

体内駆動用装置設計および基礎特性評価

2.1 本章の背景と目的

2.2 心筋収縮補助装置の設計

2.3 装置の基礎特性評価実験

2.4 実験結果

2.5 考察

2.6 小括

2.1 本章の背景と目的

心筋収縮補助装置の駆動装置として採用した形状記憶合金は、Ti-Ni系形状記憶合金を原料にした直径100マイクロの繊維状アクチュエータ、バイオメタル(BMF100, トキコーポレーション)である。通電加熱することにより、緊張収縮、弛緩伸長が可能であることより人工筋肉と捉えることができる。2006年度に開発した心臓の構造を考慮した人工収縮補助装置により、急性動物実験における血行力学的な有効性を確認した¹⁾。

本章の目的は、体内への留置を考慮した装置の小型化及び構造の最適化と、通電加熱時の基礎特性の取得である。

2.2 心筋収縮補助装置の設計

2.2.1 心筋収縮補助装置製作に対するコンセプト

本章では、長期的な体内での駆動にむけた心筋収縮補助装置の設計および製作を行う。以下に必要な条件を述べる。

a) 生体内への埋め込みが可能であるほど小型で

ある。

- b) 駆動中の形状記憶合金繊維のよれがなく、円錐状である心臓に巻きつけた際も装置形状を保つことができる。
- c) 形状記憶合金の収縮時にかかる力学的負荷が少なく、心室補助に十分な補助張力を発生させることができる。

以上の項目に留意し、心筋収縮補助装置を製作する。

2.2.2 設計仕様及びBMFの力学的特性

心筋収縮補助装置の設計目標は、生体心の収縮を十分に補助可能であることが最重要項目であり、収縮期の腱索レベルにおける心室外壁歪みである10%を目標とし、発生張力においては心室壁における最大張力である6.13N/cmを目標とする²⁾。

Fig 2.1 に本研究において使用するバイオメタルの温度-歪み線図の一例を示す。縦軸は歪み、横軸は温度である。70°Cを超えると急激に収縮して約80°Cで収縮を完了する。冷却時は約75°Cより仕官および伸張を開始し、60~70°Cで伸張を終了する。

2005年度の研究結果より、周期1.0sで駆動した際のバイオメタル1本あたりの使用可能な回復変形力は3.8Nであり、回復歪みは5%であった⁴⁾。

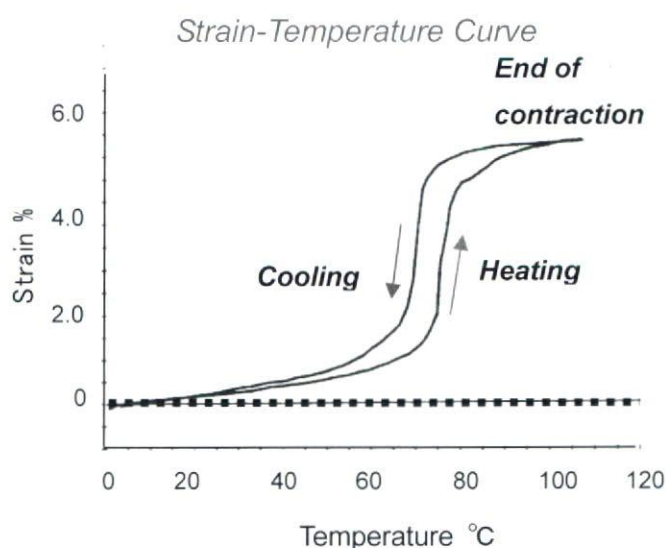
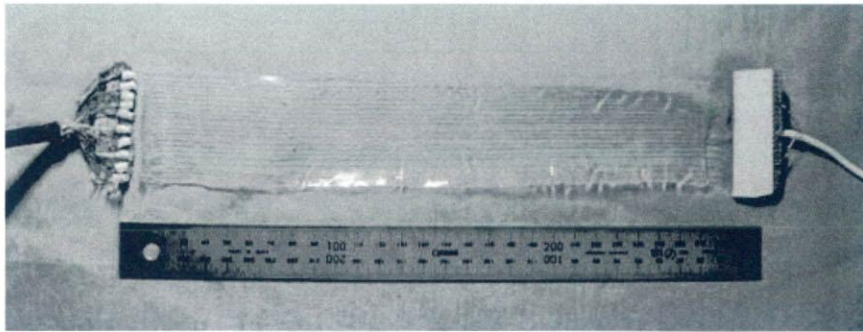


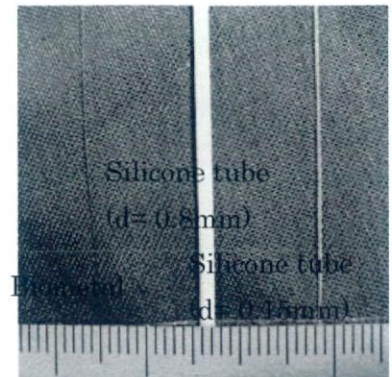
Fig 2.1 The Strain-Temperature Curve of Biometal Fiber (diameter 100µm)³⁾

心筋収縮補助装置は平行リンク機構とすることで、張力はバイオメタルの本数に比例して増加

BMF の径は 0.01mm である。これにより装置の薄型化が可能となった。被覆材料の径が小さく



(a) Whole view of the sheet-type device



(b) Photograph of Biometal nad silicone tubes

Fig. 2.2 Photograph of sheet-type device and their components

し歪みは変化しないということが予想できる。しかし、2006 年度までに製作した、バイオメタル 20 本により構成された conventional 装置により得られた最大発生張力は 44N であり、9.2N の抵抗負荷において得られた発生歪みは 4.7%であった。

conventional 装置の発生張力は目標仕様に対して十分な値を示しているが、本数の増加に対し力学的仕事の変換率が減少している。その理由としては、被覆による放熱環境の悪化やバイオメタル繊維のよれによる張力の損失が考えられ、これらを改良することによって仕事変換率を上昇させ装置の稼動領域を広げることができると考えられる。

2.2.3 装置製作

第 2.2.1 章で述べた設計指針に基づき製作した心筋収縮補助装置の外観を Fig.2.2(a)に示す。形状記憶合金の被覆材料として、硬度 40° 内径 0.18mm のシリコンチューブ(トキコーポレーション)を使用し、シリコンによって各繊維を固定している。2006 年度に製作した内径 0.8mm のシリコンチューブにより被覆した conventional 装置に対して、本装置を Sheet 型装置装置とする。各装置の設計仕様を Table 2.1 に示す。また被覆材料として使用したシリコンチューブの写真を Fig. 2.2(b)に示す。アクチュエータである

Table 2.1 Design specification of actuator

Items	Values
Device	Conventional device Sheet-type device
Number of fibres	20
Thickness mm	5.5mm, 1.5mm
Length mm	310mm
Weight g	

なったことにより、装置の薄さは約 1/10 程度となった。また、各繊維が固定されているために駆動中の形状記憶合金のよれがなくなった。形状記憶合金の径とシリコンチューブの内径差が少なくなることで力学的負荷の増大、放熱環境の悪化が懸念されるが、それについて事項で検討する。

2.3 装置の基礎特性評価実験

2.3.1 本実験の目的

本実験では、第 2.2.2 章で製作した Sheet 型装置の基礎特性評価、性能評価を目的とする。

また、2006 年度までは動物実験を行う際に絶縁を目的として装置の外部をシリコンシートによって被覆していた。この被覆済みの装置を covered

装置とし、同様に性能評価を行うことによって、動物実験を行う状態での conventional 装置と sheet

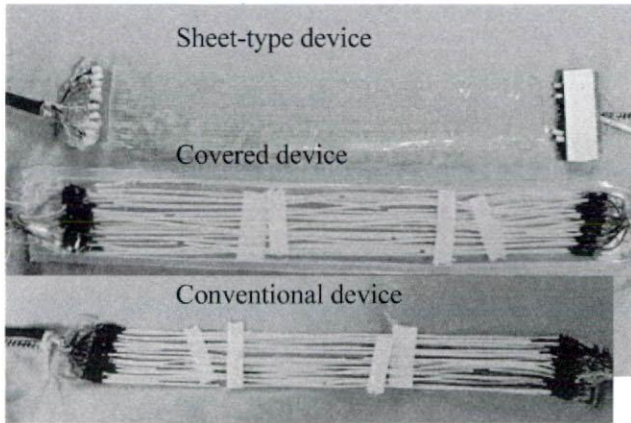


Fig.2.3 Whole view of the three type myocardial assist device.

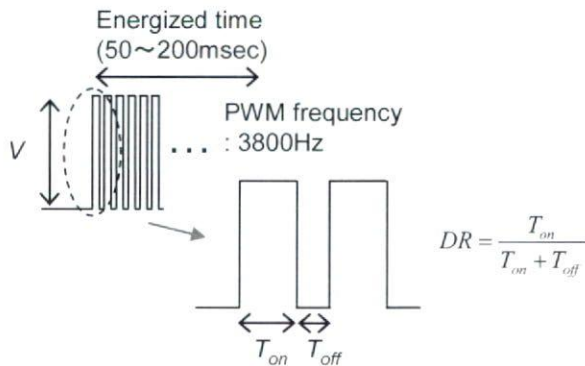


Fig.2.4 Schematic drawing of PWM and DR (duty ratio)

型装置の性能比較を行う。各装置の概観を Fig 2.3 に示す。

以下の 2 項目の実験を行う。

- a) Sheet 型装置, conventional 装置と, conventional 装置を動物実験用にシリコンシートで被覆した covered 装置の発生張力および歪み比較。
- b) Sheet 型装置の通電時間変化における基礎特性評価

2.3.2 測定項目及び使用機器

測定項目及び使用機器を以下に示す。

- ①最大発生張力(微小荷重ロードセル, (株)共和電業, LUR-A-50SA1)
- ②収縮変位(レーザ変位センサ, keyence, LB-01)

