

形状記憶合金を用いた人工尿道バルブの開発* (バルブの改良と経皮的電力伝送システムの導入)

田中真美^{*1}, 平野健太郎^{*2}, 後藤大樹^{*2}, 浪間孝重^{*3}
内啓一郎^{*3}, 江鐘偉^{*1}, 松木英敏^{*4}, 棚橋善克^{*5}
折笠精一^{*3}, 長南征二^{*1}

Artificial Urethral Valve Using SMA Actuators (Improvement of Urethral Valve and Introduction of Transcutaneous Energy Transmission System)

Mami TANAKA, Kentaro HIRANO, Hiroki GOTO, Takasige NAMIMA,
Keiichiro UCHI, Zhong Wei JIANG, Hidetoshi MATSUKI,
Yoshikatsu TANAHASHI, Seiichi ORIKASA and Seiji CHONAN

This paper is concerned with the development of an artificial urethral valve for treating urinary incontinence, which is driven by shape memory alloy actuators. Three types of valves are assembled and their opening and closing functions are examined experimentally by using the urethrae of male dogs. The latest model is driven by the non-contact induction heating system using power transmission coils. It is found that all of them show good opening and closing functions. The energy to drive the valve is transmitted by using an implanted coil of which outside diameter is 60 mm.

Key Words: Urinary Incontinence, Shape Memory Alloy, Artificial Urethral Valve, Animal Experiment, Induction-Heating System

1. 緒言

尿失禁とは不随意に起こる尿漏れで、社会的衛生的に問題となるものであり、その治療法の確立が強く望まれている。しかしながら尿失禁の原因は多種多様で、患者の年齢も小児から高齢者にわたることから、その治療は画一的とならず大変困難なものとされている。

形状記憶合金(Shape Memory Alloy: SMA)の中でもTi-Ni合金は優れた記憶能力を持ち、熱を加えるだけで簡単に大きな変位や大きな力を発生させることができるため、その基本的特性や応用に関して多くの優れた研究がなされている^{[1][2]}。この性質に着目し、尿失禁の治療法のひとつとして形状記憶合金を用いた人工尿道バルブの開発が試みられ、動物実験により、良好な開放閉鎖特性が確認された^{[3]-[5]}。ところで、人工尿道バルブを実用に供する場合、組織を傷つけない突起物の無い形状であること、大きさの異なる尿道に

対応できる構造であること等の問題を解決しなくてはならない。また、バルブを駆動するためのエネルギーの確保が必要となる。人体へ埋め込む尿道バルブへのエネルギーの供給は、2つのコイル間の電磁誘導作用を利用した経皮的電力伝送が適していると考えられる。本方法によれば、導線が皮膚を貫通することがなく患者の感染症発症の危険がない。体外から体内に非接触に電力を伝送する経皮的電力伝送は、1961年にSchuder等により提唱され^[6]、以来様々な報告がなされてきた^{[7][8]}。このような中、松木らは軽量、薄型、可とう性に富む平面渦巻き型コイルを使った経皮的電力伝送を採用し^[9]、コイル形状、温度上昇、効率等に関して報告を行った。

本研究は以上に鑑み、人工尿道バルブの性能向上を目的として、バルブの動作特性およびエネルギー供給システムの検討を行うものである。具体的には、形状記憶合金を用いた人工尿道バルブの改良および試作を行った後、犬を用いた動物実験によりバルブの開閉動作を確認する。さらに14種類の平面渦巻き型コイルを用いたバルブの加熱特性を比較検討し、犬の皮膚を介した経皮的電力伝送によりバルブの駆動を試みた。

* 原稿受付 1998年4月20日。

^{*1} 正員, 東北大学大学院工学研究科(☎980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉)。

^{*2} 東北大学大学院。

^{*3} 東北大学医学部(☎980-8575 仙台市青葉区星陵町1-1)。

^{*4} 東北大学大学院工学研究科。

^{*5} 東北公済病院(☎980-0803 仙台市青葉区国分町2-4-8)。

E-mail: mami@rose.mech.tohoku.ac.jp

2. 人工尿道バルブの動作特性

2.1 改良型人工尿道バルブ 2 (バルブ 2')

