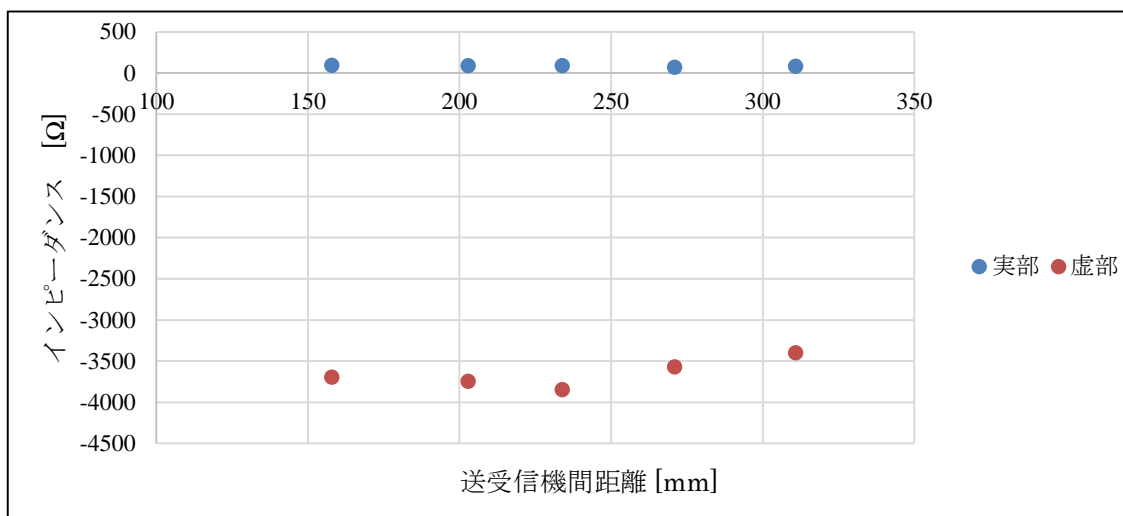


図 5-25 一電極送信機使用時の送受信機間距離による送信機の入カインピーダンスの変化

### 5.3.4 区間ごとの電圧評価

電界ベクトルが腕上部に分布していることと入力インピーダンスの虚部が非常に大きいことから、一電極送信機使用時の経路は腕の上部における「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—送信機」のループ構造であると推測される。この上で、通信中の送信機信号電極と受信機電極間の電圧を調べることにより、伝送経路のうちのフォワードパスである「送信機—人体内部—受信機」部分による分圧を求めることができる。図 5-26 は一電極送信機を用いて送受信機間距離を変化させた場合のフォワードパスの電位である。図 5-26 から、送受信機間距離が 158 mm から 270 mm のときは距離の増加に伴い電位が最大 7 mV 程度下がっていることが分かるが、310 mm において一時的に上がっていることが分かる。

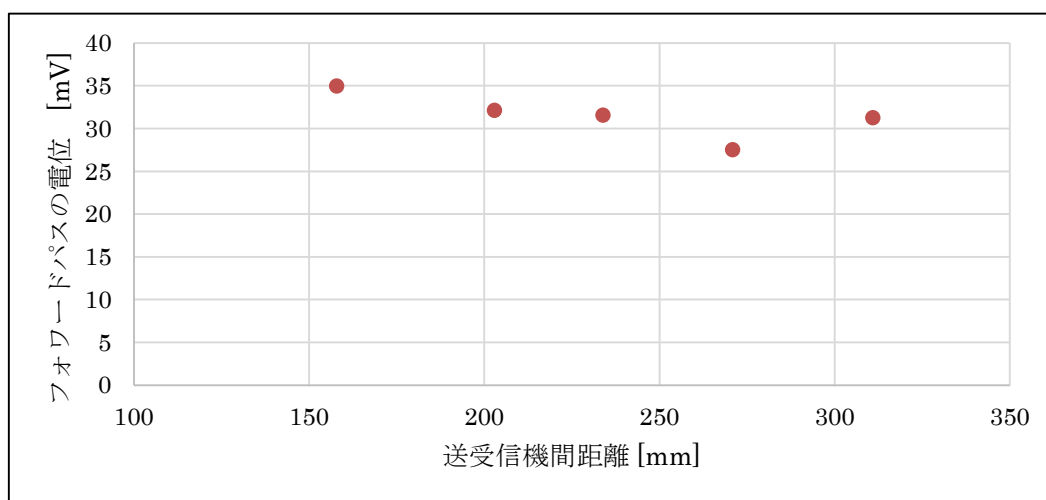


図 5-26 一電極送信機使用時の送受信機間距離によるフォワードパスの電位変化

送信機から人体へ出力される電圧からフォワードパスの値を差し引くことで伝送経路のうちのリターンパスである「受信機—空間の容量結合—送信機」部分による分圧を求めることができる。リターンパスの電位を図 5-27 に示した。図 5-27 では送受信機間距離による変化が小さいことが分かる。また、フォワードパスと比較してリターンパスが非常に大きくなっており、一電極送信機使用時は、出力される電圧のほとんどがリターンパス、すなわち空中の容量結合部分で消費されていることが分かる。

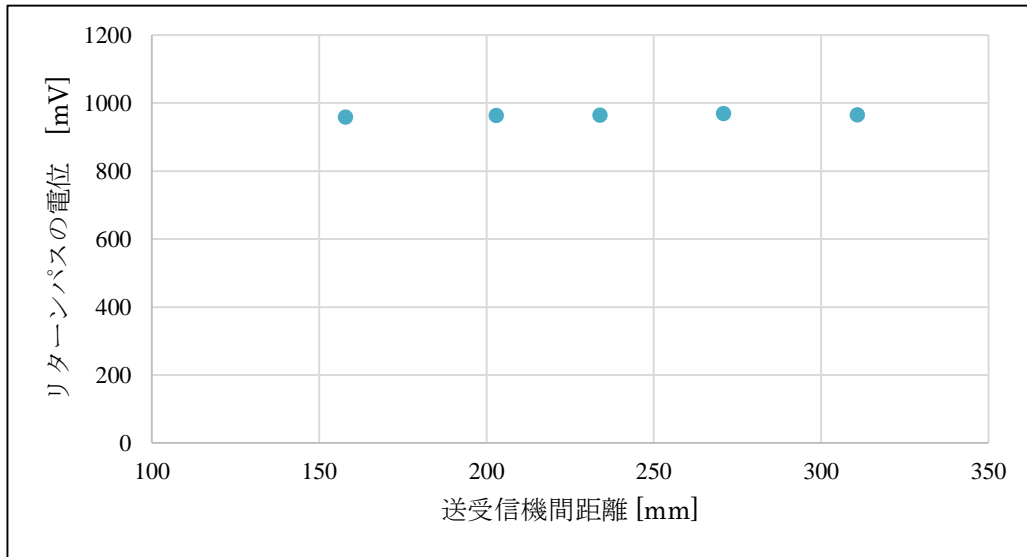


図 5-27 一電極送信機使用時の送受信機間距離によるリターンパスの電位変化

## 5.4 二電極送信機使用時の解析結果

### 5.4.1 電界強度分布

二電極送信機使用時に送信機の装着位置を変えたとき、電磁界解析による電界強度分布は図 5-28～図 5-37 のようになった。これらの図は左側面図、上面図いずれも送信機の信号源を通る断面での分布であり、強度の値は一周期での二乗平均値である。図 5-28 と図 5-29 から、二電極送信機では腕の上下左右の空間にいずれも強い電界が分布していることが分かる。また、一電極送信機使用時と比較して人体の胴部と受信機筐体の間にも強い電界が分布していた。送受信機間距離による違いに着目すると、158 mm と 310 mm での電界はその二点の中間の距離での電界よりも 5 dB 程度全体的に強くなっている。二電極送信機では、送信機装着位置が受信機筐体または人体胴部などの形状に近くなることで電界に影響を与えていると考えられる。

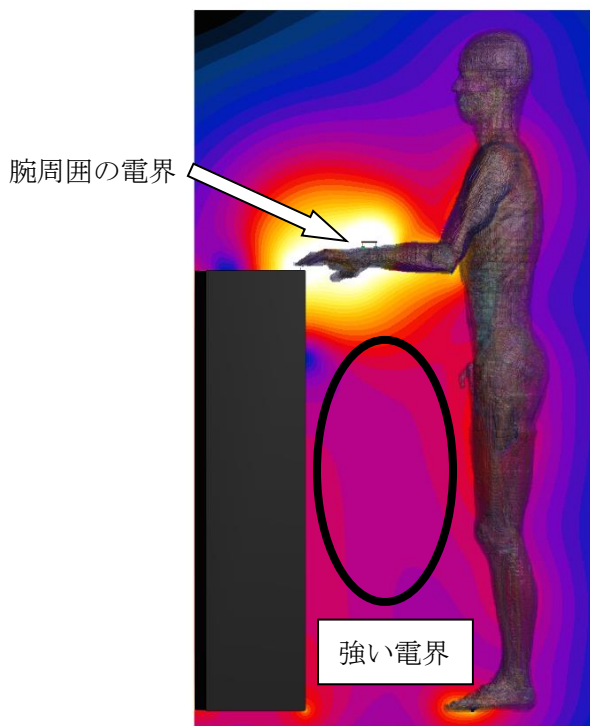


図 5-28 二電極送信機での電界強度分布  
(158 mm, 左側面)

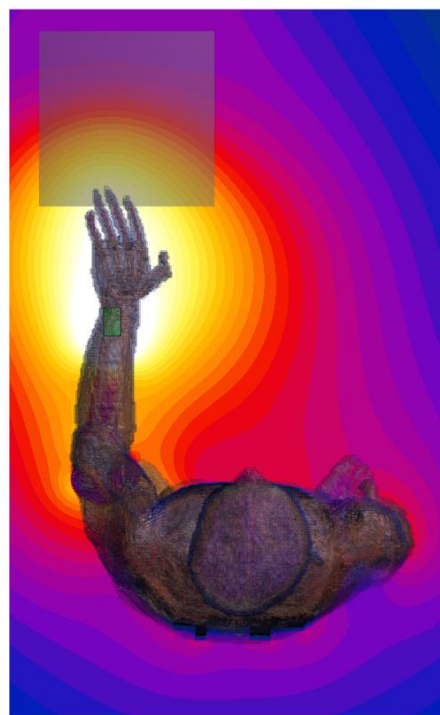
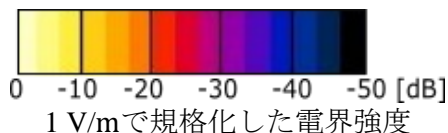


図 5-29 二電極送信機での電界強度分布  
(158 mm, 上面)



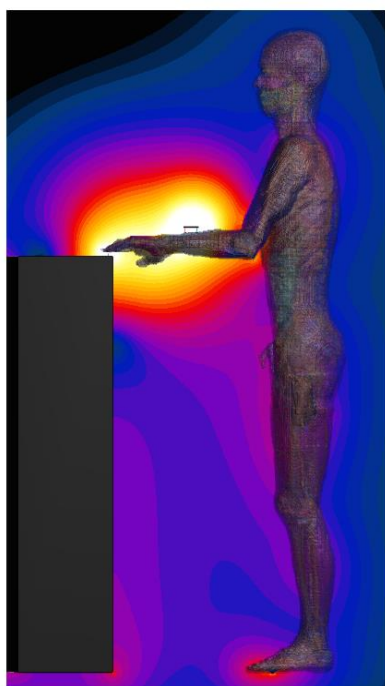


図 5-30 二電極送信機での電界強度分布  
(203 mm, 左側面)

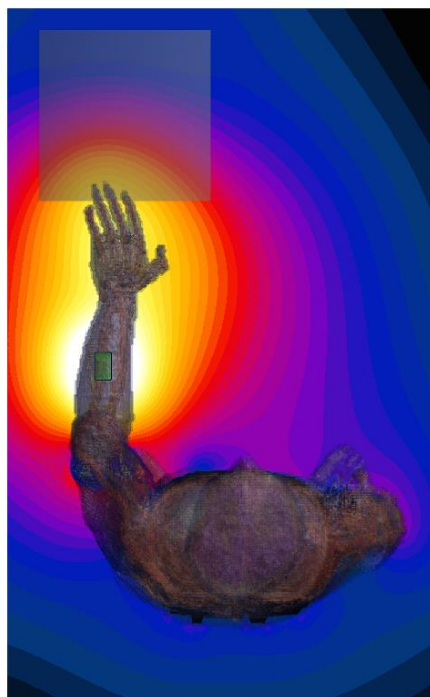


図 5-31 二電極送信機での電界強度分布  
(203 mm, 上面)

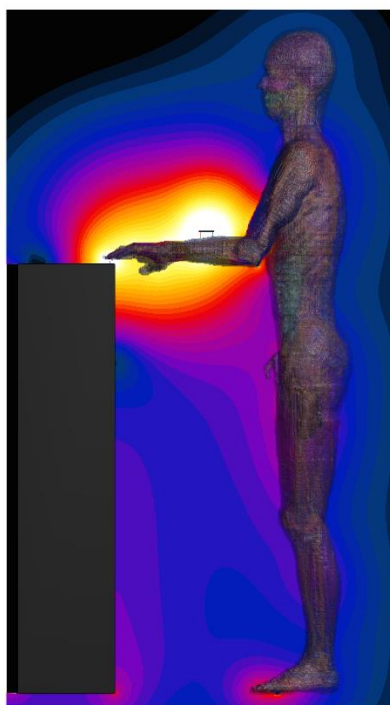


図 5-32 二電極送信機での電界強度分布  
(234 mm, 左側面)



図 5-33 二電極送信機での電界強度分布  
(234 mm, 上面)





図 5-34 二電極送信機での電界強度分布  
(270 mm, 左側面)



図 5-35 二電極送信機での電界強度分布  
(270 mm, 上面)



図 5-36 二電極送信機での電界強度分布  
(310 mm, 左側面)



図 5-37 二電極送信機での電界強度分布  
(310 mm, 上面)

### 5.4.2 電界ベクトル分布

次に、同一の解析結果から電界ベクトル分布について調べた。図 5-38, 図 5-39, 図 5-40 は送受信機間距離が 158 mm のときの左側面, 腕部周辺, 上面から見た電界ベクトル分布である。これらの図は全て送信機の信号源を通る断面での分布であり, ベクトルは受信電圧が最大になる時点での分布を表示している。

図 5-38, 図 5-39 に示すベクトル分布から, 送信機から出た電界は「人体内部ですぐグラウンド電極側に戻ってくる」, 「腕の表面から腕周辺の空間を介してグラウンド電極または肘側の腕の表面に繋がる」, 「受信機筐体の表面から空間を介して腕や胴体などの人体表面に繋がる」の三つの経路に大別される。一電極送信機使用時と同じく, この電界の繋がりは, 腕の内部では電流の流れ, 空間中では容量性結合が存在することを示している。図 5-38, 図 5-39, 図 5-40 いずれの図からも, 電界は送信機の信号電極側(指や手の周囲)からグラウンド電極側(肘の周囲)に向く方向で分布していることが分かる。

送受信機間の信号伝送にかかわる経路について着目すると, 信号は送信機から人体内部を通過して指先に至り, 受信機で受信された後は受信機筐体表面から人体の表面に至る容量結合を介してグラウンド電極周囲の人体表面に戻ってきている。これを図示すると図 5-41 のようになる。信号伝送にかかわる経路は「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—腕や胴部の人体表面—送信機」のループ構造であると考えられる。

送信機の装着位置を変えた図 5-42 から図 5-49 の図に着目すると, 上記の電界の繋がり方には変化がなかった。ただし, 送信機と受信機の距離が離れることによって送信機から指先へ至る人体内部のフォワードパスの経路が長くなっていると考えられる。一方でリターンパスは腕や胴体など人体の配置に依存すると考えられるため送信機の位置が変化してもインピーダンスは大きく変化していないと考えられる。

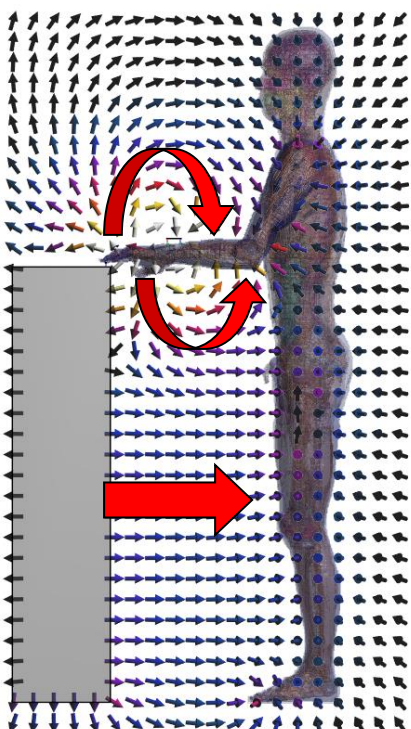


図 5-38 二電極での電界ベクトル分布 (158 mm, 左側面)

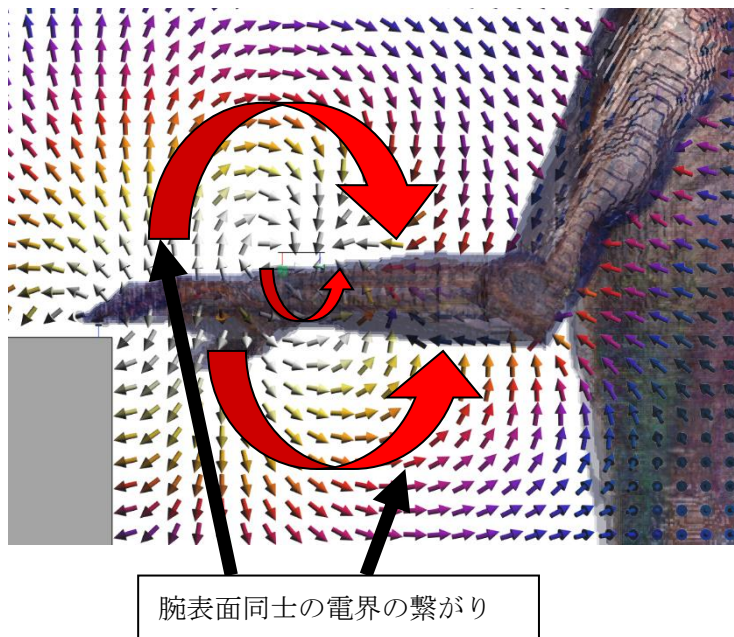


図 5-39 二電極での電界ベクトル分布 (158 mm, 腕部)

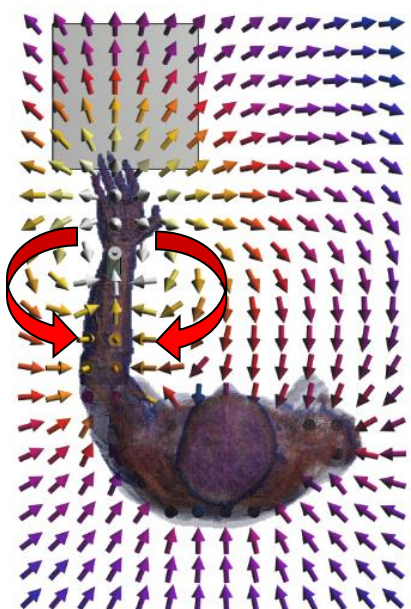


図 5-40 二電極での電界ベクトル分布 (158 mm, 上面)

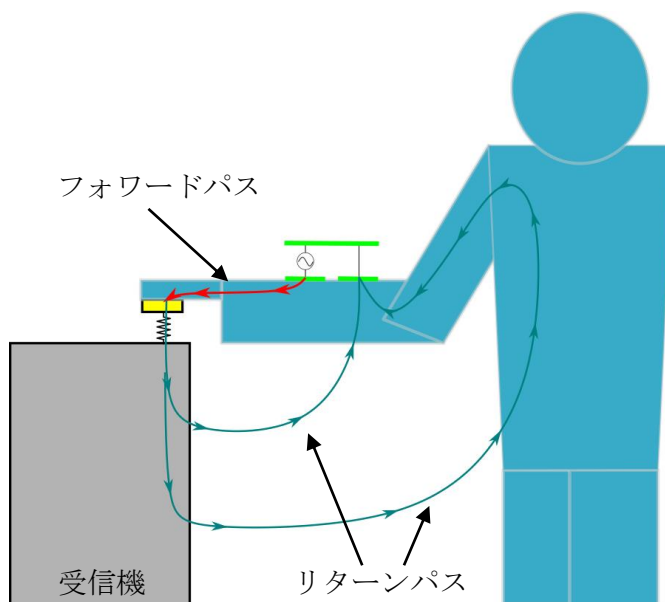


図 5-41 二電極送信機使用時の信号伝送路

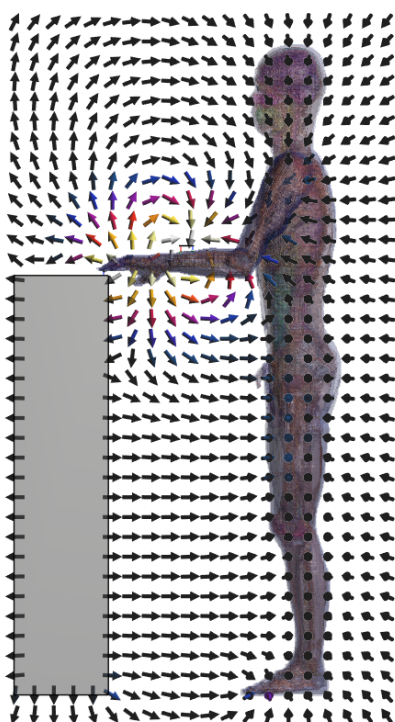


図 5-42 二電極での電界ベクトル分布 (203 mm, 左側面)

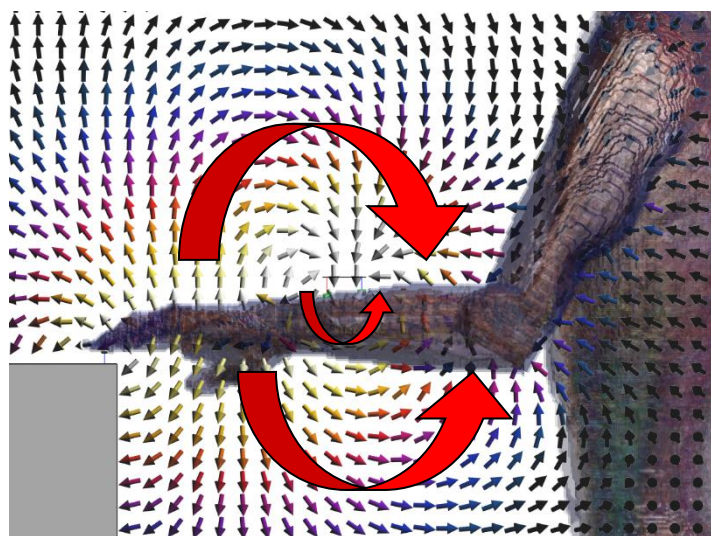


図 5-43 二電極での電界ベクトル分布 (203 mm, 腕部)

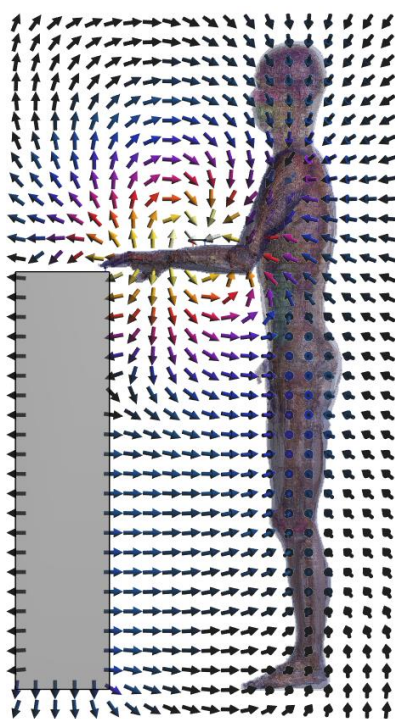


図 5-44 二電極での電界ベクトル分布 (234 mm, 左側面)