また、収縮変位及び形状記憶合金アクチュエータの全長より歪みを算出する

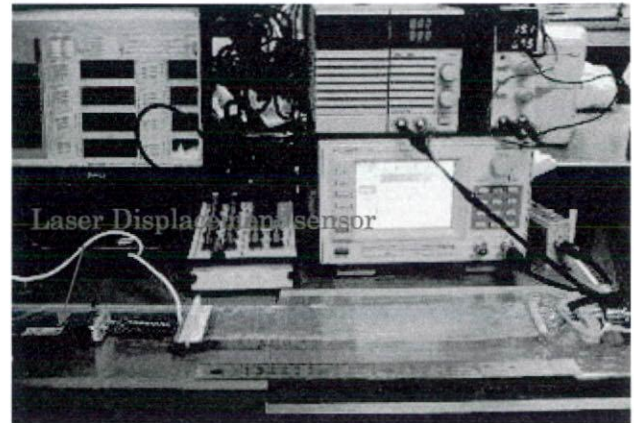


Fig.2.5 Whole view of the measurement system for the tensile force and strain of Biometal actuator

2.3.3 通電加熱方法

心筋収縮補助装置の通電方法は、2006 年度に引き続き Fig 2.4 に示すような、PWM(Pulse Width Modulation)制御によって行う。

PWM 制御とは、パルス波の duty 比を変化させ電流を変調させる制御方法であり、以下のような利点を持っている

- i) ON 期間で抵抗の少ない飽和状態で素子を使い、OFF 期間でスイッチを切るため発熱が少なく効率がよい
- ii) 定電圧下で電流制御を行うことができる
マイクロコンピュータ(日立, SH7044)を用いて PWM 変調波を、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。

2.3.4 実験装置及び測定方法

形状記憶合金アクチュエータの通電加熱時における張力及び収縮変位を同時計測するために試作した試験装置の全体図を Fig. 2.5 に示す。形状記憶合金の一方は微小荷重ロードセルに接続し、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る。また、形状記憶合金の加熱は直流による通電加熱により行われる。マイクロコンピュータ(Renesas Technology Corp, SH7044)からの信号を 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。張力はロードセル(共和電業, LUR-A-50SA1), 収縮変位はレーザ変位センサ(Keyence, LB-01)により計測し、データは A/D 変換後 PC にサンプリング周期 1000Hz で記録した。

2.4 実験結果

2.4.1 発生張力の比較

本項では、Table 2.2 に示した実験条件により、各装置の発生張力比較実験を行った。比較する心筋収縮補助装置は Sheet 型装置、Conventional 装置と、Covered 装置の 3 種類の心筋収縮補助装置である。

収縮抗力として設置する引っ張りバネは、形状記憶合金が収縮する変位に対して十分な抗力を発生しうるバネ定数を有するものを用いた。各装置の比較にあたり、通電時間は蓄熱の影響を抑えるために Conventional device の最適条件である 100msec、通電周期は 0.5Hz とした。

Fig 2.6 に、Conventional 装置の発生張力線図を示す。入力電圧 32V の発生張力は 47.3N でありピークを示している。34V で 46.6N に低下しており、これは熱容量過多のため放熱に時間がかかっているためだと考えられる。

Fig 2.7 に Covered 装置の発生張力線図を示す。入力電圧 30V で発生張力は 41.1N を示しており、以後 34V までほぼ同等の値を示している。

Fig 2.8 に、Sheet 型装置の発生張力線図を示す。入力電圧 36V で発生張力は 44.8N、37V で 45.8N を示している。

各装置の入力電圧の違いによる発生張力を比較してみると、Conventional 装置、Covered 装置

はそれぞれ入力電圧 32V,30V でピークを示しているが、Sheet 型装置は定格出力電圧である 37V を超えてもなお増加傾向にあることがわかる。この

Items	Values
Device	Conventional device Covered device Sheet-type device
Spring constant for tensile resistance N/mm	4.1
Voltage applied V	28~37V
Duration energized ms	100
Period msec	0.5

ことから Sheet 型装置は入力電圧を増加させるか通電時間を加えることで最大発生張力が得られると考えられる。

Table 2.2 Tensile force test conditions for the comparison of the characteristics of the artificial myocardium actuator

Fig 2.9 は各装置の最大発生張力を比較したものである。Conventional 装置で 47.3N, Covered 装置で 41.8N, Sheet 型装置で 45.8N を示している。Conventional 装置と Covered 装置を比較すると、装置の設計仕様は同じであるにもかかわらず発生張力が減少し、最大発生張力に達する入力電圧が低下していることがわかる。また、伸張時は自然放熱による空冷であるため、伸張時間はバイオメタルに蓄えられた熱量と放熱環境に影響される。Conventional 装置、Sheet 装置と比較して Covered 装置の伸張時間が入力電圧を上げるに従い増加していることから、シミュレータ(空冷環境下)において、Conventional 装置をシリコンシートで被覆することにより装置の放熱環境が悪化しているためであると考えられ、動物実験で使用可能な状態である Covered 装置と Sheet 型装置を同じ駆動条件下において比較すると、Sheet 型装置の方が多くの発生張力を得られると考えられる。

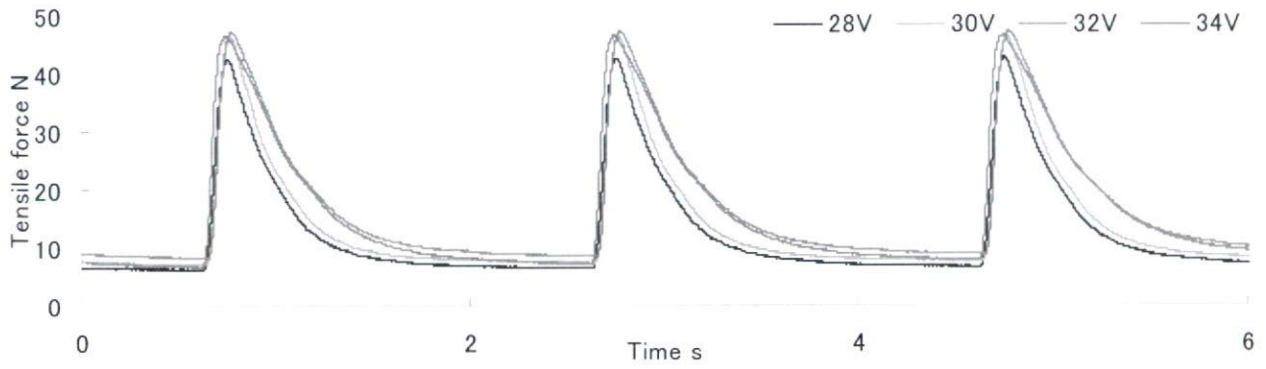


Fig2.6 Change in the tensile force of conventional device under the driving frequency of 0.5Hz

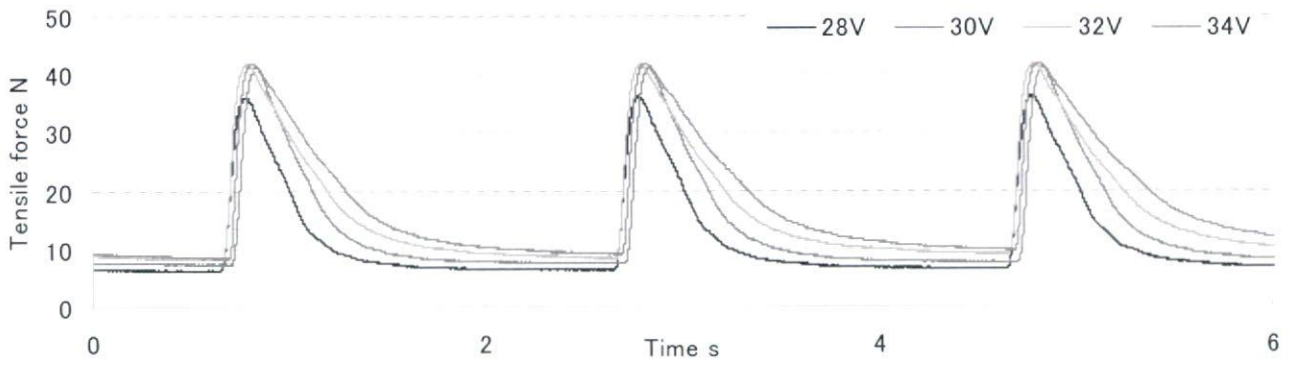


Fig2.7 Change in the tensile force of Covered device under the driving frequency of 0.5Hz

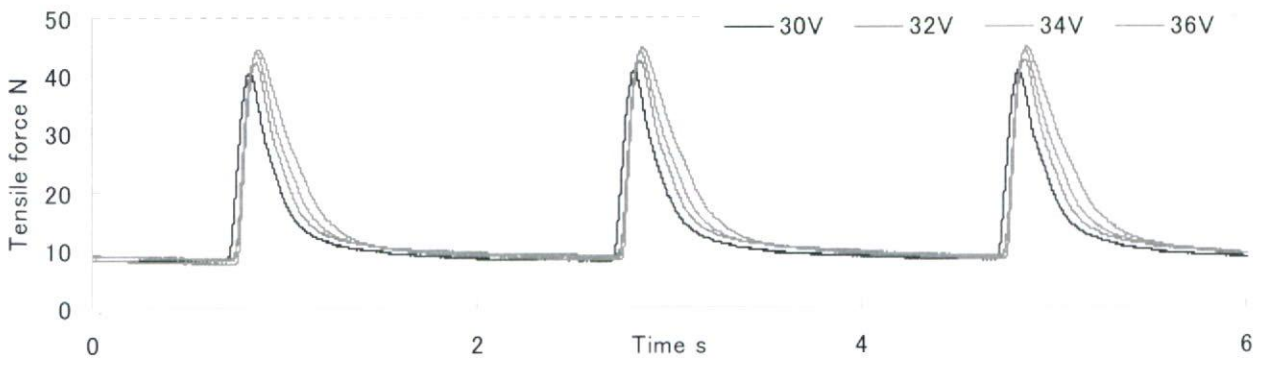


Fig2.8 Change in the tensile force of sheet-type device under the driving frequency of 0.5Hz

