

体外式汎用心臓ペースメーカーの研究*

牧野 秀夫**・尾崎 真浩***・斉藤 義明**
 田村 康二¹・三田村 好矩¹¹・三上 智久¹¹

1. はじめに

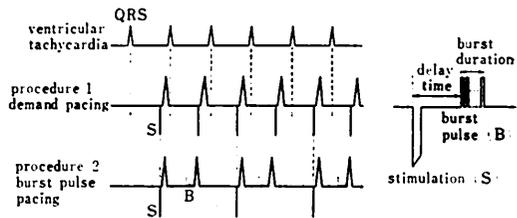
近年、心臓病患者の数は増加の一途をたどり、それに伴って心臓ペースメーカーの植込み手術を受ける患者数も年間約 6000 人に達している¹⁾。また心臓ペースメーカーは、電子回路技術の発達や新しい電池の開発などにより、高い性能を持つものが発売されてきている。しかし、その治療対象はほとんどが徐脈治療であり、頻脈や細動に対する装置は数種が発表され、臨床において検討が行われている段階である²⁾。頻脈に対しては頻回刺激による制御の方法、あるいは paired pulse pacing^{3,4)} のほかは、安全で自動制御機能を持ちかつ簡単な手術で使用できる製品はまだ開発されていない。そこで著者らは、基礎的研究として従来の徐脈治療に加えて、頻回刺激とは異なる新しく提案したバーストパルスによる頻脈の制御、および除細動の機能を持つカテーテル電極を用いた体外式汎用心臓ペースメーカーの開発を進めた。特に頻脈治療に対しては、従来手動で行っていた頻脈制御用バーストパルスペースティングの動作⁵⁾ を自動化し、すばやく安全に刺激を行うことが可能となった。現時点で一応の区切りと考えられるので、開発した装置について報告する。

2. 頻脈制御方式

頻脈の制御には、バーストパルスペースティングの方法を用いる^{6,7)}。本章では、本装置の特徴である自動頻脈制御を、刺激方式と自動制御の点について述べる。

2-1 刺激方式

第1図に、従来行われてきたディスクリット回路によるバーストパルスペースメーカーの刺激方式を示す。ここでは、上室性頻脈のように頻回ペースティングでは制御できない場合を想定する。まず procedure 1 において、自発リズムよりわずかに早いレートのペースティング



第1図 バーストパルスペースメーカーの刺激方式
 Fig. 1 The schema of the impulse given in "burst pulse" pacing

を行い最適刺激閾値を求める。確実にペースティングされていることを確認した後、スイッチを切り換え前述のペースティングレートを 1/2 とし、ペースティングパルス間に電氣的興奮 (depolarization)⁸⁾ のみを引き起こすためのバーストパルスを挿入する。この状態でバーストパルスペースティングを行い、血圧波形を視測しながらディレイタイム、バースト幅等を調整して、心拍数(機械的収縮回数)が 1/2 となる点でそれぞれの値を固定する (procedure 2)。Hoffman らは、細動誘発防止のため第二パルスの電圧をペースティング閾値の 3 倍以内と設定しているが³⁾、頻脈制御のためには T 波付近にこのパルスを加える必要がある。そこで著者らの方式では、刺激時点を設定する際に第二パルスのエネルギーを第一パルスの約 1/3 程度の電圧のバースト波を用いることにより分散し、かつ逆極性とするにより注入電荷を相殺している。このため細動誘発の危険性が少ないと予測される。また生体における興奮発生のタイミングの変動についてもバーストパルス幅の範囲内で追従させることが可能である。しかし、著者らの従来の装置では、ペースティングの第一パルスから次のバーストパルス開始までのディレイタイムの調整等を人が血圧波形を見ながら行う必要があるため、最適なバーストパルスの刺激時点、すなわち安定した徐脈効果が得られるディレイタイムの設定に時間がかかった。また急激に血圧が低下した場合に細動に移行することがあり、これを防止するためのデマンドペースティングへの切換えが必要であるが、人が行うと切換えが遅れるなどの欠点があった。そこで、心電図・血圧などの監視

* 昭和 59 年 10 月 16 日受付, 昭和 60 年 4 月 12 日改訂
 ** 新潟大学工学部情報工学科
 *** 新潟大学工学部情報工学科 (現, (株)東芝)
¹ 山梨医科大学第二内科
¹¹ 北海道大学応用電気研究所

