

筋疲労を考慮した植込み型骨格筋刺激装置の開発*

佐藤 栄一**・牧野 秀夫***・黒田 秀雄†
篠原 正典†・石井 郁夫**・中 静 真***

1. はじめに

近年、重篤な心不全患者に対する治療手段として海外では心臓移植が行われ国内でもその再開が検討されている。しかし、移植そのものが広く国民に認知されたとしても、その後の問題として深刻なドナー不足や免疫抑制剤連続投与の必要性が存在する。一方、自己の骨格筋を電気刺激によりトレーニングしたのち循環補助に用いる新しい試みが注目されており、とくに心筋周囲に骨格筋を巻きつけた心臓補助法（以下、Cardiomyoplasty¹⁾）は、フランスの Carpentier らにより考案され 1985 年から臨床応用が進められている²⁾。

この Cardiomyoplasty は、自己の骨格筋を利用するという点で心臓移植に伴う前述の問題が解決され、また循環補助動作に対するエネルギー供給の問題も回避される。さらに心臓ペースメーカー類の電気刺激装置を体内に植込むことにより目的とする骨格筋を収縮させることができる。そのため、骨格筋の収縮運動をいかに有効に心収縮運動に変換できるか、あるいは心収縮に直接関与する筋節の数をいかに多くすることができるかが重要であり、その効果は心臓に対する骨格筋の物理的配置と電気刺激方法に大きく依存する^{3,4)}。

ここで、骨格筋の動きを心臓あるいは補助ポンプの動力源として使用する場合に大きな問題となるのは筋疲労であり、実際には耐疲労性獲得のために速筋を遅筋化する慢性的な電氣的刺激によるプレコンディショニングが行われている。また、その後の耐疲労性改善のためには骨格筋の血行動態を考慮して刺激時に一定の休止期間を設定する必要もある。したがって、骨格筋を電気刺激する場合には、初期段階での骨格筋トレーニングと実用段階での筋疲労の双方を考慮した制御

方法の確立が不可欠となる。

そこでわれわれは、Cardiomyoplasty のための植込み型骨格筋刺激装置開発を目的に刺激装置の開発と慢性動物実験を行ってきた。具体的には、まず第一に骨格筋の疲労状態検出と刺激出力制御を実時間でを行う方法を開発し、さらにこの方法と骨格筋トレーニングの機能を同時に実現する植込み型骨格筋刺激装置の作製を進めている。現在までに、筋疲労に対しては加速度センサを使用した急性動物実験により疲労状態の検出が可能であることを示し^{5,6)}、さらに同センサの出力変化を利用した刺激出力制御方法を考案して動物実験によりその有効性を確認した⁶⁻⁸⁾。次に、植込み型刺激装置については、刺激レートその他の動作パラメータをプログラマにより体外から変更可能な刺激装置本体を開発し、雑種成犬 8 頭に対する慢性植込み実験により最長 6 カ月の動作確認を行っている⁹⁻¹³⁾。

本論文では筋疲労を考慮した植込み型骨格筋刺激装置開発の一段階として、これまでに開発した植込み型刺激装置のハードウェア構成と新しい骨格筋刺激制御方法ならびに動物実験結果について報告する。

2. 方 法

2.1 植込み型刺激装置

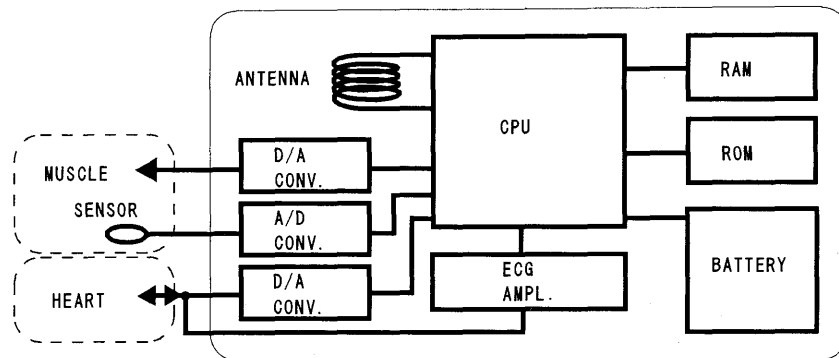
刺激装置のハードウェア構成を第 1 図に示す。装置本体は、8 ビットマイクロコンピュータ (TMPZ 84 C 015-BF: TOSHIBA) を中心とする制御部、入出力部およびプログラム信号入力部から構成される。基本的な出力機能は骨格筋刺激ならびに心室刺激であり、さらに心筋と骨格筋の同期刺激機能、心室デマンドペーシング機能、外部センサからの信号入力機能を含む¹⁴⁻¹⁸⁾。慢性実験において使用した植込み型刺激装置を第 2 図に示す。装置の大きさは、センサ入力部を除き 108 ml (60×90×20 mm)、重量 140 g であり、上述の電子回路、リチウム電池^{19,20)} (EP 6: 日本電池) 2 個およびコイルアンテナが納められている。格納容器は ABS 樹脂製であり、リードを接続するコネクタを備えている。また、本装置に対し設定可能な刺激パ

