الفصل السادس والعشرون

مزيلات الرجفان القلبي
CARDIAC DEFIBRILLATORS

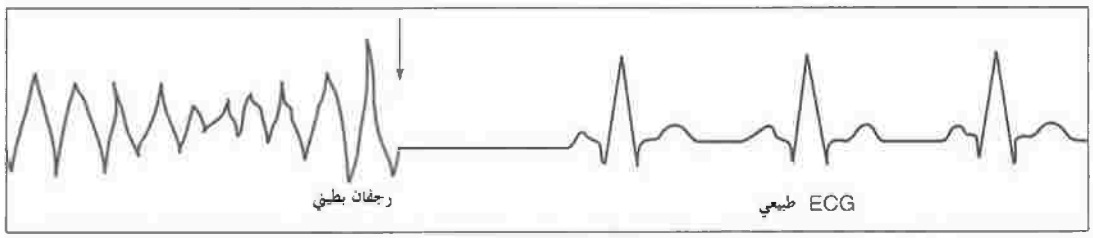
(٢٦,١) الحاجة إلى مزيل الرجفان
Need for a Defibrillators

الرجفان البطيني حالة قلبية طارئة خطيرة تنتج عن التقلص غير المتزامن لعضلات القلب. هذه الحركة غير المتناسقة لجدار بطين القلب قد تنشأ عن انسداد تاجي أو صدمة كهربائية أو شذوذات في كيميائية الجسم. وبسبب هذا التقلص غير المنتظم للألياف العضلية فإن البطين يرتعش (يرتجف) أكثر من أن يضخ الدم بشكل فعال. ينشأ عن ذلك هبوط شديد في خرج القلب قد يكون مميتاً إذا لم يتم اتخاذ إجراءات مناسبة فوراً.

المشكلة الرئيسية في الرجفان هي أن الألياف العضلية للقلب تُنبَّه باستمرار من خلايا مجاورة بحيث إنه ليس هناك تعاقب متناسق للأحداث التي تستتبع عمل القلب. وبالتالي فإن التحكم بالتتابع الطبيعي لعمل الخلية لا يمكن الحصول عليه بمنبهات عادية.

يمكن عكس الرجفان البطيني إلى إيقاع أكثر فاعلية بتطبيق صدمة عالية الطاقة على القلب (الشكل رقم ٢٦,١). يتسبب هذا التدفق المفاجئ عبر القلب بأن تتقلص جميع الألياف العضلية في نفس الوقت. وبعدها ربما قد تستجيب هذه الألياف لنبضات نظم الخطى الفيزيولوجية الطبيعية. ويسمى الجهاز الذي يدير الصدمة بمزيل الرجفان.

يمكن توصيل الصدمة إلى القلب بواسطة إلكترودات توضع على صدر المريض (إزالة الرجفان الخارجية) أو مباشرة على القلب عندما يكون الصدر مفتوحاً (إزالة الرجفان الداخلية). إن الجهود الكهربائية اللازمة لإزالة الرجفان الخارجية أعلى من تلك اللازمة لإزالة الرجفان الداخلية.



الشكل رقم (٢٦,١). استعادة الإيقاع الطبيعي لقلب فيه رجفان يتم التوصل إليه بصدمة تيار مستمر (السهم) عبر جدار الـ صدر. الخ ـ ط الأفقي بعد الصدمة يشير إلى أن جهاز الـ ECG كان محجوباً أو مفصولاً لحمايته أثناء فترة الصدمة.

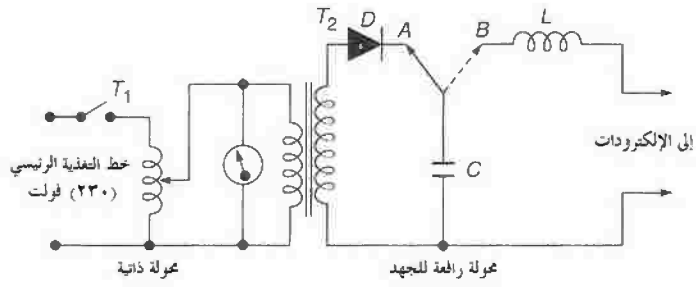
(٢٦,٢) مزيل الرجفان بالتيار المستمر
DC Defibrillator

في جميع مزيلات الرجفان الحالية عبر الصدر تقريباً يتم شحن مكثفة (سعة) تخزين طاقة بسرعة بطيئة نسبياً (في مرتبة الثانية) من خط تغذية بالتيار المتناوب عن طريق ترتيبة محول رافع للجهد ومقوِّم أو من بطارية وترتيبة محول تيار مستمر إلى تيار مستمر (Lown et al., 1962).

تُعطى الطاقة المخزنة في المكثف بعد ذلك أثناء إزالة الرجفان عبر الصدر إلى صدر المريض بسرعة (في مرتبة الميلي ثانية). من المفيد من أجل إزالة رجفان فعالة تبني شكل ما لنبضة تيار التفريغ. تتضمن الطريقة الأبسط لذلك تفريغ طاقة المكثف عبر مقاومة المريض نفسه.(R). وهذا يعطي تفريغاً أسِّياً نموذجياً لدارة سعة مع مقاومة. وإذا كان التفريغ مبتوراً، بحيث إن نسبة فترة استمرار الصدمة إلى الثابت الزمني لتخامد شكل الموجة الأسّي صغيرة، فإن نبضة التيار المعطاة إلى الصدر تكون مستطيلة الشكل تقريباً.

ومن أجل نسبة أكبر إلى حد ما فإن نبضة التيار تبدو على شكل شبه منحرف تقريباً. ولقد وُجد أن أشكال الموجة المستطيلة والتي على شكل شبه منحرف فعالة في إزالة الرجفان عبر الصدر، وقد تم استخدامها في مزيلات الرجفان المصممة للاستخدام في المستشفى (Schuder et al., 1980).

يوضح الشكل رقم (٢٦,٢) مخطط الدارة الأساسية لمزيل رجفان بالتيار المستمر. تشكل محولة ذاتية متغيرة (T_1) الملف الأولي لمحولة جهد مرتفع (T_2). يتم تقويم جهد خرج المحولة بواسطة مقوِّم ديودي ويتم توصيله إلى مفتاح تبديل عالي الجهد من النوع الفراغي. يكون المفتاح في الوضعية A موصلاً إلى أحد طرفي مكثفة بسعة ١٦ ميكروفاراد مملوءة بالزيت. وفي هذه الوضعية فإن المكثف يُشحن إلى جهد مضبوط بموضعة المحولة الذاتية. وعندما يُراد إعطاء الصدمة للمريض فإنه يتم تشغيل مفتاح قدم أو زر كبس مركب على قبضة الإلكترود. ينتقل مفتاح الجهد العالي إلى الوضعية B وتُفرَّغ المكثفة عبر القلب من خلال الإلكترودين.



الشكل رقم (٢٦,٢). مخطط تمثيلي لمزيل رجفان.

يُطبَّق في مزيل رجفان بداية جهد كهربائي ضخم (حوالي أربعة آلاف فولت) على المريض. لقد تبين من دراسات مختلفة أنه، وبالرغم من أن فترة استمرار قصيرة للنبضة (٢٠ ميكروثانية) يمكن أن تعطي تأثيراً مزيلاً للرجفان، إلا أن التيار المرتفع المطلوب يعطّل تقلصية البطينين.

