法政大学学術機関リポジトリ
HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-09

人工筋肉を用いたサポータの開発

相澤, 耕太 / AIZAWA, Kota

(発行年 / Year)
2009-03-24
(学位授与年月日 / Date of Granted)
2009-03-24
(学位名 / Degree Name)
修士(工学)
(学位授与機関 / Degree Grantor)
法政大学 (Hosei University)

修士論文

人工筋肉を用いたサポータの開発

2008年度

システム工学専攻

07R6001

相澤耕太（あいざわ こうた）

指導者　渡辺嘉二郎　教授

DEVELOPMENT OF THE SUPPORTER THAT ADOPTS ARTIFICIAL MUSCLE

Kota AIZAWA

Abstract

It is difficult for the instrument aiming at rehabilitation, such as assistance of movement, and muscular power, to give stress to a user and to use daily.

Then, we propose the supporter which assists and controls movement for preventing rehabilitation and an injury, without applying a burden to a user, and adopt as an actuator BMF of the artificial muscles which are shape memory alloys. We investigated the tensile strength of BMF, and calorific value, and controlled BMFs. We need to reduce current and to increase contraction distance by reducing the number of BMF and using BMF for a long time, in order to create the strong supporter of control.

Keywords

supporter, artificial muscle, shape memory alloy (SMA), BMF

目次

第 1 章　はじめに 5
1.1　研究背景 5
1.2　目標 5
第 2 章　人工筋肉 6
2.1　人工筋肉 6
2.1.1　形状記憶合金 7
2.2　BMF 8
第 3 章　システムの概要 12
第 4 章　仮定と問題 13
第 5 章　基礎実験 14
5.1　引張強度 14
5.1.1　実験方法 14
5.1.2　結果 15
5.1.3　考察 15
5.2　発熱 16
5.2.1　実験方法 16
5.2.2　結果 17
5.2.3　考察 18
第 6 章　実験 19
6.1　実験方法 20
6.2　結果 21
6.3　考察 21
第 7 章　関節の固定 22
7.1　実験方法 22
7.2　結果 23
7.3　考察 23
第 8 章　むすび 24
参考文献 25
付録 1　BMX における検証 26
a　実験 1 26
a-1　実験方法 26
a-2　結果 26
a-3　考察 27
b　実験 2 28
b-1　実験方法 28

b-2　結果 28
b-3　考察 30
c　まとめ 30
付録 2　BMF の加工法 31
謝辞 32

第1章　はじめに

1.1　研究背景

怪我や病気，老化により，筋力が衰えた人は，補助器具やリハビリが必要である．そして回復後でも，運動の補助器具や怪我の再発防止用にサポータなどがしばらく必要となることが多い．器具によっては，階段などの障害に弱く，器具とサポータを併用して使用しなければならない．また高齢化すると，筋力の回復には長期間要し，関節も硬くなり，元の状態に戻るのは難しく，器具やサポータを常時必要とすることもある．このようにして，高齢者や障害者の生活支援，社会参加支援，リハビリ支援を目的とした人間が装着し，自身の四肢の衰えた筋力の補助を行うウェアラブル・ロボティクスの研究について注目が集まっている．また，この研究は，使用者の自立以外にも，高齢化社会に際して，介護・介助側の肉体的な負担を軽減するという介護支援などのように，健常者による使用も視野に入れて研究が行われている．[1]

しかしながら，運動の補助器具は拘束性が高く，強力なモータや空気アクチュエータなどを用いる大掛かりなものであるため，常に運動を行うことが難しい．また装置を着込むという形は，使用者に対してストレスを与え，日常的に用いるのは難しい．そのため，使用者に負担をあまりかけずにすむ補助器具が望まれる．

一方，リハビリにおいては，筋力が衰えている状態で運動を行うと，痛みにより萎縮した筋肉は固くなり，関節の可動範囲を狭めるため，可動範囲内を抑えて繰り返し運動を行い，徐々に可動範囲を広げるという長期的な抑制された運動が必要となる．

このようにして，回復，およびリハビリにおいて長期間使用するにあたっては，筋力の補助と可動範囲の抑制，固定という 2 つの面が必要であり，ウェアラブル・ロボティクスのように，人の動作を阻害せず，汎用性の高いものが求められている．

1.2　目標

現在のウェアラブル・ロボティクスは大掛かりであり，また拘束性が高く，ストレスを与える．軽度の障害者や回復後などに対してはそこまで必要とせず，サポータの利用と小型の補助器具によってことが足りる．しかし，先に挙げたように，完全に回復するまでは長期間の可動範囲を制限しつつ運動を行う必要があり，そのためには，適度な補助と可動範囲の抑制，固定が必要である．そこで，大掛かりな器具を必要とせず，運動の補助と抑制を同時に備え，必要最低限の装着で済み，環境障害に強い汎用性の高い器具を考える．このため，アクチュエータは柔軟な材料による伸縮，屈曲，ひねりなどの複雑な運動に耐えられ，それらの組み合わせによる柔軟な構成を組むことが容易であるものが望まれる．

以上より，私たちは細く柔軟性のあるアクチュエータである人工筋肉を布の中に織り込み，使用者に負担をかけずにリハビリ，怪我の再発防止を目的とした運動を補助・抑制するサポータを提案する．本論文では，指の運動の抑制を行うことができるか検証する．

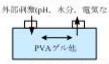
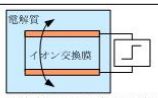
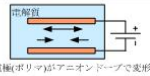
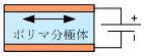
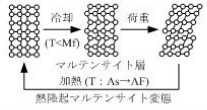
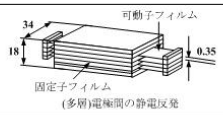
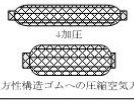
第2章　人工筋肉

2.1　人工筋肉

人間が装着し，自身の四肢の衰えを補助するような「ウィアラブル・ロボティクス」分野や，低侵襲治療のためのカテーテル，バイオ分析のための微小流体制御部品などの「ナノ・マイクロデバイス」分野では，モータに変わる新しいアクチュエータとして人工筋肉アクチュエータが注目を浴びている．主な理由として，柔軟な材料による伸縮，屈曲，ひねりなどの複雑な運動へ形態と，それらの組み合わせによる柔軟な構成を組むことが容易である．人工筋肉には厳密な定義は存在しないが，「人間の筋肉のように柔らかく伸縮するアクチュエータ」の総称として使われることが多い．[2]

以下の表に，人工筋肉と呼称されているアクチュエータの一覧を示す．

表 1　人工筋肉技術一覧

人工筋肉材料		動作原理	発生応力	変位量	動作速度	特徴	問題点(現状の課題)
高分子材料	ポリマーゲル		0.3MPa	40%	0.1Hz	・伸縮量大 ・形状保持される ・吸収剤、クッション剤としても応用可能	・応答性低い ・耐久性低い ・小型化不利 (外部に供給槽必要)
	ICPF		0.1kPa	10%	50Hz	・高速応答 ・印加電圧 (<2V)	・屈折動作のみ ・停止不可 ・電解質の保持 ・発生力低い ・ドライ環境下での特性維持
	導電性ポリマー		5MPa	10%	5Hz	・中速応答 ・形状保持 ・効率高い (>5kJ/kg)	・耐久性低い (現状数10回) ・電解質の保持 (ドライ環境下での特性維持)
	圧電ポリマー		4MPa	0.20%	0.1Hz	・高速応答 (>1kHz) ・PZTに比べて柔軟 ・ドライ環境で動作可能 ・センサとして応用可能	・発生力/伸縮率低い
	電歪ポリマー		3～7MPa	100%	10～100Hz	・高速応答 ・伸縮量大 ・低コスト ・ドライ環境で動作可能	・高歪時の耐久性低い ・印加電圧高い (>1000V)
形状記憶材料	形状記憶合金		300MPa	5%	0.2～0.3Hz	・発生力高い ・高伸縮構造構成容易	・応答性低い (とくに冷却時) ・エネルギー効率低い
	形状記憶ポリマー	ガラス転移温度以上で弾性係数が大きく低下する→変形容易	4MPa	100%	0.1Hz	・高伸縮 ・柔軟素材	・応答性最も低い→アクチュエータには不向き ・エネルギー効率低い ・発生力低い
静電力	静電アクチュエータ		0.05MPa	10～50%	1kHz	・高速応答 ・高伸縮 (設計により無限大)	・発生力弱い ・高電圧駆動 (高出力時)
空気圧	マッキベン型、FMA		システムに依存	システムに依存	1～5Hz	・発生力と伸縮のバランス良(空気圧で自由設計) ・粘弾性特性が筋肉に類似	・別途空気源が必要(ポンプ、コンプレッサ) ・音の発生
人間の筋肉		アクチン，ミオシンで構成される各フィラメントのすべり運動	0.4MPa	40%	10Hz		

代表的なものとして，ポリマーゲル，空気アクチュエータが挙げられ，ロボットや医療機器，介護補助などに用いられている．しかし，外部に供給源を必要とし，複雑な構成を組むことが難しい．

それに対し，形状記憶合金は電気による伸縮が可能であり，制御が容易で非常に扱いやすい．非常に細く，加工がしやすいため，様々な形に対応することができる．また，マイクロアクチュエータにおいて，形状記憶合金は，静電アクチュエータ，圧電アクチュエータ，ポリマーアクチュエータなどよりも，発生応力と変形量のいずれの点でも優れている．そこで，本研究では，形状記憶合金を用いることとする