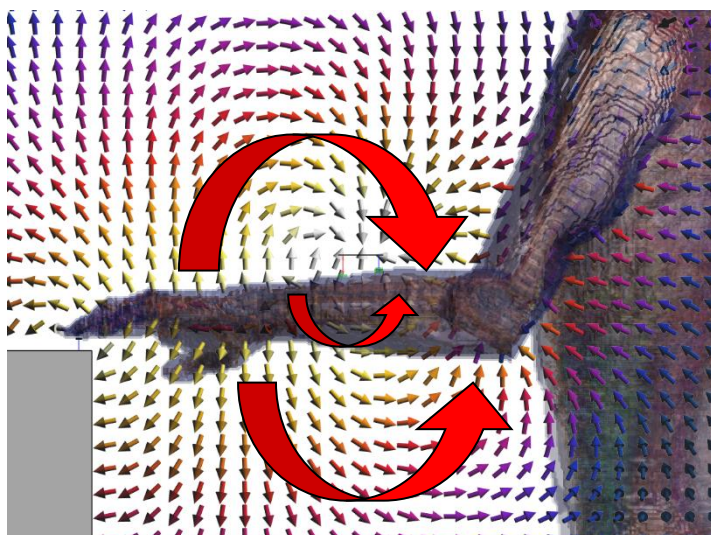


図 5-45 二電極での電界ベクトル分布 (234 mm, 腕部)

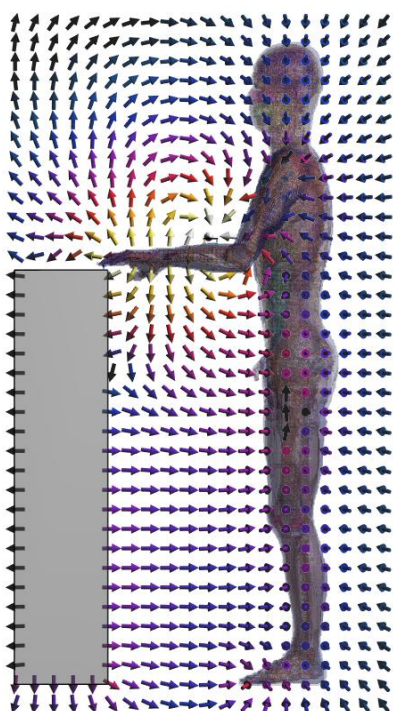


図 5-46 二電極での電界ベクトル分布 (270 mm, 左側面)

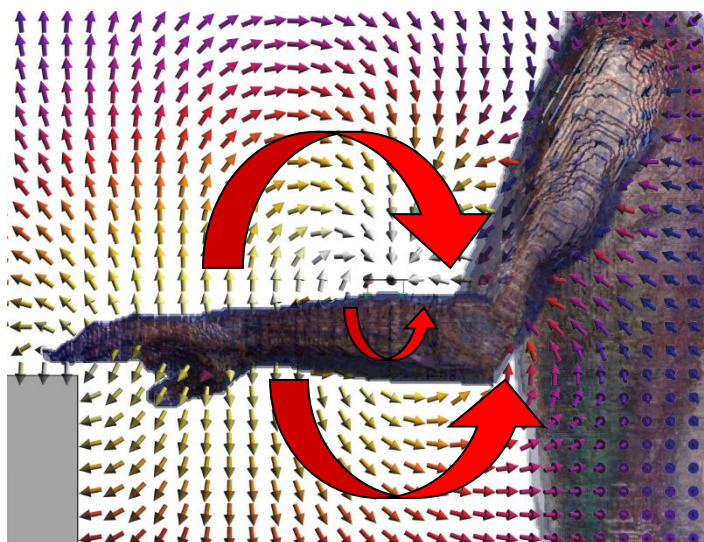


図 5-47 二電極での電界ベクトル分布 (270 mm, 腕部)

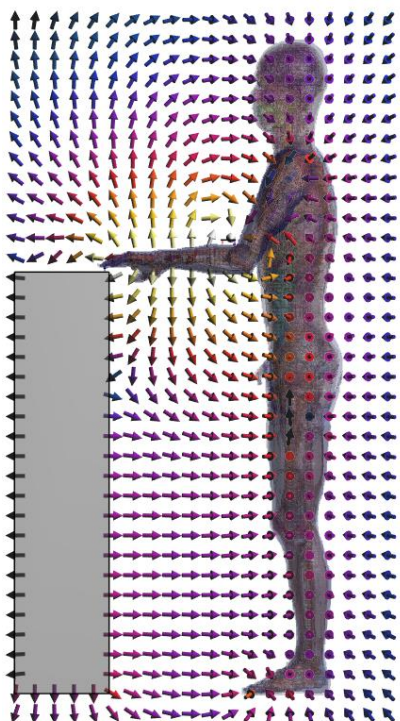


図 5-48 二電極での電界ベクトル分布 (310 mm, 左側面)

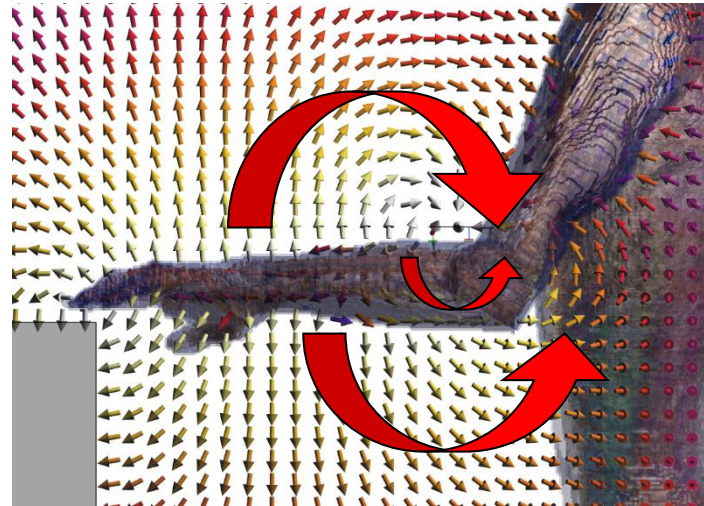


図 5-49 二電極での電界ベクトル分布 (310 mm, 腕部)

### 5.4.3 受信電圧と送信機入力インピーダンス

二電極送信機を用いて送受信機間距離を変化させた場合の受信電圧について図 5-50 に示した。図 5-50 から、310 mm 以外の部分では送受信機間の距離に従って受信電圧は最大 40 mV 程度下がっていることが分かった。一方で 310 mm の点では受信電圧が上昇しており、送信機が胴体部分に近いことが伝送経路に影響を及ぼしていると考えられる。

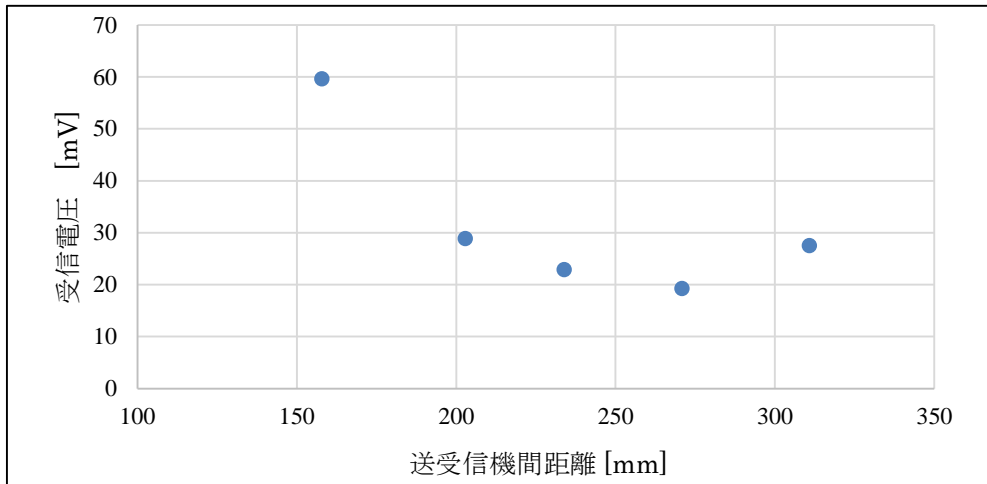


図 5-50 二電極送信機使用時の送受信機間距離による受信電圧の変化

一電極送信機使用時と同様に、送信機入力インピーダンスについて図 5-51 に示した。図 5-51 から、一電極送信機使用時と比較して二電極送信機使用時の送信機外部のインピーダンスは実部、虚部ともに小さいことが分かった。また、送受信距離の増加に従ってインピーダンスの絶対値は減少しており、送信機が肘に近づくことで経路全体の抵抗や電気容量の値が小さくなるような経路分布になっていると推測される。

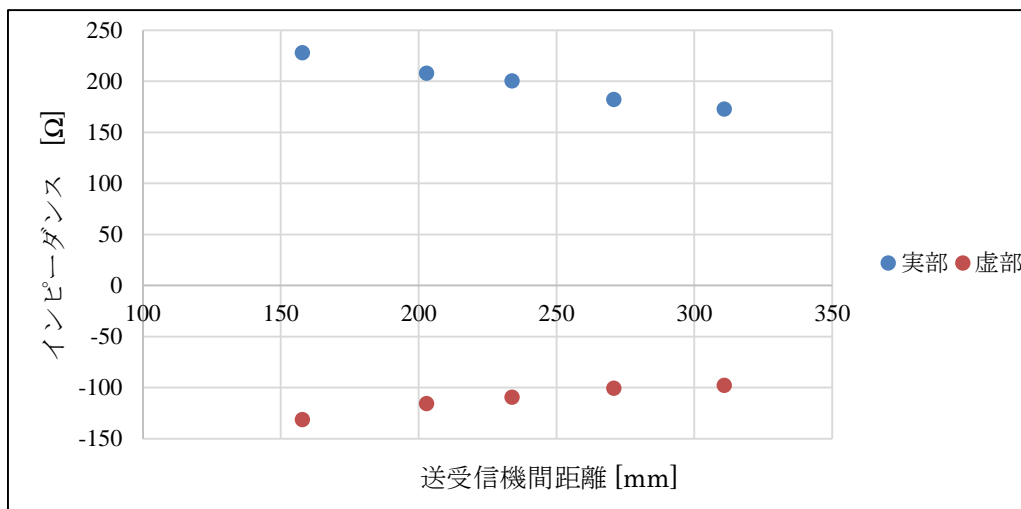


図 5-51 二電極送信機使用時の送受信機間距離による送信機の入力インピーダンスの変化

### 5.4.4 区間ごとの電圧評価

一電極送信機使用時と同様に伝送経路のうちのフォワードパスである「送信機—人体内部—受信機」部分による分圧を求めた。図 5-52 は二電極送信機を用いて送受信機間距離を変化させた場合のフォワードパスの電位である。電位は距離によって最大 60 mV 程度変化している。しかし、送受信機間の距離が増加してもフォワードパスの電位が単調に増加していないため、機器と人体の接触部の影響など、他により大きい影響を持つ要素があると考えられる。

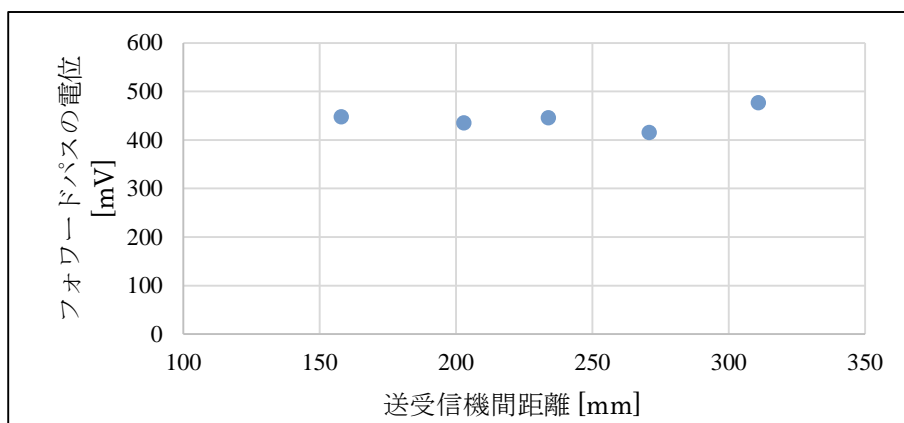


図 5-52 二電極送信機使用時の送受信機間距離によるフォワードパスの電位変化

フォワードパスの値と出力電圧の値からリターンパスの電位を求めることができる。送受信機間距離によるリターンパスの電位変化は図 5-53 のようになった。図 5-53 に見られるように電位は最大 70 mV 程度変化しているが、その変化は距離の変化に対応していない。リターンパスが「受信機—空間の容量結合—腕や胴体などの人体表面—送信機」であると考えると、送信機の位置が変わっても容量結合がつながる腕や胴体の位置は変化しないため、リターンパスの電位は変化しなかったと考えられる。また、フォワードパスと比較して同程度の電位であり、二電極送信機では出力電圧はフォワードパスとリターンパスで同程度消費されていると分かる。

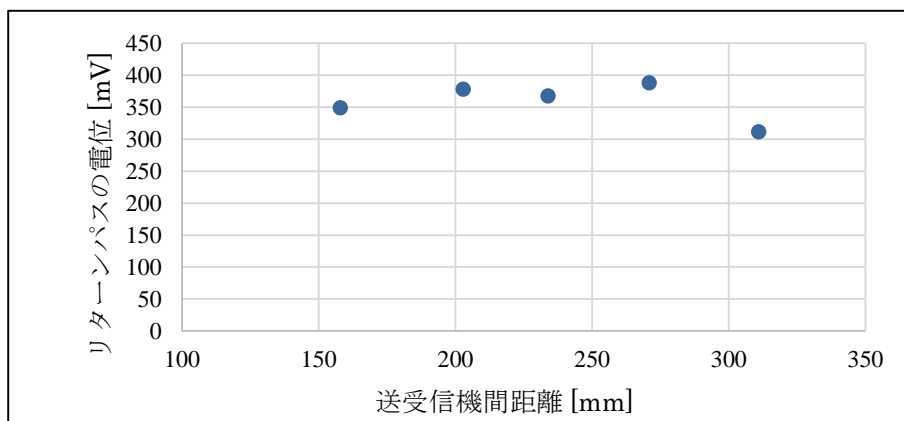


図 5-53 二電極送信機使用時の送受信機間距離によるリターンパスの電位変化

## 5.5 本章のまとめ

本章では「送信機の装着位置」が人体通信の通信効率に与える影響について調べた。

解析結果として電界の強度分布，電界のベクトル分布，受信電圧，送信機の入力インピーダンス，経路中の一部区間の電圧の情報を示し，これらの結果から一電極送信機使用時は「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—送信機」のループ構造，二電極送信機使用時には「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—腕や胴部の人体表面—送信機」のループ構造が送受信にかかわる信号経路であることが分かった。この経路の形状は送信機の装着位置による影響は小さく，一電極送信機と二電極送信機を用いる際の基本的な信号伝送路と見なせると考えられる。

受信電圧に着目すると，手首から肘までの装着位置で一電極では 2.5 mV～6 mV，二電極では 20 mV～60 mV 程度の信号を受信できることが分かった。信号経路をフォワードパスとリターンパスに分け経路ごとの電圧を調べると，出力電圧のうち一電極ではほとんどがリターンパスである空間の容量結合で消費され，二電極ではフォワードパスとリターンパスで同程度消費されていることが分かった。





# 第6章 機器電極と人体の接触部分 の影響

---

6.1 はじめに.....	62
6.2 送信機電極面積を変えた場合 .....	63
6.2.1 解析モデル.....	63
6.2.2 一電極送信機使用時の解析結果.....	65
6.2.3 二電極送信機使用時の解析結果.....	71
6.3 受信機電極面積を変えた場合 .....	78
6.3.1 解析モデル.....	78
6.3.2 一電極送信機使用時の解析結果.....	79
6.3.3 二電極送信機使用時の解析結果.....	82
6.4 本章のまとめ.....	85

---

## 6.1 はじめに

本章では、人体通信の通信効率に影響を与える要素として、「送受信機と人体の接触部分の影響」を取り上げる。特に送信機の電極による影響と受信機の電極による影響の二つに分けて検討を行う。

まず、機器と人体の接触部分の条件によって変化する信号伝送路の要素について考察し、作成した電磁界解析モデルについて説明する。これらのモデルを用いた解析結果として受信電圧、電界の強度分布、電界のベクトル分布、経路中の一部区間の電圧等の情報を示す。

これら結果から、各条件の影響の大きさを信号伝送路を構成する要素に対応させて考察する。

## 6.2 送信機電極面積を変えた場合

### 6.2.1 解析モデル

一電極型，二電極型という区分に加えて，電極の面積を変えることでより詳細に機器の電極の条件が通信に及ぼす影響を評価できると考えられる．ここで，第3章の基本形の送信機で24 mm だった電極の幅を12 mm (図 6-1)，36 mm (図 6-3)，40 mm (図 6-4)としたモデルを作成した．この長さは送信機を直上から見たときの電極幅であり，実際の電極形状は装着位置の皮膚に沿うようなシート状の形を持つ．12 mm，24 mm，36 mm，40 mm の4通りに対し一電極型，二電極型それぞれ2通りの送信機を用いたため，合計で8通りの解析を行った．

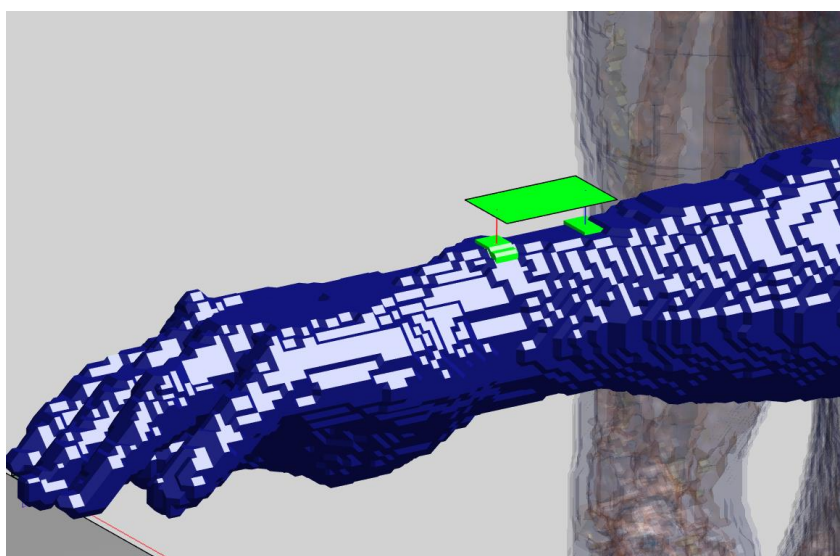


図 6-1 電極幅 12 mm の二電極送信機

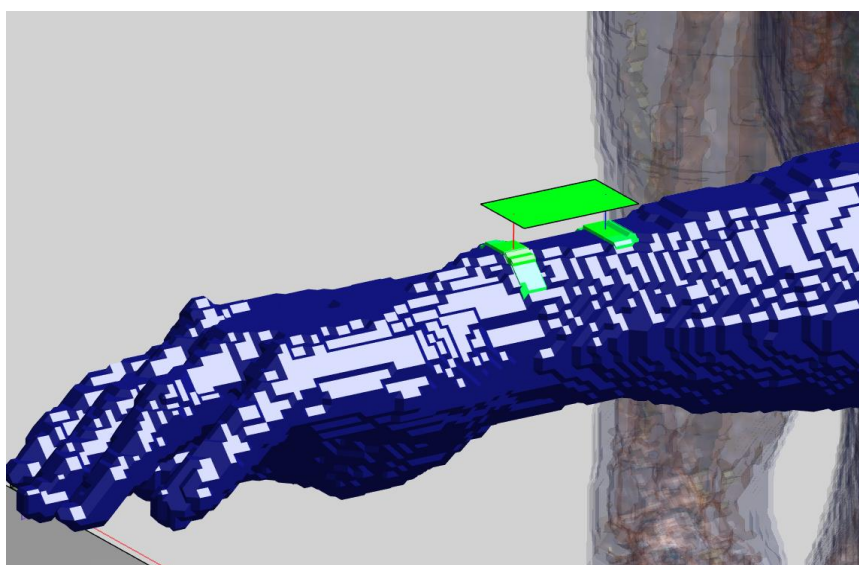


図 6-2 電極幅 24 mm の二電極送信機

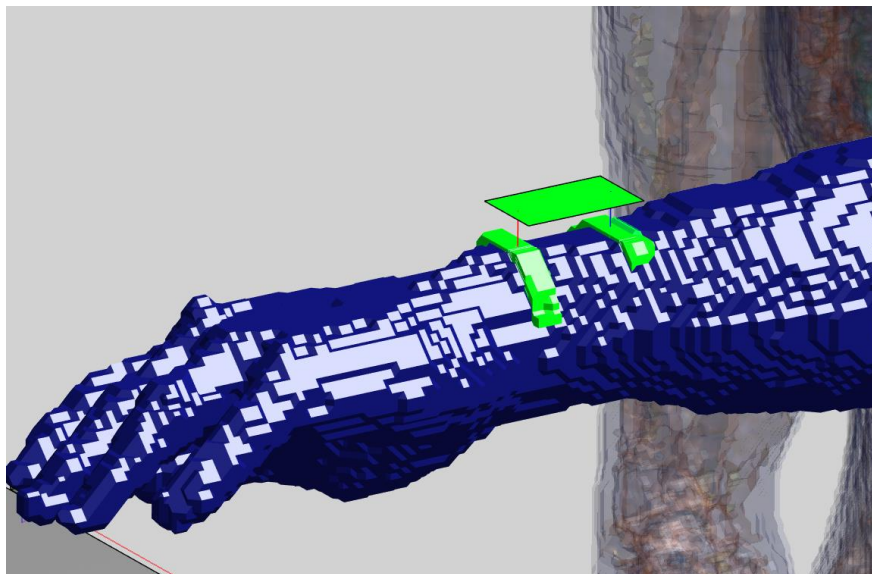


図 6-3 電極幅 36 mm の二電極送信機

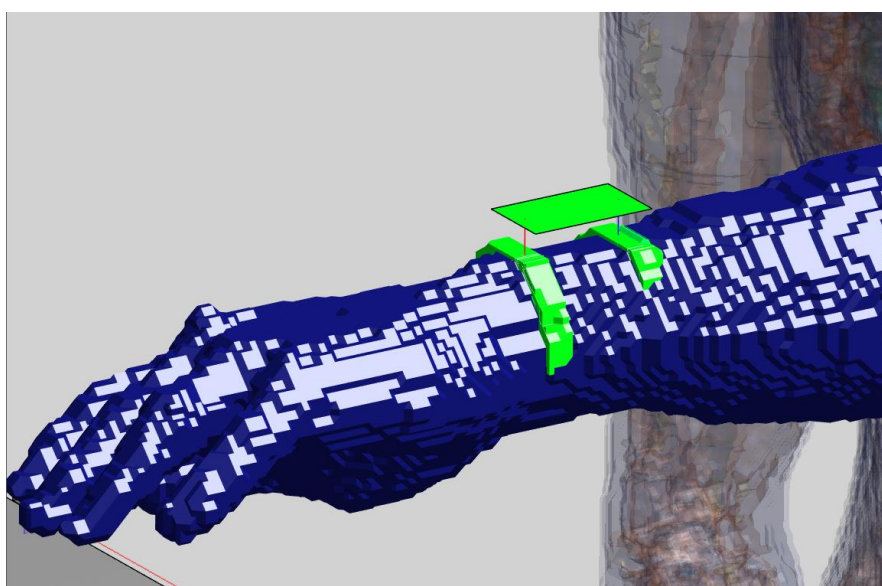


図 6-4 電極幅 40 mm の二電極送信機

### 6.2.2 一電極送信機使用時の解析結果

一電極送信機の電極面積を変えたときの電界強度分布は図 6-5～図 6-10 のようになった（電極幅 24 mm の場合は前章で検討したため省略）。これらの図は左側面図、上面図いずれも送信機の信号源を通る断面での分布であり、強度の値は一周期での二乗平均値である。これらの図から、電極面積によって電界強度の分布は大きく変化しないことが分かる。腕の上部に分布する電界は腕の表面から送信機のグラウンド（回路基板）に戻ってくるリターンパスを形成しているため、回路基板の形状が変化しないとき電界は大きく影響を受けないと考えられる。

