

人工括約筋への適用を想定した温度制御トランスの特性評価

Evaluation of Properties of Temperature Control Transformer for Artificial Sphincter

角張 泰之, 佐藤 文博, 松木 英敏, 佐藤 忠邦*,
羅 雲**, 高木 敏行**, 山家 智之***, 仁田 新一***

東北大学大学院 工学研究科 電気・通信工学専攻, 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉05 (〒980-8579)

*NECトーキン株式会社, 宮城県仙台市太白区郡山6-7-1 (〒982-8510)

**東北大学 流体科学研究所, 宮城県仙台市青葉区片平2-1-1 (〒980-8577)

***東北大学 加齢医学研究所, 宮城県仙台市青葉区星陵町 4-1 (〒980-8575)

Y. Kakubari, F. Sato, H. Matsuki, T. Sato*,
Y. Luo**, T. Takagi**, T. Yambe***, and S. Nitta***

Graduate School of Engineering, Tohoku University, 05 Aoba, Aramaki, Aoba, Sendai, Miyagi 980-0871

*NEC Tokin Corporation, 6-7-1, Koriyama, Taihaku, Sendai, Miyagi 982-8510

**Institute of Fluid Science, Tohoku University, 2-1-1, Katahira, Aoba, Sendai, Miyagi 980-8577

***Institute of Development, Aging and Cancer, Tohoku University, 4-1, Seiryō, Aoba, Sendai, Miyagi 980-8575

The implant medical device discussed here is an artificial sphincter that utilizes shape memory alloy (SMA). This device is implanted into the body of a patient to provide independent evacuation for a patient using an artificial anus. The artificial sphincter operates based on the phase transformation of the SMA that occurs when it is heated. The phase transformation completion temperature of the SMA that we used is 55°C. To prevent the SMA from being overheated in a living body, a transformer utilizing thermosensitive ferrite is used as a temperature control device. In an earlier prototype, we confirmed that temperature control of the SMA was possible. We examined suitable core design and composition. The transformer core type is composed of a hybrid core that uses thermosensitive Ni-Cu-Zn ferrite (Curie-point $T_c = 60^\circ\text{C}$) and non-thermosensitive Mn-Zn ferrite. Effective saturation magnetic flux density of the thermosensitive ferrite and the Mn-Zn ferrite are 250 mT and 520 mT respectively at room temperature. Class 10 W power transmission is possible through this small transformer. When the temperature of the SMA is higher than T_c , magnetization of the thermosensitive ferrite disappears and power transmission to the heater weakens.

Key words: temperature control, thermosensitive magnetic ferrite, Curie-point, artificial sphincter, shape memory alloy, transcutaneous energy transmission system (TETS)

1. はじめに

かつて治癒が難しいとされてきた疾患であっても、近年の医学の発達により治療方法が確立されたものが多々ある。このような新しい治療の中には、生体機能を代替したり補助したりする体内埋め込み機器や人工臓器といったものを用いる治療法も存在する。本稿で検討の対象とする人工肛門括約筋¹⁾は、そのような埋め込み機器のひとつである。

人工括約筋は人工肛門の適用患者に自立的排便機能を提供する目的で用いられる。人工肛門は、直腸癌や子宮癌な

どで直腸肛門部を切除した人々に対して、新たな排泄口として腹部に形成されるものである。しかし現状の人工肛門では、実際の肛門において自律排便を司っている直腸肛門括約筋に相当するものがなく、不随意の排便や排便パウチの処理・臭いなどに患者は負担を強いられている。人工括約筋は人工肛門の体内部に腸管を挟むように配置され、消化管を物理的に開閉する人工のバルブとして動作することで、直腸肛門括約筋の自立排便機能を代替する。これにより患者自らの意思で排便をコントロールすることができ、前述のような問題は解決される。

