

Fig.2.4 Photograph of a goat ventricle unfolded; Pictures 'A' to 'E' indicated the anatomical investigations by Torrent-Guasp in Figure 2.5.

1990年代まで心臓の構造、拡張、収縮などの主要なメカニズムについては Erasistratus の観測以来何も明らかになっていなかった。そこで、Francisco Torrent Guasp は 1997 年より、心臓の収縮、拡張に対して新しい概念を提唱した⁴⁾。以下にその特徴を示す。また、Fig.2.5 にその概略図を示す。

- a) 心臓は一枚の筋肉 (Ventricular Myocardial Band ; VMB) により、二つのらせん構造で左心室、右心室が定義されている。
- b) 二つのらせん構造は、右心室を形成するため肺動脈基部からの Basal loop (BL)、左心室を形成する Apex loop (AL) である。
- c) らせん構造は、心尖部から大動脈、肺動脈方向となっており、心室長軸方向へ心筋走行が形成されている。

ここで、Fig.2.4 の A~E は Fig.2.5 の A~E に対応しており、一致していることがわかる。よって、実際に心臓の構造が二つのらせん構造により形成されていることが確認できた。ここで、心筋構造

について心筋走行に着目すると、心筋の走行は心尖部から大動脈方向となっており、その走行性に装置の構造を合わせることで、生体心の自然な収縮を大きく阻害しない補助が可能になると考えられる。

また、心臓収縮、血液拍出の様式をみると、この心筋構造は血液拍出を効率的に行う構造となっていることがわかる。Fig.2.6 に心臓の全体図を示す³⁾。ここで、青矢印は左心室への血液流入を示しており、赤矢印は血液拍出を示している。この血液拍出方向をみると、上述した心筋の走行性に一致していることがわかる。つまり、心筋の走行は心臓のような楕円錐体が力学的に最も効率のよい収縮構造をとっているということである。このことより、心筋構造を心尖部から大動脈方向へ構成することは、生体心臓に対して装置のより効率的な駆動を可能にすると考えられる。

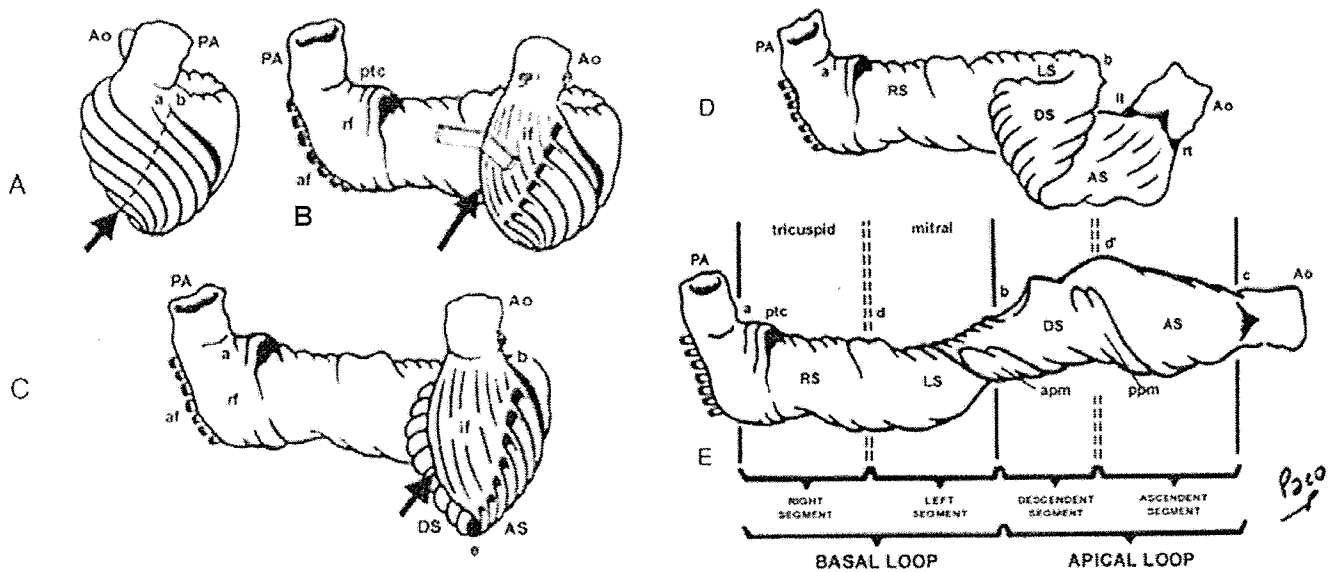


Fig.2.5 Schematic drawings of the VMB (compare with Fig.2.3). Ao, aorta; PA, pulmonary artery; RS, right segment; LS, left segment; DS, descendent segment; AS, ascendent segment; Lt, left fibrous trigone; rt, right fibrous trigone; a, pulmonary artery root; b, VMB central fold; c, aortic root; d,d', the posterior interventricular sulcus level in wrapped VMB (double dotted lines); e, vortex cordis; apm, anterior papillary muscle; ppm, posterior papillary muscle; ptc, pulmo-tricuspid fibrous cord; af, aberrant fibers coming from the AS (on diagram A they are cut along the dotted line, pointed out by an arrow, to permit the separation of the RV free wall); if, intra-septal fibers coming from the AS; rf, recurrent fibers coming from the RV free wall (RS). Tricuspid and mitral free-wall leaflets attachment line (RS and LS, respectively)⁴⁾

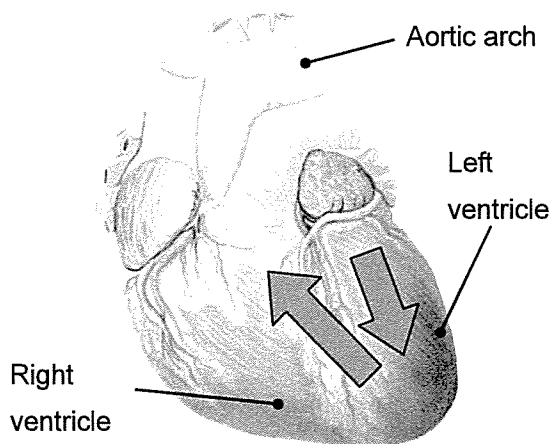


Fig.2.6 Illustration of a heart: blue arrow is indicative of the in flow, red arrow is indicative of the out flow⁵⁾.

2.3.2 心臓脈管系の発生 (発生学的観点)⁶⁾

本節では、前節の心臓の実構造に対して、心臓の発生から構造の成立ちについて考える。心臓の発生は、まず発生第3週頃に心膜腔内の心臓形成域中央部に、まっすぐな筒として心内膜筒が形成される。この心内膜筒が後に心臓となる。その発

生の過程を Fig.2.7~2.9 に示す。この発生過程は心臓ループ (heart loop) の形成といわれるものである。まず、心内膜筒は伸長し続け、かつ湾曲し始める。心内膜筒の頭方は腹尾方向で右に湾曲し、一方、尾方の心房部は背頭方で左方に移動する (Fig.2.7A→B→C, Fig.2.8)。心房部の形状変化によるこの湾曲で、心臓ループが形成される。この心臓ループの形成中に、筒の全長にわたって局所的拡張がみられるようになる。その後、心膜腔内に心房部が取り込まれ、房室管により原始心臓と結合される (Fig.2.8, Fig.2.9)。

よって、心臓の発生としては、心臓の主機能を果たす心室部中心に形成されることがわかる。また、この心臓ループの形成をみると、一枚の筋肉により、心尖部から拍出方向である大動脈の方向に心筋構造が形成されることが確認できる。これは、上述した心筋構造、心筋走行に類似している。そのため、発生学的にも心筋構造に対する理解が検証できたと考えることができる。

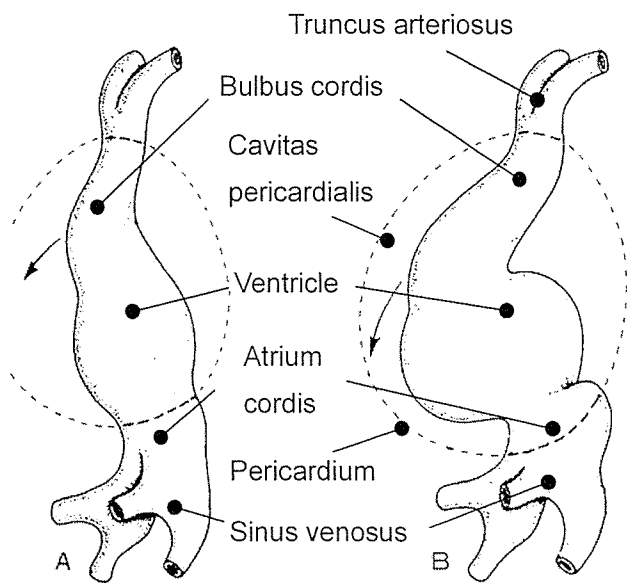


Fig.2.7 Constitution of heart loop (A: 8somite stage, B: 11somite stage, C: 16somite stage and dotted line is indicative of pericardium)

2.4 生体心筋の機能

本節では、心筋動態の解析より構造仕様に関する検討を行い、より生体との力学的整合性の高いシステムとして構成するための基礎検討を行う。具体的には、上述した心筋構造に由来する心筋収縮方法について局所心筋壁動態などから検討を行う。また、その収縮形態から要求される構造仕様の検討を行う。

2.4.1 心筋収縮方法と心筋構造の関係

第 2.3.2 項で述べた心筋構造より、心筋収縮は Fig.2.10 に示すような方法をとると考えられる。ここで、Fig.2.10 に示したものは、Torrent Guasp

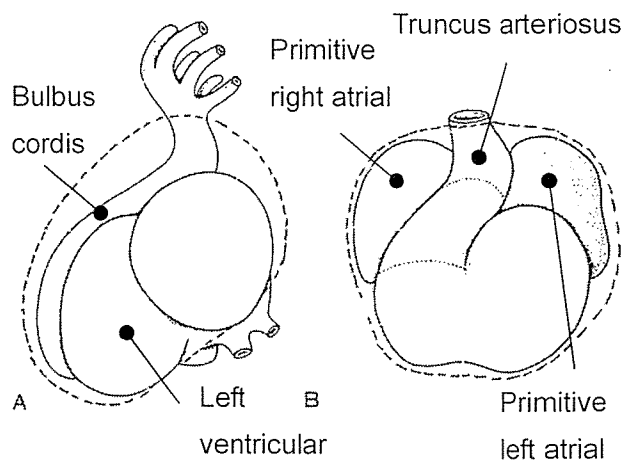


Fig.2.8 Schematic drawing of embryonic heart (5mm)
A: Left side view, B: Front side view, and dashed line is indicative of pericardium.

