

# Máy Tạo Nhịp Cơ Bản

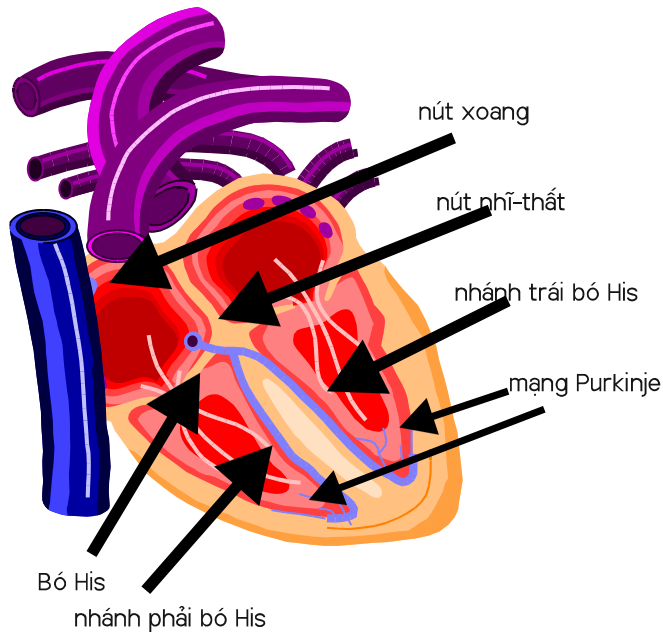
Máy tạo nhịp có hai nhiệm vụ: nhận cảm và kích thích theo đúng nhịp đã lập trình, những khi cần thiết (tạo nhịp theo nhu cầu). Vì vậy, ngoài các thông số dùng để điều chỉnh nhận cảm và các xung kích thích, còn có một số thông số để điều chỉnh các thời gian. Chương này sẽ bắt đầu với một số căn bản về kích thích và nhận cảm. Kế đó sẽ bàn đến chu kỳ thời gian máy tạo nhịp.

## I. Hệ thống tạo nhịp và dẫn truyền trong tim

Ôn lại sinh lý tạo nhịp trong tim, bộ phận tạo nhịp nội tại gồm có (Hình 1):

- nút xoang
- nút nhĩ thất
- hệ thống dẫn truyền điện ở thất: bó His, nhánh phải và trái bó His, mạng Purkinje

Nút xoang là bộ phận tạo nhịp nội tại. Nút xoang tạo nên những khử cực (depolarization) một cách đều đặn với nhịp từ 60 tới 120 chu kỳ phút. Các vùng bị khử cực này sẽ truyền qua các cơ trong tâm nhĩ, làm cho tâm nhĩ co lại, đẩy máu xuống thất.



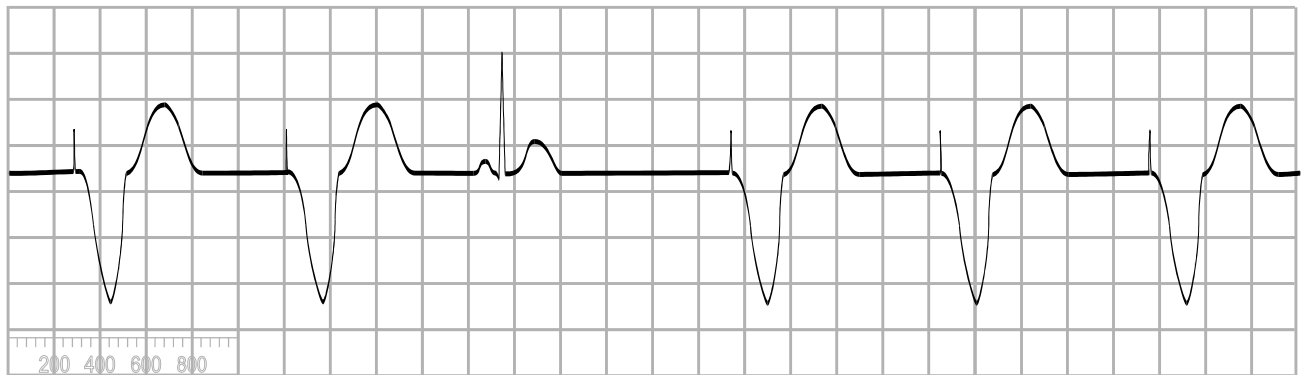
*Hình 1. Hệ thống tạo nhịp và dẫn truyền tim.*

Giữa nhĩ và thất có một số cơ không truyền điện. Sóng khử cực tạo nên bởi nút xoang chỉ có thể dẫn truyền xuống tâm thất qua nút nhĩ-thất. Kể đó sóng khử cực sẽ truyền xuống tâm thất qua hệ thống bó His, các nhánh bó His và mạng Purkinje. Từ đó các sóng khử cực sẽ lan ra các cơ tâm thất, làm cho tâm thất co lại và đẩy máu đi các động mạch.

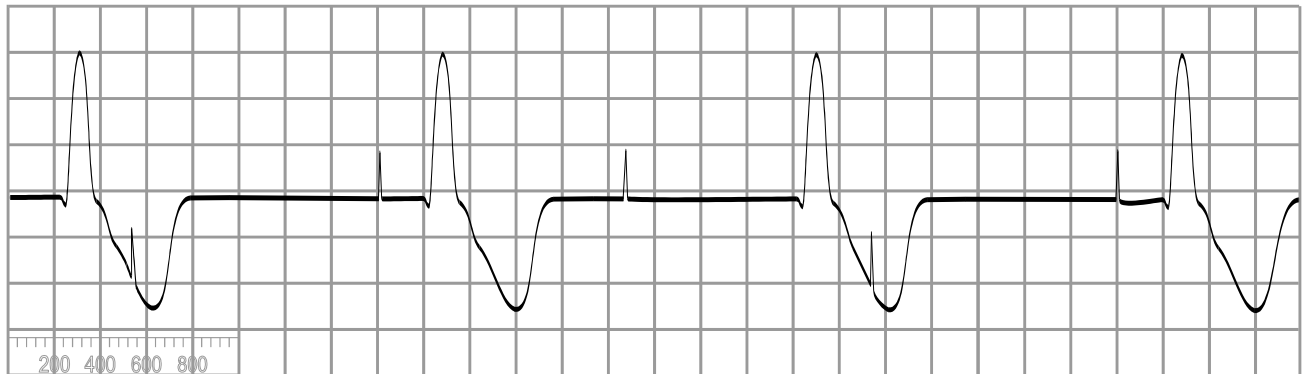
Nếu vì bất cứ lý do gì, bộ máy tạo nhịp kể trên bị chậm lại (hội chứng nút xoang bệnh lý) hoặc bị ngắt đi (blocs) thì nhịp tim sẽ suy. Trong trường hợp này, máy tạo nhịp vĩnh viễn sẽ được dùng để tạo nên những khử cực hoặc để thay thế nút xoang (máy theo chương trình AAI, VVI), hoặc để nối tiếp đường dẫn truyền (VDD, DDD).

Như vậy là mục đích tạo nhịp là tạo nên những sóng khử cực (depolarization) ở nhĩ hay ở thất. Khi khử cực thành công, thì làn sóng khử cực sẽ truyền qua hệ thống dẫn truyền trong cơ tim. Để tạo nên các khử cực, máy tạo nhịp phát ra những xung kích thích.

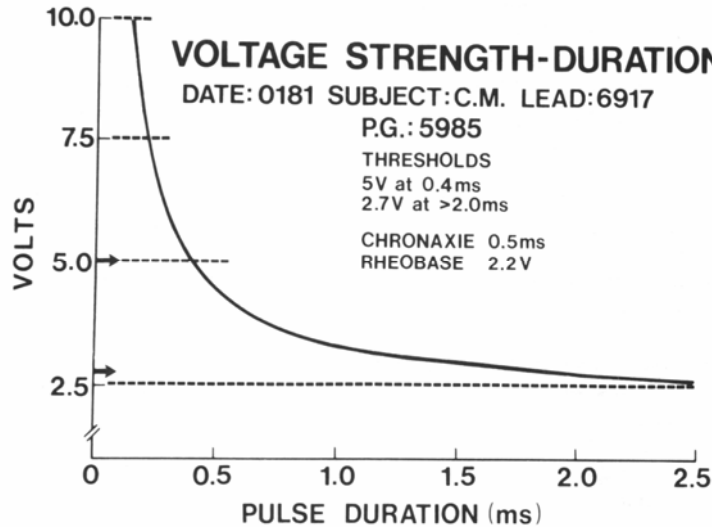
Hình 2 và 3 là những thí dụ khử cực (kích thích) hữu hiệu và vô hiệu.



