

Lịch Sử Phát Triển Máy Tạo Nhịp

Lịch trình phát triển kỹ thuật tạo nhịp được tóm tắt trong Bảng I [1].

Gerbezius	1719	Nhận thấy nhịp tim chậm trong bệnh nhân bị phong huyết.
Galvani	1791	Cần bản kích thích tim bằng điện.
Bichat	1798	Kích thích tim bằng điện ngay sau cắt đầu thai.
Aldini	1819	Thí nghiệm điện để hồi sinh tử thi.
Walshe	1862	Đề nghị kích thích bằng pin.
Gaskell	1883	Đề nghị hệ thống dẫn truyền tim.
Kent và His	1893	Mô tả hệ thống dẫn truyền tim.
Tawara	1906	Mô tả nút nhĩ-thất.
Keith và Flack	1907	Mô tả nút xoang.
Gould	1929	Hồi sinh em bé bằng kích thích tim.
Butterworth và Poindexter	1942	Mô tả một máy tạo nhịp đồng bộ.
Bigelow và Callaghan	1951	Máy tạo nhịp đầu tiên.
Zoll	1952	Dùng kích thích để tái khởi phát tim bệnh nhân.
Hopps và Bigelow	1954	Mô tả tạo nhịp qua tĩnh mạch trong súc vật.
Furman và Robinson	1958	Tạo nhịp (tạm thời) qua tĩnh mạch.
Elmqvist và Sening	1958	Máy tạo nhịp cấy vào cơ thể đầu tiên.
Lagergren	1964	Máy tạo nhịp qua tĩnh mạch.
Keleor	1964	Máy tạo nhịp đồng bộ nhĩ thất.
Goetz	1966	Máy tạo nhịp theo nhu cầu.
Moser và Snider	1970	Pin Lithium Iodine đầu tiên
Tarjan	1972	Máy lập chương trình đầu tiên.

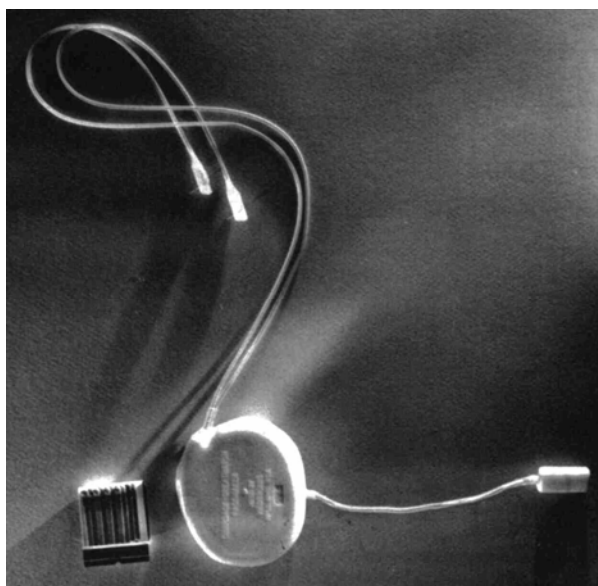
Bảng I. Lịch trình kỹ thuật tạo nhịp tim.

I. Máy Tạo Nhịp Đầu Tiên

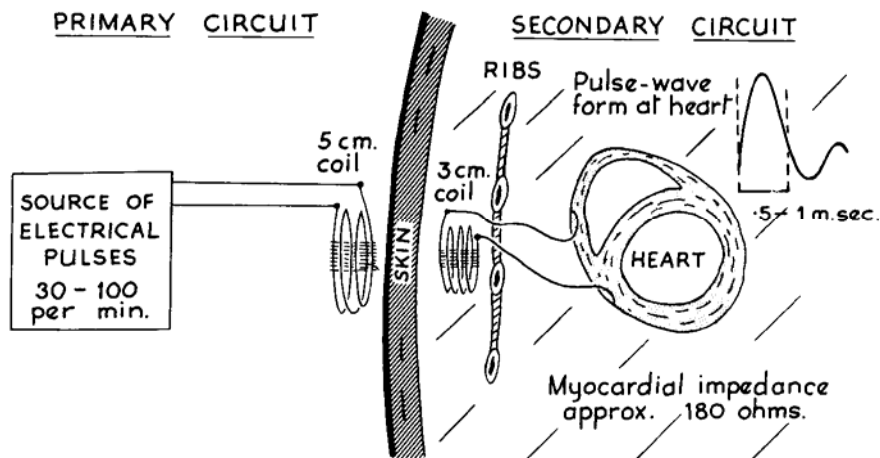
Năm 1956, máy tạo nhịp tự động cấy vào cơ thể tân thời bắt đầu bằng một khám phá tình cờ bởi Wilson Greatbatch[2], một kỹ sư ở bang New York, Hoa Kỳ. Trong khi chế máy dao động (oscillator) bằng transistor với tần số 1.000 Hz, Greatbatch định dùng một điện trở 10.000 Ohm, nhưng lại dùng nhầm điện trở 1.000.000 Ohm. Máy dao động phát ra một xung 1,8 ms và ngưng hoạt động 1 second. Trong thời gian ngưng hoạt động, máy không cần điện. Đây là một máy tạo nhịp tim lý tưởng nhỏ. Nhờ dùng transistor máy có thể chạy bằng pin, vì tốn điện rất ít!