本稿では形状記憶合金 (shape memory alloy: SMA) を用いた人工括約筋について検討する。SMA に貼り付けたヒーターによって加熱することで形状が変化することを利用するが、その動作時の過熱を防止する制御素子として感温磁性フェライトをコアに用いた温度制御トランスを用いる。プロトタイプとして製作された感温トランスでは磁性体のキュリー温度 T_c 付近での自動的な出力制御が確認された²⁾。本検討では、その最適な構成を目指し、新たな 2 つの感温トランスを作成した。この温度制御トランスの特性を評価し、最適化への指針を示す。

2. SMA 人工括約筋システムの構成

2.1 SMA 人工括約筋の構成と動作

本検討で用いる人工括約筋は 2 枚の SMA の板 (長さ 70 mm, 幅 10 mm, 厚さ 0.7 mm) をその両端で回転自由度を持たせて連結したものであり、その間に腸管を配置する (Fig. 1)。SMA は温度に応じて相の変態が生じ、それに伴って形状の変化が起きる。用いる SMA は Ti-51at%Ni の合金で、生体温度より少し高いところに変態温度領域がある。SMA 板の加熱には、表面に貼り付けられたフレキシブルなフォイル状のヒーターを用いる。定常温度 (体温) において人工括約筋は腸管を閉鎖しているが、加熱によって SMA

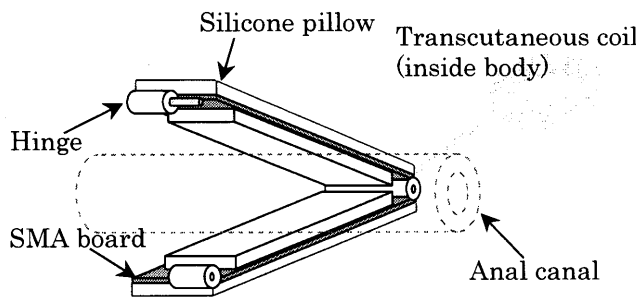


Fig. 1 Structure of SMA artificial sphincter.

板は円弧状に変形し、腸管を開放する。用いる SMA は全方位型のものであり、冷却（自然放熱）時にはバイアスばねなどの力を用いずに、加熱時と反対の形状変化を示し、人工括約筋は再度腸管を閉鎖する。加熱時の相変態（オーステナイト逆変態）終了温度はおおよそ 55°C であり、6–8 W 程度の電力をヒーターに供給することで数十秒のうちに形状変化が終了する。SMA の疲労特性は約 10 万回程度とされており、かなりの長期使用が可能である。SMA はシリコンのカバーで覆われており、腸管との接点において生体との適合性がある。また、ヒーターの発熱を直接生体に伝えないための断熱材としての役割も果たす。

2.2 経皮的電力伝送

人工括約筋は人工肛門部の体内側に配置され、その駆動エネルギーは体外から供給される。ここではエネルギーを非接触で人工括約筋に供給する方法として経皮的電力伝送 (transcutaneous energy transmission system: TETS) ³⁾ を用いる。この方法は、体内および体外に配置した 2 つの平面コイル間における電磁結合を利用して、皮膚を介して体内の埋め込み機器へ電力を伝送するものである。皮膚を貫通する導線が不要であることから、細菌感染等の危険性がない。

2.3 温度制御システム

SMA を加熱する際、相変態終了温度を超えて過熱することは危険である。人工括約筋は体内に完全に埋め込まれるため、SMA の温度を生体内で検知し、自動的にヒーターの出力を弱める機構が必要である。生体内で用いることから故障の危険性が少なく、できるだけ簡易な機構が望まれる。ここでは感温磁性フェライトをコアに用いたトランスを温度センサとして使用して、ヒーターの出力制御を行う ⁴⁾⁵⁾。