2.1.1　形状記憶合金

形状記憶合金（SMA：shape memory alloy）は，発生力と変形量のいずれの点でも優れたアクチュエータである．SMA アクチュエータは，一般に応答性が悪く動作が遅いイメージをもたれているが，熱容量によって加熱あるいは冷却に時間を要するだけであり，マイクロ化すれば，わずかなエネルギーによって急速に加熱変形させることができる．また放熱も高速になるので，自然冷却だけで短時間で低温型に戻すことができ，特別な冷却機構も必要ない．アクチュエータを細経化して抵抗値を高くすれば，SMA への直接通電による加熱も可能になり，ヒーターを用いずに単純な構成で駆動ができる．

形状記憶特性を有する合金は，Cu-Zn-Al，Cu-Al-Ni，Fe-Si-Mn をはじめ数多くの種類が発見されているが，繰り返し変形時の耐久性に優れ，変態温度のヒステリシスが小さく，広く実用的に使用されているのは Ni-Ti 系合金である．

形状記憶効果と変態の挙動は，結晶格子の変化によって図 1 のように説明される．

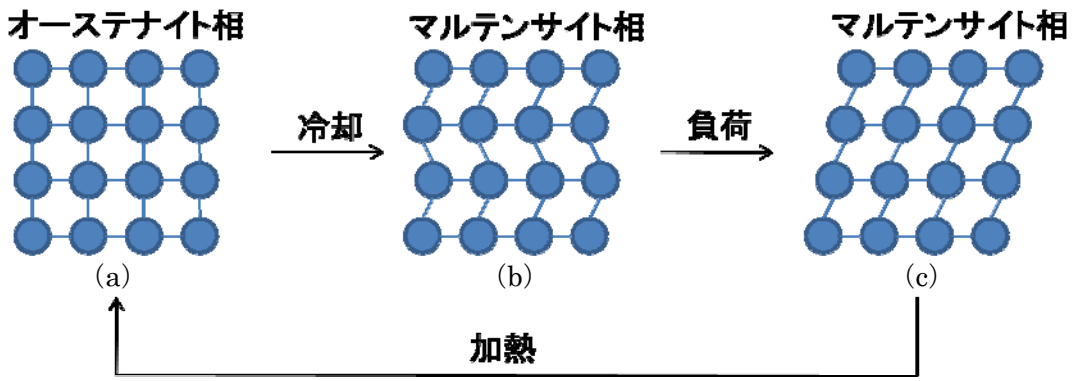


図 1　結晶格子の変形と形状記憶効果の原理[3]

高温ではオースナイト相（母相）であるが（図 1（a)），冷却するとマルテンサイト相の結晶構造になる．これは原始の拡散を伴わない剪断変形であり，本質的には非常に短い時間で変形が完了する．通常は，図 1（b）に模式的に示した A と B のように向きの異なるマルテンサイト相が他方向に生成し，互いの変形を相殺するので，冷却時には合金全体としての形状変化はほとんど生じない．外力を加えることによって図 1（c）のように SMA を変形させ，これを加熱すると，高温ではオーステナイト相（母相）になり，記憶していた形状に戻る．通常の金属では外力によって生じたすべり変形は，もとに回復せずに永久変形

になるのに対して，SMA は図 1（a）～（c）のサイクルを繰り返して変形させることができる．

安定して繰り返し動作させるためには，SMA の素材自体の歪みを数%程度以内にするのが設計の目安となる．SMA では，通常の弾性ばねの場合と異なり，負荷の増大に伴ってヤング率が低下していき，変位と荷重の関係は非線形になる．実際に用いるアクチュエータの発生力-伸びを実測し，特性を把握しておくことも重要である．

2.2　BMF

本研究では，形状記憶合金である『バイオメタル・ファイバー（以下，BMF）』（トキ・コーポレーション株式会社）を用いる．BMF は Ti-Ni 系形状記憶合金を原料にした繊維状のアクチュエータである．

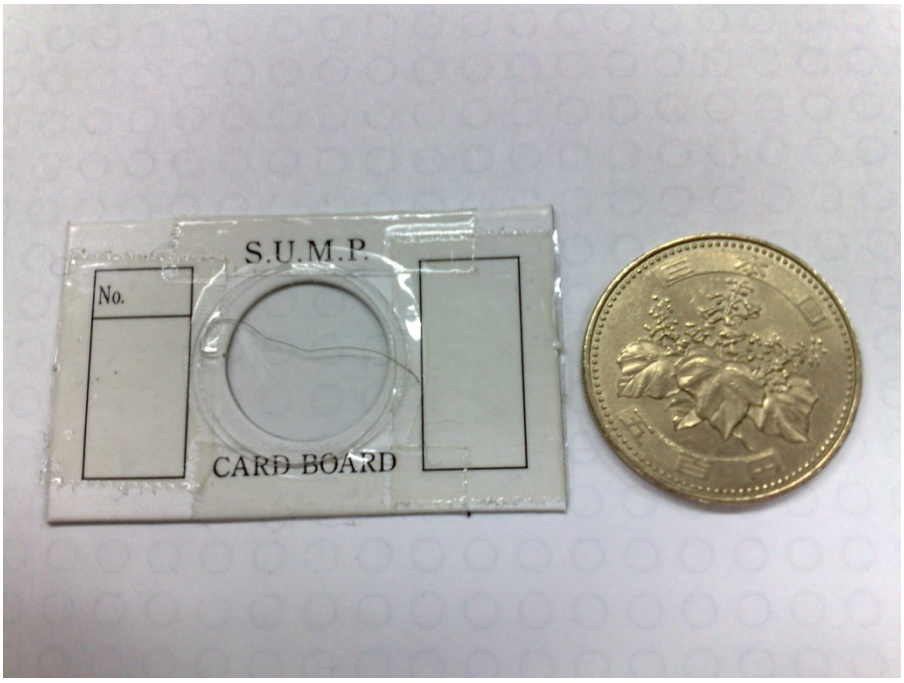


図 2　BMF75

一般的な形状記憶合金は，小さな結晶が集まってできた多結晶体で，加熱，冷却による結晶構造の変化を利用している．

しかし，変形の過程で内部に形状記憶効果の大変形に遅れる部分が発生すると，組織的に不安定な状態が存在することとなり，繰返し動作に伴い，変形を起こさなくなる．その結果，元の状態に戻ることが困難になり，アクチュエータとしての機能を満たさなくなる．BMF は運動方向を特定方向（引張方向）に限定することにより，各結晶の大きさと運動の方位を揃えることを可能とした．このため，大変形に遅れる部分が少なくなり，安定して

変形が行われるようになった．これにより，繰り返し大きな運動ひずみを取り出せる引っ張り方向に特化した繊維状の人工筋肉型アクチュエータとなっている．

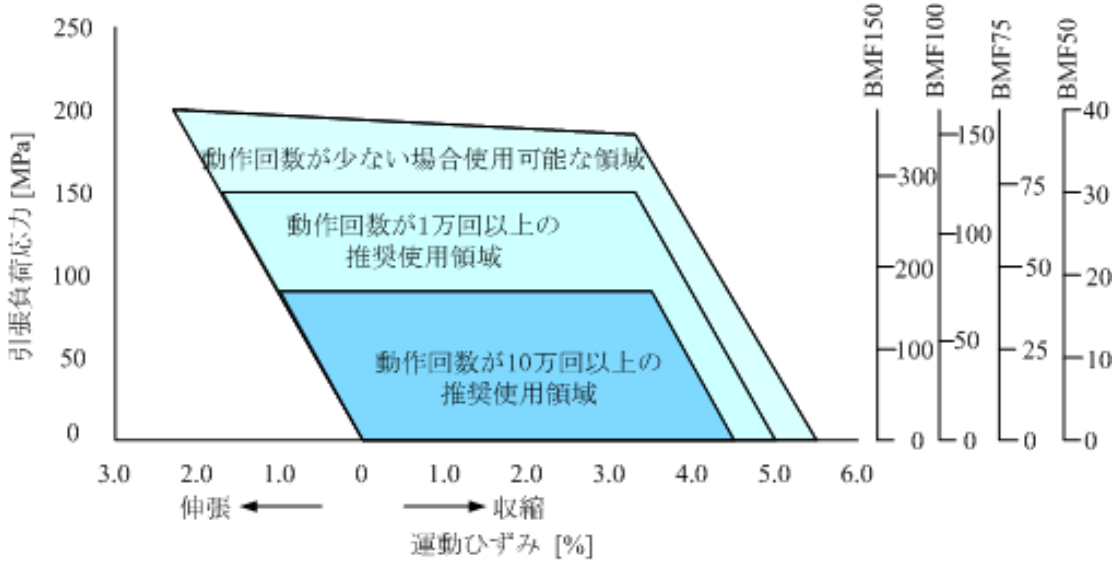


図 3　BMF の推奨加重と実用運動ひずみ

形状記憶合金であるため，BMF は熱を加えることにより，収縮し，冷却期間をおき元の長さへ戻る．そのため，電流を用いて収縮させることが可能であり，また電流の大きさで引張負荷応力を任意に設定することができる．