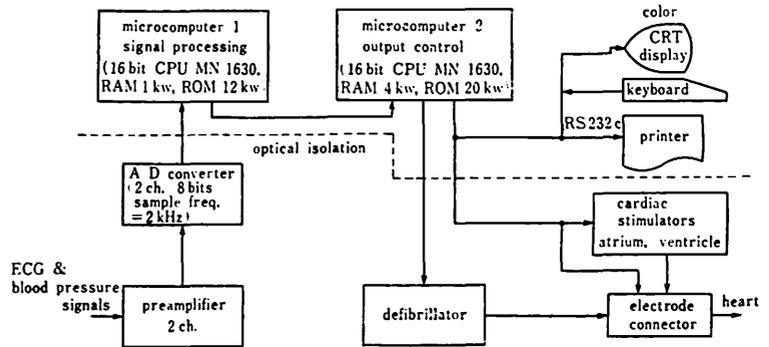
および刺激出力に、それぞれマイクロコンピュータを使用して上記の操作を自動化し、最適なバースト刺激時点の設定、血圧波形の監視を行った。又バーストペースティング中に頻脈が停止する場合も考慮して、あらかじめ設定した時間間隔でデマンドモードに一時的に復帰する機能を備えている。

2.2 自動頻脈制御

2.1 で述べた方式のもとに、自動頻脈制御を行う。

頻脈が発生した場合は、入力信号処理用マイクロコンピュータにより心電図のR波が検出され、続いて出力制御用コンピュータから10~20%早いレートでペースティングパルスが出力される。この間に、R波がペースティングパルスに同期しているかどうかは判別され、ペースティング電圧が決定される。実験における動作確認の容易さから決定した8回のペースティングが行われた後、ペースティングレートが1/2に下げられ、バーストペースティングが開始される。同時に、入力される血圧波形の最大値・最小値が検出され、これらの値を利用して、心拍周期測定と最低血圧の監視が行われる。頻脈が制御され、4回以上心拍数が1/2の状態を継続した場合には、ディレイタイムが固定される。さらに制御が行われている間に生体の状態が変化し、4回以上再び頻脈が起こった場合には、ディレイタイムを短縮する動作を繰り返す。ディレイタイムの最小値となっても頻脈が制御されない場合は、バーストパルス電流を1段階引き上げて再度バーストパルスのスキューニングを最初の位置から開始する。

次に、血圧低下時のエスケープモードについて述べる。以前のディスクリート回路によるバーストパルスペースメーカーを用いた動物実験結果から、バーストペースティング中に制御状態のまま急激に血圧が低下する場合があります、さらにペースティングを続けると心室細動に移行する例がみられた。そこで、本装置では新たにエスケープモードを設定した。これは、測定される血圧に対し閾値を設定し、機械的収縮が長時間抑制され血圧がこの値を下回った場合には、直ちにバーストペースティングを中止してデマンドペースティングを行い、刺激電流を1段階下げた後に再びバーストペースティングを再開するモードである。ここで3回の試行の結果、刺激が無効の場合はアラームを鳴らす。



第2図 ハードウェア構成

Fig. 2 Hardware configuration. The microprocessors are 16-bit CPU MN 1630 (PANAFACOM Co. Ltd., Japan). All operation programs are stored in ROM including BASIC interpreter, and they can be used immediately by pushing reset switch.

3. システム構成

3.1 ハードウェア構成

第2図に本装置のハードウェア構成を示す。装置は、入力信号処理部と出力制御部に分けられ、それぞれにマイクロコンピュータが用いられている。入力信号処理部では、心電図および血圧波形が、プリアンプにより約1.5Vに増幅され、それぞれA/Dコンバータに送られる。ここで信号は、サンプリング周波数2kHz、8ビットの精度でA/D変換され、フォトコプラを通して入力信号処理用マイクロコンピュータ(以下マイクロコンピュータ1)にデジタル信号として送られる。この値をもとに、心電図については心拍数の算出、自発のR波とペースティングされたR波との判別が行われる。また血圧波形については、頻脈治療用バーストパルスペースティング時の心拍数の算出、最低血圧の監視が行われる。