*Hình 2. Khử cực hữu hiệu.*



*Hình 3. Khử cực vô hiệu.*



Hình 4. Đồ thị biên độ - độ rộng xung kích thích.

## II. Căn bản xung kích thích

Xung kích thích được điều chỉnh với các thông số sau đây:

- biên độ xung. Đây là sức mạnh của xung. Đơn vị biên độ xung là Volts, viết tắt là V. Thông thường các máy tạo nhịp dùng biên độ xung từ 1 V tới 5 V. Mặc dù máy có thể phát ra các xung thấp hơn 1 V, nhưng vì ngưỡng kích thích thường hay thay đổi, không mấy khi máy được lập trình thấp dưới 1 V.
- độ rộng xung là thời gian kích thích được áp dụng. Đơn vị là millisecond, viết tắt là ms.

Về phương diện hữu hiệu nên dùng biên độ cao nhất và độ rộng lớn nhất. Tuy nhiên dùng những thông số như vậy sẽ mau hao mòn pin. Vì vậy nên dùng biên độ thấp nhất với độ rộng nhỏ nhất, đủ để khử cực hữu hiệu, nhân với một hệ số an toàn (safety factor) để đỡ tốn pin. Đây là hai loại nhu cầu trái ngược nhau.

Các thí nghiệm về biên độ và độ rộng xung kích thích đưa đến kết luận là mỗi bệnh nhân đều có một đồ thị biên độ - độ rộng (strength-duration curve) như ở Hình 4 [1].

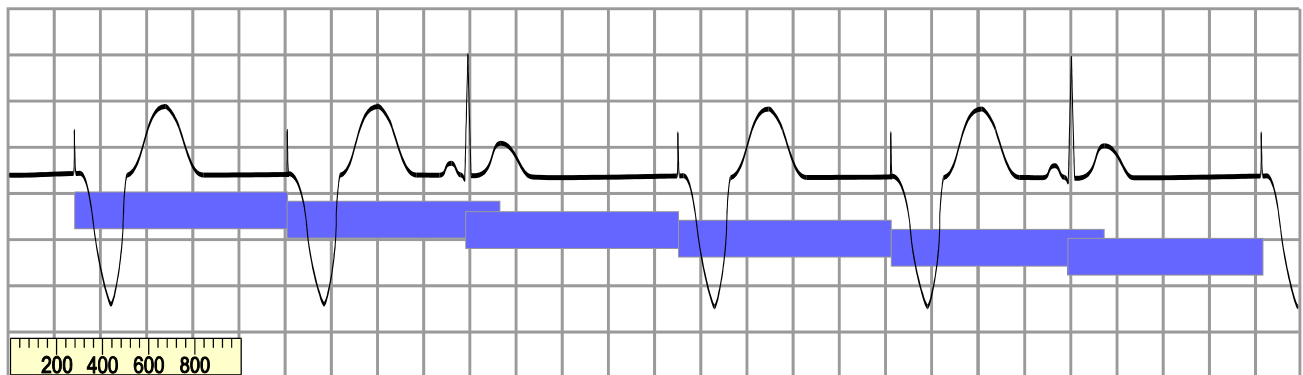
Khi độ rộng quá khoảng 2 ms, thì ngưỡng kích thích không còn tăng nữa. Khi độ rộng xuống dưới 0,25 ms, thì ngưỡng kích thích sẽ tăng rất nhanh. Đồ thị trên thay đổi tùy theo bệnh nhân và tùy theo tình trạng viêm ở đầu điện cực ở nội tâm mạc. Trong thời kỳ đầu, vào thời gian cấp tính (acute), vì ngưỡng có thể thay đổi gấp 5 lần ngưỡng đo khi cấy dây, nên cần phải lập trình biên độ gấp 5 lần ngưỡng kích thích. Hệ số an toàn lúc cấp tính như vậy là 5. Thông thường sau khi đầu điện cực đã mọc vào nội tâm mạc, vào thời gian mạn tính (chronic), ngưỡng kích thích chỉ sẽ thay đổi khoảng 30-50%. Vậy sau khoảng 6 tháng, chỉ cần lập trình biên độ kích thích khoảng gấp đôi ngưỡng kích thích với cùng độ rộng. Hệ số an toàn lúc mạn tính như vậy là 2.

Các máy tạo nhịp cao cấp có thể đo ngưỡng kích thích một cách tự động hay bán tự động. Khi đo, máy sẽ dùng những chương trình tạm thời để điều chỉnh máy trong thời gian đầu máy lập chương trình được áp trên máy. Nếu đầu máy lập chương trình rời xa khỏi máy, thì máy tạo nhịp sẽ trở lại chương trình cố

định. Khi đo ngưỡng kích thích, máy sẽ dùng những chương trình tạm thời như A00, V00, D00 với tần số cao, khoảng 100 cps, để tránh kích thích vào các sóng nội tại.

Về phương diện bảo tồn pin, thì nên tránh dùng những biên độ kích thích quá khoảng 5V. Lý do là tại pin chỉ có khoảng 2,5 - 2,8 V. Để tạo những xung 4 V, máy tạo nhịp cần phải có mạch điện để nhân điện thế (voltage multiplier). Thí dụ như các máy Biotronik đều có thể dùng pin trực tiếp để tạo nên những xung dưới 2,4V. Với những xung từ 2,4 V đến 4,8 V, thì cần phải dùng một mạch điện để tăng điện thế lên gấp 2. Cần tăng điện thế gấp 3 lần để tạo những xung từ 4,8V đến 7,2V. Gấp 4 lần từ 7,2V tới 9,6V. Vì vậy dòng điện ở pin của một xung 2 V bằng 1/4 dòng điện một xung ở 4 V (gấp 2 do điện thế, gấp 2 một lần nữa do mạch điện nhân 2). Và khi cần những xung 8 V, thì dòng điện ở pin sẽ gấp 16 lần dòng điện với xung 2 V. Vì lý do này, nên dùng những xung 4,8V trở xuống. Về phương diện pin, đỡ hao mòn nhất là dùng những xung hoặc 2,4V hoặc 4,8V, và thay đổi độ rộng xung cho thích hợp với bệnh nhân.

Mục đích máy tạo nhịp là bảo đảm cho bệnh nhân được một nhịp tối thiểu. Vì vậy một trong các thông số được lập trình là nhịp căn bản (basic rate). Nếu không nhận cảm được những sóng P hay QRS, thì máy sẽ kích thích với nhịp này (Hình 5).



*Hình 5. Nhịp căn bản.*

Trong Hình 5, chu kỳ thứ nhì và thứ năm chưa hết thì máy nhận cảm được một phức bộ QRS, nên chu kỳ bắt đầu trở lại. Các xung kích thích thứ nhì và thứ năm đã bị ức chế.

Với dây thông hai điện cực, máy tạo nhịp có thể kích thích đơn cực hay lưỡng cực. Dòng điện ngưỡng trong hai trường hợp bằng nhau vì chỉ tùy thuộc dòng điện ở đầu âm cực. Tuy nhiên về phương diện điện thế, thì kích thích lưỡng cực cần một điện thế hơi cao hơn vì tổng trở cao hơn. Ngoài ra viễn trường kích thích đơn cực lớn hơn nên dễ nhận thấy trong điện tâm đồ ngoài da.