BMF は，形状回復域全体に及ぶ非常に大きな二方向性形状記憶効果があり，加熱すれば収縮して硬化し，冷却すれば柔らかく弛緩して自身で伸張する．つまり，低温時と高温時の二つの長さを記憶した筋肉のようなアクチュエータと考えることができる．運動を長さ変化だけに限定することで，管理も簡単となっている．バイオメタルを細線の状態で，伸び縮み方向に使えるようにしたものが BMF である．

BMF は電流を流してニクロム線のように発熱して動かす，電気・熱駆動方式のアクチュエータである．これは一般的な SMA より電気抵抗が高いためで，より小さな電流で加熱駆動できることを意味している．BMF は線径が太いものほど大きな力を出るが，通電電流も大きく，冷却時の反応が鈍くなる．反対に線径が細いものほど発生できる力は弱くなるが，通電電流は少なく，応答速度も速くなる．操作力は，ほぼ断面積に比例し，操作量は，太さが異なってもほとんど同じである．

BMF100 を例に挙げると，温度を上げていくと少しずつ収縮しはじめ，70℃を越えると急激に収縮して 80℃でほぼ収縮を終えます．冷却時は，75℃くらいから弛緩，伸張し始め，60～70℃でほぼ伸張し終える．いわゆる温度ヒステリシスは，10℃以下で，BMF は，一般的な SMA の線材と比べ，温度のヒステリシスが非常に小さく，より大きなひずみを有効に取り出せる．70℃から 80℃の温度間を往き来するだけで，BMF100 の持つ操作ひずみの多

くを取り出すことができる.緩慢なイメージが強い従来のSMAのアクチュエータと異なり，応答性の良いアクチュエータや連続した往復運動を回転運動に変換するアクチュエータを可能にする．運動ひずみを50%以下に限定し，温度-ひずみ線の傾きの強いところだけを利用すると2～3%のひずみを空気中で数Hzの速度で連続的に取り出すこともできる.

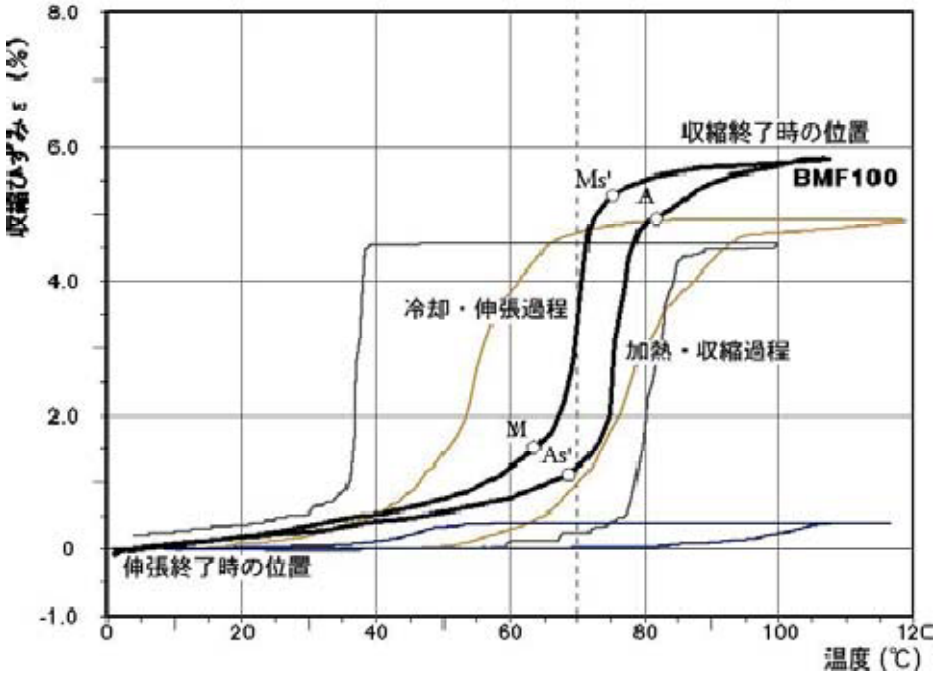


図4　温度-ひずみ特性

以下に，BMF のデータシートを載せる．この値は製造過程や加工によって異なるため，実験を通して，値を決める必要がある．後に載せる付録1　BMX における検証にてバイオメタルの電流，電圧などの値を記す．本論では，統一して BMF を用いて提案するシステムを検証していく.

表 2　BMF データシート

BMF	BMF50	BMF75	BMF100	BMF150
線材直径：φmm	0.05	0.075	0.1	0.15
実用発生力：gf	30	50	80	180
実用運動ひずみ：%	4.5	4.5	4.5	4.5
標準駆動電流：mA	80	140	200	340
標準駆動電圧：V/m	42.2	35.4	27	20.7
標準電力：W/m	3.37	4.63	5.4	7.05
標準抵抗値：Ω/m	528	236	135	61
引っ張り強度：Kgf	0.2	0.45	0.8	1.8
重量：mg/m	12.5	28	50	112

第3章　システムの概要

以下に，BMF の収縮を用いた動作の抑制について示す．使用者の初動，または外部からの負荷を受け，それに連動して BMF が収縮する．BMF が収縮することにより，関節に備え付けたサポータはサポータ間の隙間を埋めることにより，可動範囲を狭め，固定することとなる．これにより，指の動作の抑制を行う．

主な方法を以下に示す．

① 関節周囲に織り込んだ BMF を収縮させ, 関節を覆っているサポータの周囲が短くし，可動部を締め付けることによって，固定する．

② 付け根に向かって引っ張ることにより指を現状の角度で固定する．

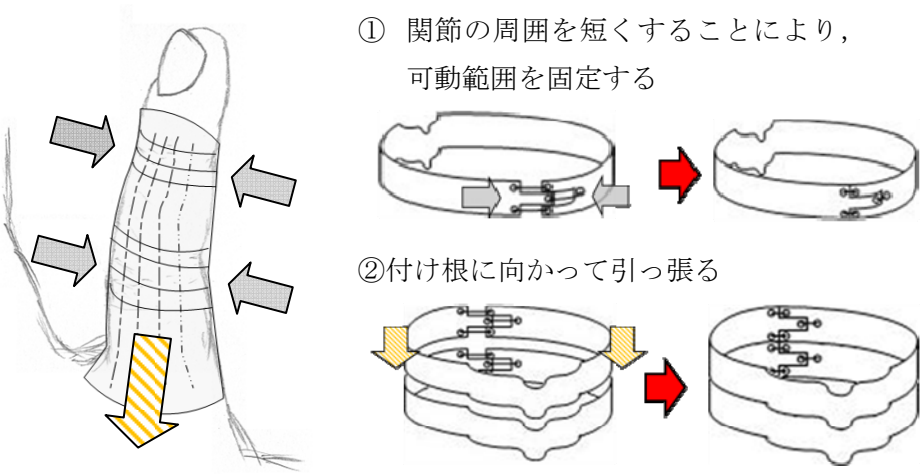


図 5　BMF の収縮による動作の抑制

収縮速度などの調整は BMF に流す電流で行う．外部からの負荷を受け，それに適した動作を行うように人工筋肉を動かす．このとき，人工筋肉を動かすために，任意の電流量，通電時間をマイコンから制御する．

第4章　仮定と問題

人工筋肉，およびシステムにおける仮定と問題を以下に示す.

本研究では簡略化のために，次のように仮定する.

A)　装着した指を動かさない

人工筋肉を収縮させるのは必要時に動作の抑制・固定を行うためである．そのため，人工筋肉の収縮を行った後に，装着した指を必要以上に動作させることはないとする.

B)　指の動作は一軸とする

指関節の一箇所のみを抑制・固定する.

人工筋肉，およびシステムを実現するにあたり，次のような点を明らかにする必要がある.

A)　人工筋肉の引張強度

B)　人工筋肉から発生する熱

C)　想定するサイズでの人工筋肉から得られる応力

以下の実験において，以上の点を明らかにする.

第5章　基礎実験

ここでは BMF の引張強度と発熱量を調べる．以下，BMF75 を用いて行っていく．

5.1　引張強度

どの程度の負荷まで耐えられるのか，通電時に負荷をかけるとどのような変化が起こるのかを知るために，平常時，収縮時の BMF の引張強度を調べる．

5.1.1　実験方法

BMF の長さは 40mm で行う．実験には引張試験機（株式会社トート DIANOS-A2）を用い，切断までの引張強度[g]と伸張率[%]を見る．平常時と使用時の結果を見るために，0V，1.5V，3.0V，5.0V の電圧を加えて行う．安定化電源（株式会社ケンウッド ティー・エム・アイ PA18-2A/AL）を用い，このときの電流も測定する．

