

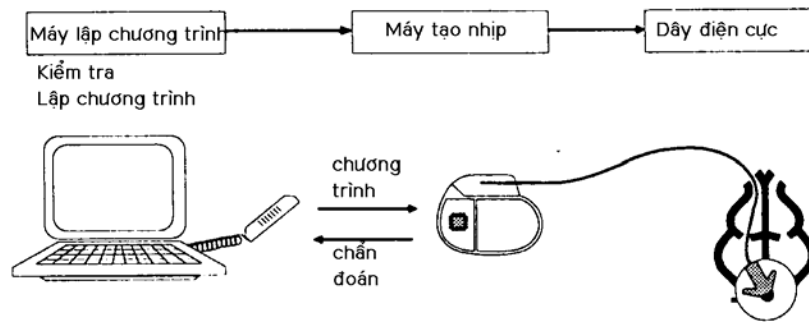
Kỹ Thuật Máy Tạo Nhịp Tim

Bộ máy tạo nhịp gồm có ba phần như trong Hình 1:

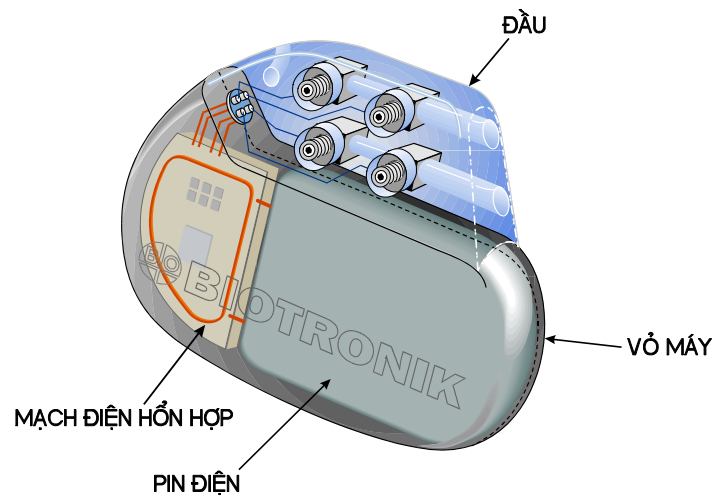
- Máy tạo nhịp.
- Dây điện cực: một hay hai dây.
- Máy lập chương trình.

I. Máy Tạo Nhịp Tim

Máy tạo nhịp thông thường gồm 4 bộ phận như trong Hình 2.



Hình 1. Bộ máy tạo nhịp



Hình 2. Máy tạo nhịp

I. 1. Vỏ máy tạo nhịp

Vỏ máy bằng hợp kim Titanium, $\text{TiAl}_5\text{Fe}_{2.5}$ hoặc TiAl_6Nb_7 , cứng, nhẹ và sinh hợp (biocompatible)[1]. Khi kích thích đơn cực, vỏ máy là điện cực dương.

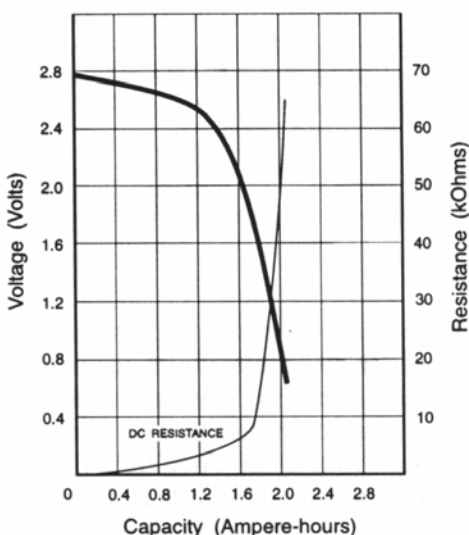
I. 2. Pin

Pin dùng trong máy tạo nhịp cấy vào cơ thể đầu tiên năm 1958 dùng loại pin Nickel-Cadmium (NiCd) có thể nạp lại. Loại pin này không còn dùng nữa từ ngày loại pin bằng Lithium-Iodine (Li/I_2 -Polyvinylpyridine) xuất hiện năm 1972 [2]. Một trong các lý do pin nạp lại được không được dùng là vì lý do tâm lý: bệnh nhân muốn quên đi là mình cần có máy tạo nhịp để sống. Mỗi lần đi nạp lại pin thì bệnh nhân bị nhắc lại!

I. 2. a. Thời gian hữu dụng pin

Pin Li-I, có thể cung ứng dòng điện $20\text{-}30\ \mu\text{A}$ ($10^{-6}\ \text{A}$) cần thiết cho máy tạo nhịp hoạt động trong thời gian tới 15 năm. Pin thường chiếm từ phân nửa đến hai phần ba khối lượng hộp máy và trọng lượng của máy.

Loại pin Li-I có độ rò (leakage) rất thấp và với một đường suy giảm (discharge curve) không quá gấp để máy có thể đo điện thế mà biết khi nào sắp hết thời gian hữu dụng (service life), như trong Hình 3. Tùy theo loại máy, nhưng khi điện thế pin xuống gần 2 Volt, thì máy sẽ thay đổi hoạt động và báo hiệu với triệu chứng ERI (Elective Replacement Indicator - Chỉ thị thay thế chưa cấp thiết). Máy có thể hoạt động thêm sáu tháng nữa, nhưng chương trình sẽ đổi qua chương trình ERI. Khi điện thế pin xuống thấp hơn nữa, máy sẽ chuyển qua thời kỳ EOS (End of Service - hết hữu dụng) và sẽ ngừng hoạt động hữu hiệu.