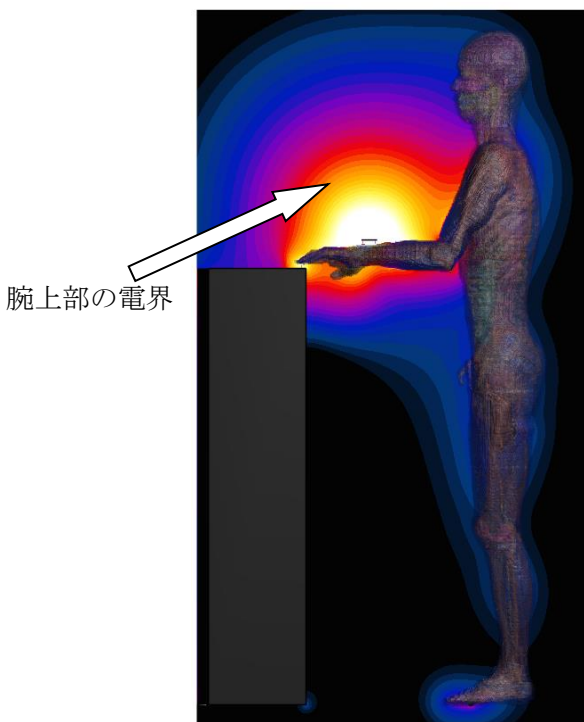
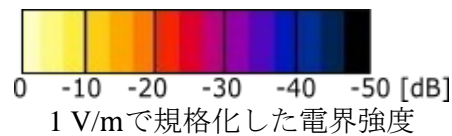


図 6-5 一電極送信機での電界強度分布  
(12 mm, 左側面)



図 6-6 一電極送信機での電界強度分布  
(12 mm, 上面)



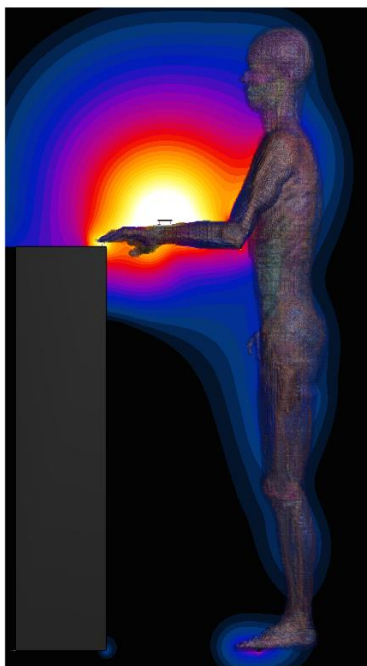


図 6-7 一電極送信機での電界強度分布  
(36 mm, 左側面)



図 6-8 一電極送信機での電界強度分布  
(36 mm, 上面)

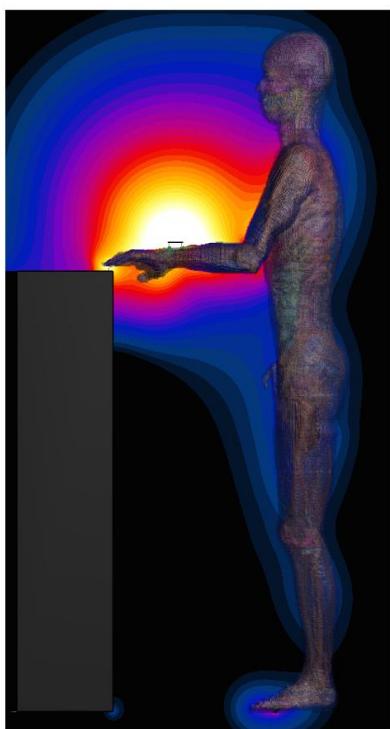


図 6-9 一電極送信機での電界強度分布  
(40 mm, 左側面)



図 6-10 一電極送信機での電界強度分布  
(40 mm, 上面)

図 6-11 から図 6-16 に電極面積を変化させたときの電界ベクトル分布を示した。これらの図は全て送信機の信号源を通る断面での分布であり、ベクトルは受信電圧が最大になる時点での分布を表示している。電界強度分布と同様に、電界ベクトルの繋がり方も電極面積による影響は小さいと考えられる。電界は送信機から人体内部に放出され、腕部の表面から空間を介して送信機のグラウンド(回路基板)に戻ってきている。特に、受信機を通る信号伝送路に着目すると、信号は送信機から人体内部を通って指先に至り、受信機で受信された後は空間の容量結合を介して直接送信機グラウンド(回路基板)まで戻ってきている。送信機の電極面積は経路の形状やリターンパスの強さに影響していないと考えられる。

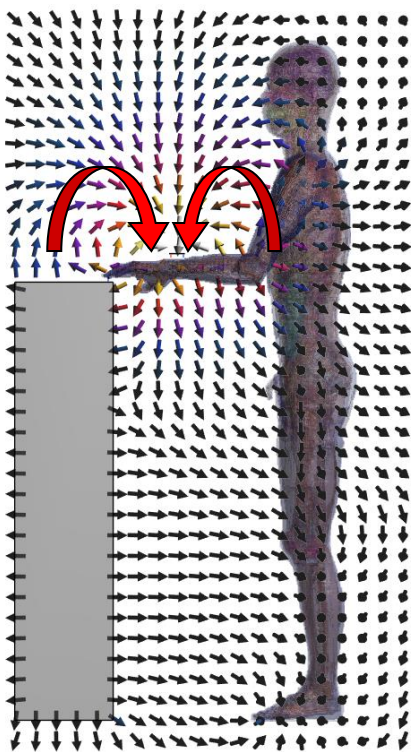


図 6-11 一電極での電界ベクトル分布 (12 mm, 左側面)

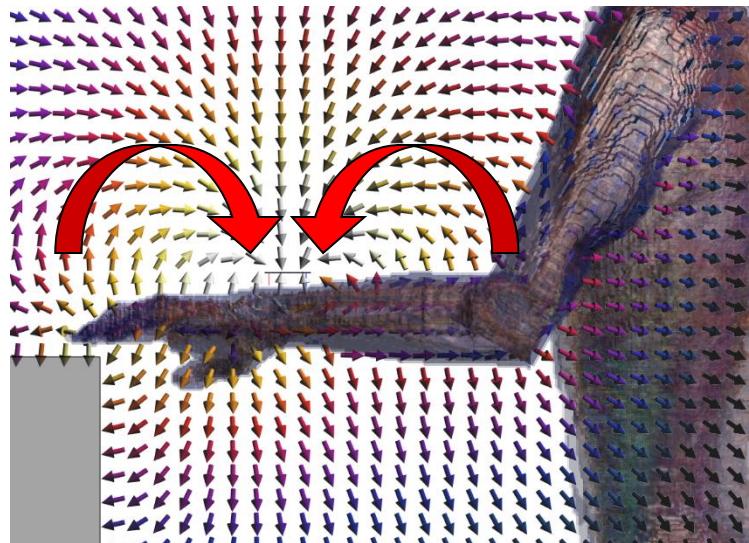


図 6-12 一電極での電界ベクトル分布 (12 mm, 腕部)



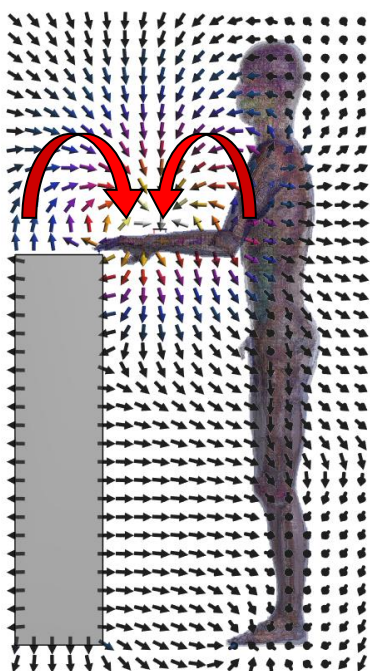


図 6-13 一電極での電界ベクトル分布 (36 mm, 左側面)

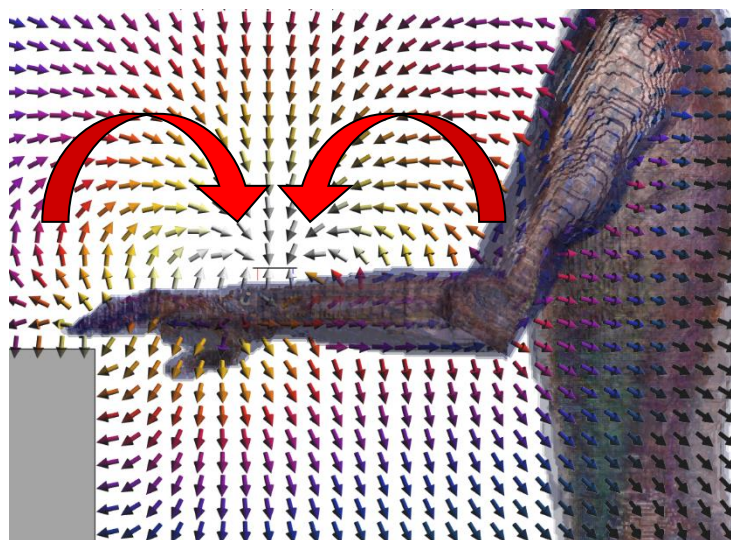


図 6-14 一電極での電界ベクトル分布 (36 mm, 腕部)

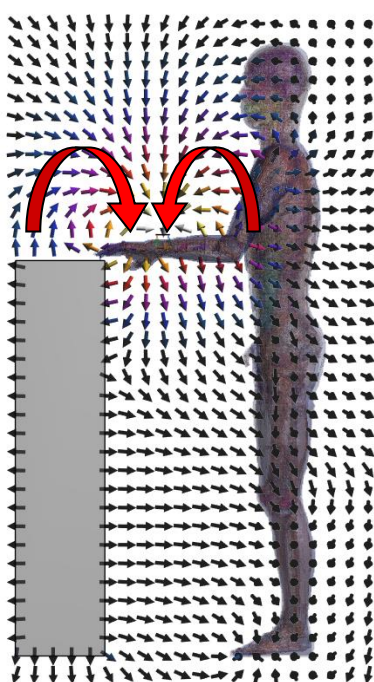


図 6-15 一電極での電界ベクトル分布 (40 mm, 左側面)

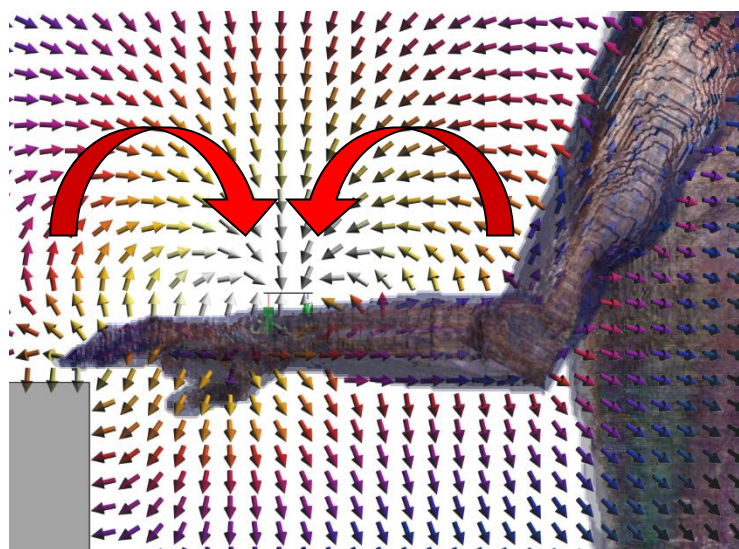


図 6-16 一電極での電界ベクトル分布 (40 mm, 腕部)

一電極送信機の電極面積を変えたときの受信電圧の変化について図 6-17 に示した。図から、受信電圧は約 0.2 mV 増加するが、ほとんど変化していないことが分かる。

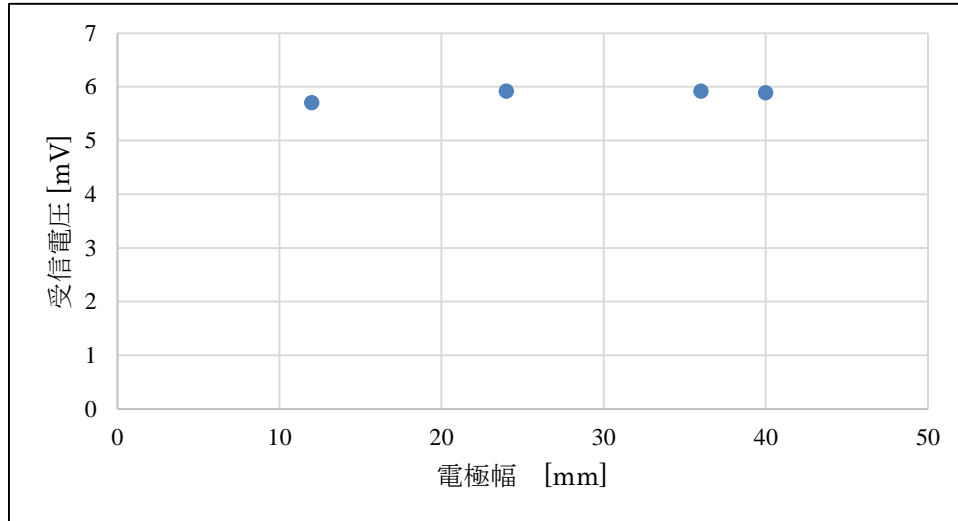


図 6-17 一電極送信機使用時の送信機電極面積による受信電圧の変化

送信機の入力インピーダンス  $Z$  について表 6-1 にまとめた。表から、入力インピーダンスの実部は電極幅の増加に伴い小さくなっていることが分かる。虚部については不連続的であり、電極面積は影響していないと考えられる。よって送信機の接触面積は信号伝送路を含むすべての経路の実部に対して影響し、電極が大きいほど全体の経路が持つ抵抗の値は下がっているといえる。

表 6-1 一電極送信機使用時の電極面積による送信機の入力インピーダンスの変化

電極幅 [mm]	12	24	36	40
Re( $Z$ ) [ $\Omega$ ]	145.3	93.74	65.30	60.57
Im( $Z$ ) [ $\Omega$ ]	-3797	-3693	-3734	-3723

一電極送信機使用時のフォワードパスの電位について、図 6-18 に示した。図から、接触面積の増加に従ってフォワードパスの電位が最大 30 mV 程度減少していることが分かる。一電極送信機のフォワードパスは「送信機—人体内部—受信機」の順で腕の内部を通る経路であり、接触面積の増加によってこの経路のインピーダンスが減少していると考えられる。電位のオーダーに対して 30 mV の変化は大きな割合であるため、フォワードパスを構成する要素の中で、電極の接触部分によるインピーダンスの影響が大きいことが推測される。

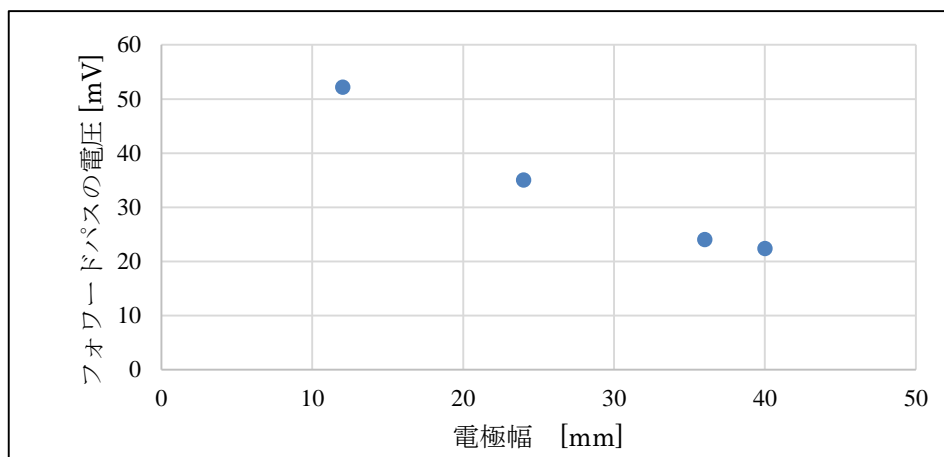


図 6-18 一電極送信機使用時の送信機電極面積によるフォワードパスの電位変化

同じくリターンパスについても図 6-19 に示した。図から、フォワードパスとは逆に電極面積が増加するに伴いリターンパスの電位が 30 mV 程度上昇していることが分かった。一電極送信機使用時のリターンパスが「受信機—空間の容量結合—送信機」であることから、送信機の電極面積はリターンパスの要素に直接影響を与えないと考えられる。また、図 6-19 のリターンパスの電位上昇量が図 6-18 のフォワードパスの電位の増加量と近い値であることから、電極幅によってループの形状やリターンパスの構成要素は変化しないが、フォワードパスのインピーダンスが下がった分、リターンパスでの分圧が大きくなったと考えられる。

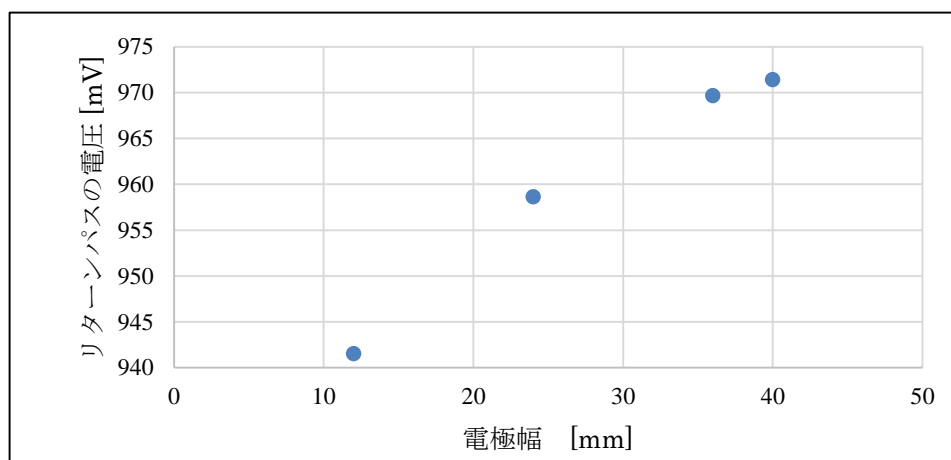


図 6-19 一電極送信機使用時の送信機電極面積によるリターンパスの電位変化

### 6.2.3 二電極送信機使用時の解析結果

二電極送信機の電極面積を変えたときの電界強度分布は図 6-20～図 6-25 のようになった（電極幅 24 mm の場合は前章で検討したため省略）。これらの図は左側面図、上面図いずれも送信機の信号源を通る断面での分布であり、強度の値は一周期での二乗平均値である。二電極の場合、分布の基本的な形状は変化しないが、電極幅 12 mm の図 6-20 と電極幅 40 mm の図 6-24 の比較から分かるように、全体的な電界強度は電極幅に従って大きくなっており、特に左側面図に見られる受信機筐体と人体胸部の間の電界が 10 dB 程度強くなっている。

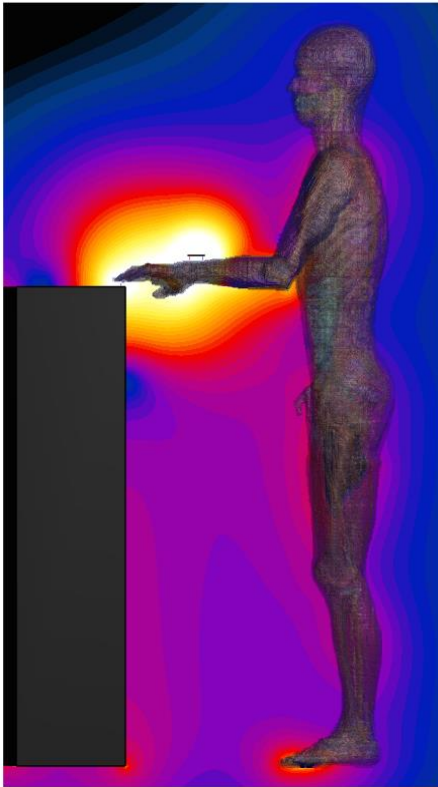


図 6-20 二電極送信機での電界強度分布  
(12 mm, 左側面)



図 6-21 二電極送信機での電界強度分布  
(12 mm, 上面)

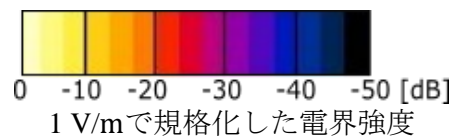




図 6-22 二電極送信機での電界強度分布 (36 mm, 左側面)



図 6-23 二電極送信機での電界強度分布 (36 mm, 上面)

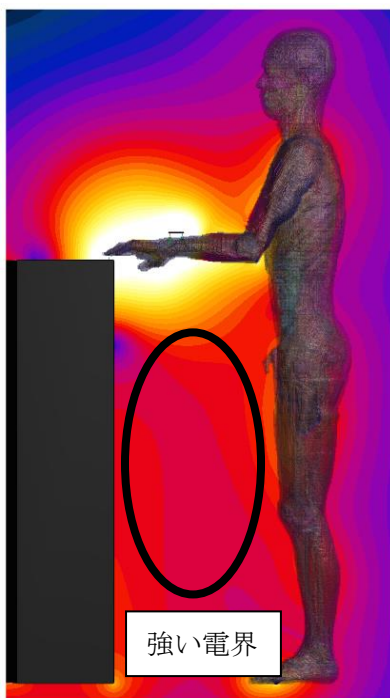


図 6-24 二電極送信機での電界強度分布 (40 mm, 左側面)



図 6-25 二電極送信機での電界強度分布 (40 mm, 上面)

図 6-26 から図 6-31 に電極面積を変化させたときの電界ベクトル分布を示した。これらの図は全て送信機の信号源を通る断面での分布であり、ベクトルは受信電圧が最大になる時点での分布を表示している。第 5 章で考察したように、送信機から出た電界は「人体内部ですぐグラウンド電極側に戻ってくる」、「腕の表面から腕周辺の空間を介してグラウンド電極または肘側の腕の表面に繋がる」、「受信機筐体の表面から空間を介して腕や胴体などの人体表面に繋がる」の三つの経路に大別され、特に受信機を通る信号伝送にかかわる経路は「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—腕や胴部の人体表面—送信機」のループ構造であると考えられる。

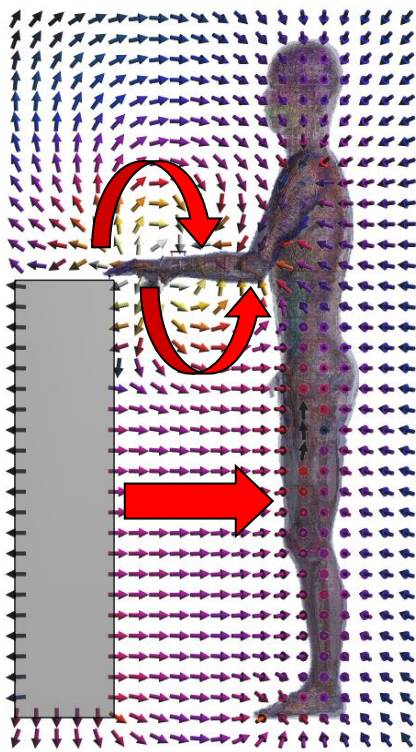


図 6-26 二電極での電界ベクトル分布 (12 mm, 左側面)