* 1995 年 11 月 7 日受付, 1996 年 1 月 27 日改訂

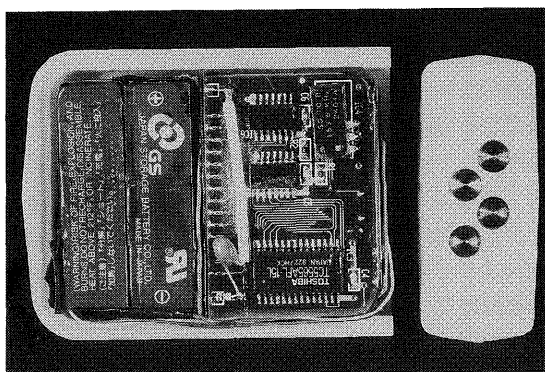
** 新潟大学大学院自然科学研究科

*** 新潟大学工学部情報工学科

† 信州大学医学部第二外科



第1図 植込み型骨格筋刺激装置のブロックダイアグラム
 Fig. 1 Block diagram of implantable skeletal muscle stimulator



第2図 植込み型骨格筋刺激装置
 Fig. 2 Implantable skeletal muscle stimulator

第1表 プログラムパラメータ
 Table 1 Program parameters

| | |
|-------------------------|-------------|
| Cardiac channel : | |
| -Lower rate | 10-130 bpm |
| -Sensitivity | 1-10 mV |
| -Pulse amplitude | 0-6 V |
| -Refractory period | 70-490 ms |
| -Pulse width | 0.8 ms |
| Synchronization : | |
| -Ratio | 1 : 1-9 : 1 |
| -Delay | 17-300 ms |
| Muscle channel : | |
| -Pulse amplitude | 0-6 V |
| -Frequency | 10-50 Hz |
| -Number of interpulses | 1-10 |
| -Pulse width | 0.21 ms |
| Mode : | |
| 1. Synchronization mode | |
| 2. Fixed rate mode | |
| 3. Sleep mode | |
| 4. Reset mode | |

ラメータを第1表に示す。骨格筋トレーニング時に必要となるこれらの刺激パラメータ設定は、刺激装置植込み後もパーソナルコンピュータから専用のプログラムヘッドを通して経皮的に行うことができる。

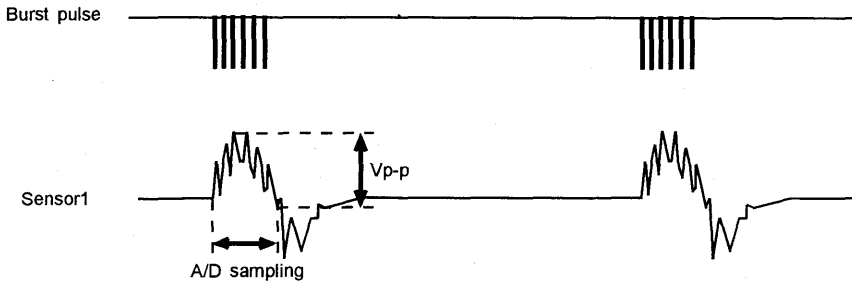
2.2 骨格筋電気刺激制御方法

一定の骨格筋収縮能力を保持するために、骨格筋に取付けられた加速度センサのピーク電圧の変化に対応して自動的に心室同期刺激比率を変更させる方式（以下、自動分周機能）を考案した。まず最初に、第3図に加速度センサからの信号入力方法を示す。ここでは、骨格筋を連続的に収縮させるためのバースト刺激開始時点から200msの間の加速度センサ出力をサンプリング周波数100HzでA/D変換し、その区間におけるピーク値の変化を筋疲労検出のための指標とする。

骨格筋に対する電気刺激は心室からのR波に同期して加えられるが、心拍数に対する骨格筋の刺激比率が1:1では骨格筋の疲労が激しいため、実用的に3:1もしくは4:1程度の比率を使用する。第4図に、自動分周機能を実現するためのアルゴリズムを状態遷移図で示す。まず、状態指数Sの初期値は7となる。次にセンサ出力が減少し、その変化が状態遷移条件($t_{56}, t_{57}, t_{67}, t_{78}, t_{89}, t_{10}$)を満たしている場合は状態指数Sが増加し、 $S=10$ で心室同期刺激比率を1段階減少させる。また、逆にセンサ出力が増加し、状態指数S減少の条件($t_{98}, t_{97}, t_{87}, t_{76}, t_{65}, t_4$)を満たしている場合にはSが減少し、 $S=4$ の時点で同期刺激比率を1段階増加させる。その後、状態指数Sは7に復帰する。なお、状態遷移条件の設定は装置の仕様に応じて任意に設定可能である。