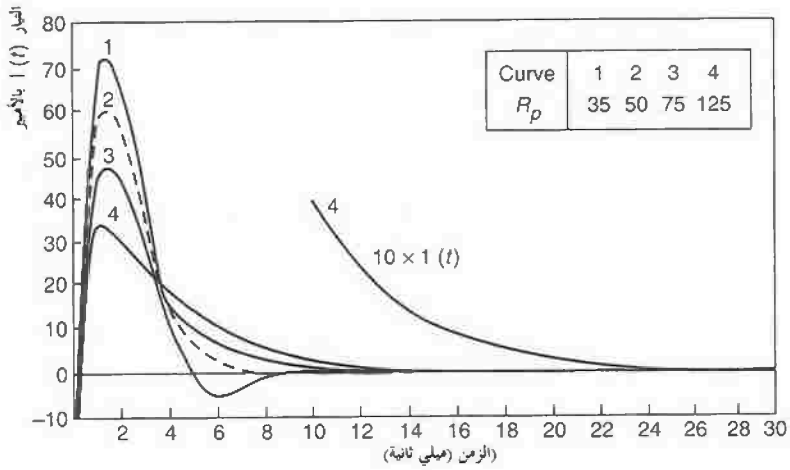
يتم التغلب على ذلك بإدخال ملف تحريص (محاثة) على التسلسل مع دارة المريض يحد من التيار. السيئة في استخدام ملف تحريض هي أن لأي ملف تحريض عملي مقاومة ستؤدي إلى فقدان قسم من الطاقة أثناء عملية التفريغ. وعملياً فإن ملف تحريض ١٠٠ ميلي هنري سيكون له مقاومة ٢٠ أوم. ولذلك فإن الطاقة التي تُعطى للمريض ستكون (٧٠٪) فقط من الطاقة المخزنة.

يقوم ملف التحريض أيضاً بإبطاء التفريغ من المكثفة بجهد معاكس مُحَرَّض. وهذا يعطي نبضة الخرج شكلاً مفضلاً من الناحية الفيزيولوجية. ويعتمد شكل الموجة الذي يظهر عبر الإلكترودين على قيمة سعة المكثف وملف التحريض المستعملين في الدارة. يمكن النظر إلى مقاومة التفريغ التي يمثلها المريض بالنسبة للنبضة المزيلة للرجفان على أنها مقاومة أومية صرفة قيمتها ما بين ٥٠-١٠٠ أوم تقريباً من أجل سطح إلكترود نموذجي بمساحة ٨٠ سنتيمتر مربع. ويبقى شكل منحني التيار كتابع للزمن الخاص بالنبضة المزيلة للرجفان من دون تغيير إلى حد كبير في مجال المقاومة المذكور سابقاً فيما عدا التغير في المطال الذي يعتمد على المقاومة.

ويوضح الشكل رقم (٢٦,٣) نبضة تفريغ نموذجية لمزيل الرجفان (المنحني (١). يستخدم شكل الموجة الأكثر شيوعاً المستخدم في دارة الـ RLC (مقاومة تحريض سعة) استجابة تحت مخمَّدة بعامل تخميد أصغر من الواحد. ويدعى شكل الموجة الخاص هذا بشكل موجة Lown. شكل الموجة هذا ذو طبيعة اهتزازية إلى حد ما بجزئين موجب وسالب. يتم تعريف عرض النبضة في شكل الموجة هذا بأنه الزمن الذي ينقضي بين بداية النبضة وبين اللحظة التي تمر فيها شدة التيار بخط الصفر للمرة الأولى وتغير الاتجاه. وعادة ما يتم الحفاظ على فترة استمرار النبضة عند ٥ أو ٢,٥ ميلي ثانية.

تُستخدَم أشكال الموجة شبه الجيبية المخمدة (DSW) في أكثر من (٩٠٪) من مزيلات الرجفان المتاحة حالياً في الأسواق والتي يُستفاد فيها من مكثفات بسعة ٣٠-٥٠ ميكروفاراد. تملك مزيلات الرجفان هذه مقاومات تخميد حرجة قيمتها ٤٠-٧٠ أوم وتعطي بالتالي أشكال موجة فوق مخمَّدة لجميع المرضى تقريباً.

يرينا الشكل رقم (٢٦,٣) أشكال موجة التيار من أجل مقاومات مريض R_p مختلفة ٣٥، ٥٠، ٧٥، ١٢٥ أوم لمزيل رجفان نموذجي بمقاومة تخميد حرجة R_c قدرها ٦٧ أوم يُشحن ليعطي ٣٦٠ جول إلى مريض مقاومته ٥٠ أوم. تتراوح الطاقة الفعلية المعطاة ما بين ٣٣٥ جول عند ٣٥ أوم و٤٠٥ جول عند ١٢٥ أوم (Charbonnier, 1996).



الشكل رقم (٢٦,٣). شكل موجة التيار كتابع للزمن ولمقاومة المريض R_p من أجل مزيل رجفان نموذجي ذي موجة جيبية مخمدة (C = ٣٢ ميكروفاراد، L =٣٥ ميلي هنري، R_c =٦٧ أوم).

هناك صنفان عامان لأشكال الموجة: الأحادي الطور والثنائي الطور. تستخدم أشكال الموجة أحادية الطور مستويات متصاعدة من الطاقة التي تعطى في اتجاه واحد عبر قلب المريض، بينما تعطي أشكال الموجة ثنائية الطور الطاقة في كلا الاتجاهين. يُفضَّل شكل الموجة ثنائي الطور كونه أثبت في الدراسات السريرية أنه يزيل الرجفان بفعالية أكبر من الأنواع الأخرى من أشكال الموجة.

لقد وُجد تجريبياً أن نجاح إزالة الرجفان يرتبط بشكل أفضل بكمية الطاقة المخزنة في المكثف أكثر من ارتباطه بقيمة الجهد الكهربائي المستخدمة. ولهذا السبب يُعايَر خرج مزيل الرجفان بالتيار المستمر بالـ "وات ثانية" أو الـ "جول" كمقياس للطاقة الكهربائية المخزنة في المكثف. يعطي الجهاز عادة خرجاً في المجال (٠-٤٠٠) جول وهذا المجال يعطي طاقة كافية لإزالة الرجفان الداخلية والخارجية كلتيهما.

تساوي الطاقة مقدرة بالوات ثانية (أو الجول) نصف السعة مقدرة بالفاراد مضروبة بمربع الجهد مقدراً بالفولت، أي:

$$E = (½)\, C\, V^2$$

فإذا ما تم استخدام مكثف بسعة ١٦ ميكروفاراد فإن الجهد الواجب أن يُشحن إليه المكثف للحصول على كامل الخرج البالغ ٤٠٠ وات ثانية هو ٧٠٠٠ فولت.

وبينما تتطلب إزالة الرجفان الداخلية طاقة تبلغ حتى (١٠٠) وات ثانية فإن مستويات طاقة أعلى ضرورية من أجل إزالة الرجفان الخارجية. لا يمكن استخدام مزيل الرجفان بالتيار المستمر من أجل صدمات مكررة بسرعة لأنه يحتاج إلى حوالي ١٠ ثانية لإعادة شحن المكثف.

يمكن ضبط الطاقة المرغوب فيها إما بشكل مستمر وإما على خطوات. يتمتع الضبط المستمر بميزة أن الطاقة يمكن ضبطها عند أي قيمة مرغوب فيها. وفي هذه الترتيبة يتم توفير تحكم ضبط بمعايرة أو من دونها. أما في الترتيبة البديلة فإن على المستخدم الإبقاء على زر كبس مضغوطاً حتى الوصول إلى مستوى الطاقة المرغوب فيه. وفي هذه الحالة فإن مقياس الوات ثانية (أو الجول) يقوم بوظيفة تحكم وضبط في نفس الوقت.

