

## 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\*

齋藤 義明\*\*・牧野 秀夫\*\*・竹内 誼\*\*\*・江口 昭治\*\*\*

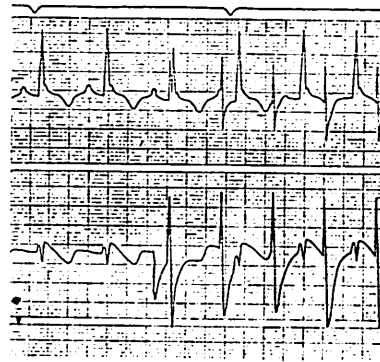
## 1. はじめに

心室刺激心臓ペースングは広く普及しており、その適応も拡大されつつある。著者らも従来、完全房室ブロックを中心に長期ペースングを、また心臓手術直後の症例には一時的ペースングを積極的に応用し、ほぼ満足すべき結果を得ている。しかし、一部の症例、たとえば重症心臓手術直後の症例では不整脈の制御には有効でも、心臓のポンプ機能の点では必ずしも満足できない場合<sup>1)</sup>が報告されており、著者らも経験している。この理由として、心室ペースングでは心臓のポンプ機能に 20~30% 寄与しているといわれる心房収縮が、心室収縮に同期していないことによるところが大きいと考えられている<sup>2-6)</sup>。これに対し P 波同期型や心房心室同期ペースメーカーが開発されているが、機構の複雑さのために故障の頻度が高いこと、電極縫着が煩雑でありペースングが不安定なこと、また大多数の症例では心室ペースングでは目的を達することができないという理由のため<sup>7)</sup>、まだ広く普及しているとはいえず、使用経験が放見される程度である<sup>8)</sup>。以上の現状より、著者らは単極刺激による心房心室同期ペースメーカーを独自に開発し、主として心臓手術直後の症例の一時的ペースングに応用し、満足すべき結果を得ているので、今回はその電気的な面、特に R 波検出の問題点と、その対策を中心に報告する。

## 2. 単極刺激による心房心室同期デマンドペースメーカーの問題点

心房心室同期ペースングでは、一定の間隔において心房と心室を同期的に刺激するために、心房にも電極を縫着する必要がある。臨床応用を容易にするため、心房、心室共に単極刺激としたが、この場合、双極刺激に比し、心室のデマンド機能が心房刺激波の干渉を受けやすく、デマンド機構の誤動作の問題が生ずる。すなわち、心房心室同期ペースメーカーでもデマンド機能が必要と考えられるが、これは一般に R 波を検出することにより行われており、著者らの装置でも同様で

ある。この R 波の電圧は、心房刺激波の数千分の一であり、心房刺激波が心室壁内電位誘導電極に干渉する場合、R 波以上の大きな電圧となり、デマンド機構が誤動作する原因となる。第 1 図は雑犬で 6 mA, 1 ms 幅のパルスで単極心房刺激をした心電図 (上) と単極誘導による心室壁内電位 (下) であるが、大きな干渉波形が心室壁内電位に現われている。この干渉波形が、数 ms 程度の狭い幅の波形であれば、ゲート回路により取り除くことができるが、実際にはかなり長い尾を引いた波形であり、これを全部ゲート回路で取り除こうとすると、R 波までも取り除かれてしまう。



第 1 図 心房ペースングの心室への干渉波形 (上: 第 II 誘導心電図, 下: 心室壁内誘導電位)

Fig. 1 Interfering waveform of atrial stimulation to ventricle (upper panel: ECG in lead II, lower panel: ventricular myocardial potential)

