SMA 人工括約筋への非接触駆動に関する基礎的検討

Contactless Operation of Artificial Sphincter Utilizing SMA

井上 雅弘, 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, 仙台市青葉区荒巻字青葉 05 (〒980-8579)

* (株) トーキン, 仙台市太白区郡山 6-7-1 (〒982-8510)

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

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

Masahiro Inoue, Fumihiko Sato, Hidetoshi Matsuki, Tadakuni Sato*,

Yun Luo**, Toshiyuki Takagi**, Tomoyuki Yambe***, Shin-ichi Nitta***

Graduate School of Engineering, Tohoku University, 05 Aoba, Aramaki, Aoba, Sendai, 980-8579

*Tokin Corporation, 6-7-1 Koriyama, Taihaku, Sendai, 980-8510

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

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

A transcutaneous electric transmission system (TETS) is effective for an artificial sphincter utilizing SMA (Shape Memory Alloy) in a small implanted device driven by heating, as a contactless method that does not require code etc. in order to drive the implanted device. We examined TETS with a joule heat of resistance attached to the SMA in order to heat the SMA. We examined a temperature control system that tracks the electric power transmission system as we create heating.

Keywords: artificial sphincter, SMA, TETS, temperature control system, joule heat

1. はじめに

近年、医学の飛躍的な進歩に伴い、難治とされてきた疾患についても治療が可能となってきた。また、それに伴って体内埋め込み機器、人工臓器に対する研究が盛んになっている。それらの研究分野において、その体内埋め込み機器を駆動させるには、皮膚を貫通する導線などを必要とせず、また、患者にある程度の QOL (Quality Of Life) が得られる非接触法が有効と考えられる。その 1 つの例として、体内に非接触に電力を伝送する方法として経皮的電力伝送¹⁾ (Transcutaneous energy transmission system: TETS) がよく用いられる。経皮的電力伝送は、体外の電力源から皮膚を介してコイルによる電磁結合を利用することで体内に電力を伝送する方法である。その構造を Fig. 1 に示す。

本稿における、体内埋め込み機器の対象物として、SMA (Shape Memory Alloy: 形状記憶合金) を用いた人工括約筋²⁾ を想定する。これは、消化管を物理的に閉鎖することで直腸肛門括約筋の自立排便機能を代替する人工的なバルブ²⁾ であり、完全埋め込みを想定しているので運動や入浴の際の障害にならない。実用上、全ての患者におい

て、知的・運動機能の生育に何ら問題がないことから、患者の QOL の向上が得られるであろうと考えられる。そこで、SMA を用いた人工括約筋の電力伝送システムの構築を最終目標とし、その電気加熱の方式による SMA の駆動と様々な非接触諸条件についての検討を行った。また、加熱を目的としていることから、生体内における温度制御の必要性があり、経皮的電力伝送と一体型での感温磁性フェライト³⁾ を用いた温度制御の方法、また、その可能性についての基礎的検討を行ったので報告する。

Fig. 1 Configuration of coils.

2. SMA 人工括約筋の構成

人工肛門の患者に関しては、鎖肛患者の他に直腸癌や子宮癌により直腸肛門部を切除した人々が対象であり、現在、日本全国では 10 万人以上の適応者がいる。しかし、それにより「不随意的排便」「排便パウチの処理」「臭気」等に悩まされているケースが多く、完全埋め込み型人工括約筋の開発は福音となる。

Fig. 2 に SMA を用いた人工括約筋の詳細図を示す。その人工括約筋は二枚の SMA 板を重ね合わせ配置させる構

造で、消化管はその間に装着される。用いた SMA 板は Ti-51at%Ni 合金板である。寸法は幅が 18.5 mm、長さが 70 mm、板の厚さが 0.7 mm である。また、SMA の変態終了温度は 55 °C 付近である。動作については、いたって単純であり、低温時には、二枚の SMA 板がほぼ平らな形状をしていて人工括約筋が消化管を閉鎖している。そして、加熱により、SMA 板は円弧状に変形して消化管を開放する。人体の直腸間の直径が約 15 mm であることを考慮するとこの SMA 板の変態終了温度 55 °C のときには最大側壁間距離 14 mm を得ることができるようになっている。

Fig. 2 Structure of artificial sphincter utilizing SMA.