ويتم اختيار مستوى الطاقة في هذه الحالة من خلال مفتاح خطوة أو مفتاح انتقاء على شكل زر كبس. هناك في غالبية الأجهزة مقياس يشير مباشرة إلى كمية الطاقة بينما هناك في أجهزة أخرى مصباح (لمبة) يضيء لحظة الوصول إلى مستوى الطاقة الذي تم ضبطه.

إن كمية الطاقة التي يعطيها مزيل الرجفان إلى المريض هي الأوثق صلة بالموضوع، وقد تكون العامل الذي يحدد نجاح إزالة الرجفان من عدمه. يمكن تخمين الطاقة المعطاة بافتراض قيمة مقاومة حمل توضع بين إلكترودين وتحاكي مقاومة المريض. وعادة تُؤخذ قيم في المجال ٥٠-٢٠٠ أوم كمقاومة مريض في إزالة الرجفان الخارجية، أما في حالة إزالة الرجفان الداخلية فتُؤخذ قيم في المجال ٢٥-٥٠ أوم. تعطي غالبية مزيلات الرجفان ما بين ٦٠-٨٠٪ من طاقتها المخزنة إلى مقاومة حمل قدرها ٥٠ أوم.

إذا ما شُحن مزيل الرجفان ولم يتم إطلاقه (تفريغ الشحنة) فإنه يشكل مصدراً كامناً للخطر. يتم في بعض الأجهزة تفريغ المكثف داخلياً بشكل آلي من خلال مقاومة إذا لم يتم إطلاق الجهاز خلال، لنقل، خمس دقائق.

(٢٦,٢,١) إلكترودات مزيل الرجفان Defibrillator Electrodes

إلكترودات إزالة الرجفان الخارجية عبارة عن أقراص معدنية في العادة بقطر حوالي ٣-٥ سنتيمتر مثبتة إلى مسكات (قبضات) معزولة عزلاً مرتفعاً. غالبية أنظمة الإلكترودات التقليدية دائرية الشكل ومقعرة قليلاً وبحواف

حادة وجانب خلفي معزول. أما من أجل إزالة الرجفان الداخلية عندما يكون الصدر مفتوحاً فتُستخدَم إلكترودا ملعقية الشكل كبيرة. وفي العادة فإن إزالة الرجفان الخارجية تتطلب تياراً كبيراً لإنتاج تقلص منتظم وآني لألياف العضلة القلبية. هذا التيار لا يتسبب فقط بتقلص عنيف للعضلات الصدرية وإنما قد ينشأ عنه أيضاً حروق عرضية للبشرة تحت الإلكترودات.

تتضمن الإلكترودات الخارجية مفاتيح أمان داخل بيوتها ولا يُفرغ المكثف إلا عندما تكون الإلكترودات على تماس جيد وثابت مع صدر المريض. وهذا يحول دون إمكانية حدوث صدمة عرضية للمشغل أو خطر حروق للمريض. عدد من الأجهزة مزوَّد بإلكترودات ذات تماس نابضي. وعندما تُضغط هذه الإلكترودات بشكل مناسب على الصدر فإن التماسات تغلق ويتم إطلاق مزيل الرجفان. وبهذه الطريقة تُمنع الحروق التي تعود إلى تماس كهربائي سيئ بين الإلكترودات والبشرة. إلا أنه إذا لم ينتبه المشغل إلى وجود النابض فإن هناك مخاطرة بأن يُفرَّغ مزيل الرجفان داخلياً بعد تشغيل تحكم الإطلاق ولا تُعطى طاقة للمريض.

لا تطابق سطوح وسائد الإلكترودات المسطحة الجسم دائماً مما ينقص مساحة التماس. ليست هناك مقاسات إلكترودات مناسبة لمرضى بحجوم مختلفة متاحة بسرعة وسهولة. ومن أجل استيفاء هذه المتطلبات فقد تم وضع إلكترودات مسبقة التهليم (تحوي مسبقاً على هلام (جل)) وذاتية الالتصاق موضع الاستعمال وهي متاحة تجارياً. تلعب ممانعة جدار الصدر دوراً هاماً في إزالة الرجفان الفعالة. تتضمن العوامل التي تحدد هذه الممانعة: الإلكترودات والوسائد وطاقة التفريغ وعدد الصدمات السابقة والفترة الزمنية بينها ومادة سطح الاتصال المستخدمة بين وسادة الإلكترود وجدار الصدر. يُستخدم هلام الإلكترود عادة لتخفيض ممانعة تماس سطح التماس، ولأجل ذلك فإن ممانعة الهلام بحد ذاتها يجب أن تكون منخفضة جداً.

(٢٦,٢,٢) مزيل الرجفان بالتيار المستمر مع مزامن DC Defibrillator with Synchronizer

يُستخدم مزيل الرجفان بالتيار المستمر من النوع الذي تم وصفه أعلاه لإنهاء الرجفان البطيني ولاستعادة العمل المتزامن لقلب مع ناظم خطى الجسم. إلا أنه، ومن أجل إنهاء تسرع النبض البطيني والرجفان الأذيني واضطرابات نظم أخرى، فإنه أمر أساسي أن يُستخدم مزيل رجفان بدارة مزامن. وعلى خلاف الرجفان البطيني فإن هناك مخاطرة مباشرة أقل للمريض من رجفان أذيني. وفي هذه الحالة فإن فعل الضخ الذي يقوم به البطينان يبقى موجوداً. إلا أنه عند إزالة رجفان قلب به رجفان أذيني فإن الصدمة قد تسبب رجفان البطينين.

ومع ذلك فهناك فترة في دورة القلب يكون فيها هذا الخطر في حده الأدنى، وإزالة الرجفان يجب أن تحدث أثناء هذه الفترة. هذا يدعى إزالة الرجفان القلبي بالتزامن cardio-version (Jones and Tover, 1996). وفي هذه التقنية يُغذى الـ ECG إلى مزيل الرجفان وتُعطى الصدمة آلياً في الوقت المناسب.

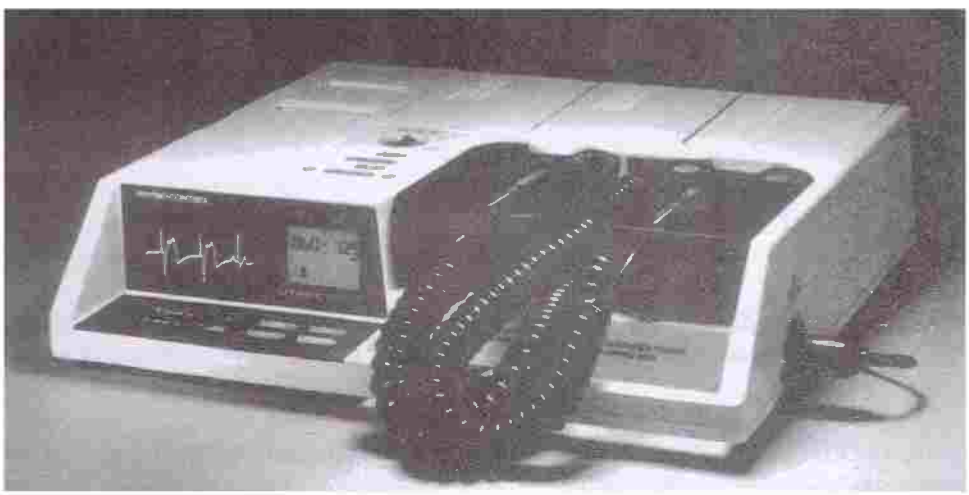
وهكذا فإن وظيفة دارة المزامن هي السماح بموضعة التفريغ عند النقطة المناسبة من ECG المريض. يتم تجنب تطبيق نبضة الصدمة أثناء موجة T القابلة للتأذي وإلا فإن هناك احتمالاً لإنتاج رجفان بطيني. يتم بواسطة وحدة المزامن إعطاء الصدمة بعد ٢٠-٣٠ ميلي ثانية تقريباً من ذروة موجة R في ECG. المريض.