## 3. 干渉波形の性質

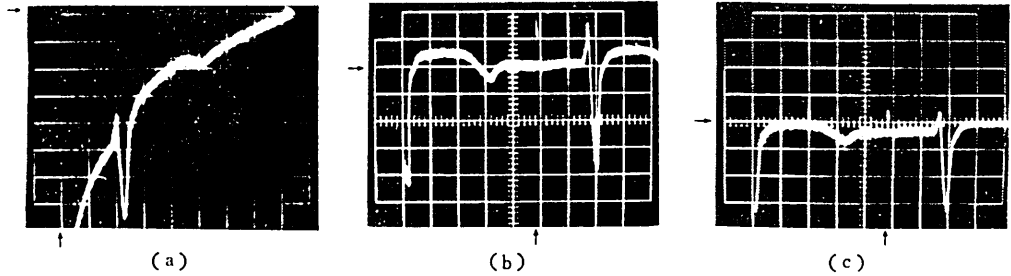
## 3.1 不閉電極共通の場合

干渉波形の性質を詳しく述べる。この際問題となるのは、6 章で述べるゲートオフ時間、すなわち 40 ms 以後の波形である。第 2 図 (a) は、犬を用いて単極心房刺激時に単極誘導により心室壁内における干渉波形を横軸 50 ms/div, 縦軸 10 mV/div で記録したもので、心房刺激の不閉電極 (ステンレス 0.3 mmφ, 20 mm 長) を、心室壁内電位測定用のアースとしても用いている。この場合、400 ms 以上にわたり心房刺激パルスの干渉波形が尾を引いていることがわかる。また比較のために双極心房刺激で単極誘導により心室

\* 昭和 52 年 7 月 15 日受付, 昭和 52 年 10 月 17 日改訂

\*\* 新潟大学工学部電子工学科

\*\*\* 新潟大学医学部第二外科教室



第 2 図 (a) 心房単極刺激時の単極誘導による心室壁内電位 (H : 50 ms/div, V : 10 mV/div)  
 (b) 心房双極刺激時の単極誘導による心室壁内電位 (H : 50 ms/div, V : 10 mV/div)  
 (c) 心房単極刺激時の双極誘導による心室壁内電位 (H : 50 ms/div, V : 10 mV/div)  
 Fig. 2 (a) Waveform from ventricular myocardial unipolar electrode by a unipolar atrial stimulation  
 (b) Waveform from ventricular myocardial unipolar electrode by a bipolar atrial stimulation  
 (c) Waveform from ventricular myocardial bipolar electrode by a unipolar atrial stimulation

壁内電位を記録したものが同図 (b) であり、逆に単極心房刺激で双極誘導により心室壁内電位を記録したものが同図 (c) で、共に干渉波形はほとんど認められない。さらに双極心房刺激双極誘導の場合も同図 (c) と同様に干渉波形はほとんど認められない。以上の心房刺激電流は 6 mA, 1 ms 幅のパルスであり、図中横軸に ↑印のある時刻に心房刺激パルスを加えており、縦軸に →印のある目盛がベースラインである。

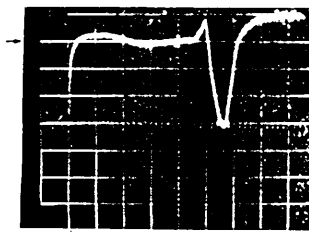
上記のことより、少なくとも心室側を双極誘導にすることにより、心房刺激波形の干渉の影響は問題なくなるように思われるが、ペースングが不要になった時点で、これを引き抜くときの危険を考えると、たとえ心室用電極であっても、1本の方がより安全であると考え、電気的には最も不利であるが、心房心室共に単極の場合について検討を進める。

さて、第 2 図で推定されるように心房刺激用不閃電極に問題があると考えられ、その胸壁との接触面積を広くしてみた。ステンレス板を用いその面積を 4 cm<sup>2</sup> 以上に広くすると、第 3 図のごとくほとんど干渉波形は認められなくなる。このことより不閃電極の分極作用により、干渉波形が生じたと考えられる。ステンレ

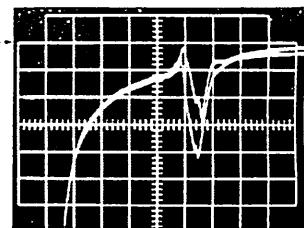
ス板は長期間空気に放置されたものを使用した。銅板を用いる場合は第 3 図と同じ波形にするためには表面をやすりで研ぐ必要があり、面積も 8 cm<sup>2</sup> 必要であった。板の材質をアルミニウムにするとやすりで研いで 24 cm<sup>2</sup> としても効果がなかった。このように不閃電極にステンレス板を用い、その面積を広くすることにより、干渉波形の影響はほとんどなくなるが、臨床応用の立場で考えると、体外ペースングの場合、数日にわたって広い接触面積を維持することは不都合であると思われ、別の方法を検討した。

不閃電極として 0.3 mmφ ステンレス線を用い、胸壁に刺入する長さを少しずつ長くしていくと、干渉波形の尾の部分少しずつ少なくなっていく。そして、4~8 cm までの長さでは、干渉波形は刺入長に関係なくほぼ同じ曲線となる。

