الباب الثالث

أجهزة المعالجة

- الفصل الخامس والعشرون: ناظمات الخطى القلبية
- الفصل السادس والعشرون: مزيلات الرجفان القلبي
- الفصل السابع والعشرون: أجهزة الجراحة
- الفصل الثامن والعشرون: تطبيقات الليزر في المجال الطبي الحيوي
- الفصل التاسع والعشرون: تجهيزات المعالجة الفيزيائية والمعالجة الكهربائية
- الفصل الثلاثون: أجهزة الديلزة الدموية
- الفصل الحادي والثلاثون: أجهزة تفتيت الحصى
- الفصل الثاني والثلاثون: آلة التخدير
- الفصل الثالث والثلاثون: أجهزة التنفس الاصطناعية
- الفصل الرابع والثلاثون: تجهيزات المعالجة الإشعاعية
- الفصل الخامس والثلاثون: أنظمة إعطاء الدواء المؤتمتة

obeikandl.com

obeikandl.com

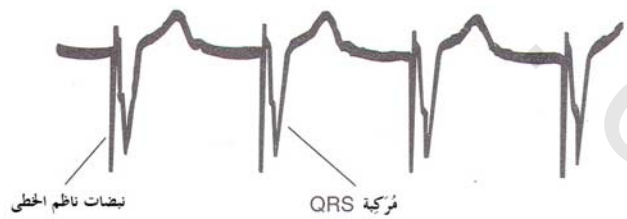
الفصل الخامس والعشرون

ناظمات الخطى القلبية
CARDIAC PACEMAKER

(٢٥,١) الحاجة إلى ناظم الخطى القلبي
Need for Cardiac Pacemaker

يَنتُج نبض القلب المنتظم من نبضات القدح التي تنشأ في منطقة نسج خاصة في الأذين الأيمن للقلب. تُعرف هذه المنطقة بالعقدة الجيبية الأذينية. في الحالات غير الطبيعية، إذا توقف ناظم الخطى الطبيعي هذا عن العمل أو أصبح غير موثوق أو إذا لم تصل نبضات القدح إلى عضلة القلب بسبب إعاقة النسج المصابة فإن ذلك يؤدي إلى اضطراب التزامن الطبيعي أو العادي لعمل القلب.

تُظهر هذه الحالة نفسها عند مراقبتها من خلال الانخفاض في معدل نبضات القلب ومن التغيرات في شكل موجة مخطط كهربية القلب (ECG). من الممكن تنظيم معدل نبضات القلب بإعطاء نبضات تنبيه كهربائية خارجية (الشكل رقم ٢٥,١) إلى عضلة القلب. تُعطى هذه النبضات بواسطة جهاز الكتروني يدعى "ناظم الخطى".



الشكل رقم (٢٥,١). نبضات ناظم الخطى يتبعها مركبة QRS للقلب.

يتألف ناظم الخطى بشكل أساس من جزأين: (١) وحدة الكترونية تولد نبضات التنبيه بمعدل ومطال قابلين للتحكم، ويعرف هذا الجزء بمولد النبضة، و(٢) مسرى يحمل النبضات الكهربائية من مولد النبضات إلى القلب. يتضمن المسرى نهاية تتصل مع مولد النبضة ومُوصِلات معزولة ترتبط بالالكترودات وتنتهي في القلب.

obeikandl.com

يتوفر تجارياً ناظمات خطى عديدة ذات إمكانات عمل متعددة، لكل منها ميزات خاصة عند استخدامها في ظروف محددة. ومع ذلك تكون أشكال الموجات المستخدمة للإنظام في أغلب الحالات نبضات مستطيلة مدورة الرأس بمدة ١-٣ ميلي ثانية ومعدل قابل للضبط من ٥٠ إلى ١٥٠ نبضة بالدقيقة.

يمكن أن تكون تصميمات الالكترودات للاستخدام مع ناظمات الخطى إما بشكل نظام ثنائي القطب أو وحيد القطب. يتم في النظام ثنائي القطب وضع الكترودين على القلب من أجل تنبيه العضلة القلبية، أما في النظام وحيد القطب فيتم وضع إلكترود واحد على القلب ويوضع الإلكترود الثاني في مكان آخر في الجسم. يتصل الإلكترود الفعال إلى النهاية السالبة لناظم الخطى بحيث يشابه زوال الاستقطاب الطبيعي للقلب والذي يحدث بتنبيه سالب داخلي المنشأ.

وَصَلَ الإنظام القلبي إلى مرحلة تَوَفُّر وحدات صغيرة موثوقة تعمل لفترة زمنية طويلة مع إمكانيات كثيرة بما يتعلق بنمط التنبيه.

(٢٥,١,١) أنواع ناظمات الخطى Types of Pacemakers

يعتمد تصنيف ناظمات الخطى إلى أنواع مختلفة على نمط تطبيق نبضات التنبيه إلى القلب. تُستخدم ناظمات الخطى الخارجية عندما يُشكِّل حصر القلب حالة طارئة وعندما يكون متوقعاً وجوده لفترة زمنية طويلة. تُستخدم ناظمات الخطى الداخلية في الحالات التي تتطلب إنظام لفترة زمنية طوية نسبياً بسبب إصابة دائمة تمنع القدح الذاتي الطبيعي للقلب. يمكن في الحالة الأخيرة زرع ناظم الخطى في الجسم حيث يتمكن المريض من الحركة بشكل حر ولا يكون مقيداً لأي جهاز خارجي.

(٢٥,٢) ناظمات الخطى الخارجية

External Pacemakers

تُستخدم ناظمات الخطى الخارجية لاستئناف عمل النظم الطبيعي للقلب في حالات توقف القلب أو في الحالات التي يُعتبر فيها الإنظام قصير الزمن مناسباً أو عندما يكون المريض في وحدة العناية المشددة أو يكون بانتظار زرع ناظم خطى دائم. كثيراً ما تُستخدم ناظمات الخطى الخارجية للمرضى في مرحلة التعافي من الجراحة القلبية لتصحيح الاضطرابات المؤقتة في الناقلية والناتجة عن الجراحة. تعود الناقلية الطبيعية مع استشفاء المريض وعندها يتم توقيف استخدام ناظم الخطى.

تُطبَّق نبضة الإنظام من خلال الكترودات معدنية موضوعة على سطح الجسم. يُستخدم جل الالكترودات من أجل الاتصال الأفضل ولتفادي حرق الجلد تحت الإلكترود. يمكن أن يُطبّق ناظم الخطى الخارجي نبضات حتى ٨٠ ميلي أمبير خلال إلكترود بمساحة ٥٠ سنتمتر مربع على الصدر. يعتبر هذا الإجراء مزعج ولا يُستخدم إلا في الحالات الطارئة أو المؤقتة.

openkandil.com

يمكن توصيل النبضات:

١- بشكل مستمر: عندما يكون معدل نبض القلب أقل من قيمة محددة مُسبقاً حيث يكون تردد النبض مُستقل عن الفعالية الكهربائية للقلب.

٢- عند الحاجة، إنظام متزامن مع الموجة R: يكون ناظم الخطى بشكل طبيعي لا يعمل ولكن يتم تفعيله عندما ينخفض معدل نبض القلب دون قيمة طبيعية أو قيمة محددة مُسبقاً. يتم في مثل هذه الحالة فحص الفاصل الزمني بين كل نبضتي R نبضة بنبضة. عندما يتجاوز هذا الفاصل الزمني القيمة المُحدَّدة مسبقاً، يتم تفعيل عمل ناظم الخطى. تتفادى هذه التقنية أي تنافس بين ناظم الخطى الذاتي للقلب ونبضات الإنظام المُطبقة خارجياً. يمكن في نمط التشغيل المتزامن مع الموجة R استخدام ناظم الخطى الخارجي لدعم الوحدة المزروعة لوقت قصير قبل الزرع أو لوقت قصير بعد الزرع المبدئي لضمان الإنظام.

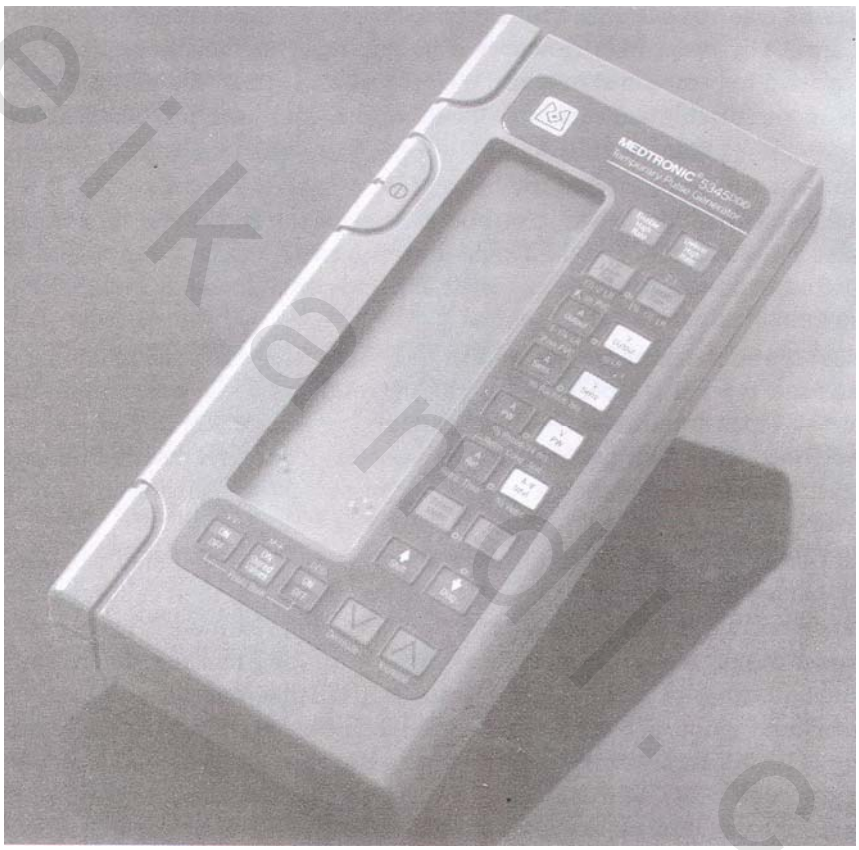
يتطلب الإنظام بناظمات الخطى الخارجية عبر الصدر نبضات ١٥٠ فوات كحد أعظمي عبر ممانعة من مرتبة ١ كيلو أوم. إلا أن للإنظام الخارجي سيئة أن الالكترودات تميل إلى حرق الجلد وتصبح النبضات الكهربائية مؤلمة. أيضاً، تؤدي كل نبضة إلى تقلص غير مزعج لعضلات الصدر حول منطقة الالكترودات.

يمكن تطبيق نبضات التنبيه إلى القلب بشكل أفضل من خلال قثطار إنظام يمر خلال الوريد ويتصل إلى القلب، وهذا ما يدعى الإنظام الداخلي. يكون تيار الإنظام في هذه الحالة أقل بكثير من تيار الإنظام عبر الصدر. إن خرج الجهد لناظمات القلب الداخلية هو تقريباً ٠-١٥ فولت ويتراوح خرج التيار من ١-٢٠ ميلي أمبير. يمكن إدخال الالكترودات بطريق الجلد إلى العضلة القلبية للبطين الأيسر.

إن ناظم الخطى المؤقت الأكثر استخداماً من أجل الإنظام قصير الأمد هو من نوع ناظم خطى "عند الحاجة" بدلاً من النوع ذو المعدل الثابت. وذلك لأن التوصيل الطبيعي للـ A-V قد يحدث بشكل متقطع بعد حصر كامل للـ A-V وبذلك فقد يتواجد مع وجود التوصيل الطبيعي للـ A-V خلال ناظم الخطى المزروع وبالأخص عند يُستخدم بشكل انتقائي. يُدخل إلكترود أحادى أو ثنائي القطب خلال الوريد الرقبي أو الوريد الرأسي إلى البطين الأيمن، وتُفضل منطقة القمة، وذلك باستخدام نظام تلفزيوني ذو معزز لصور الأشعة السينية.

يتم عادة تغذية الطاقة للمولدات الخارجية للنبضات، في حال الإنظام المؤقت، بواسطة البطارية (الشكل رقم ٢٥,٢). يمكن للمولد أن يقدم إنظام "عند الحاجة" أو غير متزامن. يمكن استخدام هذه المولدات، بوجود تحكماتها المُعَيَارة، لتحديد عتبات التحريض والجهود التقريبية للموجة R التي يتم التحسس لها بالكترودات نظام اقتباس الإنظام. يمكن لهذه المولدات أن تُقَدِّم معدل إنظام قابل للتعديل من ٣٠ إلى ١٨٠ نبضة بالدقيقة وخرج تيار ثابت من ٠,١ إلى ٢٠ ميلي أمبير بغض النظر عن الاقتباس، وجهد حتى قيمة عظمى ١٨ فولت مقاسة عند نهايات المخارج عبر ٥٠٠ أوم. إن عرض النبضة هو ٢ ميلي ثانية تقريباً. كما أن الحساسية العظمى هي ١,٥ ميلي فولت من أجل نبضة جيبية مربعة ٤٠ ميلي ثانية.

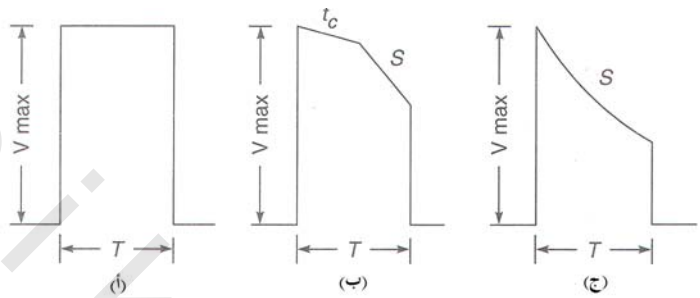
تُزَوَّد هذه المولدات بحماية ٤٠٠ وات ثانية ضد العطل من صدمة مزيل الرجفان. صُمِمَت هذه المولدات لترفض، عند الحساسية العظمى، تداخلات تردد التغذية الكهربائية الرئيسية (٥٠ أم ٦٠ هرتز) حتى مستوى ٥٠ ميلي فولت تقريباً. إن فترة عدم الاستجابة هي بشكل عام في المجال ٢٠٠-٣٠٠ ميلي ثانية تبدأ بإصدار نبضة الإنظام أو بتحسس الموجة R. صُمِمَت هذه المولدات لتعمل على بطارية راديوية ترانزستورية ٩ فولت (مثل Mallory TR146X أو Eveready E146X أو ما يكافئها) والتي يمكن أن تعطي فترة عمل تساوي ٥٠٠ ساعة تقريباً.



