

# 人工心臓用磁界共振結合型非接触給電システムを用いた心拍の推定

東京工業大学 工学院 機械系 ○戸田大輝 大堀隼輝 ◎土方亘

## 要 旨

長期利用が見込まれている補助人工心臓において、心機能の回復が期待される心拍同期制御の実現、さらにドライブライン給電に起因する感染症の防止が求められている。本研究では感染症リスクの低い非接触給電システムを用い、心拍同期制御を行うために必要な心拍情報を、模擬血管を流れる流体の流量と非接触給電システムの力率の関係から推定する手法を提案する。

## 1. 緒 言

現在実用化されている補助人工心臓では、皮膚に穴をあけてケーブルを通し、体外のバッテリーから体内の人工心臓へと給電するドライブライン方式がとられている。しかし、ドライブライン方式はケーブルによる行動制限が大きく、また感染症のリスクが高い。これらを解決するために、非接触給電システムによる人工心臓への給電が研究されており、今後必須となると考えられている。

人工心臓がより安全に利用可能になれば、疾患心臓の治療における重要性が増してくると考えられる。人工心臓の制御方法のひとつに心拍同期制御がある。心拍同期制御とは、疾患心臓の心拍に同期して人工心臓の補助流量を変化させ、冠動脈の流量を向上する制御方法であり、心機能の回復につながる可能性があると報告されている<sup>[1]</sup>。本制御では心拍をモータ速度制御器の入力として用いる必要がある。しかし、拍動情報を得るために新たなセンサを用いると、センサ故障リスク、構成機器増加による複雑化、小型化、高コスト化などの問題が生じるため、既存のセンサや機構を用いて心拍同期制御を行う方法が求められている。

そこで本研究では、人工心臓において今後必須になると考えられる非接触給電システムを用いて、追加のセンサなしで心拍同期制御に必要な心拍情報を推定することを目的とする。具体的には体外で計測できる非接触給電システムの電圧と電流のみから拍動を推定する手法を実現する。

## 2. 拍動の推定原理

本研究では生体組織の影響を考慮した人工心臓用磁界共振結合型非接触給電システムのモデルを使用する。本モデルは、生体組織の中に存在する人工心臓および受電回路へ、生体組織表面に設置した送電回路から電力伝送を行う状況を図1に示す等価回路にモデル化したものである。ただし、 $V_{in}$ は電源電圧、 $f$ は電源周波数、 $C$ はコンデンサの静電容量、 $R_L$ はコイルの寄生抵抗、 $L$ はコイルの自己インダクタンス、 $M$ は送電・受電コイル間の相互インダクタンス、 $R_{out}$ は負荷抵抗、 $R_b$ は生体組織に起因する寄生抵抗、 $C_b$ は生体組織に起因する寄生容量を表し、添え字の数字の1は送電側、2は受電側、12は送電・受電間を表す。生体組織に起因する寄生抵抗や寄生容量も含めてモデル化することで、広い周波数領域で実験値とよく一致することが確認されている<sup>[2]</sup>。

心臓が拍動を発生すると、血管を流れる血液の流量や圧力が変化し、血管がわずかに移動・変形する。生体組織に埋め込む受電コイルを血管付近に配置することで、拍動によってコイル付近の生体組織が変形し、図1の赤枠で囲まれた寄生抵抗や寄生容量がわずかに変化すると考えられる。この電気的特性の変化が、送電回路の電圧と電流の位相差を変化させ、非接触給電システムの力率に変化を及ぼすと考えられる。したがって、非接触給電システムの送電側の電圧と電流から力率を計算し、その変化を検出することで拍動が推定可能となる。

## 3. 高感度に拍動を推定可能な非接触給電システムの設計

本研究では、拍動によって生体組織に起因する寄生抵抗・寄生容量が変化し、それによる非接触給電システムの力率の変化を検出することで拍動を推定する。よって、拍動を推定するために最も重要な指標は、生体組織に起因する寄生抵抗・寄生容量に対する力率の感度の絶対値 $S$ となる。しかし、力率の感度の絶対値を最大化しても、非接触給電システムの効率や力率が著しく低い場合は、人工心臓用の非接触給電システムとして用いることができない。そこで、本研究で用いる非接触給電システムの設計仕様を以下のように設定した。