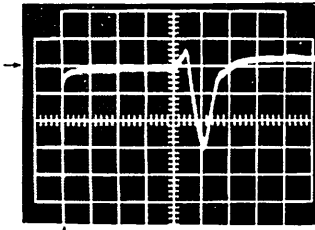
次に心室壁内電位誘導電極の縫着部位による干渉波形の影響を調べるために、右室心尖部および心房から 5 mm 離れた右室壁内より、同時に単極誘導により電位測定を行い二現象表示したものが第 4 図である。最初の 90 ms では波形が重なって 1本の曲線となっている。



第 3 図 ステンレス板 (4 cm<sup>2</sup>) を不閃電極に使用した場合の心室壁内電位 (H : 20 ms div, V : 10 mV/div)  
 Fig. 3 Waveform from ventricular myocardial electrode using stainless steel plate as an indifferent electrode



第 4 図 同時に 2 箇所より単極誘導した心室壁内電位 (H : 20 ms div, V : 10 mV div)  
 Fig. 4 Waveforms induced simultaneously by two ventricular myocardial unipolar electrodes



第5図 不関電極と心室壁内電位誘導用アース電極を分離した場合の心室壁内電位 (H: 20 ms/div. V: 10 mV/div)

Fig. 5 Waveform from ventricular myocardial unipolar electrode separating the indifferent electrode of atrial stimulation from common electrode inducing ventricular electric potential

### 3.2 不関電極とアース電極分離の場合

心房刺激電極を単極とし、ワイヤを用いた不関電極を胸壁に置き、心室壁内電位誘導用電極を単極誘導とし、アース端子を心房刺激用不関電極から離れた部位の胸壁に接続すると、第5図のように干渉波形の影響が大幅に少なくなり、アース端子を不関電極から離すほど影響は少なくなる。第5図の場合は成犬 (10 kg) で胸壁の電極間距離を 4 cm にした場合で、心房刺激パルスより 5 ms 後は干渉波形が認められない。この現象に対する説明は次のように考えられる。すなわち、心室壁内電位誘導用アース電極を心房刺激用不関電極から離すことにより、心房刺激パルスによって不関電極に生じた分極の心室壁内電位誘導用アース電極に及ぼす影響が軽減される。

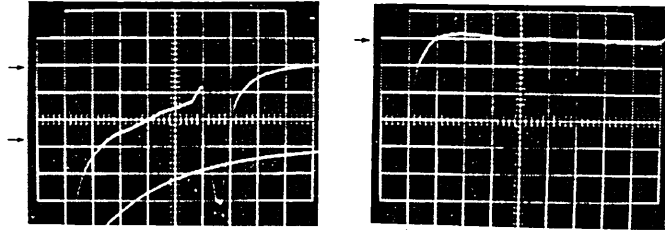
本章で調べた干渉波形の性質は、心房および心室に用いる電極の材質 (白金, ステンレス, 銅, ニッケル, 鉄) および形状には無関係であった。

## 4. R波検出回路

心房刺激波の心室壁内電位誘導電極への干渉を、電子回路で除去する方法について考える。最初に考えられる方法は CR 結合増幅器の CR の時定数を小さくすることである。この場合、犬の R 波のように幅が狭く立ち上がりの速い波形に対しては、この方法で十分有効であるが、ヒトの場合は R 波の幅が広くなり、特に心室性期外収縮のように立ち上がりが緩やかで幅の広い R 波に対しては、R 波検出感度の不足が生じる。そこで次に述べる二つの方法について検討した。

### 4.1 シミュレート回路を用いる方法

3.1 で述べたように、干渉波形は心室壁内電位誘導電極の縫着部位や、心筋に縫着する電極の材質や形状、



第6図 (a) 心室壁内電位 (上) とシミュレータ出力 (下) (H: 20 ms/div, V: 10 mV/div)  
(b) 図 (a) の二つの波形を差動増幅した波形 (H: 10 ms/div, V: 10 mV/div)

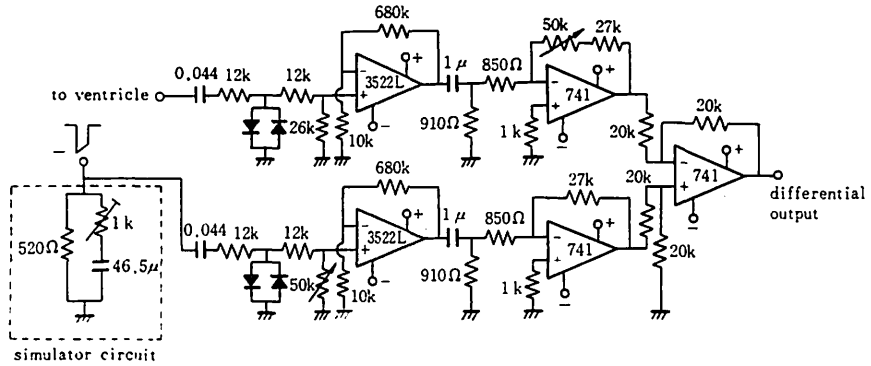
Fig. 6 (a) Waveforms from ventricular myocardial unipolar electrode (upper panel) and simulator output (lower panel)  
(b) Differential amplifier output waveform of the waves shown in Fig. 6 (a). Indifferent electrode: stainless steel wire