Ca cấy máy tạo nhịp trong cơ thể đầu tiên xảy ra tháng 10 năm 1958 ở Stockholm, Thụy Điển dưới sự điều hành của Bs Ake Sening. Máy này do Ts Rune Elmquist chế và dùng pin cần phải mất 12 tiếng mỗi tuần để nạp lại. Do đó máy không hoạt động lâu dài được[3]. Kể đến tháng 2 năm 1960 Bs Rubio cấy một máy tạo nhịp với pin Ni-Cd có thể nạp lại, ở Montevideo, Uruguay, Nam Mỹ [3]. Bệnh nhân mất sau 9 tháng. Ca cấy máy tạo nhịp thành công ở Hoa Kỳ xảy ra năm 1960 ở bang New York, Hoa Kỳ, dưới sự điều hành của Bs Chardack[2]. Máy này dùng pin Hg-Zn.

Trước đó đã có một số máy tạo nhịp tạm thời bên ngoài được lưu hành. Trong thập niên 50, công ty Medtronic đã sản xuất các máy tạo nhịp tạm thời này. Năm 1961, công ty Medtronic mới hợp tác với Greatbatch để sản xuất máy "Chardack-Greatbatch Implantable Cardiac Pacemaker" [4], như ở Hình 1. Đây là máy tạo nhịp "vĩnh viễn" (lâu dài) đầu tiên được sản xuất đại quy mô.



Hình 1. Máy tạo nhịp vĩnh viễn Chardack-Greatbatch, năm 1961. Máy có hai dây điện cực thượng tâm mạc (phía trên hình) và một đầu được cấy ngay dưới da (phía mặt) có thể dùng để chỉnh máy.



Hình 2. Máy tạo nhịp theo kiểu mạch ghép cảm ứng (inductive coupling).

Ngoài loại máy tạo nhịp trên, trong thời kỳ đầu cũng có một số máy tạo nhịp bên ngoài và truyền qua da bằng anten tới một bộ phận cấy dưới da để truyền kích thích tới tim [5] như trong Hình 2. Loại máy này không cạnh tranh được với loại máy tạo nhịp tự động hiện nay theo kiểu máy Chardack-Greatbatch đầu tiên.

II. Các loại máy tạo nhịp tim vĩnh viễn

Từ máy tạo nhịp đầu tiên năm 1958-59, kỹ thuật máy tạo nhịp đã tiến nhanh và hiện nay có nhiều loại máy tạo nhịp vĩnh viễn cấy vào cơ thể. Để phân biệt chức năng các máy, một số mã hiệu đã được đề nghị.

II. 1. Mã hiệu NBG

Mã hiệu thường được dùng ngày nay là mã hiệu NASPE/BPEG (North American Society of Pacing and Electrophysiology/ British Pacing and Electrophysiology Group) [6] được gọi tắt là NBG (NASPE/BPEG Generic Code), được tóm tắt trong Bảng II dưới đây. Mã hiệu gồm 5 chữ.

Trước NBG, năm 1974 có mã hiệu ICHD (Intersociety Commission for Heart Disease) bắt đầu bằng 3 chữ, đến năm 1987 thì đã có đến 5 chữ. Các mã hiệu ICHD cũng tương tự như mã hiệu NBG.

Mã Hiệu Máy Tạo Nhịp Tim NBG				
I	II	III	IV	V
Buồng tạo nhịp	Buồng nhận cảm	Đáp ứng sự nhận cảm	Khả năng chương trình	Chức năng chống nhịp nhanh
O: Không A: nhĩ V: thất D: cả hai (A và V) S: đơn (A hoặc V)	O: Không A: nhĩ V: thất D: cả hai (A và V) S: đơn (A hoặc V)	O: Không T: Khởi kích I: ức chế D: I (nhĩ và thất) và T (ở thất bởi nhĩ) IT: I (nhĩ và thất) và T (nhĩ và thất)	O: Không P: đơn giản M: đa năng C: liên lạc (đa năng) R: nhịp thích ứng	O: Không P: tạo nhịp S: sốc D: cả hai (P và S)

Bảng II: Mã hiệu máy tạo nhịp tim NASPE/BPEG.

I và II: A: atrium, V: ventricle, D: dual, S (không chính thức, nhưng các công ty sản xuất máy thường hay dùng): single,

III: T: Triggered, I: inhibit,

IV: P: simple Programming, M: Multiprogramming, C: communicating, R: Rate modulation

V: P: pacing, S: shock, D: dual

Chữ đầu tiên trong mã hiệu NBG dùng để chỉ buồng tạo nhịp.

- Số 0 dùng để chỉ là máy không tạo nhịp trong buồng nào cả.
- V (ventricle) dùng để chỉ là máy chỉ tạo nhịp ở thất.
- A (atrium) dùng để chỉ là máy chỉ tạo nhịp ở nhĩ.
- D (dual) dùng để chỉ là máy tạo nhịp ở cả hai buồng tim.
- S (single) là một ký hiệu các công ty sản xuất máy tạo nhịp thường dùng để cho biết máy tạo nhịp có thể dùng ở nhĩ hoặc ở thất. Thường, hai chữ S được dùng chung như SSI, SSIR. Vì biên độ sóng P thấp hơn biên độ phức bộ QRS, nên các máy có thể nhận cảm ở nhĩ được, đều có thể dùng ở thất. Vì vậy các máy SSI cũng là các máy AAI. Ngược lại VVI, không nhất thiết là SSI, nếu độ nhạy ở thất không đủ.

Chữ thứ nhì trong mã hiệu NBG dùng để chỉ buồng nhận cảm. Các chữ này có nghĩa như chữ thứ nhất.

Chữ thứ ba trong mã hiệu NBG chỉ đáp ứng của máy (về phương diện kích thích) khi nhận cảm sóng P hoặc một phức bộ QRS.

- Số 0 dùng chỉ máy sẽ không có phản ứng gì. Thí dụ như V00 dùng chỉ một máy tạo nhịp sẽ kích thích ở thất đều đặn, bất kể các phức bộ QRS.