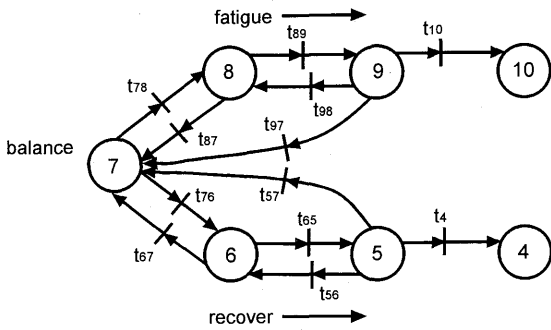
2.3 実験システムの概要

筋疲労検出と電気刺激制御方法を検討するための実験システム構成を第5図に示す。実験では雑種成犬3



第3図 センサ出力信号のサンプリング区間とピーク電圧

Fig. 3 Sampling section and voltage peak in sensor output signal

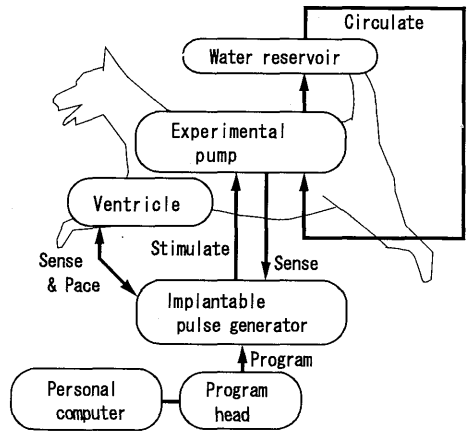


第4図 状態遷移図

Fig. 4 State transition diagram

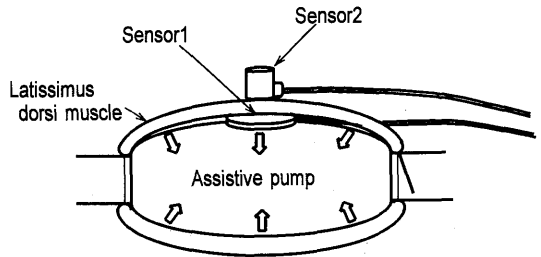
頭を使用し, ketamine hydrochloride (20 mg/kg, i. m.) で麻酔導入後, 気管内挿管下に人工呼吸管理を行った。麻酔維持は, halothane (1.5~2.5%) によった。始めに左広背筋を剝離し, 有茎広背筋フラップを作成する。次に, そのフラップを容量 100 ml の弁付きポンプ周囲に巻き付け, 模擬循環回路に接続する。さらにポンプの求心方向の加速度を検出するために, 2種類の圧電形加速度センサ²¹⁾を使用する。第6図に動物実験における加速度センサの取付け位置を示す。まず最初に1番目のセンサ (PKS1-4 A 1: 村田製作所, 以下, センサ1) をポンプと広背筋フラップの間に挿入する。このため, センサ1には骨格筋の動きおよび心筋間との圧力変化の双方が加えられる。次に, 第2番目のセンサ (PV-90 I: RION, 以下, センサ2) をセンサ1上のフラップ表面に固定する。ただし, センサ2は本実験において, 主にセンサ1の校正を目的とし, 刺激装置への入力にはセンサ1のみとする⁶⁾。また, 心室壁にペースング電極 (6500: Medtronic) を取り付け, 心室ペースングならびに心電図の導出を行う。同時に, 同様の電極を骨格筋刺激電極および不関電極としてそれぞれ胸背神経, 広背筋筋腹に縫着し, 各電極の終端を刺激装置本体へ接続する。

2・3・1 基礎実験 植込み型骨格筋刺激装置の基



第5図 実験システムの構成

Fig. 5 Experimental system configuration



第6図 骨格筋における加速度センサの取付け位置

Fig. 6 The positions of setting acceleration sensor in skeletal muscle

本機能である心室と骨格筋の同期刺激機能, デマンドペースング機能およびプログラマによる刺激パラメータ変更機能を確認する。次に, 広背筋フラップを固定レートで刺激した場合のセンサ1およびセンサ2の出力波形を観察し, ポンプ拍出量の推移と比較する⁹⁾。

2・3・2 刺激制御実験1 自動分周機能を確認するため, 刺激レート制御による模擬実験を行う。実験では, 刺激装置へのセンサ入力波形の観察を容易とするために, 第1図で示した回路を体外式装置として再