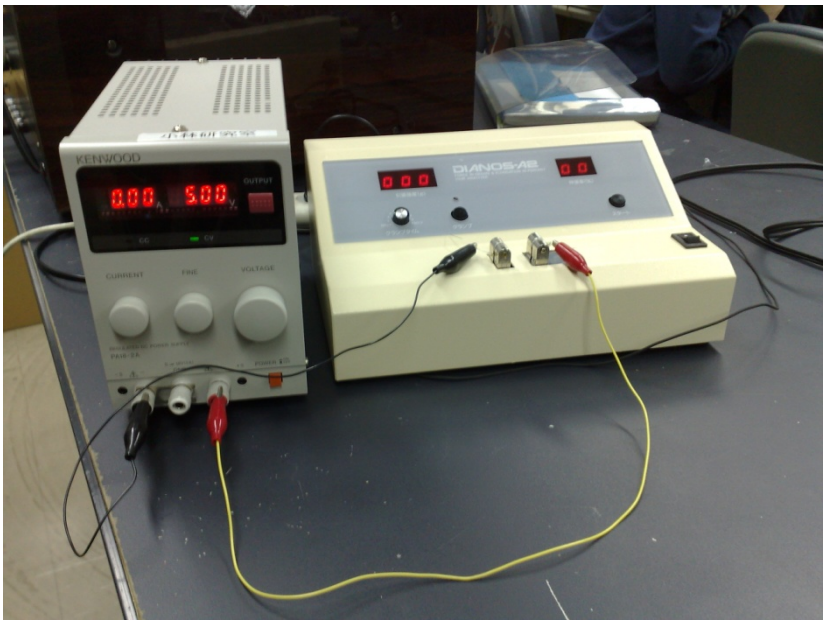


図 6　引張強度実験

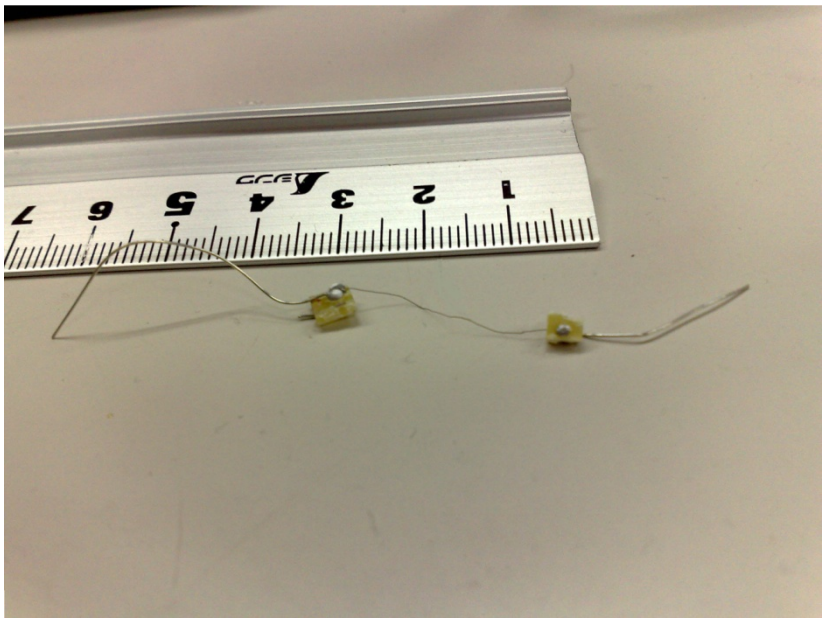


図 7　引張試験用に加工した BMF

5.1.2　結果

以下に，結果を記す．電流の値は通電直後の最大の値とする．

1.5V ごとに 200mA 増えていった．1.5V では 2s 以降，徐々に BMF が引き伸ばされ，切れたが，3.0V では BMF が収縮したまま切れた．5.0V では BMF が赤くなり，負荷をかけたとたん切れてしまった．伸張率は図 3 に示した運動ひずみの伸張率を大きく上回った．

しかし，1.5V にて，切れる前に滑らかに伸び始めた段階で実験を止めた BMF は，冷却時間をおいても元の長さには戻らなかった．

表 3　引張強度と伸張率

電圧 [V]	引張強度 [kg]	伸張率 [%]	電流 [mA]	耐久時間 [s]
0	0.246	39	—	—
1.5	0.273	60	200	5.9
3.0	0.134	15	400	1.9
5.0	0	0	—	—

5.1.3　考察

1.5V では電流が流れ始めてから収縮を終えるまでに時間がかかったため，変形の過程で内部に形状記憶効果の大変形に遅れる部分が発生し，組織的に不安定になってしまい，伸びやすいという形になってしまったと考えられる．伸張率を超えた場合も形状記憶効果の大変形が狂い，組織的に不安定になってしまい元の形へ戻らなくなってしまった．一方，3.0V では収縮までの時間が短かったため，収縮後は硬直し，伸び率が低くなり，また強度

が下がったと考えられる．強度は推奨範囲を超えた電圧をかけているため，過剰な熱を受けたためもろくなったと考えられる. 特に 5.0V では推奨範囲外を大きく逸脱していたため，燃えてしまい，負荷に耐えられなくなってしまった.

安定して扱うには 1.5V であり，一時的に強い引張応力を必要とするならば，3.0V となった．ただし，それぞれ収縮までの時間と適した通電時間が異なっている．これらをもとに，以下の実験では，限界通電時間を 2s として行っていく.

また，1.5V ごとに 200mA ずつ増えていることより，30mm での BMF75 の抵抗値は 7.5Ω であることがわかる．この値はデータシートと異なる．以下の実験では，この値を用いていく.

5.2 発熱

形状記憶合金は熱により収縮するため，安全な範囲内で扱えるか知るために，発熱について調べる．次の収縮を行うための冷却時間を十分にとらず，連続で使用したときの温度上昇と，もとの温度へ戻るまでにどの程度時間がかかるのか調べる.

5.2.1 実験方法

6 本の BMF を並列に組み, 安定化電源を用いて, 限界通電時間とした 2 秒間通電させる. 連続で使用した場合を見るため, これを 2 秒間おきに行う. 電圧を 1.5V, 3.0V, 室温を 20℃, 23℃，通電時間を 30s，60s としてそれぞれの条件で行う.

測定は，BMF 間にサーミスタを挟み，データロガー（株式会社キーエンス NR-2000）にてサーミスタの電圧変動を記録し，そこから温度を求める.

BMF は図 6 のように枠とゴムを利用して張られた状態で固定する．この上に風の影響を受けないよう布を被せる．BMF は長さ 650mm のものを折り返し巻き付けたものを加工し，40mm を 16 本並べた状態を再現した.

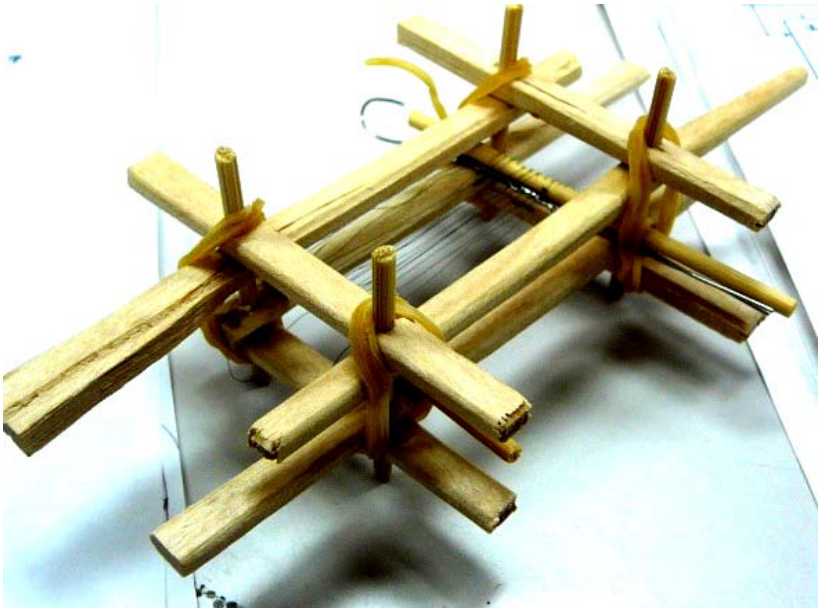


図 8　固定用枠と BMF

5.2.2　結果

以下に，各条件の時間ごとの温度変化を示す.

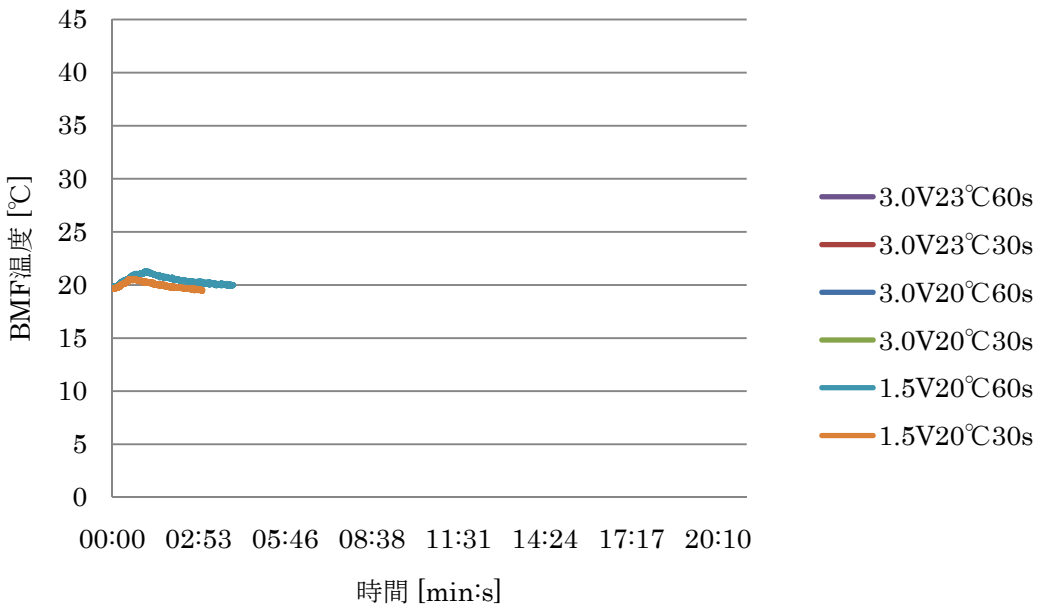


図 9　時間と温度変化

最高温度は 42.1℃となった．これは 3.0V にて室温 23℃のときに 1 分間行ったときであった.