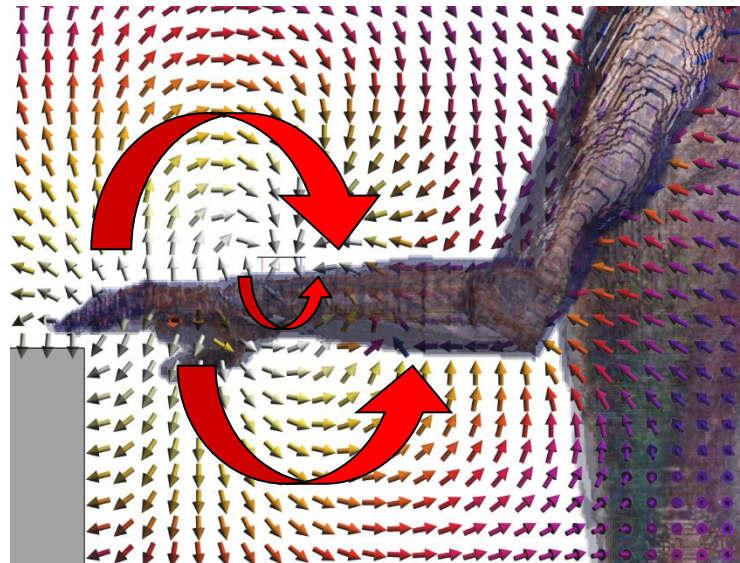


図 6-27 二電極での電界ベクトル分布 (12 mm, 腕部)

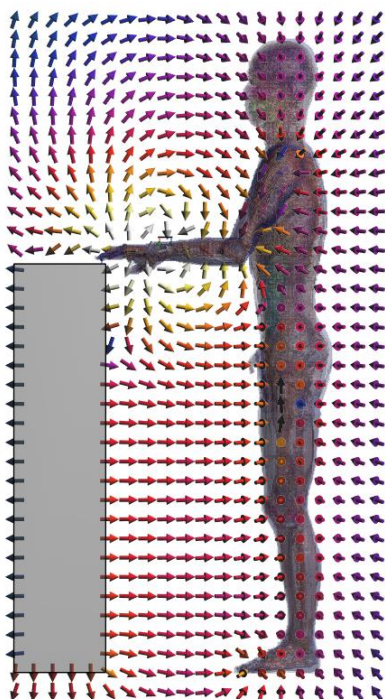


図 6-28 二電極での電界ベクトル分布 (36 mm, 左側面)

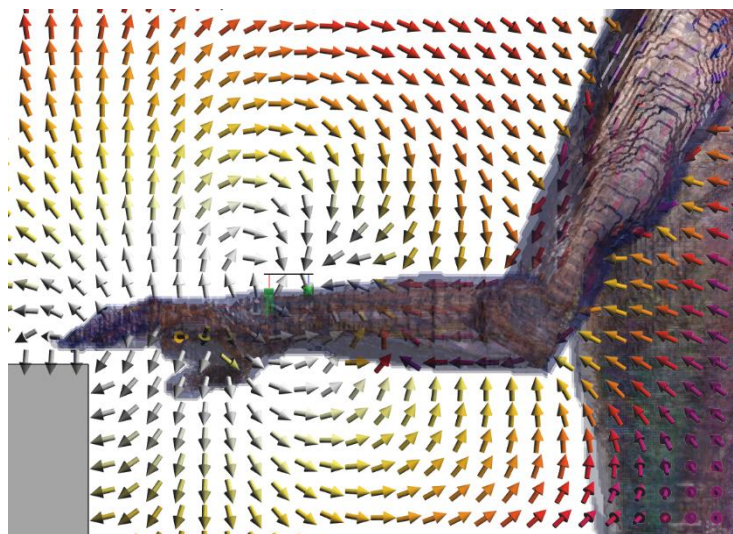


図 6-29 二電極での電界ベクトル分布 (36 mm, 腕部)

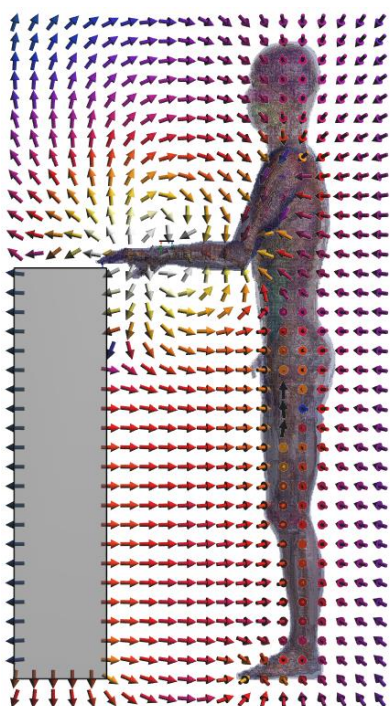


図 6-30 二電極での電界ベクトル分布 (40 mm, 左側面)

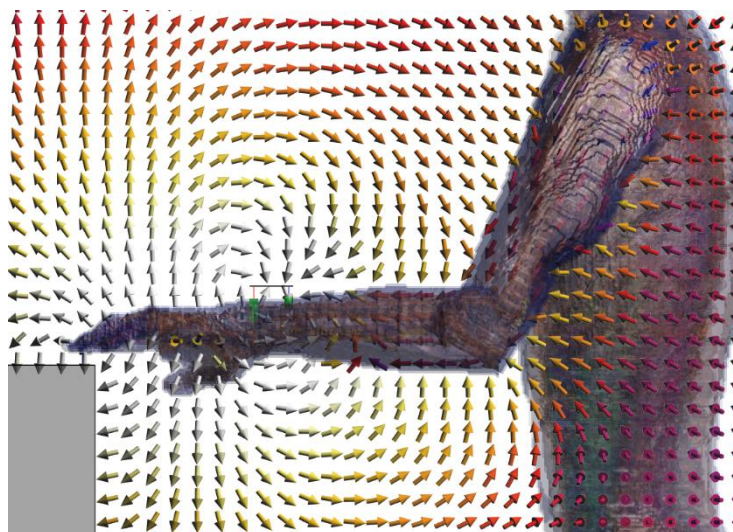


図 6-31 二電極での電界ベクトル分布 (40 mm, 腕部)

二電極送信機を用いて送信機電極面積を変化させた場合の受信電圧について図 6-32 に示した。受信電圧は電極幅に従って 42 mV から 88 mV まで 45 mV 程度増加している。電極幅によって受信電圧がほとんど変化しなかった一電極送信機と異なり、二電極送信機では単調に増加していると考えられる。

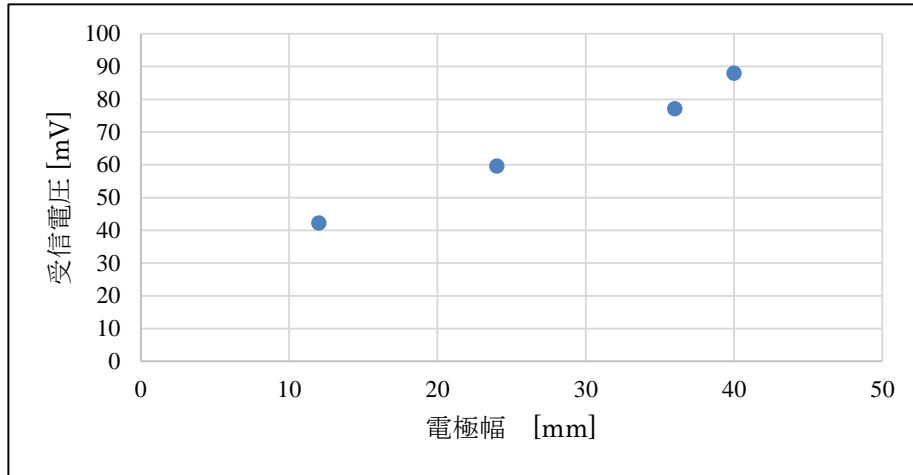


図 6-32 二電極送信機使用時の送信機電極面積による受信電圧の変化

図 6-33 に二電極送信機の入力インピーダンスを示した。図から、実部、虚部ともに電極面積の増加に伴い絶対値が減少していることが分かった。これは、電極面積の増加によって通信系全体の抵抗値や電気容量の値が下がっていることを示す。

電極の接触面積が大きくなることで人体と機器の接触部分のインピーダンスが低下するが、その低下の影響は通信系全体のインピーダンスに影響を与える程度の大きな影響であると考えられる。

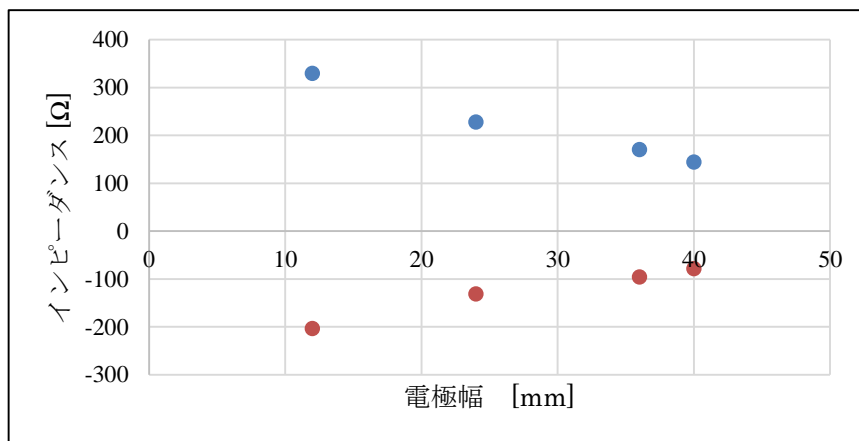


図 6-33 二電極送信機使用時の送信機電極面積による送信機入力インピーダンスの変化



送信機の信号電極から受信機電極までの電位をフォワードパスにおける分圧として図6-34に示した。フォワードパスの電位は電極面積の増加に従い480 mVから350 mV程度まで130 mV程度減少している。二電極送信機使用時の信号伝送路は「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—腕や胴部の人体表面—送信機」のループ構造であると考えられ、そのうちのフォワードパスは「送信機—人体内部—受信機」の人体内部を通るルートである。電極面積が増加することでフォワードパスを構成する要素のうち人体との接触部分のインピーダンスが減少し、送信機から指先に至る経路のインピーダンスの合計値も減少したと考えられる。

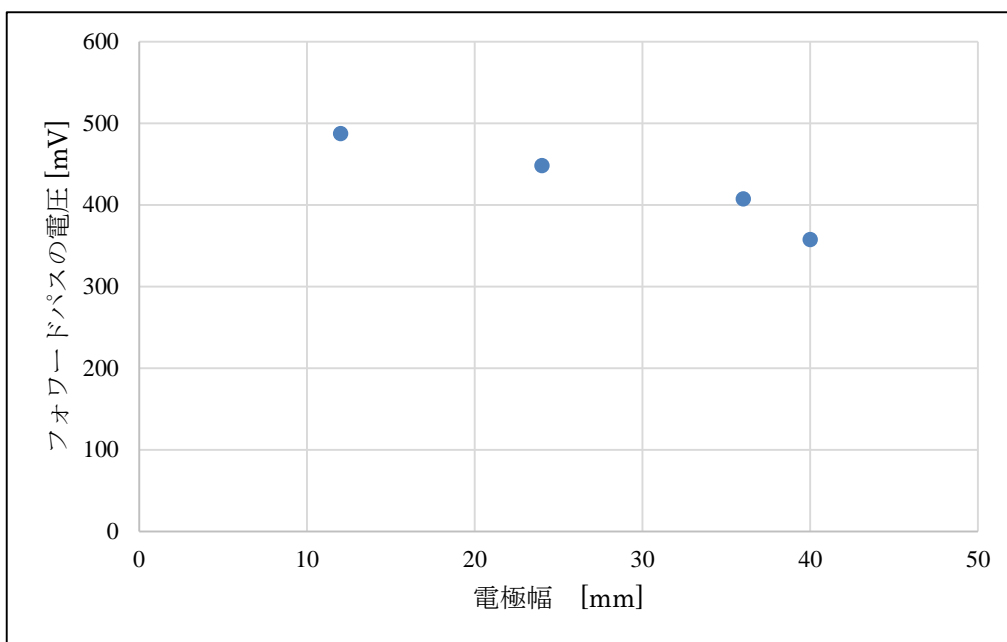


図 6-34 二電極送信機使用時の送信機電極面積によるフォワードパスの電圧変化

同様に二電極送信機使用時のリターンパスの電位について図 6-35 に示した。リターンパスは電極幅 36 mm まで 40 mV 程度単調に減少しており、40 mm で上昇している。また、フォワードパスと比較してリターンパスの電位変化は 40 mV 程度で小さい。二電極送信機使用時のリターンパスは「受信機—空間の容量結合—腕や胴部の人体表面—送信機」であると考えられ、受信機筐体と腕や胴体などの人体との間の容量結合が関与している。電極面積が変化しても受信機筐体と人体との距離は変化しないので、リターンパス全体のインピーダンスは大きく変化しないと考えられる。

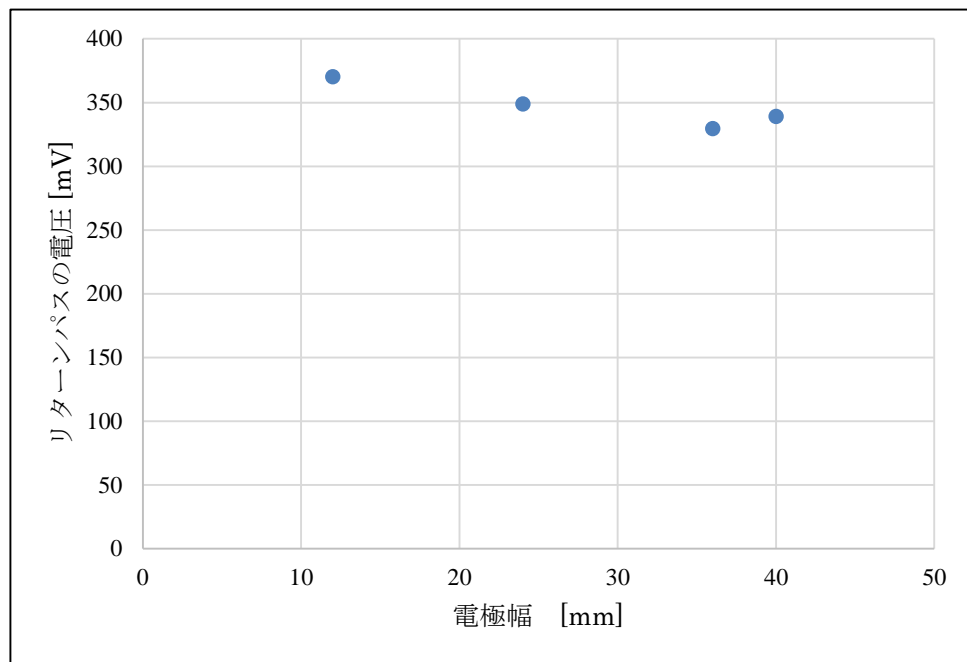


図 6-35 二電極送信機使用時の送信機電極面積によるリターンパスの電圧変化

## 6.3 受信機電極面積を変えた場合

### 6.3.1 解析モデル

機器と人体の接触部の影響として、送信機の電極とは別に受信機の電極についても調べる必要がある。モデルの基本形では人差し指で5 mm×5 mmの電極に触れる図 6-36のような形状だったが、実際の使用ではある程度の大きさを持った電極に複数の指で触れるような場面が想定される。そのため、図 6-37のように100 mm×100 mmの受信電極を作成し、この電極に触れるようなモデルを作成した。それぞれの受信電極に対し一電極送信機、二電極送信機の二通りの送信機で解析を行うため、合計で4通りの解析を行う。

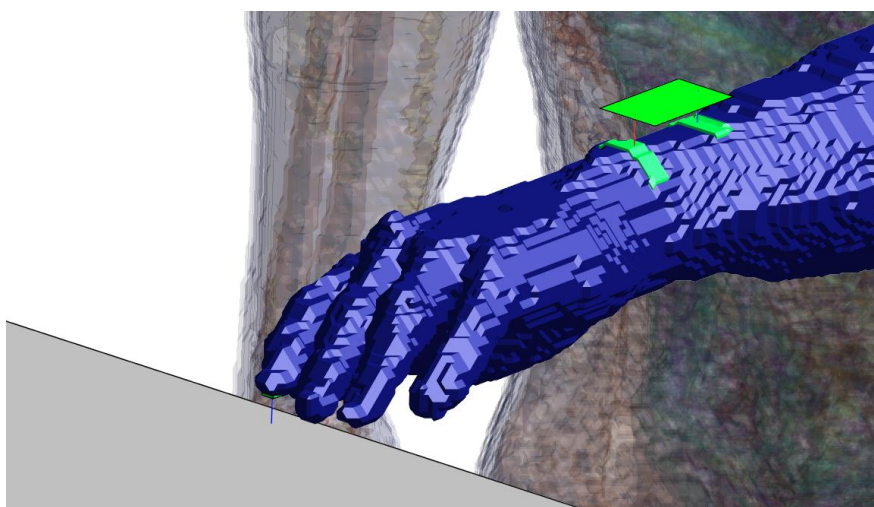


図 6-36 5 mm×5 mm の受信電極を用いたモデル

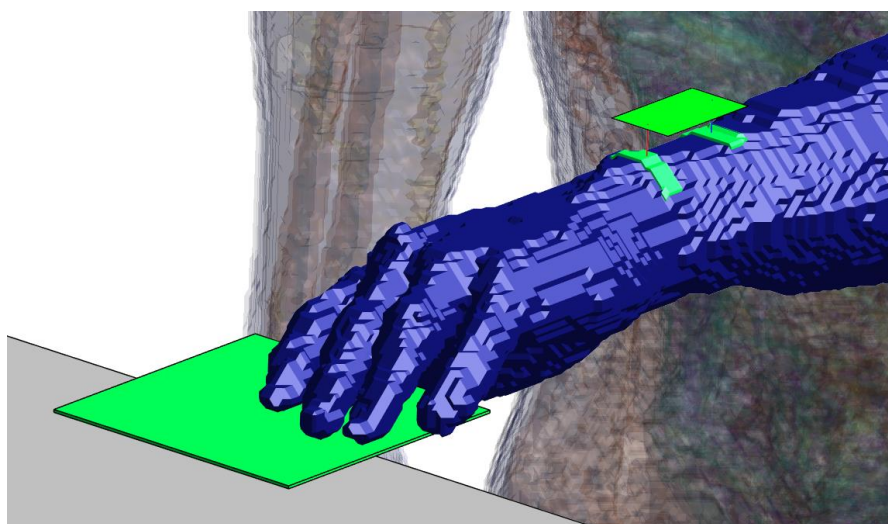


図 6-37 100 mm×100 mm の受信電極を用いたモデル

### 6.3.2 一電極送信機使用時の解析結果

受信電極が  $100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$  の大きさを持つときの電界強度分布を図 6-38, 図 6-39 に示した。これらの図は左側面図, 上面図いずれも送信機の信号源を通る断面での分布であり, 強度の値は一周期での二乗平均値である。これらの図から, 受信電極を大きくしても電界強度分布は変化しないことが分かった。

図 6-40, 図 6-41 に受信電極が  $100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$  のときの電界ベクトル分布を示した。これらの図は全て送信機の信号源を通る断面での分布であり, ベクトルは受信電圧が最大になる時点での分布を表示している。送信機から人体内部に放出された電界は腕部または受信機筐体の表面から空間を介して送信機のグラウンドに戻ってきていることが分かる。この電界の繋がりはこれまで表示してきた一電極送信機使用時の電界ベクトル分布と同一であり, 受信電極の大きさが変化しても電界ベクトルの分布は変化しないことが分かった。

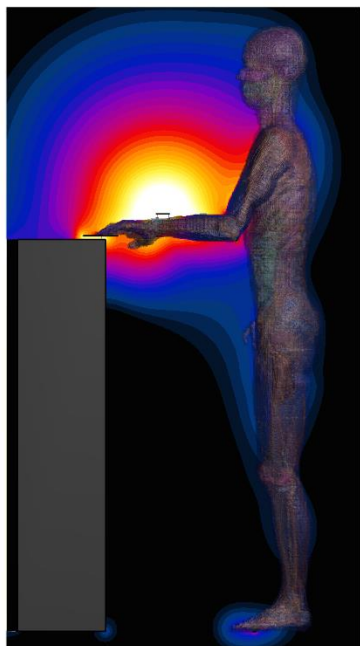


図 6-38 一電極送信機での電界強度分布 (受信電極大, 左側面)



図 6-39 一電極送信機での電界強度分布 (受信電極大, 上面)

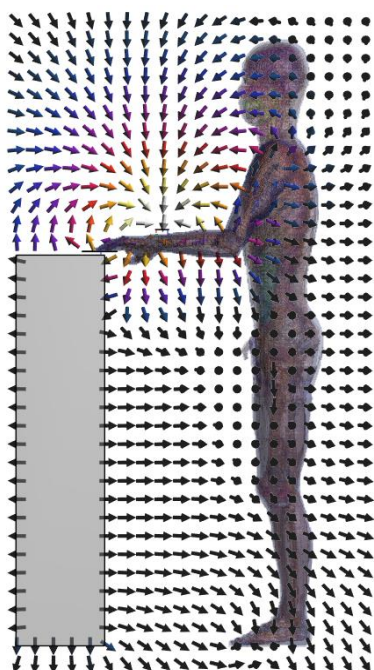


図 6-40 一電極での電界ベクトル分布 (受信電極大, 左側面)

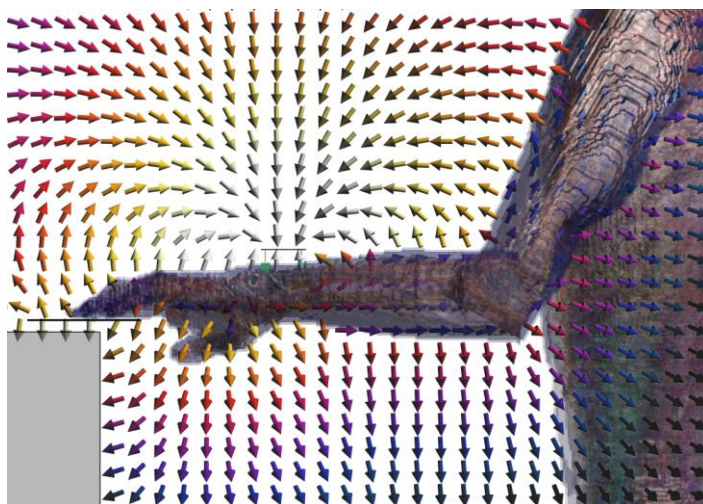


図 6-41 一電極での電界ベクトル分布 (受信電極大, 腕部)

表 6-2 に受信電極の大きさと受信電圧，送信機入力インピーダンスを示した．送信機の電極面積を変化させたとき受信電圧が 5.7 mV から 5.9 mV 程度まで変化していたことと比較すると，受信電極の大きさによる影響は約 0.3 mV であり，送信機電極の面積による影響と同程度であるといえる．

入力インピーダンスの値を見ると，実部，虚部ともに受信電極のサイズが変化してもほとんど変化していないことが分かる．これは，一電極送信機の信号源から見た受信電極の大きさの影響が非常に小さいことを示している．