感温磁性フェライトは自身の温度の昇降に応じて、その磁気特性を変化させ、キュリー温度 T_C において磁性を失う。このような性質を持ったフェライトをコアとしてトランスを形成すると、キュリー温度を温度参照値として、トランスを介する伝送電力を制限することが可能である (Fig. 2)。このトランスを SMA 板の上に配置 (Fig. 3) すると、SMA の温度に応じた出力の制御、すなわち SMA の温度制御が可能である。

Fig. 4 は経皮的電力伝送と温度制御トランスを組み合わせた人工括約筋システムの電気回路図である。実際には 2 枚の SMA 板のそれぞれに対して温度制御トランスを配置

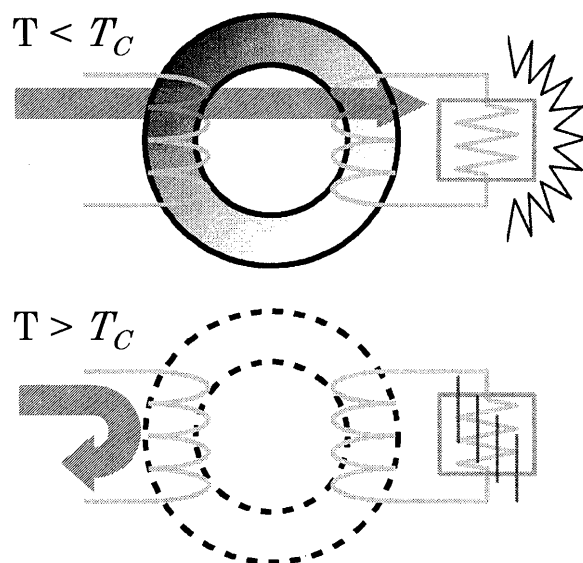


Fig. 2 Function of the thermosensitive ferrite core.

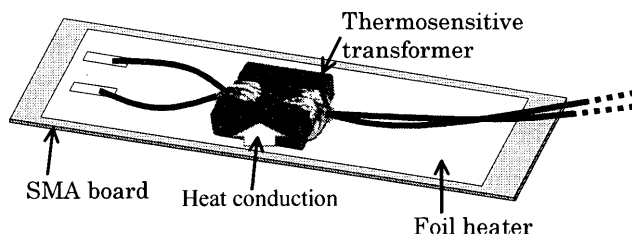


Fig. 3 Relative placement of thermosensitive transformer and SMA board.

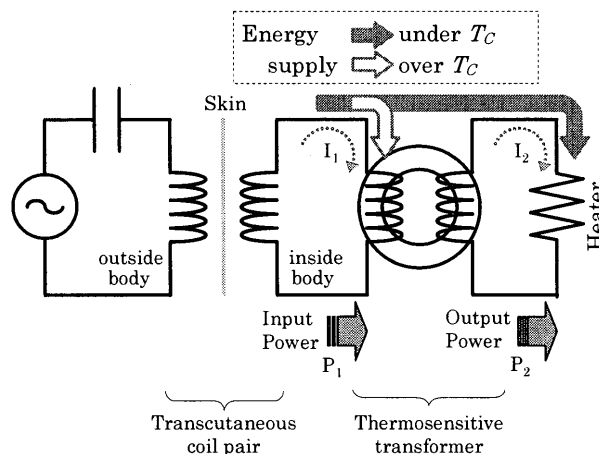


Fig. 4 Equivalent circuit of artificial sphincter with TETS and thermosensitive ferrite core.

し、独立に温度の制御を行うことで温度差による人工括約筋の歪みも防止する。

3. 温度制御トランスの評価

3.1 検討に用いたトランス

ここでは 2 種類のコアを製作し検討を行った。Fig. 5 にその構造を示す。それぞれ Type A, Type B と呼ぶことにする。どちらも Ni-Cu-Zn 系の感温磁性フェライト (図の