入力電圧 $V_{in}$ を12Vとし、「負荷抵抗 $R_{out}$ における消費電力 $P_{out}$ を、人工心臓の必要電力10W以上とすること」、「電力伝送効率 $\eta$ を60%以上とすること」、「力率 $P$ を0.90以上とすること」の3つの目標性能を満たしつつ、生体組織に起因する寄生抵抗・寄生容量に対する力率の感度の絶対値 $S$ を最大化する、送電側・受電側の共振コンデンサの静電容量 $C_1, C_2$ 、交流電源の周波数 $f$ 、負荷抵抗 $R_{out}$ の4つの設計変数を決定する。

まずは目標性能を達成するために、電力伝送効率 $\eta$ が最大になる電源周波数 $f$ 、受電側の共振コンデンサ容量 $C_2$ を決定する。電源周波数 $f$ を10kHzから1MHzまで、受電側の共振コンデンサ容量 $C_2$ を0Fから300nFまでそれぞれ変化させ、電力伝送効率 $\eta$ を計算した。計算の結果、電力伝送効率 $\eta$ が81.3%で最大となる、電源周波数 $f$ は160kHz、受電側の共振コンデンサ容量 $C_2$ は144nFを採用した。

次に負荷抵抗における消費電力 $P_{out}$ 、力率 $P$ を最大化する送電側の共振コンデンサの静電容量 $C_1$ を決定する。送電側の共振コンデンサ容量 $C_1$ を0Fから20nFまで変化させ、消費電力 $P_{out}$ と力率 $P$ を計算した。計算の結果、送電側の共振コンデンサ容量 $C_1$ は、消費電力 $P_{out}$ が80.5W、力率 $P$ が1と同時に最大になる12.9nFを採用した。

最後に、生体組織に起因する寄生抵抗・寄生容量に対する力率の感度の絶対値 $S$ が、先に示した目標性能を満たす範囲で最大になるように負荷抵抗 $R_{out}$ を決定する。負荷抵抗を0Ωから40Ωまで変化させたときの、生体組織に起因する寄生抵抗に対する力率の感度の絶対値 $S_R$ 、寄生容量に対する力率の感度の絶対値 $S_C$ を図2に、電力伝送効率を図3示す。負荷抵抗が増加するほど力率の感度の絶対値も増加するが、効率が低下するため、負荷抵抗 $R_{out}$ は目標性能を満たす範囲内で力率の感度の絶対値が最大となる10Ωを採用した。なお、この際の効率は60.4%であった。

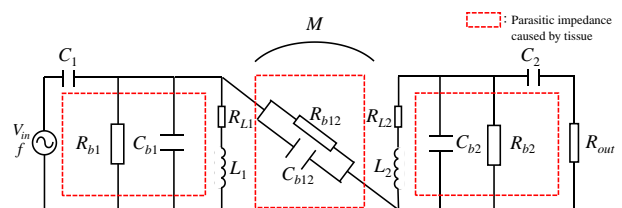


Fig.1 Model of Wireless Power Transfer System considering the influence of tissues

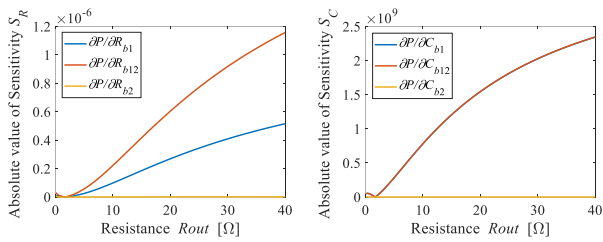


Fig.2 Simulated results of absolute sensitivity of power factor to parasitic resistance and capacitance caused by tissue against load resistance  $R_{out}$

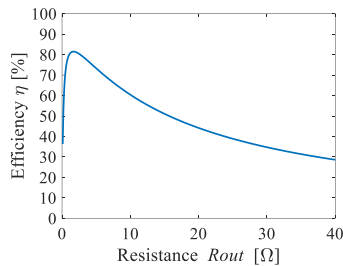


Fig.3 Simulated results of efficiency  $\eta$  against load resistance  $R_{out}$

#### 4. 流量変化に伴う力率変化の測定実験

前章で設計した拍動推定を考慮した非接触給電システムを用いて、実際に力率が流量によって変化するかを検証実験を行った。図4に実験に用いた模擬循環回路を示す。遠心ポンプは模擬心臓として、模擬生体組織中のチューブは模擬血管として扱う。本実験では、遠心ポンプは一定の回転数で駆動し、しぼり抵抗で流量を調整する、静的な条件で行う。しぼり抵抗でチューブ内の流体断面積を小さくし、陰圧を発生させることでチューブを変形させ、拍動時の血管の動きを再現した。図5に模擬生体組織中のコイルとチューブの配置を示す。コイル間の距離は10mmとし、チューブは受電コイルに接するように配置し、チューブに陰圧を発生させたときにコイル間距離がわずかに変化するようにした。