第2表 状態遷移条件

Table 2 Conditions in the state transition diagram

| Condition | $V_n : V_{n-1}$ |
|----------------------------------|--------------------|
| $t_{56}, t_{78}, t_{89}, t_{10}$ | $V_n < V_{n-1}$ |
| t_{57}, t_{97} | $V_n = V_{n-1}$ |
| t_{67} | $V_n \leq V_{n-1}$ |
| $t_{98}, t_{76}, t_{65}, t_4$ | $V_n > V_{n-1}$ |
| t_{87} | $V_n \geq V_{n-1}$ |

V_n : Sensor output V_{p-p}

構成し²²⁾、4段階の刺激レート(120,60,30,15 bpm)で広背筋フラップを刺激する。そのため、フラップとポンプの間に挿入されたセンサ1の出力は、直接パーソナルコンピュータへ転送・記録される。刺激レートの決定はパーソナルコンピュータ上で行われ、センサ出力の変化に応じて刺激レート変更のための制御コードが刺激装置本体に送信される。この変更動作決定のアルゴリズムとしては、植込み型刺激装置と同様に状態遷移グラフを用い、第2表に示す状態遷移条件を与える。状態判定の間隔は1分に設定する。

2.3.3 刺激制御実験2 自動分周機能を組込んだ植込み型刺激装置を用いて、急性実験における動作確認を行う。実験開始時の植込み型装置の骨格筋刺激電圧は6Vとし、急激な筋疲労への移行時における装置全体の応答を確認するために、心室同期刺激比率を1:1に設定した後、刺激を開始する。また、状態判定のアルゴリズムとしては第2表に示す状態遷移条件を与え、判定間隔を2秒に設定する。

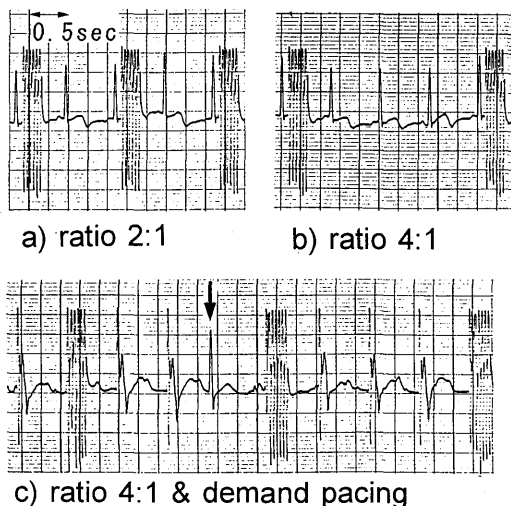
3. 実験結果

3.1 心室同期刺激機能とデマンドペーシング

心室と骨格筋の同期刺激機能ならびにデマンドペーシング機能に対する実験結果を第7図に示す。a)は心拍数115 bpmにおいてR波に対する骨格筋刺激比率を2:1に設定した場合である。R波検出後66msの遅延時間において骨格筋に対しバースト刺激が行われていることが確認された。ここで、バースト周波数は30 Hz、刺激パルス個数は6に設定されている。b)はプログラマにより同期刺激比率を4:1に変更した場合であり、a)と同様に同期刺激動作が確認された。さらにc)はデマンドペーシングを行った例であり、刺激レート110 bpmで心室ペーシングが行われ、矢印の部分ではデマンド動作が確認された。

3.2 加速度センサ出力

第8図に動物実験において広背筋フラップを固定レートで刺激した場合のセンサ1および2の出力波形を



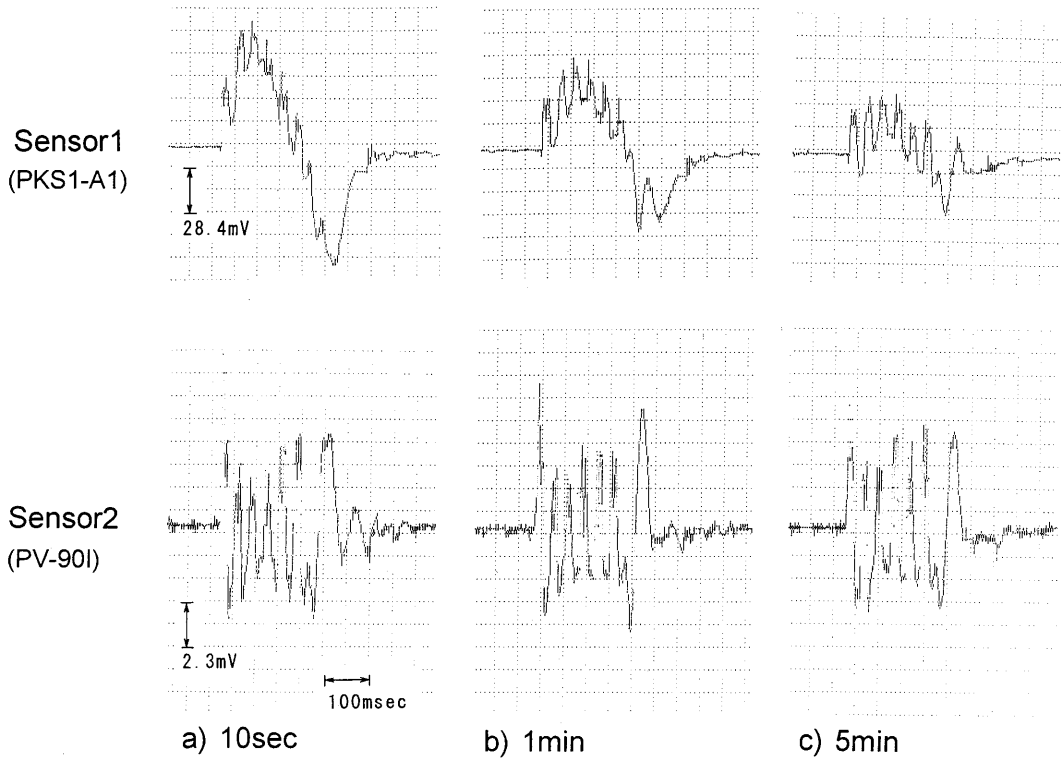
第7図 心同期刺激とデマンドペーシング
Fig.7 Synchronous stimulation and demand pacing