تحتوي وحدة المزامن في داخلها على مضخم ECG يستقبل مركبة QRS من الـ ECG ويستخدمه لقدح دارة تأخير زمني. وبعد فترة زمن التأخير المرغوبة (حوالي ٣٠) ميلي ثانية يتم تغريغ المكثف المزيل للرجفان عبر الصدر من خلال الإلكترودات.

تتم مراقبة ECG المريض بشكل آني على جهاز مراقبة قلب (كارديوسكوب). وفي اللحظة التي يحدث فيها التفريغ تنتج وحدة المزامن نبضة توسيم على أجهزة المراقبة تلك لبيان لحظة حدوث الصدمة في دورة الـ ECG. يُفضَّل مزيل الرجفان بوحدة مزامن عادة في وحدات العناية القلبية للاستخدام في الحالات الطارئة.

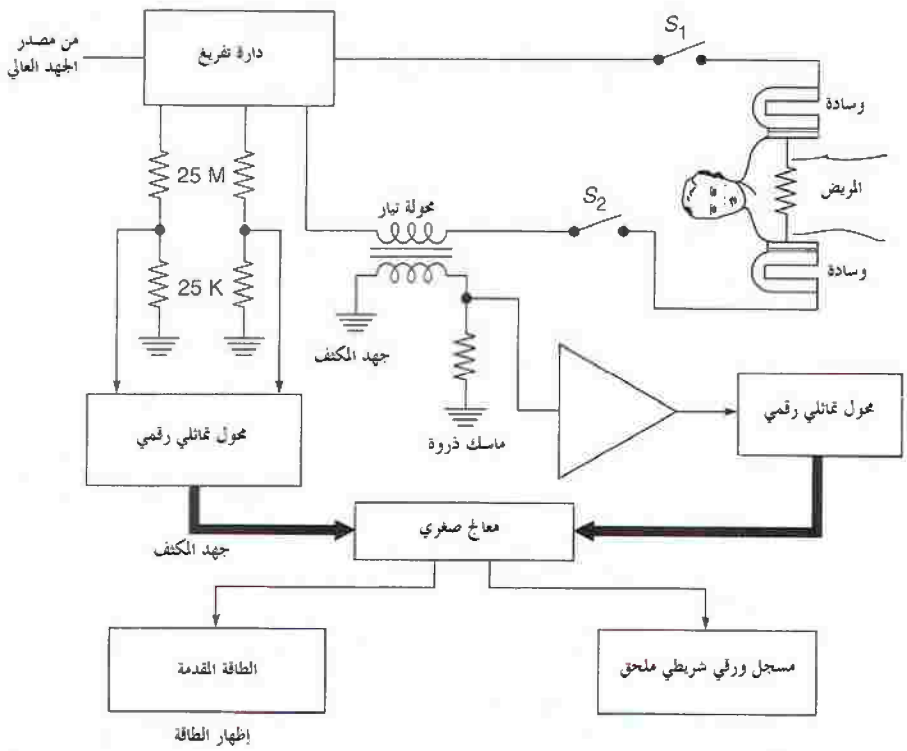
يتم الإبقاء على خرج الدارة المزيلة للرجفان معزولة أو عائمة من أجل نتائج فعالة وذات مردودية. ففي الدارة العائمة تكون الطاقة الكلية دائماً محتواة بين الإلكترودين، وليس هناك ضياع في الطاقة إلى أرضيات خارجية، ويُحافظ لذلك على مردودية عالية. وأكثر من ذلك فإنه ليس هناك ممر مباشر إلى الأرضي، وخطر الصدمة عن طريق تماس عرضي مع المريض أثناء فترة إزالة الرجفان غير موجود، وهذا يؤمن سلامة للكادر الطبي المشرف.

تعمل مزيلات الرجفان المحمولة (الشكل رقم ٢٦,٤) ببطاريات قابلة لإعادة الشحن وتستخدم لذلك محولات تيار مستمر-تيار مستمر لرفع الجهد المطلوب لشحن مكثفة التخزين. الطاقة القصوى التي يعطيها مزيل رجفان عموماً هي ٣٠٠ وات ثانية مغذاة إلى حمل ٥٠ أوم وهذا مكافئ لحوالي ٤٠٠ وات ثانية طاقة مخزنة.



الشكل رقم (٢٦,٤). مزيل رجفان خارجي محمول مع مرقاب ECG ومسجل (بموافقة M/s Physio Control).

إن لممانعة المريض تأثيراً قوياً على فعالية إزالة الرجفان لأن ممانعة المريض قد تتغير بشكل معتبر. ولذلك فإن معرفة تيار الذروة وممانعة المريض والطاقة المعطاة الفعلية ستعزز بشكل كبير مقدرة المشغل على تقييم وتحسين فعالية إزالة الرجفان. يمكن تحديد ممانعة المريض والطاقة المعطاة مباشرة من ذروة تيار التفريغ إذا كانت الطاقة المخزنة ومعاملات دارة مزيل الرجفان (R, L, C) معروفة. وهذه يتم قياسها آلياً في الأجهزة الحديثة. ويوضح الشكل رقم (٢٦,٥) مخططاً مبسطاً لدارة التحكم بالتفريغ والتسجيل لهذا النوع من مزيلات الرجفان (Bennett and Jones, 1982).



الشكل رقم (٢٦,٥). مخطط صندوقي لدارة تحكم بالتفريغ وتسجيل لمرقاب (جهاز مراقبة) مزيل رجفان بمعالج صغري (متبنى م . ن Bennett and Jones, 1982).

يختار المشغل قبل التفريغ الطاقة المرغوب في إعطائها إلى حمل ٥٠ أوم. يحدد المعالج الصغري القيمة المقابلة للطاقة المخزنة مع الأخذ بالاعتبار المقاومة الداخلية لمزيل الرجفان وممانعة المريض. يتم استشعار جهد مكثف التخزين المقابل V (الطاقة المخزنة تساوي نصف السعة مضروباً بمربع الجهد $E_{stored}=(1/2)CV^2$) والتحكم به بواسطة المعالج الصغري. يمر تيار التفريغ عبر محولة حساسة للتيار موضوعة في الدارة. إن استخدام محولة حساسة يؤمن عزلاً عن الأرضي لدارة المريض ويعطي طريقة بسيطة لقياس تيار التفريغ. تؤمن المحولة جهداً يتم كشف ذروته وتسجيله

بواسطة المعالج الصغري. يأخذ المعالج الصغري ذروة تيار التفريغ المقيسة ويستخدم هذه القيمة سوية مع قيمة الطاقة المخزنة من أجل تحديد ممانعة المريض والطاقة المعطاة. يسوق المعالج الصغري بعد ذلك أداة إظهار رقمي ويُلحِق تيار الذروة وممانعة المريض والطاقة المعطاة بمسجل شريطي ورقي. يتم أيضاً تفعيل مؤشر تحذير حول تماس وسادة سيئ عندما تتجاوز ممانعة المريض ١٠٠ أوم. إن لجهاز مراقبة الـ ECG ضبط آلي للربح واستعادة (انحراف) خط قاعدة ومرشح ٦٠ هرتز وكاشف نبضات قلب فعال.