改良した人工尿道バルブ 2 [4][5] (以下バルブ 2' とする) の形状を図 1 に示す。(a) は体温時、(b) は加熱時の状態を示す。このバルブは厚さ 0.2mm の二方向性 Ti-Ni 合金板 1 枚と円弧状に丸めた磷青銅、および周辺を覆うステンレス板からなっており、尿道方向の長さは 23mm のものである。磷青銅はバイアスばねとして働き、2 方向性の動作を補償する。ステンレス板はバルブを支える骨組みとしての役目のほかに、体内で繊維組織がバルブを覆うことによるバルブ動作の劣化を防いでいる。バルブ上部に取り付けられた形状記憶合金板は、体温時に曲率半径が小さくなるよう形状が記憶されており、磷青銅の力を借りて尿道を閉鎖している。加熱すると形状記憶合金板は平坦に形状を回復し、尿道を開放する。図 2 は加熱部分を示しており、合金表面に加熱用導線が絶縁用ポリイミドテープを介して貼り付けられている。バルブ 2 は咳やくしゃみを想定した高水圧負荷時に尿道からの水漏れを生じた。これは尿道を締め付ける力が尿道の円周に沿って一様でなかったためと考えられるため、バルブ 2' では図に示すような尿道に接触するスポンジゴムを平面より、円弧状に包み込めるよう改良した。

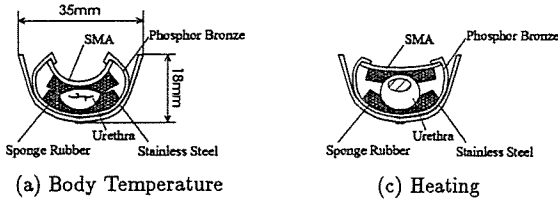


Fig. 1 Geometry of valve 2'.

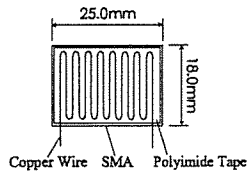


Fig. 2 Heating part.

2.2 人工尿道バルブ 3

図 3 に試作した人工尿道バルブ 3 の形状を示す。(a) は体温時、(b) は加熱時の状態を示す。また、図 4 に SMA 加熱用導線の配置図を示す。このバルブは厚さ 0.2mm 幅 5.0mm の二方向性 Ti-Ni 合金板 3 枚とそれをガイドするコの字型ステンレス板 3 枚、および周辺を覆う長さのステンレス板からなる。尿道を覆うようにバルブをかぶせ、尿道の大きさに適したサイズのプ

レートで固定するため、尿道の太さが多少異なっても対応でき、図に示すように尿道を 3 方向から均一に締め付けることができる。各々の形状記憶合金板にはゴムのバイアスばねが動いており、3 つの形状記憶合金板がコの字型ステンレス板に沿って同時に形状回復することによりバルブが開口される。

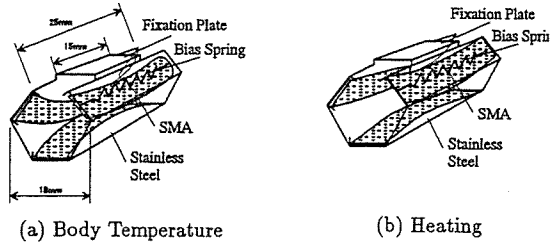


Fig. 3 Geometry of urethral valve 3.

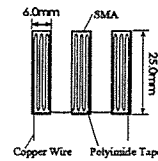


Fig. 4 Heating part.

2.3 実験装置

図 5 に動物実験で使用した装置の概略を示す。実験には尿道の太さが人間とほぼ同じである平均体重 11kg の雄犬を使用した。切開により露出させた尿道に改良したバルブを装着し、高所に設置した水容器により腹圧に相当する約 75cmH₂O の静水圧を加える。この状態で形状記憶合金板に貼付した導線に約 2V 2A の直流電流を流しバルブを加熱し、また自然冷却したときのバルブ温度とバルブを通過する水量の変化を測定した。

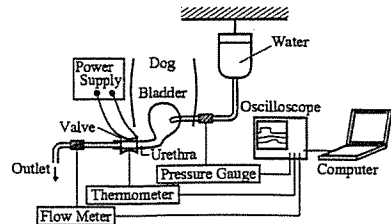


Fig. 5 Schema of animal experiment.

2.4 測定結果と考察

2.4.1 開閉特性

図 6 に、バルブ 2' の開閉特性を示す。横軸は時間を表す。曲線は、上からそれぞれ印加電圧、バルブ表面温度および尿道を通過して排出される水量の変化を示す。バルブに直流電流を印可するとバルブ表面温度は

次第に上昇し、約20秒でバルブが開き始める。その後流量は最大値(1.4ml/sec)に達する。電流を遮断してからバルブが完全閉鎖するまでの時間は約40秒である。閉鎖に到るまでの時間が長い、排尿後の膀胱は空であるため、閉鎖までの時間は特に問題にならないものと思われる。なお、最大流量に達する温度53℃はバルブを人体内で使用するには高い値であるが、形状記憶合金の相変態温度は合金の成分組成やその後の熱処理の過程を変えることで任意に設定が可能であるため、人体に適する相変態温度の設定はバルブの最終モデルについて行うこととし本論文では考えないこととする。