各条件で，1℃上がるまでにかかった時間と通電回数は次の通りである．1.5V，20℃，30s では 1℃まで上がらなかった．

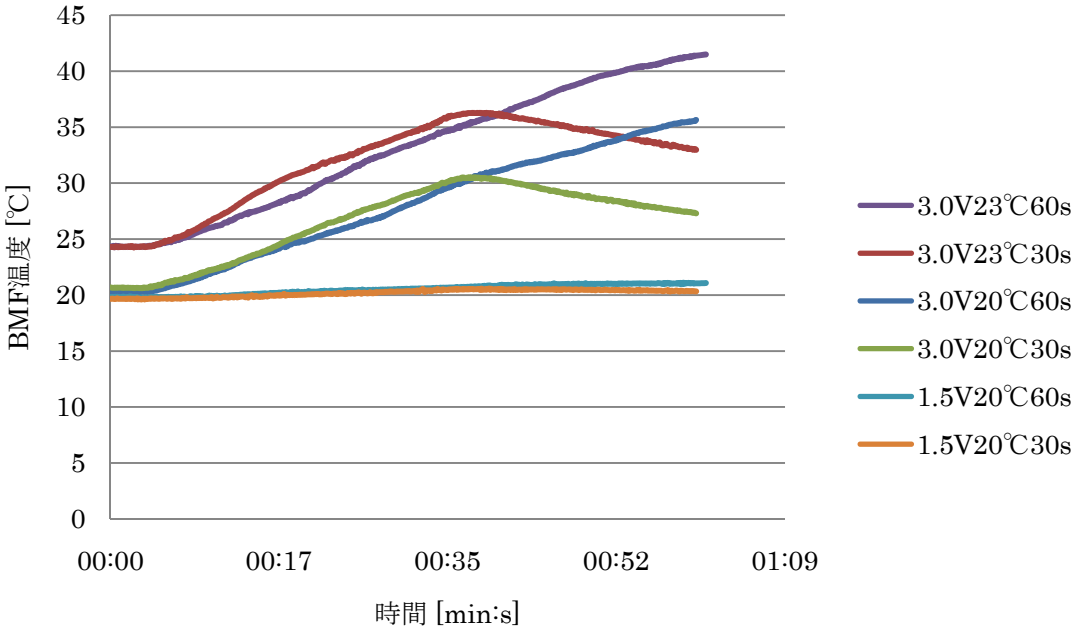


図 10　時間と温度変化(60s 間)

表 4　1℃上昇するまでの所要時間と通電回数

電圧室温時間	所要時間 [s]	通電回数 [回]
3.0V23℃60s	8.3	2
3.0V23℃30s	7.4	2
3.0V20℃60s	8.2	2
3.0V20℃30s	8.5	2
1.5V20℃60s	39.6	10
1.5V20℃30s	—	—

5.2.3　考察

短時間での繰り返し動作での結果，最高温度が 42.1℃であったが，8 分ほどでおおよそもとの温度へ戻るため，人に装着しても低温やけどなどを起こさないと思われる．または低い電位ならば発熱量を抑えることができるため，長時間でも連続して使用が望める．温度上昇におおよそ線形的な関係がみられるため，通電回数からサポータ内の温度上昇の推定を行うことができる．通電回数より，サポータ内の温度上昇の推定と冷却時間の決定を行える可能性がある．

第6章　実験

提案するシステムの作成前に，引張応力，複数本の BMF の動作，およびその回路について検証する．

4.1 引張強度の結果より，1 本の BMF に流す電流を 200mA 以上とし，抵抗の値は 7.5Ω として扱う．回路シミュレータ（Linear Technology Corporation LTspiceⅣ）を用い次の回路に決定した．30mm の BMF，4 本を並列に組み，それをひとつのアクチュエータとして扱う．これを 2 組作り，それぞれのダーリントン回路を介して 1s 間通電するようにした．それぞれにかかる電圧を確認するため，片方が動き出すと 0.2s 遅れてもう片方が連動して動作させる．それをもとに張力を知る．

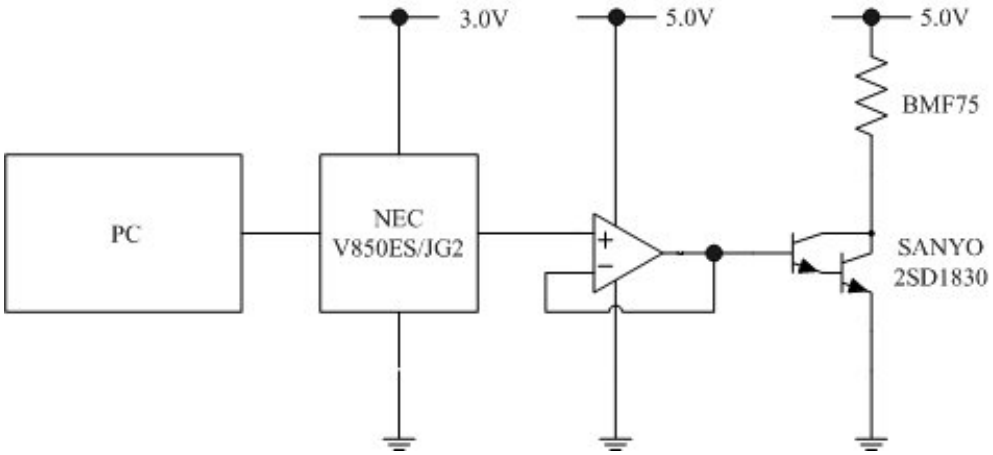


図 11　作成した回路

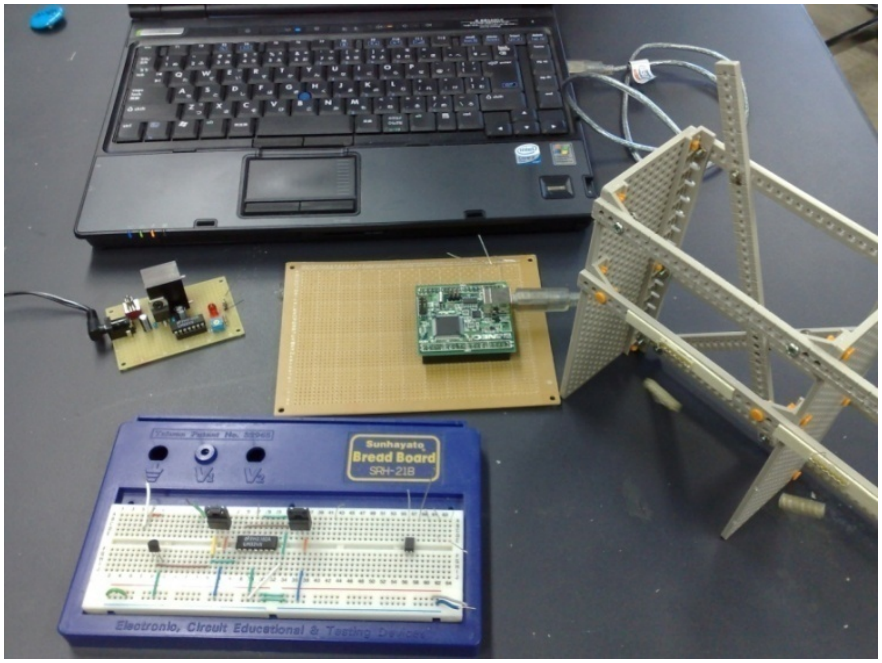


図 12　実験概観

6.1　実験方法

BMF に錘を吊るし，持ち上がる様子を観察する．錘は 10g ずつ加算していく．はじめに 1 組だけで行い，次に 2 組それぞれに錘を吊るして行った．

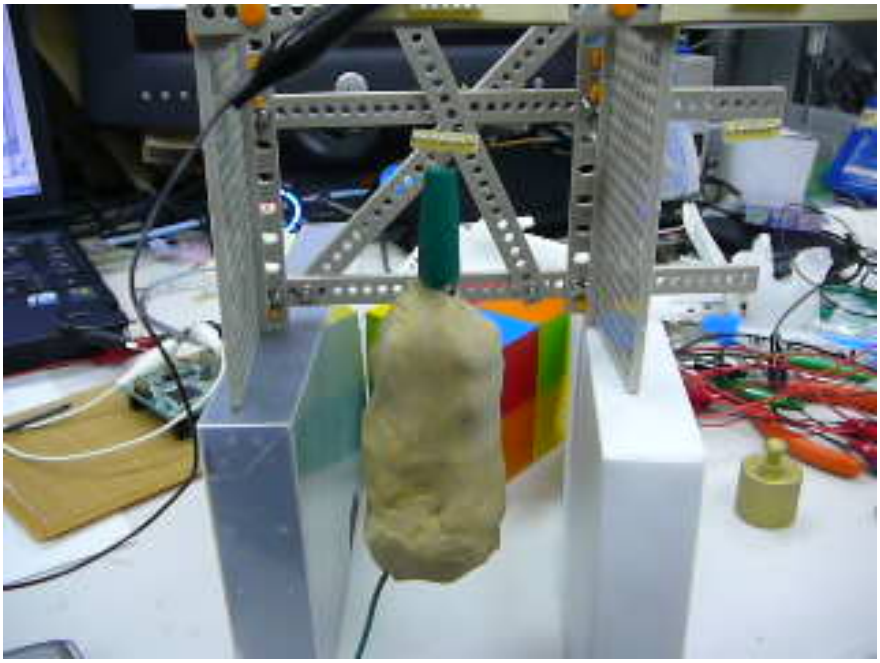


図 13　実験風景

6.2　結果

片方のみに錘を吊るした場合，120g の錘を持ち上げることができた．連続して 10 回ほど繰り返し通電させた結果，わずかに本来の長さよりも伸びた．冷却時間を置くと元の長さに戻ったが，若干のよれが残ったように感じられる．