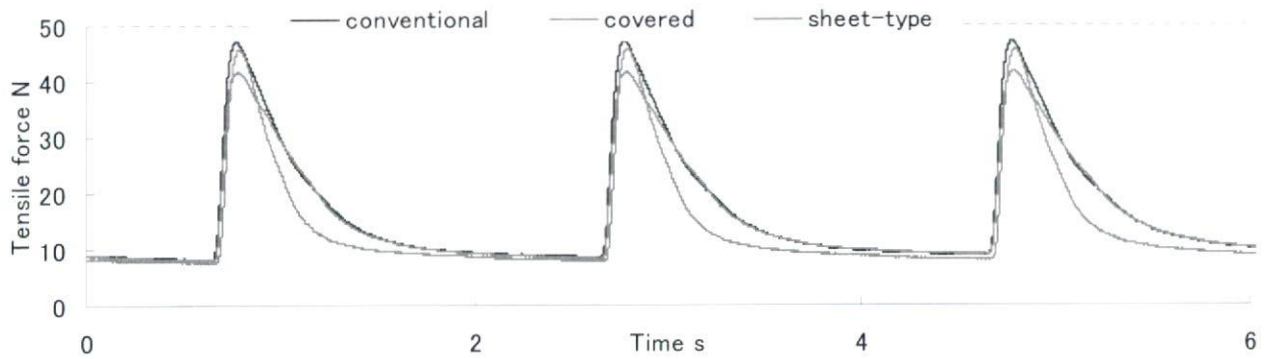


Fig2.9 Change in the tensile force obtained from three types of actuator under the driving frequency of 0.5Hz

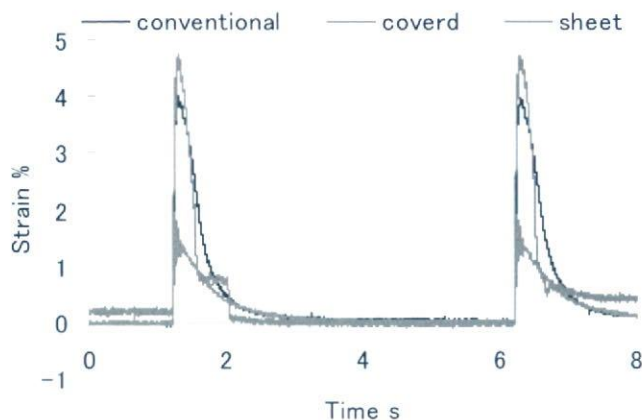


Fig2.10 Change in the strain obtained from three types of actuator under the driving frequency of 0.5Hz

2.4.2 装置の発生歪み比較

本項では、Table 2.3 に示した実験条件により、発生張力比較実験を行った。比較する装置は Sheet 型装置、Conventional 装置と、covered 装置、Covered 装置の 3 種類である。

収縮抗力として設置する引っ張りバネは、形状記憶合金が収縮する変位に対して十分な抗力を発生しうるバネ定数を有するものを用いた。各装置の比較にあたり、通電時間は蓄熱の影響を抑えるために 100msec、通電周期は 0.5Hz とした。

Fig 2.10 に、各装置の発生歪線図を示す。Conventional 装置による発生歪みは 4.0%、Covered 装置による発生歪みは 1.9% Sheet 型装置による発生歪みは 4.7% であった。

Conventional 装置に比べ Covered 装置の発生歪みが低下しているのは、シリコンシートで被覆したために放熱環境が悪化しているためであると考えられるが、装置の自重が増加し、発生歪みが鉛直方向変位に吸収されてしまっているという要因も考えられる。

Conventional 装置と Sheet 型装置を比較すると 4.0% から 4.7% へ Sheet 型装置の方が発生歪みは大きいことがわかる。このことから、被覆するシリコンチューブの違いにより装置が収縮する際の負荷が減り、発生歪みが増加していると考えられる。

Table 2.3 Strain test conditions for the comparison of the characteristics of the artificial myocardium actuator

Items	Values
Device	Conventional device Covered device Sheet-type device
Spring constant for tensile resistance N/mm	0.1
Voltage applied V	28~37V
Duration energized ms	100
Period msec	0.5

Table 2.4 Tensile force test conditions of the different duration energized (Sheet-type device)

Items	Values
Device	Sheet-type device
Spring constant for tensile resistance N/mm	4.1
Voltage applied V	28~37V
Duration energized ms	100, 150, 200
Period msec	0.5

2.4.3 通電時間の違いによる発生張力比較

本項では、Table 2.4 に示した実験条件により Sheet 型装置の通電時間変化による発生張力の変化を測定した。

収縮抗力として設置する引っ張りバネは、形状記憶合金が収縮する変位に対して十分な抗力を発生しうるバネ定数を有するものを用いた。各通電

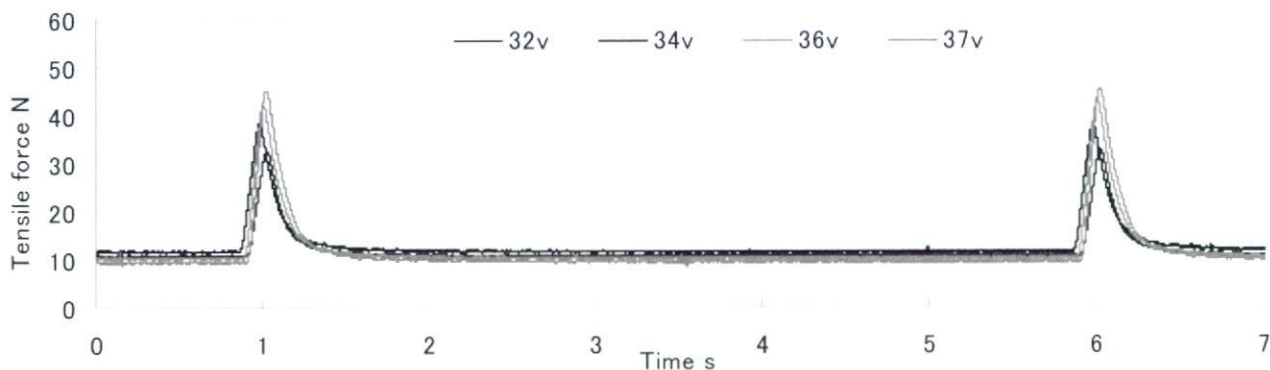


Fig. 2.11 Change in the tensile force of sheet-type device under the duration energized 100msec

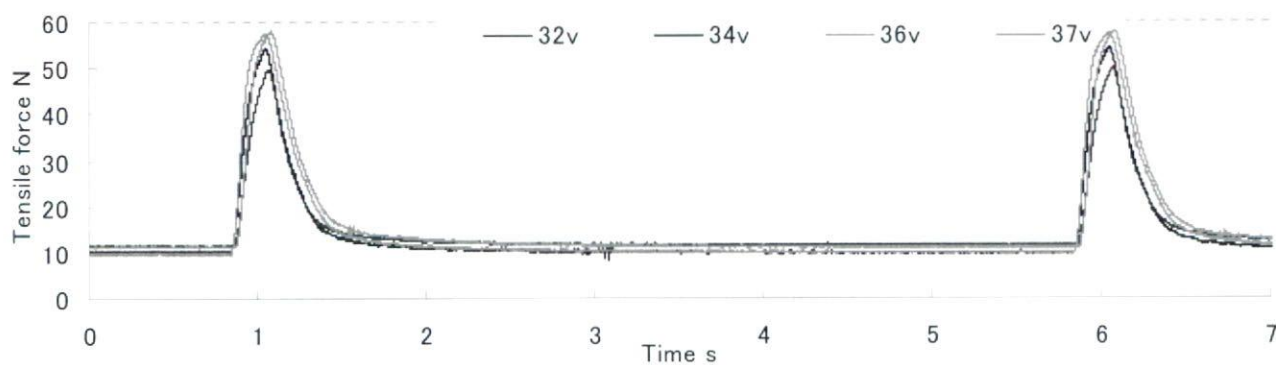


Fig. 2.12 Change in the tensile force of sheet-type device under the duration energized 150msec

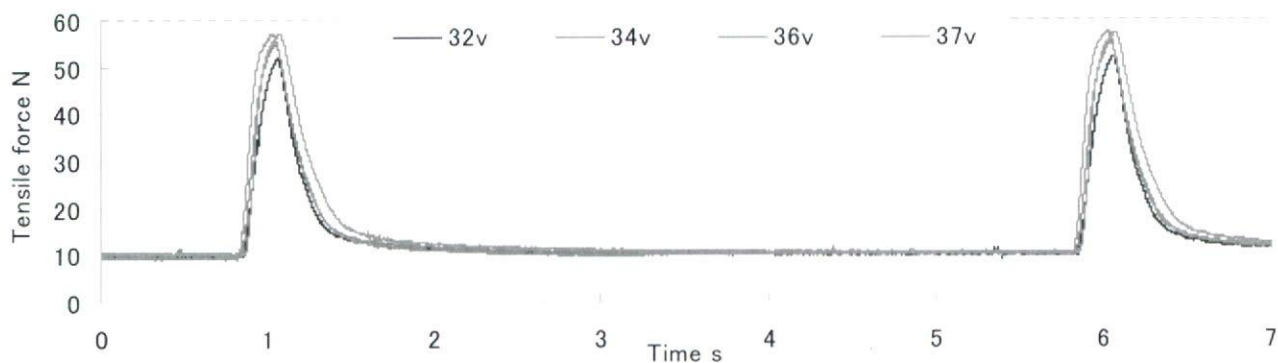


Fig. 2.13 Change in the tensile force of sheet-type device under the duration energized 200msec