- Chữ I (inhibit) dùng chỉ máy sẽ ức chế nếu có nhận cảm. Thí dụ như VVI là một loại máy tạo nhịp theo nhu cầu, máy sẽ kích thích và nhận cảm ở thất. Nếu nhận cảm được một phức bộ QRS, máy sẽ không kích thích trong chu kỳ hiện tại và sẽ lập lại chu kỳ tạo nhịp.
- Chữ T (triggered) dùng chỉ nếu nhận cảm được, máy sẽ khởi phát một chu kỳ kích thích (khởi kích). Buồng được kích thích không ghi rõ và sẽ tùy trường hợp. Có khi chữ T có nghĩa là nếu nhận cảm ở nhĩ thì sẽ bắt đầu chu kỳ kích thích ở thất (sau thời gian nhĩ-thất). Có khi chữ T có nghĩa là nếu nhận cảm ở một buồng thì sẽ kích thích ngay tại buồng đó, như trong trường hợp VVT, AAT.
- Chữ D (dual) có nghĩa là vừa nhận cảm, vừa khởi kích. Chữ này dùng trong hai trường hợp là DDD và VDD. Trong cả hai trường hợp, D có nghĩa là nếu nhận cảm được ở nhĩ thì sẽ ức chế ở thất và sẽ khởi kích ở thất. Nếu nhận cảm ở thất thì sẽ ức chế ở thất.
- Chữ I/T chỉ dùng trong trường hợp DDI/T, và chỉ chương trình DDI. Mỗi khi nhận cảm ở buồng nào thì sẽ kích thích ngay ở buồng đó.

Chữ thứ tư dùng để chỉ khả năng lập chương trình của máy tạo nhịp.

- Số 0 chỉ các loại máy không có thể điều chỉnh được, một khi cấy vào cơ thể. Hiện nay loại máy này không còn được sản xuất.
- Chữ P (simple programming) chỉ các máy chỉ có thể điều chỉnh nhịp hoặc/và biên độ xung kích thích. Hiện nay chỉ còn một loại máy với chức năng hạn chế này còn được sản xuất, máy Medtronic Champion.
- Chữ M (multiprogrammability) chỉ các loại máy với 3 thông số, hay nhiều hơn, có thể điều chỉnh. Thông thường nếu có thể lập trình độ nhạy thì kể như là loại máy M. Hầu như loại máy với chức năng này không còn được sản xuất. Lý do là với các mạch điện tổng hợp, một khi có hệ thống liên lạc với máy lập chương trình, thì hạn chế như loại M hoặc mở rộng như loại C dưới đây không có khác biệt gì.
- Chữ C (communicating) chỉ các máy có thể viễn lượng (telemetry) được các thông số như điện thế pin, độ rộng xung kích thích, hay các điện tâm đồ tĩnh mạch. Đa số các máy sản xuất hiện nay đều thuộc loại máy này.
- Chữ R (rate adaptive) chỉ các loại máy có khả năng thay đổi nhịp để thỏa mãn nhu cầu huyết động. Các máy với ký hiệu "R" cần phải được điều chỉnh cận kề hơn, nên tất cả đều có thể viễn lượng được, vì vậy đương nhiên chữ "R" bao gồm chữ "C".

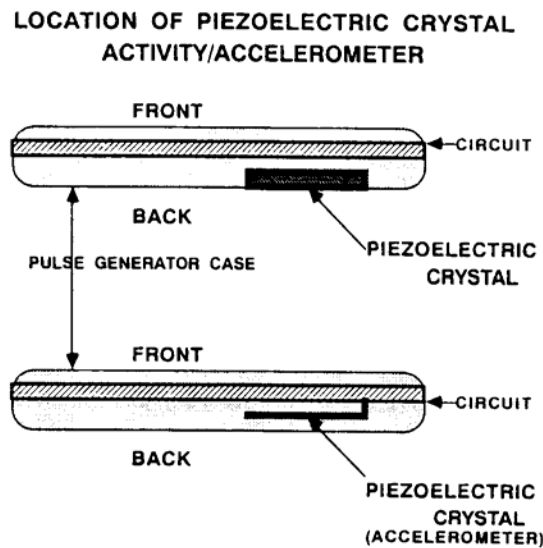
Các máy này dùng một bộ phận nhạy cảm (sensor). Có nhiều loại bộ phận nhạy cảm đã được dùng trong quá khứ, nhưng hiện nay chỉ còn bốn loại được dùng:

- thông dụng nhất là những máy đo độ rung (vibration) và máy đo độ gia tốc. Sự khác biệt giữa hai loại này là máy đo rung gắn vào vỏ máy trong khi máy đo gia tốc thì nằm trên mạch điện, như trong Hình 5. Mỗi loại đều có ưu và khuyết điểm.

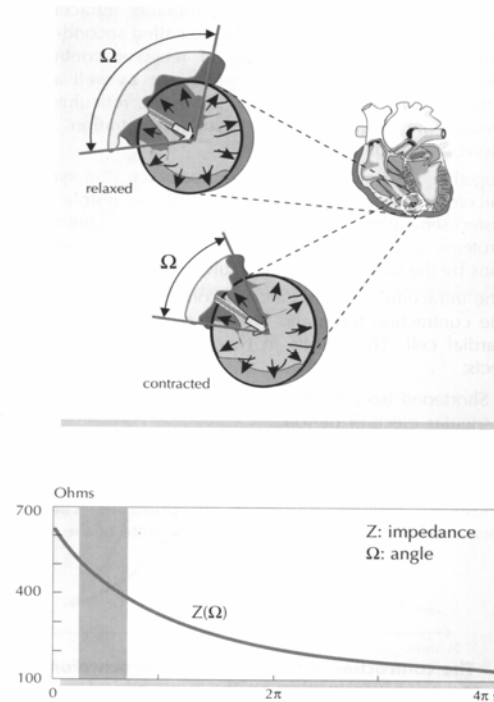
Tất cả các công ty máy tạo nhịp đều có sản xuất máy với loại bộ phận nhạy cảm này. Các máy này dễ điều chỉnh. Tuy nhiên vì đo độ rung của vỏ máy hay độ gia tốc là những hiện tượng không phải là sinh lý, máy thường hay thay đổi nhịp không đúng, nhất là trong trường hợp lên và xuống cầu thang.