3. 非接触電力伝送による抵抗加熱

3.1 2 次電力の必要値

手のひらサイズのコイルおよびコイルの軽量化を考慮して、形状としては平面渦巻き型空心コイルで非接触に電力を伝送した。用いた体外側（1 次側）の送電コイルの仕様は外径 60 mm、内径 30 mm、1 層 11 回巻きであり、体内側（2 次側）の受電コイルの仕様は外径 42 mm、内径 21 mm、2 層 7 回巻きである。受電側は体内に埋め込むという観点から小型化が求められ、さらに必要な伝送電力を確保できる大きさであり、発熱しない必要がある。ここで用いた受電コイルは小型で、この SMA を用いた人工括約筋を駆動させるのに十分な伝送電力を確保できる。このコイル構成によって、コイル間のギャップを 5, 10, 15 mm と変化させ、また、1 次側の電流を 1.6, 1.8, 2 A としたときに、周波数を 100 kHz、恒温槽内、断熱状態として電力伝送を行った。また、そのときに得られた 2 次側伝送電力である 2.6, 3.2, 4.8, 6, 7.7, 10, 12.5 W とその電力による加熱温度 55 °C、および 60 °C になるまでの時間の関係を Fig. 3 に示す。この結果から、例えば、2 次電力が 10 W のときには 55 °C に達するまでに必要な時間は 12 秒、6 W のときには 20 秒と読み取ることができる。また、10 W 以上の伝送電力においては必要な時間の短縮が十分に得られないため、最大で 10 W の伝送電力が必要であることが確認された。

Fig. 3 Relation between secondary power and time interval when SMA is heated to 55°C and 60°C.

3.2 送電コイルの外径変化

次に、以上のようなコイル構成において、受電（2 次）コイルは十分小型で、この SMA を用いた人工括約筋を駆動させるのに十分な伝送電力を確保できると判断し、送電（1 次）コイルの外径についての検討を行った。送電コイルについては受電コイルと異なり、体内に埋め込むことはないことから、手のひらサイズを最大として考え、それぞれ外径 48, 60, 68, 80, 100 mm のコイルを作製した。コイルの内径、外径比を 1 : 2 と一定にしてある。コイル間のギャップを 0, 5, 10, 15 mm としたときに、それぞれの送電コイルと受電コイル（外径 42 mm）との間の電力伝送を行い、そのときの伝送効率を測定した。その測定結果を Fig. 4 に示す。この結果から、皮膚の厚さを 5~10 数 mm であるとする、最も伝送効率の高いのは外径が 80 mm のときである。したがって、送電側には外径 80 mm のコイルを用いることとする。

Fig. 4 Efficiency in changing diameter of primary coil.

3.3 伝送効率の改善

この経皮的電力伝送の簡易等価回路を Fig. 5 に示す。今回のようなコイル構成、つまりは送電コイルの外径 80 mm、受電コイルの外径 42 mm、コイル間のギャップが広いなどの磁氣的結合の弱い構成においては、何らかの方法にて伝送効率を改善する必要がある。それには、磁性材料を用いて磁氣的結合を増す方法、コンデンサを用いる方法⁴⁾がある。ここではアモルファス磁性線を用い漏れ磁束を改善し、また 2 次側の負荷、つまりは人工括約筋のヒーターの両端に並列にコンデンサを接続し、伝送効率を改善した。アモルファス磁性線の重量はコイルと比べて十分軽く、極端な重量増加による負担ということは考えにくい。そこで磁氣的結合を高めるためそれを用いている。また、1 次側に別のコンデンサを接続することによって力率を改善した。式(1)に伝送効率を最大にするようなコンデンサの式、式(2)に伝送電力を最大にするようなコンデンサの式を示す。また、各々の値の差を補うために、その間の値を取ることとし、実際に伝送効率改善用コンデンサとして抵抗両端に挿入する値を式(3)に示す。

以上のような伝送効率の改善を行ったとき、その効果の程度を Fig. 6 に示す。Fig. 4 の外径 80 mm のときと比べて十分な伝送効率の上昇を確認することができる。

以上により、SMA を用いた人工括約筋への非接触伝送用コイルについての最適なコイル構成、また、伝送効率の改善による最適な状態での電力伝送を行った。

Fig. 5 Equivalent circuit for efficiency improvement.

$$C_{\eta \max} = \frac{r_1 L_2}{r_1 r_2^2 + r_1 L_2^2 \omega^2 + r_2 M^2 \omega^2} \quad (1)$$

$$C_{p \max} = \frac{L_2}{r_2^2 + L_2^2 \omega^2} \quad (2)$$

$$C_2 = \frac{C_{\eta \max} + C_{p \max}}{2} \quad (3)$$

Fig. 6 Coil spacing vs efficiency in inserting optimal capacitor value.