2 組を同時に動かした場合では，力が弱く 50g ほどまでしか持ち上げることができなかった．また通電時にかかるダーリントンでの電位差は 1 組の場合の半分となってしまい，さらには電圧の値が不安定になってしまった．片方のダーリントン回路が通電すると，もう片方のダーリントン回路に影響が出てしまった．

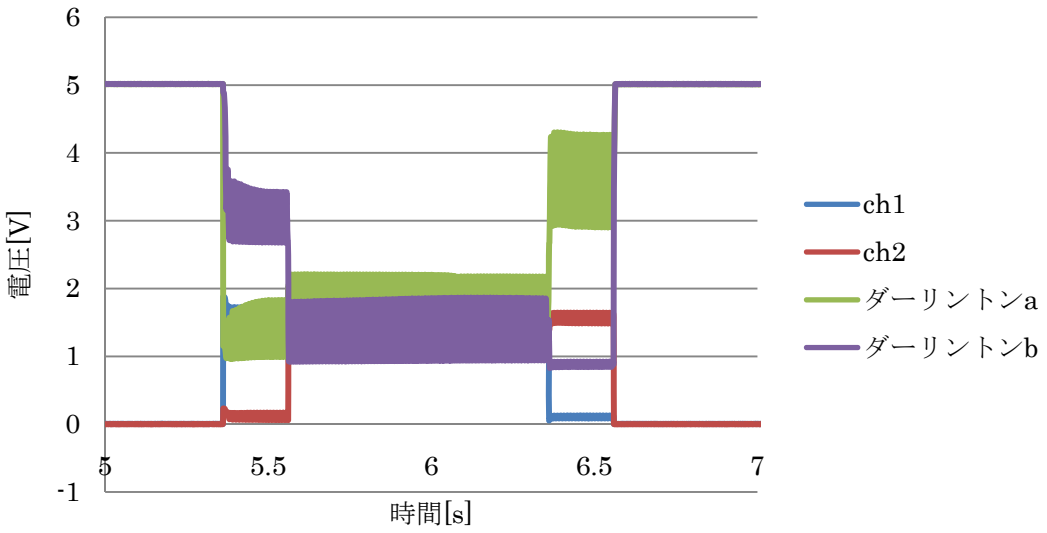


図 14　BMF にかかる電圧とダーリント回路の電位差

6.3　考察

BMF を複数本使用することにより，1 本よりも強い力を得ることができた．しかし，本数が多くなると，電流も多く必要になる．今回はさらにはボルテージフォロアの電圧を 5.0V から取っていたため，BMF を通電させたときに流れる電流が減ってしまった．その結果，5.0V とダーリントン回路の電位差が 1 組の場合の半分となってしまったと考えられる．

第7章　関節の固定

提案するシステムでの横方向への収縮による関節の固定を行う．動作にあたり，一軸の模型を用いて行う．これに際して，図 11（a）の指のモデルを作成した．指のモデルの太さは 1 辺 10mm とした．一軸は先端に 60g ほどの重りを吊るしても耐えられるものとした．

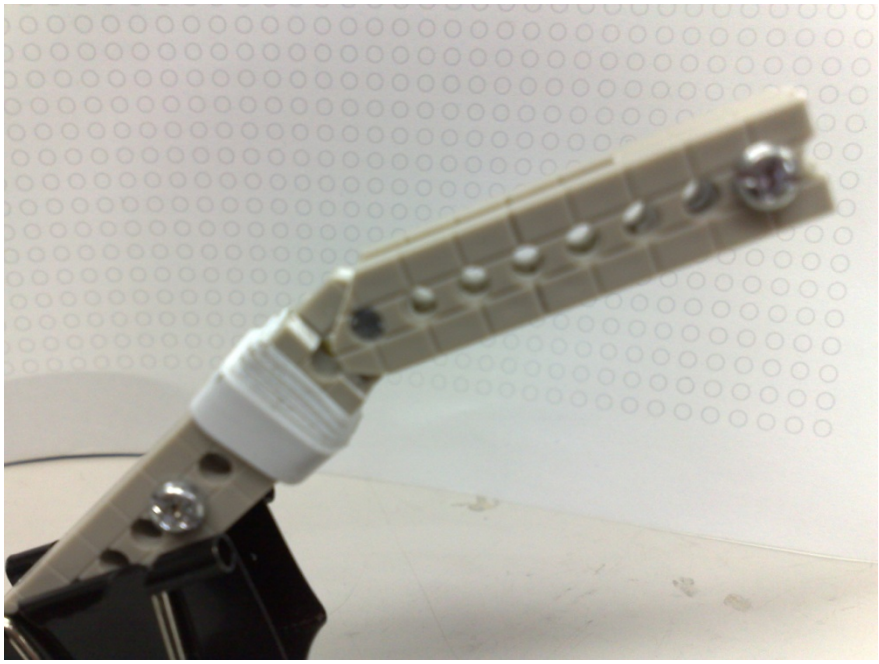


図 15　指のモデル

第 3 章に示したように，関節周りのサポータの周囲を短くすることにより，可動範囲を狭め，関節を固定する．

7.1　実験方法

本実験では指を挟んだ板同士を引っ張ることにより，可動することができる隙間をなくすことにより，指を固定する．板を線で引っ張るよう U 字に BMF を固定する．指の両脇にそれぞれ組む．1 本の BMF に流す電流を 200mA 以上とし，長さ 30mm とする．

安定化電源を用いて，3.0V により行う．

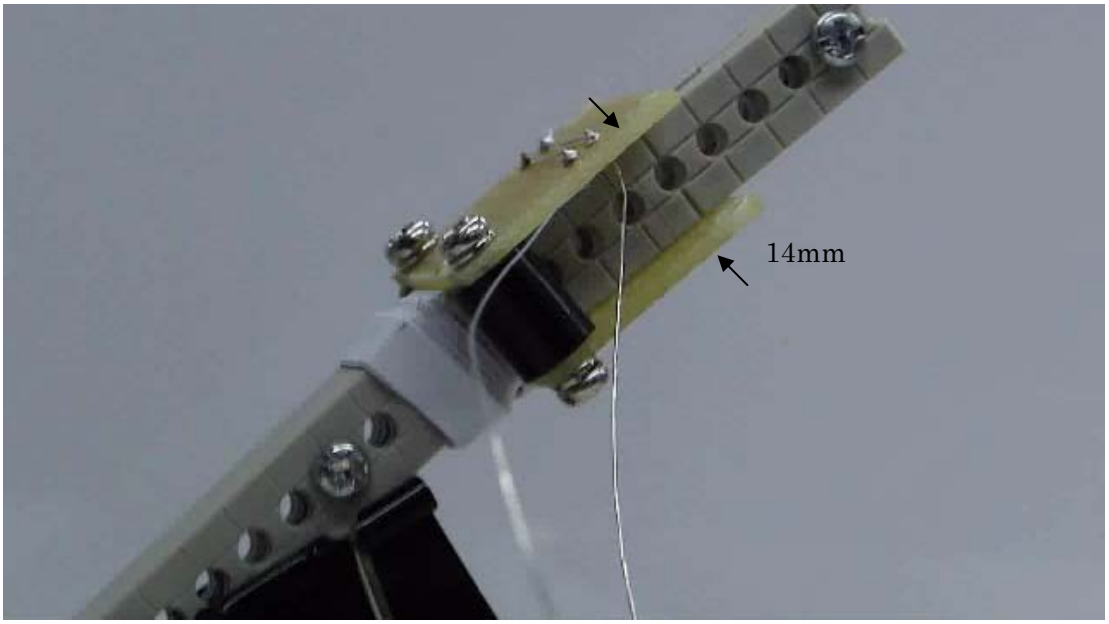


図 16　板を用いたサポータのモデル

7.2　結果

収縮までに，最大で約 0.1s かかった．先端に先ほどの負荷をかけても関節は固定された状態を保った．

7.3　考察

提案する手法の横方向の収縮による固定を実験で確認した．BMF 使用を推奨範囲内で行ったため，収縮率が 5%程度であると思われる．そのため，本実験では，隙間をあまり作ることができなかったため，可動範囲を劇的に狭くするということはできなかった．しかし，横方向の収縮を行うリング状のものを複数用意することにより，指の動きにそうことにより，可動範囲を広くとることができる．これと併せて縦方向の収縮によって，指の動きの固定が可能と考えられる．

第8章　むすび

本研究では，人工筋肉 BMF を用いて人の動きを必要時に抑制する手法を提案し，指のモデルの動作の固定を行った．実用に際しての安全や BMF の有用性を知るために，BMF の引張強度，発熱を調べ，複数本の BMF の制御とその応力を調べた．

