

第 1 章

ペースメーカーの基本

1. ペーシング刺激閾値

心筋を興奮させるのに必要な最小の刺激の強さを刺激閾値という。そのエネルギーは電圧、電流、刺激時間により決まる。ヒトにおいては、電圧を変化させ電流を設定値に維持する定電流方式をとると電池消耗が大きくなり、永久ペースメーカーでは、一般的には、定電圧方式がとられている。刺激時間を延長していくと、電圧、電流閾値は低下していくがその効果は徐々に減弱し、刺激時間を延長しても電流、電圧閾値は低下しなくなる。ペーシングに必要な最低の電流を基電流という。刺激時間を短くしすぎると電流、電圧閾値が上昇し、刺激時間を長くしすぎると、電流、電圧閾値は低下しないので消費電流は大きくなる。刺激閾値が基電流の 2 倍となる点で効率が最もよく、刺激時間は 0.5 msec 付近が最も効率がよいことになる。2 msec を超える設定は電池の無駄遣いとなるだけである (図 1-1)。ペーシング出力は通常、閾値の 2 倍以上の安全域を確保して設定する。

ペースメーカー植込み後 1~2 週間は、刺激閾値は徐々に上昇し、その後、徐々に低下し定常状態に達するが、植込み時の 2 倍前後まで上昇することを覚悟する必要がある (図 1-2)。このペー

図 1-1 パルス幅と閾値の関係

刺激時間を延長していくと、電圧、電流閾値は低下していくがその効果は徐々に減弱していく。ペーシングに必要な最低の電流を基電流という。刺激時間を短くしすぎると電流、電圧閾値が上昇し、刺激時間を長くしすぎると、電流、電圧閾値は低下しないので消費電流は大きくなる。刺激閾値が基電流の 2 倍となる点で効率が最もよく、刺激時間は 0.5 msec 付近が最も効率がよいことになる。

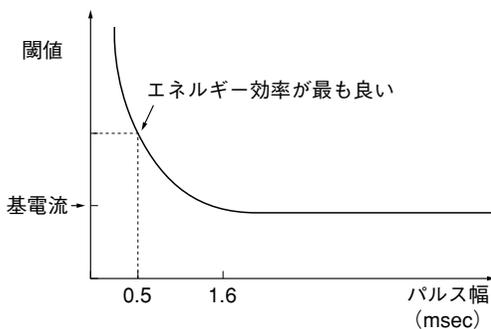
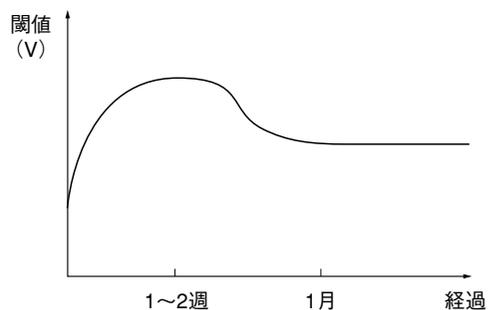


図 1-2 閾値の経時変化

ペースメーカー植込み後 1~2 週間は、刺激閾値は徐々に上昇し、その後、徐々に低下し定常状態に達するが、植込み時の 2 倍前後まで上昇することを覚悟する必要がある。ただし、電極先端よりステロイド薬が溶出する電極が開発され、閾値の上昇は抑えられるようになった。



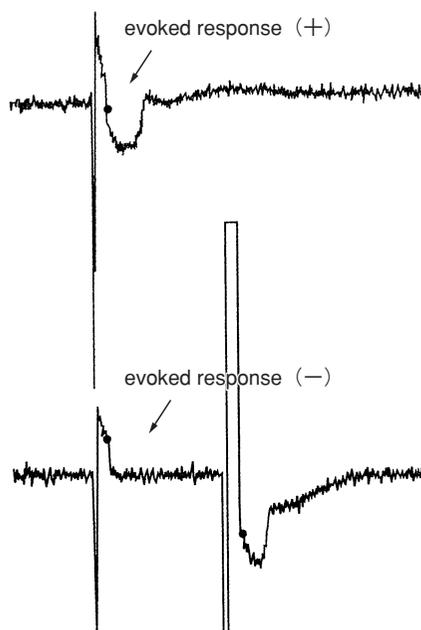
シング閾値の上昇は電極と接した部分の炎症，線維化によるものと考えられ，電極先端より，ステロイド薬が溶出する電極が開発され，閾値の上昇は抑えられるようになった．電極の表面積と抵抗値は反比例し，電極の表面積を狭くすると，電流閾値は上昇するが，電圧閾値はあまり変化しない．そこで，消費エネルギーを低下させて電池寿命を延ばすために，表面積が狭く抵抗値の高い電極が開発されている（high impedance lead）．

