

補助コイルを用いた磁場共鳴型非接触電力伝送に関する研究

医用電子工学 2181215 小川 公平

(主査：桐生 昭吾 教授 副査：桃沢 愛 教授 島谷 祐一 准教授)

1. はじめに

不整脈といった心疾患の治療に利用される植え込み型医療機器の問題の一つとしてバッテリーの寿命による交換手術が必要であり、この交換手術による装着者の肉体的、精神的な負担が挙げられる。この問題の解決策として非接触電力伝送の技術が検討されている。

また非接触電力伝送にはいくつかの伝送方式があるが、前述の Qi に用いられている電磁誘導方式による非接触電力伝送では伝送距離が数[mm]程度であり送受電コイルが接近するよう設計しなければならないので植え込み型医療機器への給電に適していない。そこで伝送距離の長距離化を目的としコイルの磁氣的結合と共鳴現象を利用する磁場共鳴型が注目されている[1]。理由として電磁誘導方式と比べて伝送距離が長距離化やコイルの位置変化の影響を受けにくいという特徴を持つためである。またコイルとコンデンサのみからなる補助回路を介することで、磁場共鳴方式による伝送距離を向上させた報告がある[2]。この報告より生体に埋め込まれた機器への給電には有効だと考えられる。

加えて、電磁誘導方式において布にリッツ線を縫い込んだコイルを非接触電力伝送に用いた報告がある[3]。先行研究では磁場共鳴型を応用し、衣服にコイルを縫い込み、バッテリーを接続したまま睡眠中に体外から心臓ペースメーカーへの給電を想定した伝送システムが提案された[4]。しかし睡眠時において、バッテリーを身に着けるのは安眠を妨げる要因になりかねない。そこで装着者の皮膚に接するコイルとコンデンサのみで構成される補助回路をシャツなどの衣類に作製することで、睡眠中の装着者の負担を最小限にする伝送システムが提案されている。しかし先行研究により伝送効率に影響を及ぼすパラメータである結合係数 k が装着者の寝返りによる位置ずれによって変化し側臥位の姿勢では非常に小さくなってしまふことが課題であった[5]。本研究では位置ずれによる結合係数 k の低下を防ぐことを目的とし補助回路のコイル数を二つに増加させた場合の伝送効率式の導出と電磁界シミュレーションソフトを使い、位置ずれが起きた場合の水平方向の位置変化と角度、及び位置+角度の両方の結合係数変化を考察する。磁場共鳴型は一般にコイル間の結合係数 k とコイルの Q 値の積が大きいと伝送効率が上昇する。

2. 送電システム概要

一般に、コイルを用いた非接触電力伝送は送電側と受電側それぞれ1つずつコイルを使用し、磁場のやり取りを行う。その際、2つのコイル間距離が延びると磁場の結合が弱くなり、効率が低下してしまう。そこで、4つめのコイルを伝送路間に配置し、コンデンサを接続することで共振器として作用させることができる[5]。追加した二つのコイル L_{2a} と L_{2b} を本研究では、補助コイルと呼ぶ。補助コイルは共振器として作用することで、送電コイルと受電コイルの結合をサポートすることによって磁束の伝達を助長する。加えて、補助コイ

ルの Q 値が高ければ回路全体の Q 値を改善することができる。これは受電コイルが小さくなり、 Q 値が低くなってしまいう植込み機器への伝送では有効な手段とも言える。