الشكل رقم (٢٥,٢). ناظم خطى خارجي نوع Medtronix نموذج 5345.

تُصنَّع مولدات النبضات التي توضع خارجياً من قِبَل عدد كبير من المُصَنعين. يمكن ارتدائها في الجيب أو بحزام إلى أحد الأطراف أو إلى الجذع. وقد صُمِمَت لتعمل في النمط غير المتزامن (معدل ثابت) وفي النمط المتزامن (عند الحاجة). تعمل بعض الوحدات أيضاً في نمط القدح المتزامن. تُفيد هذه الميزة للإنظام المؤقت في حال وجود إشارة مُثَبطة غير قلبية مثل إشارة منطلقة من مولد نبضات مزروع يُنتج نبضات لا تصل إلى العضلة القلبية.

تتألف الدارة الإلكترونية لناظم الخطى من جزأين: وهما دارة توليد النبضات ودارة الخرج. تُحَدِّد دارة تشكيل النبضة تردد ومدة النبضات وهي عادة دارة مهتز متعدد ذات مُعَدَل قابل للتعديل وعرض نبضة ثابت. تُحَدِّد دارة الخرج شكل ومطال النبضة. إن المخطط الصندوقي للدارة المستخدمة لناظمات الخطى الخارجية هو نفس المخطط لناظمات الخطى المزروعة (الشكل رقم ٢٥,٧).



الشكل رقم (٢٥,٣). نبضات من ثلاث أنواع مختلفة من ناظمات الخطى كما تبدو على راسم الإشارة. (أ) ناظم خطى من نوع التيار الثابت. (ب) ناظم خطى فولتي محدود التيار. (ج) ناظم خطى فولتي.

هناك ثلاثة أنواع من ناظمات الخطى اعتماداً على شكل موجة الخرج (الشكل رقم ٢٥,٣) وهي:

ناظمات خطى فولتية: ناظمات الخطى الفولتية هي تلك التي يتحدد فيها التيار في الدارة بالجهد المتوفر خلال المدة الكاملة للنبضة. يبقى خرج الجهد من ناظم الخطى ثابت وتؤثر تغيرات المقاومة في الدارة على التيار فقط.

ناظم خطى تياري: يتحدد التيار في الدارة خلال كامل النبضة في ناظم الخطى التياري بالمقاومة الداخلية لناظم الخطى.

ناظمات خطى فولتية محدودة التيار: وهي أساساً دارة جهد إلا أن التيار الأعظمي في الدارة يكون محدوداً مما يمنع أي اندفاع عالٍ جداً بالتيار من أن يدور عندما تكون المقاومة منخفضة في دارة الالكترودات. في ناظمات الخطى هذه يتحدد التيار في الدارة في الجزء الأول من النبضة بالمقاومة الداخلية لناظم الخطى (نوع التيار الثابت)، أما خلال الجزء الثاني من النبضة فيتحدد التيار بالجهد المتوفر (نوع الجهد الثابت).

يتضمن المولد في دارته على مكثف يقوم بتخزين شحن كافٍ لتأمين إنظام لـ ١٥-٣٠ ثانية بدون بطارية وذلك ليسمح بتبديل البطارية بدون انقطاع توصيل النبضات. ورغم ذلك، وباعتبار أن جميع الوحدات تعمل متجاوزة الفترة التي يكون فيها الإنظام المؤقت مطلوباً، يُنصح بتغيير البطارية قبل استخدام الوحدة على المريض التالي. تُزَوَّد مؤشرات التحسس والإنظام بشكل عام من خلال مؤشرات مرئية. تُعتبر مواصفة فحص البطارية ميزة مرغوبة.

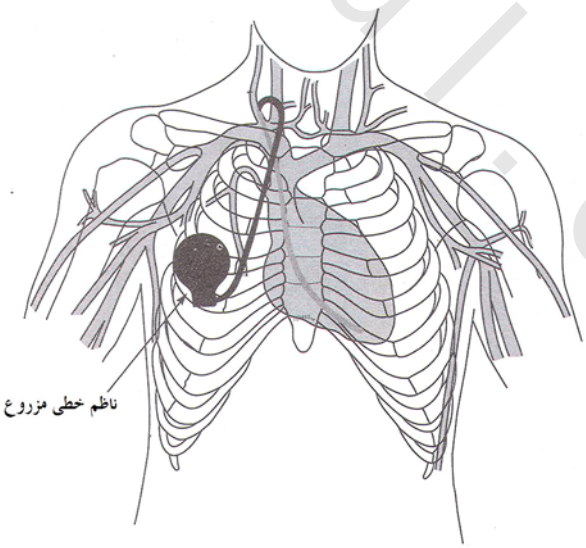
تُحمى معظم دارات ناظم الخطى ضد جهد مزيل الرجفان. وأكثر من ذلك، ففي وجود تداخل كهربائي مستمر فإنها تَرجع إلى النمط غير المتزامن بدلاً من الامتناع الكامل. إن مجال تردد النبض وخرج الطاقة متشابه إلى حد كبير في جميع ناظمات الخطى التجارية وهو مناسب ويحقق متطلبات حالات إكلينيكية مألوفة ومتنوعة. إن لمعظم مولدات النبضات نهايات تقبل الكترودات واسعة التنوع ويعود ذلك لتوفر الأجهزة ذات الإبر "Pins" القابلة للتعديل.

يختلف عمر البطارية لمولدات النبضات الخارجية اعتماداً على وضعيات المُعَدَّل وتيار الخرج. يجب أن يكون عمر البطارية ٥٠٠ ساعة تقريباً عند وضعيات المُعَدَّل ٧٠ نبضة/دقيقة والخرج ١٠ ميلي أمبير النموذجيين. يجب إزالة البطارية من خرطوشة البطارية عند تخزين الوحدة لفترات زمنية طويلة.

(٢٥,٣) ناظمات الخطى القابلة للزرع

Implantable Pacemakers

صُمِّمَ ناظم الخطى القابل للزرع مع إلكترودات لِيُزرع بشكل كامل تحت الجلد حيث توصل مساري خرجه مباشرة إلى عضلة القلب (الشكل رقم ٢٥,٤). إن ناظم الخطى هو مولد نبضات مُصَغَّر يُزَوَد بالطاقة من بطاريات صغيرة. تُصَمَم الدارة بحيث تُقَدم البطاريات طاقة كافية لفترة زمنية طويلة. باعتبار أن ناظم الخطى موضوع تحت الجلد مباشرة، فقد أصبحت عملية استبدال وحدة ناظم الخطى، والتي تشمل جراحة ثانوية، إجراءً روتينياً.



الشكل رقم (٢٥,٤). ناظم الخطى القابل للزرع موضوعاً في منطقة الصدر. تدخل المساري الوريد الوداجي الخارجي اليميني ومباشرة أعلى النهاية الإنسية للترفوة.

إن المتطلبات الأساسية لأي دارة قابلة للزرع هي :

- يجب أن تكون العناصر المستخدمة في الدارة عالية الثقة ،
- يجب أن يكون مصدر الطاقة قادراً على تزويد طاقة كافية على فترات زمنية مطولة ،
- يجب أن تُغطى الدارة بمادة خاملة حيوياً بحيث إن الزرعة لا تُرفض من قِبَل الجسم ،
- يجب أن تكون الوحدة مغطاة بشكل لا يسمح لسوائل الجسم بالدخول إلى داخل الدارة وقِصَر البطاريات أو أي قِصَر آخر في الدارة.

بلغ متوسط حياة معظم ناظمات الخطى من عام ١٩٦٨م إلى ١٩٧٢م اثنتان وعشرون شهراً كما كانت كبيرة جداً (Furman, 1969). كما بلغ متوسط عمر ناظم الخطى عام ١٩٧٤م حوالي ٣١ شهراً مع التطورات المهمة في العديد من المجالات وبالأخص في مصادر الطاقة وتصغير الدارات الالكترونية والتغليف الكتوم. تزايد منذ ١٩٧٥م عمر ناظمات الخطى إلى أكثر من خمسة سنوات ، حتى أن بعض مصنعي ناظمات الخطى في الوقت الحاضر يقدمون ضمان في أداء الإنظام لمدى الحياة ولكن ضمن شروط محددة.

(٢٥,٣,١) أنواع ناظمات الخطى القابلة للزرع Types of Implantable Pacemakers

تُستخدم أنواع مختلفة لناظمات الخطى القابلة للزرع اعتماداً على المتطلبات الإكلينيكية (الشكل رقم ٢٥,٥). إن ناظمات الخطى القابلة للزرع الأكثر استخداماً (٩٧٪) ، إلى جانب الوحدات ذات المعدل الثابت ، هي الوحدات التي تتحكم بها الموجة R (إما مُثبَطة بالموجة R وإما في بعض الحالات ذات قدح بالموجة R).

هناك تطور واسع لأنواع أخرى من ناظمات الخطى مثل ناظم الخطى عند الحاجة الأذينية وعند الحاجة ثنائية المحرق وناظم الخطى القابل للبرمجة الذي يسمح بالبرمجة الخارجية للمؤشرات مثل تردد النبضات ومدة النبضات وتيار/جهد الخرج وفترة عدم الاستجابة.

ناظم الخطى ثابت المُعَدَّل : خُصِصَ هذا النوع لمرضى حصر القلب الدائم حيث يُحَدَّد المعدل بشكل مسبق ، مثلاً على ٧٠ نبضة بالدقيقة. يمكن تغيير المعدل خارجياً في الوحدات المزروعة بواسطة ريليه "relay" مدمجة تُفَعَّل مغناطيسياً. باعتبار أن ناظم الخطى ثابت المعدل يعمل بشكل مستقل عن النظم الطبيعي لقلب المريض ، فإنه يُشكل خطر كبير بسبب التنافس بين نظم المريض ونظم ناظم الخطى.

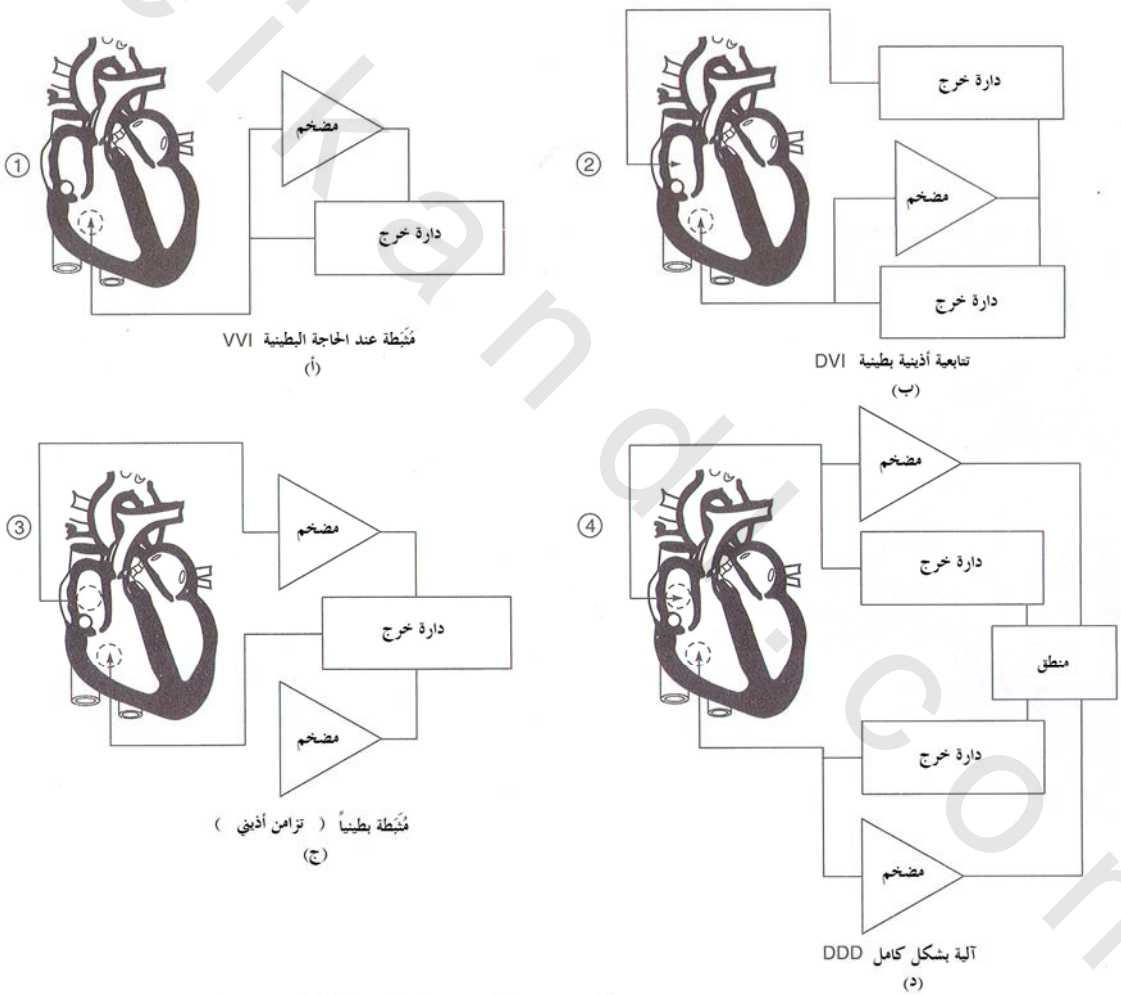
ناظم خطى عند الحاجة : حلَّت ناظمات الخطى هذه (الشكل رقم ٢٥,٦) محل ناظمات الخطى ثابتة المعدل بشكل تدريجي لأنها تتفادى التنافس بين النظم الطبيعي للقلب ونظم ناظم الخطى. تعمل وحدة ناظم الخطى عند الحاجة فقط عندما تتجاوز الفواصل الزمنية R-R للنظم الطبيعي حد مُثَبَّت مسبقاً.