2. 自動閾値設定と Autocapture™

ペーシング閾値を自動測定し，閾値ぎりぎりのところでペーシングを維持できれば，電池寿命を延長することが可能である．ペーシングが心筋を捕捉したか否かを自動判定するために evoked response (ER) が利用されている（図 1-3）．生体内で通電すると電極周囲の電解質イオンが移動し（分極電圧が発生する），通電後このイオンが元に戻るため緩やかな電位変化が生じる．これを後電位（after potential）といい，二重感知の原因となる．後電位を感知させないために，心電図波型検出後や刺激発生後の一定期間はいかなる信号も検知しない blanking period を設定する必要がある．自動閾値設定においては，自己波の ER と電極の分極電圧を区別する必要がある．いくつかの自動閾値設定機能が開発されているが，St Jude Medical 社の開発した完全自動閾値調整機能である Autocapture™ の機能の利点としては，電池寿命を延長するばかりではなく，ペーシング閾値の変動に伴うペーシングミスバックアップがあげられる¹⁾．ER 信号は 30 ms 以内に現れる．ER 検知器は電極で起こる分極を誤認識しないように刺激から 15 ms 間はクローズとなり，その後 47.5 ms の間だけオープンとなる．その結果，62.5 ms 後までに ER 信号が検知されなかった場合，ペースメーカーは高エネルギーのバックアップセーフティパルスを出す．もし，実際には自己心拍があったとして

図 1-3 自動閾値設定と Autocapture™

ペーシングが心筋を捕捉したか否かを自動判定するために evoked response (ER) が利用されている．ER 信号は 30 ms 以内に現れる（上段）．ER 検知器は電極で起こる分極を誤認識しないように刺激から 15 ms 間はクローズとなっている．62.5 ms 後までに ER 信号が検知されなかった場合，ペースメーカーは高エネルギーのバックアップセーフティパルスを出す（下段）．もし，実際には自己心拍があったとしても無効刺激となるので問題はない．一方，ペーシングミスがあった場合はバックアップセーフティパルスによりペーシングがなされる．



上：キャプチャー
下：キャプチャーせず
バックアップパルス

も(たとえば、自己心拍との癒合波になっていたとしても)、無効刺激となるので問題はない。一方、ペーシングミスがあった場合はバックアップセーフティパルスによりペーシングがなされる。なお、このシステムの利用には電極周囲の分極を抑えた低分極リードの使用が必要であることが多い。

3. センシング閾値

ペースメーカーが自己の心拍を認識するうえで必要とされる最低の電位の高さを、センシング閾値という。実際には、自己の心室、心房波を認識し、T波や筋電位や雑音と区別するために、波高だけではなく、バンドパスフィルター (bandpass filter: 特定の周波数域帯のみを通すフィルター) やスルーレートが設定されているが、変更できる感度設定は、波高のみである。

心内電位の単位時間あたりの電位変化率をスルーレート (Slew rate) という。心内で記録されたQRSやP波のスルーレート (>0.5 V/s) と比べてT波のスルーレートは低い (<0.5 V/s) ため、センシング回路内のフィルターによりT波を除去することができるが、期外収縮を除去してしまうこともある。