2.1 送電システムのコイル配置について

送電状況はコイルの配置関係が長い時間維持できることが望ましい。人間が 1 日の中で最も同じ状態を維持できるのは睡眠時であると考え、今回は患者がベッドに寝ている状態での給電を想定した。本研究では心臓ペースメーカ保持患者を送電ターゲットとするため、送電はベッドのような寝具を使用し評価すると仮定する。送電コイルはベッドの下部に配置し、受電コイルは患者の胸部に植え込まれている。従来の方法では、伝送距離が長い上に、受電コイルの大きさが小さいため、送電コイルから発生させる磁束の鎖交数が少なくなる。そのため、送電-受電コイル間の結合係数は小さくなり、伝送効率の低下に繋がる。加えて、小さな受電コイルは巻き数が稼げないため、大きなインダクタンス値を確保するのが難しく、インダクタンスに比例する Q 値も小さくなる。 Q 値も結合係数同様、効率に関与するため小さなコイルを使うと低効率になる。そこで、本研究では患者の衣服上にコイルを縫い込むことで共振器を作製し、電力伝送を補助する。ベッド下の送電コイルから発せられる磁束を縫い込んだ補助コイルを介して、受電コイルに伝える。また、縫込み補助コイルは受電コイルに比べてサイズの設計自由度が高いため、巻き数を稼いで回路全体の Q 値を向上させられる可能性があると考えられる。縫込み補助コイルは両端にセラミックコンデンサを接続し、回路を形成する。この補助回路は電源を必要としない受動回路になる。送電コイルに関しては寝具の床板下部付近、配置すると想定する。補助コイルの配置は衣服に縫い込むことを前提にしている今回の場合、衣服の胸側に縫い込むことを先行研究より仮定されている [6]。また睡眠中に体の姿勢変化での側臥位の姿勢を考慮した場合、送電コイルと補助コイルの角度が 90 度になり、伝送効率は大きく減衰し、ほぼ 0 になる。この結合係数の変化への対策として二つ目の補助コイルを脇腹に縫い込むことを想定する。送電コイルは患者の背中側に、補助コイルは患者の胸部と脇腹部に、そして受電コイルは大胸筋上部に埋め込まれた体内ペースメーカ内にあるとした

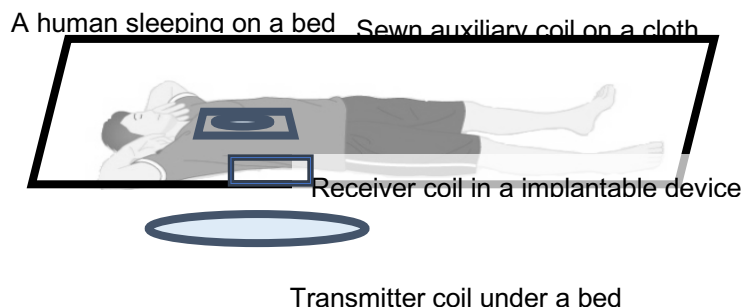


Fig. 1 二つの補助コイルを用いた伝送システム図

3. 理論式の導出

磁場共鳴型は一般に、コイル間の結合係数 k と回路の Q 値の積が大きいと伝送効率が上昇することがわかっている。先行研究では 3 つのコイルを用いた場合の伝送効率式は求められている^[3]。補助コイルと送電コイルの結合係数は $k_{1r}=0.11$ 、補助コイルと受電コイルの結合係

数は $k_{2r}=0.07$ で、その最大伝送効率は80%であった。しかし、側臥位の姿勢では角度が90度で結合係数の減衰に大きく影響し、結合係数はほぼ0になる。そこで姿勢変化の対策としてもう1つ脇腹に補助コイルを設置し、2つの補助コイルを直列に繋げることを提案する。しかし、4つのコイルを用いた図2のような回路における伝送効率の理論式は導かれていない。

本章においては4つのコイル回路を用いた場合における電力の理論式を導出。また、伝送効率を上昇させるパラメータである結合係数 k と回路の Q 値の積で式を示す。

3.1 伝送効率式

Fig. 2 に中継回路を用いた磁場共鳴型非接触電力伝送の回路図を示す。Table1 にその回路素子の名称を示す。送電-受電コイル間に結合の影響が乏しいほど距離があるとするので送電側のコイルと受電側のコイル間の結合係数は0とする。また補助コイル L_{2a}, L_{2b} は垂直に配置することを想定する。このため L_{2a} と L_{2b} の結合は0とする。