表 6-2 受信機電極面積による受信電圧と送信機入力インピーダンスの変化(一電極送信機)

受信電極の大きさ	5 mm×5 mm	100 mm×100 mm
受信電圧 [mV]	5.9	6.2
入力インピーダンス [ $\Omega$ ]	93.7-j 3693	93.1-j 3693

受信電極の大きさが 5 mm×5 mm と 100 mm×100 mm のときのフォワードパスとリターンパスの電位について表 6-3 に示した．表 6-3 から，フォワードパスとリターンパスともに受信電極の大きさによる変化は 1mV 程度であり，送信電極の面積による変化が約 30 mV であったことと比較するとほとんど変化していないことが分かった．このことから，送受信にかかわる信号伝送経路内で，受信電極と人体の接触部分のインピーダンスの影響は小さいと考えられる．

表 6-3 受信機電極面積によるフォワードパスとリターンパスの電位変化(一電極送信機)

受信電極の大きさ	5 mm×5 mm	100 mm×100 mm
フォワードパスの電位 [mV]	34.9	33.9
リターンパスの電位 [mV]	958.7	959.9

### 6.3.3 二電極送信機使用時の解析結果

二電極送信機を使用し，受信電極が  $100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$  の大きさを持つときの電界強度分布を図 6-42，図 6-43 に示した．また，図 6-44，図 6-45 に受信電極が  $100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$  のときの電界ベクトル分布を示した．これらの図から分かるように，電界強度，電界ベクトルともに受信電極を  $100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$  まで大きくしても  $5\text{ mm} \times 5\text{ mm}$  の場合から変化していなかった．二電極送信機使用時においても，受信電極の大きさは通信系全体の経路の形状や強さには影響していないと考えられる．

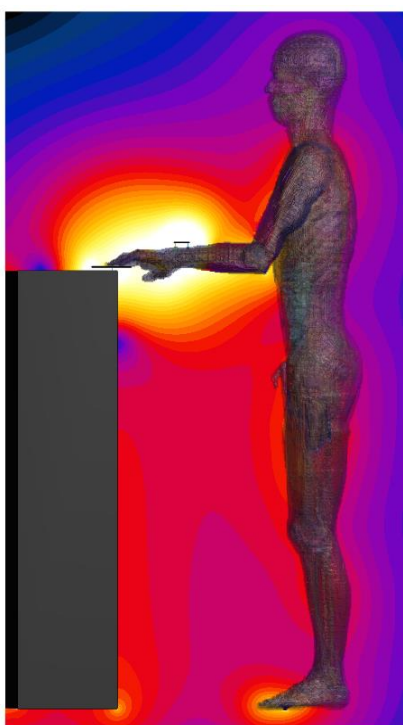


図 6-42 二電極送信機での電界強度分布 (受信電極大, 左側面)

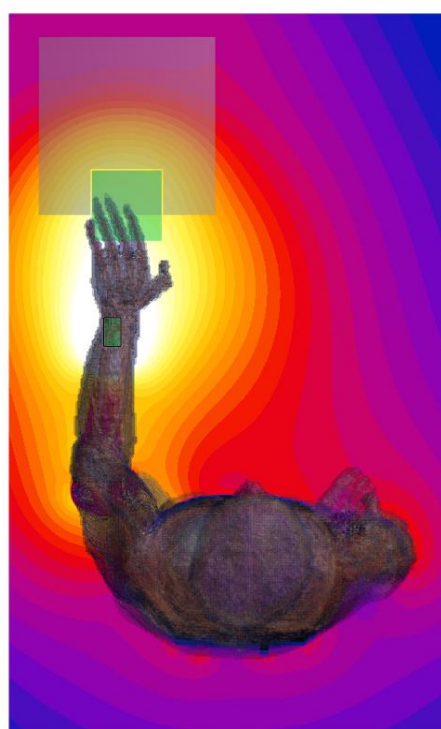


図 6-43 二電極送信機での電界強度分布 (受信電極大, 上面)

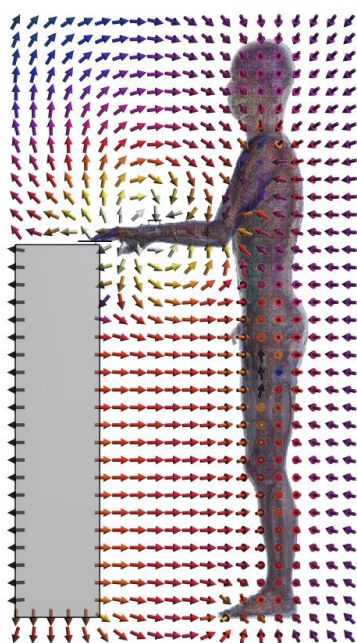


図 6-44 二電極での電界ベクトル分布 (受信電極大, 左側面)

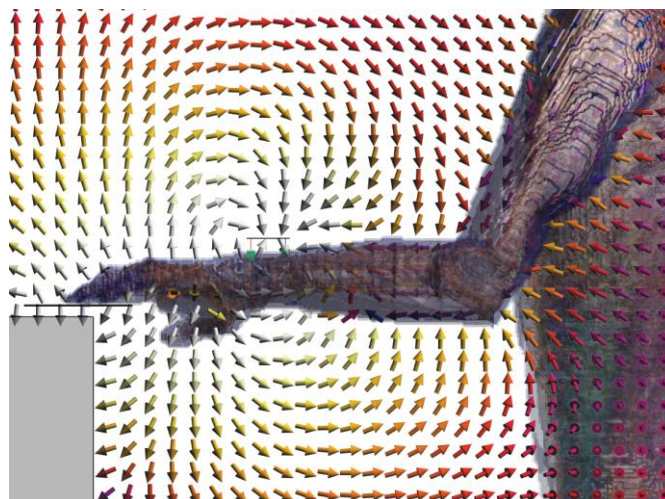


図 6-45 二電極での電界ベクトル分布 (受信電極大, 腕部)



表 6-4 に受信電極の大きさと受信電圧，送信機入力インピーダンスを示した．送信機の電極面積を変化させたとき受信電圧が 42 mV から 88 mV 程度まで変化していたことと比較すると，受信電極の大きさによる影響は約 5 mV と送信機電極と比べて非常に小さいといえる．

入力インピーダンスの値を見ると，実部，虚部ともに受信電極のサイズが変化してもほとんど変化していないことが分かる．一電極送信機と同様，二電極送信機でも経路全体から見た受信電極の大きさの影響が非常に小さいと分かる．

表 6-4 受信機電極面積による受信電圧と送信機入力インピーダンスの変化(二電極送信機)

受信電極の大きさ	5 mm×5 mm	100 mm×100 mm
受信電圧 [mV]	59.6	65.1
入力インピーダンス[Ω]	228.1-j131.2	227.7-j131.3

表 6-5 に受信電極の大きさを変えたときのフォワードパスとリターンパスの電位を示した．フォワードパスは 15 mV 程度変化しているが，送信機の電極面積による変化がフォワードパスで 130 mV 程度の変化であったことから，フォワードパスに対しては送信電極と比べて受信電極の影響は小さいといえる．一方，リターンパスは受信機電極によって 10 mV 程度変化しており，送信機の電極面積による変化が 340 mV から 370 mV までの 30 mV 程度であったことと比較すると，受信機電極の影響は無視できない大きさであるといえる．

一電極送信機，二電極送信機にかかわらず受信電極を大きくしたときの接触インピーダンスの変化は同じであるが，一電極のパスが持つインピーダンスは二電極のパスが持つインピーダンスより非常に大きいため，一電極送信機使用時では接触部分のインピーダンスの影響は相対的に小さくなり，変化がないように見えていると考えられる．

表 6-5 受信機電極面積によるフォワードパスとリターンパスの電位変化(二電極送信機)

受信電極の大きさ	5 mm×5 mm	100 mm×100 mm
フォワードパスの電位 [mV]	447.9	432.4
リターンパスの電位 [mV]	348.9	359.8

## 6.4 本章のまとめ

本章では、人体通信の通信効率に影響を与える要素として「送受信機と人体の接触部分の影響」について調べた。

まず、送信機の電極の幅を変化させた場合、一電極送信機使用時には通信経路は大きく変化せず、受信電圧も大きく変化しないことが分かった。また、電極幅が増加するのに伴いフォワードパスの電位は下がり、リターンパスの電位は上昇することが分かった。このことから、一電極送信機でのフォワードパスを構成する要素の中で電極と人体の接触部分のインピーダンスの影響が大きいことが分かった。

二電極送信機使用時も一電極と同様に経路は大きく変化しなかったが、受信電圧は電極幅の増加に伴い上昇することが分かった。電極幅の増加によってフォワードパスの電位は下がるが、リターンパスの電位は大きく変化しないことが分かった。これは二電極送信機による経路のリターンパスが電極面積と直接関係のない腕や胴体と受信機筐体との容量結合を含むためであると考えられる。

次に、受信機の電極の大きさを変化させた場合、一電極、二電極ともに電界の分布には大きな変化はなく、信号伝送路の形状には影響しないことが分かった。また、受信電圧についても受信電極の大小による変化は送信電極の影響に比べ非常に小さく、通信効率への影響は軽微であることが分かった。フォワードパスとリターンパスの電位の比較から、二電極送信機のリターンパスは受信電極の大きさによって 10 mV 程度変化し、送信機電極面積と同程度の影響を持つということが分かった。



# 第7章 装着者の姿勢の影響

---

7.1 はじめに.....	88
7.2 装着者の姿勢を変えた場合の解析モデル.....	89
7.3 一電極送信機使用時の姿勢の影響.....	90
7.3.1 電界強度分布.....	90
7.3.2 電界ベクトル分布.....	92
7.3.3 受信電圧と送信機入力インピーダンス.....	93
7.3.4 区間ごとの電圧評価.....	93
7.4 二電極送信機使用時の姿勢の影響.....	94
7.4.1 電界強度分布.....	94
7.4.2 電界ベクトル分布.....	96
7.4.3 送受信電圧比と送信機入力インピーダンス.....	97
7.4.4 区間ごとの電圧評価.....	97
7.5 本章のまとめ.....	98

---

## 7.1 はじめに

本章では、人体通信の通信効率に影響を与える要素として、「装着者の姿勢の影響」を取り上げる。

まず、装着者の姿勢によって変化する信号伝送経路の要素について考察し、作成した電磁界解析モデルについて説明する。これらのモデルを用いた解析結果として受信電圧、電界の強度分布、電界のベクトル分布、経路中の一部区間の電圧等の情報を示す。

結果から、各条件の影響の大きさを信号伝送路を構成する要素に対応させて考察する。

## 7.2 装着者の姿勢を変えた場合の解析モデル

受信機のグラウンドから送信機のグラウンドまで戻ってくるリターンパスを構成する要素として、受信機筐体と人体の間の容量結合によるインピーダンスが考えられる。今回作成したモデルでは受信機筐体が受信機回路のグラウンドとして機能しているため、筐体と人体の間の距離や位置関係を変えてその影響を調べる。そのためのモデルとして、肘を曲げ受信電極に触れていた基本形の姿勢(図 7-1)から、肘を伸ばして受信電極に触れるような姿勢のモデル(図 7-2)を作成した。

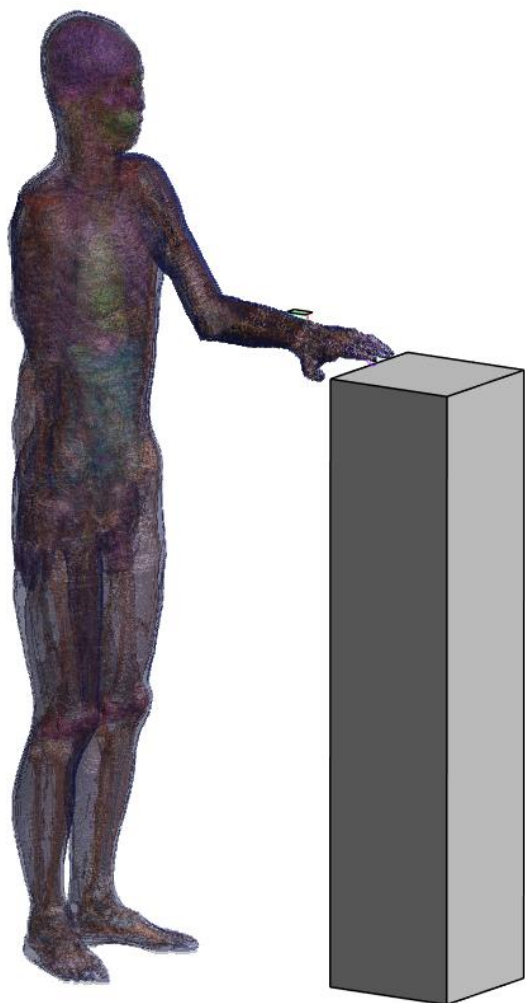


図 7-1 基本形の姿勢

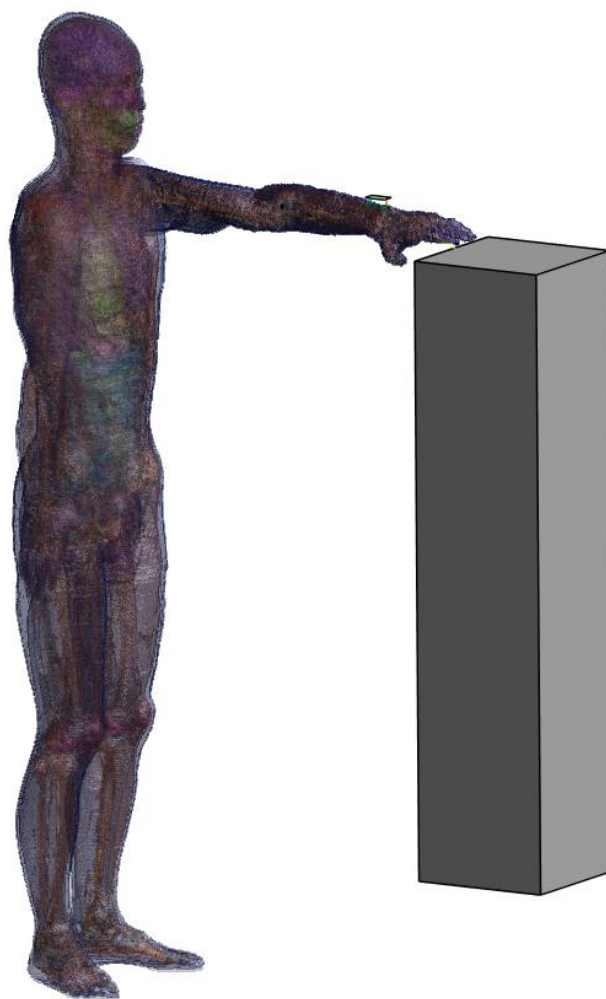


図 7-2 肘を伸ばす姿勢

## 7.3 一電極送信機使用時の姿勢の影響

### 7.3.1 電界強度分布

一電極送信機使用時で装着者の姿勢を変えたときの電界強度分布について図 7-3～図 7-6 に示した。これらの図は左側面図，上面図いずれも送信機の信号源を通る断面での分布であり，強度の値は一周期での二乗平均値である。図 7-3，図 7-5 から，電界が腕上部の空間に分布する性質は体勢によって変化していない。図 7-4 の肘を曲げたときの上面からの電界と図 7-6 の肘を伸ばしたときの上からの電界を比較すると，送信機を中心に放射状に電界が分布する性質は変わらないが，送信機と胴体の距離が離れることで胴体周囲の電界が弱くなっていることが分かる。

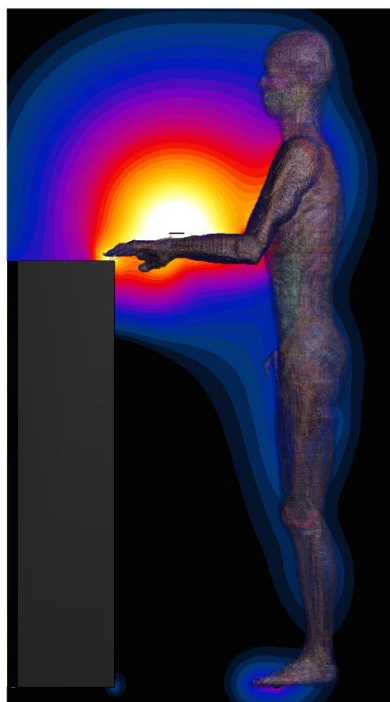


図 7-3 一電極送信機での電界強度分布  
(肘を曲げる, 左側面)



図 7-4 一電極送信機での電界強度分布  
(肘を曲げる, 上面)

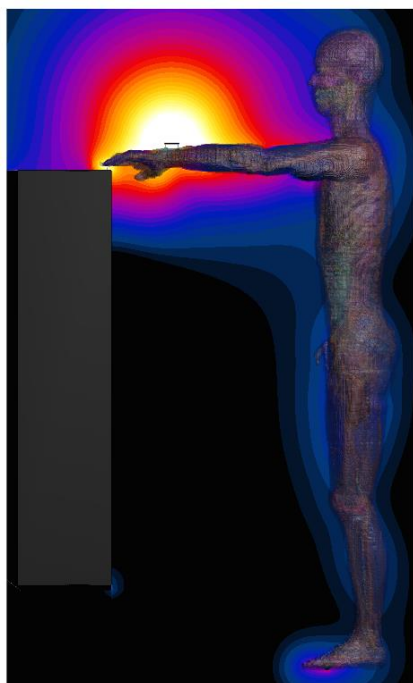


図 7-5 一電極送信機での電界強度分布  
(肘を伸ばす, 左側面)



図 7-6 一電極送信機での電界強度分布  
(肘を伸ばす, 上面)



### 7.3.2 電界ベクトル分布

同一の結果について受信電圧最大時の電界ベクトル分布を図 7-7 から図 7-10 に示した。これまでの考察から、一電極送信機使用時の経路は送信機から人体内部に放出される電界と人体の表面から送信機のグラウンドに戻ってくる電界の繋がりであり、受信機筐体と胴体の距離の影響を受けないと考えられる。実際に図 7-7 から図 7-10 の図でみられるように、電界ベクトルの繋がり方に大きな変化は見られなかった。

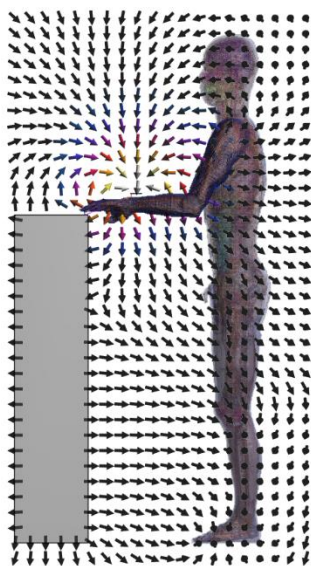


図 7-7 一電極での電界ベクトル分布（肘を曲げる，左側面）

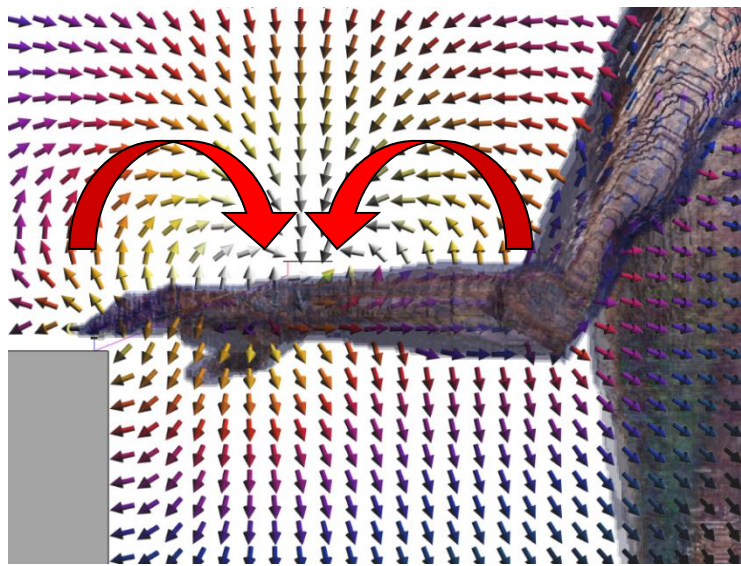


図 7-8 一電極での電界ベクトル分布（肘を曲げる，上面）

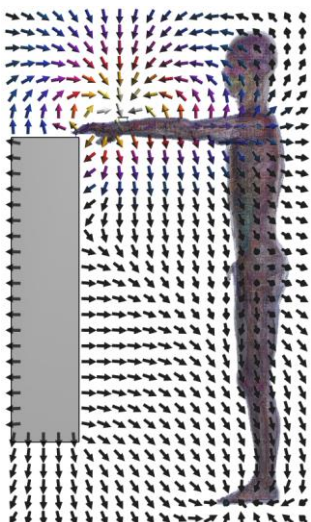


図 7-9 一電極での電界ベクトル分布（肘を伸ばす，上面）

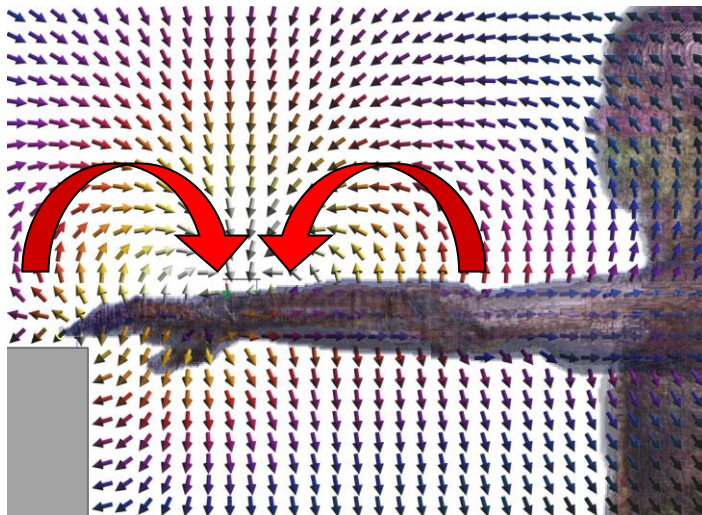


図 7-10 一電極での電界ベクトル分布（肘を伸ばす，上面）

### 7.3.3 受信電圧と送信機入力インピーダンス

表 7-1 に装着者の姿勢を変えたときの受信電圧と送信機入力インピーダンスの変化について示した。受信電圧，送信機入力インピーダンスともに姿勢による変化は小さいことが分かる。

表 7-1 装着者の姿勢による受信電圧と送信機入力インピーダンスの変化（一電極送信機）

姿勢	肘を曲げる	肘を伸ばす
受信電圧 [mV]	5.917	6.238
入力インピーダンス [ $\Omega$ ]	93.74-j 3693	93.31-j 3756

### 7.3.4 区間ごとの電圧評価

表 7-2 に装着者の姿勢によるフォワードパスとリターンパスの変化を示した。フォワードパス，リターンパスともに 1 mV 以下の変化量であり，これまで検討した送信機の位置や送信機の電極面積と比べて姿勢の影響は小さいと考えられる。

表 7-2 装着者の姿勢によるフォワードパスとリターンパスの電位変化（一電極送信機）

受信電極の大きさ	肘を曲げる	肘を伸ばす
フォワードパスの電位 [mV]	34.99	34.59
リターンパスの電位 [mV]	958.7	958.7

## 7.4 二電極送信機使用時の姿勢の影響

### 7.4.1 電界強度分布

二電極送信機使用時で装着者の姿勢を変えたときの電界強度分布についてから図 7-11 から図 7-14 に示した。これらの図は左側面図，上面図いずれも送信機の信号源を通る断面での分布であり，強度の値は一周期での二乗平均値である。これらの図から，送信機周囲の腕の上下左右の空間に強い電界が分布する性質は変化していないことが分かる。左側面図の図 7-11 と図 7-13 から，肘を伸ばすことで胴体と送信機の距離が離れ，人体腹部周辺の電界が弱まっていることが分かる。また，上面から見た図 7-12 と図 7-14 でも，肘を伸ばすことによって胸部周辺の電界が弱くなっていることが分かる。