感度設定が高すぎると、自己心拍を認識できない (アンダーセンシング) 危険があり、低すぎる

図1-4 右心耳 (RAA) で記録された心内心房 A 波と心内心室 V 波の実例

たとえ心房内であっても、V波が大きく記録されることがある。右心耳においては、A波と同等程度のV波が記録されることもあるので注意が必要である。

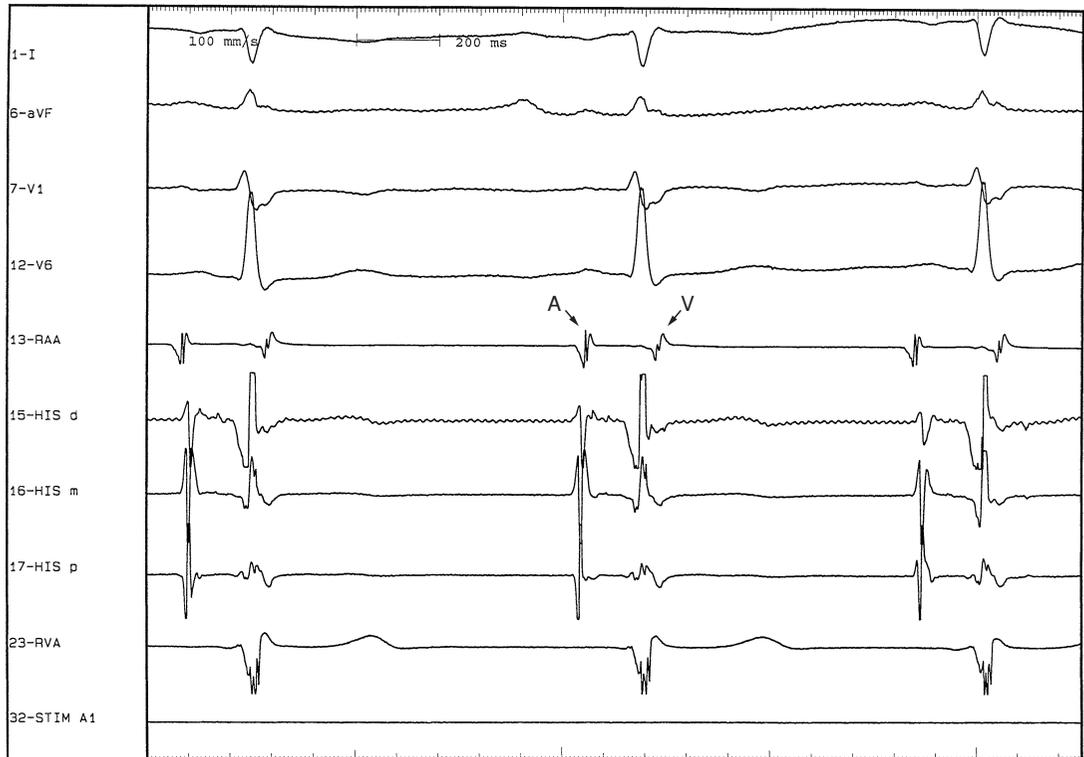


図1-5 心内A波波高は一定ではなく体位などにより変動する

P wave amplitude histogram 記録のできるペースメーカーを用いた検討では、心内A波波高は正規分布を示し、中央値の2倍に設定しておけば大きな問題はない。

Sampled P Wave amplitude histogram
 Storage period 0.7 days
 Atrium sensed 100 %
 Programmed sensitivity 1.5 mV
 Sense polarity BI

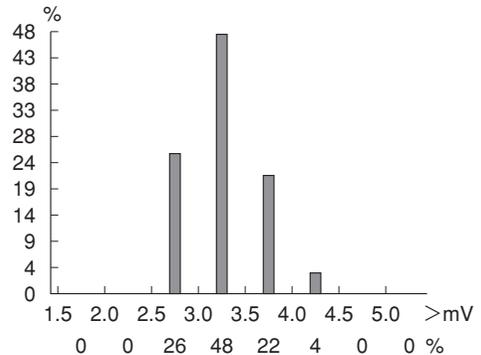
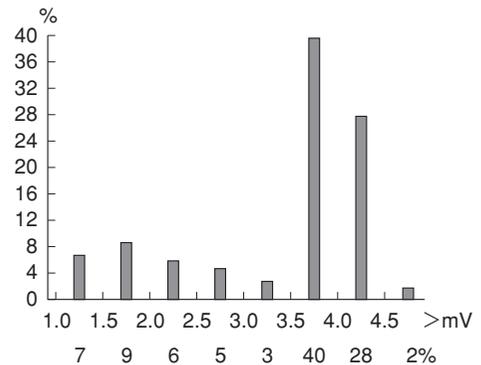