図7にバルブ3を装着した時の開閉特性を示す。バルブ2'の装着時に比べ、バルブが開き最大流量に達するまでに約2倍の時間がかかっている。これはバルブ3ではSMAが図4にあるように3つに分かれているため、発生する抵抗熱に差が生じたためである。電流の遮断から約20秒後にバルブは完全閉鎖し、閉鎖時間はバルブ2'装着時の約半分となっている。

以上により、バルブ2'およびバルブ3を装着することで、いずれもうまく犬の尿道を開放・閉鎖できることが確認された。

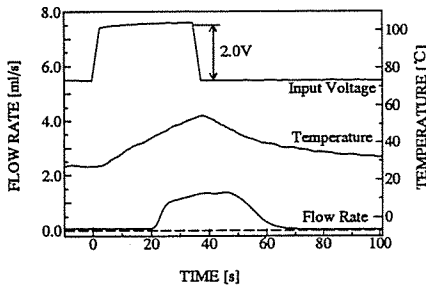


Fig. 6 Time variations of input voltage, valve temperature and flow rate of water passing out through urethra(valve 2').

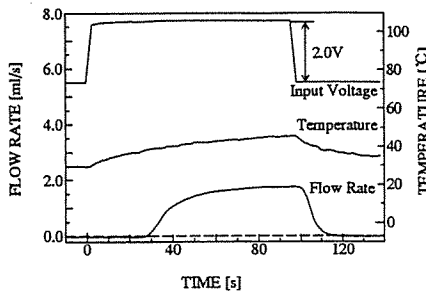


Fig. 7 Time variations of input voltage, valve temperature and flow rate of water passing out through urethra(Urethral valve 3).

2.4.2 尿道に高水圧が加わる場合のバルブの閉鎖特性

咳やくしゃみなどにより腹圧が急激に上昇すると、それに伴い膀胱にも瞬間的な高水圧が加わる。ここでは一方の口を縫合し水で満たした膀胱を手で圧迫し瞬間的に高水圧を発生させることで状況を模擬し、尿道より漏れ出す水量を測定した。バルブ2'装着時の測定結果を図8に示す。図中、上の曲線が膀胱内圧、下の曲線が排出流量を示している。図より瞬間的な高水圧が負荷されることでごくわずかに水が漏れることが分かる。

続いてバルブ3装着時の測定結果を図9に示す。図より、瞬間的な高水圧が加わっても水が漏れないことが分かる。次第に尿道圧が低下しているのは、手で膀胱を圧迫した瞬間に縫合部からわずかに水が流出したためであると考えられる。これらのバルブについてさらに尿道内圧の変化を調べることにする。

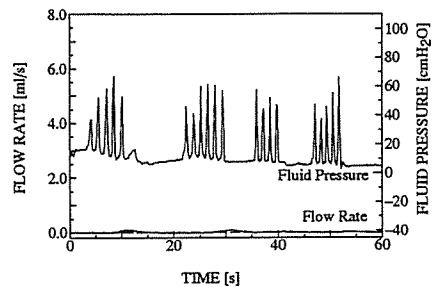


Fig. 8 Variation of flow rate of water with increasing intravesical pressure(valve 2').

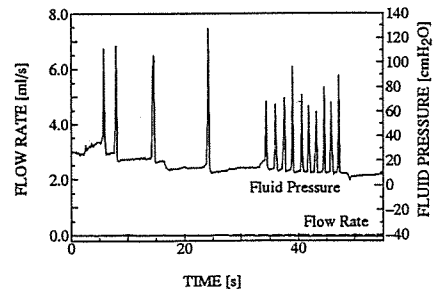


Fig. 9 Variation of flow rate of water with increasing intravesical pressure(Urethral valve 3).

2.4.3 尿道内圧

尿道内圧とは尿道内壁に発生する圧迫圧のことで、測定は尿道内に動物実験用カテ先圧力センサを挿入し、尿道内圧が最大になる位置にセンサを移動しバルブを開閉、測定を行った。図10にバルブ2'を装着したときの尿道内圧を示す。横軸は時間を示す。2つの曲線は上がバルブ表面の温度、下が尿道内圧の変化を示す。図より、バルブ表面温度の上昇とともに尿道内圧は低下することが分かる。一方、バルブ表面温度が下降すると尿道内圧は逆に上昇していく。これによりバルブ

が尿道を開放閉鎖していることが分かる。尿道内圧の最大値は約100cmH₂Oであり、改良前のバルブ2^{[4][5]}の110cmH₂Oに比しわずかに減少している。これはスポンジゴムの形状を円弧状にしたことで尿道との接触面積が増え、尿道を締め付ける力が分散したためと思われる。