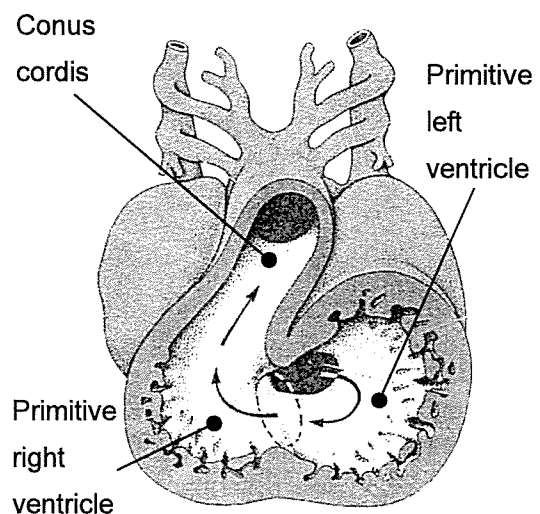
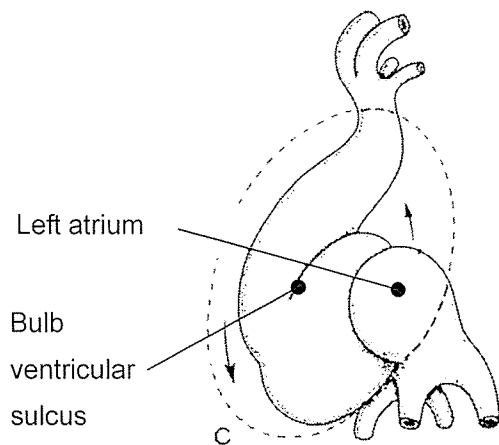


Fig.2.9 Cutaway of the embryonic heart (6mm)

の提唱するもので⁷⁾、前述したように心筋が一枚の筋肉で構成されていると考えたときの心筋の収縮形態を示している。またここで、心筋は黒いひも状で示されており、左室、右室の場所は図に示したとおりである。Fig.2.10 より、左室短軸方向のみではなく、長軸方向の収縮が大きく影響すると考えられる。これは前述のように、心筋走行が心尖から大動脈基部へと向かっているため、縦方向の収縮が大きくなるからであると唆される。

次項から局所心筋動態の解析を3次元位置計測カメラ、加速度センサを用いてこの心臓の収縮運動の検証を行う。

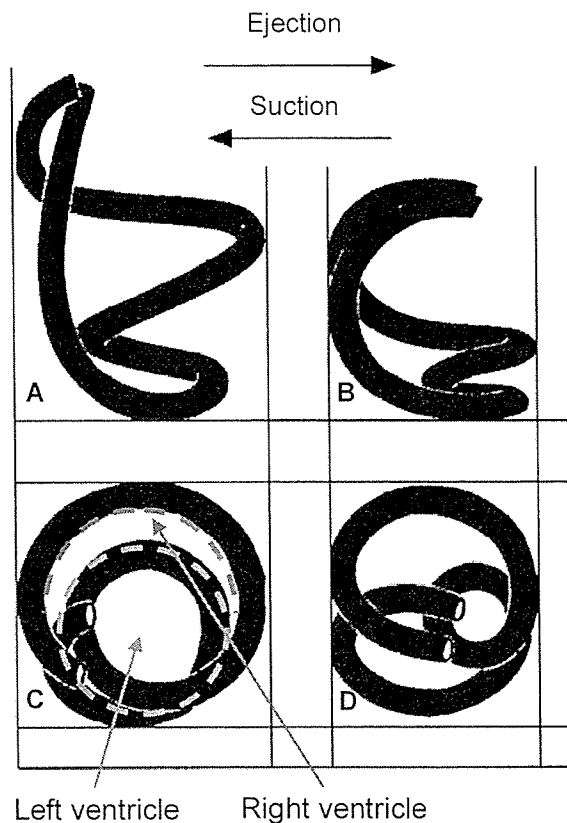


Fig.2.10 Schematic drawing of the band: (A, B) frontal view. (C, D) Seen from above.

The black line is the myocardial band. And the left is the figure in suction time, right is the figure in ejection time⁷⁾.

2.4.2 局所心筋壁動態

局所心筋壁動態として、以下に心室外壁動態について生体心臓（成山羊）を3次元位置計測カメラ、加速度センサにより計測した結果を簡単にまとめる。

1) SLC（Stereo Labeling Camera）による心室外壁動態の解析⁸⁾

SLCによる心室外壁の動態の計測法を以下に示す。植松らは心筋表面に反射材を塗布したマーカーを設置し、三次元位置計測器により変位を計測する方法を用いている。反射球マーカーを設置した位置を Fig.2.11 (a) に示す。反射球マーカーは心尖、中隔、左心房、左心室前壁（乳頭筋レベル：A1、腱索レベル：B1、B2）の6箇所に設置する。次に計測結果として、正常拍動時における各部位の変

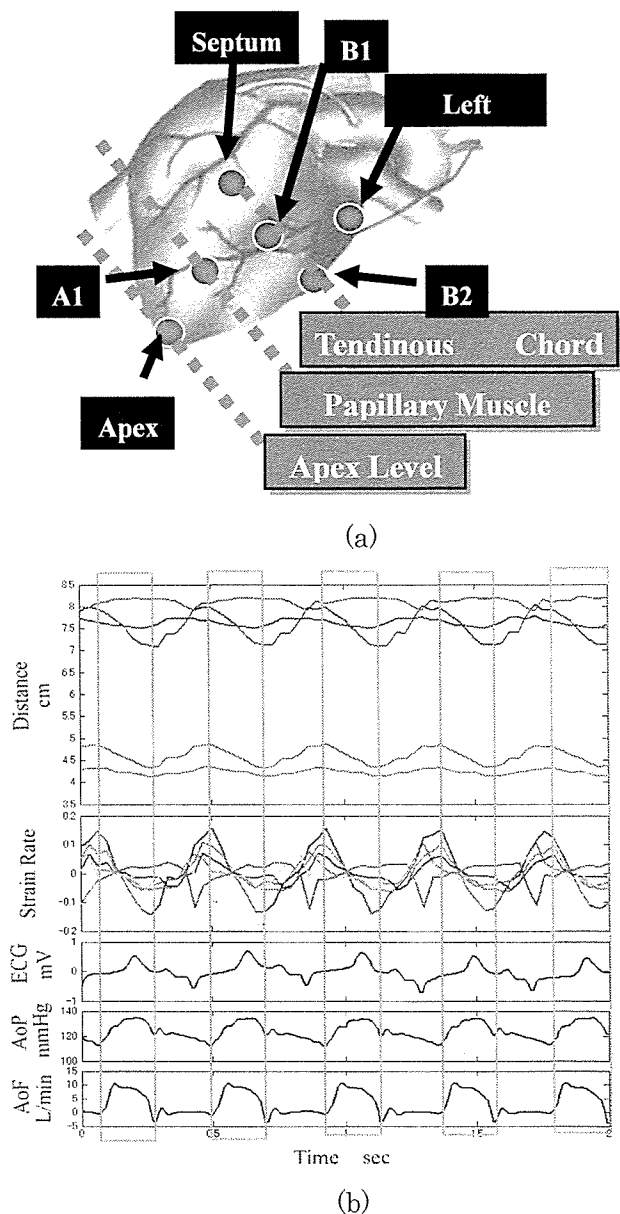


Fig.2.11 Movement analysis of myocardial surface under normal condition. (a) Six reflective markers were stitched onto the anatomical feature pericardium. (b) Change in distance from the septum, strain rate, the electrocardiogram, the aortic pressure and the aortic flow⁷⁾

位、各領域の歪み率、心電図、大動脈圧、大動脈流量を Fig.2.11 (b) に示す。この計測結果によると、中隔に設置したマーカーを基準とした際の左心室前壁の歪みは腱索レベルにおいて4%であり、乳頭筋レベルにおいては10%であった。また、心尖の領域の歪み量も同様に大きく計測された。

2) 加速度センサによる心室外壁動態の解析

加速度センサによる心室外壁動態の計測方法は Fig.2.12(a) に示す piezo-resistive 3-axis acceleration sensor (Hokuriku, HAAM-313B) を Fig.2.12(b) に示す位置に取り付け計測を行った。また、計測位置は Fig.2.12 に示したように、主に左心室上であり、左心室前壁、中壁、後壁、自由壁、心尖部及び左心房に取り付けた。

ここで、左心室前壁、中壁、後壁及び心尖の位置で得られた 3 軸の加速度より各加速度を求め、相対比較した結果を Fig.2.13 に示す。これらの結果より、心筋収縮は心臓全体の一様に収縮しているのではないことがわかる。心筋外壁の動きが大

きい部位は左心後壁及び心尖部であることがわかった。ここで、心筋後壁、心尖部の最大加速度については、心室中隔及び、心房の対称位置であり、心筋収縮が最も大きい箇所であるため、左心室前壁、中壁に比べ 20~30% 程度大きな値をとっていると考えられる。

これらの心筋収縮動態解析より、第 2.4.1 項で述べた心筋収縮方法の仮説が検証できたと考えられる。よって、収縮補助を考えたとき、左室短軸方向のみではなく、心尖方向からの補助が有効であると考えられる。そのため、補助装置構造についても左室長軸方向の補助が可能となる構造設計が要求されると考えられる。

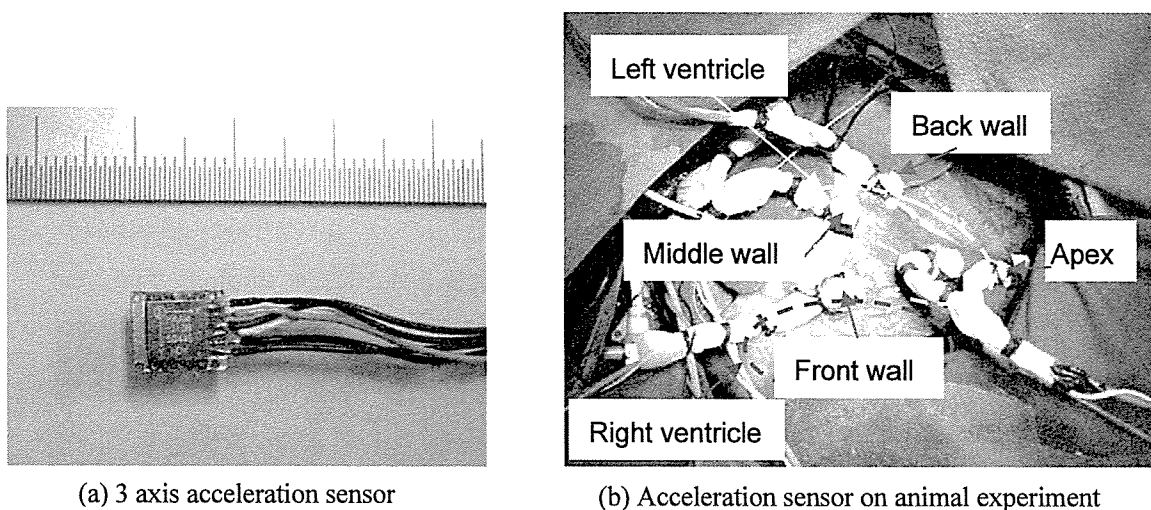


Fig.2.12 Photograph of the 3 axis acceleration sensor. The sensor was attached on the surface of myocardium.