引張試験より，以降の実験では 30mm の BMF は 7.5Ω，限界通電時間を 2s とした．発熱による温度上昇を調べ，やけど，低温やけどを起こす可能性が低いことを確認した．BMF を複数本用いた場合では，その分の電流の量が増えてしまう．

今後は，より強固な固定を行うため，提案したシステムの縦方向の収縮を試みる．可動範囲をより広くするには，固定するためのリングを多く用いることによって，実現ができる．縦方向への収縮によってリング間の隙間を埋めることにより，より強固かつ広い範囲での固定が可能であると考えられる．

しかし，BMF の本数が増えてしまうため，必要とする電流の量が増えてしまう．少ない本数で組むために BMF を長くするか，より太い BMF を用いる必要がある．ただし，これらも同様に抵抗値が上がるため，必要とする電圧，電流も増えてしまうため，バランスを考えて設計する必要がある．

参考文献

[1]池内康：歩行アシスト制御系の構築，Honda R&D technical review Vol.19，No.2，p154-159(2007)
[2]堂埜茂・斎藤亮彦・桑田亨：人体装着に適した網目 SMA 人工筋肉，松下電工技報 Aug.2003，p55-63
[3]長田義仁：ソフトアクチュエータ開発の最前線，エヌ・ティー・エス，p365-367
[4]熊本水頼：ヒューマノイド工学 生物から学ぶ 2 関節筋ロボット機構，東京電機大学出版局，p31

付録1　BMX における検証

人工筋肉 BMF を扱うにあたり，BMF の特性を確認する．BMF の収縮率は製造状況や器具への加工，また使用環境下の温度などにより異なるためである．そのため，電圧を基準として，電流，抵抗，収縮率に知る必要がある．ここでは，電流を少なくて済み，収縮率が大きい『バイオメタル・ヘリックス(以下，BMX)』を使用する．BMX とは，BMF をコイル径 D/ 線径 d 比の非常に小さい，密な極細のコイル・スプリング状に加工したものである．

本実験では BMX の線材直径，長さによって，電流，抵抗，収縮率がどのように異なるかをみる．以下の表に，本実験で扱う BMX の詳細をまとめる．用いるものは 4 種類の BMX（BMX50，BMX75，BMX100，BMX150）．各長さは，1.5V での駆動を元にして推奨される長さとする．伸張時の長さは使用条件より，限界まで伸ばした状態とする．このため，実験回毎に各 BMX の長さは変わることがある．

表 5　BMX データシートおよび加工条件

BMX	BMX50	BMX75	BMX100	BMX150
標準コイル径：Dφmm	0.2	0.32	0.4	0.62
線材直径：dφmm	0.05	0.075	0.1	0.15
コイル径線径比：D/d	4	4.3	4	4.1
実用発生力：gf	3~5	5~10	10~20	20~40
運動変位(長さ変化)：%	200	200	200	200
標準駆動電流：mA	50~100	70~120	100~150	200~300
標準抵抗：Ω/m	3600	1600	900	400
長さ：mm	8	10	20	20
抵抗値：Ω	28.8	16	18	8

本実験では電圧と電流の関係をみる．ここでは BMX の抵抗としての電圧降下を無視し，安定化電源を用いる．常温での使用を考え，使用環境下の温度による影響は無視する．

a 実験 1

a-1　実験方法

BMX に負荷をかけず，各々の限界まで伸ばし，収縮がほぼ収まるまで電圧をかけ，電流をみる．電圧をかける端子間は収縮時の長さとする．

a-2　結果

負荷をかけずに電圧をかけた結果を以下に示す．電圧毎の電流の結果を次に示す．

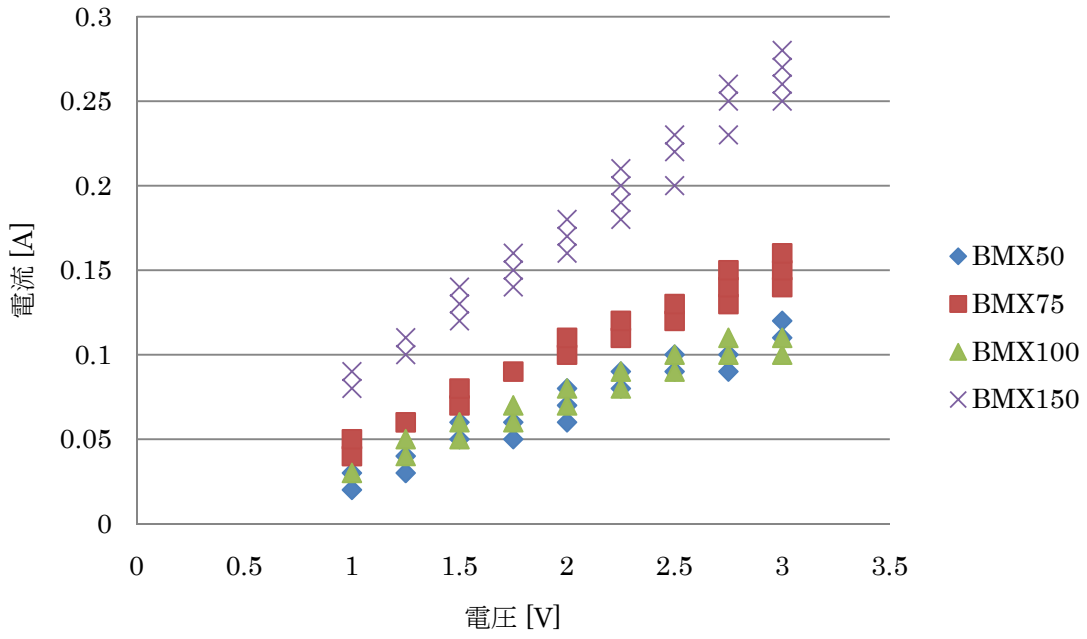


図 17　実験 1 結果

かかる電圧により，収縮速度が異なることが確認できた．また時間が経つにつれて電流の値が大きくなった. また, 各 BMX ともに一定以上の電圧で, 1s 以内にほぼ収縮が収まった.

a-3　考察

電流の値はおおよそ直線状に並んでいる．電圧一定で時間が経つにつれ電流の値が変化したのは，収縮が電力に依存しているためと考えられる．また伸張時の長さによらず電流の値は一定であった. そこで BMX の抵抗値が伸張時の長さによらず一定であることを確かめる．BMX の抵抗の値は，変形しても分子の量が増えたわけでない．よって，標準抵抗と標準長さから求めた値となる．標準抵抗が製品毎に異なるため，実験結果より求める．ただし，この結果は，誤差や電流値の変化も含むため，平均として出す.

表 6　各条件における BMX の抵抗値 [Ω]

電圧	抵抗[Ω]			
[V]	BMX50	BMX75	BMX100	BMX150
1.00	33.3~50	20~25	33.3	11.1~12.5
1.25	31.3~41.7	20.8	25~31.3	11.4~12.5
1.50	25~30	18.8~21.4	25~30	10.7~12.5
1.75	29.2~35	19.4	25~29.2	10.9~12.5
2.00	25~33.3	18.2~20	25~28.6	11.1~12.5
2.25	25~27.8	18.8~20.5	25~28.2	10.7~12.5
2.50	25~27.8	19.2~20.8	25.27.8	10.9~12.5
2.75	27.5	18.3~21.2	25~27.5	10.6~12.0
3.00	25~27.3	18.8~21.4	27.3~30	10.7~12.0
平均	30.4501	20.1231	27.5292	11.5794

表 5 と比べ，抵抗値は高くなった．BMX50，BMX75 にて，伸張時に BMX50 の方が長くなった場合でも表 5 と同様に，抵抗の値は BMX50 の方が高くなった．また抵抗値が小さいものの方が，バラつきが少ない傾向がある．

