同期整流方式経皮的電力供給システムの基礎的検討

Transcutaneous Energy Transmission Using a Synchronous Rectifier

山方義彦・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)

Y. Yamakata and H. Matsuki

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

Our previous study showed that electrical energy of 20 W, which may be necessary for a totally implantable artificial heart, can be transmitted through the skin by using pancake coils with amorphous fibers. If a transcutaneous energy transmission system for artificial hearts is to be of practical use, it is essential to reduce the temperature rise of devices implanted inside a human body. We studied rectifying circuits employing an FET-synchronous rectifier, and were able to reduce the temperature rise of the devices to 50% of that of conventional devices.

Key words: transcutaneous energy transmission, transcutaneous transformer, temperature rise, dc power source inside the body, push-pull type rectifier, synchronous rectifier, FET

1. ま え が き

完全埋込型人工心臓の駆動には、約 20 W の経皮的電力伝送が必要とされ、種々の方式が提案されている^{1), 2)}。これまでに筆者らは、アモルファス磁性線を装着した平面渦巻型コイルによって、100 kHz, 20 W の交流電力の非接触伝送が可能で、なおかつ伝送コイルの温度上昇が十分に抑えられることを報告した³⁾。

しかしながら、体内に埋め込まれる整流器や人工心臓駆動装置など、伝送コイル以外の装置の大きさおよび発熱が、経皮的電力伝送システムを実用化する上での問題として残されている⁴⁾。本研究では、システムの構成要素の一つである体内の直流電力供給源に着目し、その高効率化を目的として、回路構成について実験的検討を行った。その結果、整流方式を従来と異なるプッシュプル型全波整流とし、さらに FET を用いた同期整流を行うことにより、整流器の温度上昇が従来方式の約半分に低減されることが確認されたので報告する。

2. 経皮的電力伝送システム

Fig. 1 に、本研究で対象としている振動ポンプ型人工心臓 (VFP) の経皮的電力伝送システムの概要を示す。本システムでは、商用電源から得られる交流電力を、整流器と高周波インバータによって 100 kHz の交流に変換し、これを経皮的変圧器によって体内に非接触に伝送する。体内に伝送された交流電力は、整流器によって直流に変換され、この直流電力が、人工

心臓駆動装置を介して人工心臓用振動ポンプに供給される。

本研究で対象としている振動ポンプは、高速振動流ポンプ⁵⁾と呼ばれ、永久磁石が埋め込まれた振動管を、その周りに設置されたドライブコイルに交流電流を流すことによって加振し、駆動圧を生み出すポンプである。実際の動作状態では、ドライブコイルには約 2 A の電流を流すことが必要であるが、この電流と体内回路の電流経路における電圧降下が、体内埋込機器の損失および発熱の主な原因となる。発熱量の増加は、生体に悪影響を及ぼす危険性の増加のみならず、体内素子の寿命を短くする原因ともなるため、装置全体の温度上昇を抑えるとともに、素子そのものの温度上昇も可能な限り抑えることが必要である。

本研究では、特にシステムにおける体内の直流電力供給源に着目し、その高効率化および温度上昇の低減を図った。

ここで、体内直流電力供給源が対象とする負荷について述べておく。先に述べた振動ポンプのインピーダンスは、駆動回路である低周波インバータの出力周波数が 30 Hz のときで、抵抗分が約 4 Ω、リアクタンス分が約 1 Ω であった。しかしながら、リアクタンス分による電力伝送系の負荷特性の変化は、0.1% 以下と無視できる程度である⁶⁾ ことから、本研究においては、人工心臓とその駆動回路を、等価的に 4 Ω の純抵抗とみなして検討を進めていくことにする。

Fig. 1 Transcutaneous energy transmission system for vibrating flow pump (VFP).

Fig. 2 Transcutaneous transformer.

Fig. 3 Conventional type of transmission system.