### III. Căn bản nhận cảm

Độ nhạy cần thay đổi tùy theo biên độ các sóng cần được nhận cảm. Trong Hình 6, tùy theo độ nhạy được lập trình, máy tạo nhịp sẽ không phát hiện được sóng QRS nào hết, hoặc nhận cảm đúng mức, hoặc nhận cảm quá nhiều.

Kết luận một cuộc thử nghiệm lâm sàng so sánh nhận cảm đơn cực và lưỡng cực được tóm tắt dưới đây[1]:

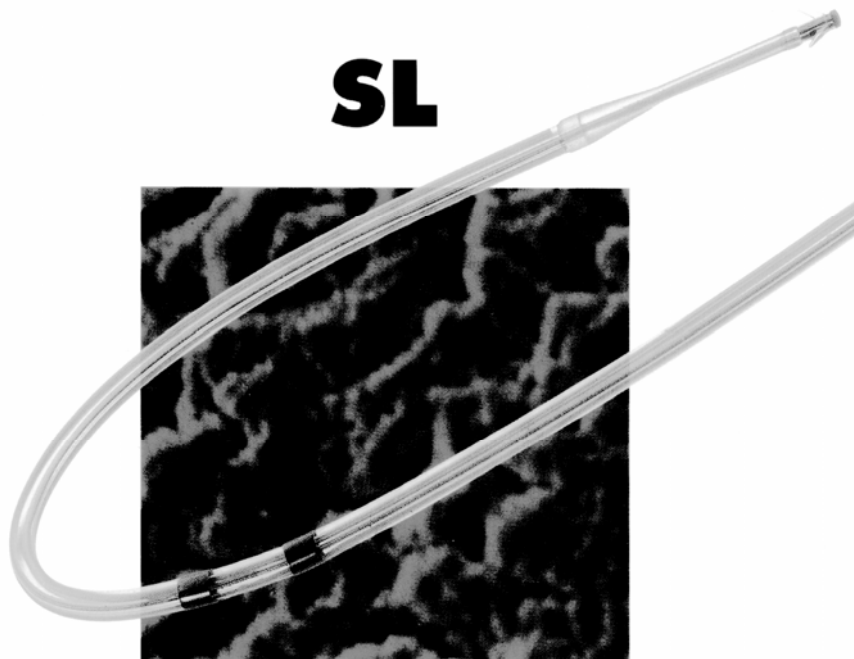
- trong 51% ca, biên độ sóng đo với nhận cảm lưỡng cực nhỏ hơn là với nhận cảm đơn cực, với 2% ca không nhận cảm được,
- 43% ca với biên độ sóng với nhận cảm lưỡng cực lớn hơn với nhận cảm đơn cực,
- 6% các sóng bằng nhau.

Khi dùng ở nhĩ nhận cảm lưỡng cực có ưu điểm là các sóng QRS viễn trường (far field QRS) nhỏ hơn trong 96% các ca.



*Hình 6. Thay đổi độ nhạy*

# SL



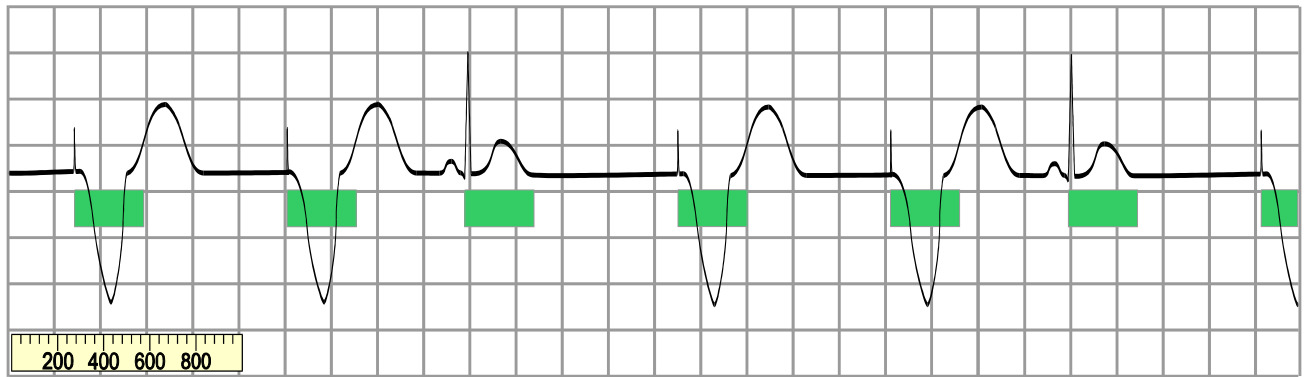
*Hình 7. Dây điện cực đơn VDD - Biotronik.*

Thông thường đầu điện cực được đẩy vào nội tâm mạc. Gần đây có loại máy tạo nhịp VDD chỉ dùng một dây điện cực đơn (single pass lead) có thể nhận cảm vừa ở thất lẫn ở nhĩ. Trong trường hợp này điện cực ở nhĩ là hai điện cực nhấn như trong Hình 7.

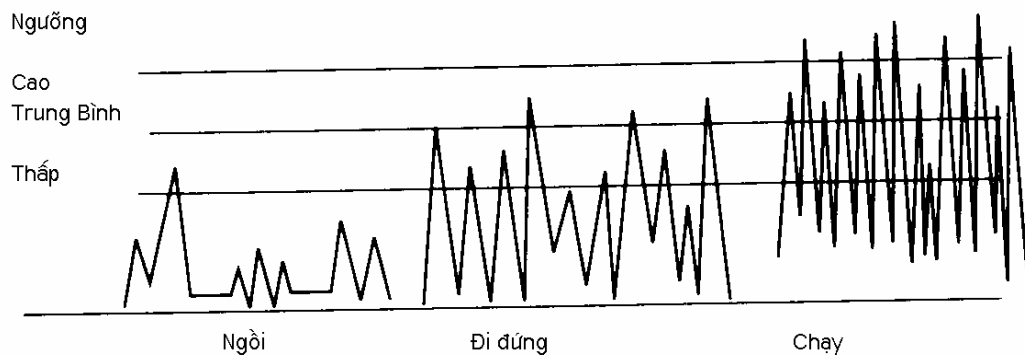
Các điện cực ở nhĩ trong dây đơn VDD nằm trong dòng máu, và có khi dựng thành tim. Khi điện cực nằm trong dòng máu thì các sóng P nhận cảm ở máy nhỏ hơn là khi điện cực dựng thành tim. Vì vậy biên độ sóng P thay đổi nhiều và loại máy tạo nhịp VDD thường cần một độ nhạy tới 0,1 mV. Vì vị trí điện cực thay đổi với tư thế (nằm, đứng, đi lại, ...), và biên độ sóng P có thể thay đổi gấp 3 lần, nên thông thường loại máy VDD được lập trình với độ nhạy 0,1 mV, nếu không bị nhiễu [2].

Mạch điện nhận cảm thông thường là một mạch điện ngưỡng (threshold circuit). Mỗi khi sóng lớn hơn ngưỡng, mạch điện sẽ đánh dấu là phát hiện sóng. Vì các sóng có thể có nhiều dao động hay sóng phụ (như sóng T), mạch điện cảm nhận cần có một thời kỳ lờ các sóng sau phát hiện. Đó là thời gian lờ thất/nhĩ (Hình 8) (refractory interval) sau nhận cảm và kích thích.

Thông thường thời gian lờ thất từ 200 ms tới 300 ms. Trong Hình 8 các sóng T sau một xung kích thích mạch đầu lớn trong điện tâm đồ ngoài da, nhưng một khi qua các mạch điện lọc của máy tạo nhịp thì không còn đáng kể.



Hình 8. Thời gian lòe thất



Hình 9. Sóng từ bộ phận nhạy cảm.

#### **IV. Bộ phận nhạy cảm và nhịp thích ứng**

Đa số các bộ phận nhạy cảm được dùng trong các máy với nhịp thích ứng là một bộ phận đo độ rung (vibration) hay đo độ gia tốc (accelerometer). Các bộ phận này tạo nên những sóng như trong Hình 9 [3].

Máy tạo nhịp sẽ đếm nhịp các sóng cao hơn ngưỡng hoặc sẽ tính diện tích dưới các sóng cao hơn ngưỡng.