b 実験 2

b-1　実験方法

BMX に 2g の負荷をかけ，各々の限界まで伸ばした状態で 2s 間電圧をかける．このときの長さの違いによる電流の値，伸ばした状態を基準とした収縮率をみる．

b-2　結果

負荷をかけ，伸ばした状態で電圧をかけた結果を以下に示す．電圧毎の電流の結果を次に示す．

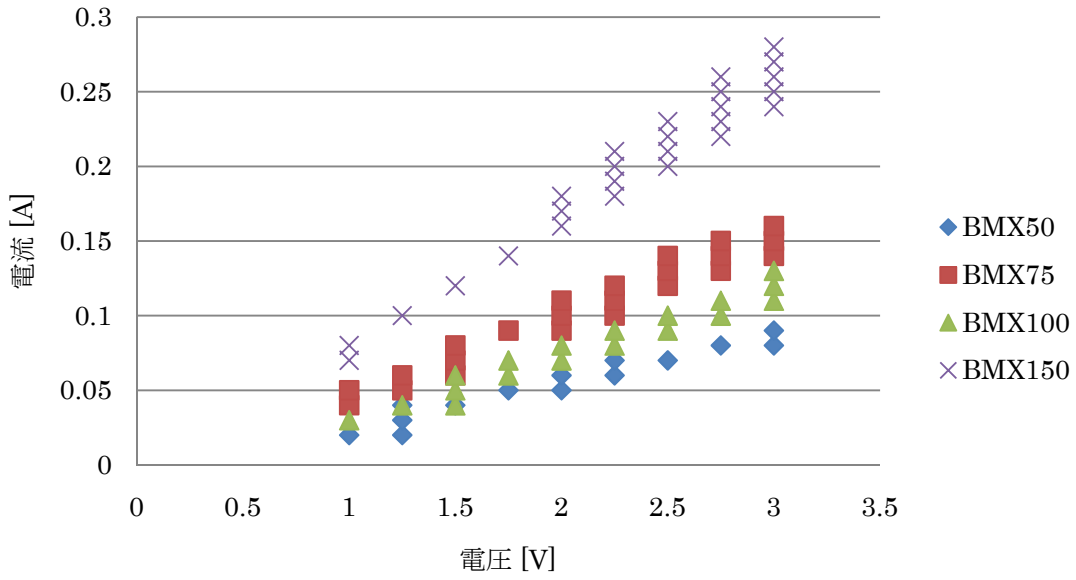


図 18　実験 2 結果

電圧毎の収縮率を次に示す．収縮率は伸ばした状態の長さを基準としている．

表 7　各 BMX の収縮率

電圧 [V]	BMX50 [8mm]			BMX75 [10mm]			BMX100 [20mm]			BMX150 [20mm]		
	収縮前 [mm]	収縮後 [mm]	収縮率 [%]	収縮前 [mm]	収縮後 [mm]	収縮率 [%]	収縮前 [mm]	収縮後 [mm]	収縮率 [%]	収縮前 [mm]	収縮後 [mm]	収縮率 [%]
1.00V	24	24	100	25	20	80	34	34	100	35	35	100
	16	16	100	20	20	100	32	32	100	42	42	100
	19	19	100	22	21.8	99.1	39	39	100	41	40	97.6
1.50V	24	15	62.5	25	12	48	34	33.4	98.2	35	34.5	98.6
	16	12	75	20	12	60	32	30	93.8	43	42	97.7
	21	13	61.9	21	12	57.1	39	37	94.9	43	41	95.3
2.00V	24	15	62.5	25	12	48	34	25	73.5	35	28	80
	16	12.4	77.5	20	11	55	34	24	70.6	40	30	75
	20	12.6	63	20	11.5	57.5	39	28	71.8	41	25	61.0
2.50V	24	14.7	61.3	25	10	40	34	22.5	66.2	34	21.5	63.2
	16	12	75	22	12	54.5	31	22.9	73.9	40	22	55
	20	13	65	21.5	11	51.2	39	22.8	58.5	40.7	22.5	55.3
3.00V	24	13.5	56.3	25	10	40	34	22	64.7	35	21	60
	15.6	12	76.9	20	11	55	30	22.4	74.7	42	21	50
	21.5	12	55.8	21	11	52.4	39	22.4	57.4	42	22	52.4

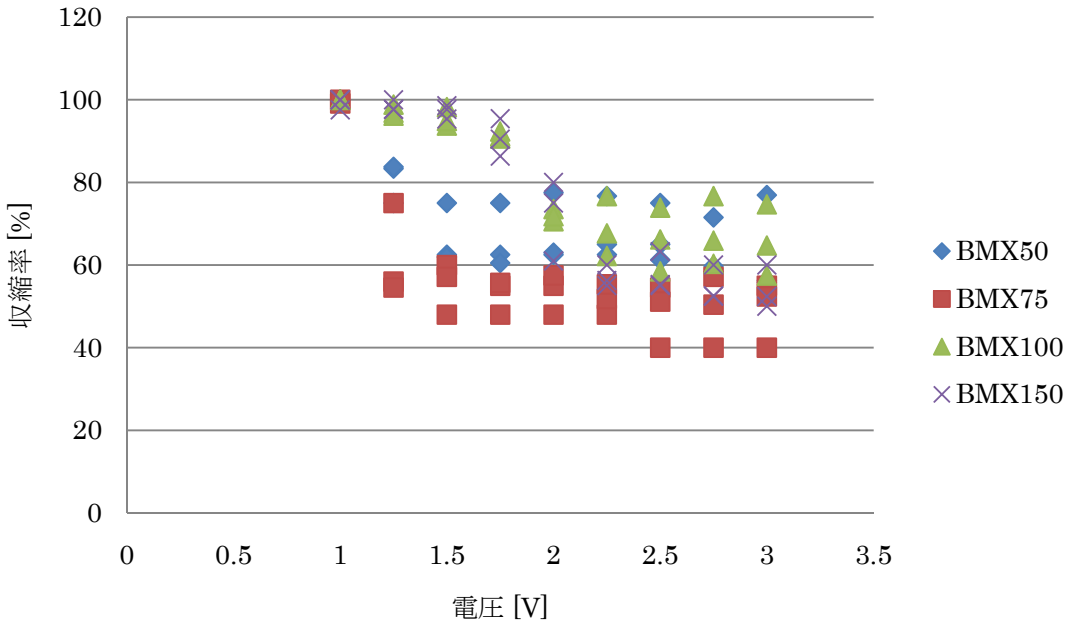


図 19　BMX 収縮率 [%]

BMX に流れる電流の値や時間毎の電流の値は BMX の長さによらず変わらなかった.

b-3　考察

実験 1 と比べ, 総じて負荷がかかった分, 電流の値が高くなった. 電圧が一定であるため, 収縮に必要な電力が多くなったといえる. 収縮率が異なったのは, 伸張時の長さによらず電流の値は一定であったため, 電力が一定となったことが原因と考えられる. 収縮率を安定させるには, 常に一定の長さにおいて使用することが条件となってくる. BMX100 と BMX150 は標準長さ, 伸張長さをそろえたが, 電圧によって収縮率に大きな差がみられた.

c まとめ

バイオメタルは総じてマニュアルと異なる結果が得られた. 作成にあたり, 実測を元に収縮させるために必要な電力などを計算して用いる必要があることがわかった.

実験 1, 実験 2 の結果より, 特定の範囲であれば, 線形性を持つとして扱うことができる. また抵抗値が異なるため, 同じ長さならば電圧の違いにより, それぞれ制御が可能である.

BMF に比べ操作量を多く取り出せるため可動範囲を広くとることができるが, サポータに織り込む際に, コイルであるため, 布にからむ可能性があること, また曲線に沿い引っ張るなどのためにコイルがつぶれ使用回数が少なくなることが考えられるため, 本論では BMF を用いる.

付録2　BMF の加工法

BMF は製造過程や加工によって，抵抗値や収縮率などが異なる．ここでは，実験で用いた BMF の加工法について記す．

加工時において，はんだごての電力はなるべく低くし，低温はんだを用いて制作した．

(1)　任意の長さにあう基板の穴を決定する
(2)　決定した穴から穴までの間を削る
(3)　BMF を通し，引っ張りながらハト目と基板をかしめ，固定する
(4)　余分な基盤を削り，やすりで整える
(5)　電源を流すため，すずメッキ線をハト目にはんだ付けする

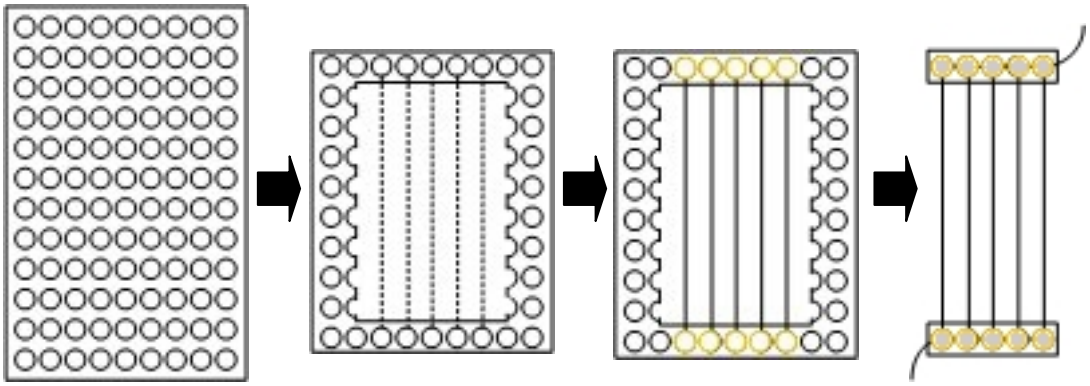


図 20　BMF の加工法

謝辞

本研究では，多くの方々に助けていただきました.

渡辺嘉二郎教授には，学部に引き続き，ご指導と助言を頂き，心より感謝いたします. 生体班に所属しながらも，今年度より違うテーマを挙げ，個人で本研究を行いましたが，それでも支援していただいた結果，ここまで研究を進めることができました.

株式会社ジェピコさんからはさまざまな協力があったからこそ本研究は進みました．中村哲夫さん，岡田卓也さんからは毎回貴重な知識やアドバイスを頂いただけでなく，生体班で使用している生体計測システムについて改めて勉強させていただきまして，深く感謝いたします.

研究室では，生体班である D3 栗原陽介先輩，M2 河西良拓さん，M1 増山康介さんには研究や展示会などで協力をしていただき深く感謝いたします．また，青木さん，梅澤さん，高岡さん，高浜さん，見澤さん，他研究室である藤野さんには研究において，貴重な意見や協力をいただきまして，ありがとうございました．他 M2，M1，B4 におきましても公私ともにお世話になりました.

その他，多くの先生方，先輩方，友人達に支えられたことは，忘れておりません.

最後に，ここまで育ててくれた多くの人々に感謝をいたします.