- Kế đến là cách đo tổng trở (impedance) từ mỏm tim đến vỏ máy (cấy trên ngực). Các máy loại này khó điều chỉnh hơn loại trên, nhưng nhờ căn bản sinh lý nên nhịp thay đổi thích hợp hơn. Cách đo này có hai ứng dụng:
 - đo thông khí phút (minute ventilation). Phản ứng cách này hơi chậm.
 - đo gián tiếp hệ thần kinh tự động (autonomous nervous system) qua độ co mỏm tim[7], Hình 4[8]. Cách này chưa hoàn hảo và chỉ có một máy của công ty Biotronik, máy Inos DR. Phản ứng cách đo này rất nhanh.

Các máy tạo nhịp DDDR đời mới nhất, năm 1998, có thể dùng hai loại nhạy cảm như gia tốc và thông khí phút. Bộ phận nhạy cảm chánh thường là gia tốc. Bộ phụ là thông khí phút. Ngoài ra cũng có thể hoà hợp cả hai loại nhạy cảm.



Hình 3. Máy đo nhạy cảm: rung động và gia tốc



Hình 4. Tổng trở của mỏm tim

Chữ thứ năm chỉ chức năng chống loạn nhịp nhanh. Hầu hết các máy tạo nhịp hiện nay không có chức năng này và chỉ các máy phá rung tự động mới có. Trong thời kỳ trước đây, có một số máy tạo nhịp có thể trị các cơn nhịp nhanh ở nhĩ bằng những đợt xung kích thích nhanh. Với chức năng này, máy có thể tạo nên những cơn nhịp nhanh ở thất mà máy không thể điều trị được, nên chức năng này không còn dùng nữa. Tuy nhiên có thể trở lại trong tương lai.

II. 2. Một vài phương thức tạo nhịp điển hình

Trong các hình kế tiếp, điện tâm đồ ngoài da sẽ được dùng để mô tả hoạt động các loại máy tạo nhịp.

- VOO, Hình 5. Các xung kích thích ở thất đến đều đặn và không có quan hệ gì với nhịp nội tại. Thông thường trường hợp này chỉ gặp khi pin trong máy quá yếu, hay trong khi khám nghiệm với đầu máy lập chương trình hay nam châm nằm trên máy.
- AAI, Hình 6. Các xung kích thích ở nhĩ tạo nên các sóng P và phức bộ QRS thông thường. Về phương diện sinh lý, cách kích thích này thích hợp nhất. Khi sóng P được nhận cảm, thì máy sẽ không phát xung kích thích như trong trường hợp phức bộ đầu tiên trong Hình 6. Thời gian giữa các xung kích thích đều đặn và bằng thời gian từ sóng P đến xung kích thích kế.



Hình 5. Điện tâm đồ với máy tạo nhịp theo chương trình VVI.



Hình 6. Điện tâm đồ với máy tạo nhịp theo chương trình AAI.

- VVI, Hình 7. Nếu không nhận cảm được thì máy sẽ phát các xung kích thích ở thất. Trong trường hợp có nhận cảm, phức bộ thứ ba có vừa sóng P và phức bộ QRS, thì máy sẽ ức chế kích thích.
- DDD, Hình 8. Nếu có sóng P thì máy sẽ ức chế xung ở nhĩ. Sau khi kích thích ở nhĩ hay nhận cảm được một sóng P, thì máy sẽ khởi đầu một chu kỳ nhĩ-thất và sau đó sẽ kích thích ở thất nếu không bị ức chế ở thất bởi một phức bộ QRS.
- VDD, Hình 9. Nói chung đây là một chương trình giống như DDD, nhưng không có kích thích ở nhĩ.
- DDI, Hình 10. Trong trường hợp này mỗi lần sóng P được nhận cảm, thì trong chu kỳ kích thích sẽ không có một xung kích thích ở nhĩ, như trong chương trình DDD. Trái với chương trình DDD, nhận cảm ở nhĩ không bắt đầu một chu kỳ nhĩ thất đưa đến một kích thích ở thất.



Hình 7. Điện tâm đồ với máy tạo nhịp theo chương trình AAI.



Hình 8. Điện tâm đồ với máy tạo nhịp theo chương trình DDD.



Hình 9. Điện tâm đồ với máy tạo nhịp theo chương trình VDD.



Hình 10. Điện tâm đồ với máy tạo nhịp theo chương trình DDI.



Hình 11. Điện tâm đồ với máy tạo nhịp theo chương trình AAT.

Trong phức bộ thứ nhì, một sóng P được nhận cảm ngay sau phức bộ QRS. Vì sóng P này, nên máy bị ức chế ở nhĩ. Vì có phức bộ QRS trước thời gian cần phải phát xung ở thất, nên máy bị ức chế ở thất. Chương trình DDI thường chỉ dùng trong trường hợp loạn nhịp nhĩ. Các máy DDD đời mới thường có chức năng chuyển phương thức (mode conversion) tự động, từ đồng bộ sóng P (VDD, DDD) sang không đồng bộ (VVI, DDI) khi nhịp nhĩ quá cao. Sau khi cơn loạn nhịp qua, máy sẽ trở lại kích thích đồng bộ. Sáu trường hợp trên là các phương thức thường gặp ở máy tạo nhịp. Có một số phương thức dùng trong khi khám nghiệm. Đó là các chương trình như AAT, VVT, DDT hay DDI/T. Các phương thức dùng xung kích thích để làm dấu trong điện tâm đồ ngoài da cho bác sĩ biết là máy đã nhận cảm được, để giúp trong sự điều chỉnh độ nhạy các bộ phận nhận cảm.