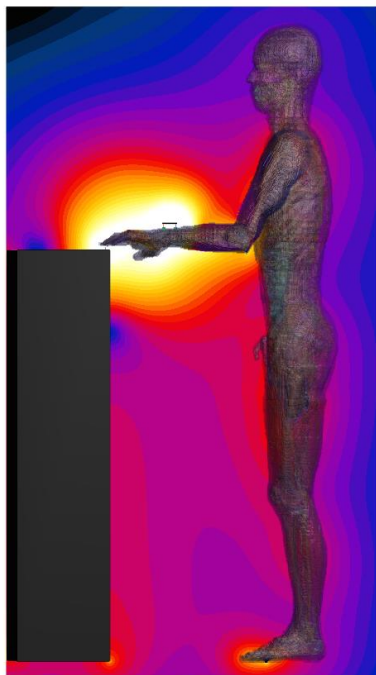


図 7-11 二電極送信機での電界強度分布 (肘を曲げる, 左側面)



図 7-12 二電極送信機での電界強度分布 (肘を曲げる, 上面)

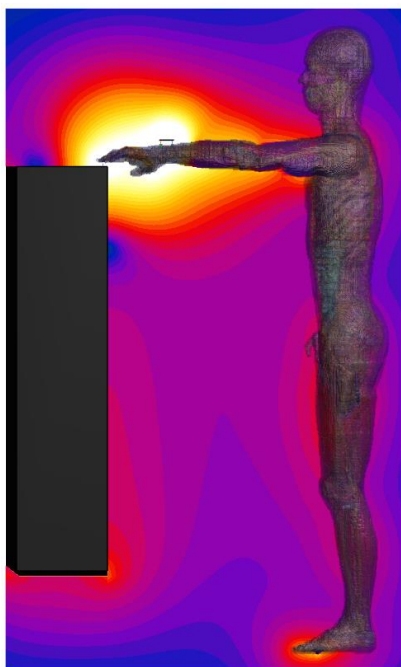


図 7-13 二電極送信機での電界強度分布 (肘を伸ばす, 左側面)



図 7-14 二電極送信機での電界強度分布 (肘を伸ばす, 上面)

### 7.4.2 電界ベクトル分布

図 7-15 から図 7-18 に受信電圧最大時の電界ベクトルの様子を示した。電界の繋がり方に変化はないが、肩から肘の上腕部に戻ってくる電界の範囲が広がっていることが分かる。

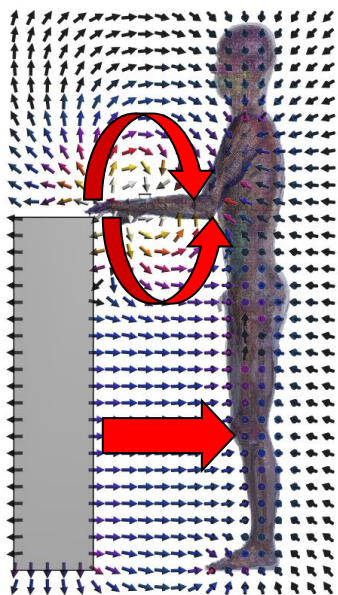


図 7-15 二電極での電界ベクトル分布（肘を曲げる，左側面）

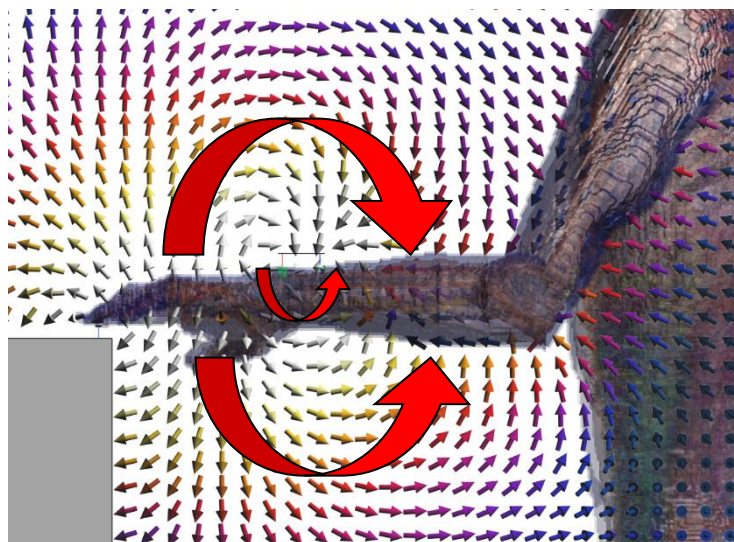


図 7-16 二電極での電界ベクトル分布（肘を曲げる，腕部）

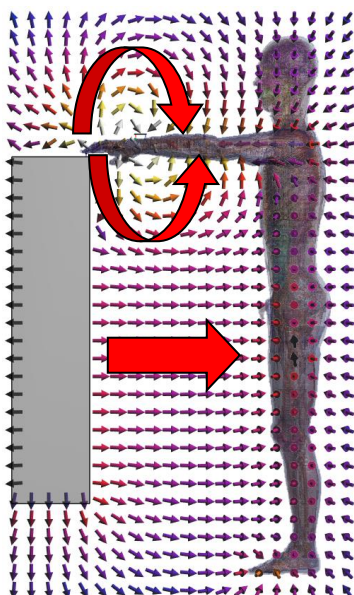


図 7-17 二電極での電界ベクトル分布（肘を伸ばす，左側面）

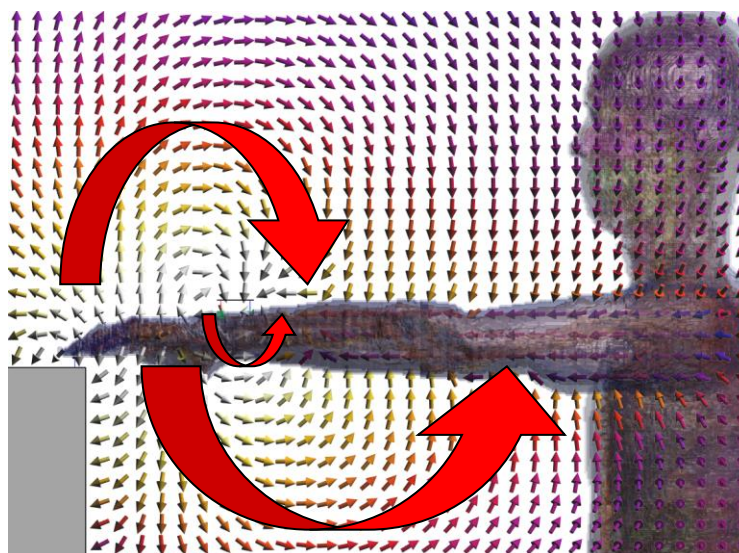


図 7-18 二電極での電界ベクトル分布（肘を伸ばす，上面）

### 7.4.3 送受信電圧比と送信機入力インピーダンス

表 7-3 に体勢の変化による受信電圧と送信機入力インピーダンスの変化を示した。表に見られるように、姿勢によって受信電圧や入力インピーダンスはほとんど変化していないことが分かる。このことから、肘を伸ばすことによる信号伝送路の変化は小さいことが分かる。また、経路全体のインピーダンスも姿勢による影響は小さく、受信電圧と入力インピーダンスは肘より指先側の状況による影響が大きいと推測される。

表 7-3 装着者の姿勢による受信電圧と送信機入力インピーダンスの変化 (二電極送信機)

体勢	肘を曲げる	肘を伸ばす
受信電圧 [mV]	59.63	59.28
入力インピーダンス [ $\Omega$ ]	228.1-j131.2	226.0-j130.0

### 7.4.4 区間ごとの電圧評価

表 7-4 に体勢の変化によるフォワードパスとリターンパスの変化を示した。フォワードパス、リターンパスともに 1 mV 程度の変化量であり、体勢による影響はこれまでの送信機位置や電極面積による影響と比べて非常に小さいといえる。

表 7-4 装着者の姿勢によるフォワードパスとリターンパスの電位変化 (二電極送信機)

受信電極の大きさ	肘を曲げる	肘を伸ばす
フォワードパスの電位 [mV]	447.9	446.6
リターンパスの電位 [mV]	348.9	349.2

## 7.5 本章のまとめ

本章では、「装着者の姿勢」が人体通信の通信効率に与える影響について調べた。これまで考察してきた肘を曲げて外部機器に触れる姿勢に加えて、肘を伸ばして外部機器に触れる姿勢について解析を行い、結果の比較を行った。

結果から、一電極送信機、二電極送信機ともに姿勢を変化させても受信電圧や各経路の電位は大きく変化しないことが分かった。

このことから、人体通信の信号伝送路を構成する要素のうち、姿勢によって変化する上腕部や胴体と送信機の位置関係といった要素が通信効率に与える影響は小さいと考えられる。

# 第8章 人体通信の信号伝送路

---

8.1 はじめに.....	100
8.2 一電極送信機使用時の信号伝送路.....	101
8.2.1 電界強度と電界ベクトルの分布を基にした信号伝送路.....	101
8.2.2 信号伝送路に含まれる要素.....	102
8.2.3 各条件の影響の定量的評価.....	103
8.3 二電極送信機使用時の信号伝送路と等価回路モデル.....	106
8.3.1 電界強度と電界ベクトルの分布を基にした信号伝送路.....	106
8.3.2 信号伝送路に含まれる要素.....	107
8.3.3 各条件の影響の定量的評価.....	108
8.4 本章のまとめ.....	111

---



## 8.1 はじめに

本章では、これまで電磁界解析によって検討してきた様々な条件の下での解析結果から、人体通信における信号伝送について考察し、一電極送信機と二電極送信機をそれぞれ用いた場合の信号伝送路を提示する。

信号伝送路とこれまでの検討で得られた受信電圧、各経路の電位の値などから信号伝送路に含まれる要素について検討し、各要素の影響について考察する。特に、一電極送信機、二電極送信機いずれを使用する場合でも経路の要素として重要であると考えられるリターンパスを構成する要素に着目し、その要素の一つである機器と人体間の容量結合を定量的に評価する。

## 8.2 一電極送信機使用時の信号伝送路

### 8.2.1 電界強度と電界ベクトルの分布を基にした信号伝送路

これまで得られた解析結果のうち、電界強度分布と電界ベクトル分布から通信において主要となる電界の繋がりについて検討することができる。

第5章で述べた通り、一電極送信機を用いた場合の電界は、まず送信機から人体内部に放出され、腕部や受信機筐体の表面から空間を介して送信機のグラウンドに戻ってくる。この電界の繋がり、腕の内部では電流の流れ、空間中では容量性結合が存在することを示している。特に受信機を通る信号の伝送について考えると、図8-1のように、信号は送信機から人体内部を通して指先に至り、受信機で受信された後は空間の容量結合を介して直接送信機グラウンドまで戻ってきていると考えられる。電界ベクトルの分布から、この経路は主に腕上部に分布する「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—送信機」のループ構造であると考えられる。

送信機の装着位置、送受信機の電極面積、装着者の姿勢を変えたときも電界ベクトルの分布の仕方は大きく変化しなかったことから、この経路は一電極送信機を用いた場合で常に形成されている信号伝送路であると考えられる。

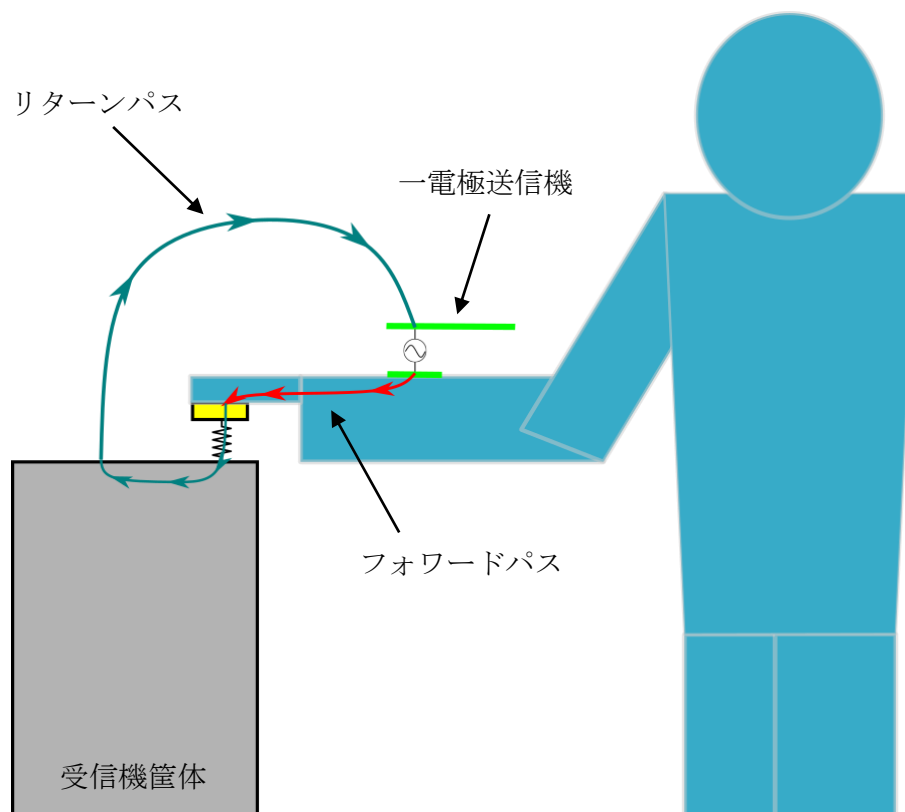


図 8-1 一電極送信機を用いた場合の信号伝送路

### 8.2.2 信号伝送路に含まれる要素

8.2.1 節で提示した信号伝送路を含む通信の経路は図 8-2 のようになる。このうち、信号伝送路に含まれる要素は

- ・ 送信機出力インピーダンス:  $Z_{tx\_out}$
- ・ 送信機信号電極と人体接触部分のインピーダンス:  $Z_{tx\_skin}$
- ・ 送信機から受信機までの人体内部の経路のインピーダンス:  $Z_{arm}$
- ・ 人体と受信電極の接触部分のインピーダンス:  $Z_{rx\_skin}$
- ・ 受信機筐体から送信機グラウンドまでの空中の容量結合のインピーダンス:  $C_{air}$  であると考えられる。

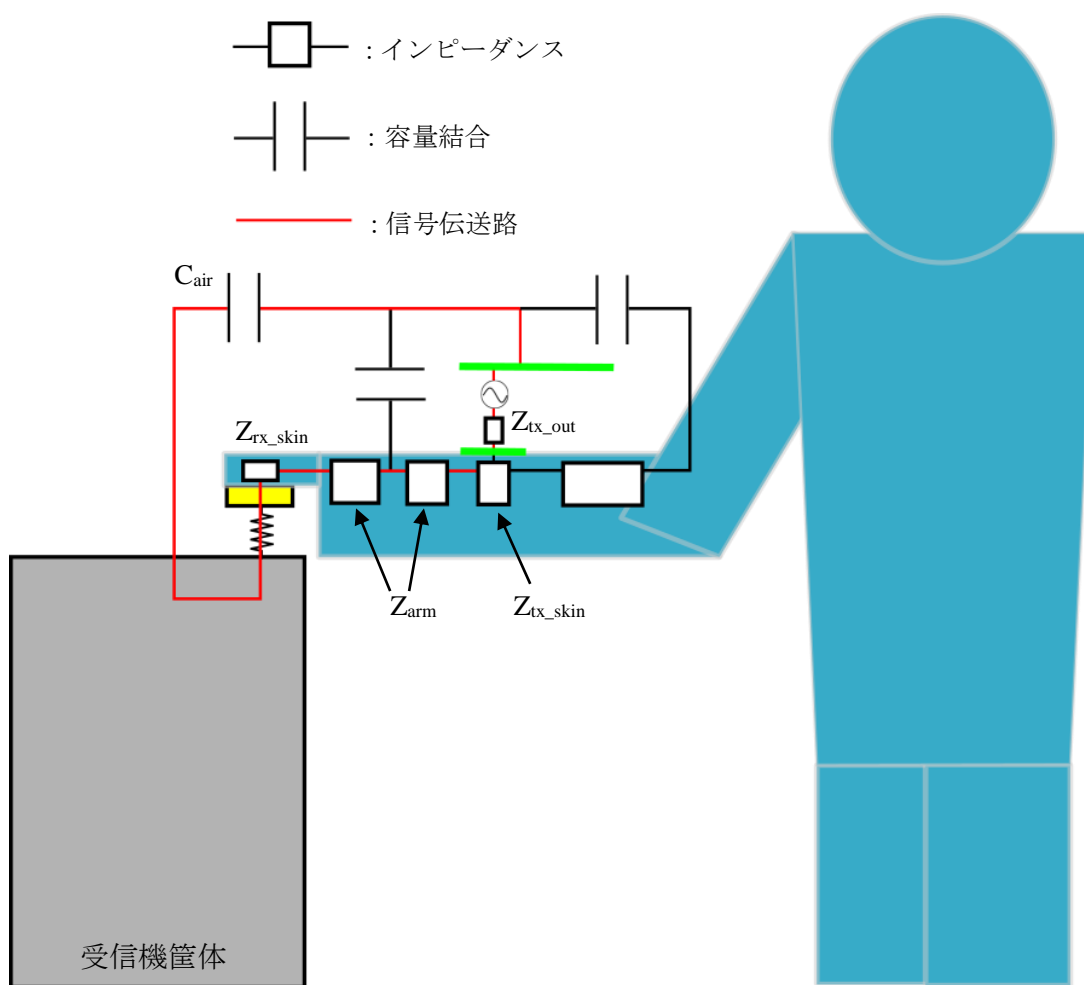


図 8-2 一電極送信機使用時の通信経路

### 8.2.3 各条件の影響の定量的評価

フォワードパス、リターンパスを通信経路に対応させると図 8-3 のようになる。これまで検討してきたフォワードパス、リターンパスの電位は図 8-3 内の各パスにおける分圧の値に対応する。基本形のモデル(送信機位置 158 mm, 送信機電極幅 24 mm, 受信電極 5 mm×5 mm)を用いた場合, 受信機の抵抗 2000 Ω で受信される電圧が 5.9 mV であったことから, 受信機抵抗を流れる電流値  $I_r$  は  $3.0 \times 10^{-3}$  mA と算出できる。

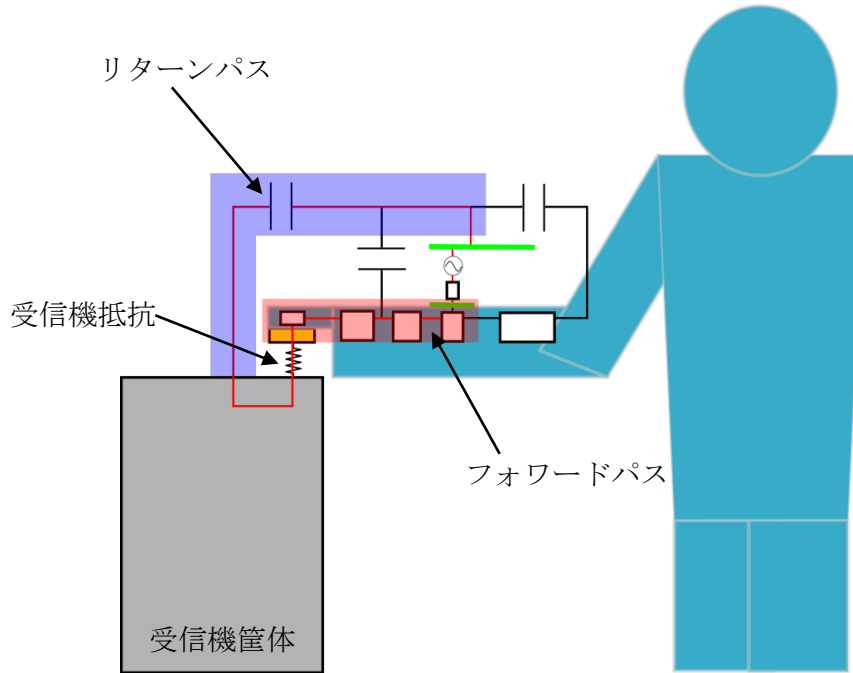


図 8-3 一電極送信機使用時の通信モデルと各経路の対応

8.2.2 節で検討した信号伝送経路の要素のうち, リターンパスの電気容量  $C_{air}$  に対応する容量結合に流れる電流は受信機抵抗に流れる電流に近似できると考えられる。受信機抵抗を流れる電流値とリターンパスの電位  $V_{return}$  から電気容量を(式 1)から計算すると, 受信機筐体から送信機グラウンドまでの空中の容量結合のインピーダンス  $C_{air}$  は  $2.3 \times 10^{-2}$  pF であると分かった(図 8-4)。この値は回路やケーブルによる寄生容量の影響を受けうるオーダーであり, 一電極送信機の通信はリターンパスの部分で周囲の影響を受けやすいといえる。

$$C_{air} = \frac{|I_r|}{2\pi f \cdot |V_{return}|} \quad \dots(式 1)$$

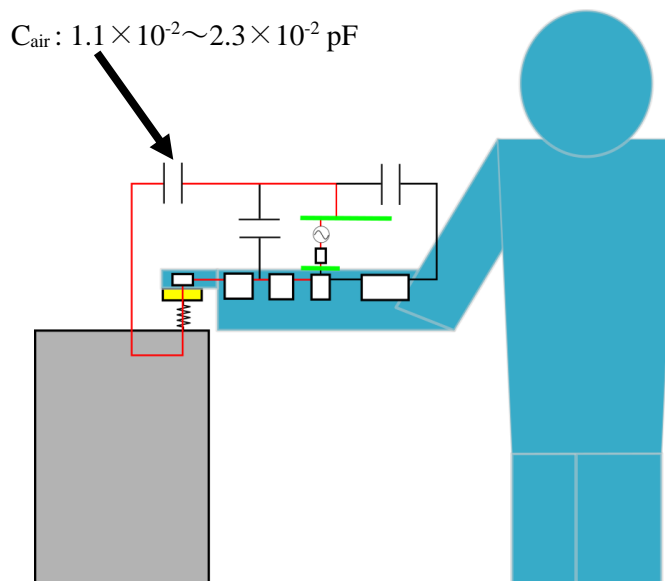


図 8-4 一電極送信機によって形成されるリターンパスの電気容量

基本形のモデル(送信機位置 158 mm, 送信機電極幅 24 mm, 受信電極 5 mm×5 mm)における受信電圧値とフォワードパスの電位, リターンパスの電気容量を基準として, 装着位置, 送信機電極面積, 受信機電極面積, 体勢による各パラメータの比を調べた。

図 8-5 に送受信機間距離と比率, 図 8-6 に送信機の電極幅と比率を示した。また, 表 8-1 に受信機電極面積を大きくした場合, 装着者の肘を伸ばして体勢を変えた場合の各パラメータの比をまとめた。

最も変化率が大きいのは図 8-5 の送受信機距離を増加させた場合であり, 数値にすると受信電圧は 5.9 mV から約 0.46 倍の 2.7 mV まで減少し, リターンパスの電気容量は  $2.3 \times 10^{-2} \text{ pF}$  から  $1.1 \times 10^{-2} \text{ pF}$  まで減少している。その他の条件では受信電圧とリターンパスの電気容量の変化率は 10 % 以下であり, 機器の距離と比べてその影響は小さいといえる。図 8-6 の送信機電極面積と表 8-1 の受信機電極面積を変えることでフォワードパスの電位が 0.3 倍程度変化しているが, それに伴って受信電圧が大きく変化していないことから, 一電極送信機の信号伝送においてフォワードパスの変化は重要ではなく, リターンパスの変化が通信効率と強く関係していると考えられる。