ناظم خطى ذو قدح بالموجة R (R wave Triggered Pacemaker) : خُصِصَ ناظم الخطى من نوع "عند الحاجة بالتزامن البطيني" (ذو قدح بالموجة R) لمرضى الحصر القلبي المترافق مع نظم أذيني في بعض الأحيان. يكشف ناظم الخطى الفعالية البطينية (الموجة R لإشارة الـ ECG) ويُنبّه البطينات بعد تأخير زمني قصير قدره بضعة ميلي

ثانية. إذا كان هناك نَظم جيبي ، فإن نبضة التنبيه تحدث في زوال الاستقطاب البطيني. إذا كان هناك عدم انقباض فإن الوحدة تُنبه القلب بعد زمن محدد مسبقاً.

ناظم خطى مُثبَّط بطينياً أو ذو حَجب بالموجة R (Ventricular Inhibited or R wave Blocked Pacemaker):

يُخَصَص ناظم الخطى من النوع المُثبَّط بطينياً (ذو الحَجب بالموجة R) لمرضى النظم الجيبي مع حصر القلب في بعض الأحيان. تكشف الدارات جهود الموجة R الذاتية عند الالكترودات ويقدم ناظم الخطى تنبيه إلى القلب بعد عدم انقباض مُحَدَد مسبقاً. إلا أنه وفي حال النشاط البطيني ، فإن الموجة R لا تقدح دارة الخرج لناظم الخطى وإنما تعترض دارة الخرج ولا تُعطى نبضة تنبيه إلى القلب



الشكل رقم (٢٥,٥). الطرائق المتنوعة للإنظام في ناظمات الخطى عند الحاجة. (أ) مثبطة عند الحاجة البطينية VVI. (ب) تتابعية أذينية - بطينية DVI. (ج) تزامن أذيني (مثبطة بطينياً) VD T/I. (د) آلية بشكل كامل DDD.

openkandil.com

الشكل رقم (٢٥,٦). ناظمات خطى متوفرة تجارياً. عن (Courtesy: M/s Medtronics). ناظم الخطى القلبي القابل للزرع طراز " Medtronics micro minix" وهو واحد من أصغر الناظمات في العالم. يبلغ ارتفاعه $1\frac{9}{16}$ أنش وعرضه $1\frac{1}{4}$ أنش ووزن مولد النبضات 0.6 أونس. وقد صمم للبرمجة الكاملة بواسطة القياس عن بعد ولإنظام إما أذين أو بطين القلب.

ناظم خطى ذو قدح أذيني (Atrial Triggered Pacemaker): وهو ناظم خطى ذو قدح بالموجة R أو ذو قدح أذيني. يكشف ناظم الخطى زوال الاستقطاب الأذيني ويبدأ دارات تشكيل الموجة بعد تأخير زمني بحيث يتم توصيل النبضة إلى البطينات بعد فاصل PR ملائم. إن الميزة الرئيسية لناظم الخطى هذا هي قدرته على تأمين زيادة أعظمية في النتاج القلبي عند معدلات أذينية متغيرة بحيث يُحقق متطلبات فيزيولوجية متعددة.

ناظمات خطى ثنائية الحجرة (Dual Chamber Pacemakers): تتمكن هذه الأجهزة من معالجة أغلبية المرضى الذين يعانون من أمراض العقدة الجيبية- الأذينية وذلك بتقديم تنبيه أذيني عندما يكون مطلوباً. يتم تحسس وتنبيه الأذينات والبطينات في هذه التجهيزات كما هو مطلوب مع المحافظة على التزامن المناسب للحجرات العلوية والسفلية. تتضمن ميزات تكييف المعدَّل (Rate-adaptive) المتوفرة في ناظمات الخطى ثنائية الحجرة تعديل آلي لشدة التنبيه والربح لقنوات التحسس المختلفة.

(٢٥,٣,٢) رموز التصنيف لناظمات الخطى Classification Codes for Pacemakers

كان من الضروري، مع التطورات السريعة في تقنية ناظمات الخطى القابلة للزرع، تطوير مصطلح معياري لتسهيل تحديد نوع ووظائف ناظم الخطى. في البداية تم تقديم ابتكار رمز يتألف من ثلاثة أحرف من قِبَل "Inter-Society Commission for Heart Disease Resources" (ICHD). تتشكل بُنية الرمز كالتالي:

الحرف الثالث	الحرف الثاني	الحرف الأول
O أو I أو T	A أو V أوO أو D	A أوV أو D
يشير إلى مولد النبضات ونمط الاستجابة	يشير إلى الحجرة التي يتم تحسسها	يشير إلى الحجرة التي يتم إنظامها
I = مُثبَطة		A = الأذينة
T = مقدوح		V = البطين
O = غير قابل للتطبيق		D = ثنائي (كلتا الحجرتين)

يُحدِّد الحرف الأول من الأحرف الثلاثة الحجرة المُنَبهة ويُحدد الحرف الثاني الحجرة التي يتم تحسسها من قِبَل ناظم الخطى ويُحدد الحرف الثالث الاستجابة إلى الإشارة المُتَحَسَسة. على سبيل المثال، نَبهَت ناظمات الخطى البطين في أقدم نظام للمعدل الثابت حيث لم يكن هناك أي وظيفة تحسس. وبذلك، سُميت VOO. وبشكل مشابه، نَبهَت أول ناظمات خطى "عند الحاجة" البطين، ولكن إذا تحسست هذه الناظمات لموجة R فإنها تُثبّط عمل ناظم الخطى لدورة واحدة. وبذلك، سُميت VVI.

إن تطور ناظمات الخطى ثنائية الحجرة والقابل للبرمجة المتعددة استلزم مصطلح معياري أكثر تفصيلاً مما أدى إلى تعديل في الرمز ثلاثي الحروف إلى رموز خماسية الحروف والتي كانت قد اعتُمِدَت من قِبَل "جمعية أمريكا الشمالية للإنظام والفيزيولوجيا الكهربائية" (NASPE) و"المجموعة البريطانية للإنظام والفيزيولوجيا الكهربائية" (BPEG) معا. يبين الجدول رقم (٢٥,١) تصنيف المصطلح خماسي الحروف لتحديد ناظم الخطى.

يشير الحرف الأول في الرمز خماسي الحروف إلى الحجرة أو الحجرات التي يتم إنظامها. يبين الحرف الثاني الحجرات التي يتم فيها التحسس. يبين الحرف الثالث كيفية استجابة ناظم الخطى إلى الحادثة التي تم التحسس لها. على سبيل المثال، سوف يُثبِط ناظم الخطى خرج الإنظام عندما يتم التحسس لنشاط داخلي أو أنه سوف "يقدح" خرج إنظام يعتمد على حادثة مُحَدَدة تم التحسس لها مُسبقاً. يشرح الحرف الرابع درجة قابلية ناظم الخطى للبرمجة ويُستخدم عادة للدلالة على إمكانية تقديم استجابة مُعَدَّل من قِبَل الجهاز. يُحجز الحرف الخامس خصيصاً للوظائف المضادة لتسرع ضربات القلب.

obeikandi.com

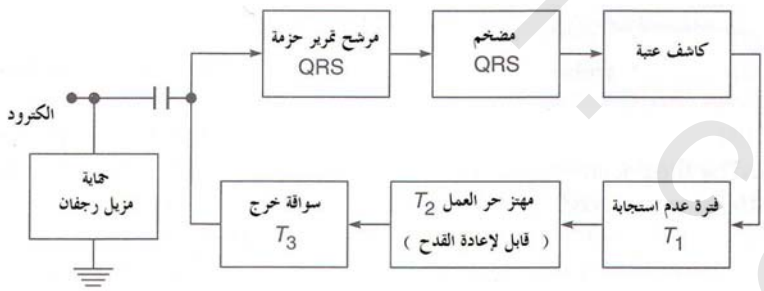
الجدول رقم (٢٥,١). الرمز العام ناظم الخطى (NBG). المُعتمد من NASPE/BPEG.

١	٢	٣	٤	٥
الحجرة (الحجرات) التي يتم إنظامها	الحجرة (الحجرات) التي يتم تحسسها	الاستجابة إلى ما تم تحسسه	قابلية البرمجة، تعديل المُعَدَل	الوظيفة (الوظائف) المضادة لتسرع ضربات القلب
O = لا يوجد	O = لا يوجد	O = لا يوجد	O = لا يوجد	O = لا يوجد
A = أذبن	A = أذبن	T = مُثَبَط	P = قابل للبرمجة البسيطة	P = إنظام (مضاد لتسرع
V = بطين	V = بطين	I = مقدوح	M = قابل للبرمجة المتعددة	ضربات القلب)
D = ثنائي (A+V)	D = ثنائي (A+V)	D = ثنائي (T+I)	C = اتصالي	S = صدمة
S = مفرد	S = مفرد (A أو V)	(A أو V)	R = تعديل مُعَدَل	D = ثنائي (P+S)

ملاحظة: تُستخدم الأوضاع من ١ إلى ٣ حصرياً لوظيفة مضاد- تباطؤ النظم. عن (after Bernstein et al, 1987)

(٢٥,٣,٣) ناظم الخطى عند الحاجة المتزامن بطينياً Ventricular Synchronous Demand Pacemaker

يبين الشكل رقم (٢٥,٧) مخططاً صندوقياً وظيفياً لناظم الخطى عند الحاجة المتزامن بطينياً. إن لمولد النبضات وظيفتين وهما الإنظام والتحسس. يُنجَز التحسس بالتقاط إشارة الـ ECG. كما يتم تحسس الموجة P في حال الإنظام مزدوج الحجرات. ما إن تدخل إشارة الـ ECG إلى دارة التحسس حتى تُمَرَّر خلال مرشح تمرير حزمة QRS. يُصَمَم هذا المرشح لكي يُمَرِّر مركبات إشارة في مجال التردد ٥-١٠٠ هرتز مع تردد مركز ٣٠ هرتز.



الشكل رقم (٢٥,٧). مخطط صندوقي لناظم خطى عند الحاجة متزامن بطينياً.

يتبع ذلك مُضخم وكاشف عتبة صُمِمَ ليعمل بحساسية كشف ١-٢ ميلي فولت. تضمن الحساسية بهذه المرتبة كشف موثوق للإشارات القلبية المُتَحَسَسة على الالكترودات والتي يكون لها عادة مطال في المجال ١-٣٠ ميلي فولت اعتماداً على مساحة سطح الإلكترود وممانعة تحميل دارة التحسس (Brownlee and Tyres, 1978). من

obeikandl.com

الضروري إدماج فترة عدم استجابة (T_1) لوضع حد لمُعَدَل توصيل النبض، وبالأخص في وجود تداخل كهرومغناطيسي. المقصود من ذلك هو منع إعادة القدح المتعدد للمهتز المتعدد غير المستقر بعد التحسس لانقباض أو بعد انقباض إنظامي. يؤمن المهتز المتعدد حر العمل نمط المعدل الثابت مع فاصل T_2 خلال دارة سواقة الخرج. عندئذ يتم توصيل نبضات الخرج، ذات الطول T_3 المتزامنة مع إشارات الدخل التي تقع خارج فترة عدم الاستجابة للتحسس T_1، إلى الكترودات التنبيه.

تستخدم معظم ناظمات الخطى التجارية ديود وحيد الحماية ضد إزالة الرجفان، بينما تستخدم ناظمات أخرى ديودين متناظرين. توضع الديودات في هذه الحالة ظَهراً لظَهر. تُخفِّض الحماية المتناظرة إلى الحد الأدنى كشف تداخلات التشويش الصنعي الكهرومغناطيسي النبضي عالي التردد وعالي المستوى وبذلك فإنها ترفع عتبة كشف الضجيج.

يتم إنتاج نوعين من التنبيهات في دارة خرج ناظم الخطى وهما نوع الجهد الثابت ونوع التيار الثابت. إن المجال النموذجي للنبضات ثابتة مطال الجهد هو ٥ فولت وبمدة من ٥٠٠ إلى ٦٠٠ ميلي ثانية. يبلغ جهد خلية الليثيوم ايودين ٢,٨ فوات وبذلك إذا كان مطلوباً نبضات ٥ فولت تقريباً عند خرج ناظم الخطى فتُستخدم دارة مضاعفة جهد. إن النبضات ثابتة مطال التيار هي نموذجياً في المجال من ٨ إلى ١٠ ميلي أمبير مع فترة نبضة يتراوح من ١,٠ إلى ١,٢ ميلي ثانية. يتراوح معدل النبضات من ٧٠ إلى ٩٠ نبضة بالدقيقة في ناظمات الخطى التزامنية أما تلك التي هي ليست من نوع المُعَدَّل الثابت فتؤمن مُعَدَّل يتراوح من ٦٠ إلى ١٥٠ نبضة بالدقيقة. تؤمن ناظمات الخطى عادة فترة عدم استجابة تتراوح من ٤٠٠ إلى ٥٠٠ ميلي ثانية.

تبلغ ممانعة دارة الإنظام لمعظم مولدات النبضات من ٥ إلى ٢٠ كيلو أوم، بينما يكون مضخم تحسس مولد النبض "عند الحاجة" بشكل عام جهازاً ذو ممانعة دخل عالية بقيمة نموذجية ٥ ميغا أوم. يجب أن يكشف المضخم الفعالية القلبية الداخلية في مجال الميلي فولت وأن يتحمل نبضات خرج دارة الإنظام والتي يبلغ مطالها عدة فولتات. أيضاً، تظهر كلاً من ممانعة الدخل لدارة التحسس وممانعة الخرج لدارة الإنظام على التوازي، أما الممانعة الصافية التي يُدركها الحمل فهي ليست أكثر من ممانعة الخرج لدارة الإنظام.

