植え込み型医療機器を想定した電波放射型非接触電力伝送

における縫込み補助アンテナの解析・評価

電気・化学専攻 医用電子工学領域 2281271 能代 啓介

(主查:桐生 昭吾 教授 副查:和多田 雅哉 教授,森 晃 教授)

1. はじめに

半導体技術の発展とともに急速にコンピュータ、携帯電話などの電気電子機器技術 が発達し、性能の向上のみならず、機器の小型化、電力効率化に関しても目覚ましい技 術進歩がみられる。それに伴い、医療機器に関してもペースメーカや植え込み型人工 心臓などの体内植え込み機器等の研究開発、実用化が進んできた。体内植え込み機器 の主なエネルギー源は電力であり、体内に長期間植え込み可能で定期的に充放電が行 えるエネルギー密度の高い二次電池の開発も並行して行われている。そのような技術 開発の背景の中、ペースメーカでは微弱電気信号を発生させることから一次電池を体 内植え込み部分に包含することで数年から10数年の体内稼働が可能となっている。し かし、駆動に数 W から数+ W の電力が必要な補助人工心臓などの体内植え込み機器 においては未だに患者皮膚を貫通する電力伝送ラインによる有線電力伝送に頼ってい る。有線電力伝送は皮膚貫通部での感染症防止が医学的に重要な課題となっており、 対象患者の Quality of life(QOL)の向上や再入院・治療費軽減の観点からも非接触電力伝 送が望まれている[1,2]。

そこで、本研究では、植え込み型医療機器を装着した患者の負担軽減を目的に非接触電力伝送システムの構築を行う。ユースケースとして、病室や自室などを想定した 一辺数メートルの空間内において、アレイシステムを利用し、電波を受信部に集束さ せ続けることによって永続的な電力伝送を想定する。そのため、非接触電力伝送には いくつかの伝送方式が存在するが、長距離でも安定して給電を行える電波放射型を採 用した。伝送システムとして、壁の送電アンテナ、体内に植え込んだ受電アンテナ、そ して中継器として衣服に縫い込んだ補助アンテナを配置し、3 アンテナでの電力伝送 を想定する。

そこで、今回は電磁界シミュレーションにて補助アンテナと受電アンテナそれぞれ の伝搬特性、そして補助アンテナー受電アンテナ間の伝搬特性を電磁界シミュレータ にてシミュレーションを行った。

2. 伝送システム概要

2.1 使用周波数

現在、体内の植え込み機器に対して非接触で給電する方式として、電磁誘導型や磁 場共鳴方が一般的である。しかし、これら方式は数十センチの距離での伝送が主であ るため、数メートルの伝搬距離が求められる本研究の目的には適していない。一方、電 波放射型では数 m の電力伝送に適していると言われている。そこで、今回は 144 MHz の電波の使用を想定してシミュレーションを行った。

2.2 縫込み補助アンテナ

縫込み補助アンテナは、前述のように壁の送電アンテナ、体内の受電アンテナとの 間に中継器として衣服に縫込んだ補助アンテナを配置する。縫込み補助アンテナの形 状は、縫い込んで作製することから、平面状のループアンテナを基準に作製する。ま た、アンテナのサイズを衣服に縫える大きさにする必要があるため、小型化が可能な フラクタル図形と呼ばれる形状を用いたアンテナを用いる[3]。この形状は線状で布に 縫い込むことができ、アンテナのサイズ調整が容易であることから採用した。今回は 単純な構造のループアンテナと複雑な形状を持つフラクタルアンテナのシミュレーシ ョンを行い、反射損失などの評価を行った。

2.3 受電アンテナ

受電アンテナは体内への植え込みを想定する。形状としては、縫い込んで作製する 必要がないため、様々な形状が検討可能である。しかし、体内に植え込むという観点か らサイズには制限がある。実際に、植え込み型補助人工心臓のサイズは 25 mm~100 mm 程度であるため、アンテナの小型化が望まれる。そこで、今回は受電アンテナの形状と して、外径 50 mm~100 mm の矩形角のスパイラルコイルを用いることとした。

2.4人体の電気定数

人体を配置して電磁界解析を行うにあたり、人体の電気定数が必要となる。

生体組織の電気定数は、筋肉、脂肪、皮膚や臓器等の生体を構成する組織の電気定数 である。人体を構成する各組織は、非磁性な損失性誘電体と考えられており、その電気 定数は組織の種類や組成、さらに周波数によって変化することが知られている。

人体(組織・臓器)の形状を、微小な要素の集合体として表現したもの。各微小ブロッ クには、その部位に対応する組織・臓器名が与えられており、その組織・臓器に対応す る電気定数を与えることで、電磁界シミュレーションに用いることができる。