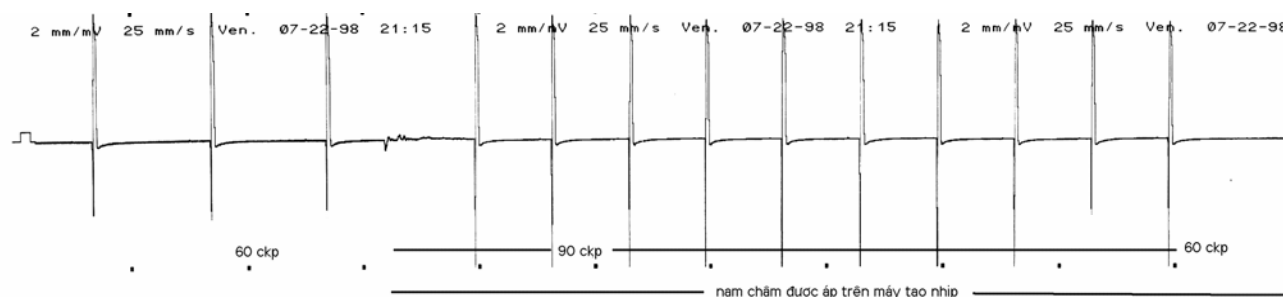
Hình 3. Đường suy giảm pin Lithium-Iodine

I. 2. b. Thời kỳ ERI

Khi máy tạo nhịp vào thời kỳ ERI, thì thường hay thay đổi phương thức hoạt động. Thí dụ như với các máy của công ty Biotronik, nhịp sẽ hạ xuống chỉ còn 89% nhịp đã lập trình và máy chỉ kích thích ở thất trong trường hợp các máy hai buồng. Thí dụ như máy đã lập trình với nhịp 70 ckp (chu kỳ phút), khi vào ERI nhịp sẽ giảm xuống 62 ckp. Ngoài ra hiện tượng nam châm cũng thay đổi. Khi nam châm, hay đầu máy lập chương trình (có nam châm), được áp trên máy thì có thể nhận xét hoạt động như sau trên điện tâm đồ ngoài da:

- Nếu hiện tượng nam châm được lập trình không đồng bộ (asynchronous magnet mode) thì máy mới sẽ có 10 chu kỳ 90 ckp theo dạng V(hayD)00, sau đó trở lại nhịp đã lập trình cũng theo dạng V(D)00, Hình 4. Nếu hiện tượng nam châm được lập trình là đồng bộ (synchronous magnet mode), thì với máy trong thời kỳ hữu dụng nhịp sẽ không thay đổi.
- Với máy sau ERI, thì sẽ có 10 chu kỳ 80 ckp, sau đó sẽ trở lại nhịp chậm hơn 11% so với nhịp đã lập trình.

Mỗi công ty sản xuất máy tạo nhịp đều dùng những hiện tượng ERI khác nhau, có khi mỗi loại máy trong một công ty đều có những hiện tượng khác nhau. Thí dụ như công ty Intermedics không có khác biệt trong hoạt động thường ngày giữa trước và sau ERI. Tuy nhiên hiện tượng nam châm sẽ thay đổi. Trước ERI, máy sẽ kích thích theo dạng D00 (hay V00) 4 chu kỳ 90 ckp, rồi sẽ theo nhịp lập trình. Sau ERI, sau 4 chu kỳ 90 ckp máy sẽ kích thích với nhịp 80 ckp.



Hình 4. Hiện tượng nam châm máy Biotronik mới.

I. 3. Đầu máy tạo nhịp

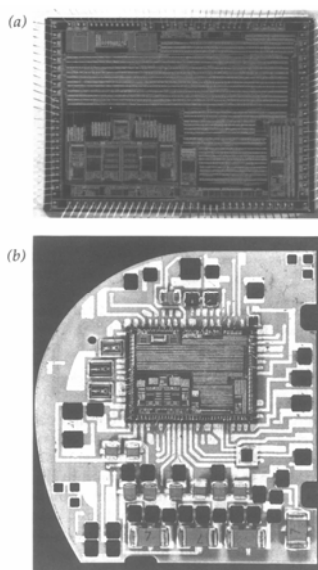
Đầu máy bằng nhựa epoxy có một hay hai chỗ để cắm dây điện cực vào, mỗi lỗ có thể nhận phích một cực hay hai cực. Thông thường mỗi chỗ cắm phích đều có một vít để xiết chặt đầu phích.

I. 4. Mạch điện máy tạo nhịp

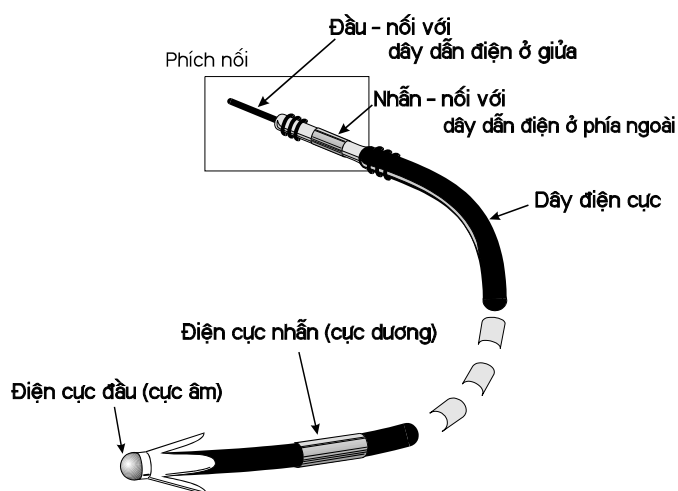
Mạch điện hỗn hợp (hybrid circuits), Hình 5, bằng sứ (ceramics) với các mạch điện tổng hợp (integrated circuits) bằng Silicon cùng với các mạch điện thụ động như điện trở, bộ tụ điện, v.v.... Các mạch điện tổng hợp đều dùng phương pháp CMOS (Complementary Metal Oxide Silicon) để đỡ tốn điện khi ngưng hoạt động vì tần số hoạt động rất thấp (1 chu kỳ mỗi second) trong khi các mạch điện có thể hoạt động nhanh gấp trăm triệu lần hơn. Các mạch điện các máy đòi mới thường có một máy vi xử lý (microprocessor) cùng với bộ nhớ (memory).

II. Dây điện Cực

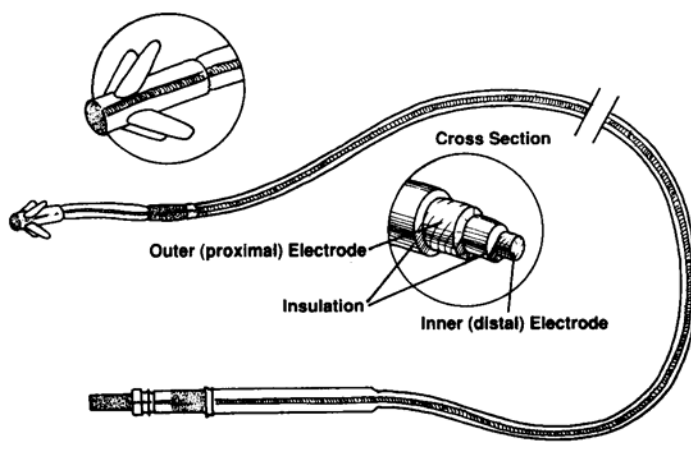
Dây điện cực thường hay bị coi thường, nhưng là một thành phần rất quan trọng trong bộ máy tạo nhịp. Máy tạo nhịp sẽ mòn pin trong vòng 5-15 năm, trong khi dây tốt có thể dùng cả đời người! Ngoài ra, thay dây rất tốn thời giờ trong khi thay máy có thể hoàn tất rất nhanh. Dây điện cực không phải là chỗ nên tiết kiệm!