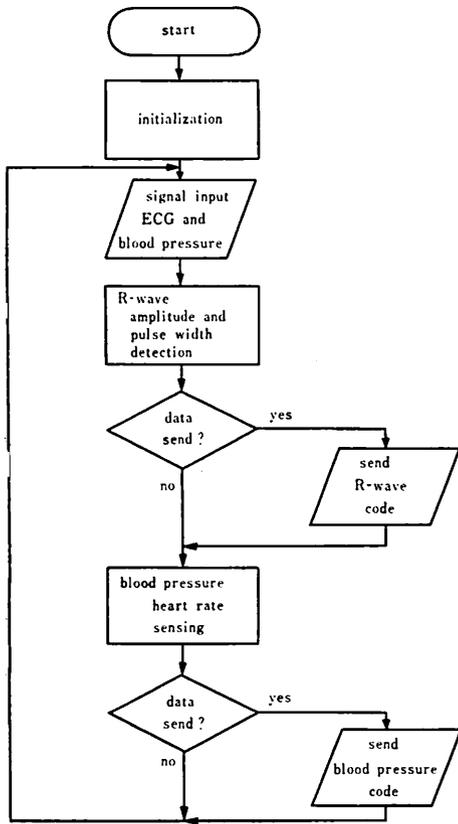
次に、出力制御部について述べる。出力制御用マイクロコンピュータ(以下マイクロコンピュータ2)には、インタフェース回路を通してCRTディスプレイ、キーボード、プリンタが接続され、ペースティングモードの確認やプログラムのデバッグを容易にしている。電気刺激には安全性を考慮して、電池式のペースティング用刺激装置および除細動器が用いられている。ここで刺激パルスの幅は、ペースティングパルスは0.8ms⁹⁾、除細動パルスは3ms¹⁰⁾とあらかじめ電子回路により設定しコンピュータ側の負荷を軽減している。また、バーストパルスについては、パルス幅は0.1msに固定し、全体の幅は50ms(ソフトウェアにより16~82ms可変)と設定している。

3.2 ソフトウェア構成

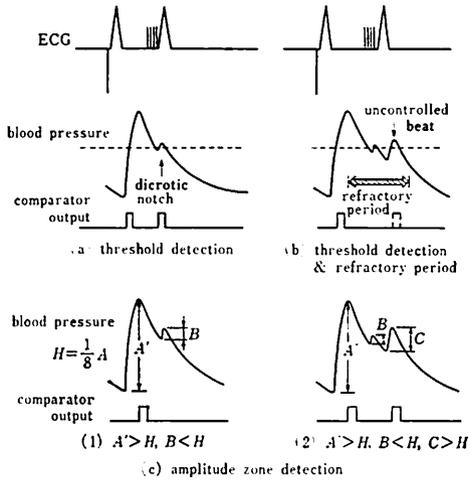
本装置を動作させるためのソフトウェアとしては、

動作モードの指定および画面表示に BASIC を用い、入力信号処理、刺激出力の制御には機械語を使用した。プログラムはすべて ROM (read only memory) 化されており、リセットスイッチを押すだけですぐにプログラムをスタートさせることが可能である。

3.2.1 信号処理用ソフトウェア 信号処理用コンピュータの動作フローチャートを第3図に示す。信号処理は、R波の検出および血圧波形の処理について行われ、最初に2chのA/Dコンバータから1ms間隔で心電図、血圧波形が入力された後、心電図のR波の高さおよび幅が検出される。方法は、システム起動時に4回のピーク電圧の64%を電圧における検出閾値と設定し、さらにその電圧におけるR波のパルス幅を測定し、0.5から2倍までを自発R波、2倍以上をペースングによるR波と判別した。その後5秒間のデータをもとに、自発R波の平均値を正常R波の値と設定し、以後のR波検出閾値が決定される。また、心電図と同様に入力された血圧波形から、心拍数の算出および最低血圧の監視が行われる。処理されたR波および血圧波形の情報は、それぞれR波コード、血圧コー



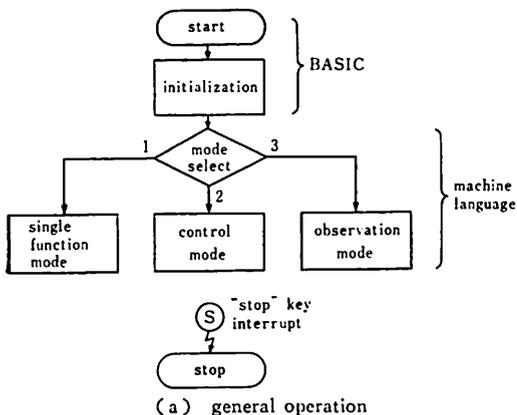
第3図 マイクロコンピュータ1の動作フローチャート
Fig. 3 Microcomputer 1 system flow chart