組織の誘電特性は、(1)式によって周波数 fの関数として表される。 ε_0 は真空における誘電率(8.854×10⁻¹²[F/m])、 $\varepsilon_{r,\infty}$ は比誘電率、 σ_S は導電率, $f_{r,l}$ は緩和周波数、 Δ_l は l番目の誘電分散の大きさ、 α_l は l番目の誘電分散の分布パラメータを示す。

$$\varepsilon_r(f) = \varepsilon'_r(f) - j\varepsilon''_r(f) = \varepsilon_{r,\infty} + \frac{\sigma_s}{j2\pi f\varepsilon_0} + \sum_{l=1}^2 \frac{\Delta_l}{1 + (jf/f_{r,l})^{1-\alpha_l}}$$
(1)

(1)式より、今回用いる人体モデルの電気定数は、比誘電率 38、導電率 0.57 S/m とした[4]。なお、人体モデルの身長は日本人男性 20 歳の平均身長である 171cm とした [5]。人体モデルを Fig. 1 に示す。



3.シミュレーション結果

縫込み補助アンテナ、受電アンテナ、及び補助アンテナー受電アンテナ間の伝搬特 性をシミュレーションする。シミュレーションには、ムラタソフトウェア製の有限要 素法シミュレーションソフト Femtet を用いる。Femtet には、様々な解析機能がある が、今回は調和解析を用いる。調和解析では、ある周波数の電磁波が空間をどのよう に伝わっていくかを解析できる。解析結果として、電磁界に加えて、Sパラメータの 周波数特性や放射特性が得られる。また、メッシュ分割処理は完全に自動化されてお り、解析モデルに応じて三角形または四面体メッシュを生成する。

今回のシミュレーション条件として、伝搬空間は半径 2500 mm の球状とし、空気中 の電気定数を用いた。アンテナの導線には、補助、受電アンテナ共に銅の電気定数を 用いた。また、特性インピーダンスは 50 Ωとして設定する。

3.1 縫込み補助アンテナのシミュレーション

ー波長ループアンテナと、コッホ曲線を利用したフラクタルアンテナ、Vicsek fractal を利用した Vicsek フラクタルアンテナの3種類のアンテナをシミュレーション し、整合効率を求めた。それぞれのアンテナ形状を Fig. 2 に、シミュレーション結果 を Fig. 3 に示す。



0 -5 -5 -10 -15 1 wavelength loop Koch curve fractal Vicsek fractal -20 100 120 140 160 180 200 Frequency [MHz] Fig.3 補助アンテナの整合効率

Fig. 2 シミュレーションを行った補助アンテナ の形状(左から 一波長ループアンテナ, コッホ 曲線型フラクタルアンテナ, Vicsek フラクタル アンテナ)

Fig. 3 から、目標周波数である 144 MHz での反射損失は一波長ループアンテナが約 5.5 dB、コッホ曲線型フラクタルアンテナが約 5.0 dB、Vicsek フラクタルアンテナが 約 15. 2dB であることが分かる。従って、Vicsek フラクタルアンテナを補助アンテナ として採用した。

3.2 受電アンテナのシミュレーション

今回、シミュレーションに用いた受電アンテナの形状を Fig. 4 に示す。外径は 50~100 [mm]、ピッチを 1~10 [mm]、巻き数を 1~10 回で変化させた計 361 個のモデルによるシミュレーションを行った。シミュレーションで求めた共振周波数とアンテナ全長を Fig. 5 に示す。これは、各モデルにおける整合効率をシミュレーションし、そこから共振周波数とアンテナ全長を算出したものである。なお、共振周波数 f と波長及び アンテナ全長 λ の関係式は次式で表される。また、c は光速である。



$$\lambda = \frac{c}{f} \tag{2}$$

波数

(2)式より、理論的には共振周波数 144 MHz に対応するアンテナ全長は 208 cm になるはずだが、シミュレーションの結果は 235 cm であることが Fig. 5 より分かった。 これは、電気信号が媒質の中を伝搬する速度が光速より遅いことが起因していると考 えられる。この結果より、受電アンテナとしては、アンテナ全長が 235 cm のモデル を採用する。このアンテナの形状や共振周波数、共振周波数での反射損失を Fig. 6 と Table1 に示す。



Fig.6 採用した受電アンテナの形状

Table. 1	受電ア	ン	テ	ナ	のノ	ペラ	メ	ータ
1001011		•					/	

Outer	90		
diameter[mm]			
Pitch[mm]	1		
Turn	7		
Antenna	235.1		
Length[cm]			
Resonance	144.05		
frequency [MHz]	144.05		
Return loss	-5.51		

3.3 補助-受電アンテナ

補助アンテナには Vicsek フラクタルアンテナを使用し、垂直方向に 5 mm の間隔を 空けて受電アンテナに Fig. 6 のモデルを配置した。そして、反射損失と挿入損失をシ ミュレーションによって求めた。この配置図を Fig. 7、シミュレーション結果を Fig. 8 に示す。