示す。実験開始時の出力電圧は、センサ1で78.1 mV_{p-p}、センサ2では8.7 mV_{p-p}であった。センサ1の出力波形ではフラップの疲労に伴いセンサ出力電圧のピーク値が1分、5分後でそれぞれ27.8%、53.2%減少する傾向がみられた。同時にセンサ2の最初の立上がり波形のピーク値もそれぞれ14%、28%減少した。

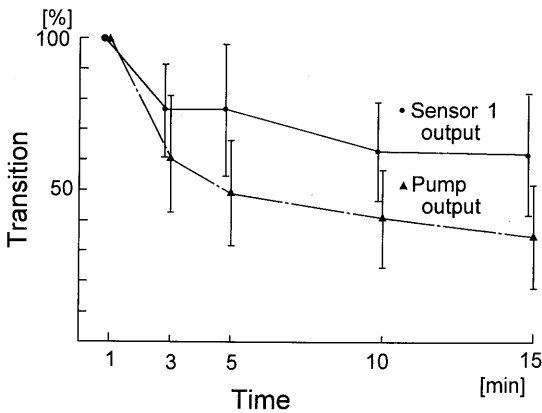
第9図はセンサ1の出力電圧とポンプ拍出量の推移を示したものである。刺激開始時のセンサ1のピーク電圧、ポンプ拍出量の値を100%とし3分、5分、10分、15分経過後の値を百分率で示した。ここで、センサ1はそれぞれ76±15%、76±22%、63±16%、62±20%となった。以上の結果からポンプ拍出量(X)とセンサ1の出力電圧(Y)の間には、 $Y=0.71X+36$ ($R=0.73$)の関係が認められた。

3.3 刺激制御実験結果1

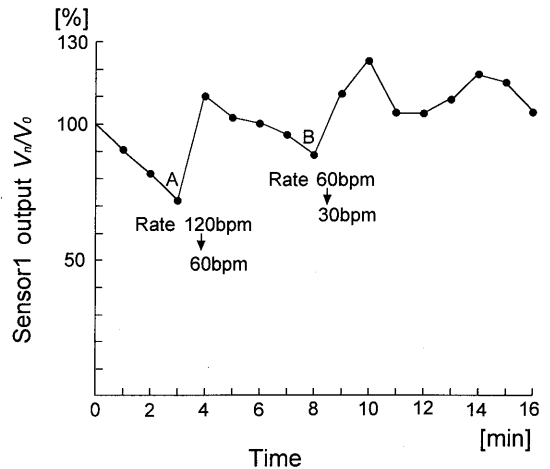
自動分周機能に対する模擬実験の結果を第10図に示す。センサ1の出力電圧ピーク値を、刺激開始時点をも100%として百分率で表す。始めに刺激レート120 bpmで刺激を行った結果、センサ出力が1分後、2分後、3分後でそれぞれ90.9%、81.8%、72.7%と段階的に減少しているために、状態指数は増加してS=10となり、刺激レートが60 bpmに移行した(A)。その直後から、センサ出力は一時109.9%まで上昇し、S=6となったが、以後5分から8分後にかけて102.2%、100%、95.4%、88.6%と減少傾向にあるために、8分後にはS=10となって刺激レートが30 bpmに低下した(B)。11分後以降は、センサの出力変化に伴う状態指数の変動がS=5~9の範囲内にあるために



