

形状記憶合金線維を応用した人工心筋の制御

Mechanical Control of a Sophisticated Artificial Myocardium by Using Shape Memory Alloy Fibre

○白石泰之^{*}, 金野敏^{*}, Telma Keiko Sugai^{*}, 西條芳文^{*}, 田中明^{**}, 山家智之^{*}, 藤本哲男^{***}, 梅津光生[†], 吉澤誠^{*}, 本間大[‡]

○Yasuyuki Shiraishi^{*}, Satoshi Konno^{*}, Telma Keiko Sugai^{*}, Yoshifumi Saijo^{*}, Akira Tanaka^{**}, Tomoyuki Yambe^{*}, Tetsuo Fujimoto^{***}, Mitsuo Umezu[†], Makoto Yoshizawa^{*}, Dai Homma[‡]

* 東北大学, ** 福島大学, *** 芝浦工業大学, † 早稲田大学, ‡ トキ・コーポレーション

* Tohoku University, ** Fukushima University, *** Shibaura Institute of Technology, † Waseda University, ‡ Toki Corporation

キーワード: 人工心筋 (artificial myocardium), 形状記憶合金線維 (shape memory alloy fibre), 血行動態 (hemodynamic effect)

連絡先: 〒980-8575 仙台市青葉区星陵町 4-1 東北大学加齢医学研究所
病態計測制御研究分野 白石泰之, Tel: (022)717-8517, Fax: (022)717-8518,
E-mail: shiraishi@idac.tohoku.ac.jp

1. はじめに

重症心不全患者の最終的治療手段として, 心臓移植が世界中で広く行われている. しかしながら, 特に国内ではドナーが少なく, 移植を受けるまで数ヶ月から数年かかっており, 移植までのブリッジとして補助人工心臓が臨床応用されている. 近年の臨床成績を見れば, 現在の補助人工心臓は高い血液拍出機能を持ちな

がら, 性能と有用性の長期安定性が示されつつある. 一方, 補助人工心臓などの人工的循環補助下での生体側の反応, すなわち人工的な血圧血流の外乱に対する循環生理学的応答のメカニズムは現在でも未解明な部分が多い. これは, 血液拍出機能や血圧のかたちまたは代替的な生成に対して, 心臓血管系の弾性や抵抗といった機械材料力学的な形態と機能の静

的な特性だけではなく、これらのパラメータがある制御則に則って自律神経などを介して受動的または能動的に非線形に変化することによる。

本来なら、患者の循環動態の改善に伴う高い QOL 実現のためには、自律神経機能などの循環制御パラメータに対応した循環補助装置の制御が生体との高い整合性を具現化するために必須となる。とくに、生体心臓を物理的に介して力学的にサポートする本システムでは、生体に必要なだけ血液拍出を補助するために制御プロセスが重要となる。これらの要求機能の将来的な具現化をふまえて、心臓を外側から力学的に収縮させることのできる人工心筋を開発している (Fig.1, 2) ¹⁾。開発中の人工心筋システムの目的は、人工心筋を生体心臓の収縮にあわせて力学的補助を実現することであり、ここでは、現在開発中の人工心筋の制御に関して述べる。

2. 方法

2.1 形状記憶合金を応用した人工心筋の特長

人工心筋システムに用いる形状記憶合金線維は、共有結合性結晶構造を持ち、電流入力によるジュール加熱によって 4-7% の歪みを発生できる。さらに、Fig. 3 に示すがごとく、歪み-電気抵抗特性が線形的に変化するため、高度な可観測可制御性を材料本来の特性として有する。共有結合性結晶による変態により、およそ 10 億回以上の繰り返し耐久性をもつことが現在までに確認されており、また、その最大繰り返し周波数が 3Hz 程度で

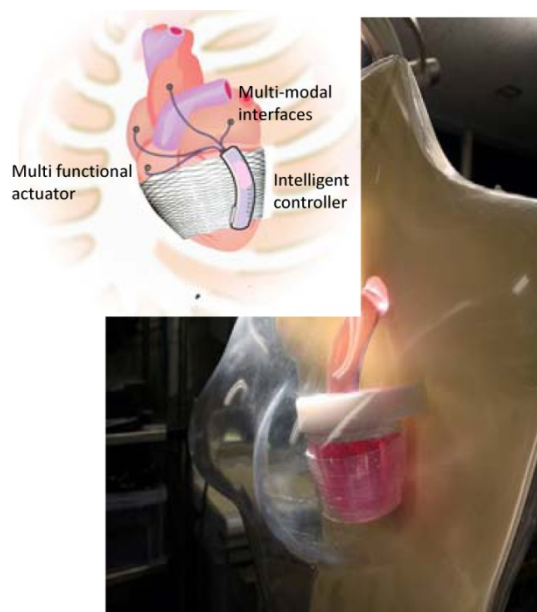


Fig.1 Schematic illustration of the artificial myocardium and its installation into a mock.