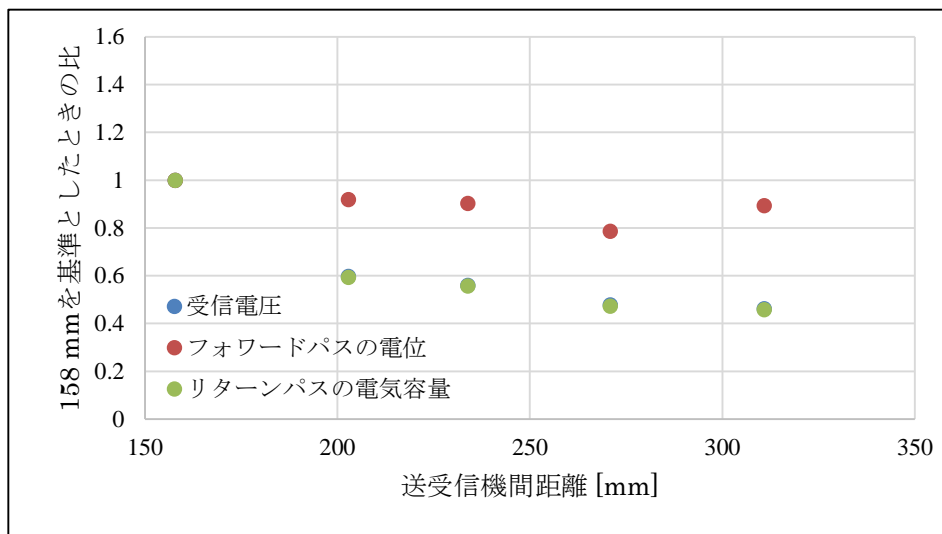


図 8-5 送受信機間距離による各パラメータの比の変化(一電極送信機)

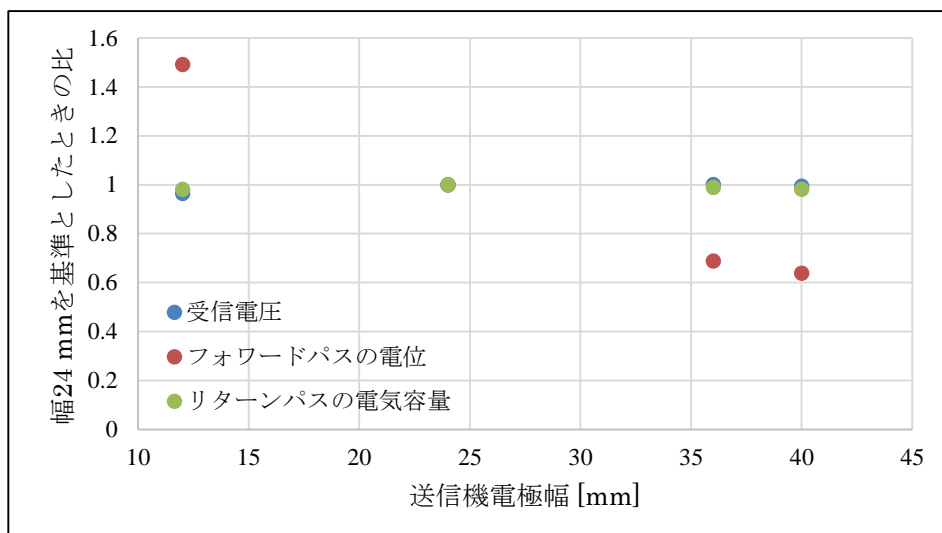


図 8-6 送信機の電極面積による各パラメータの比の変化(一電極送信機)

表 8-1 受信電極面積と装着者の体勢によるパラメータの比の変化(一電極送信機)

条件	受信電極 100 mm × 100 mm	肘を伸ばす
受信電圧	1.06	1.05
フォワードパスの電位	0.65	0.99
リターンパスの電気容量	1.05	1.05

(受信電極 5 mm × 5 mm, 肘を曲げた体勢)の場合の各パラメータを 1 としたときの比

## 8.3 二電極送信機使用時の信号伝送路と等価回路モデル

### 8.3.1 電界強度と電界ベクトルの分布を基にした信号伝送路

一電極送信機と同様に、電界強度分布と電界ベクトル分布から通信において主要となる電界の繋がりについて検討することができる。

二電極送信機を用いた場合の電界について、送信機から出た電界は「人体内部ですぐグラウンド電極側に戻ってくる」、「腕の表面から腕周辺の空間を介してグラウンド電極または肘側の腕の表面に繋がる」、「受信機筐体の表面から空間を介して腕や胴体などの人体表面に繋がる」の三つの経路に大別される。特に受信機を通る信号の伝送について考えると、信号は送信機から人体内部を通って指先に至り、受信機で受信された後は空間の容量結合を介して上腕や胴体など送信機のグラウンド電極に近い人体表面まで戻ってきている。二電極送信機使用時の信号伝送にかかわる経路は図 8-7 のように、「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—腕や胴部の人体表面—送信機」の構造であり、一電極送信機と比べ広範囲の経路が形成されている。

一電極型と同様、送信機の装着位置、送受信機の電極面積、装着者の姿勢などの条件を変えたときも電界ベクトルの分布の仕方は大きく変化しなかったことから、この経路は二電極送信機を用いた場合で常に形成されている信号伝送路であると考えられる。

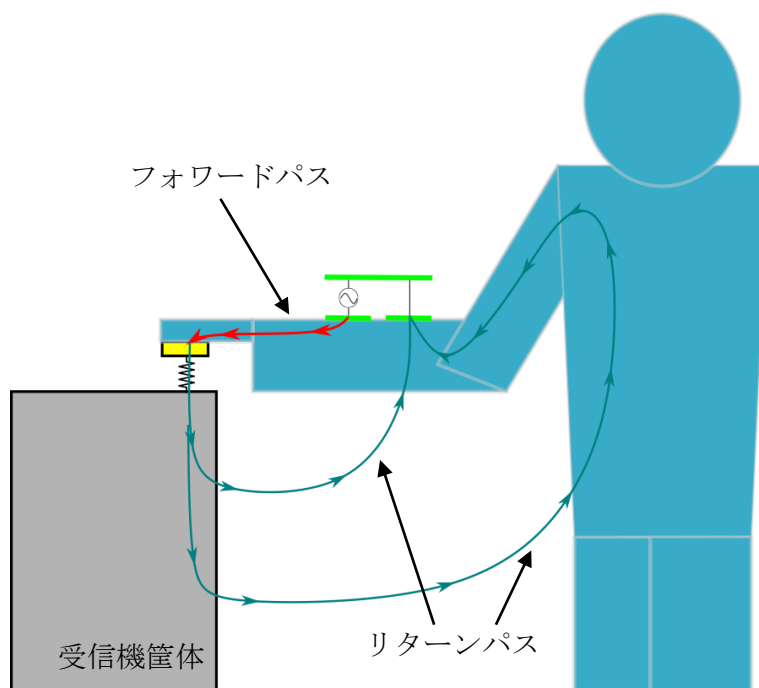


図 8-7 二電極送信機を用いた場合の信号伝送路

## 8.3.2 信号伝送路に含まれる要素

電界によって形成される主要な経路は図 8-8 のようになると考えられる。このうち、8.3.1 節で提示した信号伝送路に含まれる要素は、

- ・ 送信機出力インピーダンス:  $Z_{tx\_out}$
- ・ 送信機の信号電極、グラウンド電極と人体接触部分のインピーダンス:  $Z_{tx\_skin}$
- ・ フォワードパスにおける人体内部の経路のインピーダンス:  $Z_{arm\_f}$
- ・ 人体と受信電極の接触部分のインピーダンス:  $Z_{rx\_skin}$
- ・ 受信機筐体から上腕部までの空中の容量結合のインピーダンス:  $C_{air\_arm}$
- ・ 受信機筐体から胴体までの空中の容量結合のインピーダンス:  $C_{air\_body}$
- ・ 胴体内のインピーダンス:  $Z_{body}$
- ・ リターンパスにおける人体内部のインピーダンス:  $Z_{arm\_r}$

であると考えられる。

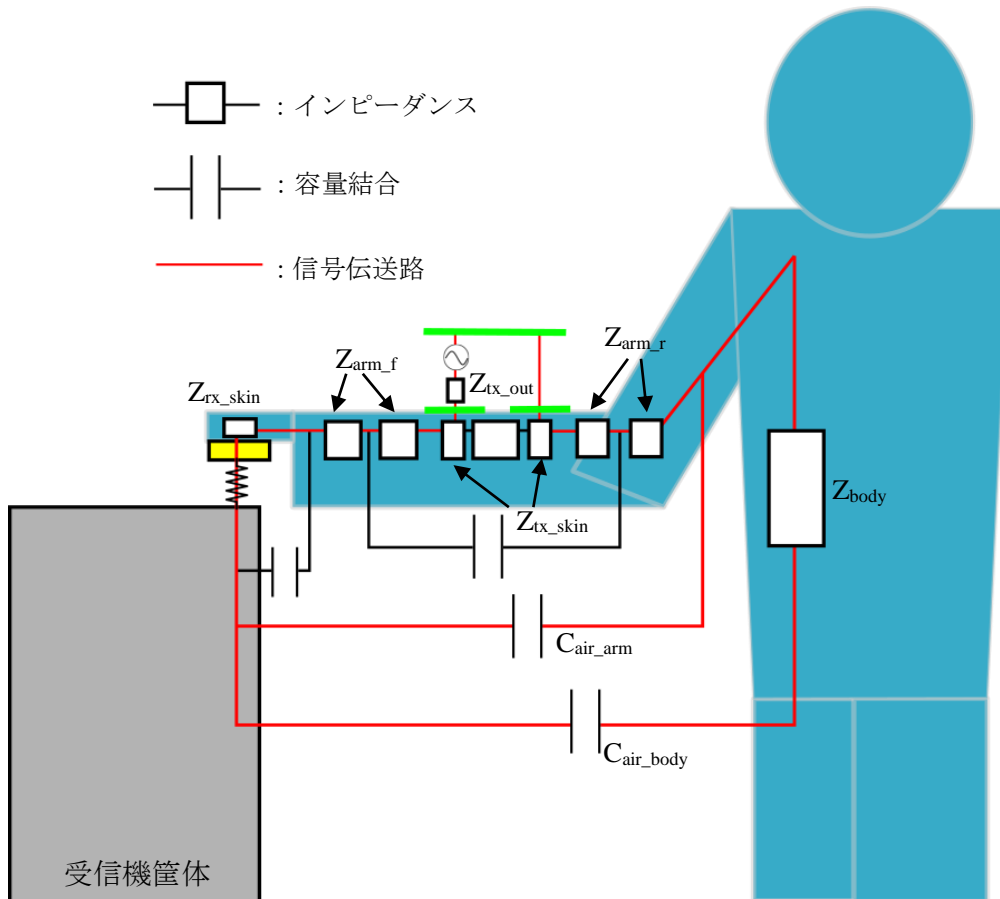


図 8-8 二電極送信機使用時の通信経路



### 8.3.3 各条件の影響の定量的評価

フォワードパス，リターンパスを通信経路に対応させると図 8-9 のようになる．これまで検討してきたフォワードパスとリターンパスの電位は信号伝送路のループ構造内での各パスにおける分圧に対応する．二電極送信機使用時の信号伝送路について，一電極送信機使用時の伝送路と大きく異なるのが，リターンパスを構成する要素として人体内部のインピーダンスである  $Z_{body}$ ， $Z_{arm,r}$ ， $Z_{tx,skin}$  を含む点である．リターンパスの電気容量を求める過程でこれらの大きさを見積もる必要があるが，二電極送信機使用時には，人体表面から別の表面へつながる分布的な容量結合が存在するためそれぞれのインピーダンスの値を定めることは難しい．ここで，基本形のモデルにおいて受信機筐体の電位を基準とした人体表面上の 3 点の電位を調べたところ，表 8-2 のようになった．表 8-2 から，足の指先から肘に至るまでの電圧差は 5.5 mV 程度であり，リターンパス全体の分圧は約 350 mV であることから，リターンパスを構成する要素の中で人体のインピーダンスの影響は小さいと考えられる．

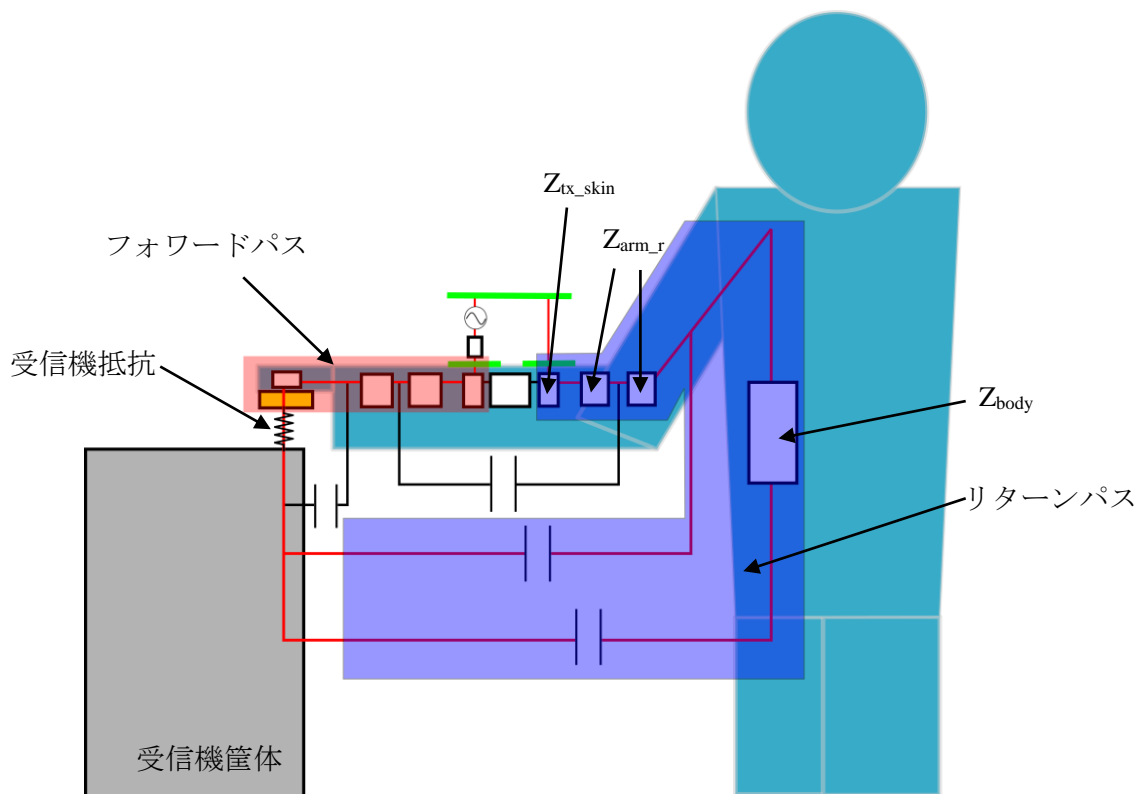


図 8-9 二電極送信機使用時の通信モデルと各経路の対応

表 8-2 二電極送信機使用時の体表の電位分布

人体表面の位置	受信機筐体との電位差 [mV]
足の指先	18.2
胸部中心	17.5
肘	23.7

この上で、一電極送信機と同様に受信機抵抗に流れる電流がリターンパスの容量結合部分 ( $C_{air\_arm}$  と  $C_{air\_body}$ ) に流れると見なすと、受信機抵抗を流れる電流値  $I_r$  が  $2.9 \times 10^{-2}$  mA であると算出できるため、リターンパスの電位  $V_{return}$  と式 (1) から電気容量を算出できる。その結果、リターンパスの容量結合部分の電気容量  $C_{air}$  は  $6.5 \times 10^{-1}$  pF であると分かった(図 8-10)。

$$C_{air} = \frac{|I_r|}{2\pi f \cdot |V_{return}|} \quad \dots(式 1)$$

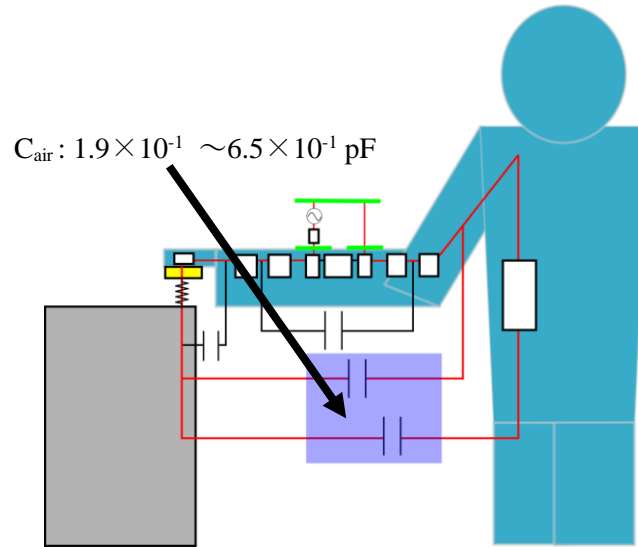


図 8-10 二電極送信機によって形成されるリターンパスの電気容量

一電極送信機と同様に、装着位置、送信機電極面積、受信機電極面積、体勢を変化させたときの各パラメータ（受信電圧値、フォワードパスの電位、リターンパスの電気容量）の比の変化を調べた。この際、基本形のモデル(送信機位置 158 mm, 送信機電極幅 24 mm, 受信電極 5 mm×5 mm, 肘を曲げる)でのパラメータの値を基準値とした。図 8-11 に送受信機間距離による変化, 図 8-12 に送信機の電極幅による変化, 表 8-3 に受信電極の面積と体勢による変化を示した。

図 8-11 に見られるように、一電極送信機の場合と同様、受信電圧に対する影響が最も大きいのは送受信機間の距離であり、肘に装着したとき(310 mm)の受信電圧は手首に装着したとき(158 mm)の 0.32 倍まで減少している。二電極送信機ではそれに加えて図 8-12 に見られるように送信機の電極面積によって受信電圧が 0.7 倍から 1.5 倍まで変化し、一電極送信機と異なる性質である。また、受信電圧の変化はリターンパスの電気容量の変化と近い傾向をとっており、信号伝送において、リターンパスの変化が通信効率と強く関係していると考えられる。送受信機間の距離によってリターンパスの電気容量は  $1.9 \times 10^{-1}$  pF から  $6.5 \times 10^{-1}$  pF まで変化し、電極の面積によって  $4.3 \times 10^{-1}$  pF から  $9.8 \times 10^{-1}$  pF まで変化する。表 8-3 に示した受信機電極面積と装着者の体勢による影響は装着位置と送信機電極の影響に比べて小さく、特に二電極送信機では装着者の体勢による変化は 1% 未満であった。

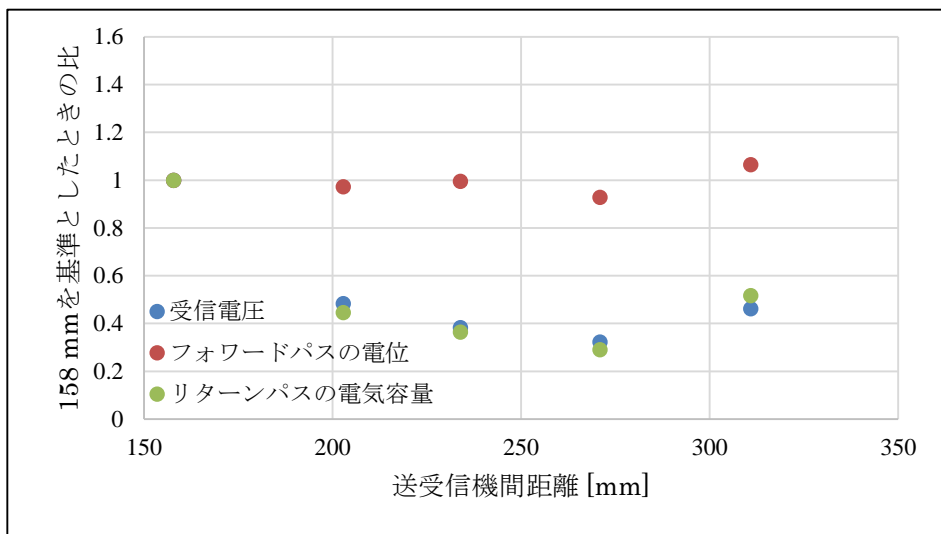


図 8-11 送受信機間距離による各パラメータの比の変化(二電極送信機)

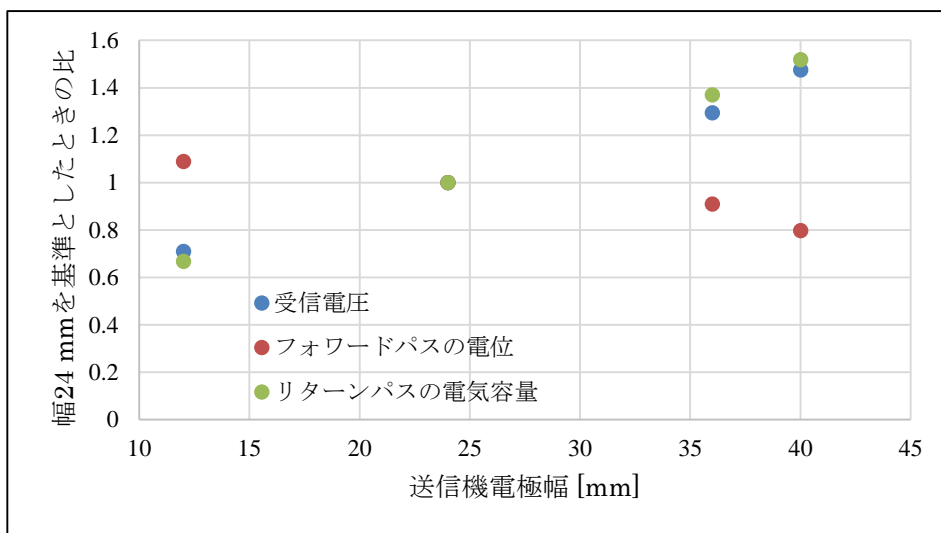


図 8-12 送信機の電極面積による各パラメータの比の変化(二電極送信機)

表 8-3 受信電極面積と装着者の体勢によるパラメータの比の変化(二電極送信機)

条件	受信電極 100 mm × 100 mm	肘を伸ばす
受信電圧	1.10	0.99
フォワードパスの電位	0.88	0.99
リターンパスの電気容量	1.06	0.99

(受信電極 5 mm × 5 mm, 肘を曲げた体勢)の場合の各パラメータを 1 としたときの比

## 8.4 本章のまとめ

本章では、これまでの章で検討してきた電磁界解析の結果から、人体通信における信号伝送路を提示した。

一電極送信機では腕の上部に分布する「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—送信機」のループ構造が信号伝送路であり、リターンパスである空中の容量結合は  $1.1 \times 10^{-2}$  pF から  $2.3 \times 10^{-2}$  pF のオーダーであることが分かった。機器の条件の中で最も影響が大きいのは送信機の装着位置であり、手首から肘まで送受信機を遠ざけることによって受信電圧は 5.9 mV から 2.7 mV と約 0.46 倍まで減少することが分かった。その他の条件では受信電圧は大きく変化しないことが分かった。

二電極送信機では腕や胴体を含む「送信機—人体内部—受信機—空間の容量結合—腕や胴部の人体表面—送信機」のループ構造が信号伝送路であり、リターンパスである受信機筐体と人体間の電気容量は  $1.9 \times 10^{-1}$  pF から  $6.5 \times 10^{-1}$  pF のオーダーであることが分かった。一電極送信機と同様に受信電圧への影響が最も大きい機器の条件は送受信機間の距離であり、手首から肘まで装着位置を変えることで受信電圧は 59 mV から 19 mV まで約 0.32 倍まで減少することが分かった。さらに、二電極送信機では送信機の電極面積による影響も大きく、電極の幅を長くしていったとき受信電圧は 42 mV から 88 mV と最大で 2 倍程度まで増加することが分かった。受信機の電極面積と装着者の体勢を変えた場合、受信電圧は大きく変化しないことが分かった。