第 8 図 センサ出力波形
Fig. 8 Sensor output waves



第 9 図 センサ 1 の出力とポンプ拍出量の経時的変化
Fig. 9 Sensor 1 output and pump output vs. time



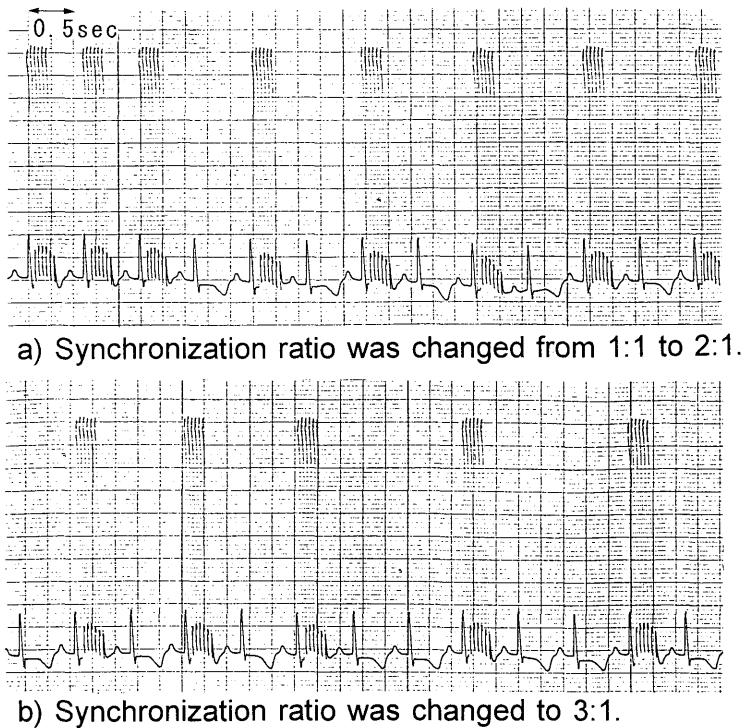
第 10 図 刺激制御実験結果 1
Fig. 10 Experimental results 1 for an automatic stimulation control

刺激レートは 30 bpm 一定となった。

3・4 刺激制御実験結果 2

植込み型刺激装置における自動分周機能の動作確認を心電図波形により行った。心室同期刺激比率を 1:1 に設定した後、刺激を開始した。その結果、センサ 1 の出力電圧の減少とともに状態指数は増加し、29 秒後には自動的に同期刺激比率が 2:1 に変更され

た(第 11 図, a)。続いて状態指数が増加し、48 秒後には刺激比率が 3:1 に減少した(第 11 図, b)。以後、同期刺激比率の変更は 15 分後の実験終了まで行われなかった。



第11図 刺激制御実験結果2

Fig. 11 Experimental results 2 for an automatic stimulation control

4. 考 察

本邦における Cardiomyoplasty の臨床応用を進展させるために、骨格筋のトレーニング機能および筋疲労を考慮した実用的な植込み型刺激装置の開発が強く望まれている。そのためわれわれは、従来研究を行ってきた心臓ペースメーカおよび植込み型除細動器の技術を骨格筋刺激装置に応用し、筋疲労を考慮した植込み型骨格筋刺激装置の開発を行った。以下、刺激装置および筋疲労検出と刺激制御方法について考察する。

基本となる植込み型装置は、小型かつ低消費電力の骨格筋刺激装置であり、動物実験において心室と骨格筋の同期刺激機能ならびにデマンドペーシング機能の動作を確認した。さらに、慢性実験を行う際に必要となる加速度センサ出力の体外からの波形観察機能を検討中である²³⁾。

次に、骨格筋の疲労状態を検出する手段としては加速度センサを用いた刺激制御方法を考案し、センサ出力に応じて自動的に刺激比率が変更されることを確認した。とくに、今回は急性実験のため骨格筋に対するプレコンディショニングが行われておらず筋疲労が発生しやすい状態ではあったが、模擬循環回路において

ポンプ拍出量の低下に伴いセンサ出力が低下し、これより推定した骨格筋の疲労と収縮力低下の関係を定量的に示すことができた。筋疲労状態を検出するための他の手段としては、筋電図^{24, 25)}、血液中の酸素飽和度²⁶⁾あるいは pH センサ^{27, 28)}等の使用が考えられるが、現時点では体内に留置する際の筋電図の安定性、あるいは化学センサの耐久性ならびに消費電力の点から植込み型装置への組み込みには問題があると考えている。これに対し、圧電形加速度センサは構造が簡単でセンサ自身が電荷を発生するため駆動回路を簡略化でき、さらに波形処理が容易であるという利点を備えている。

刺激比率の自動変更機能については、骨格筋刺激時の加速度センサ出力の変化を連続的に測定することにより骨格筋疲労状態を推定し、その変化に応じた刺激比率の自動変更により疲労状態が時間とともに改善されることを動物実験で明らかにし、その有効性を確認した。また、慢性実験時に問題となる加速度センサの取付け位置の変動による検出波形の変化に対しては、筋繊維方向にも加速度センサを追加した計測を進めている⁶⁾。