Hình 5. Mạch điện máy tạo nhịp. (a) mạch điện tổng hợp (b) mạch điện hỗn hợp



Hình 6. Dây điện cực tĩnh mạch



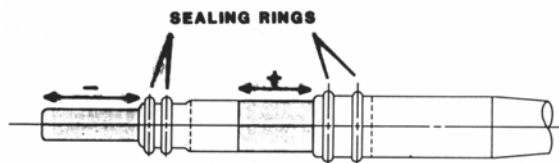
Hình 7. Thân dây điện cực tĩnh mạch..

Trong Hình 6, các thành phần dây điện cực tĩnh mạch được trình bày.

Đơn vị đường kính dây điện cực là French, bằng 1/3 mm. Thí dụ, dây điện cực 9 French có đường kính 3 mm.

II. 1. Thân dây điện cực

Thân dây điện cực bằng silicon hoặc polyurethane. Chất silicon bền nhất, nhưng dây hơi cứng và to. Với chất polyurethane, dây sẽ mềm và nhỏ hơn. Tuy nhiên, chất polyurethane hay bị những nứt vi mô (micro crack) [3,4] có thể đưa đến đoản mạch (short circuit) khi máu vào phía trong dây.



Hình 8. Phích theo tiêu chuẩn IS-1.

Dây dẫn điện thường được chế bằng chất hợp kim Nickel, MP35N[4]. Các dây dẫn điện cần phải co giãn theo nhịp tim tới 36 triệu lần một năm và cần phải hoạt động 20-30 năm nên cần phải rất bền.

Trong Hình 7 mặt cắt ngang thân dây dẫn điện được trình bày. Trong trường hợp dây điện cực hai cực thì có hai dây đồng tâm (coaxial) với chất Silicon hay polyurethane là chất cách điện. Dây trong rỗng, để có thể luồn một dây kim loại cứng vô để đưa điện cực đầu vào mỏm tim hoặc tiểu nhĩ. Nếu dây điện cực có hai dây dẫn điện, dây hai cực, thì dây thứ nhì nối hai nhĩ ở phích và gần đầu dây với nhau. Thông thường xung kích thích ở đầu dây là cực âm.

II. 2. Phích dây điện cực

Phích cắm vào máy tạo nhịp lúc trước có nhiều loại. Tất cả các dây sản xuất gần đây đều theo tiêu chuẩn IS-1 (International Standard) [6], xem Hình 8. Đây là những phích với đường kính 3.2 mm. Tiêu chuẩn IS-1 từ tiêu chuẩn VS-1 ra nên có thể dùng các phích IS-1 với các máy theo tiêu chuẩn VS-1, VS-1A, VS-1B.

Khi thay máy cũ, có khi gặp loại dây cũ không phải tiêu chuẩn IS-1. Nếu máy tạo nhịp và bệnh nhân có thể dùng nhận cảm và kích thích đơn cực, và nếu dây cũ còn tốt thì có thể hoặc dùng một thiết bị thích hợp (adaptor) để đổi đầu dây, hoặc cắt đầu dây và gắn vào đầu máy (cần bít lỗ cắm vào đầu máy cho kỹ). Nếu dây không tốt thì nên bít đầu dây lại, khâu lại một nơi khác để tránh túi máy tạo nhịp[6], và dùng dây mới. Vì kỹ thuật dây thay đổi nhiều nên loại dây mới thường tốt hơn về phương diện ngưỡng kích thích và sẽ đỡ hao mòn pin.

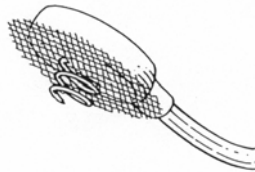
II. 3. Dây điện cực thượng tâm mạc

Ngoài dây điện cực tĩnh mạch trong Hình 6, còn có dây điện cực thượng tâm mạc (epicardial) như ở Hình 9. Dây điện cực thượng tâm mạc chỉ dùng trong khoảng 5% các ca cấy máy. Dây điện cực thượng tâm mạc trong Hình 9, được vít vào phía ngoài thành tim. Loại dây này chỉ có một điện cực. Có loại dây điện cực thượng tâm mạc cần phải khâu vào thành tim. Các dây điện cực thượng tâm mạc thường được dùng với trẻ em, vì tĩnh mạch sẽ thay đổi quá nhiều khi bệnh nhân lớn lên. Với trẻ em 4 tuổi trở lên cũng có thể dùng dây điện cực tĩnh mạch với cố định chủ động. Cần phải nhớ đẩy thêm một đoạn dây vào nhĩ, và nếu được, dùng khâu dây gần máy. X-quang một em bé trong vòng 4 năm với dây điện cực tĩnh mạch được trình ở Hình 10.