つづいて図11に、バルブ3を装着したときの尿道内圧の変化を示す。尿道内圧の最大値は約120cmH₂Oであり、バルブ2に比して若干高い値である。人間が尿道を収縮させたときの尿道内圧の最大値は約100cmH₂O^[10]と報告されており、バルブ2が示した尿道内圧はこの値に近いといえる。しかしながら生体の場合、この値が恒常的に尿道に負荷されているわけではない。現状のバルブでは閉鎖時には常に一定の圧力が尿道に加わるため、尿道やその周辺組織に影響を及ぼさないようさらに低い尿道内圧で尿道を閉鎖することが好ましいといえる。

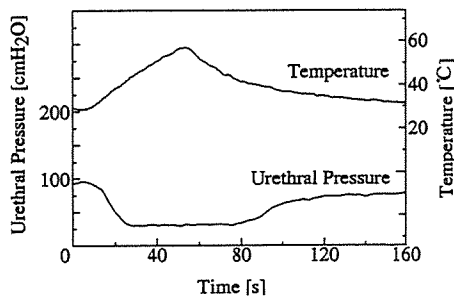


Fig. 10 Time variations of valve temperature and urethral pressure(valve 2').

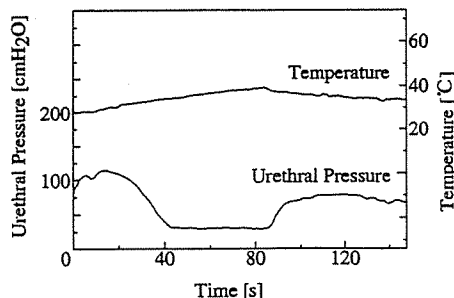


Fig. 11 Time variations of valve temperature and urethral pressure(Urethral valve 3).

3. 経皮的電力伝送システムの検討

3.1 実験方法

図12に、バルブの電磁誘導加熱実験に使用した装置の概略を示す。二つのコイルの間には皮膚の代わりに絶縁物としてコピー用紙をはさんだ。このコピー用紙の枚数を変えることによりコイル間距離を設定した。体外に置く1次側コイルには周波数50kHz~200kHz、

20~50[V_{p-p}]の正弦交流波を印加した。体内に設置される2次側コイルには後述する人工尿道バルブ4を接続した。用いたコイルは平面渦巻型コイルで、直径0.2mmの導線20本からなる撚り線を平面状に巻いたものである。細い銅線を束ねることでコイルの表皮効果が低減される。実験では、外径と巻数の異なる14種のコイルを作製してこれらを組み合わせてバルブの加熱特性を比較検討した。表1に実験に用いたコイルの特性を示す。以下、単層コイルとは平面状に撚り線を巻いた通常のコイルを示し、二層コイルとは単層コイルを2つ重ね合わせた形を示すものとする。いずれも巻数とは、一層あたりの巻数を示している。人工尿道バルブの駆動は、図2に示す導線に電流を流して加熱し駆動する。

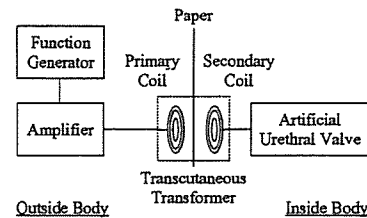


Fig. 12 Schema of heating experiment.

Table 1 Characteristics of coils.

Coil	[†] N	Outside diameter[mm]	[‡] L[μH]	Style
No.1	6	50	1.94	Single
No.2	6	50	6.55	Double
No.3	8	60	3.66	Single
No.4	8	60	13.4	Double
No.5	10	70	6.03	Single
No.6	10	70	21.5	Double
No.7	12	80	9.34	Single
No.8	12	85	40.1	Double
No.9	6	60	2.69	Single
No.10	6	70	3.45	Single
No.11	8	50	2.74	Single
No.12	8	70	4.87	Single
No.13	10	50	3.15	Single
No.14	10	60	4.46	Single

[†]N = Number of turns, [‡]L = self inductance

3.2 実験結果と考察

3.2.1 加熱実験

ここでは、コイルを用いた電磁誘導加熱法による形状記憶合金の加熱特性を示す。加熱開始時のバルブ温度はいずれも室温の28±1°C、加熱終了時の温度は45°Cとし、45°Cに加熱されるまでの時間(加熱所用時間)を測定した。図13に、外径/内径=2/1の2次側コイルの巻数を変えたときのバルブが45°Cまで加熱される時間を示す。横軸はコイルの巻数、縦軸は加熱所要時間を表す。入力電圧を50[V_{p-p}]、動作周波数を50[kHz]とし、コイル間に紙をはさみ、距離を0, 3, 5mmとした。用いたコイルは1次コイルが表1のNo.