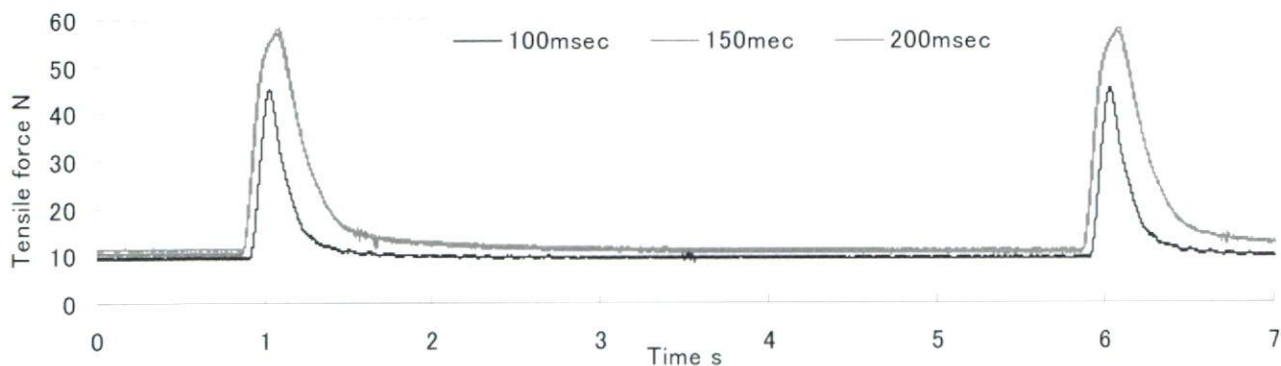


Fig. 2.14 Change in the tensile force of sheet-type device under the different duration energized 200msec

時間の比較にあたり、通電周期は蓄熱の影響を抑えるために0.2Hzとした。

Fig 2.11 に通電時間 100msec の際の発生張力線図を示す。入力電圧 37V の発生張力は 45.1N を示している。また、37V における発生歪みは 4.7%であった。

Fig 2.12 に通電時間 150msec の際の発生張力線図を示す。入力電圧 36V で発生張力は 58.21N でありピークを示している。37V で 57.5N に低下しており、これは熱容量過多のため放熱に時間がかかっているためだと考えられる。また、36V における発生歪みは 4.5%であった。

Fig 2.13 に、通電時間 200msec の際の発生張力線図を示す。入力電圧 36V で発生張力は 57.2N を示しており、37V でもほぼ同等の値を示している。36V における発生歪みは 4.0%であった。

Fig 2.14 は各通電時間の最大発生張力を比較したものである。100msec で 45.1N, 150msec で 58.2N, 200msec で 57.2N を示している。

これらの結果から、第 2.4.1 項で述べたように、通電時間 100msec においては最大発生張力に達しておらず、150msec 以上で最大張力 57N を発生させることがわかった。

また 150msec と 200msec を比較しても伸張時間にほとんど差がないことから、通電時間が増加し入力電力が増加しても蓄熱による影響を受けづらくなっていると考えられる。すなわち、Sheet 型装置は Conventional 装置と比較すると、比熱率が低く放熱環境に優れていることがわかる。

2.4.4 通電時間の違いによる発生歪み比較

本項では、Table 2.5 に示した実験条件により Sheet 型装置の通電時間変化による発生歪みの変化を測定した。

収縮抗力として設置する引っ張りバネは、形状記憶合金が収縮する変位に対して十分な抗力を発生しうるバネ定数を有するものを用いた。各通電時間の比較にあたり、通電周期は蓄熱の影響を抑えるために 0.2Hz とした。

Table 2.5 Strain test conditions of the different duration energized (Sheet-type device)

Items	Values
Device	Sheet-type device
Spring constant for tensile resistance N/mm	0.1
Voltage applied V	28~37V
Duration energized ms	100, 150, 200
Period msec	0.2

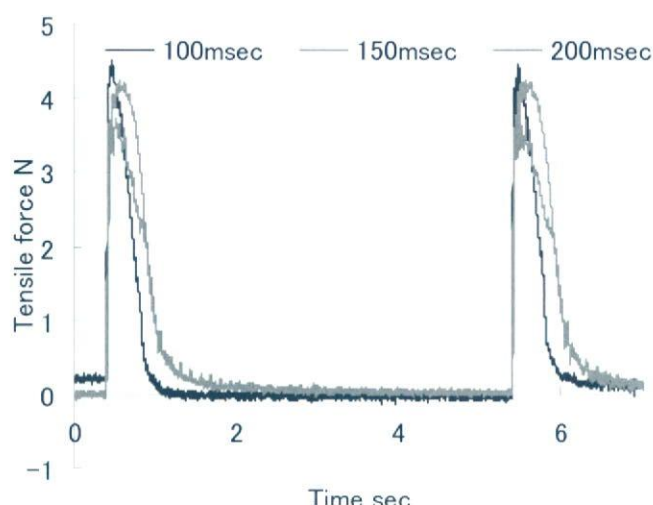


Fig2.15 Change in the strain obtained from three the different duration energized (Sheet-type device)

Fig2.12 に、各通電時間の発生歪みを示す。100msec における最大発生歪みは 37V において 4.5%、150msec における最大発生歪みは 36V において 4.3%、200msec における最大発生歪みは 34V において 3.8% だった。100msec と 150msec の差が少ないのに比べ 200msec の発生張力が減少していることから、シミュレータ(空冷環境下)において 200msec では蓄熱により発生変位が減少してしまうということがわかる。また、100msec に比べて 150msec と 200msec の収縮から伸張までの時間が長く、150msec と 200msec の時間はほぼ等しい。

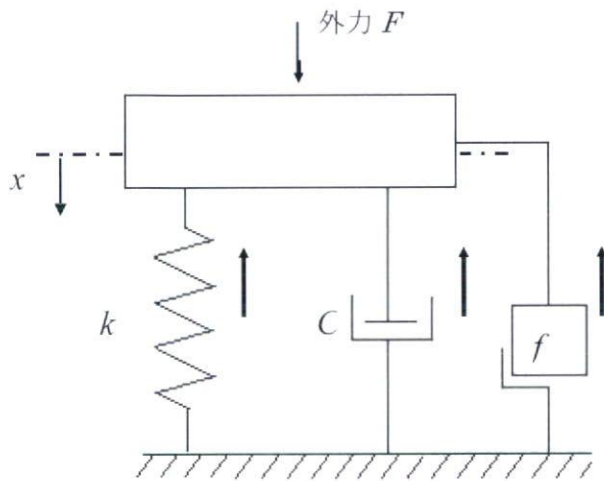


Fig. 2.16 Schematic explanation of a dynamic model

2.5 考察

装置の発生張力と、被覆材料であるシリコンシートの収縮抵抗、過熱応答性の関係について、Fig 2.16 に示すような一次遅れ系力学モデルとして捉えることができる。

収縮時に装置にかかる負荷が負荷 f 、収縮抵抗が抵抗 k 、比熱率がダンパのコンプライアンス C とし、発生張力が外力 F となる。バネに働く力はバネの位置に比例し、コンプライアンスは速度に比例する。外力との関係は次式で表される。

$$Cx' + kx + f = F$$

このとき k をプロセスゲイン、 C をプロセスの時定数と呼び、ゲインが減少すると収束値が下がり、プロセス時定数が増加すると応答が遅くなる。

Fig2.7 にゲインと時定数を変化させたときの応答線図を示す。Type I に対し、ゲインと時定数を下げたものが、Type III であり、Type I に対し時定数を上げゲインをわずかに下げたものが Type II である。

この応答線図の横軸を通电時間としたとき、縦軸は発生張力に対応し、Type I ~ III はそれぞれ Conventional 装置、Covered 装置、Sheet 型装置に相当する。即ち、Conventional 装置に対し収縮抵抗値が増し温度応答性が下がったものが Covered 装置であり、応答性と発生張力が減少している。また Conventional 装置に対し温度応答性が上がり、

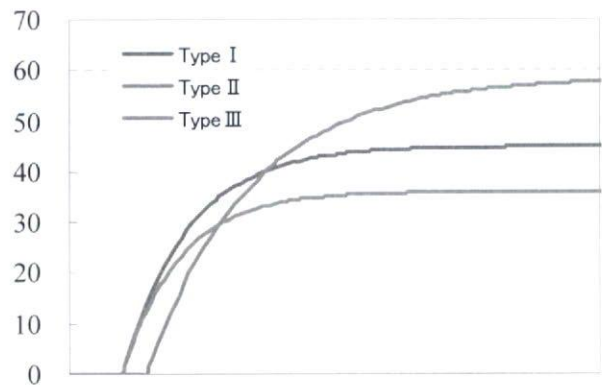


Fig 2.17 Change in the response obtained from time constant and process gain

抵抗がわずかに上がったものが Sheet 型装置であり、応答性が下がり収束値が上昇している。

これらのことから、装置の被覆材料と構造を変化させることにより、心筋収縮補助装置の収縮抵抗と過熱応答性を変化させることができることがわかった。

今後の展望として、生体内の駆動における加熱応答性の目標値を定め、装置の被覆を変化させることにより装置の発生張力を制御していくことができると考えることができる。

2.6 小括

本章では、体内駆動に向けた装置の小型化及び構造の最適化を目的とし、新しく Sheet 型装置の製作を行った。2006 年度までに製作した装置と比較実験を行うとともに、Sheet 型装置の通电加熱時の基礎特性取得として、通电時間及び入力電圧の検討を行った。以下に本章での結果をまとめる。

- 1) バイオメタルの被覆材料と構造改良を行うことにより、体内駆動へ向けた装置の小型化を実現した(第 2.2, 2.3 節)
- 2) 2006 年までに製作した Sheet 型装置と Conventional 装置に対して、新しく製作した Covered 装置の基礎特性評価として、発生張力評価と発生歪み評価を行った。(第 2.4 節)
- 3) 性能比較評価の結果、通电時間 100msec, 周期 0.5Hz 駆動において、Sheet 型装置

と **Conventional** 装置の最大発生張力及び発生歪みはほぼ等しく、動物実験で使用可能な状態である **Covered** 装置と **Sheet** 型装置を比較すると、**Sheet** 型装置の方が 11%高い値を示した。このことから被覆材料の違いにより装置が収縮する際の負荷が減り、発生歪みが増加していると考えられる。(第 2.4.1,2.4.2 項)

- 4) **Sheet** 型装置に対し通電時間及び入力電圧を変化させて発生張力を比較した結果、通電時間 150msec の時に最大発生張力 58.2N を示し、200msec においてもほぼ同等の 57.2N を示した。(第 2.4.3 項)
- 5) 装置の被覆材料と構造を変化させることにより、心筋収縮補助装置の収縮抵抗と過熱応答性を変化させることができることがわかった。(第 2.5 節)

次章では、心筋収縮補助装置の更なる変位増幅のため、生体の収縮形態を模擬した変位増幅機構の開発を行う。また、本章で製作した **Sheet** 型装置に変位増幅機構を設置し、第 4 章でその基礎特性評価を行う。