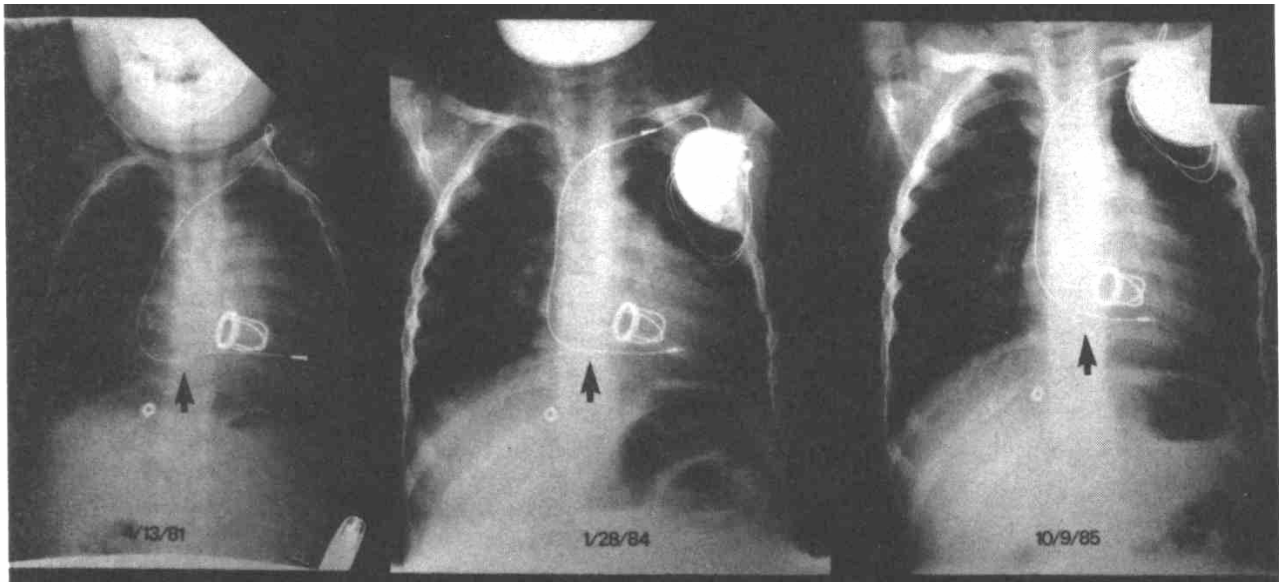
II. 4. Cố định đầu điện cực

Vì dây điện cực tĩnh mạch cần phải dè vào nội tâm mạc để truyền điện tốt, nên đầu dây cần có phương tiện để cố định (fixation). Có hai loại cố định:

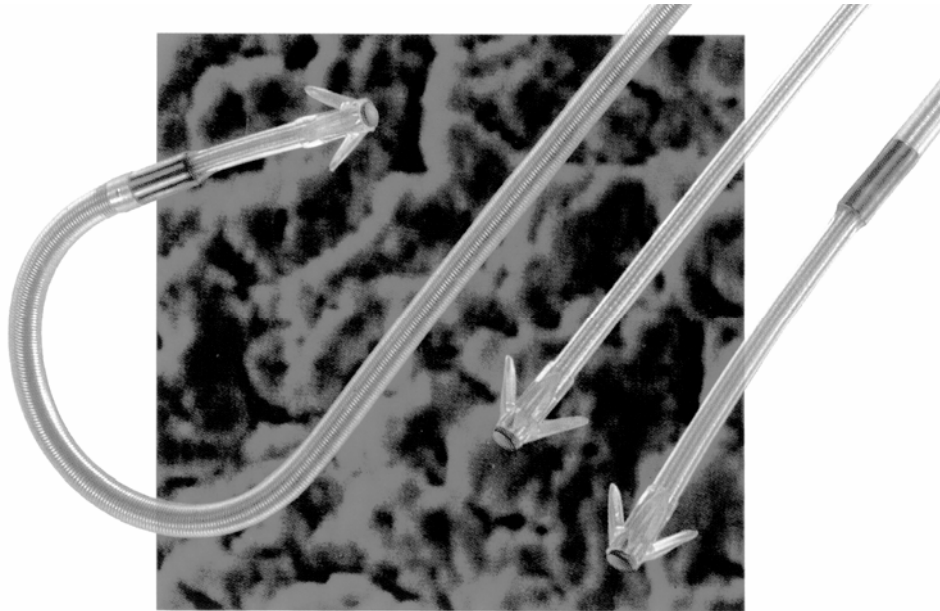
Cố định thụ động (passive fixation) với những chĩa (tine) hay vây (fin) , Hình 11. Trong Hình, có ba loại dây điện cực. Hai cái bên mặt là dây điện cực cho tâm thất. Đây là những dây thẳng. Dây bên phải là một dây hai cực. Kế đó là một dây một cực. Bên trái là một dây hai cực hình chữ J dùng ở tiểu nhĩ. Cả ba dây đều có những chĩa ở đầu. Sau một vài ngày, các mô xung quanh đầu điện cực sẽ bị xơ hóa (fibrosis) và nhờ các chĩa đầu điện cực sẽ được cố định. Sau một vài tháng, khó có thể tháo dây ra được và nếu dây bị trục trặc thì thông thường sẽ bịt đầu dây lại và bỏ dây[7], rồi luồn dây mới vào dùng thế. Chỉ trong vài trường hợp trầm trọng như nhiễm trùng, mới cần phải kéo dây ra.



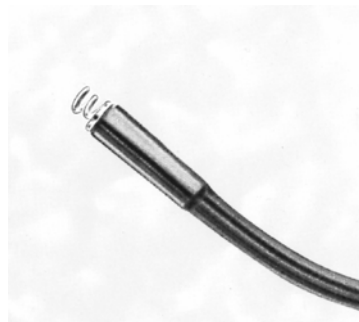
Hình 9. Đầu dây điện cực thượng tâm mạc - công ty Biotronik.



Hình 10. X-quang theo dõi một em bé với dây điện cực tĩnh mạch trong vòng 4 năm (4/81-10/85)



Hình 11. Dây điện cực với cố định thụ động - công ty Biotronik.



Hình 12. Đầu dây điện cực với cố định chủ động - công ty Biotronik

- Cố định chủ động (active fixation) với đầu vít, Hình 12. Loại dây này có thể gắn vào bất cứ chỗ nào ở nội tâm mạc. Loại dây này có thể tháo ra rất dễ dàng. Bất lợi của loại cố định này, là nội tâm mạc sẽ bị tổn thương vì vậy loại này thường hay có ngưỡng kích thích cao hơn là với cố định thụ động. Thông thường với trẻ em, nên dùng loại cố định này vì khi bệnh nhân lớn lên mà cần phải chỉnh lại dây có thể tháo ra dễ dàng. Ngoài ra loại dây này cũng thường dùng ở nhĩ vì có thể gắn vào thành tim thay vì phải luồn dây vô tiểu nhĩ.

II. 5. Dây một cực và dây hai cực

Các dây đều có một hay hai điện cực. Hầu hết các máy tạo nhịp được sản xuất hiện nay đều có thể dùng dây một cực hay dây hai cực. Nếu dùng dây một cực, thì nên kiểm tra chương trình máy tạo nhịp ghi đúng là nhận cảm và kích thích đơn cực (unipolar).