8, 2次コイルが No. 1 ~ No. 7 の 7種類で、いずれも外径/内径比がほぼ 2/1 となっている。

図より、コイル間距離が大きくなるにつれて加熱時間が長くなっていくことが分かる。また、巻数が増えると加熱時間は短縮している。これは、2次側コイルの自己インダクタンスの増加によるものと考えられる。特に巻数が6巻から8巻が増えるときに加熱時間が大幅に短縮されている。一方、実線で示す単層コイルと点線で示す二層コイルを比較すると、加熱時間の比較的短い8巻から10巻の領域では両コイルに大きな時間差がないことが分かった。

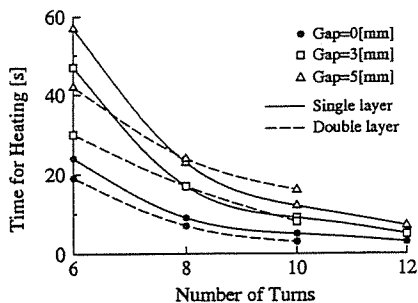


Fig. 13 Time for heating with secondary coils of outside diameter/inside diameter = 2/1.

次に外径が一定である2次側コイルの巻数を変えたときの加熱時間の変化を図14に示す。用いたコイルは1次コイルが表1のNo. 8, 2次コイルがNo. 1, 3, 5, 9 ~ 14である。諸条件はさきほどの場合と同じである。横軸はコイルの巻数、縦軸は加熱時間を示す。図よりコイル間距離が大きくなるにつれ加熱時間が長くなっていくが、巻数が増加しても加熱時間がそれほど変化していないことが分かる。コイル巻数が同じでも外径が50mmから70mmへと大きくなるにつれ加熱時間が短縮されている。特に外径が50mmから60mmになったとき大幅な時間の短縮が見られる。

以上の結果に鑑み、以降の実験には巻数8, および外径60mmの2次コイルを用いることとする。

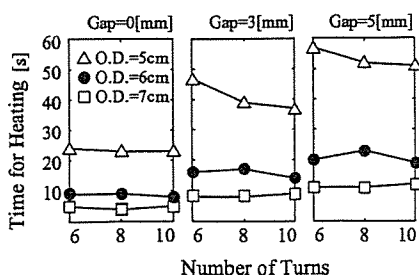


Fig. 14 Time for heating with secondary coils of constant outside diameter.

3.2.2 等価回路による評価

実験に先立ち、図15に示す等価回路を用いて共振回路の特性を評価する。図中、 L_1, L_2 は1次側および2次側コイルの自己インダクタンス、 M は相互インダクタンス、 V_1 は入力電圧、 V_2 は形状記憶合金(SMA)両端の電圧、 C_2 は2次側共振用コンデンサ、 R は形状記憶合金に貼付した銅線の抵抗、 L_3 は2次回路のインダクタンス、 I_1, I_2 は1次側および2次側電流、 R_1, R_2 はそれぞれ1次側および2次側コイルの抵抗を示す。図に示す等価回路の1次側回路および2次側回路から次の式が求まる。

$$V_1 = (R_1 + j\omega_s L_1)I_1 + j\omega_s M I_2 \quad (1)$$

$$0 = j\omega_s M I_1 + (R_2 + j\omega_s L_2 + \frac{1}{j\omega_s C_2} + j\omega_s L_3 + R)I_2 \quad (2)$$

ω_s は動作周波数を f_s とした場合 $\omega_s = 2\pi f_s$ と与えられる。このときSMA両端の電圧は

$$V_2 = I_2 \cdot R. \quad (3)$$

と表せる。式(1), (2)より2次側電流 I_2 が求まり、これを式(3)に代入することで、 V_2 を評価することができる。以下、表2に示すパラメータ値を用いて V_2 の計算をする。表に示されるパラメータ値は本実験装置の各要素を実際に計測して求めた値であり、2次側コイルの値は3.2.1節で決定した巻数8, 外径60mmのコイル(表中No. 3)のものである。なお、相互インダクタンス M は結合係数を k とした場合 $M = k\sqrt{L_1 \cdot L_2}$ で与えられる。本研究で用いるコイルは空心型であり、結合係数は0.5 ~ 0.7程度と予想される。またコイル間に距離ができることで結合係数 k はさらに低下する。ここでは式(3)の計算結果を実験値と比較することにより最終的に $k = 0.4$ と特定した。

図16に得られた計算結果を示す。横軸は周波数、縦軸はSMA両端の電圧 V_2 である。図よりコンデンサを挿入しない場合のSMA両端電圧は周波数とともに緩やかに減少しているのに対し、コンデンサを直列に挿入した場合は共振周波数において電圧値が高くなり、コンデンサなしの場合に比べて大きく伝送効率が上がっていることが分かる。

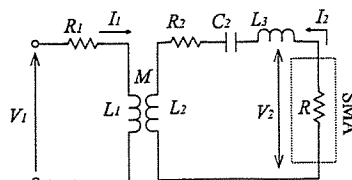


Fig. 15 Equivalent circuit.