3. 体内直流電力供給源の回路構成

3.1 経皮的変圧器

体内直流電力供給源は、Fig. 1 における経皮的変圧器と整流器によって構成されるが、初めに経皮的変圧器について述べる。

形状は Fig. 2 に示すように、二つの平面渦巻型コイルを皮膚を挟んで同一軸上に配置した形となっている。コイルに電流を流すことによって発生する磁束を閉じこめる目的で、 $20\text{ }\mu\text{m}\phi$ の Co 系零磁歪アモルファス磁性線を、1 次コイルの表側および 2 次コイルの裏側に、放射状に 30,000 本装着している。巻線は、表皮効果の影響を考慮し、 $0.1\text{ mm}\phi$ の銅線を 150 本束ねた Litz 線を使用している。

この経皮的変圧器は、小型、薄型、軽量で体内埋め込みに適している特長を有するが、一般の電力変換用の変圧器と比較すれば、漏れ磁束が大きく（結合係数が 0.6 程度）、2 次側回路の高効率化を図る上では十分考慮しなければならない。

3.2 従来方式

Fig. 3 に、体内直流電力供給源の従来の回路構成を示す。同図中、経皮的変圧器の 2 次側の漏れ磁束を補償する目的で、コンデンサ C_2 を回路に直列に接続してある。また、整流方式は、ダイオードブリッジ全波整流方式である。出力電圧平滑用コンデンサ C_0 には、電解コンデンサを用いた。同図に示した負荷抵抗 R は、人工心臓駆動装置および人工心臓の等価インピーダンスを表している。

この整流回路の損失の大部分は、ダイオードの順方向電圧降下によるものである。ここで使用しているダイオードは、

Fig. 4 Push-pull type of synchronous rectifier.

ショットキ・バリヤ・ダイオードモジュール S10SC4M, S10SC4MR であり、その順方向電圧降下は 1 個当たり最大 0.55 V である。したがって、同図から分かるように、全体としての順方向電圧降下はダイオード 2 個分の 1.1 V となる。

3.3 プッシュプル型同期整流回路

3.2 で述べたダイオードの損失を低減する目的で、本研究では回路構成に関して以下に示す二つの点について改善を行った。

- (1) 整流方式をプッシュプル型全波整流とした。
- (2) FET による同期整流⁷⁾を行った。

その回路を Fig. 4 に示す。

(1) について、プッシュプル型全波整流、すなわち二つの半波整流回路を組み合わせることで全波整流を行う方式では、電流が流れる整流素子の数が従来方式と比較して半分になっている。したがって順方向電圧降下は、理論上半減できることになる。

(2) について、同期整流方式とは、オン抵抗の低いスイッチング素子を用いて整流を行う方式である。この方式は、一般にダイオードの順方向電圧降下が損失の要因として強く現れる低電圧出力の整流回路の効率改善策として用いられる。本研究では FET による同期整流方式を採用した。使用した FET は、2SK943 で、オン抵抗は $0.046\text{ }\Omega$ (最大) であり、2 A の電流が流れた場合の電圧降下は約 0.1 V となり、従来のダイオードによる整流と比較して十分な損失低減効果が期待できる。

FET による同期整流を行う上で最も重要な点の一つに、FET のスイッチングがある。スイッチングがうまく行われない場合、例えば交互にオン・オフすべきスイッチの同時オンが生じたりすると、瞬時的に大電流が流れ、損失が増大することもある。特に本システムに同期整流を導入する場合、スイッチング制御を体外から行うことが困難であるため、2 次側回路のみでスイッチングを行うことが望ましい。そのためには FET のゲート駆動電圧を埋込機器側で取り出さなければならない。そこで、ここでは経皮的変圧器と同軸上に配置した小型のコイルから取り出すことにした。小型コイルの電圧には、整流回路の電流波形の歪による高調波成分が含まれるが、時間遅

れ無しで高調波を取り除くために、小型コイルと並列にコンデンサ C_g を接続した。

また、FET に逆電圧が印加された時に発生するサージ電流を抑制するために、FET と並列にショットキ・バリア・ダイオードを接続した⁸⁾。

経皮的変圧器の2次側漏れ磁束補償用コンデンサは、従来方式のように回路に直列に入っていると、FET のドレイン-ソース間電圧とゲート駆動用コイルに発生する電圧に位相差が生じ、同期したスイッチングを行うことができない。そこで、Fig. 4 に示す回路においては、漏れ磁束補償用コンデンサ C_2 を回路に並列に接続した。

4. 実験結果

4.1 負荷特性

Fig. 5 に、負荷特性について、従来方式とプッシュプル型同期整流回路の比較を行った結果を示す。負荷試験は、負荷抵抗が $4\ \Omega$ で出力電圧が $10\ \text{V}$ となるように経皮的変圧器の1次側入力電圧を調整し、これを一定として負荷抵抗を変化させることにより行った。1次側入力電圧には $100\ \text{kHz}$ の正弦波を用いた。