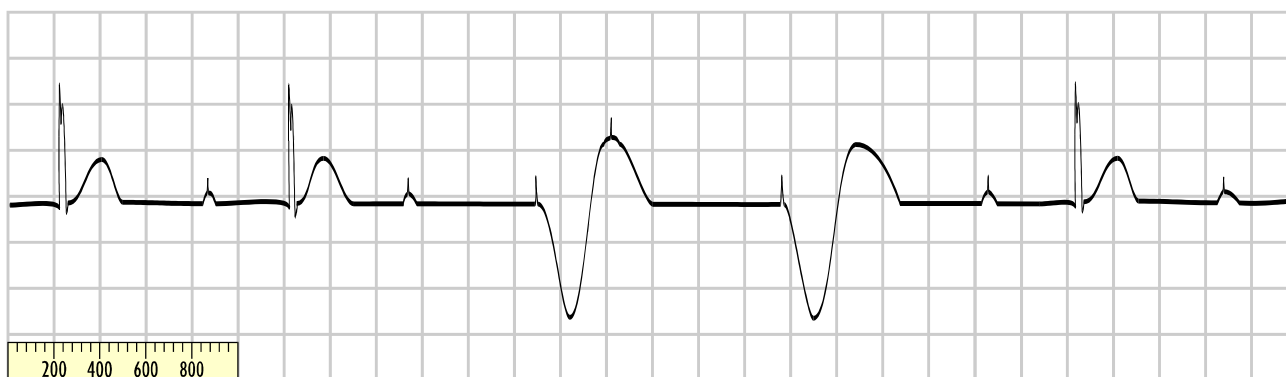
- AAT, Hình 11. Trong trường hợp này bệnh nhân có cơn cuồng động nhĩ với block nhĩ-thất 2:1. Với chương trình AAT, có thể xác định rõ ràng là nhịp sóng P cao gấp hai lần nhịp tim.



Hình 12. Điện tâm đồ với máy tạo nhịp theo chương trình VVT.



Hình 13. Điện tâm đồ với máy tạo nhịp theo chương trình DDT.



Hình 14. Điện tâm đồ với máy tạo nhịp theo chương trình DDI/T.

- VVT, Hình 12. Trong trường hợp này mỗi phức bộ QRS đều có một xung, chứng tỏ là độ nhạy mạch điện nhận cảm hoạt động đúng. Nếu có những xung không đúng chỗ hay thiếu các xung, thì đó là triệu chứng độ nhạy không đúng và cần phải điều chỉnh.

- DDT, Hình 13. Đây là chương trình khởi kích tương đương với chương trình DDD.
- DDI/T, Hình 14. Đây là chương trình khởi kích tương đương với chương trình DDI. Trong Hình này, nhờ khả năng khởi kích chúng ta khám phá có một sóng P trong sóng phản ứng ở thất.

II. 3. Các loại máy hiện nay

Các loại máy sản xuất hiện nay thường thuộc các loại sau đây.

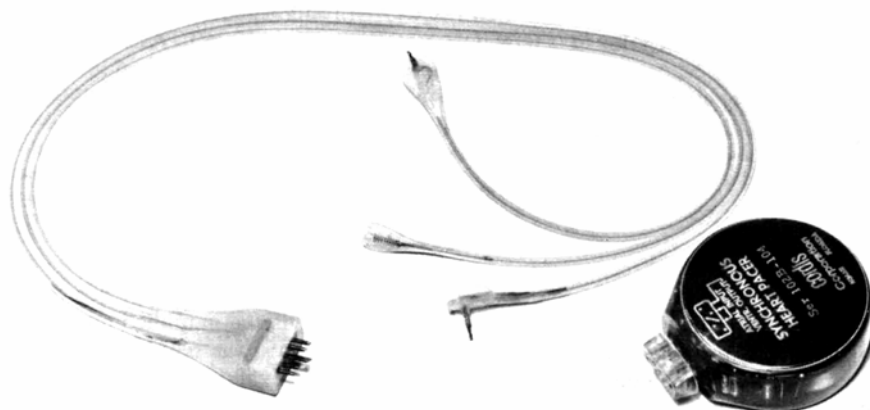
- VVI: máy cơ bản.
- SSI: dùng để chỉ các máy một buồng có thể lập trình theo AAI hoặc VVI.
- DDD: máy hai buồng. Với máy lập chương trình, tất cả các chương trình hoạt động được đề cập trên đây đều có thể phát huy, thí dụ như AAI, VVI, VAT, VDD, DDI, DDT, DDI/T, v.v. ...
- VDD: máy hai buồng, thường dùng một dây điện cực đơn (single lead) với điện cực ở nhĩ và ở thất. Độ nhạy ở nhĩ cao hơn loại máy DDD vì các điện cực ở nhĩ không cố định ở thành tim, mà nằm trong dòng máu trên thân dây điện cực. Các máy VDD hầu hết đều là những máy DDD được tăng độ nhạy ở nhĩ và bị mất đi phần kích thích ở nhĩ. Máy VDD với chỉ một dây điện cực được dùng vì dễ cấy hơn máy DDD.
- VVIR, SSIR, DDDR, VDDR: các loại máy với nhịp thích ứng.