Table 2 Physical properties of circuit.

L_1	40.1[μ H]	R_1	0.5[Ω]
L_2	3.66[μ H]	R_2	0.2[Ω]
V_1	50[V _{p-p}]	k	0.4
R	1.0[Ω]	L_3	1.30[μ H]

図17に共振用コンデンサを挿入した場合のSMA 両端電圧 V_2 の実験値を示す。回路パラメータは計算に用いた表2のパラメータと同一である。ただしコイル間距離は3mmとした。コンデンサとして市販のフィルムコンデンサを用いた。図より、コンデンサを挿入しない場合は計算結果と同様、 V_2 は動作周波数が大きくなるにしたがい緩やかに減少している。コンデンサを挿入した場合は共振周波数において電圧値が高くなっている。ピーク値共振周波数は計算結果とほぼ一致しており、周波数特性も計算結果とよく一致している。

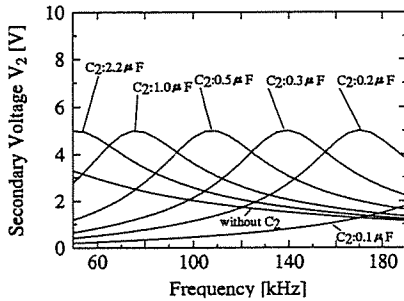
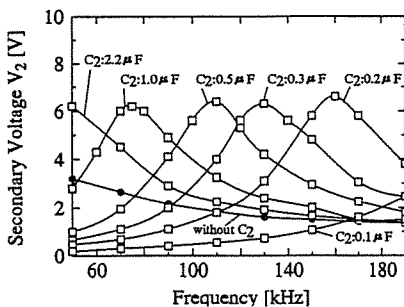


Fig. 16 Frequency dependence of secondary voltage(theoretical).

Fig. 17 Frequency dependence of secondary voltage (experimental.) $V_1 = 50$ [V_{p-p}], Gap = 3mm.

3.2.3 共振点での加熱特性

計算および実験結果より、回路の共振を利用することで伝送効率の上がることを確認した。そこで、各共

振点つまり SMA の両端電圧が最大となる点に回路パラメータを設定し、再度加熱実験を行った。結果を図18に示す。横軸は動作周波数、縦軸は加熱所要時間(45°Cまで)を示す。コイル間距離は5mmである。コンデンサを接続しない場合の加熱所要時間は、外径60mmおよび巻数8の2次コイルのとき、図14に示すように約23秒であった。一方、コンデンサを挿入しパラメータを共振点に設定した本実験結果では同一条件(動作周波数: 50[kHz], 入力電圧: 50[V_{p-p}])において加熱時間は約10秒になっており、時間は半減している。

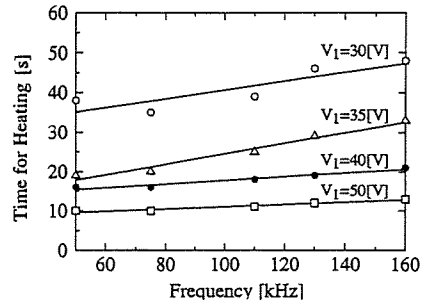


Fig. 18 Time for heating at resonance point (experimental). Gap = 5mm.

3.2.4 1次コイルの影響

ここで、再び式(3)によりSMA 両端電圧 V_2 を計算する。ここでは、1次コイルの自己インダクタンス L_1 が電力伝送にどのように影響するかを検討する。図19(1)~(2)に得られた結果を示す。計算に用いたパラメータは表2に示される通りであるが、1次コイルの自己インダクタンス L_1 を変化させている。図19(1)は $L_1 = 21.5$ [μ H]、(2)は $L_1 = 9.34$ [μ H]とした場合の結果である。図より、自己インダクタンス L_1 が小さくなるとSMA 両端電圧 V_2 が大きくなる傾向にある、つまり1次コイルの自己インダクタンス値を小さくすることでさらに加熱時間が短縮されることが予想される。そこで、1次コイルを表1中のNo. 7 ($L_1 = 9.34$ [μ H])として再度加熱実験を行った。図20に結果を示す。図より、1次コイルの変更前である図18に比して、加熱時間が半減していることが分かる。したがって、より小さな入力電圧でバルブを加熱できることになる。

4. 犬の皮膚を介した電力伝送によるバルブの駆動

4.1 人工尿道バルブ

第2節において、改良型バルブ2および3の動作特性を検証したが、ここではさらに構造を単純かつ小型にした人工尿道バルブ4について行った実験結果を示

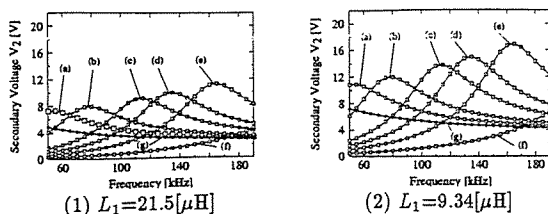


Fig. 19 Frequency dependence of secondary voltage for various values of L_1 (theoretical). (a) $C_2=2.19[\mu\text{F}]$, (b) $C_2=1.00[\mu\text{F}]$, (c) $C_2=0.47[\mu\text{F}]$, (d) $C_2=0.33[\mu\text{F}]$, (e) $C_2=0.22[\mu\text{F}]$, (f) $C_2=0.10[\mu\text{F}]$, (g) without C_2 .