Nếu các hoạt động của bệnh nhân tạo nên những sóng quá nhỏ, thì bộ phận nhạy cảm sẽ không phát hiện được các sóng này. Trong trường hợp này cần phải tăng độ khuếch đại các sóng. Kế đó cần phải điều chỉnh ngưỡng để có thể phát hiện các dao động lớn mà không bị các dao động nhỏ ảnh hưởng. Hai thông số này sẽ ảnh hưởng lẫn nhau.

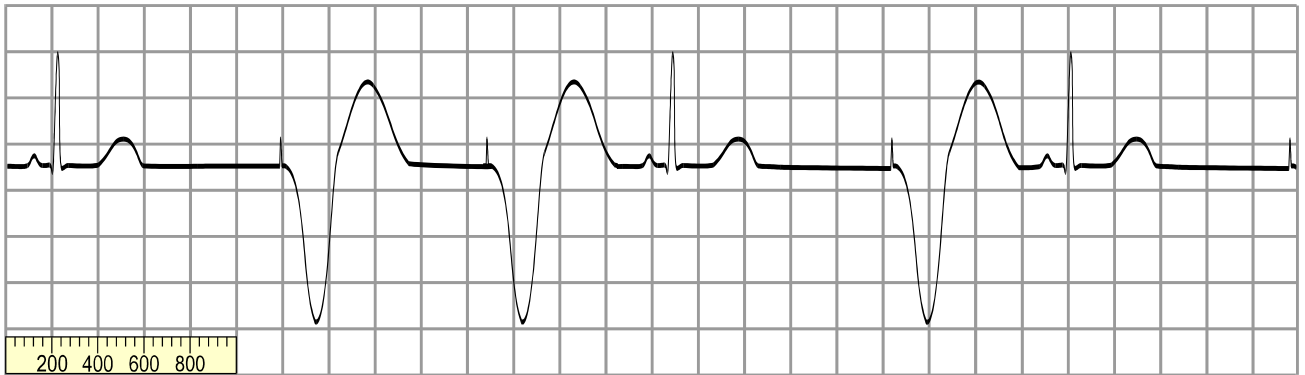
Thông thường sau khi điều chỉnh bộ phận nhạy cảm, cần kiểm lại bằng cách cho bệnh nhân nằm xuống, ngồi dậy, đi, đứng, chạy, v.v. ... Trong thời gian này máy sẽ ghi nhịp tim trong bộ nhớ. Khi xét lại bộ nhớ, bác sĩ có thể điều chỉnh các thông số máy cho thích hợp hơn.

## V. Chu kỳ thời gian máy VVI/AAI

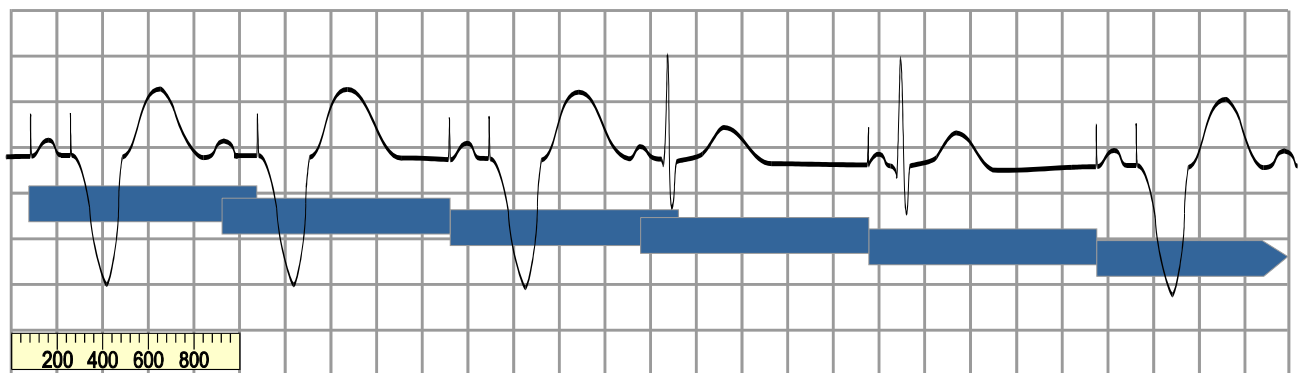
Các máy một buồng có ba chu kỳ thời gian:

- nhịp căn bản, Hình 5,
- thời gian chờ thất hay nhĩ, Hình 8,
- hiện tượng thoái hồi (hysteresis), còn gọi là hiện tượng trễ. Nếu không nhận cảm được, máy sẽ kích thích theo nhịp căn bản. Mỗi lần nhận cảm được, thì máy sẽ không kích thích theo nhịp căn bản, mà sẽ chờ thêm một thời gian ngắn để nhịp nội tại có thể xuất hiện, Hình 10.

Trong Hình 10, thời gian giữa hai xung kích thích là 900 ms, nhịp 66 ckp. Thời gian giữa một phức bộ QRS và xung kích thích kế tiếp là 1000 ms, nhịp 60 ckp. Như vậy là sau khi nhận cảm được một phức bộ QRS, máy sẽ chờ thêm 100 ms. Nếu trong thời gian 1000 ms này, máy nhận cảm được thì phát xung sẽ bị ức chế. Đối với bệnh nhân chỉ có những cơn nhịp chậm bất thường, thì điều chỉnh máy với nhịp thoái hồi chậm hơn nhịp nội tại đôi chút sẽ đưa đến những kết quả sinh lý hơn (vì có đồng bộ nhĩ-thất với nhịp nội tại[1] trong trường hợp kích thích VVI) là tạo nhịp liên tục với nhịp căn bản. Ngoài ra, mỗi khi máy bị ức chế, máy sẽ đỡ hao điện.



*Hình 10. Hiện tượng thoái hồi.*



*Hình 11. Nhịp căn bản máy DDD.*

## **VI. Chu kỳ thời gian máy DDD**

### **VI.1. Nhịp căn bản (basic rate).**

Nhịp căn bản trong trường hợp máy DDD sẽ bắt đầu bằng

- nhận cảm ở nhĩ, Hình 11,
- Kích thích ở nhĩ, Hình 11,
- ngoại tâm thu (ventricular extra systole, premature ventricular contraction)

### **VI. 2. Thời gian nhĩ-thất (AV delay, AVD)**

Sau khi nhận cảm một sóng P hay kích thích ở nhĩ, máy sẽ bắt đầu chu kỳ thời gian nhĩ-thất như trong Hình 12. Nếu trong thời gian nhĩ-thất máy nhận cảm được một phức bộ QRS, thì máy sẽ ức chế kích thích ở thất. Nếu chu kỳ thời gian nhĩ-thất mãn hạn, thì máy sẽ kích thích ở thất.

Các máy DDD cơ bản có thời gian nhĩ-thất cố định. Các máy cao cấp có thời gian nhĩ thất thích ứng (adaptive AV delay) và sẽ rút ngắn lại khi nhịp tăng lên giống như với nhịp nội tại. Thí dụ như máy Biotronik Physios có thể lập trình được ba bộ thời gian nhĩ-thất thích ứng như trong Bảng I.

Ngoài ra khi máy nhận cảm, các mạch điện sẽ mất một thời gian mới phát hiện được các sóng P. Vì vậy, thời gian nhĩ thất khi nhận cảm ở nhĩ nhỏ hơn thời gian nhĩ thất khi kích thích ở nhĩ, như trong Hình 13. Đây là thời gian bù (latency compensation), thường khoảng 30 ms.