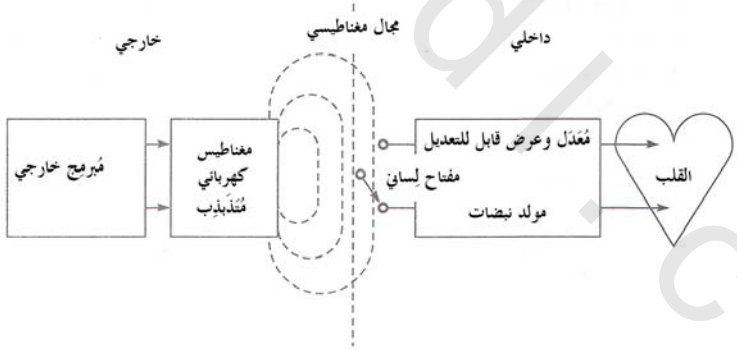
يتحقق التحسس والإنظام بأحد شكلين: ثنائي القطب و أحادي القطب. في الشكل ثنائي القطب، يكون القطب الموجب والقطب السالب قريبين من بعضهما ويكون القطب الموجب عند رأس المسرى أما القطب السالب، إلكترود حلقي، فيتواجد ٢ سنتمتر أدنى الرأس. يوضع كلا الالكترودين على/أو في داخل نسج القلب. أما في النظام أحادي القطب، فيوضع فقط قطب واحد (عادة يكون السالب) على/أو في داخل نسج القلب كما يوضع الإلكترود الموجب بعيداً، وبشكل عام على جسم مولد ناظم الخطى نفسه.

إن ناظم الخطى المتزامن أذينيا هو جهاز أكثر تعقيداً وصُمِمَ ليحل محل نظام التوصيل المُعاق للقلب. كما شُرِحَ سابقاً، يبدأ ناظم الخطى الذاتي للقلب، الموجود في العقدة الجيبية الأذينية، الدورة القلبية بتنبيه الأذينان لتنقبض

وبعدئذ تأمين تنبيه للعقدة الأذينية البطينية والتي، بعد تأخير بسيط، تُنبه البطينين. إذا كانت العقدة الجيبية الأذينية قادرة على تنبيه الأذينين فيمكن كشف الموجة P في إشارة الـ ECG، والتي تتوافق مع الانقباض الأذيني بواسطة إلكترود مزروع في الأذين، وتُستخدم لقدح ناظم الخطى بنفس الطريقة التي تقدح بها العقدة الأذينية البطينية.

(٢٥,٣,٤) ناظم الخطى القابل للبرمجة Programmable Pacemaker

يتألف ناظم الخطى القابل للبرمجة من جزأين: وحدة خارجية تولد تنبيه مُبَرمَج ينتقل إلى وحدة داخلية بإحدى تقنيات الاتصال المتعددة. يبين الشكل رقم (٢٥,٨) مخططاً صندوقياً وظيفياً للربط البرمجي. إن الطرائق الأكثر استخداماً لنقل المعطيات هي: (١) مغناطيسية: يُنشئ مغناطيس كهربائي موضوع على سطح الجسم مجالاً مغناطيسياً يخترق الجلد ويُشغل المُبدل اللساني لناظم الخطى، (٢) موجات تردد راديوي: يمكن نقل المعطيات على موجات كهرومغناطيسية عالية التردد يتم استقبالها في داخل الجسم بواسطة هوائي. يكون الهوائي بشكل عام على هيئة ملف موجود داخل ناظم الخطى، (٣) موجات ضغط فوق صوتية سمعية من مبدل مناسب موضوع على الجلد يمكنها اختراق جسم الإنسان. تُستقبل هذه الموجات بمُستَقبِل مناسب في ناظم الخطى والذي بدوره يقوم بالوظيفة المطلوبة. إن طريقة المجال المغناطيسي، من بين جميع هذه الطرائق، هي الأكثر استخداماً بسبب بساطتها ومتطلبات الطاقة المنخفضة.



الشكل رقم (٢٥,٨). مخطط صندوقي وظيفي للربط البرمجي.

يجب أن تكون ناظمات الخطى القابلة للبرمجة، كشرط أساسي، ذات مناعة للبرمجة العَرَضِية التي تحدث بشكل طبيعي من مصادر الطاقة. لتحقيق هذه الشرط يتم عادة ترميز المعطيات ويتضمن ناظم الخطى آلية فك الترميز للتعرف على المعطيات الصحيحة. تجعل طريقة الزمر لحماية البرمجة إعادة برمجة ناظم الخطى المزروع من خلال مجالات مغناطيسية عشوائية خارجية أمراً غير ممكناً من الناحية العملية.

يُمثِّل الشكل رقم (٢٥,٩) مخططاً صندوقياً مفصلاً لناظم خطى متعدد قابلية البرمجة. يمكن اعتبار ناظم الخطى هذا مؤلفاً من ثلاثة أنظمة: النظام 1 يتحكم بوظائف التوقيت الرئيسية لمولد النبضات ويقود مُحَدِد المُعَدَّل ودارة خرج النبضات ووظيفة التنبيه للإلكترود. يولد هذا النظام، عندما يعمل بتوجيه من دارة التحكم القابلة للبرمجة، نبضات خرج بالقيم المُبرمجة للمعدل والعرض والمطال إلا إذا تم تجاوزه بالنظام ٢. يقود النظام ٢ وظيفة التحسس وتمييز الإشارة للدارة. يقوم هذا النظام، الذي يتألف من وظيفة التحسس للإلكترود ومرشح RF ومضخم إشارة ومقارن، بتحديد الإشارات ذات المصدر القلبي ويُرسل إشارة تثبيط إلى النظام ١ عندما يكون ذلك ملائماً. يقود النظام ٣ دارة التحكم القابلة للبرمجة ودارة تأكيد المعطيات والمبدل اللساني وبلورة التوقيت الرئيسية. يُنجز هذا النظام أعمال التعرف على وتخزين وتنفيذ البرنامج إضافة إلى التحكم بالبطارية وسلسلة اختبارات مختلفة.

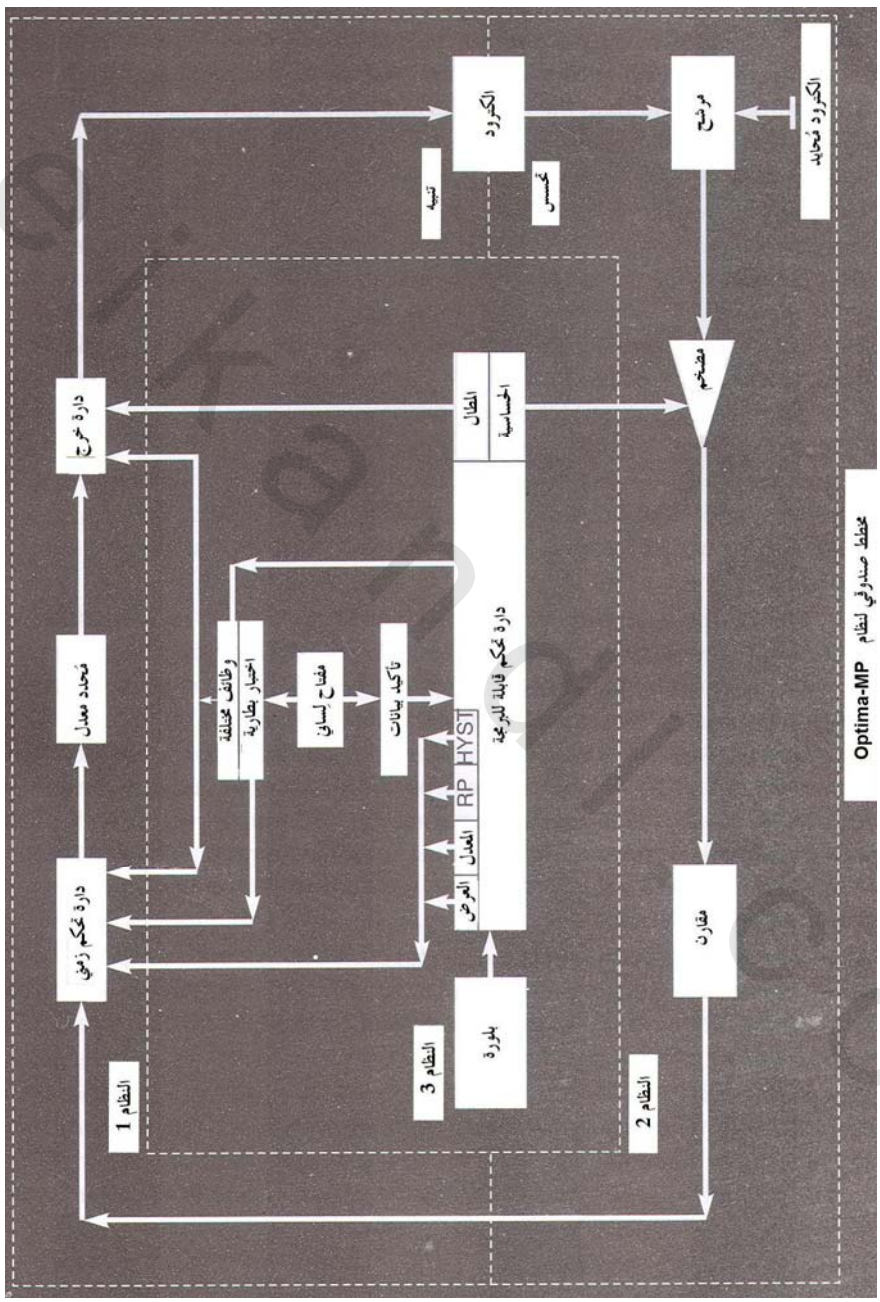
تقدح دارة التحكم الزمني وبشكل دوري، في ظروف التشغيل الطبيعية، دارة الخرج مسببة إصدار نبضات التنبيه بالمعدل المبرمج وكذلك عرض ومطال النبضة المبرمجين. تُفحص الفترة الزمنية بين كل إشارتي قدح بواسطة مُحَدِد المُعَدَل، وفي حال حدوث فشل لعنصرٍ ما ويسبب بازدياد في المُعَدَل، وهي حالة نادرة، فإن المُحَدِد يحافظ على معدل التنبيه على أقل من ١٨٠ نبضة بالدقيقة.

مع استقبال إشارات تثبيط من النظام ٢، تُقارِن دارة التحكم الزمني زمن وصول هذه الإشارات مع فترة عدم الاستجابة المبرمجة. تُهمل الإشارات الواصلة ضمن فترة عدم الاستجابة. تقوم الإشارات الواصلة خارج فترة عدم الاستجابة، عندما برمجة الهستريسس إلى الصفر، بإعادة دارة التحكم الزمني إلى وضع البداية وبذلك تكون قد ثبطت دارة الخرج. عندما تتم برمجة الهستريسس فإن وصول إشارة خارج فترة عدم الاستجابة يسبب إعادة دارة التحكم الزمني إلى وضع البداية وتصبح فترة التَغَيُب "escape" قبل التنبيه التالي لدارة الخرج عبارة عن الفترة الأساسية المبرمجة مضافاً لها فترة الهستريسس المبرمجة. إذا تم استقبال إشارة تثبيط من النظام ٢ خلال هذه الفترة، فإن دارة التحكم الزمني تعود لوضع البداية لتقدم مرة أخرى فترة تَغَيُب مُطَوَلة.

يتم ترشيح الإشارة المُكتَشَفة بالالكترود من المُركبات عالية التردد باستخدام مرشح RF. عندئذ يتم ترشيح الإشارة انتقائياً بمقدار يتحدد بمستوى الحساسية المبرمج وتُقارن الإشارة الناتجة مع مستوى محدد مسبقاً في المقارن. تسمح الإشارات موجبة أو سالبة القطبية ذات المطال الأكبر من المستوى المحدد بتغذية إشارة الدخل إلى دارة التحكم الزمني للنظام ١. يتم إهمال الإشارات الأخفض من المستوى المحدد. يتم في هذه الطريقة إعطاء ضمان أكبر للتثبيط الحاصل باكتشاف الإشارات القلبية فقط.

يُوَجِه النظام ٣، مؤثراً على إشارات البرمجة المنقولة إلى المبدل اللساني، مولد النبضات ليعمل كما هو مُبَرمَج. عندما يفتح ويغلق المبدل اللساني بشكل منسجم مع النبضات المغناطيسية الصادرة عن المُبَرمِج فإنه يغذي إشارات إلى دارة تأكيد المعطيات. تقوم دارة تأكيد المعطيات، بعد التحقق أولاً من أن المبدل اللساني كان مغلقاً لفترة

٣٠٠ ميلي ثانية كحد أدنى، بفحص سرعة وصول الإشارات وتنفيذ فحص تأكيد الرمز. تُوَجَّه دارة التحكم القابلة للبرمجة بتخزين الرمز الجديد فقط عندما تكون جميع هذه الفحوص مقبولة. تُوَجِه دارة التحكم القابلة للبرمجة الأنظمة ١ و٢ لتطبيق الشروط الجديدة للبرنامج من خلال تفعيل مبدلات الكترونية ملائمة.



الشكل رقم (٢٥,٩). مخطط صندوقي لمولد نبضات قابل للبرمجة المتعددة.

إن مولد النبضات قابل للبرمجة بشكل غير باضع بواسطة مُبَرمِج يصدر رمز مغناطيسي يسمح بتعديل المؤشرات التالية: المعدل وعرض النبضة ومطال النبضة والحساسية وفترة عدم الاستجابة والهستريسس. تؤخذ جميع القياسات عند ٣٧ درجة مئوية مع حمل مقاومة ٥٠٠ أوم.

يتضمن المُبَرمِج على مرسل/مستقبل يعتمد على المعالج الصغري يعمل على الربط التحريضي للمعطيات المُعَدَّلة بموضع النبضة وذات ترميز ثنائي من المُبَرمِج، عبر صولجان Wand البرمجة، إلى مولد النبضات. يتم احتواء معطيات البرمجة في رمز أمر من ٢٠ بت يُحَدِد المعدل المرغوب وعرض النبضة ومطال النبضة ومستوى الحساسية ونمط التشغيل ورمز هوية موديل مولد النبضات ورموز الفحص.