Fig.7 補助-受電アンテナの配置図

Fig. 8 補助-受電アンテナの反射損失・挿入損

Fig. 8 より、 反射損失が最も低い周波数が 133 MHz、 挿入損失が最も高い周波数が 131 MHz であった。これらの数値は互いに 144 MHz であることが望ましいが結果的に は異なっていた。これは、互いのアンテナの物理的距離が近いため、相互干渉が発生し たことが原因であると考えられる。

3.4 相互干渉を考慮した補助-受電アンテナのシミュレーション

ここまで、アンテナ同士の物理的距離が近いと相互干渉により互いの共振周波数が 低下することが分かった。そのため共振周波数の低下を考慮し、縫込み補助アンテナ のサイズの変更し再度シミュレーションを行った。その縫込み補助アンテナの形状を Fig. 9、シミュレーション結果を Fig. 10 に示す。



Fig.9 サイズ変更後の補助アンテナ Fig.10 サイズ変更後の補助アンテナの反射損失

Fig. 10 より、アンテナサイズが 31 cm で共振周波数が 175 MHz であった。サイズ変 更前が 36 cm で共振周波数が 143 MHz であったことから、アンテナのサイズの縮小に より共振周波数が上昇していることが分かる。これは、 (2)式よりアンテナ全長が低下 したことによるものであると考えられる。

この縫込み補助アンテナを採用し、補助-受電アンテナのシミュレーションを行った。 Fig.7 と同様に補助アンテナと受電アンテナは垂直方向に 5 mm の間隔を空け、配置した。この時の配置図を Fig. 11、シミュレーション結果を Fig. 12 に示す。



補助-受電アンテナの配置図

 Fig. 12
 サイズ変更後の補助-受電アンテナの

 反射損失・挿入損失

Fig. 12 より、144 MHz で互いのアンテナが共振していることが分かる。縫込み補助 アンテナ自体の共振周波数が 175 MHz であることから、今回も相互干渉の影響により 共振周波数が低下していることが分かる。

3.5 人体を想定した補助-受電アンテナ間のシミュレーション

これまでのシミュレーションはすべて伝搬空間を空気中として行っていたが、実際 には受電アンテナを体内に植込んで伝送を行う。そこで、2.4の人体モデルの内部に受 電アンテナを配置し、そこから 5 mm の間隔を空けて補助アンテナを配置した。この配 置図を Fig. 13 に、シミュレーション結果を Fig. 14 に示す。



Fig. 13 人体モデルとアンテナ配置 Fig. 14 人体を想定した補助-受電アンテナ間の シミュレーション結果

Fig. 14 より、反射損失は 150MHz で最も低く-13.45dB だった、挿入損失は 145dB で

最も低く 15.09 dB だった。 空気中での伝送である Fig. 12 と比べると、反射損失の共振周波数、S パラメータともに大きく変化していることが分かる。これは、受電アンテナが体内に配置していることが要因であると考えられる。対して、挿入損失は大きな変化は見られなかった。

4. まとめ

今回、補助アンテナと受信アンテナのシミュレーションを行い、その伝搬特性の評価を行った。その結果、アンテナが近接することで相互干渉が起こり、共振周波数が低下することがわかりました。そこで、縫込み補助アンテナのサイズを変更し、再度シミュレーションを行ったところ目標周波数である 144 MHz で共振することが確認できた。

最後に、人体を想定した環境でシミュレーションを行った。結果として、空気中での 伝送と比べて、反射損失が共振周波数・Sパラメータともに変化した。これは、受電ア ンテナを人体モデルの内部に、補助アンテナを外部に配置したためー。対して、伝送損 失の共振周波数は145 MHzとあまり変化がなかった。伝送を行うにあたり、反射損失 よりも伝送損失が重要であるため、今回の結果では人体の影響はわずかな程度にとど まった。

今回、様々な条件でシミュレーションを行い、補助アンテナと受電アンテナの形状を 決定し、人体の影響を算出した。結果としては、人体の影響はわずかではあった。た だ、補助人工心臓に給電を行うという目標であるため、わずかな影響が生死にかかわ ると考えられる。そこで、今後としては実機を作製し、測定を行い、補助アンテナの形 状変化や補助-受電アンテナ間の距離など人体以外の影響を考えることで伝送を確実 に行えるシステムを模索する必要があると言える。

参考文献

- [1] 柴,"人工心臓の完全埋込み化技術"人工臓器 43 巻 1 号, pp.86-88, 2014.
- [2] 柴,加藤,鈴木,名児耶,補助人工心臓用ワイヤレス電力伝送トランスフォーマの 試作,ライフサポート, Vol. 25, No.3, 90-100, 2013.
- [3] 電子情報通信学会(編), アンテナ工学ハンドブック(第2版), オーム社, pp.29-59, 2008
- [4] 国立研究開発法人情報通信研究機構, "Database of Tissue Dielectric Properties for Electromagnetic Modeling of Human Body", 2023, <u>https://www2.nict.go.jp/cgi-bin/202303080003/public_html/index.py</u>
- [5] 厚生労働省, "令和元年 国民健康·栄養調查報告", 厚生労働省, 2019