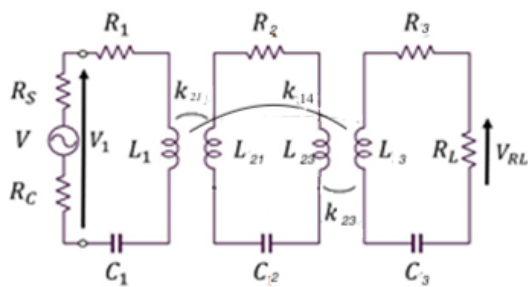


Fig. 2 二つの補助コイルを用いた回路図

Table 1 回路素子の名称

V	電源電圧
R_S	電源抵抗
L_1	送電コイルの自己インダクタンス
C_1	送電コンデンサの静電容量
R_1	送電コイルの損失抵抗
I_1	送電コイルに流れる電流
L_2	補助コイルの自己インダクタンス
C_2	補助コンデンサの静電容量
R_2	補助コイルの損失抵抗
L_{21}	脇腹側補助コイルのインダクタンス
L_{23}	胸部側補助コイルのインダクタンス
L_3	受電コイルのインダクタンス
C_3	受電コンデンサの静電容量
R_3	受電コイルの損失抵抗
R_L	負荷抵抗
k_{12}	送電-脇腹側補助間結合係数
k_{23}	胸部側補助-受電間結合係数
k_{14}	送電-受電間結合係数

キルヒホッフの電圧式を用いて伝送効率は結合係数 k と Q 値の積のみで表した式(1)で示すことが出来る。また Q_1 は送電コイル、 Q_2 は補助コイル、 Q_3 は受電コイルのそれぞれの Q 値である。

$$\eta = \frac{\{k_{2a3}\sqrt{\alpha}\sqrt{R_3Q_3R_2Q_2}(k_{12a}\sqrt{\alpha}\sqrt{R_1Q_1R_2Q_2} + k_{12b}\sqrt{(1-\alpha)}\sqrt{R_1Q_1R_2Q_2})\}^2 V}{-ak_{12a}^2R_1Q_1R_2Q_2 + R_2R_3\{R_1(R_2R_3 - ak_{2a3}^2R_3Q_3R_2Q_2) - R_3(-jk_{12a}\sqrt{\alpha}\sqrt{R_1Q_1R_2Q_2} - jk_{12b}\sqrt{(1-\alpha)}\sqrt{R_1Q_1R_2Q_2})^2\}} \quad (1)$$

4. シミュレーションソフトを用いた結合係数の導出

伝送効率に影響を及ぼすパラメータであるコイル間の結合係数 k をシミュレーションソフト (Fastfilesolves) を用いて導出した相互インダクタンスから求める。今回は基礎研究的検討として、胸側コイルが送電コイル中央部で垂直になる場合について、脇腹側のコイルの結合係数を計算した。胸側コイルが送電コイルの中心線上で垂直になる場合はこのコイルとの結合係数はほぼ 0 となり、脇腹側コイルが無いと電力伝送を行うことができない。送電コイルはベッドの表面から 10 mm (実寸では 20 mm) 下に設置してあると仮定している。仰臥位の場合、送電コイルと胸側補助コイルの中心間の距離は 150 mm (実寸では 300 mm) とした。送電コイルと脇腹側補助コイルが遠ざかる場合、両者間の距離は 150 mm (実寸では 300 mm) とし、近づく場合は 10 mm (実寸では 20 mm) としている。実際に補助コイルをシャツに縫い込む時には、体に沿って曲がるが、今回は曲がり方を考慮していない。シミュレーション上では寝返りを想定し y 軸を中心に回転させ体の脇腹側補助コイルが送電コイルと並行かつ、位置を角度 $\alpha = 0$ とし、補助コイルを中心に x 軸に回転させた場合のシミュレーションを行なった。また x 軸は装着者から見て右方向が正、 y 軸は装着者の頭方向を正と設定した。原点 $(x, y, z) = (0, 0, 0)$ を送電コイルの中心とした。また睡眠中の位置ずれを考慮し、 x 軸方向に 50mm (実寸では 100mm)、 y 軸方向に 50mm (実寸では 100mm) 装着者がズレた状態から同様に回転させた場合のシミュレーションも行なった。