(٢٦,٢,٣) مزيلات الرجفان الخارجية الآلية أو الاستشارية (AED)

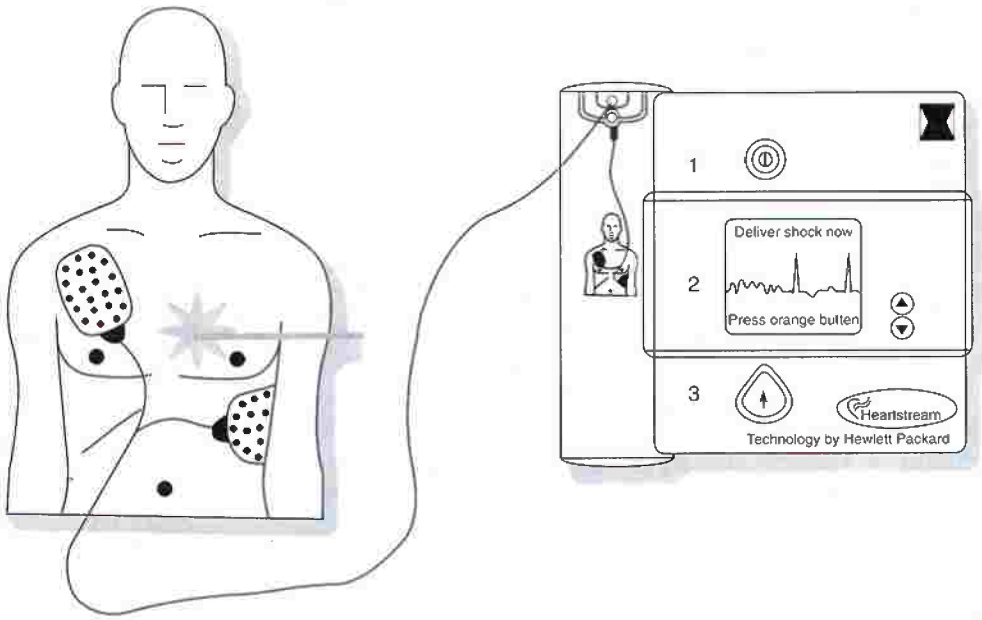
Automatic or Advisory External Defibrillator

لقد كان التطوير والاستخدام الناجح لمزيلات رجفان خارجية آلية (أوتوماتيكية) استشارية (أو ذكية) AED تطوراً هاماً في مجال مزيلات الرجفان. هذه الأجهزة قادرة على التحليل الدقيق للـ ECG وعلى اتخاذ قرارات بالصدمة ذات موثوقية. هذه الأجهزة مصممة لكشف الرجفان البطيني بحساسية ونوعية يمكن مقارنتها مع تلك التي للكادر شبه الطبي المدرَّب جيداً ومن ثَم إعطاء (آلياً) أو تقديم النصيحة (استشارياً) بصدمة مزيلة للرجفان ذات طاقة عالية مناسبة.

تتطلب الـ AED إلكترودات ذات التصاق ذاتي بدلاً من الوسائد التي تُمسَك باليد، وذلك لسببين: الأول هو أن إشارة الـ ECG التي يتم الحصول عليها من إلكترودات ذاتية الالتصاق تحتوي عادة على ضجيج أقل ولها جودة أعلى، وبالتالي تسمح بتحليل أسرع وأدق للـ ECG، ولذلك فهي تسهل اتخاذ قرارات صدمة أفضل. السبب الثاني هو أن إزالة الرجفان "من دون استعمال الأيدي" عملية أكثر أماناً للمشغل، خصوصاً إذا كان تدريب المشغل قليلاً أو لم يكن مدرباً على الإطلاق. يوضح الشكل رقم (٢٦,٦) مزيل رجفان آلياً من شركة معروفة.

كان يُعتقد في البداية أن هناك حاجة لتصميمات مختلفة للإلكترودات ذاتية الالتصاق لإزالة الرجفان ولنظم الخطى وللمراقبة. إلا أن الدراسات بينت جدوى التصميمات الهجينة التي تعطي إلكترودات متعددة الوظائف وذات أداء مقبول لجميع التطبيقات الثلاث. إن الإلكترودات ذاتية الالتصاق متعددة الاستخدامات مستخدمة الآن بشكل شائع مع أجهزة مزيل الرجفان- المراقبة- نظم الخطى.

إن العامل الحرج في أمان وأداء أي مزيل رجفان خارجي آلي هو مقدرة الجهاز على تقييم حالة قلب المريض بشكل دقيق واتخاذ القرار العلاجي المناسب. يقوم مزيل الرجفان بأداء هذا التقييم بواسطة تحسس الإشارات الكهربائية من قلب المريض عن طريق إلكترودات واستخدام خوارزمية محوسبة لتفسير الإشارات الكهربائية. الخوارزمية المستخدمة في مزيلات الرجفان الحديثة تنظر إلى أربع مؤشرات مفتاحية لتحديد ما إذا كان الإيقاع rhythm قابلاً أو غير قابل للصدم. هذه المؤشرات الأربعة هي: معدل نبض القلب والنقل (سريان الموجات الكهربائية عبر القلب مؤشراً إليه بواسطة عرض موجة R) والاستقرارية (تكرارية مركب QRS) والمطال (مطال النشاط الكهربائي للقلب).



الشكل رقم (٢٦,٦). مزيل رجفان خارجي آلي (بموافقة شركة Agilient Technologies).

قدمت شركة Agilent Technologies Heart Stream مزيل رجفان خارجي آلي AED محسن من أجل الاستعمال غير المتكرر من قبل مستجيبين أولين ومتفرجين غير مدربين. الجهاز صغير وخفيف الوزن (أقل من كيلوغرامين) ويُفترض أن لا يحتاج إلى صيانة. وبينما يكون الجهاز في حالة استعداد لفترات طويلة فإنه يقوم باختبار ذاتي آلي لدارته الآلية كل يوم ويقوم بتفريغ داخلي وإعادة معايرة بشكل دوري. الجهاز مغذى بالطاقة من بطارية ليثيوم للاستعمال مرة واحدة وذات عمر مديد تكفي لـ (٧٥) تفريغ واختبار ذاتي لسنة واحدة.

يستخدم الجهاز شكل موجة ثنائي الطور منخفض الطاقة وتعويضاً ديناميكياً يتلاءم مع مجال عريض لممانعة المريض. يستعمل الجهاز صوتاً مفهوماً comprehensive يحث على تنبيه المستخدم عندما يكتشف تشويهاً (إشارة كهربائية موجودة في الـ ECG وليس لها علاقة بإشارة القلب).

(٢٦,٣) مزيلات الرجفان القابلة للزرع

Implantable Defibrillators

إن استخدام مزيلات رجفان آلية مزروعة AID هو مما يُنصح به من أجل المرضى الذين لديهم مخاطرة risk عالية فيما يتعلق بالرجفان البطيني. قامت شركة Cardiac Pacemakers (CPI) عام (١٩٨٥م) بوضع هذه الأجهزة موضع الاستعمال بشكل تجاري بعد ثلاث سنوات من التجارب السريرية (الإكلينيكية) (Thomas, 1988).