4. 感温磁性フェライトトランスによる温度制御

4.1 システムについて

SMA 変態終了温度を 55 °C とした加熱を目的としていることから、生体内における温度制御の必要性があると考えられる。温度制御の方法としては、熱電対、サーミスタ等で温度を直接観測し、それを体外に信号として取り出す方法が考えられるが、その場合には、その温度信号を体内、体外でやりとりするためのもう 1 対のコイルが必要であろう。また、体内側での電源を必要とするため、その電源の確保と制御回路を埋め込むことが必要であり、生体内への適応を考えると、より埋め込みの簡易な制御法が望まれる。そこで、埋め込むサイズが比較的小さい経皮的電力伝送との一体型感温磁性フェライトを用いた温度制御を考える。

このシステムの仕組みとしては、上記のような経皮的電力伝送システムに感温フェライトを変圧器として、負荷である SMA を用いた人工括約筋の手前に挿入し動作させる。そのフェライトを負荷 R に付けることにより、SMA の温度を感知する。感温磁性フェライトのキュリー温度を 55 °C と設定することによって、この温度までは負荷 R に電力伝送が行われる。また、55 °C 以上では感温磁性フェライトが磁性を失い、負荷 R に電力が伝送されなくなる仕組みである。感温磁性フェライトを用いた温度制御法は多くの研究がなされているが、本研究のようなトランスとして用いる方法は珍しく、一体型には適当であると考えられる。その簡易等価回路を Fig. 7 に示す。

Fig. 7 Equivalent circuit for temperature control with thermal ferrite

4.2 温度による伝送電力量の変化

感温磁性フェライトとして、外径 1.55 cm、内径 0.96 cm、厚さ 0.47 cm、透磁率 $\mu = 330$ のものを用い、それにリッツ線を巻き、変圧器として構成し電力伝送を行った。周囲の温度を調節するには恒温槽を用いることとし、以下の実験は負荷として $20\ \Omega$ の抵抗を用いることとした。また、熱電対を感温磁性フェライトとリッツ線の間に付けて、感温磁性フェライトの温度を測定した。まず、その変圧器の片側のみを用い、巻数 20 回、自己インダクタンス $L = 64\ \mu\text{H}$ のコイルの温度特性を測定した。それを Fig. 8 に示す。キュリー温度が $60\ ^\circ\text{C}$ であることから、透磁率は $60\ ^\circ\text{C}$ 付近で急激に減少する。このことから、自己インダクタンスも同じく急激に減少することを確認できる。

次に、その感温磁性フェライト変圧器を回路に挿入し、電力伝送実験を行った。各々巻数を 20 回、自己インダクタンス $L = 200\ \mu\text{H}$ のコイルを用い、負荷に得られる電力を出力電力とし、それが 4 W、8 W の場合を測定した。その結果を Fig. 9 に示す。この結果から、感温磁性フェライトによる温度制御法の可能性を確認することができた。感温磁性フェライトの温度-飽和磁束密度の特性は、キュリー温度に近づくにつれて飽和磁束密度が徐々に減少し、キュリー温度付近では急激に減少する特性がある。したがって、その影響を受け、キュリー温度よりも早い温度での出力電力の低下を見ることができた。また、出力電力が多いほど、つまり、電流が流れるほどキュリー温度よりも早い温度で電力の減少が見られることから、その解決策としては、キュリー温度をやや高めに設定すること、また、感温磁性フェライト変圧器を分割し、並列に用いることで小型化、電流の分散を狙うことが考えられる。

そこで感温磁性フェライトを 3 個ずつ並列にしてヒーターに装着させたときの結果を Fig. 10 に示す。 $60\ ^\circ\text{C}$ で熱平衡に達していることが確認できる。熱伝導、熱平衡についての問題が今後の課題となってくると考えられる。

Fig. 8 Temperature characteristics of self inductance utilizing thermal ferrite.

Fig. 9 Output power in changing temperature.

Fig. 10 Temperature change of SMA and ferrite.

5. まとめと今後の課題

以上より、SMA を用いた人工括約筋の電気的特性として、10 W 弱の電力を伝送する必要があることを確認し、その最適伝送効率付近での電力伝送を確認した。また、加熱を目的とすることから温度制御の必要があり、感温磁性フェライトを用い、電力伝送との一体型での温度制御の可能性を確認した。

今後としては感温磁性フェライトと SMA との熱伝導についての検討が必要であると考えられる。また、実際には SMA の温度の上昇により出力電力の減少を得ることができることから、ある一定の温度での熱平衡が考えられ、この件についての検討も必要であると考えられる。

文 献

- 1) Matsuki, Shiiki : JOURNAL OF THE MAGNETICS SOCIETY OF JAPAN, 16, 457-460 (1992)
- 2) Takagi, Luo : JSME annual meeting, 1, 55-56 (2000)
- 3) Murakami, Matsuki : Thermal magnetic application engineering (Baifukan, Tokyo, 1993)
- 4) Inoue, Sato, Matsuki, Sato : JOURNAL OF THE MAGNETICS SOCIETY OF JAPAN, 25, 1011-1014 (2001)

2001 年 10 月 5 日受理, 2002 年 2 月 7 日採録