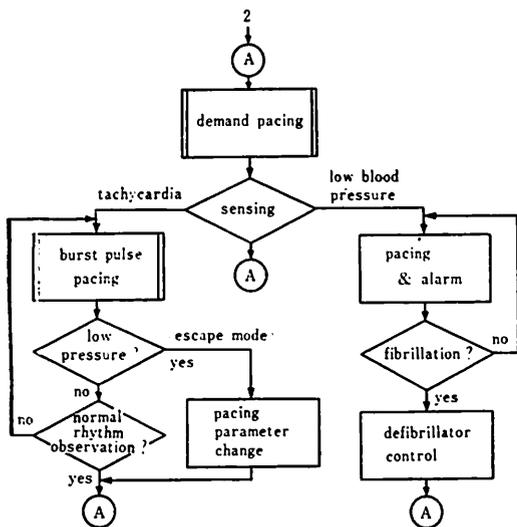
第4図 血圧波形からの心拍数算出方法
Fig. 4 Heart rate sensing method using blood pressure signal

ドとしてマイクロコンピュータ2に送られる。第4図に血圧波形からの心拍数算出方法について示す。本装置では頻脈制御用にバーストパルスを使用するため、刺激パルスおよび電気的興奮波の影響により、心電図から心拍数を検出することができない。そこで、血圧波形から心拍数を正確に算出する方法を考案した。第4図(a)は、閾値あるいは極大値で検出を行った場合であるが、ダイクロティックノッチの波形を1心拍と誤認識するおそれがある。また第4図(b)の場合には、心拍数を検出後、検出不応期を設けた例であるが、頻拍時の期外収縮波形を検出せず、正常の心拍と判断するおそれがある。そこで第4図(c)に示す波形の変化幅を考慮した方法を用いた。すなわち、システム起動時に自動的に検出される血圧波形の最大値・最小値の差の1/8の値を、振幅閾値Hとして設定し、波形の認識を行う。ここで1/8という値は、動物実験におけるダイクロティックノッチの値を実測し、その最大値から設定した値である。この図の(1)の例では、収縮期の振幅A'とダイクロティックノッチの振幅BはそれぞれA' > H, B < HとなりA'のみが検出される。また同(2)の例では、A' > H, B < H, C > HとなりA'および期外収縮のCを検出することが可能となる。

3.2.2 出力制御用ソフトウェア 出力制御用コンピュータに含まれるソフトウェアを第5図に示す。全体のソフトウェア(a)はBASICで記述されたモード選択、設定値表示用のルーチンと、機械語による各種動作ルーチンに分けられる。プログラムがスタートするとペースング電圧等の初期値設定の後キーボー



(a) general operation



(b) control mode

第5図 マイクロコンピュータ2の動作フローチャート
Fig. 5 Microcomputer 2 system flow chart

ドからの選択により、デマンドペーシング、バーストパルスペーシングなどの単一動作モード、不整脈に応じて刺激方法を変更する制御モード、あるいは観察モードに移り、それぞれの動作が実行される。制御モードを具体的に第5図(b)に示す。このモードでは、プログラムはデマンドペーシング動作を実行しているが、頻脈となった場合には、バーストパルスペーシングが行われる。また、血圧が設定値を下回り、かつペーシングを行っても血圧の上昇が見られない場合には、除細動パルス出力部に制御信号および電極切換え信号が送られ自動除細動が行われる。