さらに不関電極の刺入長をある程度以上長くするとその長さに無関係であることから、電子回路によって干渉波形と同じ波形を作り出し、心室電位と差をとれば、R 波のみを検出することができる<sup>9)</sup>。干渉波形の時間的变化は、刺激パルスを一次の積分回路に加えたときのそれとほぼ等しいので、簡単なシミュレート回路で干渉波形を相殺することができる。

第6図 (a) 上は共通電極として 40 mm 長、0.3 mmφ ステンレス線を用い心室壁内電位を記録したものであり、同図 (a) 下はシミュレータよりの波形である。識別しやすくするため、シミュレータの波形を 2.7 div 下に移動してある。この両者の波形を差動増幅器に加えると同図 (b) のようになり、40 ms 以降で干渉波形の影響は問題なくなっている。このときのシミュレート回路は第7図の点線内に示され、この積分定数は約 32 ms であるが、2割程度の値の変動はあまり問題とならない。実験結果では、心室から誘導した電位を直接相殺するよりも、第7図に示すように、CR 結合2段で 40 dB 程度増幅した後に相殺する方がさらに有効であることが判明した。

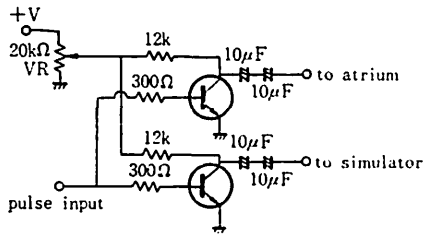
この理由は、差動増幅器が雑音を発生するので後段に用いた方が有利であることと、相殺すべき大きな波形を増幅器でクリップさせこの部分を増幅度により、それ以後の緩やかな部分をシミュレート回路の時定数により相殺するので調整が容易となることである。

不関電極として 0.3 mmφ ステンレス線を用い、刺入長を 5~80 mm まで変化しても相殺効果は有効であった。この場合のシミュレート回路の積分時定数は、刺入長 40 mm の場合の値で約 38 ms であった。心房刺激電流を変化する場合は、心房刺激用パルス増幅回路とシミュレータ用パルス増幅回路に、全く等しい



第7図 シミュレート回路と差動増幅回路  
Fig. 7 The simulator and differential amplifier circuits

電源電圧を供給することにより、波形相殺を行わせることができる。この回路を第8図に示す。心房刺激電流6mAの場合に設定した定数で心房刺激電流を0~14mAまで変化しても、相殺は可能であった。なお、心室刺激パルスによっても心室壁内電位誘導回路に長く尾を引いた波形が生ずるが、これの除去にもシミュレート回路は有効である。

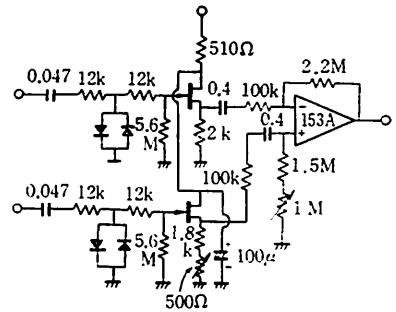


第8図 シミュレート駆動用パルス増幅回路  
Fig. 8 Simulator drive amplifier circuit

4.2 不閉電極をアース端子と分離する方法

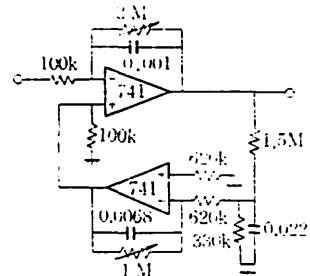
3.2で述べたように、心房刺激用不閉電極と心室壁内電位誘導用アース端子を分離して、別々に胸壁に接続することにより干渉波形の影響が問題にならなくなる。しかし、このことは心房用回路と心室用回路を電源のアースを台めて完全に独立させなければならないことになり、共通電源では動作させえない不便がある。そこで心室壁内電位増幅回路を平衡入力型とし、一方を心室筋へ、他方を胸壁へ接続し、アース端子は心房の不閉電極と回路内で接続する方法を採用したが第5図とほぼ同様の結果が得られた。こうすることにより、心房用回路と心室用回路は共通の電源を用いることができる。この回路図を第9図に示す。