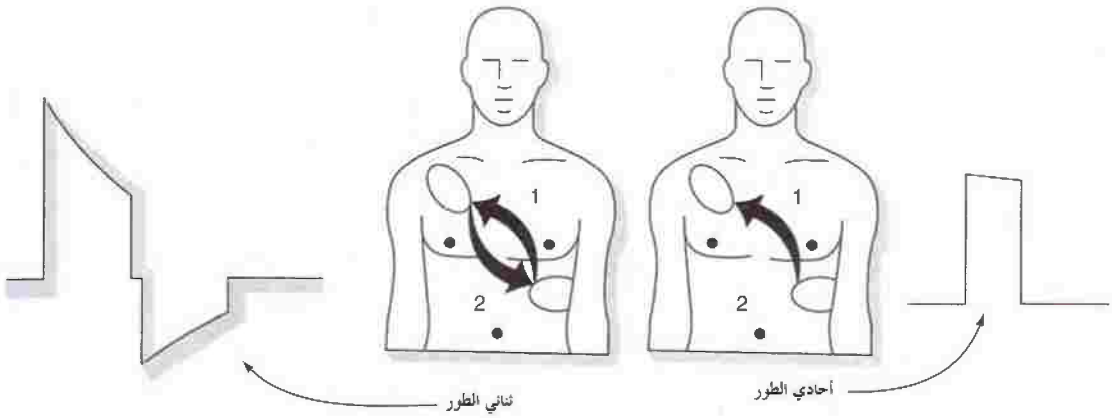
وبإثبات الفائدة الطبية لمزيلات الرجفان المزروعة وقبولها سريرياً فقد سهل استخدام الدارات التكاملية تطويرات تكنولوجية سريعة لتخفيض الحجم وتعزيز الأداء الوظيفي لهذه الأجهزة. إن مزيل الرجفان المزروع الحديث عبارة عن حاسوب مزروع يخزن إشارات قلب المريض ويجمع ملفات بيانات تشخيصية وعلاجية تأريخية من أجل مساعدة الطبيب في "إضفاء صفات فردية مميزة" على سلوك الجهاز لكل مريض. وبحجم أقل من ٧٠ سنتيمتر مكعب وأكثر من ٣٠ مليون ترانزستور فإن هذه الأجهزة تستجر أقل من ٢٠ ميكرو أمبير خلال سنوات من مراقبة مستمرة لحالة المريض القلبية.

إضافة إلى ذلك فإن الجهاز مختوم بشكل محكم ويتحمل (500G) على مدى مجال درجة حرارة من -٣٠ إلى ٦٠ درجة مئوية (Warren et al, 1996). تسمح هذه الأجهزة للطبيب ببرمجة غير اجتياحية لعتبة معدل العلاج. تُزاوج الأجهزة المتاحة اليوم بين مزيل رجفان لإعطاء طاقة عالية لقلب سريع جداً وخارج عن النظم وبين ناظم خطى يعطي علاجات للقلب المتسرع والمتباطئ. الإضافات الأخرى لهذه الأجهزة عبارة عن خوارزميات معقدة لتصنيف الإيقاع (Warren et al, 1996) وتخزين إشارات قلب المريض.

يقوم مزيل الرجفان المزروع بالمراقبة الدائمة لإيقاع قلب المريض. فإذا ما كشف الجهاز عن رجفان فإن المكثفات داخل الجهاز تُشحن حتى ٧٥٠ فولت ومن ثم تُفرغ في القلب الذي يمثل على الأغلب حملاً مقاوماً قدره ٥٠ أوم وذلك لإرجاع القلب إلى نظمه الطبيعي. هذا قد يتطلب إعطاء أكثر من نبضة طاقة عالية واحدة. وعلى كل حال فإن غالبية الأجهزة تحد من عدد صدمات الطاقة العالية إلى ٤ أو ٥ أثناء أي فترة حدوث اضطراب نظم واحد. تبلغ فترة استمرار الصدمة من أجل إزالة رجفان فعالة ٤-٨ ميلي ثانية تقريباً ينتج عنها إعطاء ٣٠-٣٥ جول تقريباً عند ٧٥٠ فولت.

هناك تقارير تفيد بأن أشكال موجة ثنائية الطور مناسبة (الشكل رقم ٢٦,٧) أكثر فعالية، وربما أكثر أماناً، من أشكال الموجة أحادية الطور وتعطي إزالة رجفان ناجحة عند طاقات أدنى. وبالطبع فإنه يجب شحن مكثف صغير إلى جهد أعلى لتخزين الطاقة المطلوبة. إن فترة استمرار نبضة تيار التفريغ (كامل العرض عند نصف التيار الأعظمي) هي $\{2.5(LC)^{1/2}\}$ تقريباً، وهي في المجال ٢,٥-٣,٥ ميلي ثانية من أجل غالبية مزيلات الرجفان ولا تزيد كثيراً مع ممانعة المريض. وبناء على دراسات قام بها باحثون عديدون (Winkle et al., 1989) فإن شكل الموجة الأسي المبتور ثنائي الطور قد أصبح معيارياً بين جميع مصنعي مزيلات الرجفان المزروعة.

لأنظمة إزالة الرجفان المزروعة ثلاث مكونات نظام رئيسية هي: مزيل الرجفان بحد ذاته AID ونظام الأسلاك ومرقاب/ مسجل المبرمج PRM. يحتضن الـ AID مصدر الطاقة ونظام الاستشعار وإزالة الرجفان ونظم الخطى والاتصال عن بعد. يؤمن نظام الأسلاك الاتصال المادي والكهربائي بين مزيل الرجفان والنسيج القلبي. يتواصل الـ PRM مع الـ AID المزروع ويسمح للطبيب برؤية معلومات الحالة وبتعديل وظيفة الجهاز حسب الحاجة.



الشكل رقم (٢٦,٧). شكل موجة أحادي وثنائي الطور.

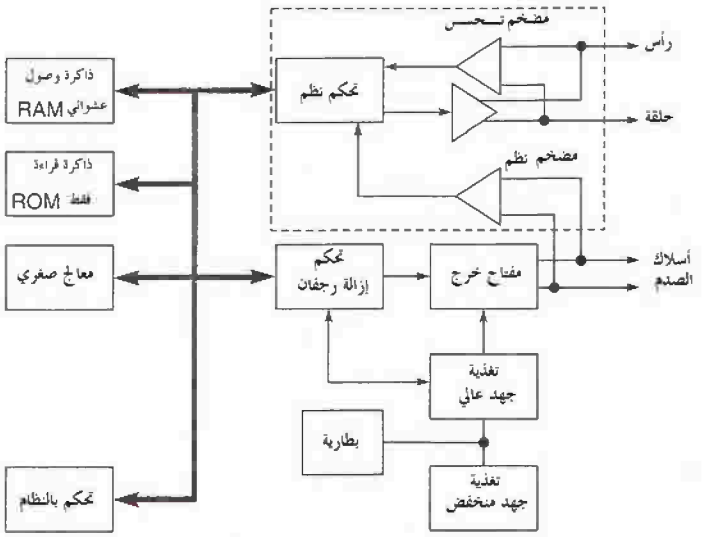
مرقاب/مسجل المبرمج: وهو جهاز خارجي يوفر رابط اتصالات ثنائي الاتجاه إلى الـ AID. هذا الرابط الاتصالي عن بعد يتم ما بين وشيعة محتواة ضمن قلم (قارئ شيفرة) الـ PRM ووشيعة محتواة ضمن الجهاز المزروع. يمكن استعمال قناة القياس عن بعد لاسترداد الـ ECG داخل القلبي المخزن في الزمن الحقيقي وتاريخ العلاج وحالة البطارية ومعلومات أخرى ذات علاقة بوظيفة الجهاز. هناك عدد من المزاوجات بين العلاج القابل للبرمجة وخيارات الكشف. إن تبديل هذه "الوصفات" عدة مرات على مدى عمر الجهاز المزروع أمر عادي.