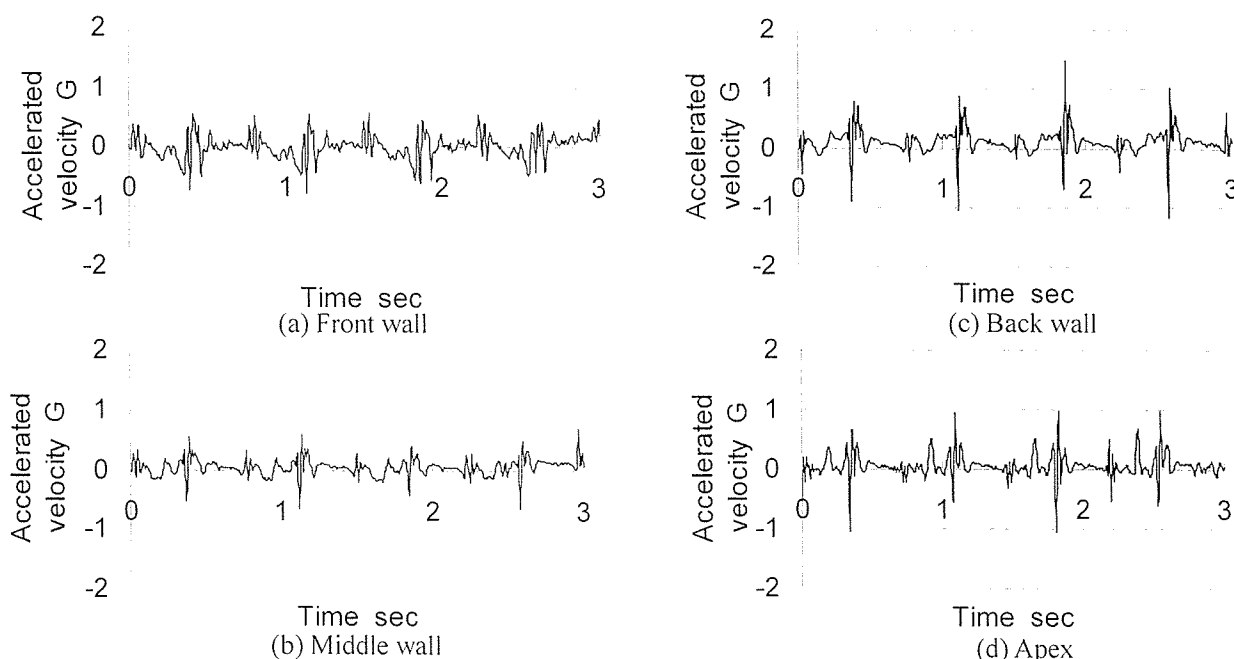


Fig.2.13 Waveforms of acceleration obtained from an animal experiment.

2.5 装置構造の要求仕様

本節までに心筋収縮に関して、心筋構造、心筋動態の2つの観点から分析、検討を行ってきた。これらの結果より、心筋収縮は左室端軸方向のみではなく、心尖部からの長軸方向の収縮も大きく、またその収縮形態は心筋構造が大きく関与していることが示唆された。よって、この心筋収縮形態より新しい心筋収縮補助装置に要求される設計仕様は以下ようになる。

- 心尖部から大動脈方向へ、すなわち血液拍出方向へ合力ベクトルが合成される。
- 右心室壁に比べ、左心室壁を中心に人工心筋を構成される。
- 生体心臓の収縮力、収縮速度よりも十分に大きい駆動性能を有する。

これらの設計仕様を達成することにより、構造的に生体心臓との力学的整合性のある心筋収縮補助装置の製作が可能となると考えられる。

2.6 考察

2.6.1 心筋構造と収縮補助による補助効率の関係

心筋構造は楕円垂体形状のものが収縮し血液など流体を拍出する際、最も収縮効率の大きい収縮の様式をとっていると考えられる。そのような心臓に対して収縮補助をおこなう場合、Fig.2.14に示すように、短軸方向からの収縮と心筋構造を模擬した斜方向からの収縮を考える。Fig.2.14(a)は2005年度に開発した心室短軸方向からの補助を、Fig.2.14(b)は心筋構造を模擬した補助として斜方向からの補助を示している。また、青矢印は装置による補助方向を示しており、赤矢印は生体心臓の収縮方向を血液拍出方向に一致していると仮定し、示したものである。ここで、心筋収縮補助を考えたとき、左室短軸方向からの補助ベクトルは収縮ベクトルに対して短軸方向のみの補助となってしまう、その補助量 f_a はFig.2.14のような単純モデルで考えると、次式(2.1)で示される。また、 θ は生体心臓の収縮方向を示している。

$$f_a = f \sin \theta \quad (2.1)$$

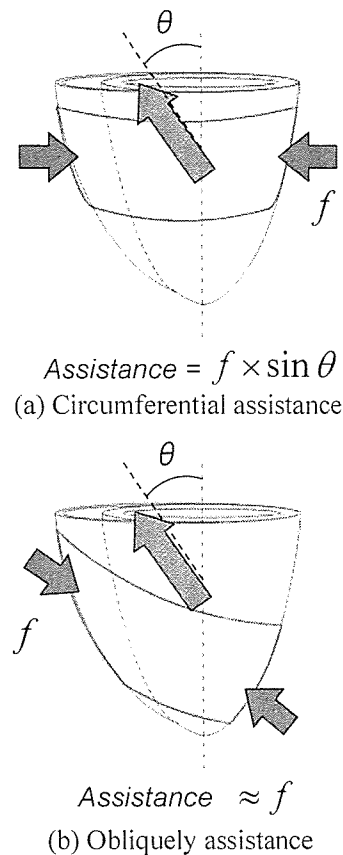


Fig.2.14 Schematic drawings of the heart contraction direction and the assistance direction.

これに対し、収縮補助方向を生体心臓の収縮方向に一致させることで、収縮補助を加算することができる。つまり、生体心臓の収縮方向をFig.2.14の水平軸から60degと仮定すると、補助によって収縮力は理論値で約30%の増加が可能となる。よって、収縮補助を考えたとき、生体心臓本来の収縮、血液拍出方向に補助ベクトルを一致させることが重要であると考えられる。つまり、補助装置の補助効率を増加させるためには、従来の心室短軸方向からの補助のみではなく、Fig.2.14(b)のように生体本来の収縮方向に補助を行うことで、より補助効率の高い装置駆動が可能になると考えられる。

2.6.2 心筋走行に基づいた局所補助の可能性

本章では心筋構造について心筋の走行に着目し、その収縮形態を決定した。ここで、心臓全体を取り囲み収縮補助をする本論文のコンセプトに対して、局所的に心筋異常が起こった場合 (Asynerisis,

Akinesis, Dyskinesia) については、心筋の走行性に着目し、その部位の心筋走行に対してバイオメタルをパッチとして固定する補助が有効であると考えられる。これは、心筋の収縮形態の解析により、心筋収縮に対して大きく影響している心筋部位の特定により可能となると考えられる。

2.6.3 心筋収縮動態による駆動装置のリアルタイム制御に対する今後の展望

本章では心筋収縮メカニズムに対応した心筋収縮補助として装置構造を心筋構造、動態から検討してきた。この結果、装置構造に対する設計仕様の決定が可能となった。

本章で分析をおこなってきた心臓の構造は主に解剖学的特徴であり、心臓の構造と構造から収縮形態を分析した。これに対し、血液拍出や血圧の変動など心臓の機能は生理学的要因が大きく作用している。そこで、今後の展望として、装置と生体心臓の力学的整合性や必要なときに必要なだけ補助を行うというコンセプトを考えたとき、将来的に生理学に基づいた駆動制御が重要になると考えられる。この駆動制御によって以下に挙げたものが可能になる。

- a) 選択的（局所的）な補助
- b) 生体心臓の収縮波形に整合する補助
- c) 生体心臓の状態に整合した補助

また、これらの補助を可能にするためには今後、駆動要素である形状記憶合金の制御方法の確立と、さらに生体心臓の収縮、拡張様式の解析が重要になると考えられる。形状記憶合金の制御については本論文第3章において形状記憶合金自体の制御の基礎検討を行うが、それに加え生体心臓の状態をフィードバックすることでより生体心臓との力学的整合性を高めることができる。これは、生体心臓に本装置を固定したときに外部情報（血圧、装置にかかる張力）を装置自体がセンサとして取得することにより可能となる。生体心臓の動態解析については、今までに行ってきた心周期における表面変位測定により要求される補助装置の駆動方法の検討を行うことで可能となると考えられる。

また、補助装置と心筋を力学的モデルとして考えたときに心筋の状態変数解析による駆動制御方法の決定が重要となる。これらを実現することにより、生体心臓との力学的整合性の高いシステムとして構築することができる。

2.7 小括

本章では、心筋収縮メカニズムと構造仕様に関する検討として、心筋収縮メカニズムを心筋構造と心筋動態に大きく2つに分け検証を行ってきた。以下にその結果をまとめる。

- 1) 生体心臓の構造を認識するために心筋の走行性に着目し、その心筋構造が心尖部から大動脈方向へ、すなわち血液拍出方向に構成されていることがわかった。（第2.3節）
- 2) 心臓動態について3次元位置計測機、加速度センサを用いて分析をおこなった結果、心筋構造と同様に、左心室短軸方向のみの収縮ではなく、長軸方向の収縮、変位を計測することができた。（第2.4節）
- 3) 生体心臓の収縮メカニズムを心筋構造、動態から検証した結果、新しい心筋収縮補助装置の設計仕様を決定することができた。（第2.5節）

次章では心筋収縮補助装置の駆動制御の基礎検討として、形状記憶合金の駆動制御について述べる。また、本章で得られた構造仕様を基に、第4章では心筋収縮メカニズムに対応した心筋収縮補助装置を製作し、その製作した装置の基礎特性評価を行う。

形状記憶合金の制御方法と駆動制御に関する基礎的検討

- 3.1 本章の目的と構成
- 3.2 制御システムの設計基本構成
- 3.3 形状記憶合金制御システムの設計
- 3.4 制御システムの動作試験
- 3.5 結果
- 3.6 考察
- 3.7 小括

3.1 本章の目的と構成

第2章では、形状記憶合金を応用した心筋収縮補助装置において、心筋構造の観点から装置構造仕様決定を行った。ここで、心筋収縮メカニズムに対応した駆動装置の開発に対して生体との力学的整合性を考えると、心筋収縮補助システムはFig.3.1に示すような簡単な力学モデルとして捉えることができる。つまり、装置と補助対象である心筋それぞれの状態変数解析によって生体心との力学的

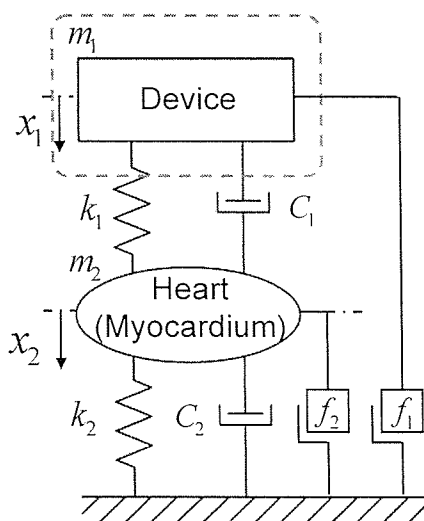


Fig.3.1 Schematic explanation of a dynamic model for a myocardial assist device

整合性が得られると考えられる。

そこで、本章の目的は心筋収縮補助装置の駆動制御の基礎検討を行うために、駆動アクチュエータである形状記憶合金の制御方法を確立することとした。形状記憶合金の駆動制御を確立することで外的要因、すなわち、放熱環境、負荷環境に依存しない駆動が可能になると考えられる。これは将来的に種々の駆動制御を行う際に必須となると考えられる。また、駆動は通電過熱によるものであり、通電量の制御を行うことにより、無駄な蓄熱を防ぎ、アクチュエータの応答性、耐久性の向上にもつながると考えられる。よって、本章では形状記憶合金の駆動制御の基礎検討として、まず単体の制御方法を確立することを目的とした。

