経皮信号伝送用組合せコイルの形状と受信特性について

Combined Coils for Transcutaneous Signal Transmission

大藤建太・松木英敏

東北大学大学院工学研究科, 仙台市青葉区荒巻字青葉 (〒980-77)

K. Ofuji and H. Matsuki

Graduate School of Engineering, Tohoku Univ., Aoba, Aramaki, Aoba-ku, Sendai 980-77

Combined coils are proposed for transmitting signals to implanted medical devices. Figure-of-eight coils, which have been widely used in the field of magnetostimulation, are also useful for signal transmission, owing to their noise-cancelling ability and low flux leakage. However, transmission characteristics are inevitably dependent on the angular misalignment of the transmitting and detecting coils owing to the asymmetrical flux distribution produced by the transmitting coil. We propose combined-hoop coils, which are hoop coils with another inverse circular winding inside. Because of their cylindrically symmetric structure, they allow angular misalignment and still cancel noise coming from around them.

Key words: transcutaneous signal transmission, figure-of-eight coils, combined-hoop coils, angular misalignment, noise cancellation

1. はじめに

近年, 機能的電気刺激装置 (Functional Electrical Stimulation; FES)¹⁾ や電磁型人工心臓²⁾ を初めとする医療機器の体内埋込み化に向けた研究が盛んである。体内機器への経皮的駆動電力供給の安定性もさることながら, 機器の動作状態を何らかの手段で把握することは不可欠と思われる。このような体内機器監視をはじめ広く体内情報の収集や, 逆に体外から体内へ向けた制御信号の伝送等にも供することを想定し, 体皮を介して信号の送受を行うデバイスの一つとして筆者らはノイズ耐性をもった8字コイル (figure-of-eight coil) を経皮的信号伝送コイルとして用いることを提案し, その基礎的な構成, 特性に関してすでに報告した³⁾。8字コイルでは送信磁界の空間分布に起因して受信振幅がコイルの回転角に依存して変化するが, 本稿ではこの影響をコイルの構造的改善によって排除した2重フープコイル (combined-hoop coils) を提案し, その基本特性に関してコイル磁界分布の計算結果をまじえ報告する。

2. 非接触信号伝送系の試作

2.1 適用対象の概略

Fig. 1 にインプラント型 FES¹⁾ 駆動の場合を例に取り筆者らの想定する伝送諸量と経皮的電力伝送トランスと併せたコイル配置を示す。体皮を挟んで信号送受コイル対をおき, その外側に電力伝送用コイル対を設置する。電力伝送トランスで体内

機器の駆動電力を非接触供給しながら, 現在の刺激チャネルや万一電極に断線が生じた場合の断線部位, 体内電池の残量, その充電完了などの情報を体内回路が検知し信号送信コイルに入力, 受信コイルからこれを体外回路へ出力するというものである。信号伝送コイルとしては, Fig. 2 に示した8字コイルを主に用いている。

Fig. 1 に掲げたコイル配置から明かなように信号伝送コイルは電力伝送磁界に常にさらされる。また信号伝送コイルからの磁界放射が周辺回路に誤動作を生じさせる懸念もある。Fig. 2 に示したような8字コイルを用いているのはこれらの影響をできるだけ抑えるためである。本コイルは生体磁気計測の場においてみられる雑音除去を目的とした平面微分型検出コイルに類似しているが, この場合も電力伝送コイルより十分小径とすれば鎖交する電力伝送磁場は空間的にほぼ一様とみなせるので, 同様にその影響を大きく低減できるものと考えられる。実際, 電力伝送磁界にみたてた AC 磁界に誘起される試作信号伝送コイル端の開放電圧を同一径の円形コイルと比較すると, Fig. 3 に示すように工作精度が悪く多少の残留電圧が生じているものの円形コイルよりも雑音抑制能力が極めて大きいことがわかる。

2.2 コイル構成, 送受回路構成

この8字コイルを用いて Fig. 4 に示す FM 変調を用いたア

Fig. 1 Configuration of the coils and transmission contents.

ところで、体皮を介した信号伝送にはこれまでLED、ホトト
ラジスタなど光デバイスを用いる方式が多く検討されている⁴⁾
が、経皮伝送素子としてコイルを用いることにより皮膚厚や皮
膚汚れなど光学的に悪環境となる系においても安定して適用で
きる可能性があると思われたためである。そこで素子固有の指
向角をもった光素子に比べ、皮膚上でコイルが軸ずれを起こし
た場合の受信振幅の落ち方を Fig. 6 の系にて測定し、両者の場
合で比較した。

Fig. 7 に Fig. 3 の回路の動作波形を示した。このうち受信波形には電力伝送磁界の影響による歪みがみられるが、受信回路初段で比較器による波形整形を行うことにより良好に復調できた。受信回路内部の位相遅れ、振幅減衰を無視すれば本回路で伝送帯域 DC $\sim$ 10 kHz 程度が確保できた。また本系では送受

Fig. 4 Configuration of the FM transmission system.

Fig. 5 Two figure-of-eight coils attached together.

伝送素子を LED とした場合との比較実験の結果を Fig. 8 に示す。素子埋込部位に依存して、あるいは体動によって送受素子に 10° 以上のずれ角が生じる場合もあると思われるが、ずれが大きくともコイル対では光素子に比べて振幅減衰がより少ない。またコイルを用いた場合皮膚厚や動作周波数に応じたコイル径の設定が比較的自由であるという利点も挙げられる。

3.1 2重フープコイルの構成

3.2 2重フープコイルの特性評価法

2重フープコイルの内外巻数比を決定した実験系を Fig. 10 に示す。起磁力を与えた人工心臓電力伝送トランスの間におい

Fig. 6 System for measuring the sensitivity drop due to axial misalignment.