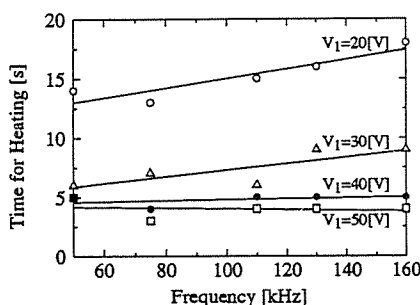


Fig. 20 Time for heating at resonance point (experimental). $L_1=9.34[\mu\text{H}]$, Gap = 5mm.

す。バルブの概略図を図 21 に示す。(a) は全体図, (b) は体温時の状態, (c) は加熱時の状態を示す。駆動部に相当する形状記憶合金には厚さ 0.2mm の二方向性 Ti-Ni 合金板を用いている。バルブの骨格をなす円筒状の金属は厚さ 0.2mm のステンレス鋼で半円筒状のものを 2 枚組み合わせている。形状記憶合金とバルブ本体はステンレス鋼のプレートにより止められている。また尿道と接触する部分にはスポンジゴムをはさんでいる。図に示すようにバルブ 4 は完全な円筒形で、尿道を包むのに適した構造となっている。体温時には (b) に示すようにバイアスばねの力で尿道を閉鎖しているが、加熱すると (c) に示すように形状記憶合金は曲率半径が大きくなる方向に回復するため半円形のステンレス鋼が開き尿道を開放する仕組みとなっている。バルブの寸法は尿道方向に長さ 20mm、直径は約 15mm である。

4.2 コイルの仕様

動物実験用として電力伝送コイルを改めて製作した。1 次コイルについては 3.2.4 節の結果を考慮し、巻数 12 および外径 70mm、2 次コイルは加熱実験 (3.2.1 節) の結果より巻数 8 および外径 60mm とした。いずれの

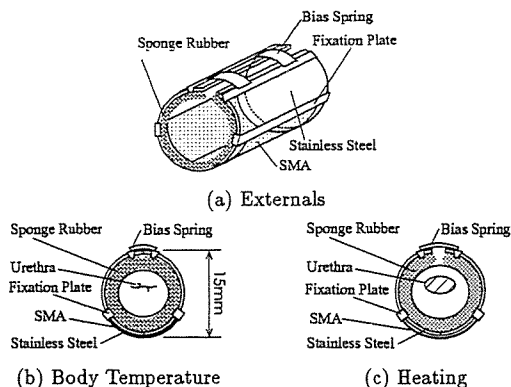


Fig. 21 Geometry of urethral valve 4.

コイルも直径 0.2mm の銅線を 20 本束ねたものを巻線としている。製作した後これらのコイルの特性を測定した結果、表 3 に示すようになった。これらのコイルは薄型であるだけでなく柔軟性が高いため、皮膚を介して密着させることが可能である。

Table 3 Characteristics of coils for experiment.

Coil	$\dagger N$	Outside diameter [mm]	$\dagger L$ [μH]	Thickness [mm]
Primary	12	70	12.0	1.2
Secondary	8	60	5.7	1.2

$\dagger N$ = Number of turns, $\dagger L$ = self inductance

4.3 実験方法

動物実験に用いた実験装置は 2.3 節で示したものと同一である。なお、実験は体重約 12.0kg の雄犬について行った。バルブの加熱は直流電源を用いたもの、およびコイルを用いた非接触電力供給法の 2 法で行った。電力伝送に関わる実験装置は図 12 に示したものと同一である。ただし電力伝送コイルは上述の新しいコイルを使用した。

図 22 に動物実験の様子を示す。電力を受け取る側である 2 次コイルは犬の腹部皮下に埋め込んだ。バルブを駆動させるためには、送電側コイルの 1 次コイルを皮膚外側から 2 次コイル上にあてがい、続いて 1 次コイルに高周波電流を印加しバルブに対する経皮電力伝送を行う。入力電圧はバルブの加熱に十分可能な値とし、信号周波数は回路が共振をとるよう設置した。具体的には動作周波数 90[kHz]、入力電圧 25[V_{p-p}] および共振用コンデンサ 1.0[μF] とした。

4.4 実験結果と考察

4.4.1 直流電流によるバルブの駆動

図 23 に、直流電流によりバルブ 4 を駆動させた場合の開閉特性を示す。横軸は時間の経過を示す。曲線

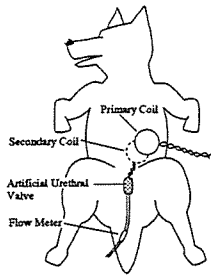


Fig. 22 High induction coils and urethral valve.