また、Fig.3.2に本章の構成を示す。Fig.3.2に示すように、本章では形状記憶合金の制御システム構築にあたって、以下のような検討、実験を行った。

- a) 形状記憶合金制御システムの基本構想
- b) 制御システムの設計
- c) 構築した制御システムの動作実験
- d) 実験結果、考察およびまとめ

ここで、制御システムの設計については、動作実験の結果も基に制御パラメータのチューニングを行った。また、さらに動作実験結果より制御システムに関する考察を行った。

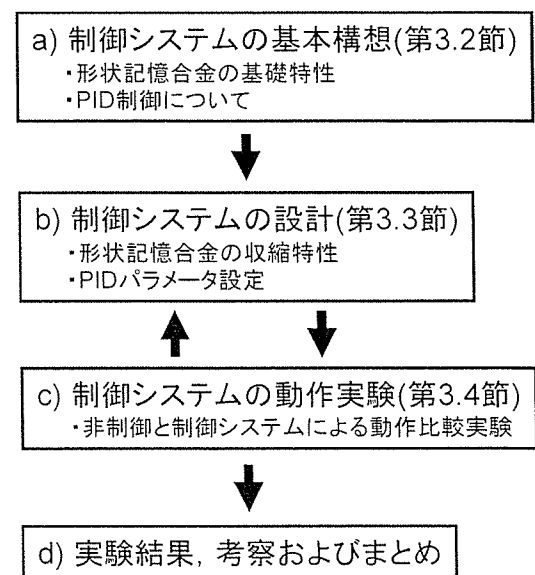


Fig.3.2 Flowchart of this chapter

3.2 制御システムの基本設計構成

本節では、制御システムの基本構想としてまず、制御対象である形状記憶合金の基礎特性を述べる。また、その基礎特性より、適していると考えられる制御システムであるPID制御についてまとめる。

3.2.1 形状記憶合金の基礎特性

本研究においては、2005年度と同様にTi-Ni系のSMAであるBioMetal[®]（以下バイオメタル、トキ・コーポレーション）を使用する。バイオメタルは、Ti-Ni系の形状記憶合金を原料にしたもので、繊維状の形状を持つ。加熱することで硬化及び収縮力を発生し、冷却すると柔らかく弛緩して自ら伸長する。Fig.3.3に直径100 μ mのバイオメタルの温度-歪み線図を示す¹⁾。ここで、縦軸は歪み、横軸は温度である。70 $^{\circ}$ Cを超えると急激に収縮して約80 $^{\circ}$ Cで収縮を完了する。冷却時は、約75 $^{\circ}$ Cより弛緩及び伸張を開始し、60~70 $^{\circ}$ Cで伸張を終了する。また、力学的特性をTable3.1に、回復応力の特性図をFig.3.4に示す²⁾。ここで、回復応力の特性図は、通電時間50, 100, 200, 300msec、駆動周波数0.2Hzで駆動したものであり、縦軸は応力、横軸は時間である。このように、バイオメタルはアクチュエータとして瞬間的に500MPa以上の収縮力を発生することができる。

このバイオメタルの駆動制御を行うためには、歪みの情報をバイオメタルから取得する必要がある。しかし、温度情報をバイオメタルから計測することは難しい。そこで、我々はバイオメタルの金属特性である、歪みに対応し変化する金属抵抗を取得し、バイオメタルを変位センサとして利用した。Fig.3.5に示したものは長さ250mmのバイオメタル2本並列にしたものの歪み-電気抵抗線図であるが、このように歪みと電気抵抗の間には比例関係があることがわかる。

3.2.2 PID 制御の概要と制御方法

1) PID 制御³⁾

PID 制御は、簡単に述べると、目標値と測定値の偏差を求め、

Table3.1 Dynamic mechanical characteristics of Biometal (diameter=100microns).

Items	Values
Contractile force	500MPa
Contractile cycle	1-3Hz
% shortening	5-7%
Weight	50mg/m
Durability	8x10 ⁸

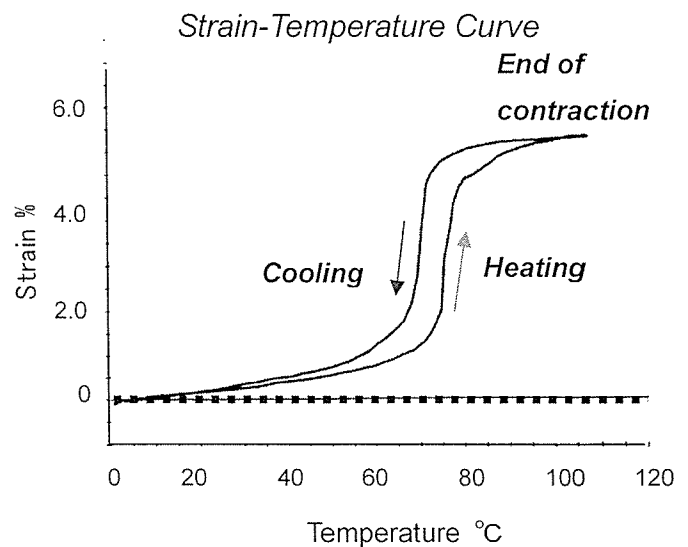


Fig.3.3 The Strain-Temperature Curve of Biometal Fiber (diameter 100 μ m)¹⁾

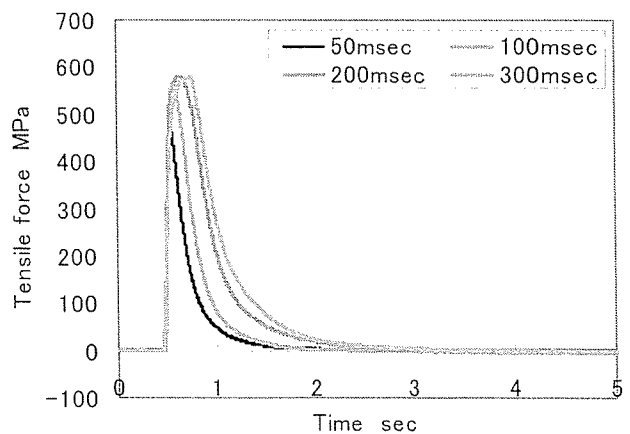


Fig.3.4 Basic characteristics of the transient response obtained from the fibre under the different pulse wave modulation input conditions; the duty of the input was set to be 50, 100, 200, 300 msec respectively at the room temperature (25 $^{\circ}$ C)

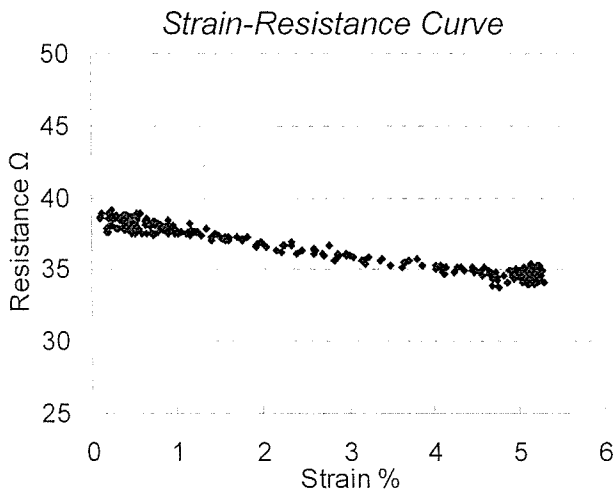


Fig.3.5 The Strain-Resistance Curve of Biometal Fiber (diameter 100 μ m, Length:500mm)

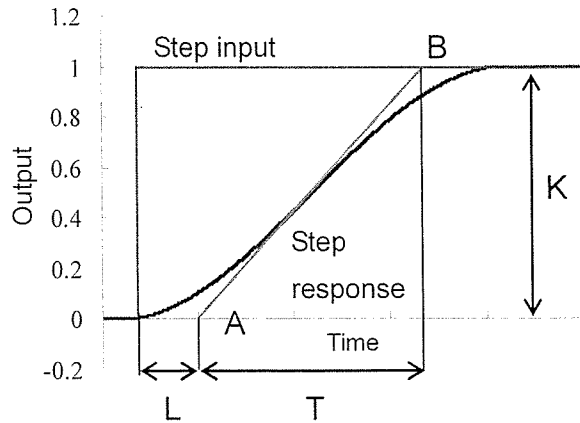


Fig.3.6 Schematic drawing of the step input and step response (K: Process gain L: Equivalent waste time T: Equivalent time constant)

- a) 偏差に比例した項 (比例動作-P)
- b) 偏差を時間で積分した項 (積分動作-I)
- c) 偏差を時間で微分した項 (微分動作-D)

これらに適当な重みをかけて組み合わせたものを操作量の大きさとするというものである。また、PID 制御は以下のような優れた特徴を持っている。

- a) 機能の完備性
- b) 理論解析性
- c) 簡易性

また、PID 制御の基本式は次式 (3.1) によりあらわされる。

$$m(t) = \frac{100}{PB} \left(e(t) + \frac{1}{T_I} \int e(t) dt + T_D \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (3.1)$$

ただし、 $e(t)$: 制御偏差, $m(t)$: 制御出力

PB : 比例帯[%], T_I : 積分時間

T_D : 微分時間

2) PID パラメータの設定方法⁴⁾

式 (3.1) におけるそれぞれのパラメータは制御対象であるプロセス特性に従って決定される。制御プロセスの特性を調べる方法として、基本的なステップ応答法がある。ステップ応答法は Fig.3.6 に示すように、制御対象にステップ状に電力を加え通電加熱した際の変位情報を得る。この変位情報をステップ応答という。ここで、このステップ応答を単純化する。まず、測定値の変化速度が一番大きいところに接線を引く。この接線と測定値

の初期値と最終値に対応する横軸と交わる点 A, B を求め、これより L と T の値を得る。これをプロセス特性の近似といい、 L をこのプロセスの等価無駄時間、 T を等価時定数という。これらの定数により、PID 動作のパラメータ設定を行うことが可能となる。

3) バイオメタルの PID 制御方法

上述したように、駆動要素であるバイオメタルは、歪みと電気抵抗値の間に比例関係があることがわかる。すなわち、この電気抵抗値を計測することで、リアルタイムにバイオメタルの歪み量が推測することができる。そこで、バイオメタルの制御として、電気抵抗値を基準とした PID 制御のブロック線図を Fig.3.7 に示す。ここでバイオメタルの駆動方法は Fig.3.8 に示すような PWM 制御であり、PWM のデューティ比を PID 制御により操作し電流量を制御することができる。