III. Lịch Trình Phát Triển Máy Tạo Nhịp Vĩnh Viễn

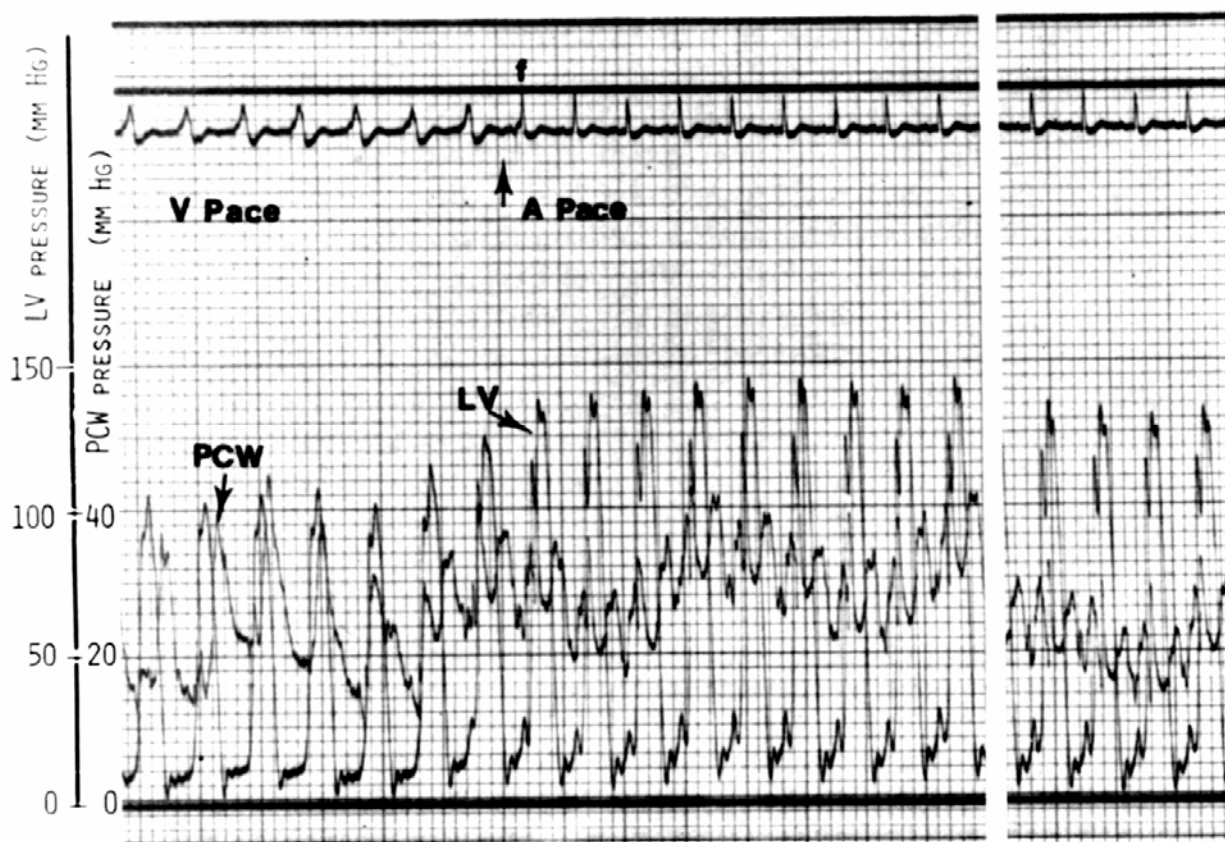
Máy Chardack-Greatbatch là loại máy V00.

Đến năm 1962, một nhóm ở bang Florida, Hoa Kỳ, dưới sự điều hành của Bs Nathan[9] đã thực hiện cấy máy tạo nhịp theo dạng VAT đầu tiên, xem Hình 15. Máy này cảm nhận ở nhĩ và khởi kích ở thất.

Kế đó loại máy VVI [10] và AAI được phát triển thành công. Về phương diện sinh lý, máy AAI thích hợp nhất, tuy nhiên bệnh nhân cần phải có dẫn truyền nhĩ-thất tốt. Loại máy VVI được kể là loại máy cơ bản vì tạo nhịp ở thất là buồng chánh trong tim. Tuy nhiên loại máy VVI có thể gây nên triệu chứng máy tạo nhịp do kích thích thất không đồng bộ với nhĩ. Triệu chứng máy tạo nhịp đã được ghi từ năm 1970[11] nhưng phải chờ tới sự phát triển loại máy DDD mới có thể tránh được. Triệu chứng này có thể trầm trọng[12], như trong Hình 16 và 17, làm bệnh nhân rất khó chịu. Lâu ngày triệu chứng này có thể đưa đến những cơn rung nhĩ.



Hình 15. Máy tạo nhịp VAT đầu tiên.



Hình 16. Hiện tượng máy tạo nhịp.