またコイルの設計に関しては佐々木らの先行研究[6]を元に実機として作られたものと同様のコイルを用いる。

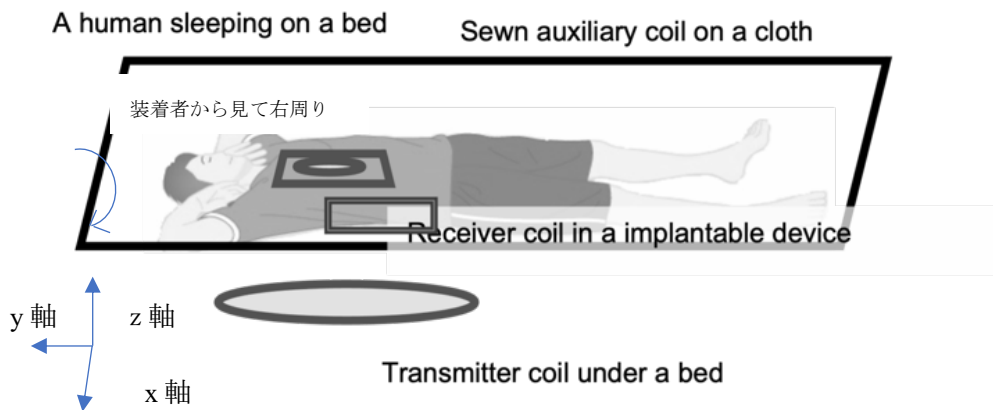


Fig. 3 シミュレーションイメージ図

4.1 結合係数 k_{12a} の導出

胸側補助コイルと送電コイル間の結合係数 k_{12a} に関して位置ずれと寝返りによる角度変化を考慮したシミュレーションを行なった。送電コイルの中心を $(x, y, z) = (0, 0, 0)$ と設定すると送電コイルの真上に胸側補助コイルの中心があるとき $(x, y, z) = (0, 0, 150)$ となる。睡眠中の位置ずれを考慮し、 x 軸方向に 50mm または y 軸方向に 50mm 胸側補助コイルの中心がずれた状態から寝返りを

想定した回転させた場合の結合係数についてもシミュレーションを行なった。また回転の方向は装着者から見て右回転である。

角度 α	結合係数 k_{12a}
0	0.036145
15	0.034219
30	0.029070
45	0.022542
60	0.016148
75	0.011340
90	0.008048

Table3 ずれなし胸側補助コイルの位置 $(x, y, z) = (0, 0, 150)$ から回転した場合の結合係数

k_{12a}

角度 α	結合係数 k_{12a}
0	0.032535
15	0.024942
30	0.017813
45	0.012074
60	0.008497
75	0.005817
90	0.004314

Table4 x 軸に 50mm ずれ胸側補助コイルの位置 $(x, y, z) = (50, 0, 150)$ から回転した場合の結

合係数 k_{12a}

角度 α	結合係数 k_{12a}
0	0.031797
15	0.030101
30	0.025664
45	0.020198
60	0.015210
75	0.011387
90	0.008799

Table5 y 軸に 50mm ずれ胸側補助コイルの位置 $(x, y, z) = (0, 50, 150)$ から回転した場合の結

合係数 k_{12a}

4.2 結合係数 k_{12b} の導出

脇腹側補助コイルと送電コイル間の結合係数 k_{12b} に関して位置ずれと寝返りによる角度変化を考慮したシミュレーションを行なった。脇腹側補助コイルは脇腹側の補助コイルは胸側の補助コイル中心に対し、足側に 50 mm (実用では 100 mm)、胸から右わき腹の方向に 75 mm (実用では 150 mm)、胸コイルの中央から下に 75 mm (実用では 150 mm)、に設置してある

と仮定する。胸側補助コイルと同条件で回転と位置ずれを設定しシミュレーションを行なった。胸側補助コイルが $(x, y, z) = (0, 0, 150)$ にある時脇腹側補助コイルは $(x, y, z) = (75, -50, 75)$ の位置にあることになる。

角度 α	結合係数 k_{12b}
0	0.008881
15	0.007292
30	0.006864
45	0.007548
60	0.01007
75	0.013125
90	0.019793

Table6 ズレなし脇側補助コイルの位置 $(x, y, z) = (75, -50, 75)$ から回転した場合の結合係数

k_{12b}

角度 α (°)	結合係数 k_{12b}
0	0.017643
15	0.013287
30	0.010961
45	0.010819
60	0.014132
75	0.025378
90	0.06274

Table7 x 軸に 50mm ずれ脇側補助コイルの位置 $(x, y, z) = (125, -50, 75)$ から回転した場合の

結合係数 k_{12b}

角度 α (°)	結合係数 k_{12b}
0	0.009486
15	0.007758
30	0.007254
45	0.007976
60	0.010609
75	0.016328
90	0.021744