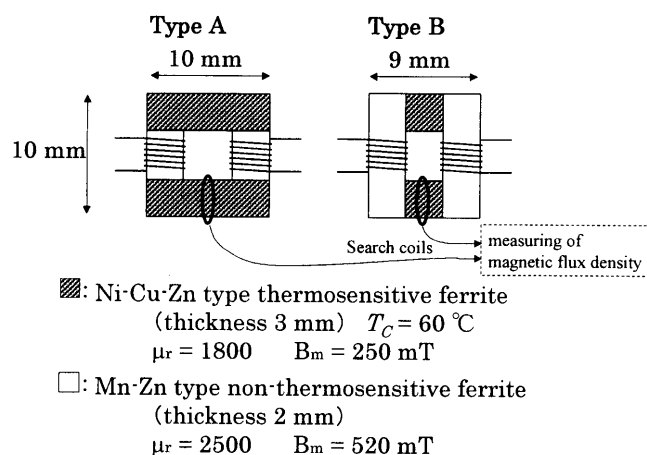


Fig. 5 Structures of thermosensitive transformers.

斜線部分)と Mn-Zn 系の感温特性を示さないフェライト (同じく白抜き部分)を組み合わせた複合型のコアになっている。今回、感温フェライトは入手のしやすさからキュリー温度 $T_c = 60^\circ\text{C}$ のものを使用した。その比透磁率は 1800, 飽和磁束密度は 250 mT である。また Mn-Zn 系のフェライトは比透磁率が 2500, 飽和磁束密度が 520 mT である。Type A は 10 mm (長さ) \times 3 mm (幅) \times 3 mm (厚さ) の感温フェライト 2 つと 4 mm \times 3 mm \times 2 mm (長さ, 幅, 厚さ同順) の Mn-Zn 系フェライト 2 つを組み合わせたもの, Type B は 3 mm \times 3 mm \times 3 mm の感温フェライト 2 つと 10 mm \times 3 mm \times 2 mm の Mn-Zn 系フェライトを組み合わせたものとなっていて, それぞれ巻き線を Mn-Zn 系フェライトの上に 24 回巻く。それぞれのフェライトで厚みに差をつけてあるのは, 巻き線の厚みを考慮したうえで SMA との接触面を確保するための対策である。全体のボリュームとしては Type B が Type A の 2/3 程度になっている。

3.2 感温トランスに求める性能

感温トランスに求める性能としては,

- SMA の温度がキュリー温度 T_c 以下において十分な伝送電力を確保すること
 - キュリー温度 T_c 以上において電力を遮断すること, 体外からその変化をパラメータの変化として確認できること
 - SMA の温度の変化に素早く追従すること
- などが挙げられる。

3.3 内部磁束と出力の特性 (T_c 以下における検討)

キュリー温度以下の状態で各トランスに 20 Ω の負荷を接続して周波数 100 kHz の電力を伝送したときに負荷に得られる出力を Fig. 6 に示す。またこの時のコア内部の磁束密度を Fig. 7 に示す (感温フェライトの 3 mm \times 3 mm の部分にサーチコイルを巻いて測定)。飽和の傾向が現れる手前の 120 mT の付近で動作させるとすると, トランスの一次側に 0.7 A 程度まで流してもよいことになり, この時の出力は約 6–8 W である。この値は SMA を素早く変形させるのに適当な値である。またこの時のトランスにおける損失

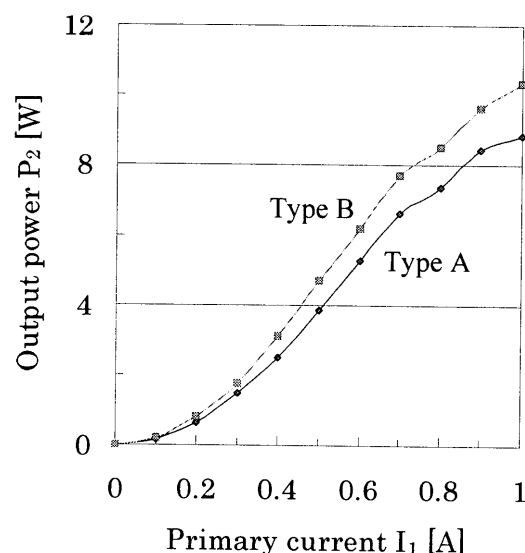


Fig. 6 Output power vs primary current.