PID 制御はワンチップマイクロコンピュータ (日立, SH7044) を用いてプログラミングを行う。プログラムのフローチャートを Fig.3.9 に示す。制御方法は、Fig.3.7 に示したように、バイオメタルから加電圧変化量を取得し、その値を電気抵抗値、歪み量に変換し、目標値との偏差を求める。その後、偏差より次回の操作量を決定する。また、この計測から操作量の決定までを通電時間内に 10msec サイクルで行う仕様とする。(制御プログラム : 付録 B)

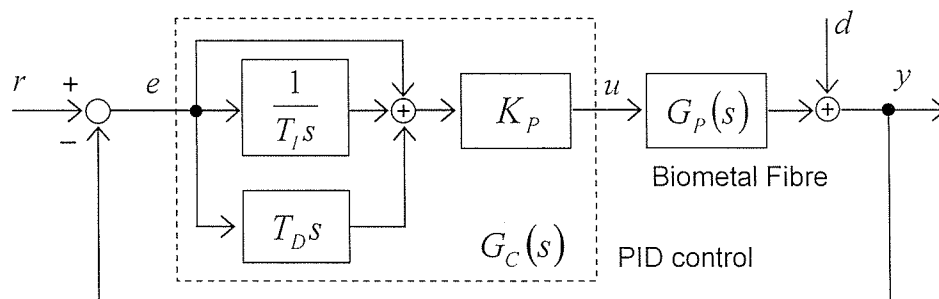


Fig.3.7 The block diagram of the basic PID control

$G_C(s)$: transfer function of PID, $G_P(s)$: transfer function of Biometal, d : disturbance, u : drive signal

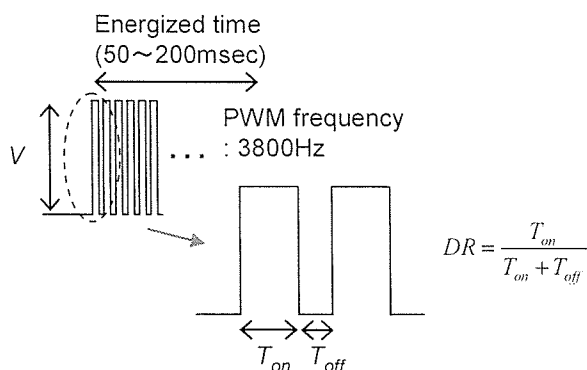


Fig.3.8 Schematic drawing of PWM and DR (duty ratio)

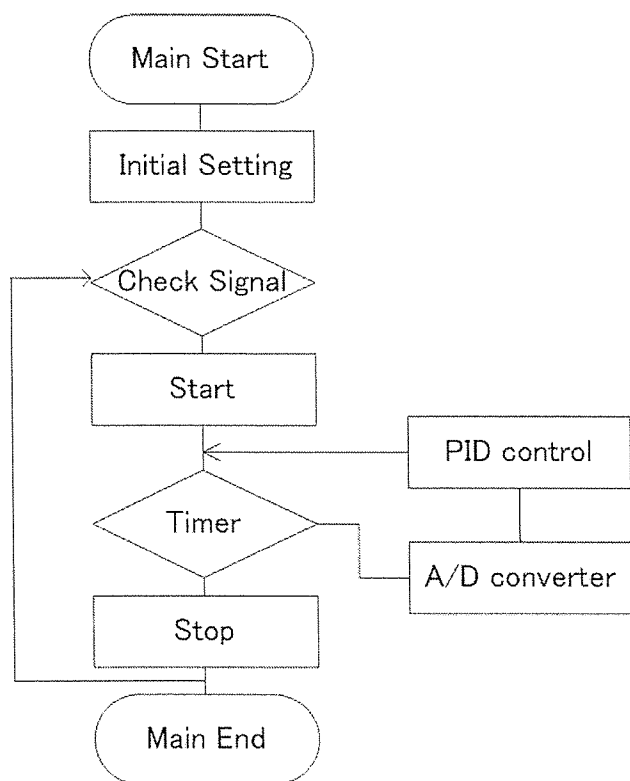


Fig.3.9 Flowchart of the PID control algorithm for SH2 developed 2006 (interrupt: 10msec)

3.3 制御システムの設計

本節では、制御システムの設計としてまず制御対象であるバイオメタル歪みのリアルタイム計測方法について述べる。またバイオメタルのプロセス特性を取得し、PID動作のパラメータの決定を行う。

3.3.1 バイオメタル歪みのリアルタイム計測

前述したように、バイオメタルには歪みとバイオメタルの間に比例関係があることがわかった。すなわち、バイオメタルの変位情報は、電気抵抗変化による電圧変化を計測により取得可能であることがわかる。

そこで、Fig.3.10 に簡単に示したような、ホイートストンブリッジ回路をバイオメタルの駆動回路に組み込み、電圧計測を可能とした。ここで、ホイートストンブリッジ回路では入力電圧 E と出力電圧 e の間には次式 (3.2) が成立する。

$$e = \frac{R_1 R_3 - R_2 R_4}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} E \quad (3.2)$$

また、本回路ではブリッジ部分での消費電力を減少させるため、 $R_2=1/10R_1$, $R_3=100R_1$, $R_4=1000R_1$ とした。よって、電圧 e と電気抵抗 ΔR の間には、次式 (3.3) が成立する。

$$\Delta R = \frac{1210R_1 e}{100E - 1100e} \quad (3.3)$$

計測されたバイオメタルの電気抵抗値から、その時の変位を推測する必要がある。そこで、Fig.3.5 に示した歪み-電気抵抗線図より歪みへの変換を行う。その時の変換式は実験値より、次式 (3.4)

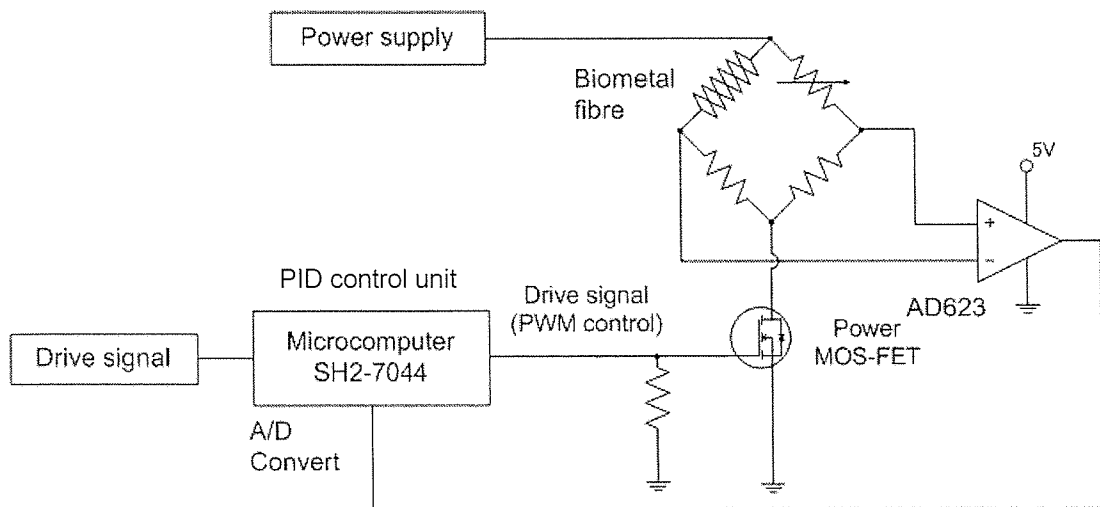


Fig.3.10 Schematic drawing of the drive circuit; this circuit is built up with the Wheatstone Bridge. And the detected voltage is converted by analog-digital conversion with the microcomputer.

が成立することがわかった。

$$\varepsilon = 38 - \frac{R}{1.05} \quad (3.4)$$

よって、計測された電圧値を制御ユニットであるマイクロコンピュータにより A/D 変換することで、リアルタイムに歪み量を推測することができる。

3.3.2 PID 動作のパラメータ決定⁴⁾

PID 動作において、比例帯、積分時間、微分時間を PID 定数といい、PID 制御においてはこれらを調整する必要がある。これにはまず制御の目的とプロセス特性について考えなければならない。

1) 制御目的

バイオメタルは温度変化により変態を起こす。そのため、周囲の放熱環境や負荷環境の影響を非常に受けやすい。そこで、バイオメタルの制御目的を外乱への対応とし、目標値への応答性を速くすることを目的とした。この場合、オーバーシュートが大きくなるが、一時的なものであり、短い駆動時間 (50~200msec) のなかで目標値への応答性を速くするには適していると考えられる。

2) 制御プロセスの特性

バイオメタルのプロセス特性は、第 3.2.2 項で述べたように、基本的なステップ応答法を採用した。

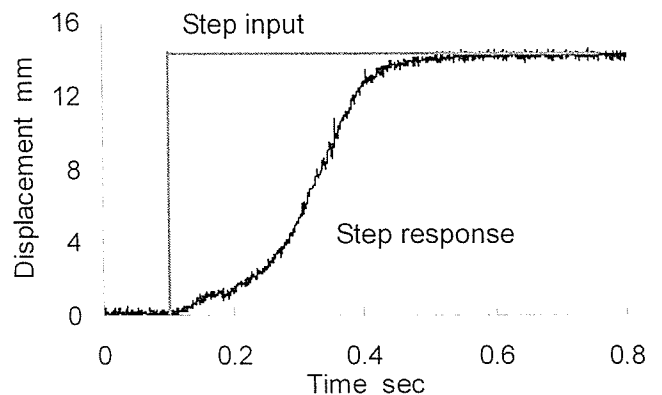


Fig.3.11 Changes in the displacement of Biometal obtained from step response. From this result, find the constant (K, L, T)

ここで、バイオメタルのステップ応答に対する特性を Fig.3.11 に示す。この計測結果より、 $L=0.18$ 、 $T=0.34$ となり、バイオメタルのプロセス特性は次式 (3.5) のように一次遅れ+むだ時間要素でモデル化されることがわかった。

$$G_p(s) = \frac{1}{0.34s + 1} e^{-0.18s} \quad (3.5)$$

3) PID 動作のパラメータ設定

上述したバイオメタルのプロセス特性より、PID 動作のパラメータ設定を行うが、その時、パラメータの設定を行う基本式は式 (3.1) に示したものである。この式 (3.1) より、PID 調節器の伝達関数 $G_c(s)$ は次式 (3.6) であらわされる。

$$G_c(s) = K_p + K_I \frac{1}{s} + K_D s \quad (3.6)$$

ここで、比例動作 (K_p) は偏差のオフセット (定常偏差) を小さく抑える働きがあり、また、積分動作 (K_I) は偏差のオフセットを 0 にし、微分動作 (K_D) は偏差の振動 (時間変化率) を小さく抑える働きがある。

また、PID 制御はマイクロコンピュータのプログラムにより行うため、サンプリング方式によりデジタル PID 制御アルゴリズムを決定する。よってサンプリング方式による PID 制御の基本式は式 (3.4) を書き換え、次式 (3.7) とする⁵⁾。

$$\Delta MV_n = K_p(e_n - e_{n-1}) + K_I e_n + K_D(e_n - 2e_{n-1} + e_{n-2}) \quad (3.7)$$