إذا أجريت محاولة مقصودة أو غير مقصودة لتضمين مؤشرٍ ما في أمرٍ برمجي وكان هذا المؤشر ليس ميزة لمولد النبضات المستخدم، فإن المؤشر يبقى ببساطة عند قيمته الاسمية. سوف تُطَبَق جميع المؤشرات التي أُعيدَ برمجتها بشكل صحيح في الأمر. إن جزء من رمز الأمر هو رمز فحص، وإذا كان رمز الفحص غير صحيح فإن الأمر يُرفَض من قِبَل مولد النبضات ولا تحدث إعادة برمجة. إن توقيت النقل دقيق حيث تتحكم مهتزات بلورية، في كلاً من المبرمج ومولد النبضات، بتردد تبادل المعطيات. يُنقل كل بت من المعطيات ضمن ١,٠ ميلي ثانية تقريباً. يُنقل رمز الأمر بأكمله مع ملحقه ضمن ٤٠ ميلي ثانية أو ١/٢٥ من الثانية تقريباً.

تُوفر معظم الشركات الصانعة في الوقت الحاضر وحدات تعتمد ببرمجتها على الحاسب الشخصي بدلاً من تجهيزات الملكية المخصصة. إن هذه الأنظمة أكثر مرونة ويمكن تحديثها بسهولة أكثر عندما يتم إصدار أجهزة جديدة. أيضاً، تلعب البرمجة الفعالة زمنياً دوراً مهماً في إنتاجية عيادات الإنظام والتي قد تؤمن متابعة لعدد كبير جداً من المرضى سنوياً.

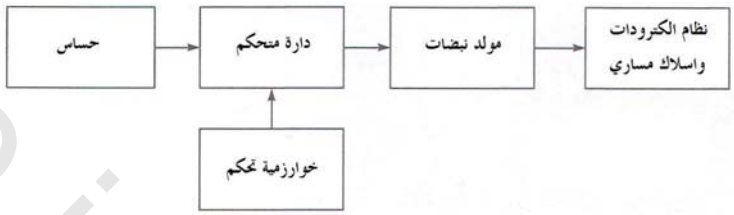
(٢٥,٣,٥) ناظمات الخطى ذات استجابة للمعدل Rate-Responsive Pacemakers

في بعض المرضى وبسبب الحالة المرضية للعقدة الجيبية فإن ناظم الخطى الطبيعي للقلب يكون غير قادراً على زيادة المعدل استجابة للشروط الاستقلابية. ورغم أن ناظمات الخطى التزامنية يمكنها أن تُحقق بعض الشروط الفيزيولوجية للتغير في معدل القلب، إلا أن هذه التجهيزات لا تتمكن من محاكاة وظائف القلب أو أن تُحقق شروط الجسم خلال النشاطات المجهدة مثل التمرين.

وقد تم تطوير ناظم خطى من نوع جديد يستخدم نظام تحكمي. يُستخدم حساس لتحويل متغير فيزيولوجي عند المريض إلى إشارة كهربائية تخدم كدخل إلى دارة التحكم التي يمكنها أن تحدد فيما كانت هناك ضرورة إلى أي إنظام اصطناعي أم لا. يبين الشكل رقم (٢٥,١٠) مخططاً صندوقياً لناظم خطى ذو استجابة للمُعَدَل.

طُورِت عدة أنظمة ذات استجابة للمُعَدَل تعتمد على الحساسات خلال السبعينات والثمانينيات من القرن الماضي وقد تضمنت: pH الدم ومُعَدَل التنفس والاهتزاز أو الحركة ودرجة حرارة الدم والفاصل QT. إن معظم ناظمات الخطى الحالية هي ذات استجابة للمُعَدَل وتضم حساس واحد أو أكثر. إن الحساس الأكثر معرفة هو

حساس النشاط الذي يستخدم مواد كهرضغطية لكشف الاهتزازات التي تتسبب بها حركة الجسم. من الحساسات الأخرى التي هي قيد التطوير: pH الدم ودرجة حرارة الدم وحجم الدفقة وإشباع الأكسجين والتهوية بالدقيقة. يمكن وضع الحساس ضمن ناظم الخطى نفسه أو في مكان آخر في الجسم. ويجب التنويه إلى أن كل متغير من المتغيرات الفيزيولوجية يتطلب خوارزمية تحكم مختلفة لدارة التحكم.



الشكل رقم (٢٥,١٠). مخطط صندوقي لناظم خطى ذو استجابة للمعدل.

إن الحجم بالدقيقة (الحجم المدي ×عدد مرات التنفس بالدقيقة) هو مؤشر فيزيولوجي جيد لأنه يستجيب للتغير السريع في حاجة الاستقلاب من خلال زيادة الحجم المدي ومُعَدَل التنفس. يؤمن هذا المؤشر خصائص أفضل في الاستجابة للمُعَدَل ويُستخدم في العديد من ناظمات الخطى ذات الاستجابة للمُعَدَل. يبين الشكل رقم (٢٥,١١) قياس ناظم خطى نوع " Legend" من شركة (M/s Medtronics, USA).

الشكل رقم (٢٥,١١). قياس ناظم خطى ذو استجابة للمعدل نوع "Legend". عن (Courtesy: M/s Medtronics).

(٢٥,٣,٦) تغليف ناظمات الخطى القابلة للزرع Packaging of Implantable Pacemakers

تعتمد ناظمات الخطى حالياً على تقنية الدارات الهجينة لقدرتها على ضغط دارات الكترونية معقدة إلى حجم صغير جداً. تُصَغِّر عملية التهجين متطلبات الحجم للترانزستورات والدارات المتكاملة والمقاومات والمكثفات المغلفة بشكل منفرد وضمها في جزء واحد مُدمَج. تُعزل كل من الدارة الهجينة ومصدر الطاقة "ليثيوم- يوديد" بشكل منفصل ثم يتم عزل كليهما في صندوق من الستانلس ستيل وبذلك يتأمن عزل تام وثابت من بيئة الجسم التي تسبب التآكل.

يُعزل مولد النبضات بشكل كتوم بلحام تنغستون بغاز خامل. يُصنع الصندوق إما من التيتانيوم أو من الستانلس ستيل 316L وتُفحص لمعدل تسريب هيليوم معياري ٢×١٠$^{-٨}$ سنتمتر مكعب/ثانية عند ١ ضغط جوي. كما يعمل الغلاف الستيل كإلكترود محايد للإنظام والتحسس ويعمل كتحجيب ضد التداخل الكهربائي. يقوم عازل تغذية عابرة "Feedthrough seal" محكم ذو تصميم خاص مُصنَّع من سيراميك البولي- كريستالين ويستخدم ناقلاً من ٩٩,٩٩٪ بلاتينيوم نقي بالتوصيل الكهربائي إلى مولد النبضات عبر الغلاف المعزول بإحكام.

إن المواد المُعَرَضَة للبيئة تحت الجلدية هي الإيبوكسي الطبي ويوريثان مطاطي سيليكوني (Stroks, et al. 1979) وبوليمر اسيتال وستانلس ستيل نوع 316 L، يتركب من تقريباً ٦٦,٩٪ حديد و١٧٪ كروم و١٢٪ نيكل و٢,٥٪ موليبدينوم وآثار من الكربون والمغنيزيوم والسيليكون. إن لجميع هذه المواد تاريخ طويل في الزرعات الطبية وقد تبين أنها متوافقة مع النسج.

(٢٥,٣,٧) مصادر الطاقة لناظمات الخطى القابلة للزرع

Power Sources for Implantable Pacemakers

يتحدد عمر ناظم الخطى باستهلاك التيار في الدارات الإلكترونية والطاقة المتوفرة في الوحدة. في أول تطبيق لناظم خطى قلبي قابل للزرع (Elmquist and Senning, 1960) استُخدَمت خلايا نيكل كاديميوم قابلة للشحن. نجحت ناظمات الخطى هذه بشكل هامشي ولذلك فقد تم الاستغناء عنها. وقد أتضح أن عمر خدمة الخلايا القابلة للشحن مع عملية الشحن ليس أطول بكثير من عمر الخلايا الأساسية.

البطاريات الزئبقية: أستخدم أول ناظم خطى أميركي قابل للزرع، والذي طُوِرَ من قِبَل (William Chardack and Wilson Greatbatch, 1960)، بطاريات زئبق- أكسيد الزنك ذات ١٢٠٠ ميلي أمبير ساعة. تُنتج هذه البطارية ١,٣٥ فولت. يُستخدم ثلاث إلى خمسة بطاريات لتزويد ناظم الخطى بالطاقة اعتماداً على ناظم الخطى نفسه.

كانت بطارية الزنك- الزئبق لفترة طويلة جداً مصدر الطاقة المُفَضَل لناظمات الخطى القلبية القابلة للزرع. ورغم ذلك، فقد أُثبِتَ أن هذه البطارية كانت مسئولة عن معظم حالات فشل ناظمات الخطى (Ruben, 1969). تضمنت آليات الفشل نمو زئبقي متفرع و ارتحال أكسيد الزنك وتسريب في الفواصل واللحام المتآكل. وقد أُرجعت معظم أنماط الفشل إما بشكل مباشر أو غير مباشر إلى المادة الكهرليتية السائلة، والتي كانت هيدروكسيد الصوديوم، المتحركة والأكالة.

مصادر الطاقة البيولوجية: جَرَّبَ العديد من الباحثين (Racine and Massie, 1971) و(Schaldach, 1971) مصادر الطاقة البيولوجية. كانت هذه التجارب بمعظمها خلايا غلفانية تستخدم سائل من الجسم كمادة كهرليتية. إلا أن الخلية أصبحت بمعظم الحالات معزولة كهربائياً بشكل دائم عن بيئتها حيث أصبحت معطلة عن العمل، مما جعلها خطيرة لأن تُقوِّد مفهوم التطبيق الإكلينيكي.

البطاريات النووية: تستخدم معظم الخلايا النووية الأكثر شيوعاً (Greatbatch and Bustard, 1973) بلوتونيوم ٢٣٨ ذو نصف عمر قدره ٨٧ سنة. إن الطاقة المتحررة من الانحلال التام لـ ١ غرام من البلوتونيوم ٢٣٨ وبكثافة طاقة ٠,٥٦ وات/غرام هي ٧٨٠ كيلو وات ساعة. إذا تم الافتراض أن هذه الطاقة الأساسية يمكن أن تُحَوَل إلى طاقة كهربائية بفعالية ١٪ فإن ٢٠ ميلي غرام من البلوتونيوم تكون كافة إذا كانت الطاقة لازمة فقط لتأمين طاقة النبض.

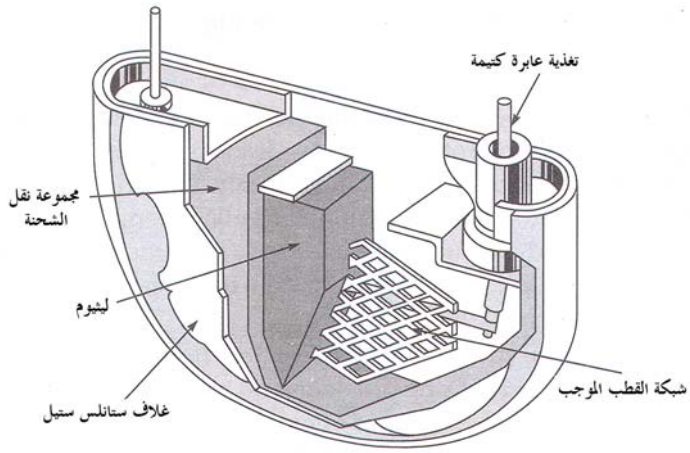
ورغم أن التعرض الإشعاعي للمريض من البطاريات النووية قُدِرَ بأنه غير مُهمّاً، فإن هناك قلق لدى المعارضين لمصادر الوقود ذات النظائر المشعة أن مجرد عدد ناظمات الخطى النووية المستخدمة سوف يجعل الانتشار المأساوي لهباب البلوتونيوم أمراً أكثر احتمالاً.

خلايا الليثيوم: يُمثل ناظم الخطى المُغَذى بالطاقة من بطارية الليثيوم- اليود ذات العمر الطويل تقدماً مهماً في تقنية ناظمات الخطى. إن بطارية الليثيوم هي ذات حالة صلبة (ترانزستورية) وتتألف من قطب موجب من الليثيوم المعدني (Li) وقطب سالب من يود جزيئي (I_2) ملتصقة بشكل معقد إلى حامل عضوي. تتألف المادة الكهرليتية الصلبة من يود-الليثيوم البلوري (LiI)، حيث يتم التفاعل التالي:

$$2Li + I_2 = 2LiI + e$$

إن السهولة النسبية التي يُفقَد بها إلكترون الطبقة الخارجية الوحيد من ذرات عائلة المعادن القلوية تجعلها من أكثر المعادن نشاطاً. يمتلك الليثيوم أعلى مكافئ كهروكيميائي مقارنة مع أي معدن قلوي آخر. وبذلك فهو معدن القطب الموجب الأكثر طاقةً وهو مثالي للاستخدام في البطاريات ذات كثافة الطاقة العالية. تُمَرَر شبكة تجميع تيار القطب الموجب بين طبقتين من الليثيوم مشكلةً مجموعة القطب الموجب (الشكل رقم ٢٥,١٢). تُنتج البطارية جهد ٢,٨ فولت ويُرفع إلى ٥ فولت في الدارات. لا ينطلق أي غاز من تفاعل الخلية البسيط، وبذلك يمكن عزل خلية الليثيوم بشكل كتوم في مُغلف من الستانلس ستيل الملحوم.

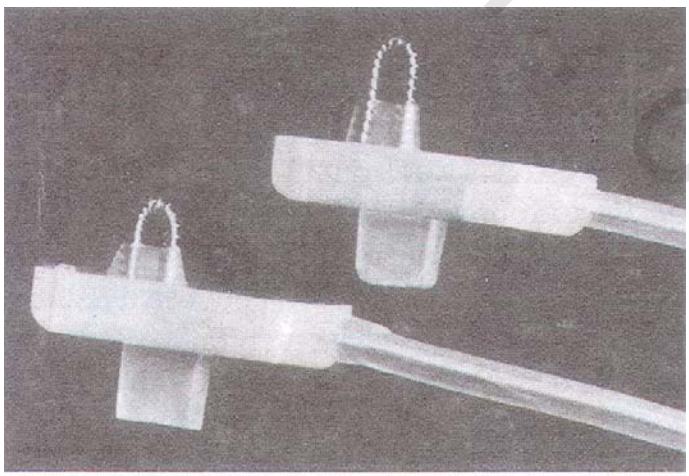
تُبدي بطارية الليثيوم- اليود هبوط مستمر ولكن تدريجي في الجهد على فترة سنوات بسبب الازدياد البطيء في المقاومة الداخلية. تتم الدلالة على ضرورة تغيير مولد النبضات عندما ينخفض جهد الخرج إلى ٣,٣ فولت والذي يؤدي بدوره إلى انخفاض قدره ٦ نبضات بالدقيقة في معدل النبض. يحدث ذلك عندما تُصبح المقاومة الداخلية ٣٥-٤٠ كيلو أوم. يُتَوَقع أن تخدم البطارية لأكثر من عشرة سنوات عندما تكون سعتها ٤,١٤ أمبير ساعة.