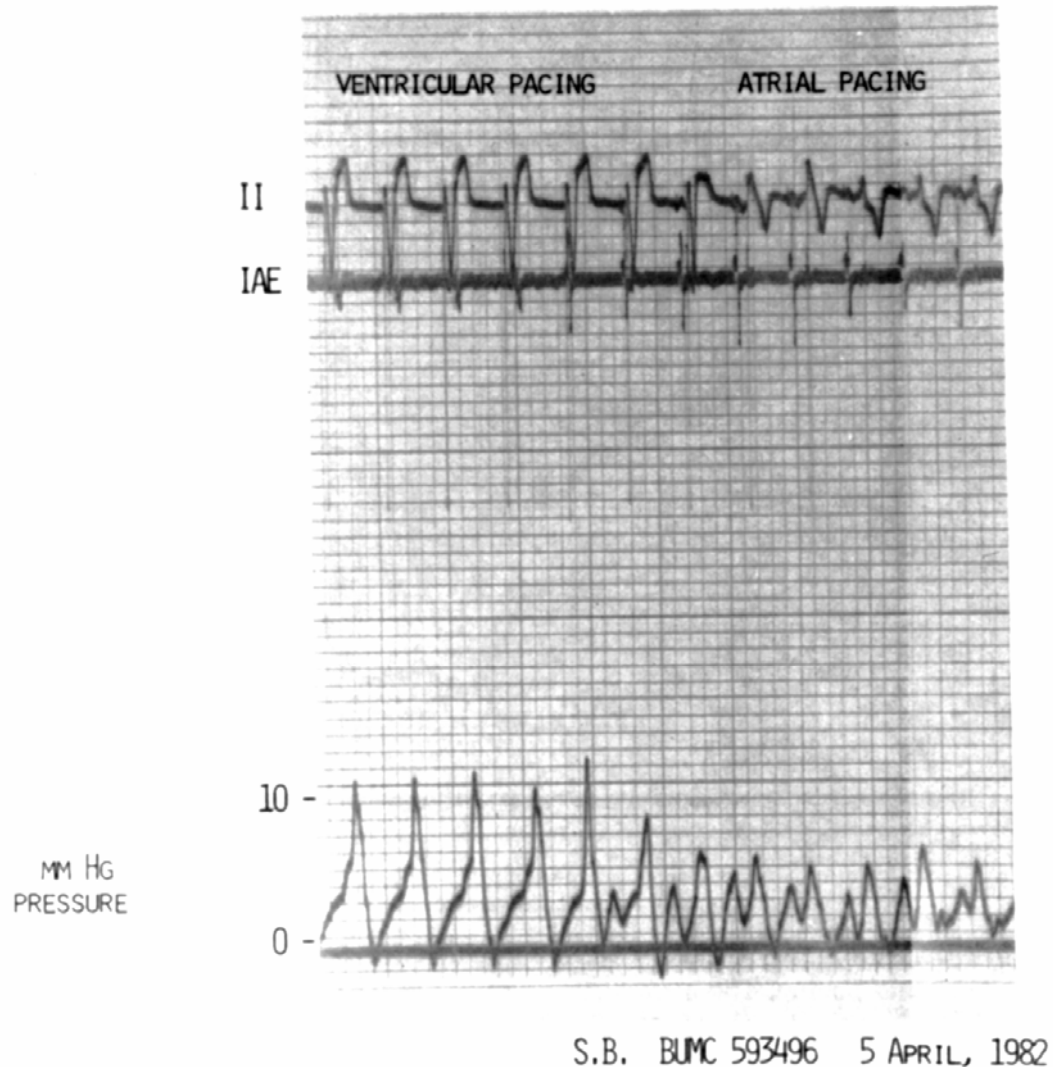
PCW: pulmonary capillary wedge - mao mạch phổi; LV: left ventricular - thất trái

Trong thời kỳ tạo nhịp ở thất, có các đại sóng (cannon wave) A ở PCW. Khi bắt đầu tạo nhịp ở nhĩ, thì sóng A trở lại bình thường và các sóng W xuất hiện.

Đoạn ghi ở phải là 30 giây sau khi tạo nhịp ở nhĩ.

The Pacemaker Syndrome

RIGHT ATRIAL PRESSURE



Hình 17. Đại sóng (cannon wave) A được ghi ở nhĩ phải trong thời kỳ kích thích ở thất và rất rõ rệt ở tĩnh mạch cổ (jugular vein) trong khi khám bệnh ở giường bệnh nhân. IAE: điện tâm đồ tĩnh mạch nhĩ. Trong thời kỳ kích thích ở thất, IAE ghi rõ dẫn truyền ngược ở nhĩ. Kích thích ở nhĩ đưa lại những sóng A và W thường và áp huyết hạ xuống ở nhĩ phải.

Máy DDD [13,14] bắt đầu phát triển nhưng gặp nhiều trở ngại. Trong thời gian máy DDD chưa hoàn hảo, máy VVIR và AAIR được tung ra thị trường. Loại máy này dùng một bộ phận nhạy cảm (sensor) đo độ rung (activity/vibration) hoặc độ gia tốc (acceleration) để điều chỉnh nhịp kích thích tâm thất hay tâm nhĩ. Triệu chứng máy tạo nhịp có thể trầm trọng hơn với máy VVIR!

Sau khi máy DDD được hoàn hảo, thì máy DDDR xuất hiện.

Gần đây loại máy VDD và VDDR xuất hiện nhờ kỹ thuật sản xuất dây điện cực tĩnh mạch tiến đến giai đoạn có thể cùng một dây mà có ba hay bốn điện cực ở thất lẫn nhĩ. Loại dây này tiện cấy hơn nhưng cần máy với độ nhạy cao ở nhĩ. Nói chung thì loại máy VDD hoạt động giống như loại máy DDD ngoại trừ kích thích ở nhĩ.

Với loại máy hai buồng DDD/DDDR và VDD/VDDR, triệu chứng máy tạo nhịp hầu như được khắc phục. Tuy vậy, vì cách điều chỉnh máy hai buồng rất phức tạp, triệu chứng máy tạo nhịp cũng có thể xảy ra với bệnh nhân đã được cấy máy tạo nhịp hai buồng nếu thời gian nhĩ-thất không được lập trình đúng (thời gian lập trình không đủ trong trường hợp các bệnh nhân với thời gian dẫn truyền từ nhĩ phải qua nhĩ trái quá dài nên nhĩ trái có thể co cùng một lúc với thất trái).