流量を変化させ、8点で電源電圧 $V_1$ ・電源を流れる電流 $I_1$ を測定し、力率を計算した。なお、力率 $P$ は以下の式で計算した。

$$P = \frac{\int_0^{10T} V_1 I_1 dt}{\int_0^{10T} |V_1 I_1| dt} \quad (1)$$

ただし、 $T$ は $V_1$ 、 $I_1$ の周期である。各点に対して計測は10回行い、力率の平均値と標準偏差を求めた。計測結果を図6に示す。標準偏差よりも力率の変化のほうが大きいため、流量変化による力率の変化を計測可能であることが示された。

#### 5. 結 言

本研究では、補助人工心臓において心拍同期制御に必要な心拍情報を、感染症リスクの低い非接触給電システムを用いて推定することを目的とした。そこで力率の変化が起こりやすい非接触給電システムを設計し、流量の変化から力率の変化が捉えられることを示した。本研究で得られた結論を以下に示す。

まず、生体組織の影響を考慮した非接触給電システムのモデルをベースに、生体組織の寄生抵抗・寄生容量に対する力率の感度の絶対値を新たに導入し、人工心臓用の非接触給電システムとして用いることができる範囲内で最大化することで、拍動時に力率が変化しやすい非接触給電システムの設計方法を提案した。次に、設計した非接触給電システムを用いて、模擬生体組織内を通る模擬血管中の流体の流量を変化させたとき、力率が変化することを実験で検証した。

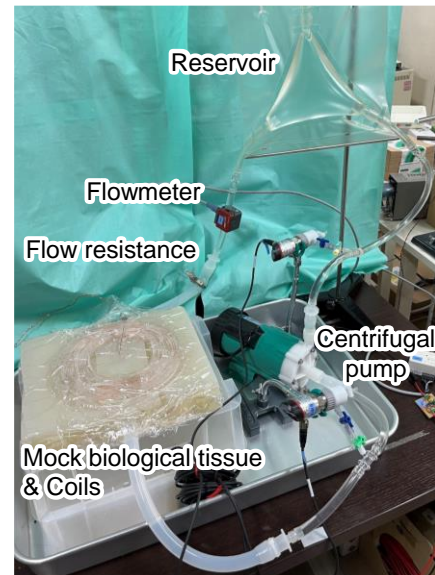


Fig.4 Structure of the mock circulatory loop

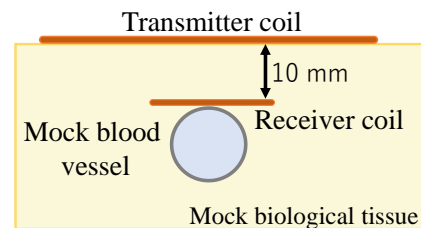


Fig.5 Replacement of coils and mock blood vessel in mock biological tissue

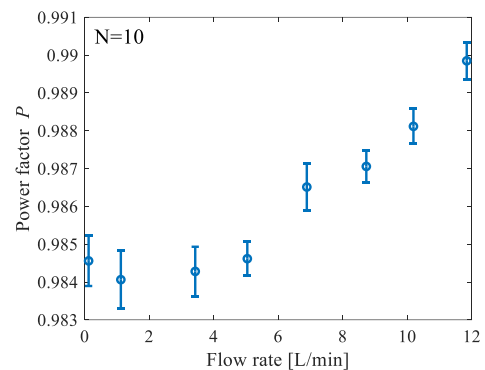


Fig.6 Variation of power factor against flow rate

#### 文 献

- [1] Umeki, A., Nishimura, T., Ando, M., Takewa, Y., Yamazaki, K., Kyo, S., Ono, M., Tsukiya, T., Mizuno, T., Taenaka, Y. and Tatsumi, E., Change of Coronary Flow by Continuous-Flow Left Ventricular Assist Device With Cardiac Beat Synchronizing System (Native Heart Load Control System) in Acute Ischemic Heart Failure Model, *Circulation Journal*, Vol.77, No.4 (2013), pp.995–1000.
- [2] Shao, Y., 土方亘, 生体組織の影響を考慮した人工心臓用磁界共振結合型ワイヤレス給電システムの設計, 電磁力関連のダイナミクスシンポジウム講演論文集, Vol. 31st (CD-ROM) (2019), pp. ROMBUNNO.22A1-5.