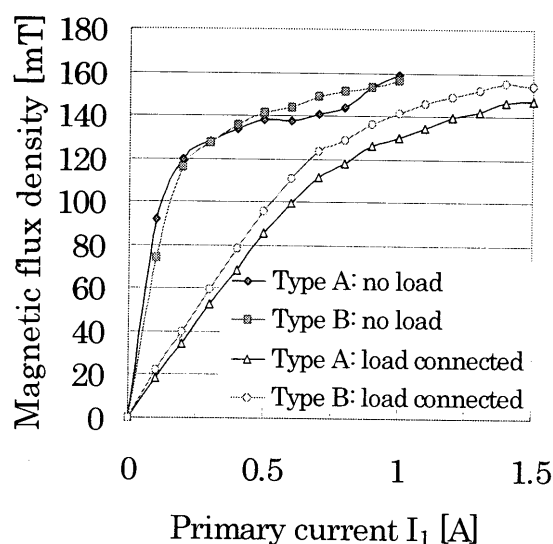


Fig. 7 Magnetic flux density vs primary current.

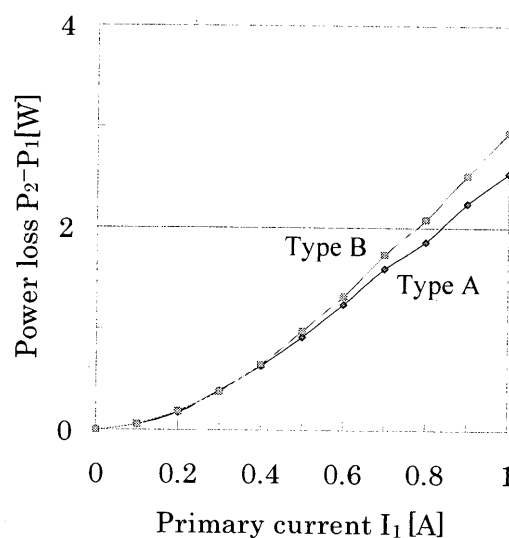


Fig. 8 Power loss vs primary current.

Table 1 Change of impedance $|Z|$.

	40°C	65°C
Type A	33.4 Ω	10.1 Ω
Type B	31.5 Ω	16.6 Ω

を Fig. 8 に示す. 0.7 A において 2 W 弱と大きめであるが, ほとんどがコアでの発熱になり, トランスをヒーターの上に配置するという用途上, さほど問題とならない. 若干の出力の差はあるものの各タイプのトランスに大きな特性の違いは見られない.

3.4 パラメータと結合係数の変化 (T_c 以上における検討)

一般にトランスのコアをキュリー温度以上に上げると一次側の電流が急激に増大し, カタストロフィックな状況に陥る. ここで用いるトランスも例外ではなく, T_c 以上では体外側でそのパラメータの変化を検知し, 入力する電力を絞る必要が生じる. 感温トランス以降ヒーターまでの部分をひとくくり経皮的電力伝送トランスの負荷とみなせるが, そのインピーダンス $|Z|$ の値は Table 1 のように変化する. 実際には上記のインピーダンスの変化を利用して高温時に体内において並列共振を起こすような系を形成すると, 体外側から見た負荷側のインピーダンスを無限大にすることができ, 先に示した問題点を解決できる. 80°C においてはトランスの結合係数は Type A が 0.098, Type B が 0.28 と低結合な状況になり, 出力の制限に更なる安全性を付加する.