Các máy DDD thường cần hai dây điện cực ở nhĩ và thất. Dây thông ở nhĩ, thường với cố định thụ động (dây hình chữ J), được cấy vào nhĩ. Thủ tục cấy dây nhĩ phức tạp và thỉnh thoảng sau một vài ngày bị rút ra. Vì vậy các công ty sản xuất máy tạo nhịp đã nghiên cứu các máy tạo nhịp DDD có thể dùng với một ống thông duy nhất. Bongiorno và cộng sự viên[14] đã dùng kích thích lưỡng cực với điện cực nổi trong dòng máu ở nhĩ. Tuy nhiên biên độ xung khá cao và lắm khi kích thích không hiệu quả khi bệnh nhân hoạt động. Gần đây công ty Biotronik cũng có đề nghị nguyên tắc OLBI (OverLapped Bipolar stimulation) để kích thích ở nhĩ[15,16]. Mặc dù nguyên tắc OLBI dùng ít điện hơn cách tạo nhịp của Bongiorno, cách này vẫn hao điện hơn là kích thích với điện cực cố định ở tiểu nhĩ.

IV. Kết luận

Đến nay, năm 1998, kỹ thuật máy tạo nhịp tim đã được đúng 40 năm. Căn bản tạo nhịp thì đã có từ thế kỷ thứ XVIII. Hiện nay hàng năm có trên 400.000 máy tạo nhịp được cấy trên thế giới kể cả các ca thay máy.

Theo thống kê thì ở Hoa Kỳ, tỷ lệ dùng máy tạo nhịp khoảng 0,04% trong lứa tuổi từ 18 đến 64, và 2,6% sau 75 tuổi. Hàng năm khoảng 150.000 máy tạo nhịp được cấy ở Hoa Kỳ.

Ở Việt Nam hiện nay, tỷ lệ cấy máy, kể cả máy mới và các máy dùng lại, không quá 3 máy với một triệu dân. Sự khác biệt do kinh tế là yếu tố chính. Tuy nhiên một phần cũng do sự hiểu biết về máy tạo nhịp vĩnh viễn không được phổ biến sâu rộng trong giới tim mạch học.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. John Danforth, Nora Goldschlager, "Indications for cardiac pacing", trong Electrical Therapy for Cardiac Arrhythmias, soạn bởi Sanjeev Saksena và Nora Goldschlager, W.B. Saunders Company, 1990, trg 91-107.
2. Wilson Greatbatch, "Twenty-five years of pacemaking", PACE, Vol. 7, Jan-Feb 1984, trg 143-147.
3. Orestes Fiandra, "The first pacemaker implant in America", PACE, Vol. 11, Aug 1988, trg 1234-1238.
4. William M Chardack, Andrew A Gage, Anthony J Frederico, et al., "Clinical Experience with an implantable pacemaker", Annals of the New York Academ of Sciences, Vol. 111, Art.3, Jun 11, 1964, trg 1075-1092.
5. LD Abrams, JC Norman, "Experience with inductive coupled cardiac pacemakers", Annals of the New York Academ of Sciences, Vol. 111, Art.3, Jun 11, 1964, trg 1030-1040.
6. Alan D Bernstein, A John Camm, Ross D Fletcher, et al., "The NASPE/BPEG generic pacemaker code for antibradyarrhythmia and adaptive-rate pacing and antitachyarrhythmia devices", PACE, Vol. 10, Jul-Aug 1987, trg 794-799.
7. Max Schaldach, Electrotherapy of the Heart, Springer Verlag, 1992.
8. Biotronik, ANS Controlled Pacing.
9. David A Nathan, Sol Center, Philit Samet, et al., "The application of an implantable synchronous pacer for the correction of Stokes-Adams attacks", Annals of the New York Academy of Sciences, Vol. 111, Art.3, Jun 11, 1964, trg 1093-1104.
10. J Skykosch, S Effert, KG Pulver, F Zacouto, "Zur Therapie mit elektrischen Schrittmachern. Ein implantierbarer, induktiv ausschaltbarer elektrischer Schrittmacher", Elektromedizin, 1963, Vol. 8, trg 139-142.
11. JM Hass, GB Strait, "Pacemaker-induced cardiovascular failure; hemodynamic and angiographic observations", American Journal of Cardiology, Vol. 33, 1974, trg 295-299.
12. Paul A Levine, Robert C Mace, Pacing Therapy - A Guide to Cardiac Pacing for Optimum Hemodynamic Benefit, Futura Publishing, 1983.
13. HD Funke, "Die optimierte sequentielle Stimulation von Vorhof und Kammer - ein neuartiges Konzept zur Behandlung bradykarder Dysrhythmien", Herz Kresilauf, 1975, Vol. 20, trg 479-483.
14. W Irnich, JMT de Bakker, "Konzept eines Optimal-Schrittmachers", Biomedizine Technik, 1975, Vol. 20, trg 89-90.
15. Maria G Bongiorno, Nicola Bebendi, "Atrial stimulation by means of floating electrodes: a multicenter experience", PACE, Vol. 15, November 1992, trg 1977-1981.
16. Wolfgang M Hartung, "Overlapping biphasic stimulation: a novel pacing mode for low capture thresholds", American Heart Association Meeting, November 1994, Circulation 1994, Vol. 90, Part 4 (Supplement I), I-69.
17. Trần Thống, "Kích thích tâm nhĩ bằng điện cực di động", Tóm Tắt Các Báo Cáo Khoa Học, Đại Hội Tim Mạch Học Quốc Gia Việt Nam lần thứ sáu, 27 tháng 4, 1996, trg 214.