さて、心筋硬塞の場合のように幅の広いR波にも対応できるように、CR結合回路の時定数を大きくした結果、心室刺激パルスによって、R波検出回路に長く尾を引いた波形が生じるが、この問題に対しては、第



第9図 平衡入力回路  
Fig. 9 Balanced input circuit

10図に示す直流補償回路を考案して用いて解決した。この回路は、ハイパスフィルタに似た働きをするが、ループの内部に利得を有するので、ドリフトや緩やかな変化を除去する能力にすぐれている。したがって、この回路だけでも心房刺激の干渉波形対策として相当の効果を有するが、より確実な動作を期待するために二重の対策を施している。



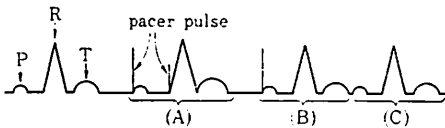
第10図 直流補償回路  
Fig. 10 DC feedback circuit

5. デマンド方式

心室はvulnerable periodに電気刺激が加わると心室細動になりやすく危険である。このため、心室収縮後一定の期間内の刺激を抑制する方法がとられている

が、これは心室に刺激を加えるどのような装置にも必要である。一方、心房の vulnerable period はあまり問題にならないように思われる。雑音を用いて心房電気刺激により心房細動を誘発しても、心室細動にはなかなか移行せず、この意味では心房刺激にはデマンド機能はなくてもよいのではないかと考えられる。

以上より、デマンド動作はR波による抑制方式とし第 11 図の心電図モデルを考えたり。(A) は自己リズムにおける R-R 間隔が長く、ペースパルスに抑制のかからない場合であり、(B) は R-R 間隔がやや短くなり、心室刺激のみに抑制のかかる場合、(C) は R-R 間隔が短く心房刺激、心室刺激共に抑制のかかる場合である。いずれも R波が基準になって次の心房刺激、心室刺激の間隔が定まり、その時間差が delay time となる。



第 11 図 デマンド機能を示す心電図のモデル  
Fig. 11 Schematic drawing illustrating demand function by both atrial and ventricular activity

6. Refractory period

多くの心室ペースメーカは、刺激パルス発生後二百数十 ms の間、デマンド機能が停止するようになっている。しかし、心室刺激波が出て心室が応じないで、refractory period 内に自発の心室収縮が起こる場合、次のペースメーカの心室刺激波が vulnerable period におちる危険がある。このため refractory period はできるだけ短い方が安全であると考えられる。また、前記のデマンド方式を採用するためには、常に R波を検出する必要がある。このため、本装置では refrac-

tory period を心房刺激直前から 40 ms、心室刺激直前から 80 ms とした。

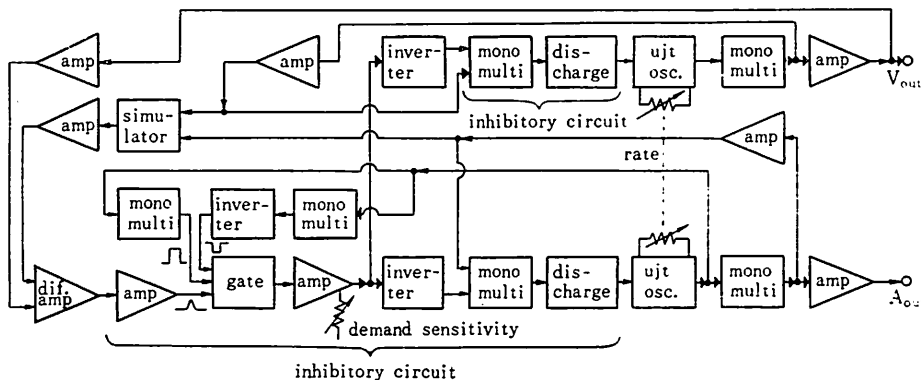
このゲートオフ時間は、長い方が電氣的に設計が容易となるが、生理的には短い方が望ましいと考えられる。すなわち、心房刺激中にも心室で R波の発生する可能性があり、ゲートオフ時間が QRS の幅より狭ければこれを検出できる。