構造力学的観点による変位増幅機構の設計

3.1 本章の目的及び構成

3.2 心臓動態の考察

3.3 変位増幅機構の設計・製作

3.4 実験目的

3.5 実験結果と考察

3.6 小括

3.1 本章の目的及び構成

2006年度において、心筋の走行方向を模擬することにより心筋収縮補助装置の補助効率を増加させることができた¹⁾。また、第2.2.5項で示すように装置の構造と被覆材料の改良によって、発生張力58.2Nと、生体心の収縮を補助するのに十分と思われる張力を得ることができた。しかし、第2.2.4項で示したように装置の収縮率自体は5.7%と心筋に対して低い値を示し、心筋収縮補助装置のさらなる収縮力の増加が必要である。

本章の目的は、心筋収縮補助装置を製作する際

には、アクチュエータが発生する歪みを増幅して出力する機構を製作することである。本章では増幅機構の設計にあたって以下のような検討、実験を行った。

- 心筋収縮補助装置の補助対象である生体心の動態を検討
- 変位増幅機構の設計と製作
- 増幅変位率の計測実験
- 実験結果、考察およびまとめ

ここで、増幅機構の設計については、装置に設置した状態での駆動確認を行い、それを基にパラメータの決定をおこなった。

3.2 心臓動態の考察

3.2.1 左室収縮機能

心臓の収縮に際して拍出される血流量に着目したポンプ機能を評価する指標として、左室駆出分画 ejection fraction(EF)が用いられている。

EFとは、左室1回拍出量stroke volume (SV) の左室拡張末期容積left ventricular end-diastolic volume (LVEDV)に対する割合で表わされる。SVはLVEDVから左室収縮末期容積left ventricular end-systolic volume (LVESV)を引いて求める。従って、EFは以下の式で算出される。

$$EF = \frac{LVEDV - LVESV}{LVEDV} \times 100 (\%)$$

EFはMモードエコー図、2Dエコー図を用いてによって計測される。Mモードエコー図による求め方

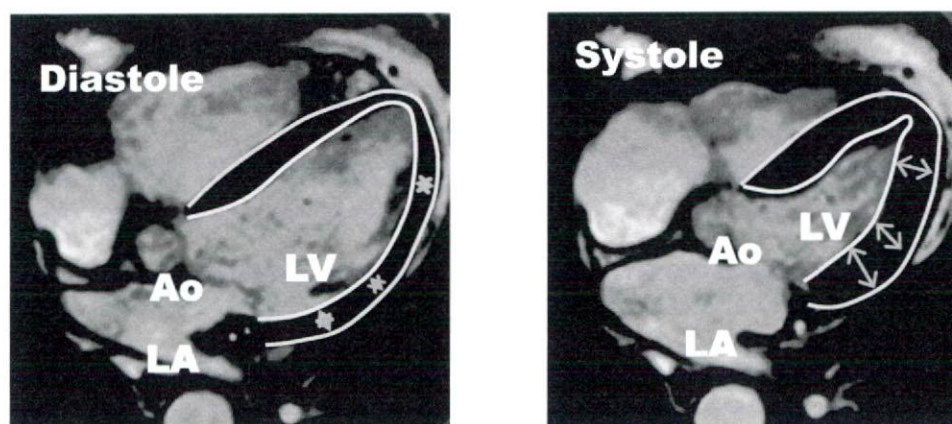


Fig 3.1 Normal ventricular wall motion in a healthy subject (Taken by a radiological technologist for system calibration in Miyagi Cardiovascular and Respiratory Center)

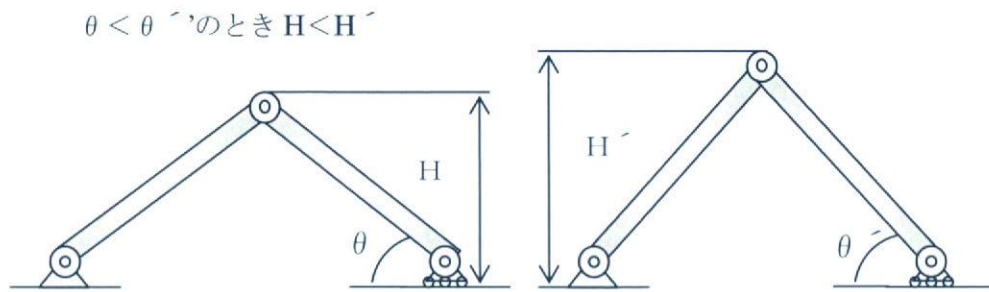
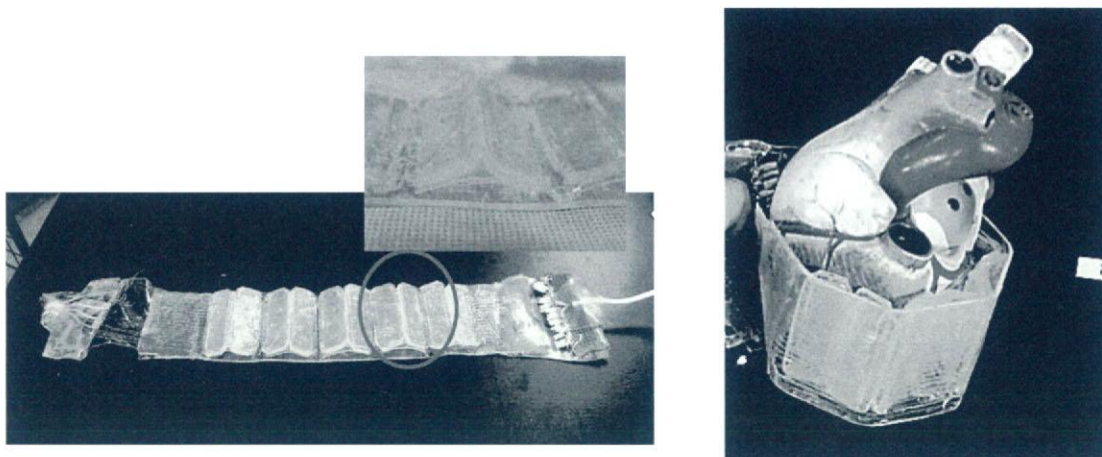


Fig 3.2 Schematic illustration of the truss mechanism



(a) Whole view of Solid hinge structure glued on the surface of myocardial assist device

(b) Photograph of the hinge device wrap around the heart

Fig 3.3 Solid hinge structure glued on the surface of Sheet-type device

は、左室を回転楕円体と仮定し短軸像において、左室最大短径を通る心室中隔左室側心内膜面から、左室後壁心内膜面までの垂直距離を拡張末期と収縮末期で計測する。それぞれ拡張末期径 (end-diastolic dimension : LVDd), 収縮末期径 (end-systolic dimension : LVDs) として容積を計算する。計算式としてはTeichholz 法が一般的で、
$$V = \frac{7.0}{2.4+D} \times D^3$$
 で算出する³⁾。

健康心におけるEFの正常値は55%とされる。

3.2.2 心筋表面の動態

植松らは健康山羊を用いて、心筋表面に反射材を塗布したマーカを設置し、心室外壁動態の解析を行った。三次元位置計測器 SLC(Stereo Labeling

Camera)により変位計測を行った結果、中隔に設置したマーカ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³⁾。

このような少ない壁歪みにも関わらず、心臓の正常駆出率は55%と大きい。それには心臓外壁の歪み以外の要因が考えられる。そこで、次項で生体心の内部挙動に着目する。

3.2.3 心筋の収縮形態

Fig. 3.1 に、健康心(70kg, human) の拡張期と収縮期の CT 画像を示す。収縮期の左心室の心筋壁厚は拡張期のおよそ倍の厚さになっており、それによって収縮期末の左心室内腔が減少している。

このことから心臓は拡張期から収縮期にかけて、心筋の収縮と厚みの増加によって大動脈から血

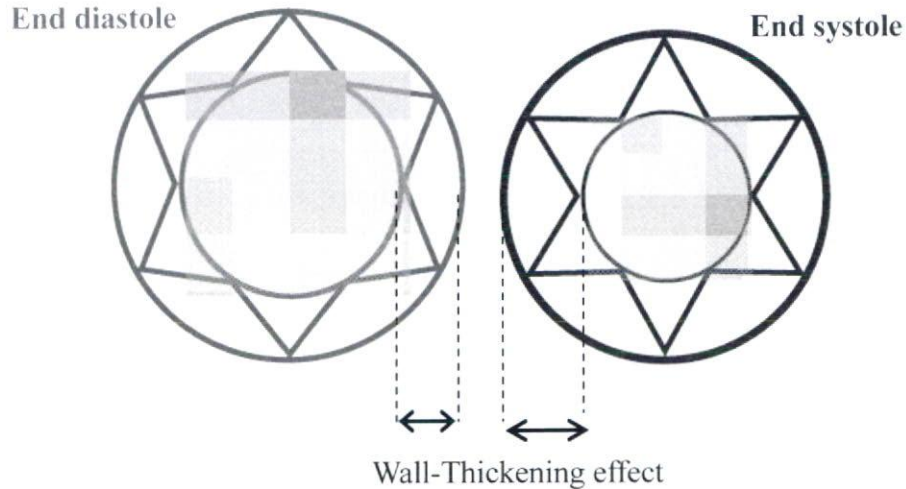


Fig3.4 Schematic illustration of the wall-thickening effect

液を駆出していることがわかる。

このような生体心の収縮形態を模擬することにより、心筋収縮補助装置の歪みからより多くの容積変化を生み出すことができると考えられる。

3.3 変位増幅機構の設計・製作

3.3.1 トラス型変位増幅機構の構想

Fig 3.2のようなピン接合された2つの部材から成るトラス構造を考える。トラスの片端は移動端になっている。このとき、トラスの高さ H は、底辺が小さくなるほど高くなる($H < H'$)

この構造を利用して、拡張期から収縮期にかけて厚みの増加する機構を構築する。

Fig 3.3(a)のように装置の表面にトラス型のヒンジ機構を取り付ける。トラスの底辺部分が心筋収縮補助装置であり、装置が収縮することによってヒンジの高さが増加する。Fig 3.3(b)のように心臓外部に巻きつけたとき、装置収縮時に厚みが増幅する心筋収縮補助システムを構築できると考えられる。