## 第9章 結論

---

9.1 本研究で明らかになった知見 .....	114
9.2 今後の展望 .....	117

---

## 9.1 本研究で明らかになった知見

本研究では、ウェアラブル型送信機と外部受信機との間の人体通信を対象に、これまで考慮されていなかった信号伝送路について電磁界解析を用いて検討した。ウェアラブル送信機の形状として、従来一般的であった一電極送信機と、異なる形状の二電極送信機を用いた場合のそれぞれの信号伝送路を提示し、通信をモデル化した。また、電磁界解析を用いて機器の装着位置や電極の接触条件などの条件を変えたときの通信への影響を調べ、伝送路が持つパラメータとその変化の仕方について検討した。

まず、電磁界解析を行うにあたって解析の妥当性やモデルの影響を調べた。実験による測定値と均一な素材からなる単純形状のモデルでの解析結果、複数の人体組織を再現した詳細なモデルでの解析結果を比較し、いずれのモデルでも信号減衰比の差 5 dB 以下の精度で実験値を再現できており、人体通信の研究において電磁界解析が有効であることが示された。ただし、複数の条件間で変化の傾向を見る際は詳細なモデルを用いた方が実験値に近い変化率を再現できており、定量的な変化を検討する際は詳細モデルを用いた方がよいと分かった。

人体通信の通信効率に影響を与える要素として「送受信機間の距離」、「人体に接触する機器の電極面積」、「装着者の姿勢」に着目し、それぞれの影響を電磁界解析の結果から検討した。また、電界ベクトル分布から推測される信号伝送路の形状を基に経路をフォワードパスとリターンパスに分類し、それぞれのパスごとの分圧を評価した。

一電極送信機を用いた場合、電界は送信機を装着した腕上部の空間に分布することが分かった。また、その電界の方向は送信機を中心に放射状に広がっており、人体内に放出された電界が人体や受信機筐体の表面から空中の容量結合を介して送信機まで戻ってきていることが分かった。特に送信機と受信機を含む経路は、送信機から指先の受信機まで至る人体内部のフォワードパスと、受信機筐体の表面から送信機までの空中の容量結合からなるリターンパスから構成されており、これが送受信にかかわる信号伝送路であると分かった。通信モデルは図 9-1 のようになり、この経路は装着位置や機器の電極面積などの条件を変えても維持されていたことから、一電極送信機使用時に常に形成される経路である。

また、各条件が受信電圧へ与える影響について以下の結果が得られた。

- 最も影響が大きいのは送信機の装着位置による送受信機間距離の変化であり、手首装着時に 5.9 mV、肘装着時に 2.7 mV と距離によって 0.46 倍まで減少した。
- 送受信機の電極面積、装着者の姿勢による影響は小さく、変動幅は 10% 以下であった。
- 信号伝送路内のフォワードパスとリターンパスの分圧を調べると、フォワードパスでは約 30 mV、リターンパスでは約 970 mV であり、出力される電圧のほとんどがリターンパスで消費されている。
- リターンパスの電気容量は装着位置など機器の条件によって変化する。その値は  $1.1 \times 10^{-2}$  pF から  $2.3 \times 10^{-2}$  pF のオーダーであり、回路の寄生容量など周囲の影響を受けやすいと考えられる。

二電極送信機を用いた場合、電界は腕の周囲の空間だけでなく周囲の機器と人体の間にも分布することが分かった。電界の方向に着目すると、送信機から放出された電界は「人体内部でグラウンド電極側に繋がる」、「腕の表面から腕周辺の空間を介して肘側の腕の表面に繋がる」、「受信機筐体の表面から空間を介して腕や胴体などの人体表面に繋がる」の三種類に分類された。特に送信機と受信機を含む信号伝送路は、送信機から指先の受信機に繋がる人体内部のフォワードパスと、受信機筐体の表面から空間の容量結合を介して腕や胴体などの人体表面に繋がるリターンパスから構成されていることが分かった。通信モデルは図9-2 のようになり、この形状は装着位置や機器の電極面積などの条件を変えても維持されていたことから、二電極送信機使用時に常に形成される経路である。

また、各条件が通信に与える影響について以下の結果が得られた。

- ・ 一電極送信機のとときと同様、受信電圧に最も大きな影響を与えるのは送受信機間距離であり、装着位置によって受信電圧は 59 mV から 19 mV まで変化し、約 0.32 倍まで減少した。
- ・ 送信機の電極幅も受信電圧に影響し、電極幅 12 mm のとき受信電圧 42 mV、40 mm のとき 88 mV と 2 倍以上の変化が見られた。
- ・ 受信電極の面積と装着者の体勢による受信電圧の変動幅は 10 %以下であり、影響は小さい。
- ・ 信号伝送路内のフォワードパスとリターンパスの分圧はそれぞれ約 450 mV と約 350 mV であり、一電極送信機のとときと異なり、出力される電圧は各経路で同程度消費されている。
- ・ リターンパスを構成する受信機筐体—人体間の容量結合の電気容量は送信機の装着位置や電極面積によって変化し、その値は  $1.9 \times 10^{-1}$  pF から  $6.5 \times 10^{-1}$  pF であった。この値から、一電極送信機のリターンパスより強い結合が形成されていると分かった。

以上の結果から、人体通信における電界強度やベクトル分布を考慮した信号伝送路と通信モデルが示された。また、伝送路を構成する要素の一部についてパラメータを導くことができた。さらに装着位置や姿勢などの条件が信号の送受信に与える影響の大きさが明らかになった。これらの情報は人体通信の機器設計やアプリケーション開発に有用であるといえる。



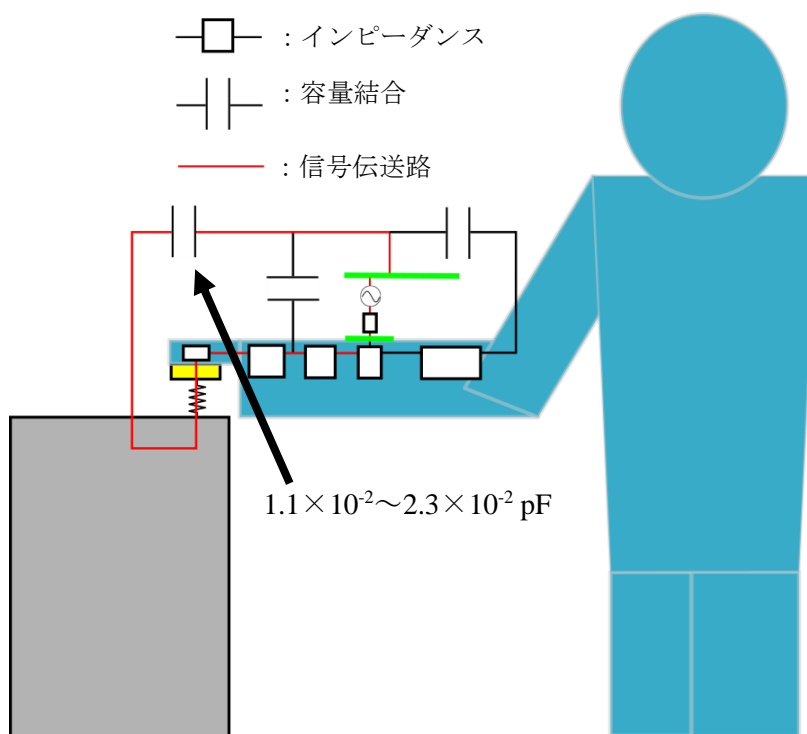


図 9-1 一電極送信機使用時の通信モデル

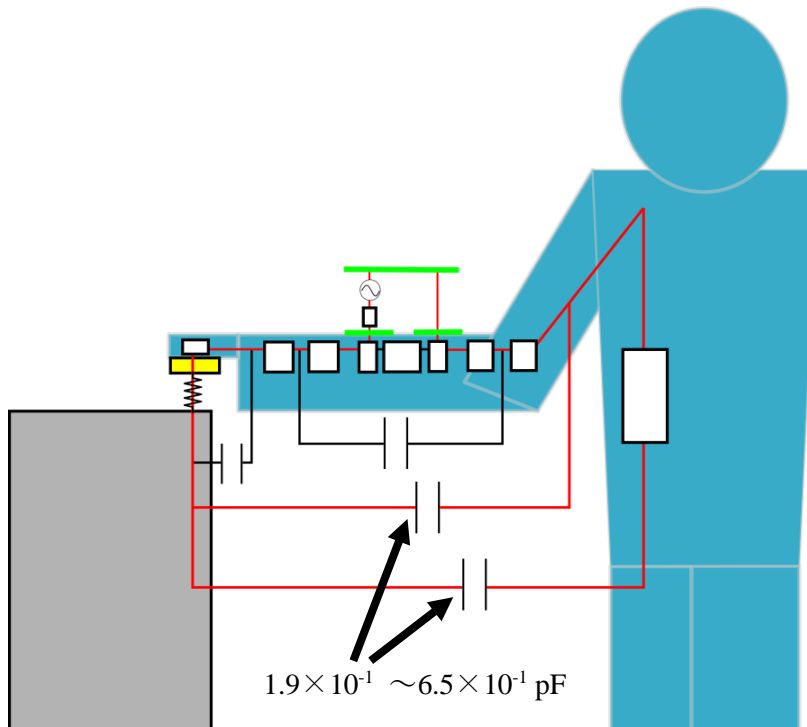


図 9-2 二電極送信機使用時の通信モデル

## 9.2 今後の展望

本研究で導いたパラメータは経路の一部であり，人体内部や表面のインピーダンスといった他の複雑な要素のパラメータを導くことでより定量的に信号の経路を評価することができると考えられる．

また，本研究で用いた解析モデルは 50 種類以上の人体組織を再現した詳細なモデルであり，条件ごとのパラメータ変化をより細かく解析するためには膨大な計算時間が必要になる．複数の人体組織を再現しつつ定量的な分析に使用できる程度の簡略化モデルを作成することができれば，より短時間で解析を行うことができアプリケーション開発や設計の初期段階に用いることができると考えられる．



## 参考文献

- [1] M. Ghamari, B. Janko, R. S. Sherratt, W. Harwin, R. Piechockic, and C. Soltanpur, “A Survey on Wireless Body Area Networks for eHealthcare Systems in Residential Environments,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 6, pp. 1–33, 2016.
- [2] S. Al-Janabi, I. Al-Shourbaji, M. Shojafar, and S. Shamshirband, “Survey of main challenges (security and privacy) in wireless body area networks for healthcare applications,” *Egyptian Informatics Journal*, vol. 18, no. 2. 2017.
- [3] R. Cavallari, F. Martelli, R. Rosini, C. Buratti, and R. Verdone, “A Survey on Wireless Body Area Networks: Technologies and Design Challenges,” *IEEE Commun. Surv. Tutorials*, vol. 16, no. 3, pp. 1–23, 2014.
- [4] A. R. Ansari and S. Cho, “Human body: The future communication channel for WBAN,” *Proc. Int. Symp. Consum. Electron. ISCE*, pp. 1–3, 2014.
- [5] D. Naranjo-hernández, A. Callejón-leblic, M. Seyedi, Y. Gao, C. Lu, and I. Vasi, “Past Results , Present Trends , and Future Challenges in Intrabody Communication,” vol. 2018, 2018.
- [6] T. Kang, K. Il Oh, J. H. Hwang, S. Kim, H. Park, and J. Lee, “Measurement and Analysis of Electric Signal Transmission Using Human Body as Medium for WBAN Applications,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 67, no. 3, pp. 527–537, 2018.
- [7] *IEEE Standard for Local and metropolitan area networks, Part 15 . 6 : Wireless Body Area Networks*. 2012.
- [8] J. Bae, H. Cho, K. Song, H. Lee, and H. J. Yoo, “The signal transmission mechanism on the surface of human body for body channel communication,” *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 60, no. 3 PART 1, pp. 582–593, 2012.
- [9] N. Haga, K. Saito, M. Takahashi, and K. Ito, “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,” *電子情報通信学会論文誌*, no. 2, pp. 257–264, 2012.
- [10] A. Ali, A. Shalaby, M. S. Sayed, and M. Abo-Zahhad, “Low power HBC PHY baseband transceiver for IEEE 802.15.6 WBAN,” *Proc. Int. Conf. Microelectron. ICM*, pp. 1–4, 2017.

- 
- [11] R. Strebel and M. Magno, "Poster Abstract : Zero-power receiver for Touch Communication and Touch Sensing," pp. 150–151, 2018.
- [12] 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.
- [13] M. A. Callejon, D. Naranjo-Hernandez, J. Reina-Tosina, and L. M. Roa, "A comprehensive study into intrabody communication measurements," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 62, no. 9, pp. 2446–2455, 2013.
- [14] H. Baldus, S. Corroy, A. Fazzi, K. Klabunde, and T. Schenk, "Human-centric connectivity enabled by body-coupled communications," *IEEE Commun. Mag.*, vol. 47, no. 6, pp. 172–178, Jun. 2009.
- [15] M. Hesar, V. Iyer, and S. Gollakota, "Enabling on-body transmissions with commodity devices," *Proc. 2016 ACM Int. Jt. Conf. Pervasive Ubiquitous Comput. - UbiComp '16*, pp. 1100–1111, 2016.
- [16] M. Li *et al.*, "The modeling and simulation of the galvanic coupling intra-body communication via handshake channel," *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 4, 2017.
- [17] S. Maity, D. Das, X. Jiang, and S. Sen, "Secure Human-Internet using dynamic Human Body Communication," *Proc. Int. Symp. Low Power Electron. Des.*, 2017.
- [18] Y. Wada, K. Furuya, R. Kato, and M. Shinagawa, "Dynamic interference estimation in secure gate system using intra-body communication," *IEEE Reg. 10 Annu. Int. Conf. Proceedings/TENCON*, pp. 2547–2550, 2017.
- [19] K. Nezu, Y. Sato, M. Shinagawa, D. Saito, K. Seo, and K. Oohashi, "Analysis of Unintentional Signal Propagation in Intra-Body Communication," *2018 IEEE 7th Glob. Conf. Consum. Electron. GCCE 2018*, no. Gcce, pp. 507–508, 2018.
- [20] T. G. Zimmerman, "Personal Area Networks: Near-field intrabody communication," *IBM Syst. J.*, vol. 35, no. 3.4, pp. 609–617, 1996.

- 
- [21] G. A. Álvarez-botero, Y. K. Hernández-gómez, C. E. Telléz, and J. F. Coronel, “Human Body Communication : Channel Characterization Issues,” *IEEE Instrum. Meas. Mag.*, vol. 22, no. 5, pp. 1–6, 2019.
- [22] M. D. Pereira, G. A. Alvarez-Botero, and F. R. De Sousa, “Characterization and Modeling of the Capacitive HBC Channel,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 64, no. 10, pp. 2626–2635, 2015.
- [23] R. Xu, W. C. Ng, H. Zhu, H. Shan, and J. Yuan, “Equation environment coupling and interference on the electric-field intrabody communication channel,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 7, pp. 2051–2059, 2012.
- [24] C. Ma, Z. Huang, Z. Wang, L. Zhou, and Y. Li, “An energy efficient technique using electric active shielding for capacitive coupling intra-body communication,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 17, no. 9, pp. 1–14, 2017.
- [25] K. Sasaki, N. Arai, D. Muramatsu, and F. Koshiji, “Evaluation of Ground Loop Through the Floor in Human Body Communication,” *Int. J. Wirel. Inf. Networks*, vol. 24, no. 2, pp. 78–90, 2017.
- [26] K. Hachisuka, Y. Kishi, Y. Hayashi, and K. Sasaki, “人体内通信における信号伝送モデルの提案および実験的検証,” *エレクトロニクス実装学会誌*, vol. 10, no. 6, 2007.
- [27] K. Yamamoto, Y. Nishida, K. Sasaki, D. Muramatsu, and F. Koshiji, “Electromagnetic Field Analysis of Signal Transmission Path and Electrode Contact Conditions in Human Body Communication,” *Appl. Sci.*, vol. 8, no. 9, p. 1539, 2018.
- [28] J. H. Hwang, C. H. Hyoung, J. B. Sung, J. K. Kim, D. G. Park, and S. W. Kang, “EM simulation and analysis on the ground electrode of human body communication,” *Proc. 36th Eur. Microw. Conf. EuMC 2006*, no. September, pp. 1122–1123, 2007.
- [29] Y. Song, K. Zhang, Q. Hao, L. Hu, J. Wang, and F. Shang, “A finite-element simulation of galvanic coupling intra-body communication based on the whole human body,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 12, no. 10, pp. 13567–13582, 2012.

- 
- [30] K. Krhac, K. Sayrafian, G. Noetscher, and D. Simunic, "A Simulation Platform to Study the Human Body Communication Channel," *2019 41st Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 4040–4043, 2019.
- [31] 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, Jul. 2007.
- [32] J. H. Hwang *et al.*, "Reverse effect of ground electrode on the signal loss of human body communication," in *2008 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, 2008, vol. 1, pp. 1–4.
- [33] Y. Nishida, K. Sasaki, K. Yamamoto, D. Muramatsu, and F. Koshiji, "Equivalent Circuit Model Viewed from Receiver Side in Human Body Communication," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 13, no. 4, pp. 746–755, 2019.
- [34] T. Kiyooki, K. Kenji, M. Kazuo, H. Yoshito, and K. Minoru, "準静電界方式人体通信の自転車バックモニタシステム," *生産研究*, vol. 63, no. 2, pp. 183–188, 2011.
- [35] K. Ito, "電流方式人体通信の信号損失シミュレーション(<小特集>これからを見据えた情報通信)," *シミュレーション*, vol. 33, no.1, pp. 11-15, 2014.
- [36] N. Haga, K. Saito, M. Takahashi, and K. Ito, "Equivalent circuit of intrabody communication channels inducing conduction currents inside the human body," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 61, no. 5, pp. 2807–2816, 2013.
- [37] 宇野 亨, "FDTD法による電磁界およびアンテナ解析," コロナ社, 1998
- [38] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, "Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 52, no. 8 II, pp. 1934–1943, 2004.
- [39] J. Li, Z. Nie, Y. Liu, and L. Wang, "Modeling and characterization of different channels based on human body communication," *2017 39th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 702–705, 2017.



- [40] Y. Jeon, H. Jeon, S. Cheon, C. Jung, and M. Je, “A 650-uW 30-Mbps Galvanic Coupling Communication Receiver for Bionic Arms,” 2018.
- [41] D. Muramatsu, N. Arai, and K. Sasaki, “Determining the transmission efficiency for human body communication using a multilayered phantom,” *Int. Symp. Med. Inf. Commun. Technol. ISMICT*, pp. 54–58, 2017.
- [42] S. Gabriel, R. Lau, C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues,” *Phys. Med. Biol. Phys. Med. Biol* vol. 41, pp.2251–2269, 1996.
- [43] 産業技術総合研究所 デジタルヒューマン工学研究センター 人体寸法データベース (<https://www.dh.aist.go.jp/database/91-92/data/list.html>)

# 研究業績一覽

## (A) 学術論文 2 件

- (1) K. Yamamoto, Y. Nishida, K. Sasaki, D. Muramatsu, and F. Koshiji, “Electromagnetic Field Analysis of Signal Transmission Path and Electrode Contact Conditions in Human Body Communication,” *Applied Sciences*, vol. 8, no. 9, pp. 1539, 2018.
- (2) Y. Nishida, K. Sasaki, K. Yamamoto, D. Muramatsu, and F. Koshiji, “Equivalent Circuit Model Viewed from Receiver Side in Human Body Communication,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 13, no. 4, pp. 746–755, 2019.

## (B) 国際会議発表 2 件

- (1) K. Yamamoto, K. Sasaki, D. Muramatsu, F. Koshiji, “Numerical Simulation of Electric Field Distribution and Signal Path of a Commonly Used Schematic Diagram of Human Body Communication,” The 8th IEEE Global Conference on Consumer Electronics (GCCE 2019), pp. 413–414, Osaka, Japan, Oct. 2019.
- (2) Y. Nishida, K. Sasaki, K. Yamamoto, D. Muramatsu, F. Koshiji, “Transmitter-Receiver Distance and Equivalent Output Impedance in Human Body Communication”, 2018 IEEE Wireless Communications and Networking Conference (WCNC 2018), pp. 1160-1161, Barcelona, Spain, Apr. 2018.

## (C) 国内学会発表 5 件

- (1) 山本健太郎, 西田欣史, 村松大陸, 越地福朗, 佐々木健, “人体通信における電極接触条件と伝送特性の電磁界解析”, 2018 年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集, 東京, pp. 853-854, 2018 年 3 月
- (2) 西田欣史, 佐々木健, 山本健太郎, 村松大陸, 越地福朗, “人体通信における送信機電極間隔が伝送特性に及ぼす影響と等価回路モデル”, 第 32 回エレクトロニクス実

装学会春季講演大会講演論文集, pp. 118-121, 千葉, 2018年3月

- (3) 西田欣史, 佐々木健, 山本健太郎, 村松大陸, 越地福朗, “人体通信における送信機電極面積と受信機側から見た等価回路”, 2018年電子情報通信学会ソサエティ大会講演論文集, pp. 445, 石川, 2018年9月
- (4) 桑森恋, 山本健太郎, 佐々木健, 保坂寛, “電磁界シミュレーションによる人体通信の信号伝送路の解析”, 第9回横幹連合コンファレンス, 東京, 2018年10月
- (5) 西田欣史, 佐々木健, 山本健太郎, 村松大陸, 越地福朗, “人体通信における姿勢変化と等価回路モデル”, 2019年電子情報通信学会総合大会, 東京, 2019年3月

# 謝辞

本研究は、指導教員である東京大学大学院 新領域創成科学研究科 人間環境学専攻 佐々木健 教授のご指導の下行いました。本研究で扱った人体通信に関するご指導に限らず、解析に必要な機器を用意していただき、また電子回路や電磁気学の知識を教えていただくなど研究を行う上で必要不可欠であった様々なご助力、ご指導をしていただきました。また、研究での論理や思考の進め方、研究内容を分かりやすく人に伝えるためのアドバイス等、今後の生活でも財産となる多くの事柄を教えていただいたと感じています。穏やかな雰囲気の中で、先生との議論や日々の会話など様々な場面で新しい気付きや知識を得ることができ、楽しく研究生活を送ることができました。心より感謝申し上げます。

東京大学大学院 新領域創成科学研究科 人間環境学専攻 保坂寛 教授、東京大学大学院 新領域創成科学研究科 人間環境学専攻 森田剛 教授には、研究会の場で様々なご指摘をいただき、自分だけでは気づけなかった問題点やアプローチについて考えるきっかけを与えていただきました。ご指摘を通じて研究への理解をより一層深めることができました。両先生に感謝申し上げます。

東京理科大学 理工学部 電気電子情報工学科 村松大陸 助教には、本研究で扱った人体通信や電磁界解析について様々なご助言をいただき、研究を円滑に進めることができました。厚くお礼申し上げます。

佐々木研究室の先輩や同期、後輩の皆様には、研究生活を送る中で大変お世話になりました。日頃から親しく接していただき、過ごしやすい環境で研究を行うことができました。この場を借りて感謝申し上げます。特に、人体通信をテーマに共に研究に取り組んだ修士2年 夏木晨洋 君、桑森恋 さん、修士1年 李贊 さんとは人体通信に関する基礎から最新の動向まで幅広い議論を行い、新しい知見を得ることができました。皆様と様々な意見を交わしたことで、研究内容をより深めることができました。心から感謝いたします。

令和2年2月 山本 健太郎