は上から印加電圧，バルブ表面温度および尿道を通過して流れる水量を示す。図より，電流印加後にバルブ表面温度が次第に上昇し，約20秒後にバルブが開口することが分かる。水量が最大値に達したときのバルブ表面温度は約45℃である。また電流を遮断してからバルブが完全閉鎖するまでに約30秒要している。

以上よりバルブ4の装着で犬の尿道がうまく開放閉鎖できることが確認された。

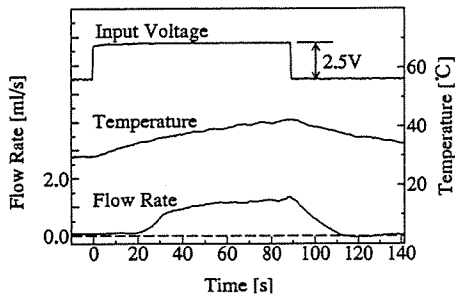


Fig. 23 Time variations of input current, valve temperature and flow rate of water passing out through urethra (Urethral valve 4).

4.4.2 経皮的電力伝送システムを用いたバルブの駆動

図24に経皮的電力伝送システムを用いた場合のバルブの開閉特性を示す。横軸は時間の経過を示す。図中に矢印で示した。図中，上の曲線はバルブ表面温度，下の曲線はバルブを通過して流れる水量を示す。図より，電力伝送を開始してから約6秒後にバルブが開口することが分かる。その後もバルブ表面温度は徐々に上昇し，流水量も増加している。バルブ表面温度が45℃に到達したところで電力伝送を中断したが，これは通電開始時より約35秒後であった。電流の中断後にバルブ表面温度は下降していき，約25秒後にバルブは完全閉鎖している。電力伝送時の2次側電圧を測定したところ，全振幅7.6[V_{p-p}]であることが確認された。犬の皮膚をはさんだ1次コイルと2次コイル間には約3~4mmの間隔があったが，バルブの加熱に問題はな

く経皮的電力伝送によってバルブ4を加熱駆動できることが確認された。

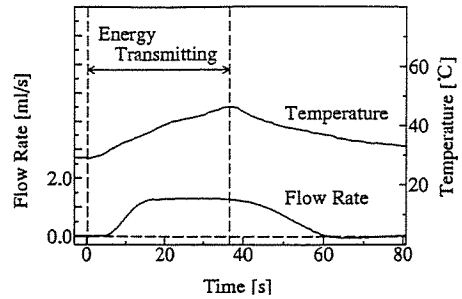


Fig. 24 Opening/Closing functions of valve 4 driven by transcutaneous energy transmission.

5. 結言

形状記憶合金を用いた人工尿道バルブの性能の向上を目的として，バルブの動作特性および経皮的電力供給システムの検討を行った。得られた結果を要約すると以下のようになる。

改良・製作した人工尿道バルブを装着することで，犬の尿道をうまく開放閉鎖できることを確認した。

回路パラメータを適切に設定し，それに応じたコイルを作製することでバルブの加熱時間を短縮できることを確認した。

外径60mmの2次コイルを犬の皮下に埋め込みエネルギー伝送を試みた結果，バルブの駆動に必要な電力を犬の皮膚を介して伝送できることを確認した。

文 献

- [1] 鈴木，実用形状記憶合金，(昭和60)，89-130，工業調査会。
- [2] T.W.Duerig, A.R.Pelton and D.Stöckel, *Bio-Med. Materials and Engineering*, 6(1996), 255-266.
- [3] S. Chonan et al., *Smart Materials and Structures*, 6(1997), 410-414.
- [4] S.Chonan et al., *Proc. JFSIMS'97*, (1997), 229-241.
- [5] 長南ら，*機論*，64-620(1998)，113-120。
- [6] J.C.Schuder, H.E.Stephenson, Jr., and J.F.Townsent, *IRE Internat. Conv. Rec.*, 9-9(1961), 119-126.
- [7] J.C.Schuder, J.H.Gold, and H.E.Stephenson, Jr., *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 18(1971), 265-273.
- [8] J.W.Fuller, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 15(1968), 63-65.
- [9] Matsuki et al., *IEEE Trans. Magn.*, 26-5(1990), 1548-1550.
- [10] 入来・外山，*生理学2*，(昭61)，873-874，文光堂。