以上の結果から、体内留意型の加速度センサと装置

内部の動作プログラムの変更のみで、骨格筋トレーニング、自動分周機能および心室ペーシング機能を単一の装置で実現する植込み型骨格筋刺激装置の開発が可能となった。

5. おわりに

Cardiomyoplastyのための植込み型骨格筋刺激装置を開発し、動物実験により心臓と骨格筋の同期刺激機能、デマンドペーシング機能のそれぞれの動作を確認した。さらに、今回新たに考案した加速度センサを利用した骨格筋疲労状態検出方法及び自動分周機能を刺激装置に組み込み、動物実験によりその動作を確認した。その結果、加速度センサの出力変化に伴い心室同期刺激比率が自動的に変更され、安定した筋収縮を維持するための移行動作が可能であることを示した。また、開発した植込み型刺激装置は体外からのプログラマにより動作が変更可能であり、従来行ってきたトレーニング用のみならず今後の加速度センサを用いた慢性実験にも対応可能である。

今後は、慢性実験におけるセンサ出力の変化の観察ならびに筋疲労検出アルゴリズムの改良を行い、より安定したCardiomyoplastyを実現する装置開発を行う予定である。

装置開発に関して協力いただいた株式会社シーエムピーの長谷川雄司氏と株式会社インターテック山口秀雄氏に感謝いたします。本研究の一部は、平成5年度文部省科学研究費（一般研究C）の補助を受けた。

文 献

- 1) S. Salmons & J. C. Jarvis: Cardiomyoplasty: A look at the fundamentals, *In*: Cardiomyoplasty, ed. by A. Carpentier, J.-C. Chachques & P. A. Grandjean, 3/17, Futura Publishing Company, NY (1991)
- 2) A. Carpentier & J. C. Chachques: Myocardial substitution with a stimulated skeletal muscle: First successful clinical case, *Lancet*, **8440**, 1267 (1985)
- 3) A. Carpentier & J.-C. Chachques: Cardiomyoplasty: Surgical technique, *In*: Cardiomyoplasty, ed. by A. Carpentier, J.-C. Chachques & P. A. Grandjean, 105/122, Futura Publishing Company, NY (1991)
- 4) 宮脇富士男, 須磨幸蔵: 新しいCardiomyoplasty法, 心臓ペーシング, 7-3, 338/345 (1991)
- 5) 篠原正典, 黒田秀雄, 深谷幸雄, 森本雅巳, 飯田 太, 佐藤栄一, 牧野秀夫, 三田村好矩: 加速度計を用いた骨格筋疲労の検出, 第5回骨格筋の心臓への応用研究会抄録 (1993)
- 6) 佐藤栄一, 牧野秀夫, 石井郁夫, 中静 真, 黒田秀雄, 篠原正典, 高野 環, 深谷幸雄: Cardiomyoplastyにおける筋疲労検出方法の検討, 信学技報, **MBE95**-100, 17/22 (1995)
- 7) 佐藤栄一, 牧野秀夫, 石井郁夫, 黒田秀雄, 篠原正典, 深谷幸雄, 三田村好矩: Cardiomyoplastyにおける加速度センサによる刺激制御, 信学技報, **MBE93**-15, 55/60 (1993)
- 8) 佐藤栄一, 牧野秀夫, 石井郁夫, 黒田秀雄, 三田村好矩: 骨格筋刺激装置における筋疲労検出と刺激制御, 医用電子と生体工学, **33**, 520 (1995)
- 9) 佐藤栄一, 牧野秀夫, 石井郁夫, 篠原正典, 黒田秀雄, 深谷幸雄, 森本雅巳, 三田村好矩: 植込み型骨格筋刺激装置の開発, 信学会信越支部大会論文集, 335/336 (1992)
- 10) 佐藤栄一, 牧野秀夫, 石井郁夫, 黒田秀雄, 三田村好矩: 心補助のための植込み型骨格筋刺激装置の開発, 医用電子と生体工学, **31**, 311 (1993)
- 11) 篠原正典, 黒田秀雄, 深谷幸雄, 森本雅巳, 牧野秀夫, 石井郁夫, 三田村好矩: 植込み型骨格筋刺激装置の開発 パースト出力が可能な植込み型骨格筋刺激装置の開発, 人工臓器, **22-5**, 1224/1227 (1993)
- 12) 黒田秀雄, 牧野秀夫, 佐藤栄一, 篠原正典, 深谷幸雄, 森本雅巳: 心室同期プログラム可能植込み型骨格筋刺激装置 (MCMS-1110) の植込み試験成績, 第6回骨格筋の心臓への応用研究会抄録 (1994)
- 13) 佐藤栄一, 牧野秀夫, 黒田秀雄, 篠原正典, 深谷幸雄, 石井郁夫, 中静 真, 三田村好矩: 体内植込み型骨格筋刺激装置の開発 (MCMS-1110) の開発, 電気学会医用・生体工学研究会抄録, **MBE-94**-14 (1994)
- 14) P. A. Grandjean, L. Herpers, K. Smits, I. Bourgeois, J. C. Chachques & A. Carpentier: Implantable electronics and leads for muscular cardiac assistance, *In*: Biomechanical cardiac assist, ed. by R. C.-J. Chiu, 103/113, Futura Publishing Company, NY (1986)
- 15) P. A. Grandjean, N. Bakels, E. Berne, R. Leinders, G. Siekmeyer, R. Urban & I. M. Bourgeois: Pulse generator for biomechanical cardiac assistance by counterpulsation technique, *In*: Transformed muscle for cardiac assist and repair, ed. by R. C.-J. Chiu & I. M. Bourgeois, 281/290, Futura Publishing Company, NY (1990)
- 16) P. A. Grandjean: Pulse generator system for dynamic cardiomyoplasty, *In*: Cardiomyoplasty, ed. by A. Carpentier, J.-C. Chachque & P. A. Grandjean, 123/130, Futura Publishing Company, NY (1991)
- 17) L. Callewaert, B. Puers, W. Sansen, J. C. Jarvis & S. Salmons: Programmable implantable device for investigating the adaptive response of skeletal muscle to chronic electrical stimulation, *Med. Biol. Eng. Comput.*, **29**, 548/553 (1991)
- 18) B. Glass: 消費電力のキーポイント, 日経バイト, **12**, 246/257 (1991)
- 19) トランジスタ技術編集部: 電池活用ハンドブック, 6/62, CQ出版社 (1992)
- 20) 江田信夫: 体内植込み化学電池, 電気学会電子情報システム部門第3回大会講演論文集, 39/40 (1993)
- 21) トランジスタ技術編集部: メカトロ・センサ活用ハンドブック, 106/123, CQ出版社 (1988)
- 22) 篠原正典, 牧野秀夫, 佐藤栄一, 黒田秀雄, 深谷幸雄: 急性実験用小型骨格筋刺激装置の有用性, 第6回骨格筋の心臓への応用研究会抄録, 9/11 (1994)
- 23) 坂井孝行, 牧野秀夫, 佐藤栄一, 石井郁夫, 中静 真: 体内植込み型装置のための共振型通信方式の検討, 信学技報, **BME95**-65, 9/16 (1995)
- 24) 木竜 徹, 加藤元樹, 斉藤義明: 筋疲労による誘発筋電図形態変化の解析, 信学論 (D-II), **J73-D-II**-10, 1779/1785 (1990)
- 25) 周 起煥, 李 喆圭, 南谷晴之, 大西祥平, 山崎 元: 連続ダイナミック動作時の筋疲労の解析, 信学論 (D-II), **J74-D-II**-8, 1098/1107 (1991)
- 26) H. P. Kimmich: Status of PO₂ monitoring and potential