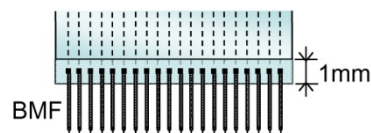


Fig. 2 While view of the artificial myocardium with shape memory alloy fibres

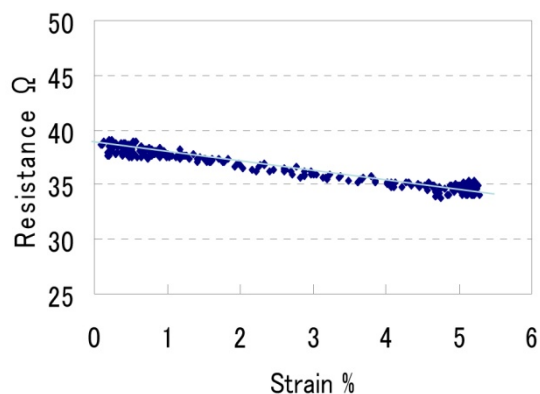


Fig. 3 Relationships between electrical resistance and strain obtained from a fibre

あることから、工学的制御による心臓収縮補助が具現化できる。

2.2 人工心筋のための形状記憶合金線維制御と過渡特性

Fig. 4 はこれらの特長を生かした人工心筋の制御のための PWM プロセス概要を示したものである。本研究では、PWM 制御による速度変位の両パラメータの制御可能性を検討した。動物実験では、電気生理学的な収縮開始時相と、等容性収縮期の心室壁の力学的変位の開始には 100msec 程度の遅れが観察される。そのため、人工心筋の収縮制御は、これらの生理学的遅延を含めた生体心臓との収縮拡張に力学的に適合する制御方法を PWM により調べた。Fig. 5 は、形状記憶合金線維を応用した人工心筋システムの変位応答試験装置であり、変位はレーザ変位センサ (Keyence, LK-61) で、また張力をロードセル (Kyowa, LU-15) により計測しデジタルレコーダ (TEAC, LX-10) に記録した。Table 1 は Fig. 4 のパルス制御コンセプトによる形状記憶合金応答試験パラメータを示したもので、PWM のデューティ比を変化させ、形状記憶合金線維ユニットの変位張力応答を調べた。

3. 結果と考察

3.1 変位速度張力の応答

Fig. 6 および 7 は、バイアス弾性抵抗 0.342kgf/mm の条件において取得された過渡特性を示したものである。PWM のデューティ比はマイクロコンピュータで制御され、収縮初期の 20%デューティの負荷する時間により変位張力とも極大値ま

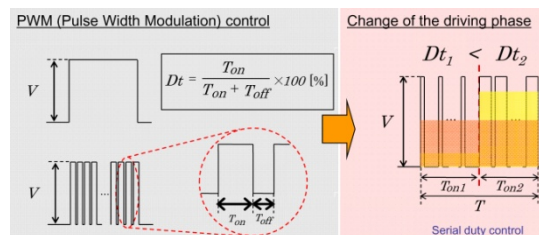


Fig. 4 Schematic illustration of the concept for PWM control of the artificial myocardium

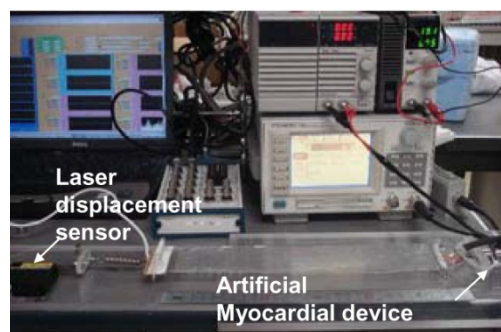
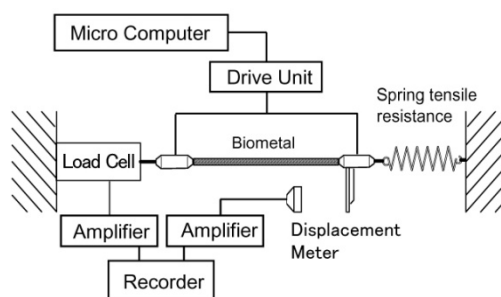