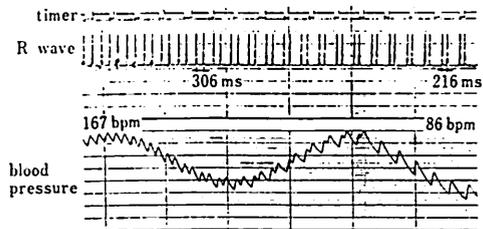
4. 実験結果

本装置を用いて行った実験結果について述べる。

4.1 シミュレータを用いた実験結果

頻脈制御を行う場合、ペーシング等による血圧波形

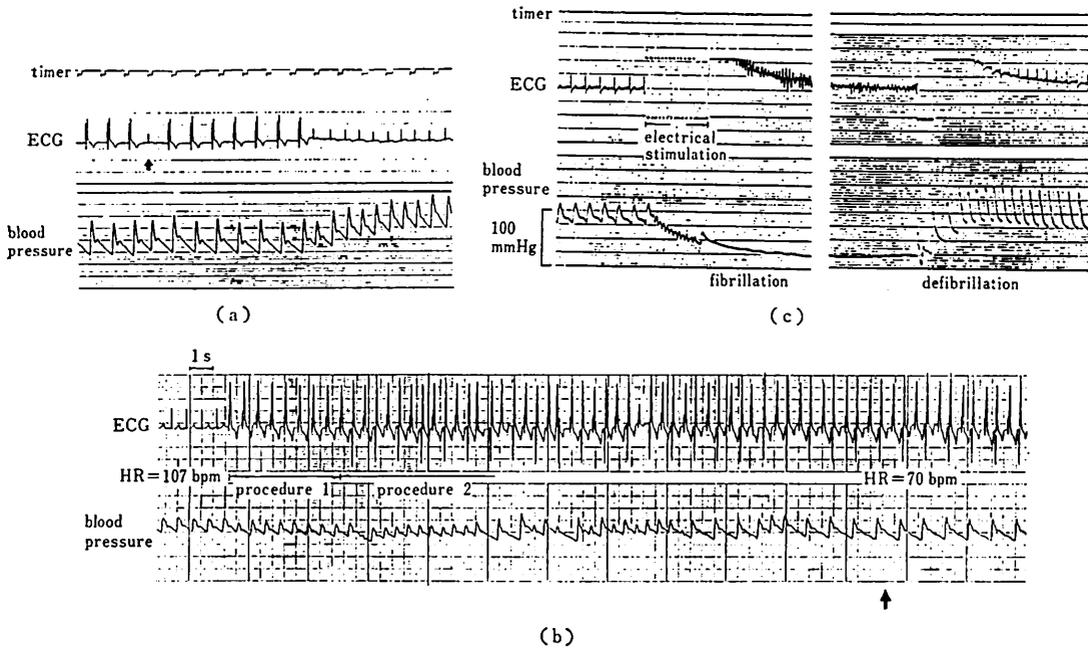
の変化、特に血圧波形のなだらかな変動が存在する。そこで、その影響を検討するために0.1 Hzの基線変動を含む血圧疑似波形を出力するシミュレータを製作した。さらにシミュレータは、入力されるバーストペーシング波形のディレイタイムに応じて心拍数が1/2となるように設計した。このシミュレータを使用して、基線変動による誤動作の防止を目的とした心拍周期検出用ソフトウェアの改良を行い、さきの変化幅を考慮した検出方法と血圧データ8サンプルの移動平均処理を組み合わせることにより、心拍周期測定を可能とした。その結果を第6図に示す。頻脈の状態ではディレイタイムが306 msから9 msずつ短縮され、その後心拍数が約1/2となった点ではディレイタイムが216 msに固定され、頻脈制御が行われることを確認した。



第6図 シミュレータによる実験結果
Fig. 6 Experimental results using a simulator

4.2 動物実験結果

本装置を用いて行った動物実験結果を第7図に示す。雑種成犬3頭をネブタール麻酔、人工呼吸下にて開胸し、頸静脈を通じて刺激用カテーテル電極(USCI製1501)を右心室内に挿入し、除細動用不閃電極(ステンレス板30 cm²、厚さ0.8 mm)を左前胸部皮下に植え込んだ¹¹⁾。同時に、股動脈よりカテーテルを挿入し、圧カトランスデューサ(東洋ポールドウイン製MPU-0.50290-0-3)および心内圧用増幅器(フクダ電子製UA 611)により動脈圧を測定し、また四肢誘導心電図を検出し、これら二つの信号をマイクロコンピュータに入力した。第7図(a)は、迷走神経刺激時のデマンドペーシング動作を示す。図中矢印の点でデマンド動作が確認され、さらに自然率となった後半では刺激は停止している。第7図(b)は、自動頻脈制御動作を示す。procedure 1ではタイミングをとるために8回のペーシングが行われ、続いてprocedure 2でバーストパルスペーシングが行われている。ペーシングパルスとバーストパルス間のディレイタイムが自動的に調節されて、4回以上心拍数が1/2となった矢印の点で固定され、以後安定した心拍数の減少状態が確認された。第7図(c)は、自動除細動の様子を示す。制御用コンピュータから、血圧の



- (a) Demand pacing
- (b) Burst pulse pacing. The experimental results of automatic tachycardia control using a mongrel dog. Procedure 1 was demand pacing as a timing settlement. After eight stimulations, procedure 2, burst pulse pacing was begun and the delay time was automatically controlled.
- (c) Typical fibrillation-defibrillation sequence. Defibrillation using a catheter electrode succeeded by the specially designed circuits.