الشكل رقم (٢٥,١٢). تفاصيل بنيوية لبطارية الليثيوم - اليود. عن (Courtesy: Wilson Greatbatch).

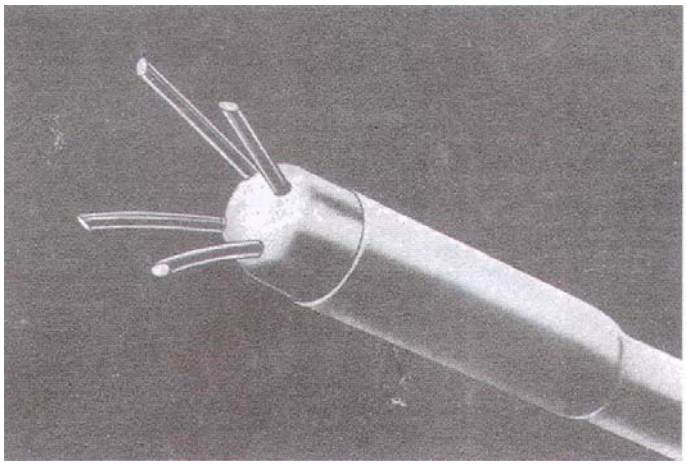
(٢٥,٣,٨) نوع المساري والالكترودات Type of Leads and Electrodes

يمكن توصيل الكترودات تأمين التنبيه إما إلى خارج أو إلى داخل جدار القلب. تدعى الالكترودات التي تتصل إلى الجدار الخارجي لعضلة القلب بالكترودات العضلة القلبية (الشكل رقم ٢٥,١٣) وتُعرف الالكترودات التي تتصل إلى الطرف الداخلي لحجرة القلب بالكترودات "داخل القلب" (الشكل رقم ٢٥,١٤). تُدخل الكترودات "داخل القلب" خلال وريد ملائم ويُفضل الوريد الوداجي، وتُدفع مباشرة داخل القلب. تؤمن هذه الطريقة ميزة عدم حاجة لجراحة القلب المفتوح من أجل تغيير إلكترود العضلة القلبية.



الشكل رقم (٢٥,١٣). إلكترود عضلة قلبية نموذجي من النوع الحلقي.

obeikandl.com

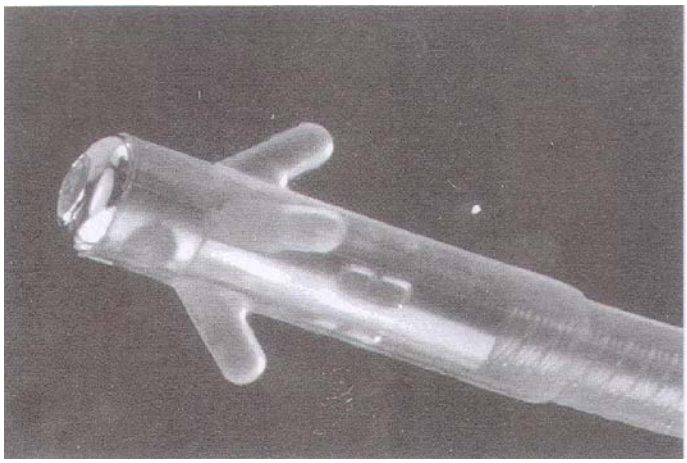


الشكل رقم (٢٥,١٤). إلكترود خاص وحيد القطب من نوع "داخل القلب".

المساري عديمة الخياطة: لا يتطلب مسرى العضلة القلبية عديم الخياطة أي جرح طعني أو خياطة لوضع ودعم الإلكترود. إن للإلكترود ذو المسرى عديم الخياطة شكل لولبي ويدور داخل العضلة القلبية دورتين مع عقارب الساعة حيث يتثبت بها بشكل محكم. يُركب المسرى على مِقبض خاص من أجل الدوران داخل العضلة القلبية. يُزود على طول المسرى قناة تُستخدم لتحرير موصل المسرى والإلكترود من المقبض. يبدو أن تضرر النسج نتيجة إدخال الإلكترود أقل من التضرر المترافق مع أنواع أخرى من الكترودات العضلة القلبية، مما يجعل التليّف حول رأس الإلكترود أصغرياً.

يبلغ عمق الاختراق للإلكترود ٣,٥ ميليمتر ومساحة سطحه ٦,٦ ميليمتر مربع. تُخفِّض مساحة سطح الإلكترود الكبيرة من مشاكل التحسس كما تُعزز الوثوقية. يتوفر المسرى بطولين، ٥٤ أو ٣٥ سنتمتر. يتشكل الإلكترود من البلاتينيوم (٧٠٪) وايريديوم (٣٠٪) والذي يؤمن سطح مقاوم للتآكل بشكل قوي كما يقاوم انضغاط أو تشوه الملف. ينشر ملف الإلكترود، ذو القطر ٥ ميليمتر، الجهد على مساحة كبيرة ويُعزز ارتباط الإلكترود مع النسج. يؤمن مطاط سيليكوني متوافق حيوياً غلافاً لكل من الإلكترود والمسرى.

يبين الشكل رقم (٢٥,١٥) مسرى شوكي لتطبيقات عبر الوريدية. يتحد المسرى مع أربعة شوكات صغيرة ناعمة من المطاط السيليكوني (جدائل مستقيمة) على قمته البعيدة تحمي ضد انفكاكه وذلك بتعليق المسرى في الفراغات الخلالية المتشكلة بالحويجزات Trabeculae. يؤمن التصميم حَلَقي الرأس للإلكترود أفضل توزيع للتيار. بينت الدراسات الإكلينيكية أن عتبات الإنظام الحاد بالرأس الحلقي هي تقريباً ٤٠٪ أقل من تلك التي وُجِدَت في المساري ذات العتبة المنخفضة الأخرى.



الشكل رقم (٢٥,١٥). مسرى شوكي للتطبيقات عبر الوريدية. عن (Courtesy: Cardiac Pacemakers Inc.).

يؤمن الإلكترود وظيفتين في ناظم الخطى "عند الحاجة". إنه يتحسس للنشاط الكهربائي للقلب ويُنبه القلب. تُظهر أي إزاحة في موقع الإلكترود نفسها في انخفاض في مطال الموجة R وانخفاض في "معدل تغير الجهد مع الزمن". إن القيمة النموذجية "لمعدل تغير الجهد مع الزمن" هي ٣ فولت/ثانية. وتبين عملياً أن "معدل تغير الجهد مع الزمن" هو مؤشر ذو حساسية لتغير موضع الإلكترود أكثر بكثير من مطال الموجة R.

تستخدم مضخمات التحسس في ناظم الخطى مرشحات تمرير حزمة للتمييز بين الموجة R والموجة T. تتخامد نتيجة لذلك الأمواج R ذات "معدل تغير الجهد مع الزمن" الأصغر وبذلك، فمن المحتمل أن لا يتم تحسس الموجة R ذات المطال الذي يتجاوز حساسية مضخم التحسس للموجة R. وهذا مهم لدرجة خَطِرة في حالات الموجات R ذات المطال المنخفض (تحت ٥ ميلي فولت) حيث أن مشاكل التحسس قد تظهر حتى في التخامد المتوسط.

يترافق مع إلكترود التحسس ممانعات محددة. تؤثر ممانعة التحسس على عملية تحسس ناظم الخطى بدرجة تعتمد على نسبة ممانعة الدخل لمضخم التحسس إلى ممانعة التحسس. نموذجياً، فإن لمعظم ناظمات الخطى ممانعة دخل ٢٠ كيلو أوم أو أكبر. إن أي مسار تسريب بين نهايات ناظم الخطى سوف يكون على التوازي مع ممانعة الدخل مما يؤدي إلى تخفيضها.

على سبيل المثال، يؤدي مسار تسريب ٢ كيلو أوم بين النهايات إلى ١٨٠٠ أوم. يُسبب إلكترود ذو مساحة سطح الأصغر وممانعة تحسس ٢,٥ كيلو أوم تخامد في الموجة R قدره ٥٨٪. وبذلك، يكون التأثير أصغرياً للإلكترودات ذات مساحة السطح الصغيرة وممانعة التحسس الأكبر وذلك في حال أن ممانعة الدخل للمضخم عالية وأن التسريب مُهمل (Amundson, 1977).

عادة ما يستخدم نوعين من أنظمة الالكترودات، وهي ثنائية القطب وأحادية القطب. في النظام أحادي القطب، يوجد إلكترود واحد في داخل أو على القلب وهو إلكترود التنبيه ويوجد إلكترود ثاني (إلكترود حيادي) وهو عادة صفيحة معدنية كبيرة مرتبط إلى مولد النبضات. إن الإلكترود الحيادي أكبر بكثير من إلكترود الإنظام حيث يتدفق التيار في هذه الحالة بين إلكترود الإنظام في القلب والإلكترود الحيادي خلال نسج الجسم. تُصمَّم البطاريات بحيث يكون إلكترود الإنظام سالباً وإلكترود الحياد موجباً.

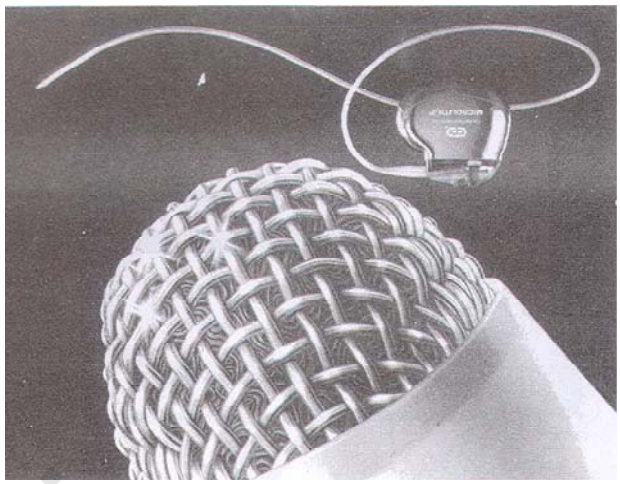
في نظام الالكترودات ثنائية القطب، فإن للإلكترودين نفس القياس تقريباً ويوضع كليها بداخل أو على القلب بحيث يتدفق التيار بين الالكترودين. يُربط مولد النبضات بحيث أن الإلكترود البعيد، عند رأس القثطار، يكون سالب وأن حلقة الإلكترود القريب تكون موجبة. إن لكلاً من التصميم أحادي القطب والتصميم ثنائي القطب حسنات وسيئات.

يتألف المسرى الأحادي القطب النموذجي والذي يُستخدم للتنبيه الدائم للقلب من جزأين: الإلكترود والمسرى. يتمثل إلكترود القلب المناسب برأس قثطار من بلاتينيوم- ايريديوم (Pt-Ir) بطول ٢ ميليمتر وقطر ٣ ميليمتر. يتصل الرأس إلى مسرى التوصيل والذي هو عبارة عن سلك مُلتف خاص مطمور بشكل كامل في مطاط سيليكوني. قياس القطر الخارجي للمسرى ٣ ميليمتر أما طوله فهو ١٢٥ سنتمتر. يساهم الجزء المركزي المطاطي- السيليكوني في الالتفاف بثباتٍ ميكانيكي فائق للمسرى.

تُصنع الالكترودات الحيادية عادة من الستانلس ستيل بينما يكون مرغوباً تصنيع الإلكترود الفعال من خليط بلاتينيوم- ايريديوم لتفادي الضرر الذي قد يحدث بسبب الحل الكهربائي لسوائل الجسم عند استخدام الإلكترود لفترة طويلة.

ما إن يوضع مولد النبضات والمسرى في المكان المناسب حتى يُنشئ رأس الإلكترود، والذي أصبح على اتصال مع داخل القلب أو مع العضلة القلبية، عملية ديناميكية تتعلق بتغيرات فيزيولوجية عند الالكترودات. تُغلِّف النسج الليفية الإلكترود مما يزيد عتبة التنبيه. تستمر هذه العملية لمدة شهر واحد تقريباً يستقر خلالها الإلكترود ضمن الكبسولة الليفية. إن سبب العتبة المرتفعة هو الكثافة المنخفضة للتيار في خلايا القلب الأكثر فعاليةً وقُرباً (Lindemans, et al, 1975). نتيجة لذلك، يجب تطوير الكترودات ذات فعالية كبيرة جداً. إن السطح الأفضل للإلكترود هو ١١ ميليمتر مربع (Myers and Parsonnet, 1969).

الإلكترود ذو الرأس المسامي: يؤمن المسرى ذو الرأس المسامي (الشكل رقم ٢٥,١٦) مسرى ذو استقرار عالي من أجل طريقة "داخل القلب" لزرع ناظم الخطى. تُثبّت النسج الأقرب في النمو رأس المسرى المسامي إلى "داخل القلب". إن للمسرى المسامي رأس بلاتينيوم- ايريديوم ٨٥-٩٠٪ مسامي يُثبّت الوضعية بشكل سريع مع إزعاج قليل لداخل القلب. وقد لوحظ نمو النسج بعد وقت قصير من الزرع يبدأ بربط رأس المسرى إلى داخل القلب. يكون كامل الإلكترود مملوءاً بالنسج بعد شهر واحد من الزرع (Amundson, 1979).



الشكل رقم (٢٥,١٦). مسرى ذو رأس مسامي. عن (Courtesy: Cardiac Pacemaker Inc.).