Fig. 7 Waveforms of the circuit in Fig. 4.

た試作 2 重フープコイルの内巻数を 10 回固定, 外巻数を 2~4 回と変化させ, 開放誘起電圧, すなわち電力伝送磁界をキャンセルしきれずにでてくる残留電圧を観測しこれが最も小さい巻数比を同定した。また 8 字コイルでみられた受信特性の回転ずれ依存性を調べるため Fig. 11 の系で送信電圧一定としコイルの回転ずれに伴う受信振幅の減衰の大きさを測定した。

また各コイルの輻射磁界の大きさや向きを知るため 2 重フープコイルに起磁力を与えたときの周囲磁界を 8 字コイルの場合と併せて計算によって求めた。解析領域は Fig. 12 に示したとおりで, 簡単のためコイル面に垂直かつコイル中央を通る面とした。8 字コイルについてはさらに中央直線部分に垂直な面とした。

Biot-Savart 則によると Fig. 12 において円環部分の電流からの寄与による磁界の x 成分 B_{xs} , z 成分 B_{zs} は次式

$$B_{xs} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \int_C \frac{-az \sin \alpha \, d\alpha}{(x^2 + z^2 + a^2 - 2ax \sin \alpha)^{3/2}}$$

$$B_{zs} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \int_C \frac{(x \sin \alpha - a)a \, d\alpha}{(x^2 + z^2 + a^2 - 2ax \sin \alpha)^{3/2}} \quad (1)$$

で与えられる。2 重フープコイルについて上式で $a=a/2$, $I=-3I$ としたものと $a=a$, $I=I$ としたものの和を $0 \leq \alpha < 2\pi$ で積分したものが解である。8 字コイルについては上式で $I=-I$ とした $0 \leq \alpha < \pi$ での積分値と, $I=I$ とした $\pi \leq \alpha \leq 2\pi$ での積分値の和を求め, さらに直線電流からの寄与 B_{xs} , B_{zs} を表す次式

Fig. 8 Sensitivity drop due to axial misalignment.

Fig. 9 Illustration of a combined-hoop coil.

Fig. 10 Combined-hoop coil placed between power transmission coils to determine the optimal ratio of the turns in the inner and outer windings.

$$B_{xs} = \frac{-z\mu_0 Ia}{\pi(x+z^2)\sqrt{x^2+z^2+a^2}}$$

$$B_{zs} = \frac{x\mu_0 Ia}{\pi(x^2+z^2)\sqrt{x^2+z^2+a^2}} \quad (2)$$

を加えることにより解が得られる。

3.3 実験, 計算結果, 考察

巻数決定の実験結果を Fig. 13 に示す。横軸は電力伝送トランスに流した励磁電流値であり縦軸の誘起電圧はこれに比例しているが, 内巻数 10 回, 外巻数 3 回のもののキャンセル能力が高いことが見てとれる。同図はまた巻数比を適当に定めれば 8 字コイルの場合と同様空間微分機能をもたせることができることを示している。受信特性の回転ずれ依存性の測定結果を Fig. 14 に示す。8 字コイルと比べ確かに回転ずれ依存性が解消されているのがわかる。以上より, 2 重フープコイルを用いることにより, 鎖交磁束の空間微分機能をもたせつつ回転ずれ依存性をもたない送受系を構成することができるといえる。

磁界分布の計算結果の概略を Fig. 15 に示す。コイル直径 $2a$

Fig. 11 System for measuring the sensitivity drop due to rotative misalignment.

Fig. 12 Calculation models.

Fig. 13 Voltage induced by the field of the power transmission coils when the ratio of the turns is altered.

Fig. 14 Sensitivity drop due to rotative misalignment.

は 40 mm, 起磁力 I は 100 mA とした. これをみると両コイルの場合でコイル半径程度の距離ではどちらも磁場強度はほぼ

Fig. 15 B distribution examples.

同じになっているが, 2重フープコイルではコイルからの距離増加に伴う磁界減衰が極めて急速で, 外部への放射磁界を抑えた信号送受コイルが構成できるものと思われる.

4. まとめ

以上, 適切に径を選んだ 8 字コイルなどを用い FM など受信振幅に依らない変調方式を用いて本方式による経皮的信号伝達が可能であることを述べた. 本方式は光素子に比べ放射ノイズも問題になると思われるため, ノイズに敏感な環境での使用をも念頭におき放射ノイズを抑えられるコイル構造についても検討する予定である.

文 献

- 1) 半田康延, 星宮 望: 医用電子と生体工学, 24, 1 (1992).
- 2) 井街 宏: 電気学会全国大会シンポジウム, 松山, 1989, p. S18-6 (電気学会, 東京, 1989).
- 3) 松木英敏, 大藤建太, 松崎 亨, 星宮 望: 電気学会マグネティックス研究会資料, 福岡, 1994, MAG-94-58 (電気学会, 東京, 1994).
- 4) 矢崎孝弘, M. Ha, 安江 仁, 越地耕二, 宇都宮敏男, 丹波真一郎, 穴井博文, 巽 英介, 増澤 徹, 妙中義之, 高野久輝: 人工臓器, 24, 941-946 (1995).

1995 年 10 月 16 日受理, 1996 年 1 月 12 日採録