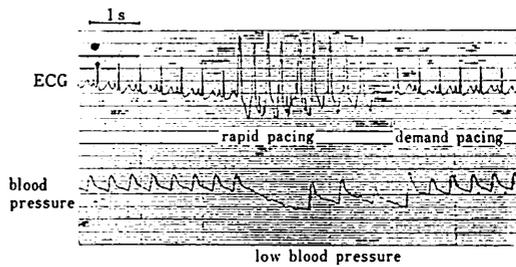
第7図 動物実験結果
Fig. 7 Results of animal experiments

低下・心電図の異常に伴い出力端子の切換え信号および充電開始信号が送られ、さらに除細動器側では、充電電圧が 600 V に達すると自動的に除細動パルスが心筋に加えられた。第8図に、エスケープモードの動作結果を示す。あらかじめ設定された早いレートのペースングを行うと、血圧が著しく低下し血圧値の下限を下回るために、ペースングが中止され低いレートのデマンドペースングに安全に移行することを確認した。

5. 考 察

汎用心臓ペースメーカを開発し、特に重要な頻脈の自動制御および除細動について検討を行った。実験では、シミュレータを用いて血圧波形からの心拍数判定方法を確認し、さらにペースングおよび除細動の動作を動物実験において確認した。

マイクロプロセッサを用いたペースメーカ制御は、すでに植込み型ペースメーカで利用され、検討が進められている¹²⁾。しかし、R波の認識においてはフィルタによる弁別が行われているのみであり、頻脈治療時のカップルドペースング時においてもペースング後の



第8図 エスケープモードの動作結果
Fig. 8 Escape mode. During the experiment, special attention was paid to preventing blood pressure from dropping so low because hypotension itself could cause ventricular fibrillation. Once low blood pressure is detected by the signal processing computer, stimulation was stopped automatically for a while and the operation mode becomes the demand pacing mode.

電氣的興奮波形の変化を考慮した、正確なペースング動作の確認は行われていない。ところが、より安全な頻脈制御方法であるバーストパルス刺激を行う場合には、最初に心電図からのペースング波形の確認を行い、次に血圧波形から心拍数の判定を行う必要がある。そ

ここで、ペースメーカーの波形認識機能を向上するために、入力信号処理用に1台のマイクロコンピュータを使用し、さらに詳しい波形の認識を行った。特に、バーストパルスベージングの自動化を進める際に問題となる、血圧波形からの正確な心拍周期検出方法について研究を行い、振幅変化を利用した波形認識方法を考案した¹¹⁾。シミュレータを用いた実験結果からは、振幅の5倍程度の基線変動に対しても確実に心拍周期を検出し誤動作のないことが確認された。これは、通常血圧波形の変動に十分対応できる動作と考えられる。

次に動物実験では、バーストパルスベージング中の心拍数検出において、ダイクロティックノッチの影響が除去され、また期外収縮も正確に検出された。さらに、電気刺激を加えた場合の期外収縮発生時間のずれに対しても、血圧波形を測定することにより電気刺激による興奮の有無を判別し、すばやくバーストパルスの刺激時点を移動させ、安定な刺激パルスのタイミングを決定することが可能であった。今回、血圧波形からの心拍周期検出に使用した変化幅の1/8という検出閾値は、動物実験において経験的に設定した値であるが、心臓の状態が悪化した場合にはダイクロティックノッチも減少するため実験開始時においてその値を設定した場合にも、検出における誤動作は見られなかった。しかし、トランスデューサの特性、検出部位あるいは時間的変動などを考慮して、さらにこの値の最適な設定方法を検討する必要があると考えている。