ただし、 ΔMV_n : 今回操作量差分、 e_n : 偏差

また、パラメータは Ziegler-Nichols のステップ応答法により外乱があり、オーバーシュートを大きくとるように求めると、以下のようになる。

$$\left. \begin{aligned} K_p &= \frac{1.2T}{KL} \\ K_I &= 2L \\ K_D &= 0.5L \end{aligned} \right\} \quad (3.8)$$

これらのパラメータを基に、実際に操作する PWM のデューティ比の操作量まで変換し、制御を行うこととした。

3.4 制御システムの動作試験

3.4.1 実験目的

本節では第 3.3 節において構成した PID 制御について、機能評価を目的とし、制御比較実験を行う。具体的には、オープンループとフィードバック制御を行ったときの外乱に対して目標値への応答性変化を評価することを目的とした。

3.4.2 実験方法

1) バイオメタルの駆動方法

バイオメタルの駆動方法は制御を行わないオープンループによる駆動と、PID 制御によるフィードバック制御駆動による 2 種類の駆動方法をとつ

た。このとき、オープンループでは PWM のデューティ比を 70% 固定とし、フィードバック制御では 60~90% での可変とした。また、マイクロコンピュータ (Renesas Technology Corp, SH7044) からの駆動信号を FET などにより構成された増幅回路で増幅し、形状記憶合金に電流を流し加熱を行う。

2) 評価項目及び測定機器

評価はそれぞれの駆動時において収縮変位 (回復歪み) を測定し、評価項目とした。また、収縮変位はレーザ変位センサ (Keyence, LB-01) により測定を行った。

3) 実験装置及び実験方法

本実験に使用した実験装置を Fig.3.12 に示す。本実験では、Fig.3.12 に示すように、バイオメタルの一端を固定する。そして、他方は引張りバネに接続した。引張りバネは、バネ定数の異なる数種類のバネを用いることにより、収縮抗力を変化させ、その収縮変位を測定した。

ここで実験は、Fig.3.12 に示したように、バイオメタルはアクリルケースの中に設置されており、ケース内に水 (15°C) を満たすことで、大気中 (25°C) で駆動した場合と熱伝達率の異なる条件下で比較実験を行う。また、引張りバネのバネ定数を変化させることで負荷環境の異なる条件下で比較実験を行う。また、Table 3.2 に実験条件をまとめる。

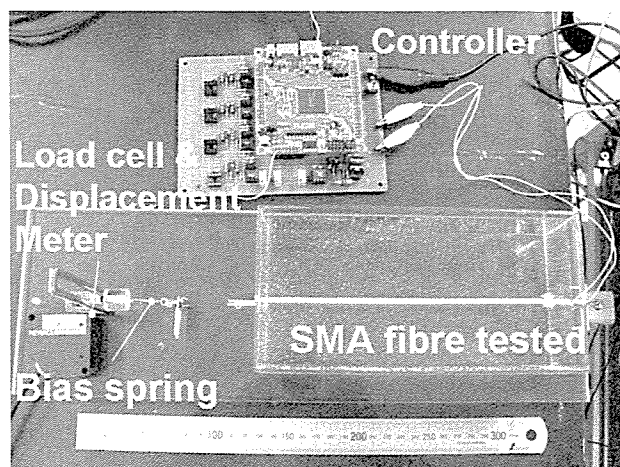


Fig.3.12 Photograph of the measurement system for the comparison experiment of control system

Table3.2 The test condition for the comparison experiment of control system

Items	Values
Voltage	36VDC
Length	250mm
Frequency	0.5Hz
Duty ratio (PWM)	70~90%
Duration energized	200msec
Ambient heat transmission	2.4×10^{-2} , 6.0×10^{-1} J/(m sec K)
Bias tensile force	5.0×10^{-2} , 1.7×10^{-1} N/mm

3.5 結果

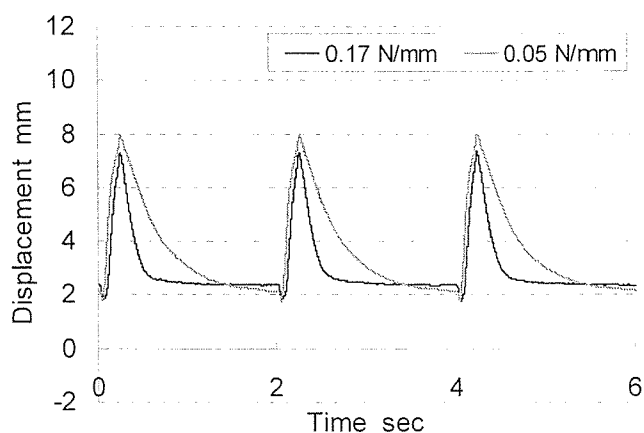
3.5.1 負荷環境変化における実験結果

負荷環境変化は、バイオメタル固定端の引っ張りバネのバネ定数を変化させることで行った。その結果を Fig.3.13 に示す。ここで、Fig.3.13 (a) は、オープンループによる駆動で、(b) はPID制御によるフィードバックを行ったものである。また、赤の波形はバネ定数 0.05N/mm、青の波形はバネ定数 0.17N/mm における実験結果であり、それぞれ縦軸は収縮変位、横軸は時間となっている。

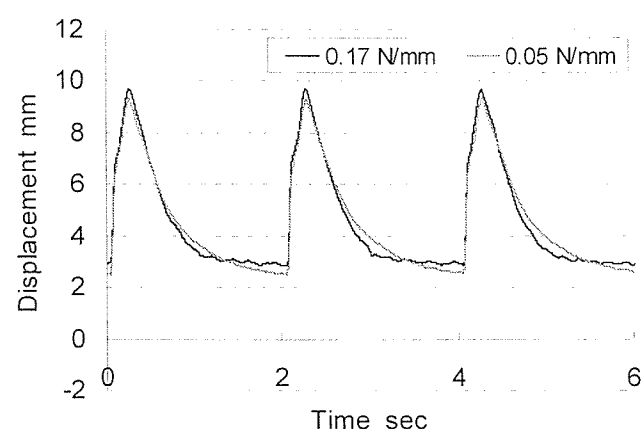
この実験結果より、オープンループにより駆動を行った場合、負荷が大きくなるとその影響を受け、変位がわずかであるが、8%減少していることがわかる。これに対して、PID制御を行った結果をみると、負荷が大きくなったにも関わらず、目標値である歪みに到達することができていることがわかる。これらの結果により、PID制御を行うことで負荷環境に依存せず変位制御が可能となったといえる。

3.5.2 放熱環境変化における実験結果

放熱環境変化は大気中と水中で、熱伝達率が大きく違った条件下で比較実験を行った。ここで、大気中 (25°C) における熱伝達率は 2.4×10^{-2} J/(m sec K)、水中 (15°C) では 6.0×10^{-1} J/(m sec K) である。この比較実験結果を Fig.3.14 に示す。ここで、Fig.3.14 (a) は、オープンループによる駆



(a) Open-loop

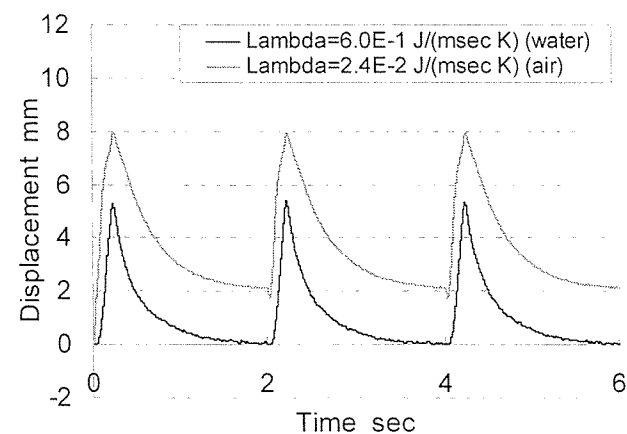


(b) Feedback control (PID control)

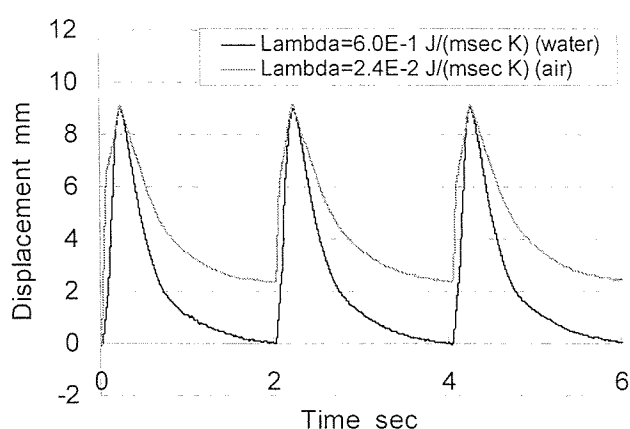
Fig.3.13 Changes in the displacement of Biometal obtained from the different load (0.17, 0.05 N/mm), control system (open-loop, PID control)

動で、(b) はPID制御によるフィードバックを行ったものである。また、赤の波形は大気中の結果で熱伝達率 2.4×10^{-2} J/(m sec K)、青の波形は水中での結果で熱伝達率 6.0×10^{-1} J/(m sec K) における実験結果であり、それぞれ縦軸は収縮変位、横軸は時間となっている。

この実験結果より、オープンループにより駆動を行った場合、熱伝達率が大きい水中では放熱が進み、変位が32%と大きく減少していることがわかる。これに対して、PID制御を行った結果をみると、熱伝達率が大きくなり、全体的に放熱の影響があるにも関わらず、目標値である歪みに到達することができていることがわかる。よって、PID制御を行うことで放熱環境にも依存せず変位制御



(a) Open-loop



(b) Feedback control (PID control)

Fig.3.14 Changes in the displacement of Biometal obtained from the different heat transfer coefficient (0.024, 0.6 J/ (m sec K)), control system (open-loop, PID control)

が可能となったといえる。これらの結果より、PID制御を行うことで外的要因に依存せず目標歪みに到達可能となったことがわかる。また、目標歪みまで最小限の電力で到達することができるので、省電力駆動にもつながると考えられる。

3.6 考察

3.6.1 PID パラメータの妥当性の検討

PID パラメータの妥当性を検討するために、負荷環境変化の実験結果より、制御を行っていないとき、PID 制御を行ったときそれぞれの収縮特性を比較する。そこで、Fig.3.15 に制御を行ったとき、行っていないときのバイオメタルの収縮変位

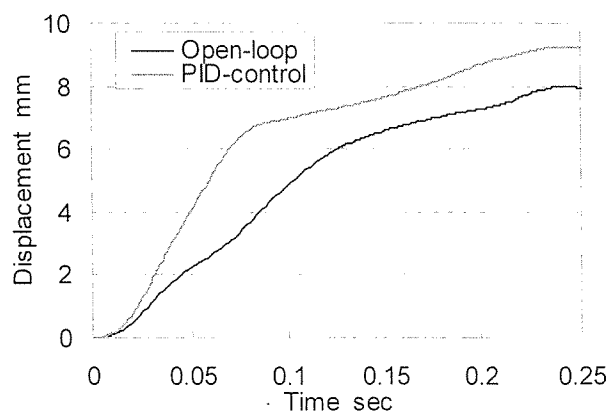


Fig.3.15 Changes in the displacement of Biometal obtained from the Open-loop or PID-control. (load = 0.05 N/mm)