المبرمجات قادرة على المحافظة على تواصل مستمر مع مولد النبضة عند سرعة بيانات ٢-٤ كيلو بت في الثانية. وهذا يدعم إرسال قناة إلى أربع قنوات ECG مقيسة عن بعد (إشارات داخل قلبية) وأجهزة وبيانات مريض أخرى. معدل المسح للإشارات الفردية يتراوح بين ٢٥٦ و٥١٢ عينة ذات ٨ بت في الثانية. يُحافَظ على سلامة البيانات من خلال خوارزميات تحقق من الخطأ.

الأسلاك: لقد كان يتم، وحتى وقت قريب، إعطاء نبضة الطاقة العالية المزيلة للرجفان إلى القلب عن طريق رقعة شبكية من التيتانيوم بأبعاد ٦ في ٩ سنتيمتر مع إلكترودات موضوعة مباشرة على السطح الخارجي للقلب. وكان يتم تأمين التحسس من خلال أسلاك تُلَولَب (تُغرس كالبرغي) في القلب. لقد تطلبت هذه المقاربة مقاربة جراحية اجتياحية لتأمين الوصول إلى القلب. أما مزيلات الرجفان المزروعة الحديثة فتستفيد من سلك وحيد عبر وريدي بإلكترودات متعددة تُغرز في البطين الأيمن لنظم الخطى وإزالة الرجفان البطينيين.

مولد النبضة: يوضح الشكل رقم (٢٦,٨) أنظمة تحتية رئيسية لمولد النبضة المزروع. للمولد معالج صغري يتحكم بكامل وظائف النظام. إن جهازاً بـ ٨ بت كافٍ لغالبية الأنظمة. توفر ذاكرةُ قراءةٍ فقط (ROM) ذاكرةً غير سريعة الزوال للقيام بمهام بدء النظام وشيئاً من حيّزٍ برنامجي، بينما يتطلب الأمر ذاكرةً وصول عشوائي (RAM)

لتخزين معاملات (بارامترات) التشغيل وتخزين بيانات الـ ECG. يحتوي جزء التحكم بالنظام دارة دعم للمعالج الصغري مثل واجهة اتصال للقياس عن بعد يُنفَّذ نموذجياً بجهاز إرسال/استقبال شبيه بالمرسل/المستقبل اللامتزامن الشامل (UART) ومؤقتات للأغراض العامة.



الشكل رقم (٢٦,٨). هيكلية نظام مزيل رجفان مزروع (حسب Warren et al, 1996.).

تأتي التغذية بالطاقة الكهربائية إلى الدارة من بطاريات ليثيوم فضة أكسيد فاناديوم (LiSVO). تعمل الدارات الرقمية بجهد ٣ فولت أو أقل بينما تتطلب الدارات التماثلية عادة مصادر تيار نانو أمبيرية دقيقة. يتم توليد جهدي تغذية منفصلين، واحد لدارة النَّظم ٥ فولت تقريباً والثاني لدارة التحكم بالشحن ١٠-١٥ فولت.

تقوم دارات الطاقة العالية بتحويل جهد البطارية البالغ ٣-٦ فولت إلى ٧٥٠ فولت الضرورية لنبضة إزالة الرجفان، وتقوم بتخزين الطاقة في مكثفات عالية الجهد لتُعطى في وقتها، وتقوم أخيراً بتحويل الجهد العالي إلى النسيج القلبي أو بتفريغ الجهد العالي داخلياً إذا ما أنهى اضطراب النظم نفسه بنفسه. المكونات الرئيسية لهذه الدارات هي البطارية ومحول التيار المستمر إلى التيار المستمر ومكثفات التخزين عند الخرج ومفاتيح خرج الطاقة العالية.

تستخدم مزيلات الرجفان المزروعة المتاحة تجارياً جميعها خلايا الـ LiSVO بتشكيلة شائعة يتم فيها توصيل اثنتين على التسلسل لتشكلا بطارية بجهد ٦ فولت تقريباً. وعلى خلاف خلايا ناظم الخطى نوع يود الليثيوم (LiI) ذات الجهد ٢,٨ فولت والتي تطور ممانعة داخلية مرتفعة عند التفريغ (حتى عشرين كيلو أوم على مدى فترة حياتها المفيدة)، فإن خلايا الـ LiSVO تتميز بممانعة داخلية منخفضة (أقل من أوم واحد) على مدى فترة حياتها المفيدة.

جهد الخرج لخلية LiSVO أعلى من ذاك للـ LiI ويتراوح ما بين ٣,٢ فولت لخلية واحدة وتقريباً ٢,٥ فولت عندما تقارب الخلية على النضوب.

محول التيار المستمر إلى التيار المستمر المستخدم لتحويل جهد البطارية البالغ ٦ فولت إلى ٧٥٠ فولت ذو ترتيبة تقليدية. تُشغَّل هذه المحولات عند ترددات بارتفاع في المجال ٣٠-٦٠ كيلو هرتز كونها عملية لتسهيل استخدام أصغر حجم ممكن للنواة.

تكون مكثفات التخزين عادة من نوع إلكتروليت الألمنيوم لفعاليتها الحجمية العالية وجهد العمل الذي تتطلبه. تستخدم غالبية التصميمات اثنين من هذه المكثفات على التسلسل للحصول على الـ (٧٥٠) فولت المطلوبة لإزالة الرجفان. وبما أن مقاومة الحمل تقع في المجال ٢٠-٥٠ أوم فإن تيارات ذروة من مرتبة ٤٠ أمبير عادية في دارات الخرج.

إن التحسس الصحيح للنشاط الكهربائي في القلب يتطلب تحسساً دقيقاً وتمييزاً لكل مكون من المكونات التي تشكل الإشارة داخل القلبية وذلك من أجل التفريق بين تسرع القلب والرجفان البطيني. كما أن مضخم التحسس يجب أن يكون أيضاً منيعاً ضد مصادر التداخل الفيزيولوجية منها والخارجية. ومن وجهة نظر كهربائية فإن مضخم التحسس يجب أن يكون قادراً على العمل بشكل صحيح على مدى المجال من ٣٠ إلى ما يزيد على ٣٦٠ نبضة قلب في الدقيقة. وإضافة إلى ذلك، يجب أن يكون المضخم قادراً على الاستجابة السريعة والدقيقة لإشارات داخل قلبية متغيرة بشكل واسع ومتواجدة أثناء اضطراب النظم. لقد أعطى Jenkins and Caswell (1996) وصفاً تفصيلياً لخوارزميات الكشف في مزيلات الرجفان المتزامنة المزروعة.