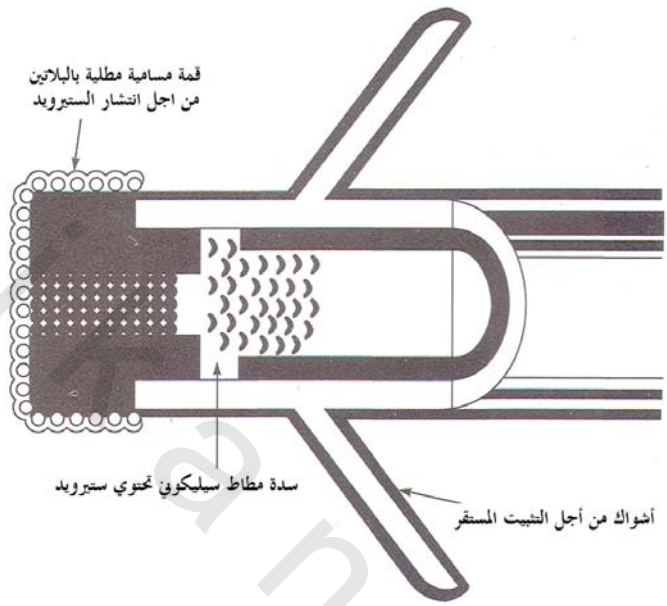
إن للمسرى المسامي رأس بمساحة ٧,٥ ميليمتر مربع وبذلك فهو يتطلب تياراً أقل ليقوم بالإنظام مما يُخفِّض استهلاك البطارية مقارنة مع المساري التقليدية. كما يُؤمِّن الرأس مساحة تحسس كبيرة، حتى ٥٠ ميليمتر مربع، بسبب مساميته. يُخفِّض ازدياد الاتصال مع الكهرليتيات ضياع الاستقطاب لهذا الرأس إلى ١٤٪ مقارنة مع ٣٠٪ لمساري الرأس الصلب ذات نفس مساحة سطح الإنظام. باعتبار أن الإلكترود المسامي يُخفض ضياعات الطاقة في الاستقطاب، فإنه يتم التحسس لموجة R أكبر مما يؤدي إلى وثوقية تحسس أكبر.

الإلكترود الستيروئيدي: تطورت الإلكترودات من الكترودات بلاتينيوم- ايريديوم ذات مساحة سطح كبيرة (٣٠-٤٠ ميليمتر مربع) إلى الكترودات ذات مساحة سطح صغيرة نسبياً (٤-١٢ ميليمتر مربع) تتركب من مواد جديد مختلفة مثل أكسيد إيريديوم- تيتانيوم مطلي ونتريد التيتانيوم وأسود البلاتينيوم والكربون الحراري وغيرها. إن كثافة التيار عند واجهة الربط بين الإلكترود والنسج هي اعتبار مهم من أجل تنبيه القلب. وهي تتأثر بعدة عوامل مثل مساحة سطح الإلكترود وكمية التغليف الليفي والمادة الكهربائية وعرض ومطال النبضة.

أُجريت دراسات كثيرة للمساعدة في ضبط بعض هذه العوامل حيث شملت على استخدام دواء مضاد للالتهاب ("Glucocorticosteroids" مثل دكساميثاسون فوسفات الصوديوم "Dexamethasone Sodium phosphate") في رأس الإلكترود والمعروف بالإلكترود الستيروئيدي (Stokes et al, 1983). يتم في هذا النظام احتواء ١ ميلي غرام من الكورتيكوستيرويد ضمن قلب سيليكوني مُحاط بمادة الإلكترود (الشكل رقم ٢٥,١٧).

يحدث تسريب الستريويد إلى داخل العضلة القلبية بشكل بطيء على مر السنوات ويُخفض من الالتهابات التي تحدث نتيجة لتثبيت المسرى كما تعيق نمو الكيس الليفي الذي يتشكل حول الإلكترودات، والذي قد يفصلها

عن العضلة القلبية الحية. وبالتالي، يتم التخلص من الارتفاع السريع في العتبات الحادة التي تُلاحظ في المساري غير- الستيروئيدية في فترة الأسابيع القليلة الأولى بعد الزرع. والنتيجة هي تخفيض كبير في متطلبات الطاقة من أجل تنبيه متناغم للقلب بحيث يمكن استخدام بطارية أصغر للحصول على عمر أطول.



الشكل رقم (٢٥,١٧). إلكترود ستيروئيدي.

(٢٥,٣,٩) مشاكل المساري والالكترودات Problems with Leads and Electrodes

تُزرع المساري في بيئة ذات عدائية عالية في جسم الإنسان. تُصنع هذه المساري لتكون صغيرة في القطر، كما يجب أن تكون مرنة جداً، مما يؤدي وبشكل واضح إلى تخفيض فاعليتها. قد تفشل المساري لعدة أسباب والتي قد تتضمن رفض الجسم أو تَشَكُل النسج الليفية أو الانزياح أو التآكل أو مضاعفات طبية أو ارتحال خلال نسج الجسم أو تصدع عزل المسرى أو الفشل بسبب الكسر. تتنصل الشركات الصانعة من أي ضمان بما يتعلق بالمسرى لعدة أسباب.

يمكن تصنيف مشاكل مسرى ناظم الخطى كالتالي:

مشاكل تقنية: - موصِلات مكسورة.

- عزل مكسور.
- ربط ضعيف مع مولد النبضات.

مشاكل غير تقنية: - إزاحة

- انسداد مخرج - (ازدياد في العتبة فوق خرج ناظم الخطى، من أجل الإنظام المُرضي)
- حراجي - قذف
- عدوى
- اختراق

وبذلك فإن الفاعلية التقنية هي السمة الوحيدة لمشكلة المسرى. قُدِمَت الأنظمة الوفيرة أو الآمنة وظيفياً في حال العطل "fail safe" بسبب أعطال مساري ناظم الخطى. يتواجد في المسرى "الآمن وظيفياً في حال العطل" مسار توصيل ثانوي على طول المسرى بحيث أنه إذا تعطل الموصِل الأساسي يستمر تدفق تيار كافٍ خلال الموصِل الثانوي للمحافظة على الإنظام. يمكن أن يكون وسط التوصيل الثانوي سائل أو جل أو عجينة. كما يجب أن يكون هذا الوسط غير نفوذ الأشعة بحيث يمكن كشف فشل العزل بالفحص بالأشعة السينية. يمكن أن يكون البديل غلاف موصِل على السطح الداخلي للتجويف.

خَفَضَّت آليات التثبيت الخاصة، مثل الخطافات أو الملفات والتصميمات اللولبية الحديثة، وبشكل كبير من حالات انتزاع المسرى. تحسنت الفعالية مع تخفيض مساحة سطح الإلكترود. كانت المساري القلبية القديمة القابلة للزرع ذات الكترودات كبيرة، حتى ٨٥ ميليمتر مربع، ومصقولة وكانت لها عتبات عالية نسبياً بحيث أن التنبيهات عند المخارج كانت غالباً ٥ فولت، ١ ميلي ثانية. كما كانت ممانعة الإنظام أيضاً منخفضة جداً، تقريباً ٢٥٠ أوم، بسبب القياس الكبير للإلكترود. استجرت هذه المساري نموذجياً تيار ١٢٠ ميكرو أمبير. إن الالكترودات ذات التصميم الخاص للرأس، مثل الإلكترود الحلقي، المُقَدَمة حديثاً لها مساحة سطح ٥-٨ ميليمتر مربع. يتطلب الإلكترود المصقول ذو المساحة ٨ ميليمتر مربع إنظام معظم المرضى عند ٥ فولت وهنا يمكن إقرار أن فترة نبضة ٠,٥ ميلي ثانية هو كافي. يستجر الإلكترود المصقول ذو المساحة ٨ ميليمتر مربع مع البطاريات "٢,٧ فولت LiI" الحديثة تياراً قدره فقط ١١ ميكرو أمبير تقريباً عند ٧٢ نبضة بالدقيقة.

كانت التغذية العابرة من الدارات إلى نهاية الموصِل أضعف رابط في تصميم ناظم الخطى. وبذلك، يجب أن تكون ذات كمال ميكانيكي متفوق لتساعد في ضمان الاستمرارية الكهربائية والكتومية. تُصنع مادة غطاء الموصِل من السيلاستيك "silastic" الشفاف مما يُحسن الرؤية ويسمح بالتأكد السهل للاتصال الجيد للمسرى. يتم ضمان الغلاف عالي الوثوقية باللحام الليزري لموصِل التغذية العابرة إلى قشرة التيتانيوم الخارجية. يُستخدم في تصنيع التغذية العابرة تقنية معدنة العازل السيراميكي إما بالتيتانيوم أو البلاتينيوم للمساعدة في التخلص من احتمال التآكل والذي قد يؤدي إلى فشل الكتومية.

لقد كان هناك تخفيض كبير في قياسات الموصِلات. كانت أقطار الموصِلات المستخدمة قديماً بين ٥ و٦ ميليمتر. كما وصل أطوال الإبر إلى ٢٥ ميليمتر. يُحدد المعيار العالمي رقم ١ (IS.1) الذي أُنشئ حالياً من قِبَل مُصَنِعِي ناظمات الخطى قطر الموصِل إلى ٣,٢ ميليمتر وطول الإبر إلى ٥,٠ ميليمتر.

تُصمم المساري ثنائية القطب، وهي ذات الكترودين موضوعين في القلب، بموصِل متحد المحور مما يتطلب مقبس واحد فقط وتحسين في حجم موصِلات ناظم الخطى ثنائي القطبية. تَطَلَبت بعض الأجهزة ثنائية الحجرة أساساً أربعة فتحات بقطر ٥-٦ ميليمتر، أما حالياً فهي تتطلب فقط فتحتين مع موصِلات على الخط in-line بقطر ٣,٢ ميليمتر.

لقد تطورت إلكترودات الإنظام القلبي في الأربعين سنة الماضية. حيث انخفضت عتبات التنبيه المزمن من تقريباً ٣ فولت، ١,٨ ميلي ثانية في الستينيات من القرن الماضي إلى تقريباً ٠,٥ فولت، ٠,٥ ميلي ثانية في التسعينيات منه. تُعتَبر ممانعات الإنظام ١٠٠٠ أوم اليوم ابتكاراً مقارنةً مع ٢٥٠ أوم في بعض الإلكترودات القديمة. وبناءً على ذلك، لدينا مولدات نبضات أصغر وأطول بالعمر وبدون تعريض سلامة المريض للخطر. أُنجز ذلك جزئياً من خلال استخدام المواد المتوافقة حيوياً وجعل قياس الإلكترود وبُنية السطح أفضل ما يمكن وباستخدام توصيل الستريويد (Stokes, 1996).

(٢٥,٣,١٠) سِمات الفاعلية لناظمات الخطى القلبية Reliability Aspects of Cardiac Pacemaker

هناك مشاكل فريدة وذات تَحَدٍّ في تصميم وزرع ناظمات الخطى القلبية. من أهم هذه المشاكل احتمال تهييج النسج في الاستخدامات المزمنة. قد تعمل بعض المواد بشكلٍ مُرضٍ لعدم أيام أو أسابيع قبل أن تُسبب التفاعلات الكيميائية والفيزيائية التهاباً أو رفضاً. تُثير المواد المطاطية أو الإيبوكسيات أو البلاستيكيات، المتفاعلة جزئياً أو غير كاملة الاستشفاء، وبشكل ثابت استجابات بيولوجية. تخدم الفحوصات داخل العضل أو تحت الجلدية عموماً كمؤشرات على توافقية النسج.

يجب أن تعمل ناظمات الخطى القلبية القابلة للزرع في درجة حرارة مرتفعة إلى حدٍ ما في بيئة مُتحركة جيداً وعالية التآكل وغنية بالأكسجين وذات رطوبة ١٠٠٪ حيث من الصعب تَخَيُل أي بيئة أسوأ لأجهزة يجب أن تعمل بشكل موثوق لـ ٢٤ ساعة في اليوم ولمدة سنوات. ورغم أن الفاعلية العالية هي صفة مُمَيزة مشتركة لجميع التجهيزات الطبية، إلا أنها صفة مُمَيزة أكثر لناظمات الخطى القابلة للزرع. وباعتبار أنه لا يمكن تحقيق الأداء الموثوق بالصيانة الوقائية أو الخدمة فيجب أن تُصَمَم هذه الوثوقية ضمنياً في الجهاز. في الحقيقة، لا تتعلق قيمة ناظم الخطى كثيراً بسعره وإنما تعتمد أكثر بكثير على مُعَدَل فشله. يعود ذلك لسببين، الخطورة على حياة المريض من فشل ناظم الخطى والكلفة المادية لتبديله والتي قد تكون غالباً أضعاف سعر ناظم الخطى نفسه.

تم اقتراح هدف تصميمي لناظمات الخطى ذو معدل فشل ٠,١٥٪ في الشهر عند مستوى ثقة ٩٠٪. يعني ذلك أنه من المتوقع فشل جهاز واحد في كل سبعة أشهر، أو ثلاثة أجهزة في كل ٢١ شهر، من أصل ١٠٠ ناظم خطى مزروع. يعني مستوى الثقة ٩٠٪ أنه في ١٠ من هذه التسلسلات الإكلينيكية، فإن تسعةً منها تُمثل معدل فشل

مساوي أو أصغر من ٠,١٥٪ في الشهر. ساهم في الماضي الفشل المبكر للبطارية حتى ٩٠٪ من حالات الفشل. تم تحقيق تطورات مهمة في فاعلية ناظم الخطى مع استخدام الأنظمة المُزَوَدة بالطاقة ببطارية ليثيوم ايودين. لقد حَلَّ مسرى الإلكترود في الحقيقة محل البطارية كالنقطة الأضعف في نظام ناظم الخطى.