の立ち上がりの様子を示す。Fig.3.15 に示したように、制御を行っていないときに対してPID制御を行ったときには、立ち上がりの変位量が大きくなっており、目標変位と大きくかけ離れているときに通電量を増加していることがわかる。本実験で設定したPID動作パラメータは、Fig.3.15のような応答性を持っている。これは、PIDのパラメータ設定により、目標値までの到達速度を重視したからである。

ここで、オーバーシュートがなく、スムーズに応答させるようにパラメータの設定を行うと、目標値への到達速度が遅くなってしまう、もしくは駆動周期内に目標値に到達することができない。これは、心筋収縮補助装置のように、駆動(補助)時間が50~200msecとごく短い場合適さないと考えられる。また、バイオメタル自体のアクチュエータとしての応答性は熱による変態であるためモータなどに比べると遅い。そのため、できるだけ速く目標値まで到達させるのであれば、オーバーシュートさせるような制御を行う方法が適していると考えられる。

この制御システムの動作実験によりPID制御を行うことで、外的要因(負荷、法熱環境)に依存しない収縮制御が可能となった。

3.6.2 心筋収縮補助装置制御に関する基礎検討

1) バイオメタルをセンサとしての活用

本実験では、バイオメタルから変位情報を計測し、その変位制御方法を確立することができた。ここで、変位情報が可観測であることは、バイオメタルの引張など機械的特性とあわせることで、変位情報からバイオメタルに外部から加わる力を推測することが可能となる。つまり、バイオメタルをアクチュエータとして駆動することで、センサとしても活用できるということである。

2) 心筋収縮補助装置制御に関する展望

本章における実験にて、バイオメタルの変位制御方法が確立された。今後心筋補助のために、この制御方法を装置全体へ適用し、単一の目標値のみではなく、ステップモータなどのように、必要に応じて自在に収縮波形を形成する高度な制御へと展開することが重要であると考えられる。そのため今後、生体系の模擬循環回路によって補助流量増加のための駆動方法、動物実験において生体心臓に対する補助方法の検討により、生体心とより力学的に整合性の高いシステムとして構築することが可能となると考えられる。

また、心筋収縮補助装置を駆動する際、生体との力学的整合性を考慮し、生体心の情報をフィードバックする必要がある。そのときバイオメタルを生体心に対してセンサとして併用することで、より高度な制御システムとなりうると考えられる。

3.7 小括

本章では、心筋収縮補助装置の制御方法の基礎検討として、バイオメタルの制御方法を確立することを目的とし、電気抵抗値を基準としたPID制御を確立した。以下に本章での結果をまとめる。

- 1) バイオメタルの線形的である電気抵抗値と歪みの特性から電気抵抗値を基準としたPID制御を確立した。(第3.2, 3.3節)
- 2) PID制御は、目標値への応答性を重視し、パラメータの設定を行った。(第3.3節)
- 3) 外的環境の異なる条件化においてオープンル

ープとPID制御による駆動を行い、比較実験を行った。(第3.4節)

- 4) 負荷、放熱環境を変化させたとき、オープンループの場合、歪みが減少したことに対して、PID制御による駆動の場合、外的要因に依存せず目標歪みまで到達することができた。(第3.5節)

以上より、変位制御を目的としたPID制御を構築することができ、機能の有効性が確認できた。また、電気抵抗値を計測することで、変位制御だけではなく、センサとしても活用でき、力制御へつながる可能性がうかがえた。

次章では、実際に心筋収縮メカニズムを考慮した心筋収縮補助装置の製作を行い、左心系を模擬した循環模擬回路を用いて装置の基礎特性評価を行う。

心筋収縮補助装置の製作と水力学的回路における基礎特性評価

- 4.1 本章の目的
- 4.2 心筋収縮補助装置の設計と製作
- 4.3 水力学的回路における評価試験
- 4.4 結果
- 4.5 考察
- 4.6 小括

4.1 本章の目的

本章では、まず第3章までに検討をおこなってきた心筋収縮メカニズムに対応した心筋収縮補助装置の設計及び、製作を行い、その装置の基礎特性評価を目的としている。装置製作については、第2章で述べた心筋構造を再構成する仕様に基づいた装置設計を行う。次に、その製作した装置に対して左心系循環を模擬した水力学的回路を用いて、基礎特性評価を行う。実験では、2005年度に製作した装置との性能比較、本論文で製作される装置の駆動性能評価を目的とした。

4.2 心筋収縮補助装置の設計と製作

4.2.1 心筋収縮補助装置製作に対するコンセプト

まず2005年度に製作した心筋収縮補助装置のコンセプト図をFig.4.1に示す。2005年度の成果より、このように形状記憶合金によって構成された装置を心室円周上に取り付け駆動することにより、心室外部から力学的な収縮補助が可能であることが確認された¹⁾。

2006年度では、生体心と力学的整合性のある収縮補助を行うために、心筋収縮メカニズムに対応した収縮補助装置を設計する。そのために新しく開発される装置は、第2章で述べたように、心筋

The artificial myocardium device

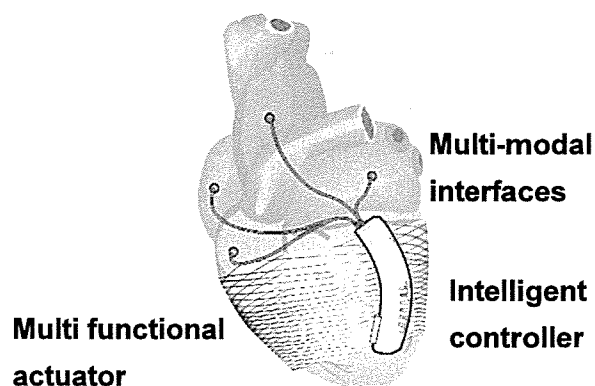


Fig.4.1 Schematic illustration of the concept of the newly-designed artificial myocardium device using a shape memory alloy fibre (Prototype 2005)

構造が立体的に再現され、少なくとも以下の要件を満たしていなければならない。

- a) 心尖部から大動脈方向へ、すなわち血液拍出方向へ合力ベクトルを合成する。
- b) 右心室壁に比べ、左心室壁を中心に人工心筋を構成する。

第2章で述べたように、心筋構造は、解剖学的観点から心臓壁の心筋繊維は層構造を形成し、心内膜から外膜にわたって異方性の収縮が統合して収縮期における血液拍出が行われると考えられる。このような層構造と機能の関係を工学的見地から明らかにすることは容易ではない。しかし、実験的アプローチとして上述した要件に基づき帯状心筋層の立体再構成を行うことにより心臓の機能と構造が再現できると考えられる。すなわち、心筋構造を再構築することにより、生体心の収縮様式に近づけることができる。

また、本装置により心筋収縮メカニズムに対応した収縮補助を行うことで、より生体心との力学的整合性の高いシステムとなり、結果的に補助装置の補助効率を増加させ、生体心の収縮、拡張障害など悪影響を減少させることにつながると考えられる。

4.2.2 心筋収縮補助装置製作及び、仕様

1) 心筋収縮補助装置の製作

新しい心筋収縮補助装置の設計は、本論文第2章で述べたように、心筋構造を立体的に再現するために Fig.4.2 の示すようなコンセプト²⁾で左心室を中心とした設計を行った。ここで、左心系は全身に血液を送り出す必要があるため、高負荷がかかる。そのため、心筋構造も左心系中心に構築されている。よって、設計にあたって左心室の心筋構造を重視した。

新しく設計した装置を Fig.4.3(b), (c)に示す。ここで、Fig.4.3 の上部はそれぞれ左心室を模擬したシリコン製のサックに固定した様子となっており、下部はその補助方向を簡単な図で示したものとなっている。Fig.4.3(a)は、2005 年度に製作したプロトタイプのもので、左室短軸方向から心臓中心部への収縮補助を行う装置（周囲固定法-Circumferential type）であり、Fig.4.3(b), (c)は、新しく開発した心筋走行に沿った心室収縮形態を目指した装置（斜方固定法-Oblique type-1, 2）となっている。Fig.4.3(b), (c)に示したように、新しく開発される装置は、生体心臓の左心室下方の心

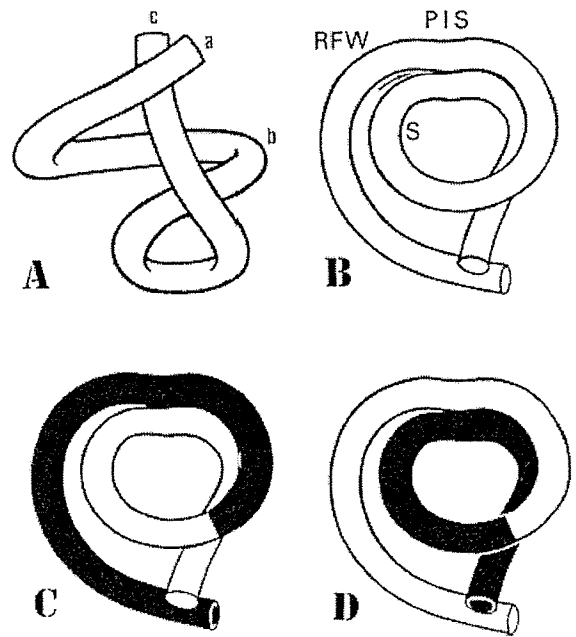


Fig.4.2 Schematic representation of the band: (A) frontal view. (a) pulmonary artery, (b) folding point, (c) aorta. (B) Seen from above; the arrow is pointing out the posterior limit of the right ventricular cavity, which is represented by the bottom of the dihedral angle defined by the free wall of the right ventricle (RFW), and the septum (S). PIS: posterior interventricular sulcus. (C) Basal loop in black. (D) Apical loop in black²⁾.