- for implantable sensors, *In: Implantable sensors for closed-loop prosthetic systems*, ed. by W. H. Ko, 155/165, Futura Publishing Company, NY (1985)
- 27) P. Bergveld: ISFETs for physiological measurements, *In: Implantable sensors for closed-loop prosthetic systems*, ed. by W. H. Ko, 89/114, Futura Publishing Company, NY (1985)
- 28) B. Philippe, P. V. Estrade, G. Francis, C. Y. Guezennec & S. Bernard: Surface EMG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic exercise, *J. Appl. Physiol.*, **67**-3, 1245/1249 (1989)

Development of a Skeletal Muscle Stimulator That Responds to Muscle Stress*

Eiichi SATO,** Hideo MAKINO,*** Hideo KURODA,†
Masanori SHINOHARA,† Ikuo ISHII,** Makoto NAKASHIZUKA***

To develop the cardiac assist technique using the skeletal muscle (Cardiomyoplasty), we implanted a skeletal muscle stimulator which responded to muscle stress during continuous stimulation. To achieve this we designed a new stimulator. The stimulator responds to the variation of the output voltage from an acceleration sensor which has been inserted between the skeletal muscle and an experimental pump. The stimulator also provides the functions of R-wave synchronous stimulation and ventricular demand pacing. Both of these parameters were made programmable. In animal experiments, we confirmed the function of skeletal muscle stress estimation by using the acceleration sensor. We further confirmed synchronization rates for muscle stimulation which could be automatically controlled.

* Received on November 7th 1995, Revised on January 27th 1996

** Graduate School of Science and Technology, Niigata University

*** Faculty of Engineering, Niigata University

† School of Medicine, Shinshu University