Về phương diện điện, lúc nào cũng cần hai cực mới có dòng điện. Khi dùng dây một cực thì vỏ máy sẽ là cực dương và đầu dây là cực âm. Dây một cực có những ưu điểm sau đây:

- dây nhỏ hay mềm hơn vì chỉ cần một dây dẫn điện,
- ngưỡng kích thích một cực có thể nhỏ hơn,
- các xung kích thích sẽ thấy rõ hơn trên điện tâm đồ ngoài da,
- nhận cảm một cực tốt hơn

Tuy nhiên cũng có một số yếu điểm:

- dễ bị nhiễu, vì những làn sóng các cơ trong người (electromyographic interference), nhất là các cơ ở ngực,
- khi đo ở tâm nhĩ dễ bị nhiễu bởi các viễn trường (far field) của các phức bộ QRS
- khi kích thích có thể kích thích các cơ khác, nhất là cơ hoành và cơ ngực.

Dây hai cực có thể to hơn và cứng hơn. Dây hai cực có thể dùng với chương trình đơn cực hay lưỡng cực. Thí dụ như có thể lập trình máy để nhận cảm lưỡng cực, để bớt nhiễu, và kích thích đơn cực để dễ chẩn đoán trên điện tâm đồ ngoài da.

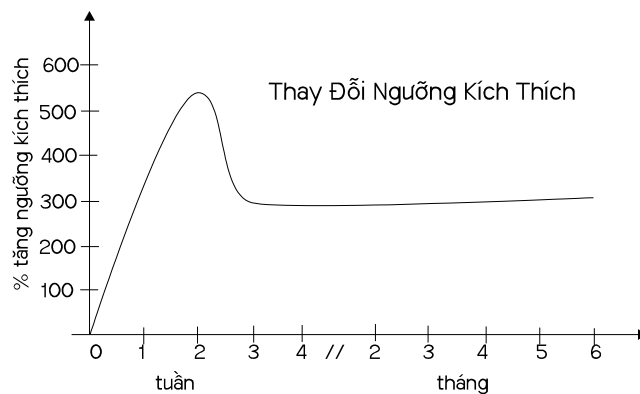
Theo một thống kê năm 1998 tại Đan Mạch[5], dây một cực ít bị vấn đề hơn dây hai cực (97%). Lý do tại một số dây bằng polyurethane do hai công ty sản xuất bị nứt và đứt mạch điện.

II. 6. Đầu điện cực

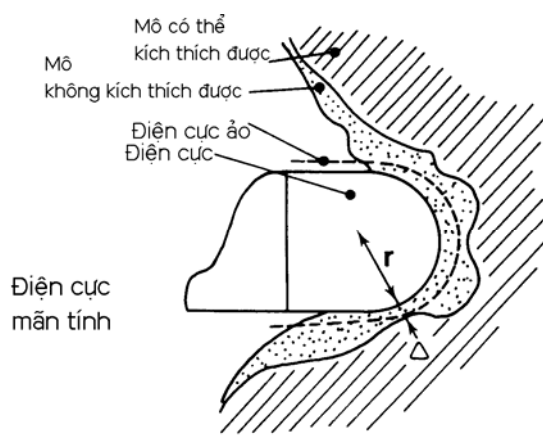
Đầu điện cực là điểm giao giữa máy và các cơ tim. Về phương diện điện đầu điện cực dẹt vào thành tim lúc nào cũng là cực âm khi kích thích.

Cách cấu tạo đầu điện cực ảnh hưởng rất nhiều đến ngưỡng kích thích. Thông thường, ngưỡng kích thích sẽ tăng lên trong vòng ba tháng đầu sau khi cấy máy, và sẽ hạ xuống sau đó. Tuy nhiên sau khi hạ xuống, ngưỡng vẫn còn cao hơn gấp 2-3 lần ngưỡng lúc cấp tính (acute) như trong Hình 13[6].

Lý do có hiện tượng trên, vì dòng điện kích thích quá cao ($\text{mA} = 10^{-3}\text{A}$) so với dòng điện thường có trong cơ thể ($\mu\text{A} = 10^{-6}\text{A}$), nên phân tách các phân tử nước và máu. Các nguyên tử hidro (free radical hydrogen) tạo ra trong sự phân tách nước và máu sẽ gây ra viêm ở các tế bào kế cận. Vì vậy sau một thời gian kích thích các mô xung quanh điện cực bị xơ hóa (fibrosis) hoặc bị nhồi máu (infarct), nói chung là triệu chứng viêm (inflammation). Các mô bị xơ hóa hoặc chết không còn có thể bị kích thích được nên điện tích kích thích phải tăng lên để gặp các mô có thể kích thích được, Hình 14 [6].



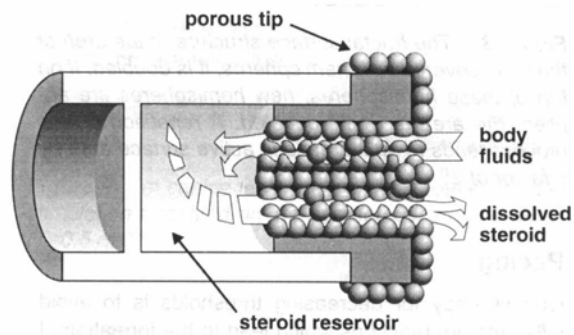
Hình 13. Thay đổi ngưỡng kích thích.



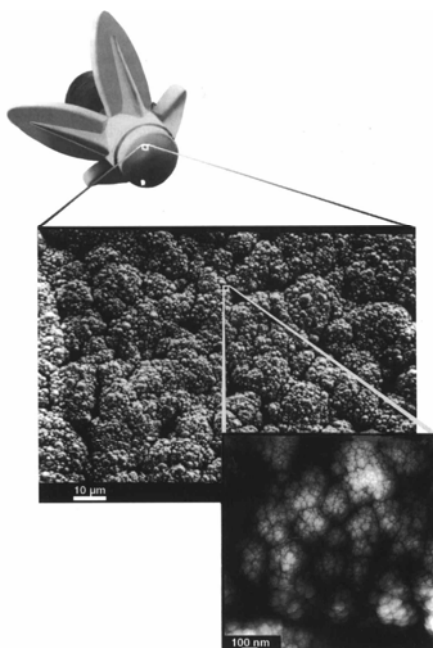
Hình 14. Điện cực bị bao bởi những tế bào không thể kích thích được.

Để bớt triệu chứng viêm, hiện nay có hai cách:

- Dùng thuốc steroid (dexamethasone sodium phosphate) tiết ra từ đầu điện cực như trong Hình 15[8].
 - Vấn đề chưa được hiểu thấu là ảnh hưởng lâu dài của chất steroid trong người.
 - Ngoài ra sau vài năm chất steroid sẽ hết đi và ngưỡng kích thích sẽ tăng như thế nào?
- Dùng một kim loại sinh hợp (biocompatible) để tránh tạo viêm [9].
 - Chất phủ Iridium theo dạng fractal, xem Hình 16, với diện tích giao diện gấp 1000 lần diện tích điện cực làm cho đầu điện cực tiếp xúc với nội tâm mạc trở thành tương hợp.
 - Vì mật độ dòng điện (current density) bị giảm đi 1000 lần nên dòng điện không còn phân tách các phân tử nước, nhờ vậy không tạo nên viêm.