(٢٥,٤) التطورات الحديثة في ناظمات الخطى القابلة للزرع

Recent Developments in Implantable Pacemakers

ساهمت التطورات في تقنية الإنظام القلبي بشكل كبير في تخفيض حجم ناظمات الخطى وتحسين طول عمرها وفاعليتها وزيادة تفوقها من حيث البرمجة والمميزات الآلية الأخرى. نشأ التخفيض في حجم أنظمة الإنظام؛ بسبب التطورات في مصادر الطاقة وازدياد تكامل الدارات والإنظام الهجين وتطور المساري وموصِلات المسرى الصغيرة. لقد حَوَّلَ استخدام المعالجات الصِغَرية المتقدمة والكميات الكبيرة من الذاكرة بعض ناظمات الخطى الحديثة إلى حواسيب مزروعة قابلة على تخزين كميات كبيرة من معطيات "داخل القلب". مَكَنَّت الرغبة باستخدام تقنية الحساسات من تأمين ناظمات الخطى ذات استجابة للمَعَدَّل والتي حلت محل العقدة الجيبية المُصابة.

إن جميع ناظمات الخطى الحالية محكمة العزل نتيجة للاستخدام الواسع لبطاريات الليثيوم- ايودين. وبذلك ليس هناك حاجة لعزل الدارات عن مصدر الطاقة والضروري من جهة التغليف الإلكتروني. تسمح ناظمات الخطى المعزولة بشكل محكم، عادة ضمن غلاف ستانلس ستيل أو تيتانيوم، للبيئة الداخلية من أن تبقى عند مستوى رطوبة منخفض جداً مما يُلغي فعلياً مصدر الفشل هذا.

أدت التطورات في الإلكترونيات الدقيقة إلى تطورات في دارات الإنظام المتقدمة بدءً من استخدام ترانزستورين في أول ناظم خطى قابل للزرع في عام ١٩٥٨م. أول ما استُخدِمت الدارات التكاملية في ناظم الخطى كان عام ١٩٧٧م حيث اعتُمِدَت بشكل سريع كمعيار لتصميم ناظم الخطى.

ساهمت عملية التهجين في تصغير ناظمات الخطى الحديثة إلى حدود دنيا. إن الهجائن Hybrids هي مجموع من رقائق أنصاف النواقل ورقائق أصغرية ذات مقاومة/سعة ومقاومات/مكثفات رقيقة جداً مترابطة مع بعضها بمادة سيراميكية عازلة. توضع الرقائق حالياً فوق بعضها البعض مما يُتيح تغليف كثيف جداً يتضمن هجائن ثنائية الوجه.

يتطلب الترابط بين الدارات المتكاملة، التي تحمل إشارات عالية التردد، تياراً أكبر؛ بسبب الضياعات نتيجة السعة في توصيلات الأسلاك. هناك حاجة لتأمين تكامل داراتي أكبر من أجل تخفيض صرف التيار والحجم الإجمالي لغلاف الدارات. بينما كان للدارات المتكاملة عام ١٩٨٠م أبعاد بمرتبة عدة ميكرونات، فإن الدارات المتكاملة المستخدمة حالياً لها أبعاد بمستوى دون الميكرون (Sanders and Lee, 1996).

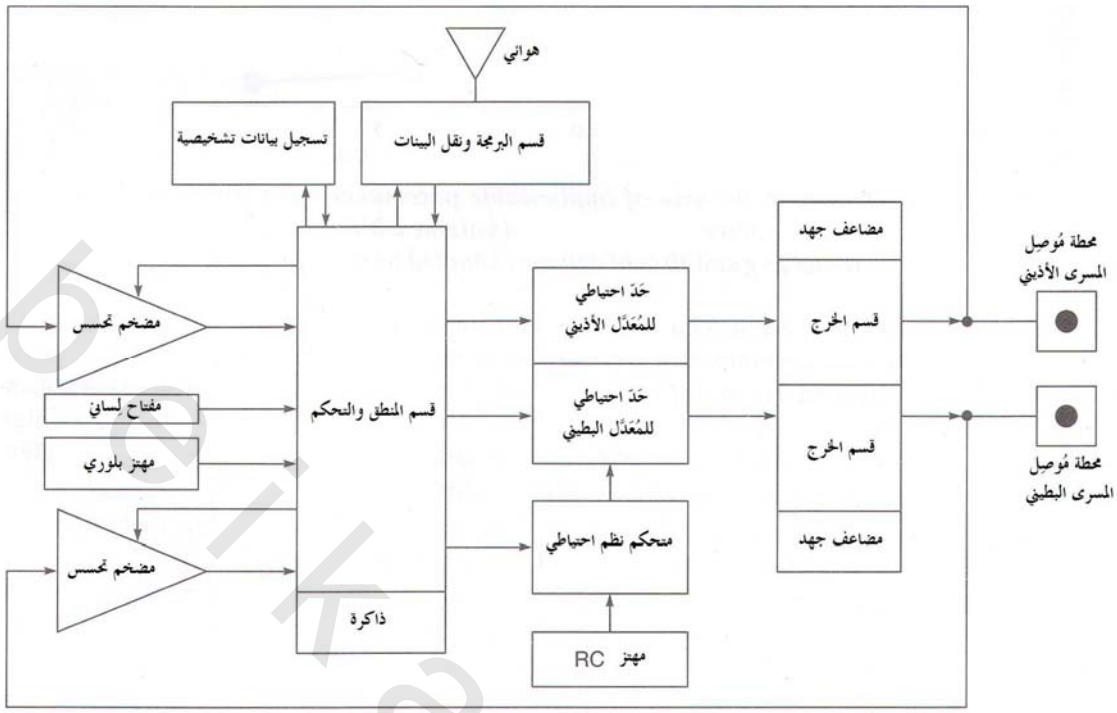
والأكثر من ذلك، فقد حلت الدارات المتكاملة CMOS، ذات استهلاك الطاقة المنخفض والوثوقية العالية، محل تقنية الـ I^2L ثنائية القطب. صُمِمَت الوظائف الرقمية والتمثيلية على نفس الرقاقة، كما استُخدِمَت تقنيات مثل المرشحات ذات المكثف المُبدل switched-capacitor لتفادي عمليات ضبط المقاومة والعناصر الخارجية للدارة الهجينة. تَضَمَنَت التطورات الأخرى استخدام الدارات الملتوية والتوصيلات ذات اللحام النقطي من الدارة إلى موقع البطارية أو إلى موصِلات التغذية العابرة أو المسرى.

تُقَدِم المعالجات الصِغَرية درجة عالية من المرونة وتسمح بتطوير مجال واسع من تجهيزات ببيئة برمجية جديدة وتُقَدِم إمكانية التعديل السريع لعمل ناظم الخطى. تتوفر حالياً لُمصَنعي ناظمات الخطى معالجات صغرية صغيرة جدا وذات فعالية جيدة للطاقة. تتضمن الدارة التكاملية الواحدة في ناظم الخطى الحالي على معالج صغري وذاكرة ودارات خرج وقياس عن بعد إضافة إلى ميزات أخرى. أدى تخفيض دارة ناظم الخطى إلى رقاقة وحيدة إلى تخفيض صرف وقياس التيار، مما سمح بتخفيض كبير في حجم الوحدة بالنسبة إلى الوحدات القديمة.

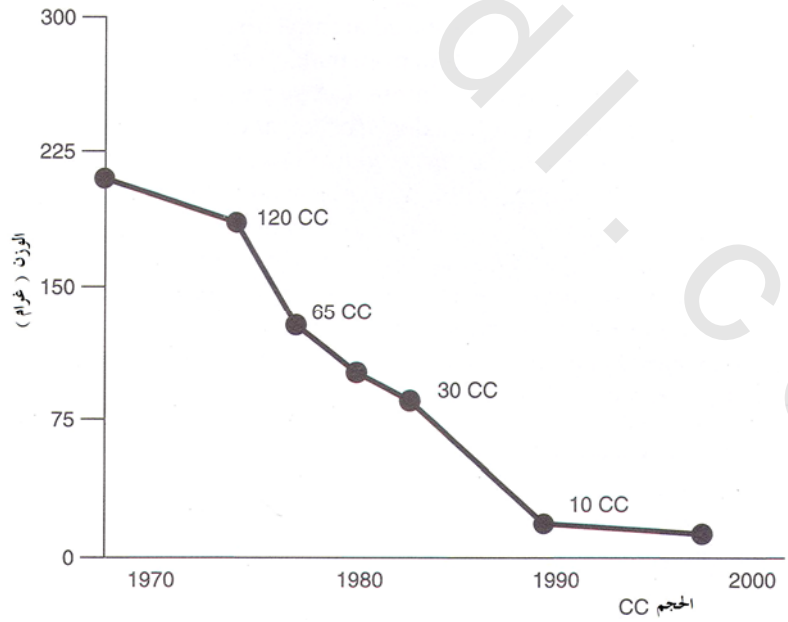
لقد أصبحت وظائف الإنظام معقدة بشكل متزايد حيث أصبح بناء الدارات في هيكلية تعتمد عموماً على الحاسوب، وبوظائف محددة في البيئة البرمجية، ممارسة معيارية. هذا ما قَدَمَ درجة حرية كبيرة لإجراء أية تغييرات في البيئة الصلبة وسمح بتعديل البرنامج بشكل غير باضع بعد الزرع. يتألف ناظم الخطى الذي يعتمد على البيئة البرمجية من نظام قياس عن بعد ومفكك تعديل ودارة توقيت وتحسس تمثيلي ودارات خرج ودارات تماثلية مُحَدِدة للمُعدَّل ومعالج صغري يعمل كمُتَحَكِم (الشكل رقم ٢٥,١٨).

يُستخدم نوعان من الذاكرات: ذاكرة قراءة فقط (ROM) وذاكرة وصول عشوائي (RAM) تُخزن تعليمات البرنامج في الـ RAM. كما تُحفظ الوضعيات القابلة للبرمجة مثل معدَّل الإنظام ومطال النبضة وعرض النبضة وربح التحسس، الخ في الـ RAM. تُصَمَم دارات الـ ROM لتفحص تدفق المعطيات الخالي من الخطأ والقيام بإجراءات الفحص الداخلي الروتينية خلال عملية الإنظام والتبديل إلى نظام الإنظام الاحتياطي إذا تم كشف أخطاء وبالتالي تخفيض احتمالات أن تُسبب الأخطاء البرمجية سلوك شاذ في الإنظام. تُخَزَن المعطيات مثل الرقم التسلسلي وهوية المريض ومعطيات التشخيص في الـ RAM إضافة إلى مميزات أكثر تعقيداً.

إن ناظمات الخطى الحديثة متقدمة جداً وعالية البرمجة، حيث يمكنها بوزن ٢٥ غرام إنظام وتحسس حجرتي القلب وتعديل معدلاتها بتعقب النشاط الأذيني الداخلي أو أن تستجيب إلى الدخل من الحساس. يبين الشكل رقم (٢٥,١٩) انخفاض حجم أجهزة الإنظام الحديثة. أصبحت المعلومات حول مجالٍ واسع من معطيات التشخيص، مثل حالة البطارية ونظام المسرى والإلكترونيات والتفاعل بين المريض وناظم الخطى وخرج الحساس، متوفرة من خلال القياس عن بعد.



الشكل رقم (٢٥,١٨). مخطط صندوقي لناظم خطى حديث نموذجي. عن (after Sanders and Lee, 1996).



الشكل رقم (٢٥,١٩). التغيرات في حجم ناظمات الخطى القابلة للزرع. يبين المخطط انخفاض مثير في الوزن والحجم والذي بدأ بالاستقرار عند حجم ٢٥ غرام و١٠ سنتمتر مكعب تقريباً. عن (adapted from Sanders and Lee, 1996).

obeikandl.com

هناك عدد كبير من آليات الفشل التي قد تؤدي إلى عواقب مأساوية على المريض. يُراقب المونيتور، في مثل هذه الحالات، هذه الآليات ويُبدِّل تلقائياً إلى نظام الاحتياط المدمج. على سبيل المثال، تُجَهَز بعض ناظمات الخطى بوظيفة التأكد من عمل ثنائي القطب حيث يفحص سلامة المسرى ثنائي القطب في كل دورة إنظام. في حال تم مواجهة مقاومة مصعدية فإن ناظم الخطى يعود آلياً إلى الإنظام وحيد القطبية مُستخدماً الغلاف المعدني كقطب موجب مانعاً بذلك مشكلة طبية خطيرة.

يحمي نوع آخر من ميزات الاحتياط الآلية من الفشل بسبب الدارات المنطقية. تُقَدِم وفرة الدارة، والتي تتضمن دارة توقيت تعتمد على الجهد (أو مهتز RC)، دعم إنظام أساسي في حال فشل المعالج الصغري أو أخطاء البيئة البرمجية أو حالات فشل البلورة أو مشاكل أخرى. إذا لم تكتشف دارة الاحتياط ظاهرة قلبية لفترة ٢,٨ ثانية فإنها تعود للتحكم وتُقَدِم دعم إنظام أساسي.

(٢٥,٥) جهاز تحليل نظام نظم الخطى

Pacing System Analyzer

تُعتبر أجهزة تحليل نظام إنظام الخطى مفيدة في غرف العمليات أو مخبر القثطرة خلال إجراءات جراحة ناظم الخطى. يمكن أن يساعد جهاز التحليل في تحديد الجهد الأفضل وعتبات عرض النبضة مع تدفق التيار الناتج وبذلك يساعد في تحديد عتبات التنبيه. وبشكل مشابه، يُعرض مطال الموجة R للقلب التي تم تحسسها بالإلكترود المزروع مما يساعد في تحديد عتبة الحساسية. إن لنظام التحليل وظيفتين مستقلتين:

- مولد نبض تزامني مع مُعَدَّل وفترة نبضة وجهد خرج متغيرة. تساعد هذه المؤشرات الطبيب في تحديد عتبة التنبيه.
- نظام قياس رقمي يساعد في فحص عمل مولد النبضات وكذلك المسرى. يؤمن النظام قراءة رقمية لمطال النبضة ومُعَدَل النبضة وعرض النبضة عند خرج مولد النبضات. تُفيد إمكانيات الفحوصات المتسلسلة في تأكيد التشغيل الجيد لمولد النبضات الذي سوف يُزرع وعند تحديد الفشل المتوقع في النظام المزروع.

من الضروري لفحص حساسية "قبل الزرع" لناظمات الخطى المتزامنة بطينياً أو المُثَبَطة بطينياً محاكاة الموجة R الموجودة عند إلكترود "داخل القلب" أو إلكترود العضلة القلبية. تم اختيار شكل الموجة الجيبية- المربعة للمحافظة على معايير ناظمات لخطى.