図1-6 心房細動, 期外収縮の心内A波波高は洞調律時の心内A波波高と異なり, 低いことが多い

P wave amplitude histogram 記録は二峰性を示している。



と、筋電位、雑音を自己心拍と誤認識する（オーバーセンシング）危険がある。センシング閾値は、体位、運動などにより変化するので、ペースメーカーの感度は、通常、安全域を確保してセンシング閾値の1/2以下に設定する。

たとえ心房内であっても、心内心室V波が大きく記録されることがある。右心耳においては、心内心房A波と同等程度の心内V波が記録されることもあるので注意が必要である（図1-4）。心内A波波高は一定ではなく体位などにより変動する。P wave amplitude histogram 記録のできるペースメーカーを用いた検討では、心内A波波高は正規分布を示し、中央値の2倍に設定しておけば大きな問題はない（図1-5)²⁾。しかし、心房細動、期外収縮の心内A波波高は洞調律時の心内A波波高と異なり、低いことが多い（図1-6）。したがって、洞調律時の感度設定では心房細動、期外収縮を感知できない可能性がある。また、最近、自動的に感度設定を行うペースメーカーが開発されているが、洞調律時の心内A波波高により感度設定がされると、心房細動、期外収縮を感知できない可能性がある。センシング閾値は、電極面積が大きい程有利である。しかし、電極面積が大きいほど、ペースメーカー抵抗値が低下し、消費電流が大きくなり、電池寿命が短くなる。電極の表面に micro-pore を多数設けた構造にすることにより、センシング時の電極面積を大きく、ペースメーカー時の電極面積を小さくすることができる。

4. ペーシングモード

自己心拍と無関係に、レート固定式にペーシングすると、自己心拍と競合したり、自己心拍の T 波上にペーシングスパイクが起こり (spike on T)、心室頻拍や心室細動を誘発する危険がある。自己心拍を優先し、競合を防ぐ機能をデマンド機能という。デマンド機能には、抑制型 (inhibition) と同期型 (trigger) がある。

設定された一定期間内に心電位が検出された場合、次の刺激を取り消すのが、抑制型である。抑制型では、オーバーセンシングが起こった時に心停止が起こる危険がある。感知された自己心電位に対し、その時点で刺激を与えることにより無効刺激として、結果的に競合を防ぐのが同期型である。オーバーセンシング時にもペーシングがされるので心停止を防げるが、自己心拍が続いてもペーシングが続くので電池が消耗される。

心房と心室の間で同期を行うのが tracking 機能である。心房ペーシングもしくは心房感知の後、設定された atrioventricular (AV) delay の間を置いて心室ペーシングがされる。実際には抑制型と組み合わせて用いられ、AV delay の間に自己心室心拍が感知された場合、心室ペーシングは抑制される。

DVI には、心房ペーシングの後、たとえ心室電位が起こっても心室刺激が行われる committed type と、心房ペーシングの後、AV delay の間に心室の感知がされると心室刺激が行われない non-committed type がある。

自己心拍が続いている場合、故障と区別が困難である。ペースメーカーの上にマグネットを当てると、デマンド機能が働かなくなり、固定ペーシングとなる。このときのペーシング心拍数を計れば、電池消耗がわかるようになっているのが一般的である。

各モードにおける心電図を示す (図 1-7)。

図 1-7 各モードにおける心電図の実例

a. 心室ペーシング。心房 (▲) と心室ペーシング (V) が解離している。b. 心房ペーシング。心房スパイク (A) に引き続き P 波が記録されている。c. 心房心室順次ペーシング。心房スパイク (A) に引き続き P 波が、心室スパイク (V) に引き続き QRS 波が記録されている。d. 心房追随心室ペーシング。P 波 (P) を追隨して心室スパイク (V) および QRS 波が記録されている。