Hình 15. Đầu điện cực có chứa chất steroid.

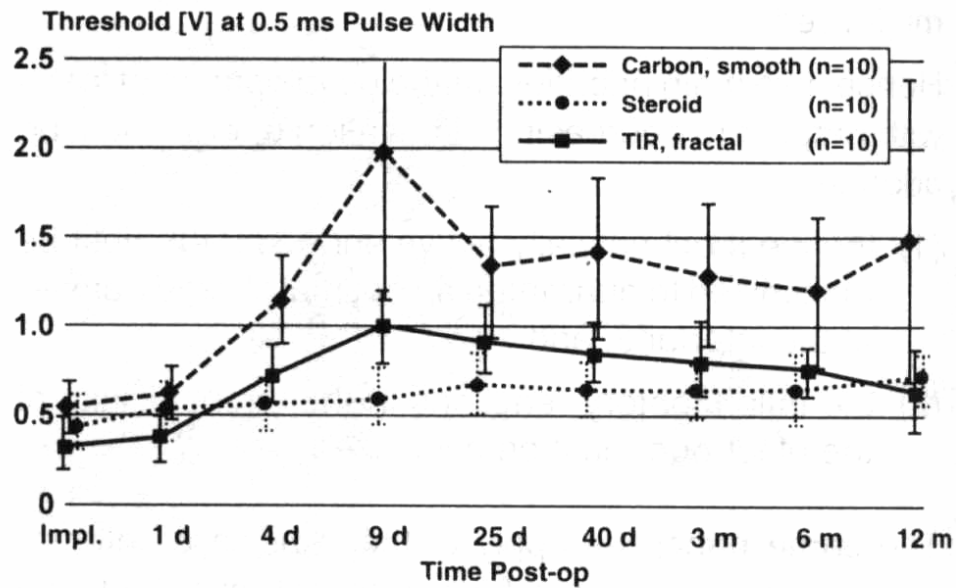


Hình 16. Lớp phủ fractal

Hình 17 [8] so sánh quá trình ngưỡng kích thích của ba loại đầu điện cực.

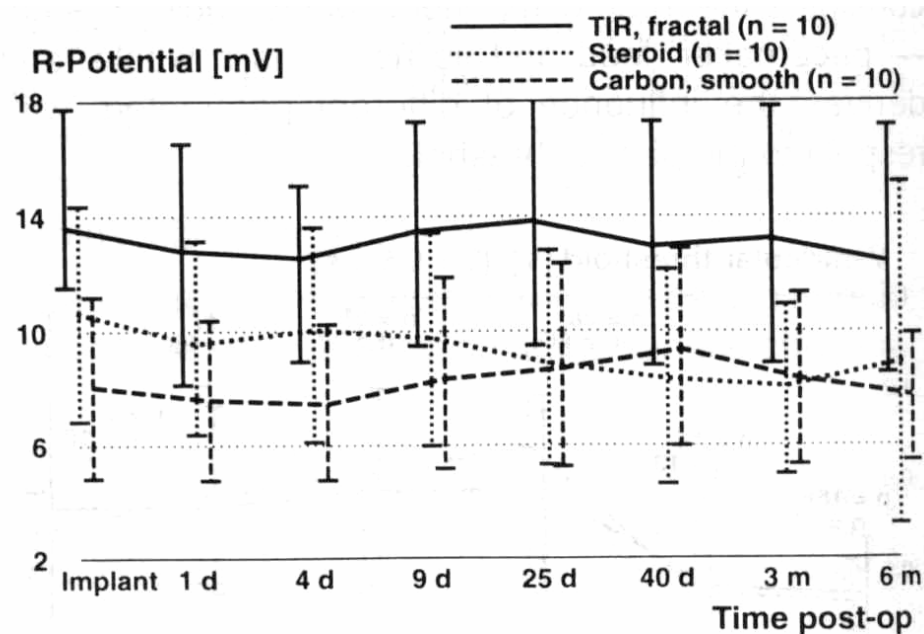
Cũng nhờ lớp phủ fractal với diện tích giao diện tăng gấp 1000 lần nên độ nhạy các điện cực tăng lên và biên độ các sóng cao hơn khi đo với các loại điện cực thường, xem Hình 18 [8].

Đường hướng phát triển đầu điện cực sẽ đưa đến những đầu nhỏ hơn, với diện tích chỉ bằng một phần năm dây hiện nay. Ngưỡng kích thích sẽ giảm. Điều này cộng thêm với điện trở tăng gấp hai lần (từ 500 Ohms lên trên 1000 Ohms), sẽ giảm dòng điện và đỡ hao mòn pin. Trong Bảng I, một số dây điện cực Biotronik được so sánh.



A. Gebauer, J. Potratz, U. Stierle, H. Djonglagic, G. Taubert, K.W. Diederich, Lübeck, Germany

Hình 17. Quá trình ngưỡng kích thích



Hình 18. Quá trình biên độ sóng.

	Biotronik TIR	Biotronik PX	Biotronik SX (mới)
Diện tích đầu	6 mm ²	3,5 mm ²	1,3 mm ²
Đường kính đầu	3,0 mm	3,0 mm	2,1 mm

Bảng 1. Tiến triển đầu điện cực

III. Bộ máy lập chương trình

Cho tới nay các máy lập chương trình không được thống nhất. Mỗi công ty đều dùng một máy lập chương trình riêng biệt. Mỗi bộ máy lập chương trình đều có các bộ phận sau đây:

- máy lập chương trình. Một máy vi tính với màn ảnh và có thể đo điện tâm đồ.
- đầu lập chương trình. Có nam châm vĩnh viễn và mạch điện để liên lạc với máy tạo nhịp qua từ trường. Có một vài loại máy tạo nhịp liên lạc bằng sóng điện từ.
- máy in. Có máy lập chương trình chạy bằng pin không có máy in. Máy in cần phải có khả năng in nhanh để kịp in điện tâm đồ. Thông thường, máy in là loại máy dùng sức nóng (thermal printer) và cần giấy có chất bạc.

Máy Biotronik PMS 600 và PMS 1000 được trình bày trong Hình 19 và 20.