シミュレータおよび動物実験結果から頻脈制御においては、従来人が行っていた操作時間よりも格段に早く調整が終了し、また血圧降下の際には直ちにベージングを中止し、安全なデマンドベージング動作への移行が可能であることを確認した。従って、血圧波形を検出しマイクロコンピュータですばやく刺激を行う方法を開発したことにより、頻脈に対するより安全な刺激が可能になったと考える。今後はさらに、頻脈がうまく制御されない場合のバースト電流の設定方法について検討し、また右心房ベージングによる上室性頻脈の治療用プログラムを追加していきたいと考えている。

次に、除細動方法について考察する。現在、心筋に対し電気刺激を行う点での類似性から、ペースメーカーと除細動器の機能を兼ね備えた装置の開発が求められているが¹²⁾、植込み式はもちろん体外式でも、本装置のような徐脈および頻脈に対するベージングと除細動双方の機能を実現する装置の報告は見られない。その主な原因としては、センシング方法あるいは回路の複雑さがあげられる¹³⁾。しかし、著者らは細動検出に対

しては血圧波形を検出することにより細動判別の信頼性を向上させ^{15,16)}、さらに新しい回路方式を導入した電池式除細動器を開発し動物実験を行っている¹⁷⁾。本装置の除細動出力部にも、この除細動器と同様の回路を使用した。ここでは、コンピュータ側の負荷を軽減するために、刺激電圧とパルス幅は除細動器の可変抵抗器により設定し、ペースメーカー本体からは充電開始信号および電極切換え信号を送出する方式を用いた。その結果、電気的なアイソレーションや個々の動作の確認が容易となり、また除細動器本体のみで確実な除細動電圧、パルス幅を設定したうえでマイクロコンピュータと組み合わせ、総合的な実験を行うことが可能であった。

本装置には、16ビットマイクロコンピュータシステムを2台使用し、波形認識・出力制御のプログラムをそれぞれ独立に開発し、さらにROM化して実験を行った。開発当初、マイクロコンピュータ1台を用いたシステムの開発を試みたが、演算時間およびプログラム開発の容易さなどから、2台のマイクロコンピュータを使用しソフトウェア的に信頼性の高いシステムを開発することができた。

6. 結 論

マイクロコンピュータを内蔵した汎用心臓ペースメーカーを用いて、頻脈に対する自動頻脈制御機能および除細動機能を実現し、動物実験によりその動作を確認した。本装置は、手軽な操作で不整脈の制御を行うことができるため、さらに小型化・高信頼度化することにより有効な制御装置になると思われる。

本論文の要旨は、第21回日本ME学会大会、第2回医用精密工学シンポジウムおよび第7回世界ペースメーカーシンポジウム(ウィーン、1983年)において発表した。なお、本研究の一部は文部省科学研究費補助金(課題番号58750301)の援助の下に行われたものである。

参 考 文 献

- 1) ペースメーカー委員会(委員長、堀原一、調査担当、横山正義):心臓ペースメーカー植込み調査(1983)
- 2) 井原勝彦, 川島康生, 中埜 爾, 佐藤重夫:心臓ペースメーカー最近の動向, 人工臓器, 12-6, 1001/1008 (1983)
- 3) Paul F. Craneheld, Benjamin J. Scherlag, Billy K. Yeh & Brian F. Hoffman: Treatment of acute cardiac failure by maintained postextrasystolic potentiation, Bull. N. Y. Acad. Med., 40-11, 903/913 (1964)
- 4) 池田晃治, 仲 勝信, 長尾 恒, 坂本 原, 和田寿郎, 近田伸一: 2連性刺激(Paired Pulse)の臨床応用の可能性, 医用電子と生体工学, 5-1, 11/16 (1967)