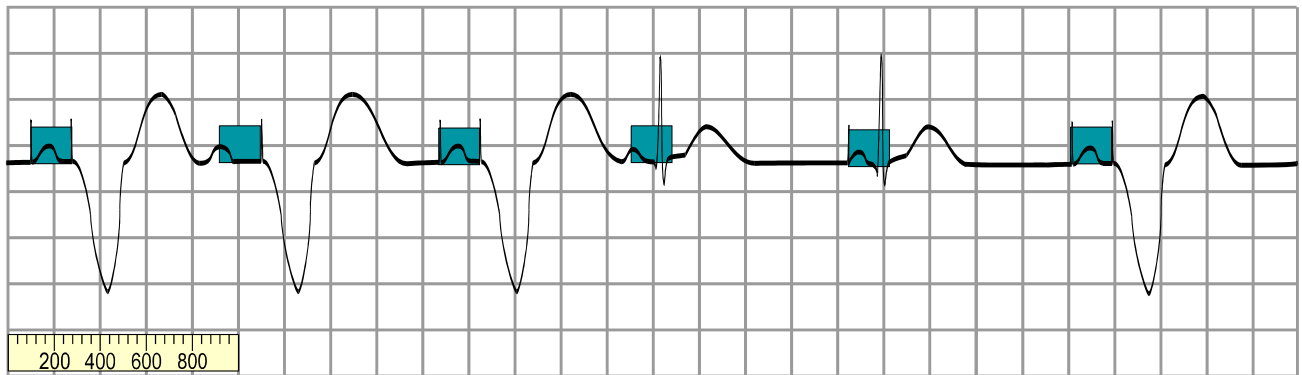
### **VI. 3. Kích thích an toàn (safety pacing)**

Trong thời gian nhĩ-thất, trong vòng 100-150 ms (một thông số có thể lập trình được) sau kích thích ở nhĩ, nếu máy nhận cảm ở thất, thì máy sẽ phát ra một xung sau thời gian nhĩ-thất an toàn (AV safety delay). Lý do là tại vì sóng nhận cảm được ở thất có thể không phải là một sóng QRS mà là viễn trường của kích thích (far field) ở nhĩ. Vì không chắc đó là QRS hay viễn trường, nên cần kích thích ở thất:

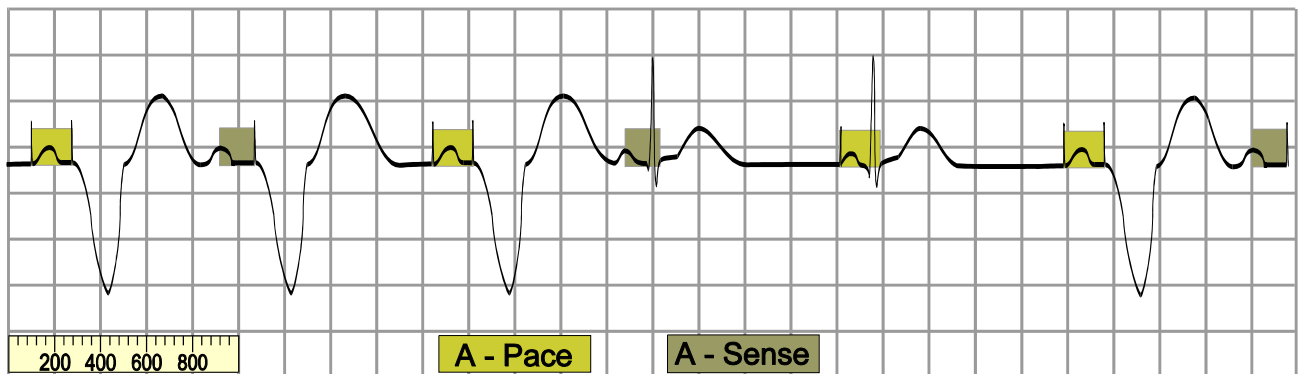
- nếu đó là viễn trường, thì thất được kích thích ở nhịp căn bản chứ không đi đến vô tâm thu vì bị ức chế bởi viễn trường.
- nếu là sóng QRS, thì kích thích sớm, dưới 100 ms sau QRS, sẽ tránh được sóng T và sẽ không có ảnh hưởng gì ở thất vì vào thời gian thất trơ (refractory).

Nhịp tim (nhịp nhĩ)	Thời gian NT chậm	Thời gian NT trung bình	Thời gian NT nhanh
dưới 70 ckp	180 ms	180 ms	180 ms
71 ... 90 ckp	170 ms	160 ms	150 ms
91 ... 110 ckp	160 ms	140 ms	120 ms
111 ... 130 ckp	150 ms	120 ms	100 ms
trên 130 ckp	140 ms	100 ms	75 ms

*Bảng 1. Thời gian nhĩ-thất thích ứng máy Biotronik Physios*



*Hình 12. Chu kỳ thời gian nhĩ-thất.*



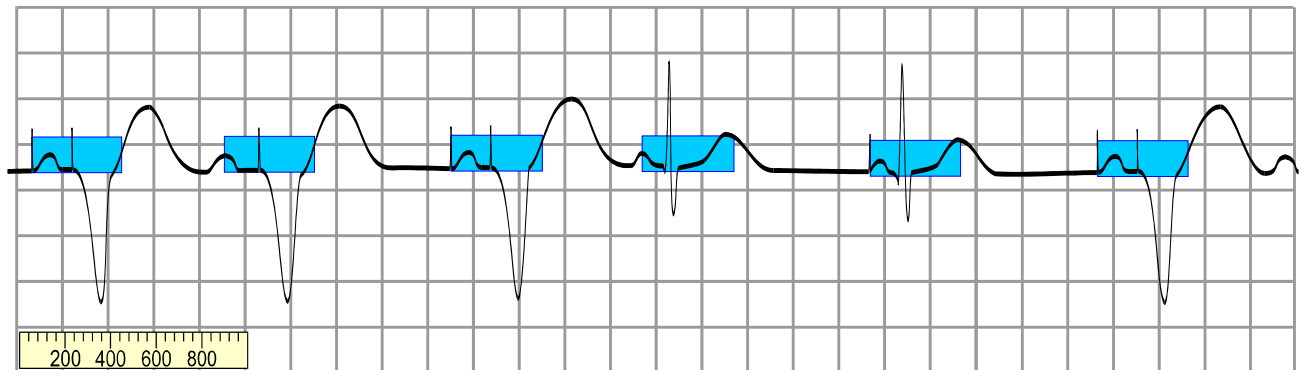
*Hình 13. Thời gian bù cho nhận cảm.*

#### VI. 4. Thời gian lờ nhĩ

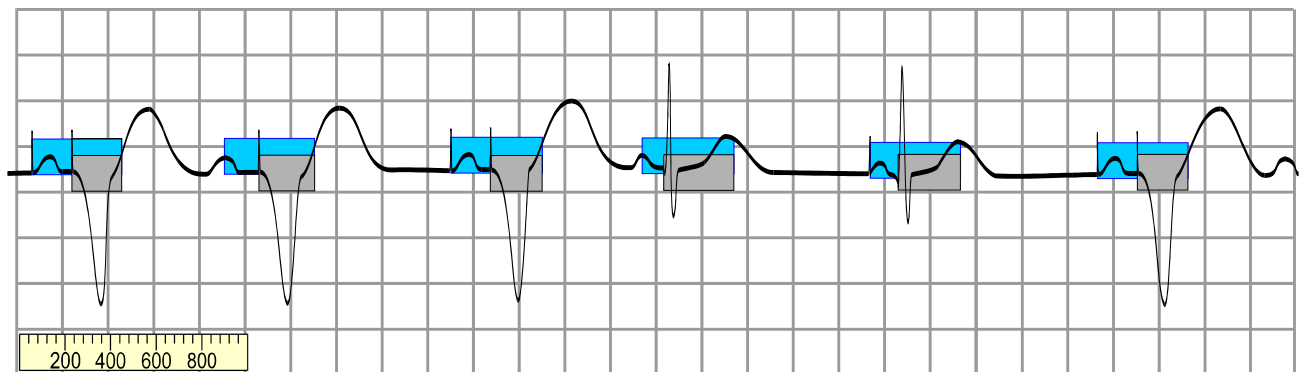
Sau khi nhận cảm hay kích thích ở nhĩ, các mạch điện nhĩ sẽ lờ trong thời gian lờ nhĩ. Có hai cách để chỉ định thời gian lờ nhĩ:

- Tổng thời gian lờ nhĩ (Total atrial refractory period, TARP), xem Hình 14.  
Thời gian này phải dài hơn thời gian nhĩ-thắt. Các máy DDD của công ty Biotronik dùng nguyên tắc TARP này.
- Thời gian lờ nhĩ sau thất (post-ventricular refractory period, PVARP), Hình 15. Sự liên hệ giữa ba thời gian TARP, PVARP và AVD như sau:

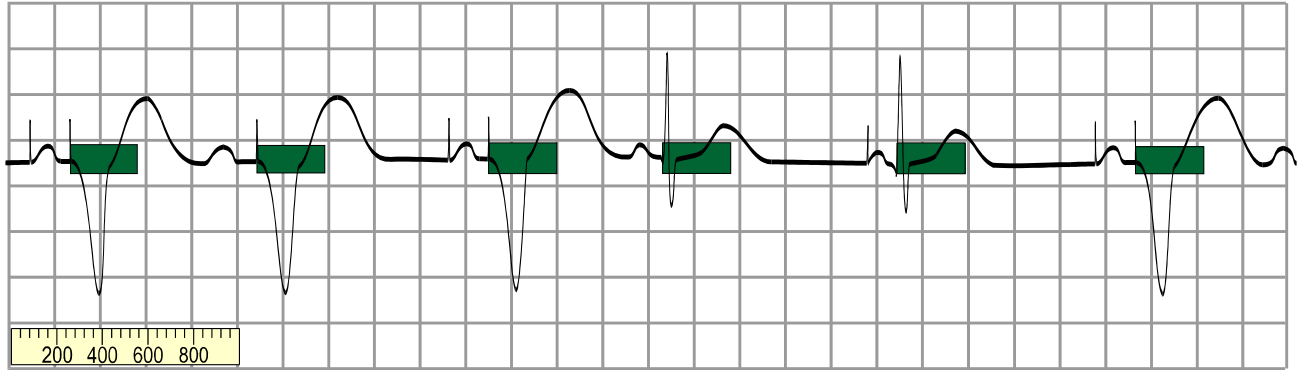
$$\text{PVARP} = \text{TARP} - \text{AVD}$$



Hình 14. Tổng thời gian lờ nhĩ



Hình 15. Thời gian lờ nhĩ sau thất.



*Hình 16. Thời gian chờ thất.*

Một số công ty không dùng TARP mà chỉ dùng PVARP. Trong trường hợp này, máy sẽ chờ nhĩ trong thời gian nhĩ-thất cộng thêm thời gian PVARP. Cách này có điều tiện là thời gian PVARP cố định thay vì thay đổi với AVD trong trường hợp dùng TARP. Ngược lại, TARP không còn cố định, nên tầm nhịp nhĩ bị block Wenckebach, sẽ bàn dưới đây, không còn nhất định nữa.

Các thời gian chờ nhĩ, TARP hay PVARP, dùng để tránh loạn nhịp do máy tạo nhịp (pacemaker mediated tachycardia, PMT). Hiện tượng này do kích thích ở thất bị nhận cảm ở nhĩ đưa đến kích thích ở thất sau thời gian nhĩ-thất, và chu kỳ bắt đầu trở lại.

## VI. 6. Thời gian chờ thất

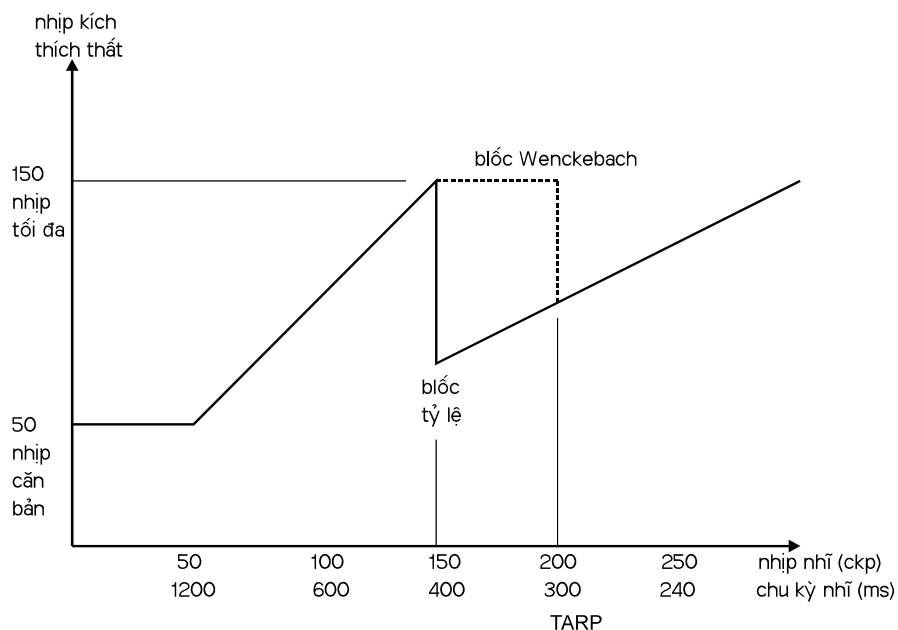
Thời gian chờ thất được trình bày trong Hình 16.

## VI. 7. Nhịp theo dõi tối đa (Upper Tracking Rate)

Các máy đồng bộ P (P synchronous) DDD sẽ khởi đầu một chu kỳ nhĩ-thất khi nhận cảm ở nhĩ. Nhịp xoang tùy theo nhu cầu lưu huyết có thể thay đổi. Máy DDD chỉ có thể theo dõi nhịp nhĩ tới nhịp theo dõi tối đa và chỉ kích thích ở thất tới nhịp này thôi. Nhịp UTR phải nhỏ hơn nhịp  $1/TARP$  vì nhĩ cần phải nhận cảm mới theo dõi được.

Khi nhịp nhĩ cao hơn UTR, thì máy DDD có hai cách để tạo nhịp ở thất, xem Hình 17:

- block tỷ lệ (2:1, 3:1). Các sóng P xảy ra sau một nhận cảm ở nhĩ trong khoảng thời gian  $1/UTR$  (thời gian UTI, upper tracking interval) sẽ bị chờ. Thí dụ như UTR được lập trình là 150 ckp (400 ms), mà sóng P cứ 350 ms là tới, thì máy sẽ khởi kích (có thể bị ức chế nếu có nhận cảm sóng QRS) ở thất theo nhịp 85,7 ckp (700 ms), tức block 2:1.



**Hình 17.** Blocs khi nhịp nhĩ cao hơn nhịp theo dõi tối đa.

Với chương trình blocs tỷ lệ, nhịp kích thích thất thay đổi còn phân nửa khi nhịp nhĩ quá nhịp theo dõi tối đa (UTR). Với blocs Wenckebach, thì nhịp kích thích thất không thay đổi khi quá nhịp theo dõi tối đa, cho tới khi quá nhịp tương đương với tổng thời gian là nhĩ (TARP)

- blocs Wenckebach. Các sóng P xảy ra sau một nhận cảm ở nhĩ trong khoảng thời gian từ TARP tới UTI, sẽ đưa đến một kích thích vào cuối thời gian UTI. Tâm nhĩ nhĩ có thể blocs Wenckebach kéo dài từ UTR tới  $1/TARP$ . Nếu nhịp nhĩ cao hơn  $1/TARP$  máy sẽ không nhận cảm được trong thời gian TARP, nên blocs trở thành blocs tỷ lệ.

## VI. 8. Hiện tượng thoái hồi (hysteresis)

Vì tạo nhịp với máy không tốt bằng tạo nhịp nội tại, nên hiện tượng thoái hồi cũng được dùng với loại máy DDD. Với nhĩ làm chủ, chu kỳ nhĩ sẽ thay đổi tùy theo có nhận cảm ở nhĩ hay phải kích thích ở nhĩ. Thí dụ như nhịp căn bản là 60 ckp (1.000 ms) và nhịp thoái hồi là 50 ckp (1.200 ms). Nếu nhận cảm ở nhĩ, thì xung kích thích ở nhĩ kế sẽ xảy ra sau 1.200 ms, nếu không bị ức chế. Sau khi kích thích ở nhĩ, kích thích kế sẽ xảy ra sau 1.000 ms, nếu không bị ức chế.