III. 1. Máy lập chương trình

Vì số máy tạo nhịp ngày càng nhiều, máy lập chương trình cần phần mềm, thường là một thẻ có những bộ nhớ điện tử (Read Only Memory - bộ nhớ đọc thôi). Các máy lập chương trình không dùng đĩa mềm (floppy disk) vì đầu nam châm có thể xóa các bài trong đĩa mềm. Máy có thể chạy bằng pin hoặc bằng điện nhà.

Thông thường khi mở máy lên, thì màn ảnh đầu tiên sẽ liệt kê các máy tạo nhịp có thể điều chỉnh được với thẻ phần mềm. Nếu máy tạo nhịp không có trong danh sách đó thì cần phải thế thẻ phần mềm. Nếu có máy tạo nhịp, thì chỉ cần áp đầu nam châm lên máy tạo nhịp và bấm nút Interrogate (kiểm tra), máy lập chương trình sẽ vào đúng chương trình và sẽ đem các thông số của máy tạo nhịp lên màn ảnh. Sau khi sửa đổi xong chương trình tạo nhịp, bấm nút Transmit (truyền xuống) hay Program (lập chương trình) thì các thông số sẽ chuyển xuống máy tạo nhịp.

Nếu không có máy tạo nhịp, thì phải chọn trên màn ảnh loại máy tạo nhịp muốn kiểm tra rồi bấm nút vào chương trình. Trong Hình 21 và 22, màn ảnh một máy Biotronik PMS1000 được trình bày.

Máy lập chương trình cũng có ổ điện để cắm dây điện tâm đồ. Đa số các máy lập chương trình đều có thể ghi điện tâm đồ ba kênh (3 channel surface ECG).

III. 2. Đầu lập chương trình

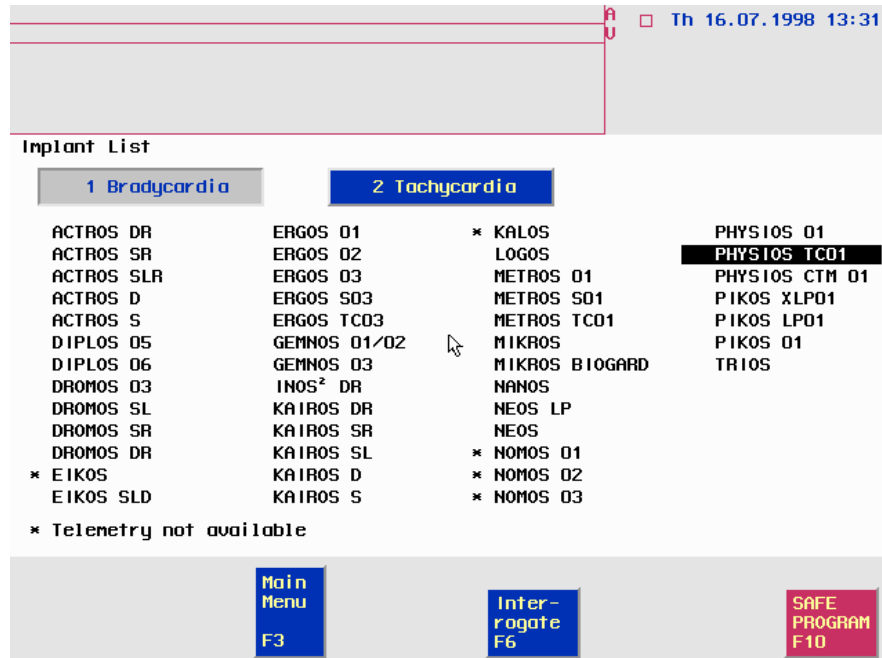
Khi đầu lập chương trình đặt lên máy tạo nhịp, thì máy tạo nhịp sẽ vào trạng thái nam châm (magnet mode). Thông thường máy sẽ chuyển qua kích thích V00 hoặc D00. Hiện tượng này có thể thay đổi bằng cách thay đổi thông số Magnet Mode sang dạng đồng bộ (synchronous). Hiện tượng nam châm cũng có thể xảy ra khi một nam châm mạnh được đặt trên máy tạo nhịp.



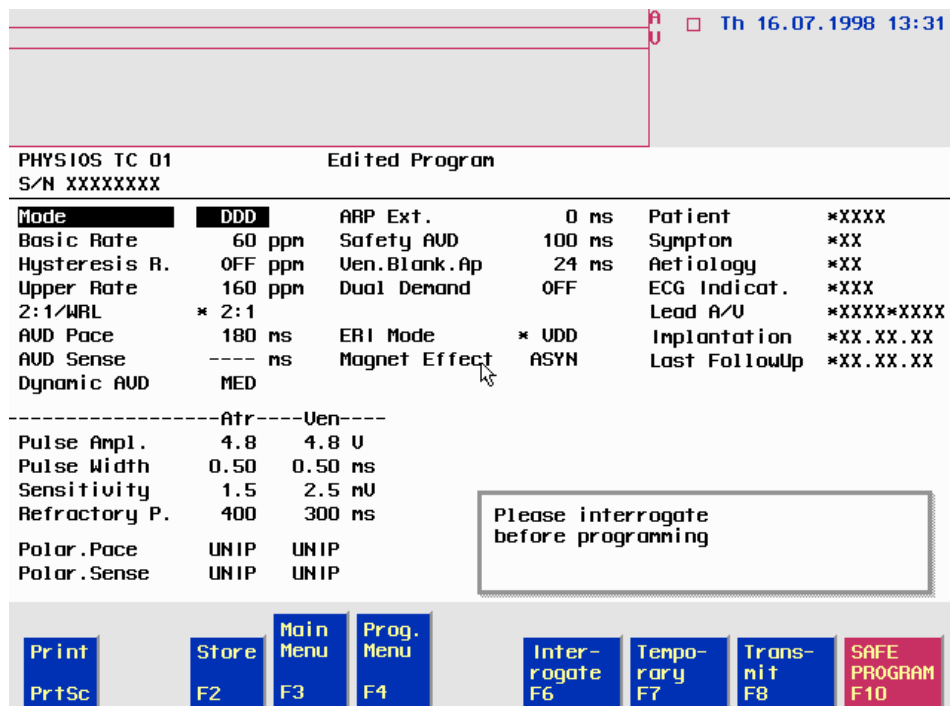
Hình 19. Máy lập chương trình Biotronik PMS-600. Máy in PRT-600 không có trong hình.