7. ブロック図および仕様

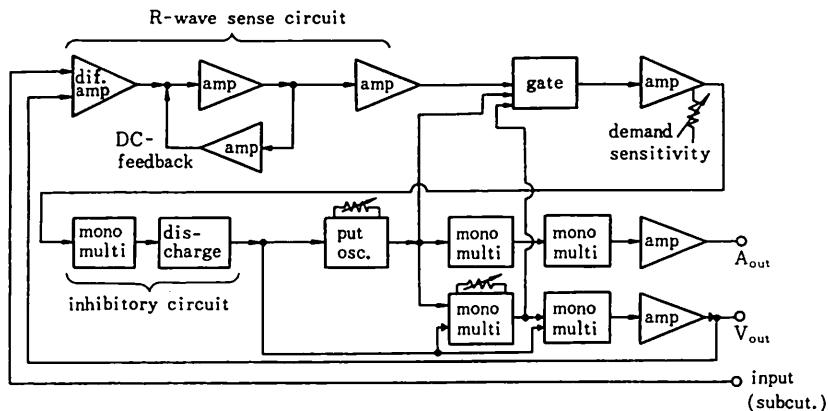
2 種類の心房心室同期デマンドペースメーカを試作した。それらの基本的な違いは、おもに R波検出回路である。以下に、それぞれのブロック図とその動作説明を述べる。

7-1 シミュレータを用いた装置

この装置のブロック図を第 12 図に示す。動作は次のようになる。ujt 発振回路で希望するレートのパルスを作り出し、モノマルチで刺激パルス幅を決定する。パルス増幅後一方は心房壁に、他方はシミュレート回路に導く。ここで心室壁内電位誘導電極に干渉してくる波形と同じような波形に修正し、40 dB 程度増幅した後心室からの増幅された信号を相殺し、ゲート回路に導く。ゲート回路は先の ujt 発振回路により駆動され、心房刺激直前より 40 ms の間は閉じており、他の時期は開いている。次の増幅器は CR 結合となっており、立上り 40 ms より緩やかな信号は減衰されるため、R波のみを検出増幅し、心房、心室刺激抑制回路に導く。このとき、デマンド感度を設定できる。心房刺激と心室刺激の間の時間差、すなわち A-V delay time は 2 個の ujt の発振周期の差から作り出される。R波を常に検出する必要から、心室刺激波に対してもシミュレート回路、差動増幅器が動作するようになっている。



第 12 図 シミュレータを用いた装置のブロックダイアグラム  
Fig. 12 Block diagram of the device with simulator



第 13 図 平衡入力回路を用いた装置のブロックダイアグラム  
 Fig. 13 Block diagram of the device with balanced input circuit

7.2 平衡入力回路を用いた装置

この装置のブロック図を第 13 図に示す。動作は次のようになる。put 発振回路で希望するレートのパルスを作り出し、心房刺激波をゲート信号より遅らせるためのモノマルチ、続いて刺激パルス幅決定用のモノマルチを駆動し、パルス増幅を行い、これを心房刺激波出力としている。R波検出部は差動入力であり、反転入力側は心室電極に、非反転入力側は胸壁に接続される。

この方法で、心房刺激による心室壁内電位誘導電極への干渉波形の影響を大幅に減少させ、さらに 20 dB 程度増幅した後に、直流掃選回路およびゲート回路により干渉波形を取り去り、R波のみを検出し、心房・心室刺激抑制回路に導く。ゲート回路は、先の put 発振部および A-V delay time 用のモノマルチにより駆動され、心房刺激直前より 40 ms、心室刺激直前より 80 ms の間は閉じており他の時期は開いている。また put 発振部は、A-V delay time を作り出すモノマルチ、刺激パルス幅決定用のモノマルチを駆動し、それを増幅して心室刺激波出力を作り出している。

7.3 両装置の仕様

体外式心房心室同期デマンドペースメーカーとして設計した本装置の仕様は次のとおりである。

- i) レート 50~180 ppm 可変, ii) delay time 50~400 ms 可変, iii) 心房刺激電流 2 ms 幅, 0~12 mA 可変, iv) 心室刺激電流 0.8 ms 幅, 0~12 mA 可変, v) デマンド感度 0.8 mV 以上可変。