これによって生体心の収縮機能と同様に、外壁にあたる装置の歪みに加え、壁厚の増加によって内側の心臓を効率よく収縮させることができる。

また、このような機構を心臓と装置の間に設置することにより、通電により加熱されている装置と心臓が直接接触することを防ぐことができる。

トラス型変位増幅機構の設計・製作にあたり、少なくとも以下の要件が求められる。

- 補助対象である心臓に対し、有効な収縮補助が行えるだけの変位増幅量を発生することができる。
- 心筋収縮補助装置に取り付けた際の全体の厚さが、体内への埋め込みが可能である範囲内である。
- 心臓に集中応力や組織的なダメージを与えない。
- 心筋収縮補助装置に取り付けた際の機械的なエネルギー損失が少ない

3.3.2 設計パラメータの決定

Fig. 3.4 に示すように、拡張期に外側の装置が収縮し、トラスの高さが増加することによって装置の厚みが増すため、装置の補助容積を増加させることができる。このときのトラス高さの増幅値は、トラスの高さ h と角度 θ によって決定される。

第 3.3.1 項で示したように、変位増幅機構を装置に取り付けた際の全体の厚さが、体内への埋め込みが可能である範囲内であるように、胸空内の隙間から装置厚さ(トラス高さ h)を 10 mm とした。

また、第 2 章に示した通りに装置の発生歪みは 5% であるが、2006 年度と同様に心臓周囲に巻き付ける際に装置両端をアクリルなどの剛体で固定

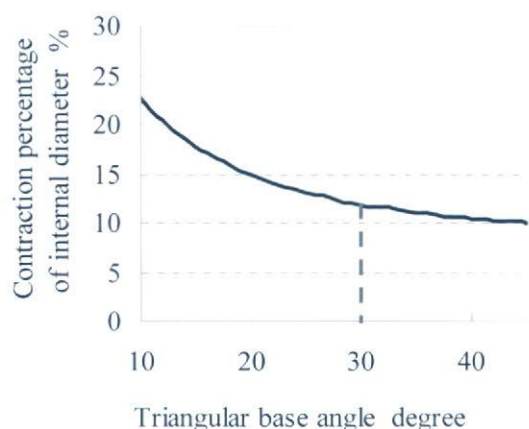


Fig3.5 Fractional shortening effect by constant epiciedial contraction of 7%

することにより、収縮に寄与する部分の発生歪みが増幅する。心臓の直径を 70mm と仮定した時、装置の長さを 320mm にすると収縮に寄与する部分の歪みは 7.3%となる。

装置の発生歪が 7.3%の時の、トラスの角度 θ と内円の直径収縮率の関係を Fig 3.5 に示す。

第 3.2.1 項に示す Teichholz 法によって直径収縮率から体積変化率を算出すると、直径を 11%収縮させることによって体積を 20%変化させることができる。そこで、直径変化率が 11%以上となるよう、装置角度 θ を 30° とする。

3.3.3 トラス型変位増幅機構の製作

トラス型変位増幅機構の製作にあたり、3 タイプのヒンジ装置を試作した。以下にその装置の特徴を示す。

1. ヒンジ装置プロトタイプ 1 (Fig 3.6)

最初の試作機として、2006 年度までに製作した conventional-covered 装置の表面にアクリル製ヒンジをつなぎ合わせたものを取り付けた。ヒンジに縫い付けた布を介して、シリコンによって装置表面接着している。

装置駆動時にヒンジが収縮するのを確認することができたが、被覆材料であるシリコンシートに接着しているため、BMF の収縮が伝達しづらいという問題点がみられた。

2. ヒンジ装置プロトタイプ 2 (Fig 3.7)

BMF の収縮が直接伝達するよう、BMF には

と目端子つけることにより、電子基盤製のヒンジを取り付けた。

力の伝達がよく、ヒンジ部の大きな変位が確認できたが、BMF へ屈曲負荷がかかり、耐久性が悪いという問題があった。

3. ヒンジ装置プロトタイプ 3 (Fig 3.8)

Sheet 型装置にヒンジを直接取り付けることにより、BMF 収縮力の伝達効率が上昇した。装置への接着を容易にするために、ヒンジ部はアクリル板の周囲をシリコンで被覆している。ヒンジ部の大きな変位が得られたが、ヒンジの接着部分が収縮抵抗になってしまうという問題があった。

これらの試作装置を経て、次に示すヒンジ装置完成版を製作した。以下に装置の特徴を示す。

4. ヒンジ装置完成版 (Fig 3.9)

材料として、軽量で強度と耐熱性に優れた PEEK 樹脂(ポリエーテルエーテルケトン)を使用した。ヒンジ部分はそのため機械的ロスが少なくフレキシビリティの高い構造とするために、PEEK 部材同士は布を埋め込んだシリコンシートによって接着した。シリコンシートと PEEK 材という異材料を接着するにあたり、シリコン材による接着では強度が低く、負荷がかかった際にずり応力がかかりはがれてしまう。そのため①PEEK 材に $\phi 1.5$ の穴をあけることで接着剤との接触面積を増やすことと②装置と PEEK 材の間に木綿布を介すことにより、接着強度の増強を図っている。

3.4 トラス型変位増幅機構の増幅値測定

3.4.1 実験目的及び計測方法

本項では、第 3.3 項において製作したトラス型変位増幅機構の増幅変位を計測し、理論値との誤差を検証する。

変位計測に用いるのはレーザー変位計(keyence, LS-5500)であり、値を AD 変換ボード(National Instruments, Daqcard-6062E)を介して PC に取り込む。PC 上で Lab view(National Instruments, ver,6.0)を用い、サンプリング周波数 1000Hz(サンプリン