Hình 20. Máy lập chương trình Biotronik PMS 1000 với máy in.



Hình 21. Màn ảnh máy lập chương trình Biotronik PMS1000



Hình 22. Màn ảnh máy Biotronik PMS 1000, chương trình cho máy Biotronik Physios TC01

Trên máy thường có một số nút như Interrogate, Transmit (hay Program) để tiện dùng không cần phải bấm các nút trên máy lập chương trình.

Vì máy tạo nhịp nằm trong cơ thể, lắm khi không biết vị trí đúng của máy tạo nhịp các bộ máy lập chương trình đều có một cách để rà máy tạo nhịp. Với bộ máy lập chương trình Biotronik PMS 600, bấm nút Interrogate và rà đầu máy trong vùng máy tạo nhịp, máy lập chương trình sẽ phát ra những âm thanh có thể giúp tìm đúng vị trí để đặt đầu máy. Với loại máy lập chương trình khác thì sẽ có những đèn giúp rà vị trí máy tạo nhịp.

Đầu lập chương trình có nam châm mạnh vĩnh viễn nên phải thận trọng tránh xa các đĩa mềm các máy vi tính.

III. 3. Máy in

Máy in phải đủ nhanh để in điện tâm đồ ngoài da và điện tâm đồ tĩnh mạch nếu máy tạo nhịp có khả năng viễn lượng các sóng này được.

Máy in cũng dùng để in các thông số của máy tạo nhịp để lưu vào hồ sơ bệnh nhân như trong Hình 23. Hình 23 có nhiều chi tiết hơn Hình 22. Trong Hình 24, máy đo và in ra thông tin về tình trạng máy như điện thế pin, tổng trở dây điện cực nhĩ, v.v.... Trong Hình 24, các thông tin viễn lượng về dây điện cực nhĩ chỉ in ra là "> 2000 Ohm" vì máy tạo nhịp, khi thử, không có gắn dây nhĩ.

Vì giấy in thường là loại giấy in nhiệt, có chất bạc, nên lâu ngày sẽ phai màu. Nếu muốn lưu trong hồ sơ lâu ngày, thì nên sao lại.

VI. Kết Luận

Máy tạo nhịp tim vĩnh viễn hiện nay là một bộ máy khá phức tạp. Nhờ tiến triển kỹ thuật các mạch điện tổng hợp và kỹ thuật điện cực, các máy tạo nhịp gần đây rất nhẹ, dưới 30 grams, và mỏng, 6 mm, với khối lượng dưới 15 cc, và với một thời gian hoạt động từ 6 đến 15 năm. Chung với máy lập chương trình, bộ máy tạo nhịp chẳng những sẽ điều trị chứng bệnh nhịp tim chậm mà còn có thể giúp trong việc chẩn đoán với các thống kê được lưu trữ trong bộ nhớ của máy và có thể đọc ra với máy lập chương trình.


```

BIOTRONIK PMS600
REL.NO. 000.04/2.0/3.10/359
DATE / TIME : 7-21-98 9:48:45

PHYSIOS 01 SN. 83810382
PATIENT : 
PHYSICIAN : 

PERMANENT PM-PROGRAM

PACING-MODE DDD
LOWER RATE 60 PPM
HYST RATE OFF PPM
UPPER RATE 160 PPM
2:1 AURL 2:1
AV-DEL./PACE 180 MS
AV-DEL. ---- MS

DYN.AV-DELAY MED
RATE RANGE AV-DELAY
< 70 PPM 160 MS
70 TO 90 PPM 140 MS
91 TO 110 PPM 120 MS
111 TO 130 PPM 100 MS
> 130 PPM 75 MS

P.AMPI. 4.0 ATR 2.3 V
P.WID. 4 0.5 VENT 0.5 MS
SENSITIV. 1.5 2.5 MV
REFR.PER. 400 300 MS

POL.PACE BIPL BIPL
POL.SENSE BIPL BIPL

ATRL REFR.EXT. 0 MS
SAFETY AV-DEL. 100 MS
VENT. BLANKING 24 MS

"DUAL DEMAND" OFF
ERI MODE VDD
MAGN.EFFECT ASYNC

```

Hình 23. Tóm lược thông số máy tạo nhịp in với máy Biotronik PRT-600.

```

BIOTRONIK PMS600
REL.NO. 000.04/2.0/3.10/359
DATE / TIME : 7-21-98 9:52:32

PHYSIOS 01 SN. 83810382
PATIENT : 
PHYSICIAN : 

BATT./LEAD TELEMETRY
MEASURED DATA

BATTERY:

VOLTAGE 2.76 V
IMPEDANCE 1.3 KOHM
CURRENT 17 UA

LEADS: ATR VENT
PULSE-
VOLTAGE ---- 2.2 V
CURRENT ----- 4.4 MA
ENERGY ----- 3.7 UJ
CHARGE ----- 1.9 UC
LEAD-
IMPEDANCE >2000 493 OHM

UA = MICRO AMPERES, MA = MILLI AMPERES
UJ = MICRO JOULES, UC = MICRO COULOMBS

```

Hình 24. Thông tin viễn lượng in ra với máy Biotronik PRT-600.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Max Schaldach, Electrotherapy of the Heart, Springer Verlag, 1992.
2. John G Webster, Design of Cardiac Pacemakers, IEEE Press, 1993.
3. D Behrend, SP Schmitz, "Polyurethane or Silicone as material for long-term implants - a critical review", Progress in Biomedical Research, Vol 5:2, 1994.
4. Kenneth A Ellenbogen, Cardiac Pacing, Blackwell Science, 1996.
5. Mogens Moller, Per Arnsbo, "Patients with unipolar ventricular leads live longer than patients with bipolar leads", PACE, Vol. 21, Part II, Tóm tắt số 36, April 1998, trg. 798.
6. Seymour Furman, David L Hayes, David R Holmes, A Practice of Cardiac Pacing, Futura Publishing, 1993.
7. H Weston Moses, Krieg P Moulton, Brian D Miller, Joel A Schneider, A Practical Guide to Cardiac Pacing, Little Brown and Comp, 1995.
8. R Froehlich, A Bolz, M Schaldach, "Pacing and sensing - a comparison of different pacing electrodes", Progress in Biomedical Research, Vol 5:5, 1994.
9. Armin Bolz, Die Bedeutung der Phasengrenze zwischen alloplastischen Festkoerpern und biologischen Geweben fuer die Elektrostimulation, Fachverlag Schiele & Schoen, 1995