- 5) 齊藤義明, 林 豊彦, 田村康二, 山添 優, 竹内 誼, 江口昭治: 新しい頻脈性不整脈治療用 Burst Pulse Pacemaker の開発について, 医用電子と生体工学, 16-特別号, 1 (1978)
- 6) 山添 優, 林 豊彦, 松田博人, 渋谷敏幸, 田村康二, 柴田 昭, 齊藤義明: Burst Pulse Pacemaker に関する研究 (第2報), 第2回ペースメーカーに関する公開研究会プロシーディングス, 102 (1978)
- 7) K. Tamura, M. Yamazoe & Y. Saito: Termination of ventricular tachycardia by pervenous burst pulse pacemaker, Proc. 6th World Symp. on Cardiac Pacing (1979)
- 8) 須磨幸藏: 生体に対する刺激と治療, 3 心臓の刺激, B Paired Pulse Stimulation, ME 入門講座, 2, 67/84, 金原出版 (1970)
- 9) 齊藤義明, 牧野秀夫, 竹内 誼, 江口昭治: 心房心室同期デマンドペースメーカーのR波検出に関する研究, 医用電子と生体工学, 16-1, 19/26 (1978)
- 10) 山添 優, 柴田 昭, 齊藤義明, 木滝 徹, 牧野秀夫, 加藤直司, 田村康二: 心室ペーシング用カテーテル電極を用いた除細動に関する研究, 第5回ペーシングに関する研究会プロシーディングス, 195/196 (1981)
- 11) 牧野秀夫, 尾崎真浩, 齊藤義明, 田村康二, 三田村好矩, 三上智久: 汎用心臓ペースメーカーにおける自動頻脈制御, 第2回医用精密工学シンポジウム論文集, 225/230 (1983)
- 12) J. Buffet, J. F. Meunier, J. P. Gautier & J. P. Jacquet: Chap. 3 Technology and reliability of microprocessors used in pacemaking, The Third Decade of Cardiac Pacing, 429/443, FUTURA Publishing Co. (1982)
- 13) Richard V. Calfee, Pat Gorkon & Ross G. Baker, Jr.: Technical advances in cardiac pacing. The Third Decade of Cardiac Pacing, 471/477, FUTURA Publishing Co. (1982)
- 14) M. Mirowski, Morton M. Mower, Philip R. Reid & Levi Watkins, Jr.: Automatic implantable defibrillator, Pacemaker Therapy, 195/207, F. A. Davis Co. (1983)
- 15) 牧野秀夫, 齊藤義明, 三田村好矩, 鈴木幸司, 立木利一, 三上智久: Design for an implantable defibrillator using a novel heart beat sensor, 電子通信学会技術研究報告, MBE 84-12, 43/48 (1984)
- 16) 牧野秀夫, 齊藤義明, 三田村好矩, 鈴木幸司, 立木利一, 三上智久: Development of an implantable defibrillator (Part 2), 電子通信学会技術研究報告, MBE 84-26, 81/86 (1984)
- 17) 牧野秀夫, 齊藤義明, 三田村好矩, 鈴木幸司, 立木利一, 三上智久: ペーシング機能を有する自動除細動器の開発, 人工臓器, 14-3, 1432/1435 (1984)

External Type All-purpose Cardiac Pacemaker System*

Hideo MAKINO**, Masahiro OZAKI***, Yoshiaki SAITOH**

Kohji TAMURA†, Yoshinori MITAMURA††, Tomohisa MIKAMI††

A microcomputer-based pacemaker system for evaluating the pacemaker treatment of arrhythmia is described. This system can function not only as a demand pacemaker but also as a pacemaker for tachycardia control as well as a defibrillator. All stimulations are delivered through a catheter electrode in the right ventricle and a subcutaneous electrode. For the detection of arrhythmia, ECG and blood pressure signals are used. In particular, the blood pressure signal is useful to detect the actual heart rate during burst pulse pacing which is capable of controlling ventricular tachycardia automatically. Moreover, during burst pulse pacing, special attention is paid to detecting hypotension in order not to cause ventricular fibrillation. Pacing failure is quickly sensed from variations in R-wave pulse amplitude and pulse width.

When, after the heart has been stimulated, the ECG shows no response, and hypotension continues without any rhythmic contraction, a battery-operated defibrillator is triggered and defibrillation is accomplished automatically.

This system has been designed using two 16-bit microcomputers, one of which performs signal processing and the other, output control. In animal experiments, examples of the use of the system for demand pacing, tachycardia termination, and defibrillation are given. This system may be used to study tachycardia termination and defibrillation in clinical laboratories.

* Received on Oct. 16th 1984, Revised on Apr. 12th 1985

** Department of Information Engineering, Faculty of Engineering, Niigata University, Niigata

*** Department of Information Engineering, Faculty of Engineering, Niigata University, Niigata (presently Toshiba Co. Ltd., Tokyo)

† The Second Department of Internal Medicine, Yamanashi Medical School, Nakakoma-gun, Yamanashi-ken

†† Research Institute of Applied Electricity, Hokkaido University, Sapporo