## VI. 9. Chuyển phương thức tự động (automatic mode conversion)

Như đã bàn dưới đề tài nhịp theo dõi tối đa, khi bệnh nhân bị cuồng động nhĩ hay rung nhĩ, mặc dù nhịp nhĩ rất cao, nhưng nhịp kích thích thất không quá nhịp theo dõi tối đa. Tuy nhiên, sự thay đổi liên tục nhịp kích thích ở thất trong trường hợp rung nhĩ do thay đổi nhịp nhĩ, cũng không được tốt lắm cho bệnh nhân. Vì vậy khi nhịp nhĩ quá cao một thời gian, máy sẽ tự động chuyển sang một phương thức không đồng bộ với nhịp nhĩ, thí dụ như chuyển từ DDD sang DDI, hay VDD sang VVI. Khi chuyển sang phương thức DDI thì nhận cảm ở thất là chủ, và thay vì dùng thời gian nhĩ-thất, máy sẽ dùng thời gian thất-nhĩ để khởi kích ở nhĩ (ức chế nếu có nhận cảm). Với phương thức DDI, nhịp thất sẽ là nhịp căn bản nếu không bị ức chế bởi những sóng nội tại.

Các máy DDD của công ty Biotronik có chức năng song cầu (dual demand), cũng tương đương như chuyển phương thức. Nếu máy nhận cảm ở nhĩ trong tổng thời gian chờ nhĩ (TARP), thì máy sẽ lập tức bắt đầu trở lại một tổng thời gian chờ nhĩ. Thông thường thì máy chờ nhĩ đúng thời gian TARP rồi sẽ nhận cảm. Với chức năng song cầu, máy sẽ kéo dài thời gian chờ nhĩ cho tới khi nào không có một sóng P thứ hai được nhận cảm trong khoảng thời gian TARP. Vì vậy, các sóng P đến muộn hơn thời gian TARP, sẽ không được nhận cảm. Máy sẽ hoạt động như máy DDI và sẽ kích thích thất theo nhịp căn bản nếu không bị ức chế ở thất. Chức năng song cầu hoạt động ngay lập tức thay vì phải chờ một thời gian để đo nhịp nhĩ và thay đổi phương thức kích thích.

#### **VI. 10. Thời gian chờ nhĩ nối dài (Atrial refractory period extension, ARP extension)**

Để tránh nhận cảm một ngoại tâm thu truyền ngược lên nhĩ, các máy tạo nhịp kéo dài thời gian chờ nhĩ khi nhận cảm một ngoại tâm thu (định nghĩa ngoại tâm thu theo máy tạo nhịp là một nhận cảm ở thất mà không có nhận cảm ở nhĩ hay kích thích ở nhĩ ngay trước đó, có thể là ngoại tâm thu, có thể là tại ngưỡng nhận cảm ở nhĩ không đúng mức nên nhận cảm trượt). Với một ngoại tâm thu, vì các cơ trong nhĩ có thể không còn trơ (refractory) khi ngoại tâm thu xảy ra, nên sóng khử cực tạo nên bởi sóng ngoại tâm thu ở thất có thể truyền ngược lên nhĩ được.

Thời gian thêm này từ 0 tới 350 ms.

#### **VII. Chu kỳ thời gian máy VDD**

Loại máy VDD hoạt động giống như máy VDD mặc dù không có kích thích ở nhĩ. Các chu kỳ thời gian đều giống loại máy DDD trừ thời gian chờ nhĩ sau kích thích ở thất bằng TARP+ARP extension. Lý do cần phải nối dài thời gian chờ nhĩ vì máy không kích thích ở nhĩ nên các mô ở nhĩ không bị trơ và có thể dẫn truyền ngược được.

#### **VIII. Chu kỳ thời gian máy DDDR**

Bộ phận nhạy cảm của máy DDDR sẽ tăng nhịp căn bản để đáp ứng nhu cầu lưu huyết. Nếu nhịp nhạy cảm (sensor driven rate) cao hơn nhịp nội tại, máy sẽ bắt đầu một chu kỳ kích thích ở nhĩ rồi đến thất, nếu không bị ức chế.

Thông thường thì các máy DDDR (hay VVIR) đều có bộ phận nhớ để ghi lại nhịp trong thời gian qua, từ một vài phút tới một vài ngày. Nếu sau khi xét lại và bàn lại với bệnh nhân và nhận thấy nhịp không đủ cao (bệnh nhân mệt vì nhịp không tăng đủ), thì cần tăng nhịp tối đa nhạy cảm (maximum sensor rate) lên.

#### **IX. Thí dụ điều chỉnh các máy SSI, SSIR, DDD**

##### **IX. 1. Máy Biotronik Pikos LP 01**

Màn ảnh máy lập chương trình để điều chỉnh máy Biotronik Pikos LP, một loại máy SSI, được trình ở Hình 18.

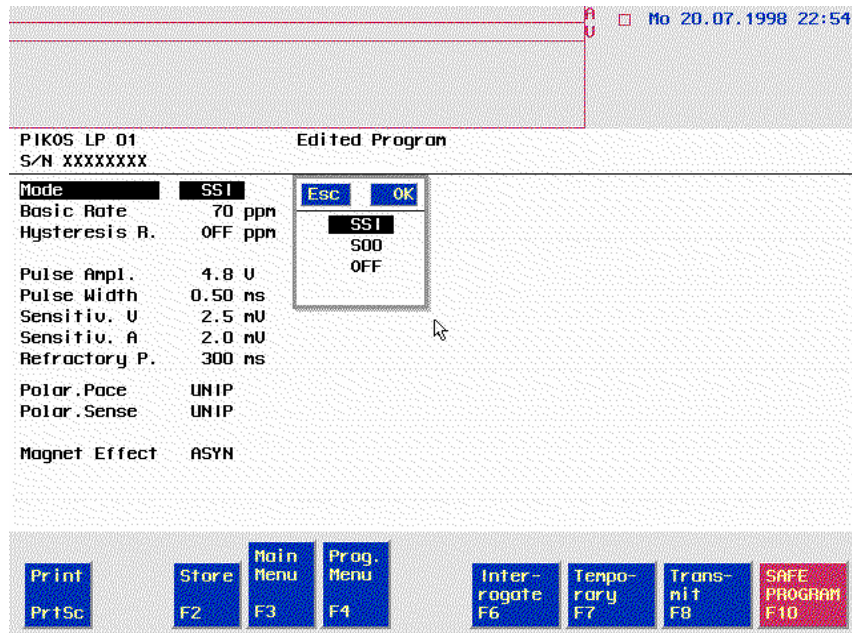
Trong trường hợp máy Pikos LP thì không phân biệt nhĩ hay thất. Độ nhạy nhận cảm (sensitivity) thì mặc dù liệt kê hai thông số cho nhĩ và thất, nhưng thay đổi một trong hai sẽ thay đổi thông số kia. Sự khác biệt

là các sóng P và QRS có phản ứng khác khi đi ngang qua mạch điện lọc trong máy tạo nhịp. Trong trường hợp này một sóng P 2,0 mV bằng một phức bộ QRS 2,5 mV.

Nhịp ca(n bản (basic rate) có thể điều chỉnh được. Hiện tượng thoái hồi (hysteresis) trong Hình 18 không dùng. Khi dùng thì cần phải chỉ định một nhịp chậm hơn nhịp căn bản.

Phương thức nhận cảm (polarity sense) và phương thức kích thích (polarity pace) có thể là đơn cực (unipolar) hay lưỡng cực (bipolar). Trong trường hợp lưỡng cực, cần dây thông với hai điện cực.

Thời gian lờ (refractory period) được lập trình là 300 ms



Hình 18. Chương trình máy Biotronik Pikos LP 01.