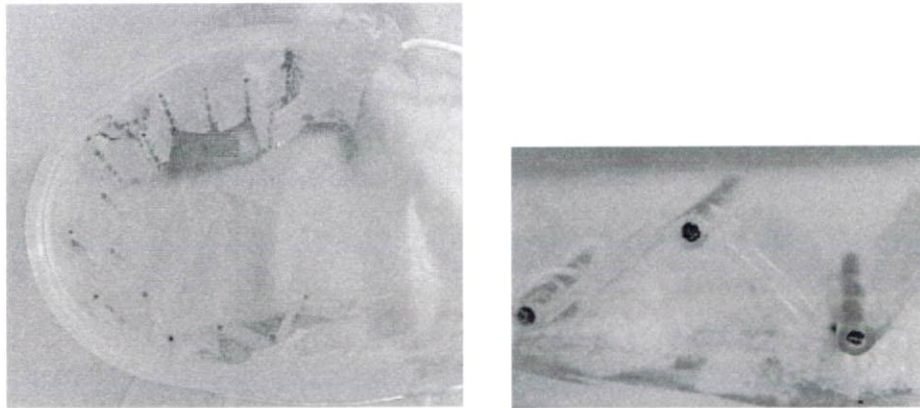


Fig3.6 Whole view of the hinge-structure device prototype - I

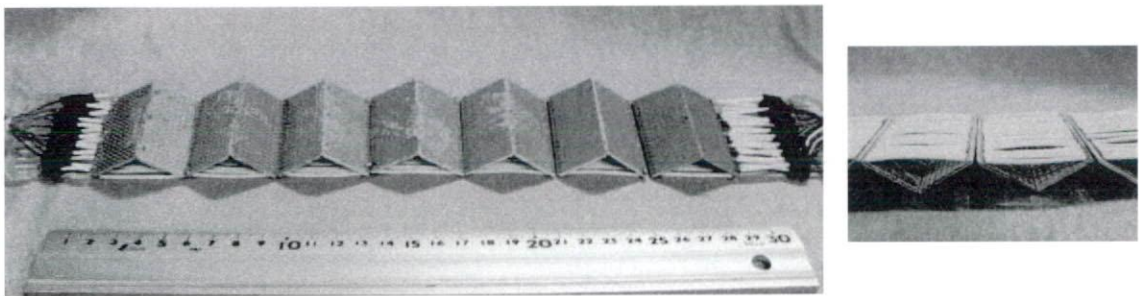


Fig3.7 Whole view of the hinge-structure device prototype –II

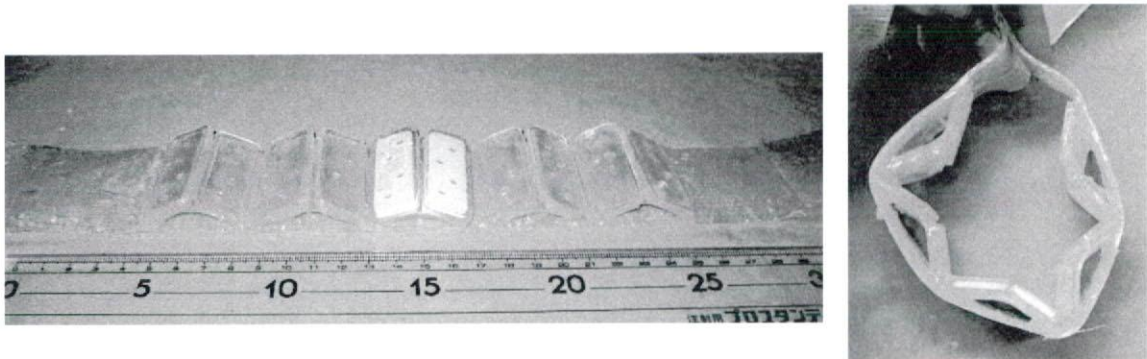


Fig3.8 Whole view of the hinge-structure device prototype –III

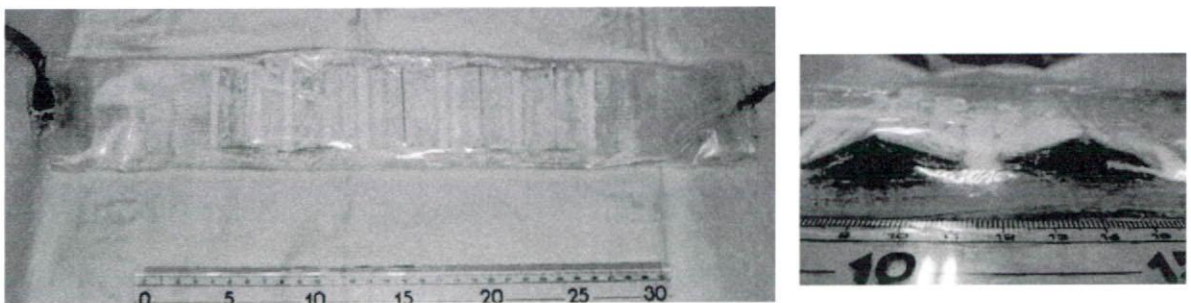


Fig3.9 Whole view of the completed versions hinge-structure

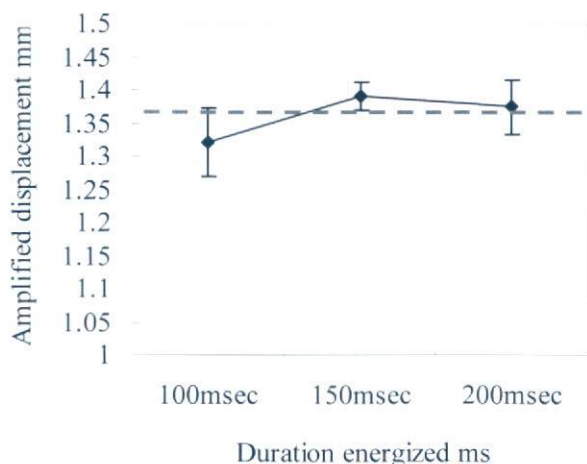


Fig 3.10 Change in amplified displacement obtained from different duration energized

グタイム 1msec)でサンプリングする。本実験においては、通電時間を変化させ各通電時間における増幅変位値を計測する。

心臓周囲に装置を固定する場合は、第 3.3.2 項で示したように剛体による固定を行うことによって収縮に寄与する部分の発生歪みが 7.3%となるが、本実験においては固定具を設置せず直線の状態装置を駆動させるため、得られる発生歪みは 5.0%である。

厚みが 10mm の変位増幅機構において 5.0%の収縮歪みが得られた場合の変位増幅理論値は 1.37mm である。次項で理論値と実験値の比較を行う。

3.5 実験結果

Table 3.1 に示す実験条件で、通電時間 100msec,150msec,200msec の際の増幅変位を計測した。計測結果を Fig3.7 に示す。結果はそれぞれ 5 波形分の平均値である。第 3.4 項に示した理論値を赤破線で示す。

100msec 通電したときの変位増幅は 1.32mm, 150msec では 1.39mm, 200msec では 1.37mm であった。比較対象である理論値 1.37mm を赤破線で示す。なお、結果は 6 波形の平均値である。

どの通電時間においても誤差 7%以下の実験値が得られた。また、最大発生歪みに達すると

Table 3.1 Test conditions of performance evaluation experiment of the device (Sheet-type device)

Items	Values
Device	Sheet-type device,
Voltage applied	30~36VDC
Cyclic contraction	0.2Hz
Duration energized msec	100, 150, 200

考える 150msec, 200msec においては、理論値よりもわずかに高い値が得られた。この理由としては、製作した装置のヒンジ角度が理論値とずれていたこと、装置が収縮する際のずれが誤差となっていたことなどが考えられる。

これより、トラス型変位増幅機構によって理論値とほぼ同等の増幅変位が得られるということがわかった。

3.6 考察

3.6.1 変位増幅機構設置による力学的負荷

変位増幅機構は収縮するために力学的エネルギーを必要とするため、心筋収縮補助装置に設置した際にエネルギーのロスが起こると予想される。ヒンジ装置完成版においては、第 3.5 項で示したように計算値とほぼ同等の変位増幅値が得られたことから、設置後の収縮変位の低下は少ないと考えることができる。発生張力に関しては今後計測する必要がある。

ヒンジ装置製作において BMF の収縮のヒンジ機構への伝達率が高くなる構造設計を行った。しかし、装置両端の変位増幅機構がついていない部分と、装置中央の機構がついている部分では収縮抵抗値が異なるため、ヒンジ機構による収縮抵抗が大きい場合、装置内で抵抗が少ない部分に BMF の収縮が寄ってしまうと考えられる。このことから、実験値と同等の計測値が得られるということはヒンジ機構による収縮抵抗が小さいものであ

るということがいえる。

3.6.2 変位増幅機構による局所補助の可能性

本章では心筋収縮補助装置の発生変位を増幅するための変位増幅機構を開発した。本機構により、心臓全体を同じ力で補助する従来の補助法に対し、部分的な変位増幅機構の設置による局所的な補助を行うことが可能になると考えられる。これにより、右心室と左心室に対する補助力を変化させることができ、また局所的な病巣部に対し選択的な補助ができると考えられる。

ただし、第 3.6.1 項に示したように変位増幅機構を取り付けた部分の力学的収縮抵抗率は増加し、機構を取り付けていない部分に収縮変位が逃げてしまうため、機構がついている部分の電力入力を分けるなどの構造改良が必要である。

3.7 小括

本章において、心筋収縮補助装置の補助力を増幅するため、生体心の収縮形態を模擬したトラス型変位増幅機構を開発した。以下に本章での結果をまとめる。

- 1) 生体心の壁挙動に着目すると、収縮期に心臓の壁厚が増加することにより多くの血液を駆出していることがわかった(第 3.2.3 項)
- 2) トラス構造を利用することにより、心臓の収縮形態を模擬することができた。また、体内駆動に向けた最適なパラメータを決定し、3 タイプの試作品を経てヒンジ型装置を製作した。(第 3.3 節)
- 3) レーザー変位計により、ヒンジ装置の変位増幅値を計測し、理論値とほぼ同等の値を得ることができた。(第 3.4 節)

以上より、生体心の収縮形態を模擬した構造により、装置の収縮率を増加させることができたことがわかった。また、変位増幅機構を部分的に取り付けることによる、心臓の局所補助の可能性もうかがえた。

次章では、補助対象である心臓の構造について検討を行う。

また、本章で製作したヒンジ装置の基礎特性評価を第 4 章にて行う。

心筋構造の解析と左心室模擬モデルの基礎的検討

4.1 本章の背景と目的

4.2 心筋の構造

4.3 左心室模擬モデルの基礎的検討

4.4 小括

4.1 本章の背景と目的

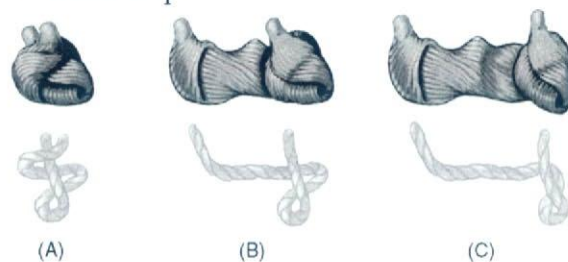
補助人工心臓が心臓の血流を補助して血圧・流量補助を行うのに対し、心筋収縮補助装置は心筋の補助を行うことによって血流を補助し、血圧・流量の補助を行う。そのため心筋収縮補助装置の開発において、補助対象である心筋構造の理解が不可欠となる。

2006 年度に開発した心筋収縮補助装置により、心筋の走向方向を考慮した設計を行うことによって、血液の拍出方向と同方向に力を加えることができ、心筋収縮補助装置の効率が増加することが確認できた¹⁾。

本章の目的は、装置のさらなる補助効率の増加と、生体心の収縮阻害の少ない補助を行う装置製作のために、心臓構造のさらなる理解を進めることである。それにより、第3章までに製作した新しい心筋収縮補助装置における固定方法を検討するとともに、装置の制御方法確立に向けた基礎的検討をおこなう。

また、心筋の構造と収縮形態を解析することにより、心臓の収縮メカニズムに基づいた心室モデルを構築することが可能になると考えられる。

(a) Basal-loop



(b) Apex-loop

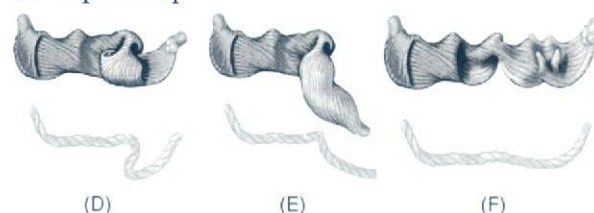


Fig. 4.1. (a) Progressive unscrolling of left ventricle in comparison with underlying rope-like model.

These figures unfold the horizontal basal loop. Note (A) the intact heart, (B) detachment of the right ventricle free wall or transverse orientation of basal segment. A genu adjacent to the septum separates right and left ventricles, (C) the detached apical loop with segment showing (left side) on right ventricle, and (right side) left ventricle to complete basal loop.

(b) Continued unscrolling. These images unfold the oblique apical loop. Note (D) unfolding of the trigone to pull the pulmonary artery laterally and demonstrate the descending segment of apical loop and overlying ascending segment containing the aorta. (E)

Unwrapping of the helix formed by the transverse muscle band to show unfolding of the descending segment, with trigone removed and (F) the complete transverse myocardial band, with the central muscle fold to separate the basal and apical loops.