8. デマンド効果

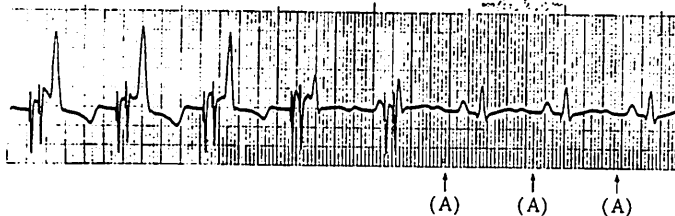
第 14 図は、犬を用いて A-V ペーシングを行いなから、ペーシングレートを落としていった場合で、心房刺激、心室刺激共に抑制されることを示している。

第 15 図は、ヒトの場合の A-V ペーシング時に期外収縮が起こり、心房刺激、心室刺激共に抑制される場合 (A)、および心室刺激のみ抑制される場合 (B) を示している。後者の場合、心房刺激直後に期外収縮が起こっており、このような場合にも有効にデマンド機能が働いていることを示している。

9. 考 察

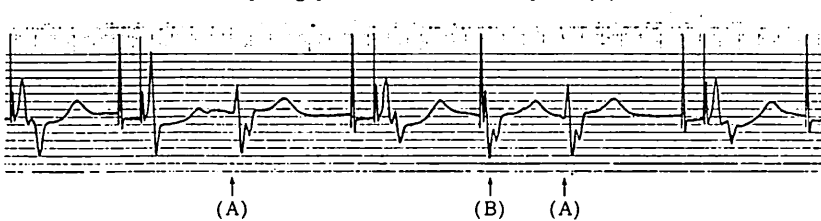
心房心室同期デマンドペースメーカーを試作した。臨床応用を容易にするため単極刺激としたが、心房刺激波の心室壁内電位誘導電極への干渉による心室デマンド回路の誤動作が問題となり、R波検出に関して 2 種類の方法を検討し、いずれも解決策として有効であることがわかった。

一つはシミュレート回路を用いる方法である。すなわち、シミュレート回路、差動増幅回路、ゲート回路を導入し、refractory period を 40 ms 設けるだけで、デマンド動作を可能にした。シミュレータの素子感度は低く、心筋電極の場合だけでなく、心内膜電極の場合にも有効に適応できた。シミュレート回路の積分時定数は、動物実験で定めた定数のままでヒトの場合にも適用できた。素子感度の低い理由は相殺すべき干渉波形の部分が刺激後の 40 ms 以後であり、不関電極の分極作用によるためヒトや動物に関係なくほぼ一定の時定数となるものと考えられ、また心室壁内電位導出後 2 段の CR 結合増幅器を通した後に相殺していることもその理由の一つにあげられる。不関電極の刺入長は 5~80 mm まで変えても全く相殺効果に変わりはなかった。このことより不関電極の材質を他の物に変えてもシミュレータの効果は有効と考えられる。心房刺激に対する refractory period は、心房刺激波の直後に出現する心室性期外収縮にも対処するため、



第 14 図 刺激レートを低くした場合のデマンド動作を示す心電図

Fig. 14 ECG showing adequate demand function with decreasing pacing rate. All pacing pulses are inhibited at point (A).



第 15 図 期外収縮によるデマンド動作を示す心電図

Fig. 15 ECG showing adequate demand function with extrasystole. Both atrial and ventricular pacing pulses are inhibited at point (A) and only ventricular pulse is inhibited at point (B).

QRS の幅を考慮し心房刺激直前より 40 ms としたが、十分機能を発揮している。デマンドは心房刺激、心室刺激共に R 波抑制方式としてあり、完全とは考えていないが、現時点では最良の方法と考えている。シミュレータを用いる方法は、回路が少し複雑になるが、生体に接続される電極の数が少なくすむ。

他の一つは、入力回路に平衡型増幅器を用いる方法である。入力的一方を心室筋に、他方を胸壁で心房の不関電極とは 4 cm 以上離れた部位に接続し、干渉波形の影響を除去し、さらに直流帰還回路を用いて R 波検出回路の誤動作の問題を解決した。この方法ではペースメーカーを接続する導線は 4 本になるが、心房、心室には各 1 本ずつであることには変わりなく、胸壁に導線を 2 本接続することは、臨床上ほとんど問題とならない。また R 波検出回路の refractory period を心室刺激パルス後 200 ms 以上にするか、または心筋硬塞の場合のような立上りの遅い R 波を検出対象外とするならば CR 結合の時定数を小さくできるので、干渉波形の対策としては、平衡入力回路のみ、または直流帰還回路のみでも十分であることが、別に試作した装置によって確認されている<sup>10)</sup>が、本装置では広い応用を考慮したので refractory period を短くし、二重の対策を施してある。