Hiện tượng nam châm (magnet effect) có thể chỉ định là không đồng bộ (asynchronous) hoặc đồng bộ (synchronous). Trong trường hợp chỉ định là đồng bộ, máy sẽ hoạt động như thường khi áp nam châm lên máy. Nếu chỉ định không đồng bộ, thì khi nam châm được áp vào máy thì máy sẽ chuyển qua chương trình S00 và sẽ kích thích 10 chu kỳ với nhịp 90 ckp và sau đó sẽ kích thích theo nhịp đã lập trình.

## IX. 2. Máy Biotronik Metros TC01

Máy Metros, Hình 19, là một máy SSIR. Máy có chương trình (bán tự động) thử ngưỡng tạm thời (Temporay Threshold Test), và có thể gửi các dấu (marker) để báo hiệu là máy đã nhận cảm và kích thích để trình trong ô trống ở phía trái ở phần trên màn ảnh máy lập chương trình. Điện tâm đồ ngoài da và các dấu nhận cảm/kích thích có thể in ra.

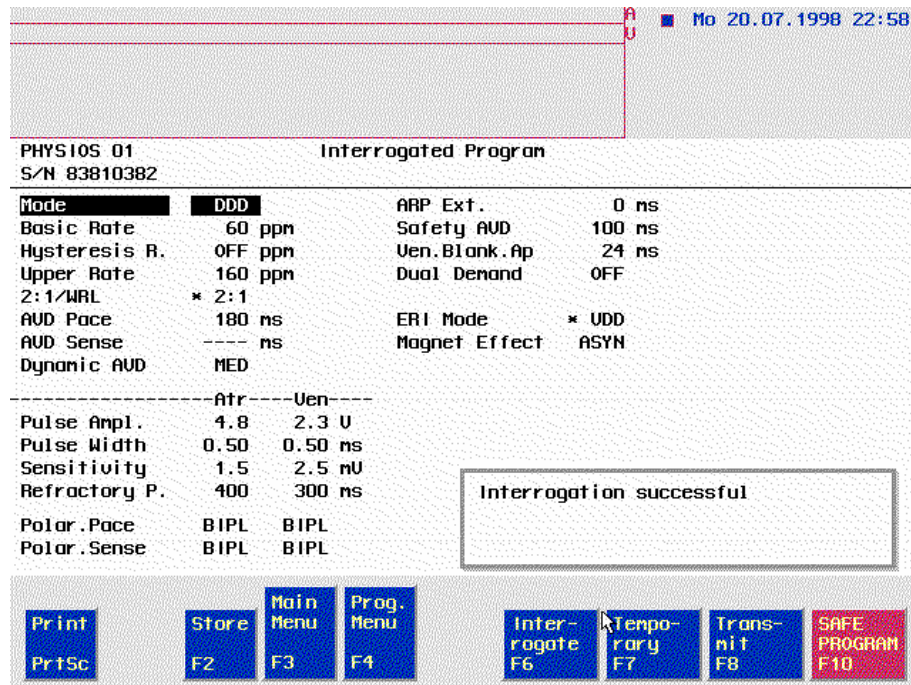
Bộ phận nhạy cảm (sensor) cần một số thông số khi nhịp thích ứng (rate adaptation) được dùng. Độ khuếch đại bộ phận nhạy cảm (sensor gain) cần được tăng lên nếu máy không thay đổi nhịp khi bệnh nhân hoạt động nhẹ. Ngưỡng nhạy cảm (sensor threshold) cần được thay đổi nếu nhịp thay đổi không đều với những hoạt động đều. Độ tăng của nhịp (rate increase) cũng cần được điều chỉnh nếu nhịp tăng không đủ nhanh hay quá nhanh khi hoạt động.

□ We 05.08.1998 11:45

METROS TC01		Edited Program			
Mode	SSIR	Rate Adaptat.	ON	Patient	*XXXX
Rate	72 ppm	Sensor Gain	6	Sympton	*XX
Hysteresis	OFF	Sensor Thres.	MED	Etiology	*XX
Pulse Amplitude	5.0 U	Rate Increase	2 p/s	ECG Indicat.	*XXX
Pulse Width	0.50 ms	Max. Sens. Rate	125 ppm	Lead	*XXXX
Sensitivity	2.4 nU	Rate Decrease	0.4 p/s	Implantation	*XX.XX.XX
Refractory	300 ms			Last FollowUp	*XX.XX.XX
Polar. Sense	UNIP.			Trend Monitor	XXXX
Polar. Pace	UNIP.			Event Counter	XXXX
Trp. Thres. T.	OFF				
Marker	OFF				
Magnet Effect	ASYN				

Print F1   Help F2   Store F3   Main Menu F4   Prog. Menu F5   Interrogate F6   Transnit F8   SAFE PROGRAM F10

Hình 19. Chương trình máy Biotronik Metros TC01.



Hình 20. Chương trình máy Biotronik Physios 01.

Độ giảm nhịp (rate decrease) sau khi ngưng hoạt động cũng là một thông số có thể điều chỉnh. Nhịp nhạy cảm tối đa (maximum sensor rate) được dùng để giới hạn nhịp khi hoạt động.

### IX. 3. Máy Biotronik Physios 01

Trong Hình 20, nhịp theo dõi tối đa (upper rate) đã được lập trình là 160 ckp.

Blocc (2:1/WRL) trong trường hợp máy Physios không lập trình được mà do máy quyết định theo các thông số khác. Trong Hình 20, blocc tỷ lệ 2:1 đã được dùng.

Thời gian nhĩ thất (AV Delay) có hai thông số. Một cho khi kích thích (AVD Pace) và một cho khi nhận cảm (AVD sense). Trong trường hợp này vì dùng thời gian nhĩ thất thích ứng (dynamic AVD) cỡ trung bình (medium), xem Bảng I, nên không có thông số duy nhất để đăng trên Hình 20.

Thời gian lờ nhĩ nối dài (ARP extension) không dùng ở đây.

Kích thích an toàn (safety AVD) được chỉ định là 100 ms. Vậy nếu nhận cảm ở thất trong vòng 100 ms sau một kích thích ở nhĩ, thì máy sẽ kích thích ở thất sau thời gian này.

Sau một xung ở nhĩ, các mạch điện ở thất sẽ triệt (Ventricular blanking after A pace) trong vòng 24 ms để tránh bị nhiễm.

Chức năng song cầu (dual demand) được dùng để tự động chuyển từ đồng bộ nhĩ sang đồng bộ thất khi nhịp nhĩ cao hơn 150 ckp (400 ms, thời gian lờ nhĩ).

Chương trình sau chỉ thị thay thế không cấp thiết (Elective Replacement Indicator, ERI) được lập trình là VDD. Sau ERI, máy sẽ chuyển qua tạo nhịp ở thất nên chỉ có hai chọn lựa: VDD hay VVI.

## **X. Kết Luận**

Mặc dù chu kỳ thời gian máy tạo nhịp DDD và VVIR rất phức tạp, nhưng các thông số đã được lập trình khi sản xuất thường thỏa mãn nhu cầu phần đông bệnh nhân và thường chỉ cần thay đổi biên độ các xung kích thích, nếu ngưỡng kích thích của bệnh nhân cao. Vì vậy các máy lập chương trình, với mỗi loại máy tạo nhịp đều có một chương trình căn bản (factory default program) có thể gọi lên màn ảnh máy lập chương trình và truyền xuống máy. Theo một thống kê, gần 75% các máy tạo nhịp dùng chương trình căn bản này. Tuy nhiên, Bs cấy máy cũng cần hiểu chu kỳ thời gian máy để điều chỉnh khi cần thiết.

## **TÀI LIỆU THAM KHẢO**

1. Seymour Furmann, David L Hayes, David R Holmes, A Practice of Cardiac Pacing, Futura Publishing, 1993.
2. Bern Nowak, Thomas Voigtlaender, Andreas Liebric, và cộng sự viên, "How to program atrial sensitivity in single-lead VDD - Pacing? Sensing tests, safety margins or most sensitive value", PACE, Vol. 21, April 1998, trg 955.
3. G Neal Kay, "Basic concepts of pacing", trong Cardiac Pacing, soạn bởi Kenneth A Ellenbogen, Blackwell Science, 1996.