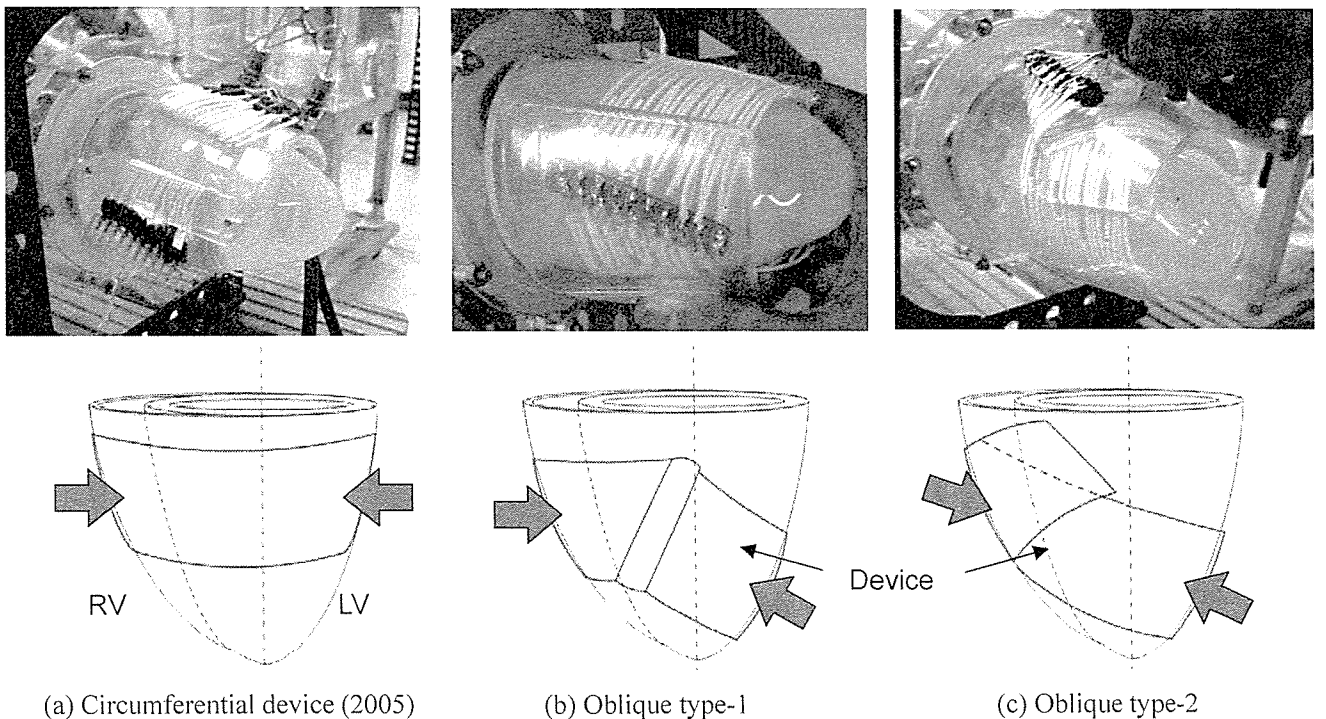


Fig.4.3 Photograph and schematic drawing of the artificial myocardium device. The upper side pictures show the photograph of the devices, the under side pictures show the schematic drawing of the device.

尖から右心室上方の大動脈基部へ装置を取り付け、心室長軸方向に補助を行うような仕様となっている。また、Oblique type-1 は、Fig.4.4 に示すような構造となっており、パラレルリンク構造になったバイオメタルを途中角度変更基盤により 30deg の角度をつけている。このため、心尖から斜めに巻き上げたとき、心室上部で円周方向に補助方向を変化させ、心室短軸方向への補助も可能となる構造とした。これに対し Oblique type-2 は、直線状の装置を用い、心室壁への固定法により帯状心筋層を立体的に構成可能とした。これは Oblique type-1 のように角度を付加する機構により力学的損失をなくすため、直線状構造とした。また、これらの装置はいずれも Fig.4.5 に示したように、アクリル製の変位増幅機構により固定する仕様とした。ここで、2005 年度に取得した周囲固定法の装置の収縮力と収縮歪みの関係を Fig.4.6 に示す。アクリルの変位増幅機構を適用することにより、Fig.4.6 破線で示した 7%の収縮歪みを発生することができる。よって、生体心臓本来の収縮率に近づけることが可能となった³⁾。

これらの装置はいずれも生体心の形状を楕円錐体と仮定し、設計、製作したものである。また、いずれの装置も生体心との形状の整合性を得るため、装置を固定するアクリル製の変位増幅機構によりサイズ調節を可能としている。

2) 心筋収縮補助装置の設計仕様及び駆動方法

Fig.4.3 に示した心筋収縮補助装置はいずれも駆動要素であるバイオメタル 20 本で構成されており、その設計仕様は Table4.1 に示したとおりになっている。また、装置はフィードバック回路を用いず、Fig.4.7 に示した駆動回路を用いた。

4.3 水力学的回路における評価試験

4.3.1 実験背景と目的

心筋収縮補助装置などの新規の人工臓器の評価方法としては、動物実験による評価が一般的である。しかし動物実験では、

- a) 生体系における血行動態の解明が未だに不完全であるために、動物実験から得られたデー

タを有効に分析できない。

- b) 生体特有の個体差によって、実験結果の再現性が保障されない¹⁾。
- c) 動物自体も大変高価であり、その飼育費や手術に伴う費用、さらに検査器具は使い捨てなどコストが非常に高い。

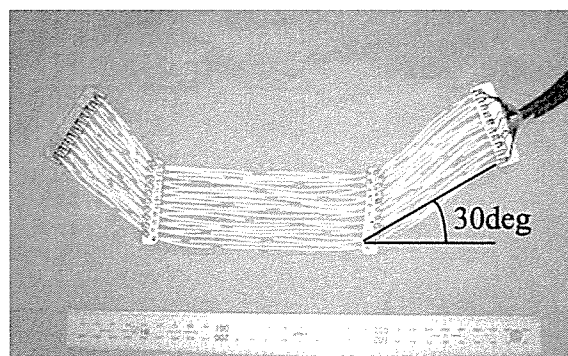


Fig.4.4 Whole view of the myocardial assist belt unfolded, which consisted of shape memory alloy fibers, Oblique type-1.

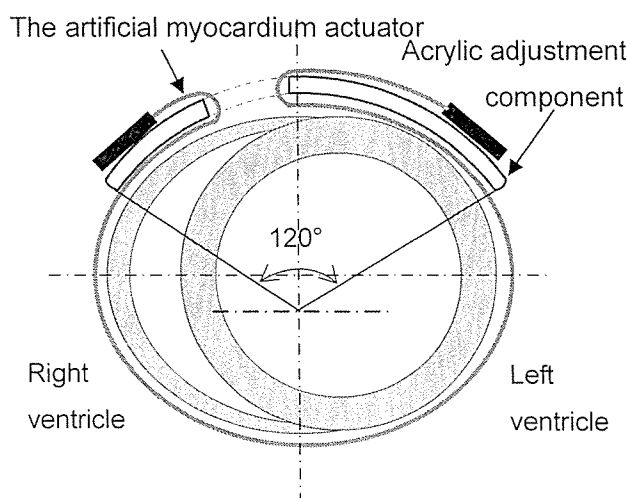


Fig.4.5: Schematic drawing of the lateral view of ventricle with the myocardial assist device

Table4.1 Design specifications of the artificial myocardium device.

Items	Values
Number of fibres	20
Weight	180g
Voltage applied	30~36VDC
Contractile force	40-60N
% shortening	5%

という問題点があげられる。よって、体循環を模擬した水力的回路において心筋収縮補助装置の基礎特性を定量的に評価することが重要である。

そこで本実験では、新しく設計した心筋収縮補助装置の基礎特性評価、性能評価を目的とし、以下の2項目の実験を行う。

- a) 2005年度プロトタイプとの性能比較評価
- b) 新しく設計した装置の基礎特性評価

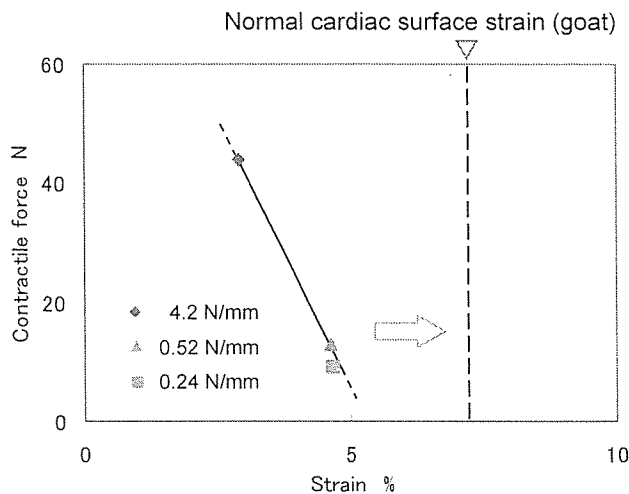


Fig.4.6 Relationships between tensile force and percent shortening of the strain of the device. The displacement by the 5% shortening could be shifted to represent the natural cardiac surface strain by using the acrylic adjustment component

4.3.2 左心系循環模擬回路

1) 心筋補助装置評価回路のコンセプト

心筋補助装置の特性評価を行うためには、心室壁より圧力を加えることが可能である、生体心臓を模擬したモデルを擁した評価回路が必要である。本実験では、以下に示す特徴を持つ評価回路を使用した。

- a) 左心系を模擬
- b) 定圧負荷回路
- c) 心室は能動的な拍動を持たない

ここで、a) 左心系を模擬においては、本来生体系は右心系と左心系を擁している。しかし、心臓の収縮に伴う圧力が 20mmHg 程度の右心室に比べ、左心室は最大 120mmHg の圧力がかかる。そのため左心室は右心室の3倍の質量を心室壁の厚さは2倍となっている⁴⁾。よって、右心系を無視した左心系のみの評価回路とした。また、本論文で開発される装置は、心筋構造を左心室中心に立体的に再構成したものであるため、左心系模擬回路において十分評価されるものと考えられる。

次に b) 定圧負荷回路においては、心筋補助装置の補助流量変化に対して抵抗を一定に維持するために定圧負荷回路を使用した。また、c) 心室は能動的な拍動を持たないにおいては、本実験の目的である数種類の心筋補助装置の水力的特性評価と最適な駆動条件の選定という点では問題ないとする。また、拡張期末容積 (EDV) の上昇に

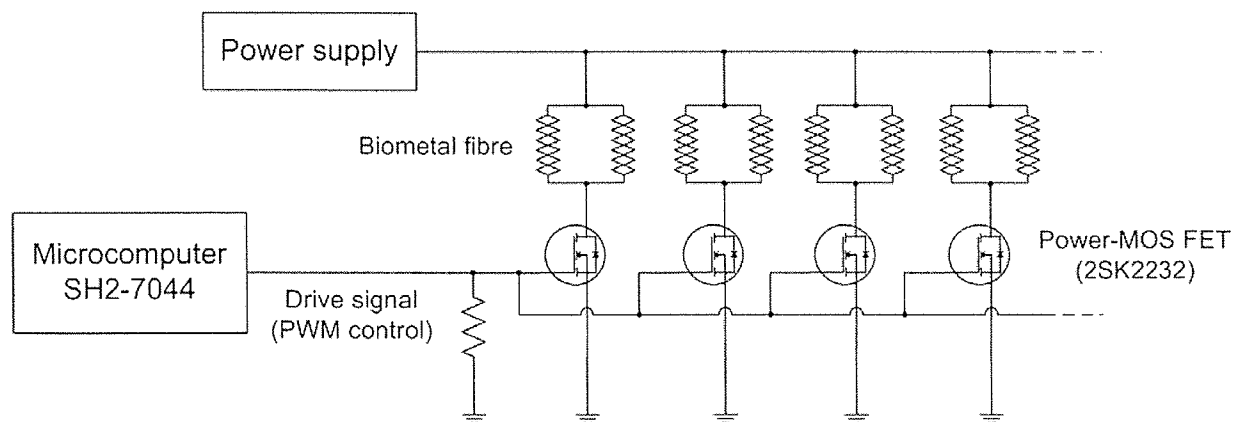


Fig.4.7 Signal diagram of the electric circuit of the actuator; the pulse wave was controlled by the microcomputer, and each fibre was driven by the current supplied through the MOSFET