4.2 心筋の構造

4.2.1 心臓の螺旋構造

Francisco Torrent Guasp は、心臓は一枚の筋肉 (Ventricular Myocardial Band ; VMB) により、二つの螺旋構造は、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

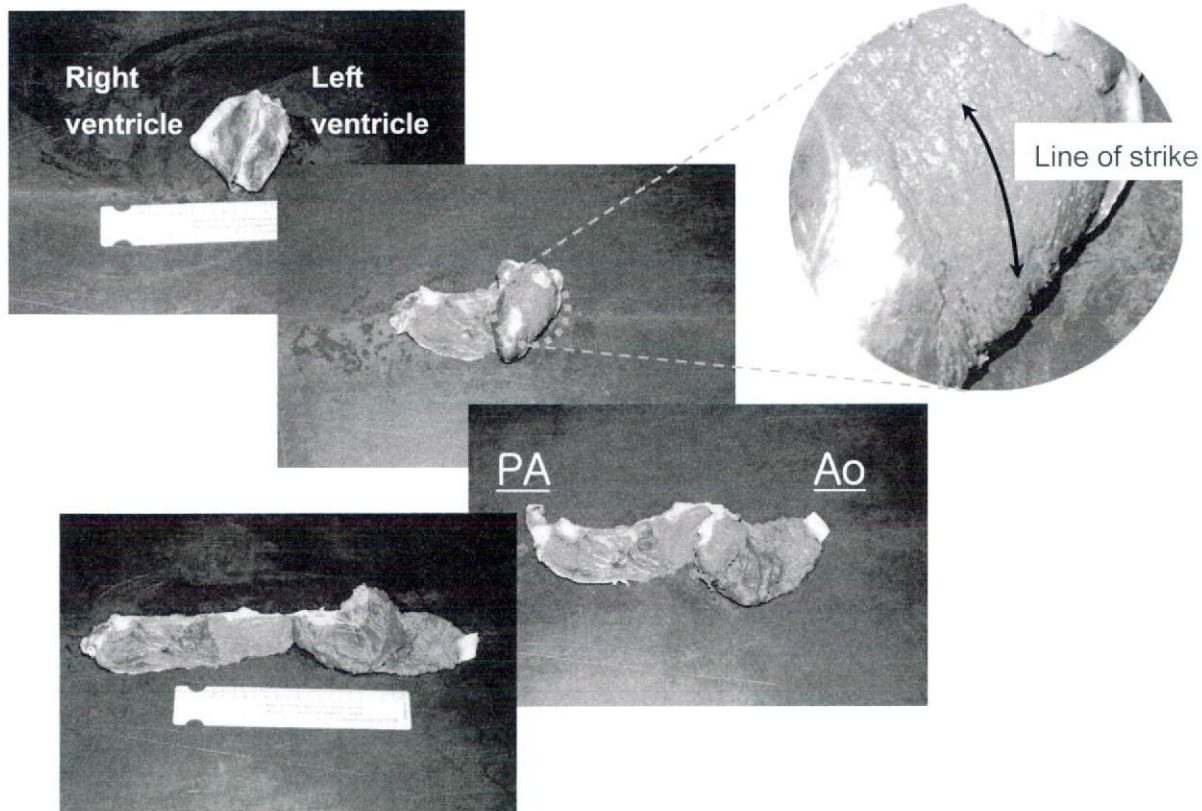


Fig. 4.2 Photograph of a cardiac anatomy. (Ao, aorta; PA, pulmonary artery) This picture is indicative of that a heart is built up of a sheet of myocardium.

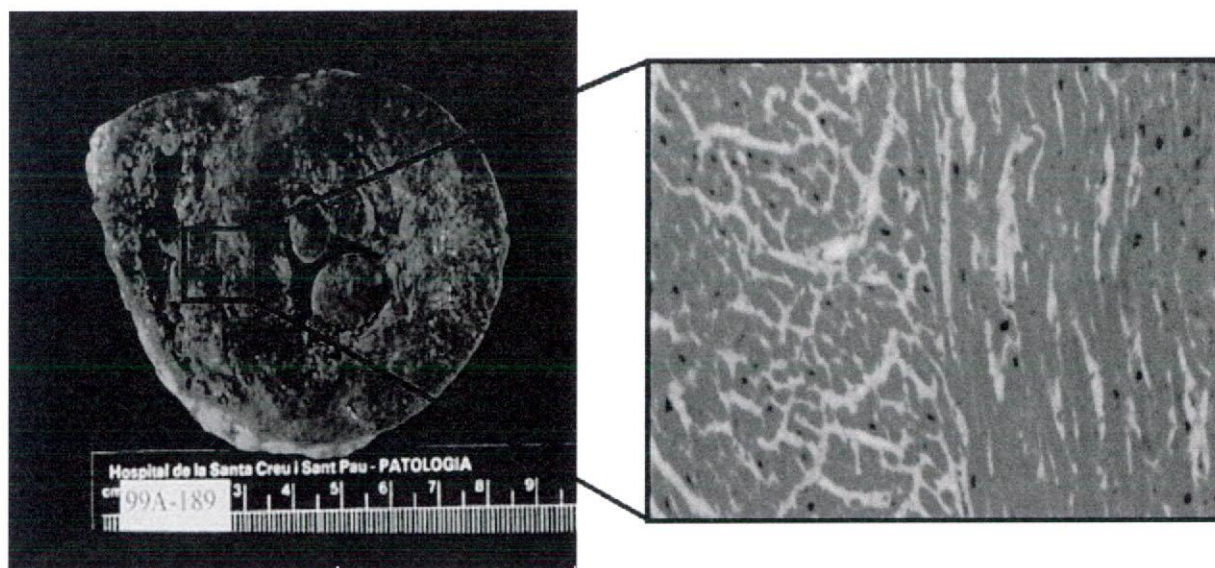


Fig. 4.3 The bilayered disposition of the myocardial fibers in the left ventricular septum is evident by optical microscopy as well as macroscopically

Apex loop (AL) と定義されている²⁾。Fig4.1 に、心臓の螺旋構造と、ローブによりその振れを表した概略図を示す。

Fig4.2 は、健常山羊の心臓を摘出後、心筋最外

膜である心外膜を剥離心筋の走行に沿って剥離展開したものである。心筋の走行は肺動脈基部から始まり、右室を形成し、心尖へ向かい、肺動脈、大動脈方向へ抜けるものであることが確認できた。

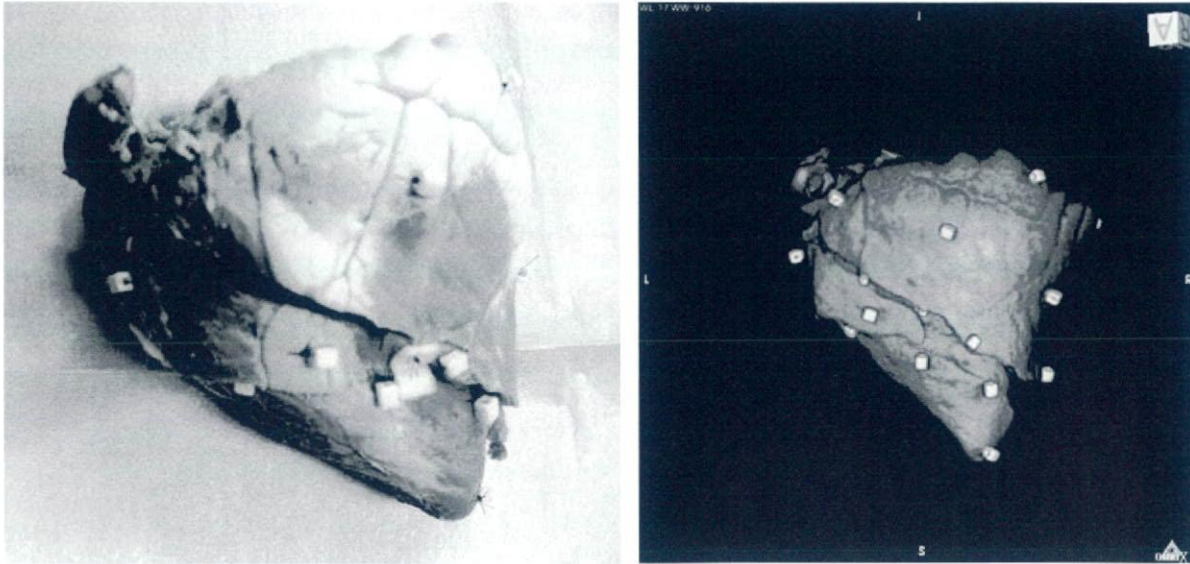


Fig. 4.4 Numerical reconstruction of the goat's heart from the data measured by MDCT, the white-colored plastic markers indicated the center and the edges at each portion of myocardial band unfolded.

心筋収縮補助装置の補助対象である左心室部に着目すると、大動脈から肺動脈に至るまで複雑なねじれ構造を持ちながらほとんど単一方向性を有するバンド状の心筋相から構成されていることがわかる。

4.2.2 心筋の走行方向

Fig4.3は心室中隔壁における心筋繊維の走向を、光学顕微鏡を用いて観察したものである。中隔壁において、異なる走行方向をもつ心筋層の境界があることがわかる³。

また、心筋の走向構造を明らかにするため、健康山羊の心臓を剥離展開したものに樹脂製のマーカーを縫合し、再構成した心臓構造をMDCTを用いて計測した(Fig. 4.4)。マーカーは心筋の走向に沿って目視で取り付けた。これにより、今後心筋の走向方向を工学的に再現することが可能であると考えられ、心筋収縮補助装置の固定方向を決定することができると思われる。この走向性と装置の収縮方向を一致させることにより、生体心の自然な収縮を大きく阻害することのない補助が可能になると考えられる。

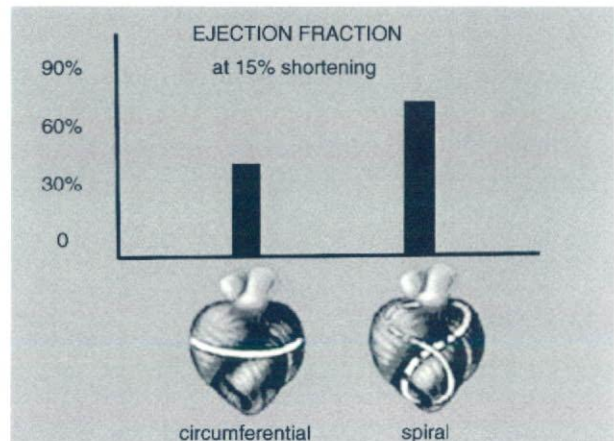


Fig. 4.5 Comparison of ejection fraction in isolated ventricular muscle fibers The changes in ejection fraction are shown with (a) transverse wrap, 30% ejection fraction, to simulate RV free wall transverse muscle, and (b) 60% in the septum, with spiral architecture to demonstrate how fiber angulation alters function⁴⁾.

4.2.3 EF と心筋構造の関係

前述したように心筋の走向は、肺動脈基部から右室を形成し、心尖部から大動脈へ向かう二重螺旋構造になっていると考えられる。

第3.2.1項でも述べたように、心臓のポンプ機能