以上述べた方法のどれがすぐれているかについては、心室壁内電位を双極誘導する方法も含めて、今後多くの臨床応用の結果を待って結論を出していかなければならないと考えている。

## 10. 結 論

心房心室同期デマンドペースメーカーを試作し臨床に適用し、安定にかつ安全に動作することを確認した。今後、この装置を改良すると共に、臨床例について検討していきたい。なお本論文の概要の一部は、第 14 回日本 ME 学会大会で報告した。

## 文 献

- 1) Robert, P. Hodam & Albert Starr: Temporary postoperative epicardial pacing electrodes, *Annals of Thoracic Surgery*, 8, 506/510 (1969)
- 2) Sam E. Stephenson, Jr., W. H. Edwards, P. C. Jolly & H. W. Scott, Jr.: Physiologic P-wave cardiac stimulator, *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 38, 604/609 (1959)
- 3) Sol Center, David Nathan, Chang Yu Wu & Dario Duque: Two years of clinical experiences with synchronous pacer, *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 48, 513/526 (1964)
- 4) 田中茂夫: 心臓ペースメーカー装着時における心房収縮の心機能におよぼす影響に関する研究, *日本胸部外科学会誌*, 19, 591/611 (1971)
- 5) Josh Fields, Barouh V. Berkovits & Jack M. Matloff: Surgical experience with temporary and permanent A-V sequential demand pacing, *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 66, 865/877 (1973)
- 6) R. Donald Woodson: Atrial pacing in cardiac surgical management, *Northwest Medicine*, 1109/1114 (1967)
- 7) 池田晃治, 安喰 弘, 藤堂景茂, 李 美 湖, 三崎拓郎, 岩 番: 心房同期ペースメーカーの使用経験, *胸部外科*, 25, 609/617 (1972)
- 8) 三好恵一, 桜井潤司, 坂東 健, 岩 番: 開心術後不整脈のペースング療法, 第 13 回日本 ME 学会大会資料集 (1974)

- 9) 渡辺 強, 武藤浩一, 深町壮彦, 堀 原一, 豊島英徳:  
ペースング中の心内 ECG 記録の一方. 第 12 回日  
本 ME 学会大会予稿集 (1973)
- 10) 斎藤義明, 牧野秀夫, 竹内 暁, 星 博夫: A-V ペ  
ースメーカーの改良, 昭和 51 年度電子通信学会信越支  
部大会 (1976)

### R-wave Sensing Problem and its Solution in A-V Sequential Demand Pacemaker\*

Yoshiaki SAITO\*\*, Hideo MAKINO\*\*, Yoshimi TAKEUCHI\*\*\*, Shoji EGUCHI\*\*\*

Ventricular pacing has recently become widely popular along with notable improvements made in the engineering aspects, and its application has gradually widened.

In our experiments, permanent and temporary pacings have been used respectively on the patients suffering from complete A-V block and on those in postoperative state with satisfactory results.

However, in some patients, who had been in far advanced cardiac dysfunction, ventricular pacing itself has been found inadequate to improve deteriorated postoperative cardiac functions, although it has proved sufficient to control arrhythmias. The reason is based on the negation of atrial contraction which is known to boost cardiac function up to 20 to 30 per cent when it is synchronized with ventricular contraction.

Subsequently, we have developed a new A-V sequential demand pacemaker to apply temporarily to patients immediately after open heart surgery and confirmed its electrical safety and reliability along with satisfactory hemodynamic response.

In this paper, we report the results obtained from this device, putting special emphasis on its R-wave sensibility.

To make clinical application easier, unipolar stimulation was used on the atrium and the ventricle. However, the problem which related to unipolar stimulation was the interference against ventricular demand mechanism by the atrial stimulation, resulting in malfunction of the demand system.

After investigating the property of this interfering wave in detail, we found that the cause was in the indifferent electrode.

Two methods of sensing R-wave are introduced. One employs a simulator which cancels the interfering wave for the ventricular electric potential, the other employs the direct current feedback circuit and two indifferent electrodes for the atrial stimulation and R-wave sensing. These methods have been proved to work perfectly with the ECG.

\* Received on Jul. 15th 1977, Revised on Oct. 17th 1977

\*\* Department of Electronic Engineering, Faculty of Engineering, Niigata University, Nagaoka

\*\*\* University of Niigata, School of Medicine, Niigata