3.5 トランスの温度追従性

3 W および 5 W で発熱するヒーター上にそれぞれのトランスを配置し, その温度追従性を測定した (Fig. 9). 3 W の発熱においては測温点に対していずれのトランスも数°C の範囲で追従しているが, 5 W の発熱では大きく離れてしまう. 実際には Fig. 8 で示した損失がコアに対して温度バイアスとして働くため, この差は若干緩和される可能性があるが, 熱伝達部分においては更なる改善が必要であると考えられる. コアのボリュームが小さい Type B の方が若干追従性が良いが, 大きな差ではない.

4. まとめ

SMA 人工括約筋の温度制御素子としての感温フェライトトランスの特性に関する検討を以下にまとめる.

キュリー温度 T_c 以下のときの動作としては SMA の形状変化に十分な速さを与える出力を得た. またキュリー温度 T_c 以上の時は, 感温トランス以降のインピーダンス $|Z|$ の変化およびトランスの結合係数の変化によって, 十分な出力の制限が可能であると考えられる. 熱伝達に関する検討では, 十分な形状変化の速度を得る出力域での有効な温度追従性は得られなかった.

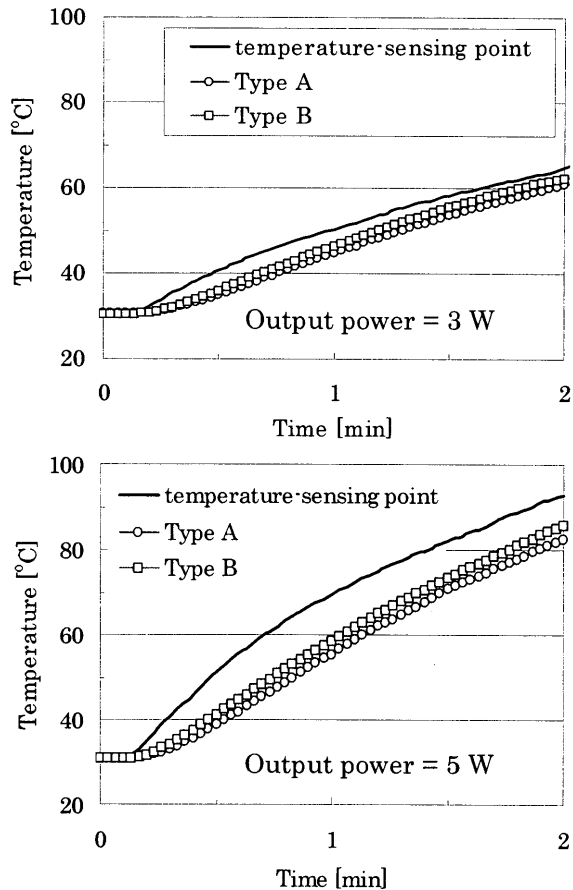


Fig. 9 Temperature change of transformers.

以上の特性においては今回検討した 2 つのコア形状の間で大きな違いは認められなかったが, 熱伝達の改善を考えると, また小さな SMA 板の上に配置することを考慮すると若干ボリュームの小さい Type B の方が優位であると考えられる. コアにおける損失を温度バイアスとして取り扱う工夫をし, 測温点に対する温度追従性を高めていくことが課題である.

謝辞 本研究の一部は 21 世紀 COE プログラム「バイオナノテクノロジー基盤未来医工学」によった.

文 献

- 1) T. Takagi, Y. Luo: *JSME annual meeting*, 1, 55-56 (2000).
- 2) Y. Kakubari, F. Sato, H. Matsuki, T. Sato et al.: *J. Magn. Soc. Jpn.*, 27, 452-455 (2003).
- 3) H. Matsuki et al.: *J. Magn. Soc. Jpn.*, 16, 457-460 (1992).
- 4) K. Murakami, H. Matsuki: *Thermal magnetic application engineering* (Baifukan, Tokyo, 1993).
- 5) K. Murakami, K. Yamasawa: *IEEEJ annual meeting*, 619 (1971)

2003 年 10 月 27 日受理, 2004 年 3 月 11 日採録