Table8 y 軸に 50mm ずれ脇側補助コイルの位置 $(x, y, z) = (75, 0, 75)$ から回転した場合の結合係数 k_{12b}

4.3 結合係数 k_{2a3} の導出

胸側補助コイルと受電コイル間の結合係数 k_{2a3} のシミュレーションを行なった。

装着者の着ているシャツに縫い込まれた胸側補助コイルと体内に埋め込まれた植え込み型医療機器を想定しているため寝返りや位置ずれによって位置関係が変化することはないと考え

る。縫込みコイルと受電コイルのコイル距離は皮膚の厚さと等しくなるため、補助コイルと受電コイル間距離は成人の皮膚の厚さとマージンを加えた 5 mm (実用では 10mm) とした[6]。

結合係数 k_{2a3}
0.029519

Table9 結合係数 k_{12b}

5. 回路シミュレーターを用いた伝送効率の導出

前章で導出した各結合係数から回路シミュレーター (LTspice) を用いて伝送のシミュレーションを行い伝送効率の導出を行なった。ズレなし、x 軸に 50mm ずれ、y 軸に 50mm ずれの三パターンが回転した場合の伝送効率を導出した

角度 α (°)	結合係数 (%)
0	7.36
15	6.89
30	8.29
45	8.26
60	7.31
75	9.12
90	9.48

Table10 ズレなしで回転した場合の伝送効率

角度 α (°)	結合係数 (%)
0	7.48
15	5.17
30	8.82
45	9.74
60	9.71
75	8.40
90	6.60

Table11 x 軸に 50mm ズれた状態で回転した場合の伝送効率

角度 α (°)	結合係数 (%)
0	8.16
15	7.77
30	8.61
45	8.76
60	9.28
75	9.47
90	8.33

Table12 y 軸に 50mm ズれた状態で回転した場合の伝送効率

5. まとめ

2つの補助コイルを用いた電力伝送回路について、電磁界シミュレーションによる結合係数の算出および回路シミュレータを用いた伝送効率の算出を行った。お互いに垂直に配置した補助コイルを用いることによって、最悪、一つの補助コイルが送電コイルと磁気結合しない場合についても、もう一つのコイルとの磁気結合によって電力伝送を行えることが分かった。コイル配置やパラメータについて、まだ最適化などが行われていないので、より効率を大きくするための配置やコイルの形状、巻き数などを変えて検討を行う必要がある。また、寝返りなど他の角度での結合係数や効率の算出を行い、実際に実験で確認する必要がある。また、裁縫技術を使って作製した補助コイルはフレキシブルで体に沿って曲がる特徴がある。曲がりの影響も考慮する必要がある。

参考文献

- [1]A. Kurs, A. Karalis, R. Moffattl, J. D. Jannopoulos, P. Fisher, and M. Soljačić, “Wireless Power Transfer via Strongly Coupled Magnetic Resonances,” *Science*, vol. 317, no.5834, pp.84-86, July 2007
- [2]Y. Tak, et al., “Mode-based analysis of resonant characteristics for near-field coupled small antennas,” *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 8, pp. 1238-1241, 2009
- [3]T. Ishizaki, et. al, “Comparative study of coil resonators of transfer loss,” *IEICE Electronic Express*, vol. 7, no. 11, pp. 785-790, 2010
- [4] Kenichiro Ozawa, *et.al*, “Efficiency improvement of wireless power transfer via magnetic resonance using the third coil an array coil,” *TECHNICAL REPORT OF IEICE WPT2010-13*
- [5] Ryohei Suwahara, Rei Omata, Ryota Kato, Kei Seta and Shogo Kiryu, “Production of the Coils by Use of Sewing Technologies for an Electromagnetic Induction Power Transmission,” *Jurnal of JSAEM*, vol. 25, No. 2, pp100-105, 2017
- [6]Ryohei Suwahara, Ryota Kato, Koki Murata, Tomoki Watanabe, Yuichi Shimatani and Shogo Kiryu, “Production of the Coils by Use of Sewing Technologies for an Electric Induction Power Transmission,” *Journal of the Japan Society of Applied Electromagnetics and Mechanics* Vol. 27, No. 1, pp. 49-54, 2019