Fig. 5 Schematic illustration and whole view of the tension-displacement-velocity test circuit for the artificial myocardium

Table 1 Parameters for the tension-displacement-velocity test for the shape memory alloy fibre

Items	Values		
ID	I	II	III
Contractile duration T msec	200	200	200
Ton ₁ msec	150	100	-
Duty ratio on Ton ₁ %	20	20	-
Ton ₂ msec	50	100	200
Duty ratio on Ton ₂ %	95	95	95
Device length	280		
Drive voltage V	34		
Mean energy consumption/DC %	38.6	58.6	95

での時間が線形的に増大する傾向を得た。

3.2 生体心臓の心筋収縮特性との比較

Fig. 8 は直流入力と比較した PWM の入力電力量と, Fig. 6 および 7 に示したパラメータとの関係をまとめたものである。生体心臓の心筋収縮速度は, 図中に示すがごとく 2.5cm/sec 程度であり, この値は, 形状記憶合金線維を用いた人工心筋システムにおいて, 直流電流入力比 27% の速度応答時にほぼ等しい²⁾。また, PWM 値を変化させることで, 人工心筋の収縮速度および変位張力を制御できることが示され, 本方法により生体心臓の収縮拡張に関する生理学的情報に基づいて, 人工心筋が適正に制御されうる。

4. まとめ

形状記憶合金線維を応用した人工心筋システムは, 材料そのものがアクチュエータの特性をもつため胸腔内での過大な容積を必要とせず完全埋め込みが容易であるという特長を有する。生体心臓との力学的相互作用にもとづいて, 心臓を外部から補助するためには, 必要な加圧変位, 速度を精密に制御する必要があり, 本方法による工学的制御により人工心筋の最適な制御が可能となると考えられる。

参考文献

- 1) Shiraishi Y, et al.: Development of an artificial myocardium using a covalent shape-memory alloy fibre and its cardiovascular diagnostic response, Conf Proc IEEE EMBS, 1(1), 406-408, 2005
- 2) Gault JH, et al.: Left ventricular myocardium tension-velocity-length relations in patients with and without disease of the contractile state of the left ventricle in man, Circ Res, 22, 451-463, 1968.

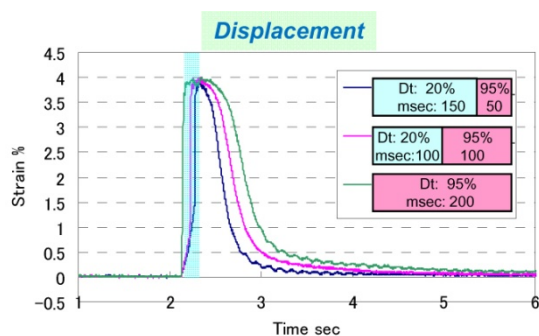


Fig. 6 Changes in displacement under the different PWM conditions

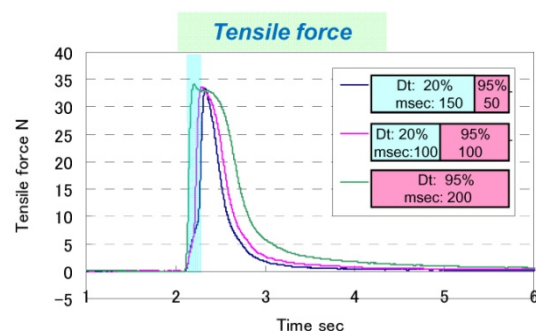


Fig. 7 Changes in tensile force under the different PWM conditions

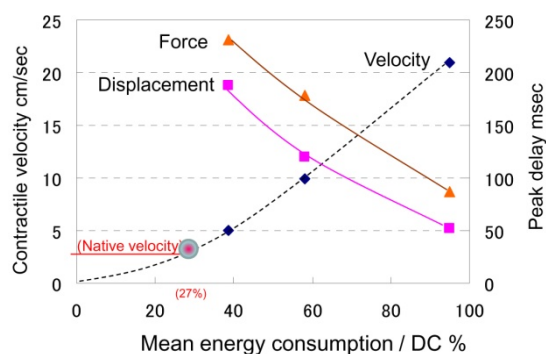


Fig. 8 Relationships between the energy consumption against DC input for the artificial myocardium and contractile velocity, peak delay of either displacement or tensile force