Fig. 5(a) は体内直流電力供給源の効率特性である。実際の動作状態は負荷電流 $2\ \text{A}$ 付近を想定しているが、その状態において、プッシュプル型同期整流回路で 3% 程度改善されていることがわかる。この効率改善効果を損失で比較すると、同図(b) のようになる。これより、負荷電流が $1.5\ \text{A}$ を超えた動作状態において、損失が従来方式よりも低減されていることが分かる。特に負荷電流 $2.5\ \text{A}$ の点においては、約 $2\ \text{W}$ の損失が低減されている。これは生体にとって無視できない量である。次に出力電圧特性を同図(c) に示す。これより、定電圧性という意味ではプッシュプル型同期整流回路は従来方式と比較して劣ることになるが、実際の動作状態においては、負荷インピーダンスの変化は 2% 程度とわずかであることから、このことはさほど問題にならないと考えられる。

4.2 温度上昇特性

まず初めに整流回路全体の温度上昇特性について述べる。試験は、常温 (25°C 前後) の室内において、それぞれの整流回路を、ヒートシンクなどを全く装着しない状態で、大きさ $65 \times 50 \times 20\ \text{mm}$ のアルミケースに納め、出力 $23\ \text{W}$ の動作状態で行った。また、温度上昇はアルミケースの各面の温度の平均値から室温を引いた値とした。結果はFig. 6 のようになり、プッシュプル型同期整流方式では従来方式と比較して温度上昇が約半分に低減されていることが分かる。

次に、各素子の温度上昇を測定した結果を Fig. 7 に示す。同図(a) が、Fig. 3 に示す従来方式に用いたダイオードモジュールおよび漏れ磁束補償用コンデンサ C_2 の温度上昇を表しており、同図(b) が、Fig. 4 に示すプッシュプル型同期整流回路のFET、ダイオード D 、および漏れ磁束補償用コンデンサ C_2 の温度上昇を表す。測定条件は、回路をアルミケースに納めないこと以外は先に述べた条件と同様とした。

(a) Efficiency characteristics

(b) Loss characteristics

(c) Output voltage characteristics

Fig. 5 Load characteristics.

Fig. 6 Temperature rise in the rectifiers.

Fig. 7(a), (b) を比較すると、整流素子の温度上昇が、プッシュプル型同期整流方式で従来方式の 40% に低減されていることが分かる。

5. まとめ

以上、体内直流電力供給源の特性改善に関し、実験的検討を

(a) Conventional type

(b) Push-pull type synchronous rectifier

Fig. 7 Temperature rise in the parts.

行った結果について述べた。プッシュプル型同期整流方式とすることによって、出力 23 W 時の整流器の温度上昇が従来方式の約半分に抑えられたことから、本方式は比較的大きな電力を必要とする体内埋込機器の駆動に有効であるものと考えられる。また、今回実験で使用した FET のオン抵抗よりもさらに低いオン抵抗の FET を使用することにより、損失、温度上昇をさらに低減することが可能であると考えられる。

今後は、安全性や寿命の点で問題がある電解コンデンサをフィルムコンデンサなどに置き換えるなどの検討を行い、体内埋込可能な回路の実現を進めていく予定である。

文 献

- 1) Y. Mitamura, A. Hirano, E. Okamoto, and T. Mikami: *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **37**, 146 (1990).
- 2) 越地耕二: 平成 5 年電気学会電子・情報・システム部門大会講演論文集 (1993).
- 3) For example, H. Matsuki, T. Watanabe, K. Murakami, K. Nadehara, and T. Yamamoto: *J. Appl. Phys.*, **64**, 5859 (1988).
- 4) 電気学会電磁駆動型人工心臓システム調査専門委員会: 電磁駆動型人工心臓, p. 160 (コロナ社, 東京, 1994).
- 5) 橋本弘之: 日本臨床, **49**, 2161 (1991).
- 6) 鈴木篤史: 東北大学修士学位論文 (1994).
- 7) 村上直樹: '92 スイッチング電源シンポジウム資料, 日本能率協会, S2-3-9 (1992).
- 8) 坂井栄治, 原田耕介: 信学技報, **PE87-37**, 4 (1987).

1995 年 10 月 16 日受理, 1996 年 1 月 12 日採録