تقع إشارات القلب ذات الأهمية في المجال ٢٠-١٠٠ ميكرو فولت، وبالتالي يجب تضخيمها قبل معالجتها. إذا هبطت الإشارة التي يتم تحسسها في المطال فجأة (وهذا شائع أثناء إزالة الرجفان) فإن دارة التحكم الآلي بالربح تزيد الربح بحيث أن إشارة الرجفان تستمر في استخدام المجال الديناميكي للأنظمة. وعندها يمكن استخدام دارة عتبة ديناميكية لتحسس موجة R أو الرجفان. إن دارات التحسس نشطة عبر كامل حياة مزيل رجفان مزروع، وبالتالي فإن تخفيض استهلاك الطاقة في هذه الدارات له تأثير مفيد على عمر الجهاز. ولذلك فإن تكنولوجيات الـ CMOS وBI CMOS IC هي الأكثر ملاءمة للتصميمات ذات الاستهلاك المنخفض للطاقة.

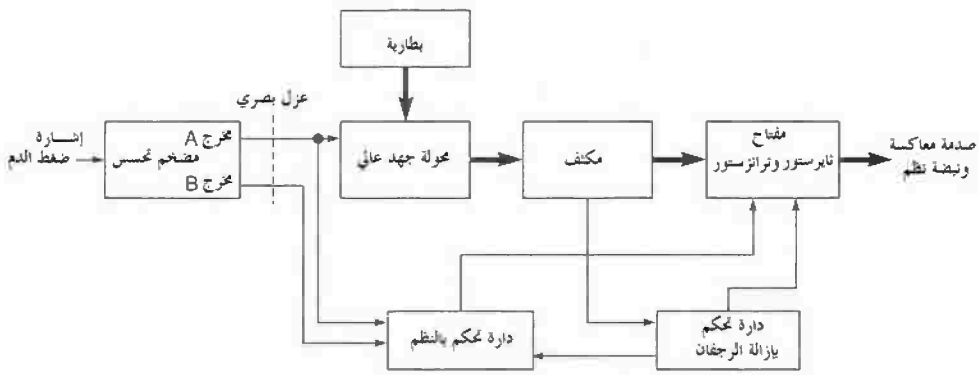
(٢٦,٤) مزيل الرجفان المتزامن الناظم (PCD)
Pacer-Cardioverter-Defibrillator

تعاني الغالبية العظمى من مرضى توقف القلب من اضطرابات نظم تسرعية تتطور عموماً إلى رجفان بطيني. إلا أن نسبة مئوية ضئيلة من ضحايا توقف القلب تعاني من اضرابات نظم شديدة التباطئية تتطلب نظماً للقلب. لذلك فإنه من المنطقي أن يكون لدينا مزيل رجفان متعدد الوظائف لديه المقدرة على النظم الخارجي كميزة معيارية.

ولذلك فإن غالبية مزيلات الرجفان اليدوية الموجودة في السوق حالياً تقدم إمكانية النظم الخارجي من كلا النوعين: الذي حسب الحاجة demand PM وغير المتزامن (ذو معدل النبض الثابت).

يصف Makino et al (1988) مزيل رجفان مزروعاً ذا وظيفة نظم عالية الخرج بعد إزالة الرجفان. يوضح الشكل رقم (٢٦,٩) مخططاً صندوقياً لجهاز تجريبي. يتكون الجهاز من خمس وحدات مغذاة بالبطارية: دارة التحسس ومحول الجهد العالي ودارة مفاتيح التبديل ودارة التحكم بإزالة الرجفان ودارة التحكم بالنظم. تُضخَّم إشارة نبض القلب (التي يتم كشفها بحساس نبض قلب من النوع القثطاري) من أجل مراقبتها.

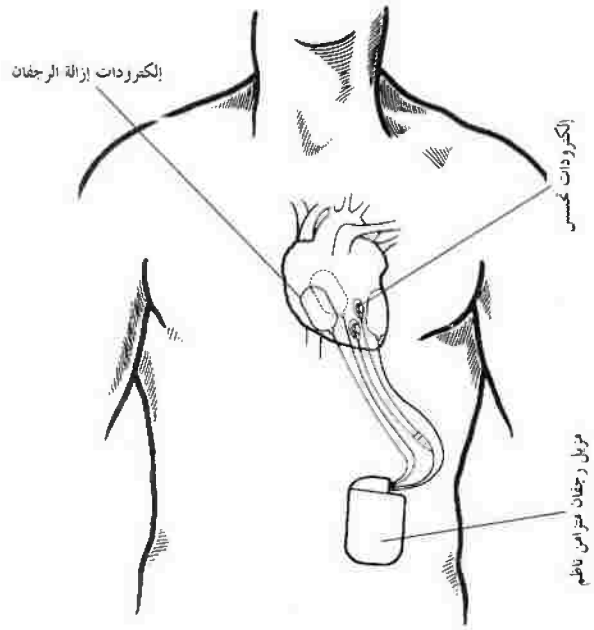
يتسبب غياب نبض القلب لـ ٣,٥ ثانية بأن تعطي دارة كشف الرجفان إشارة تشغيل تقوم بدورها بتوصيل محولة الجهد العالي. يسمح المفتاح الثيريستوري عند مستوى جهد محدد مسبقاً ((٨٠٠) فولت) للمكثف بتفريغ تياره من خلال الإلكترود البطيني الأيمن. وبعد إزالة الرجفان يتم تفعيل النظم الذي هو حسب الحاجة وعالي الخرج باستخدام الطاقة المتبقية في مكثف الخرج. يتم التحكم بمعدل النظم وعرض نبضة النظم بواسطة دارة التحكم بالنظم وتُستخدم إشارة نبض القلب من أجل وظيفة بيان الحاجة. وقد قام Kina and Schimpf (1996) بمناقشة السلوك الكهربائي لإلكترودات إزالة الرجفان والنظم.



الشكل رقم (٢٦,٩). مخطط صندوقي لمزيل رجفان آلي. (حسب Makino et al, 1988.)

يُستخدم عادة الـ ECG في ناظم خطى القلب من أجل وظيفة النظم حسب الحاجة. إلا أنه في الحالة التي يكون فيها الـ ECG محرضاً من خلال إلكترود قثطاري مباشرة بعد إزالة الرجفان، فإن دارة الكشف ستصاب بالإشباع لعدة ثوانٍ. ومن أجل التغلب على هذه المشكلة فقد تم استخدام حساس ضغط دم بسيط (ميكروفون سعوي) للكشف عن نبض القلب دون تداخل تيار التنبيه. وقد تم تغطية القسم الخارجي من الحساس بمادة لاصقة وبالبولي يوريثين من أجل العزل الكهربائي والحماية ضد الماء. يستخدم النظام إلكتروداً متعدد العناصر مصمماً خصيصاً له

تكون فيه مساحة إلكترود إزالة الرجفان ١٨٠ ميليمتر مربع وإلكترود النظم (٢٢) ميليمتر مربع. يوضح الشكل رقم (٢٦,١٠) نظام مزيل رجفان متزامن ناظم (PCD) من صنع شركة Medtronic.



الشكل رقم (٢٦,١٠). مزيل رجفان متزامن ناظم صنع شركة Medtronic. تتم زراعة الجهاز عادة في المنطقة البطنية. يستقبل مولد النبضات معلومات من سلكي تحسس ويعطي نبضات كهربائية مبرمجة بدقة إلى القلب من خلال سلكين أو ثلاثة أسلاك رقعية patch.

(٢٦,٥) أجهزة تحليل مزيلات الرجفان
Defibrillator Analyzers

إن الغاية من جهاز تحليل مزيل الرجفان هي قياس محتوى الطاقة في نبضة التفريغ. وهو يعمل على مبدأ أن الطاقة المحتواة في نبضة ذات شكل وفترة استمرار محددين تُعطى بالعلاقة التالية:

$$E = \int_0^T e(t).i(t).dt \qquad (١)$$

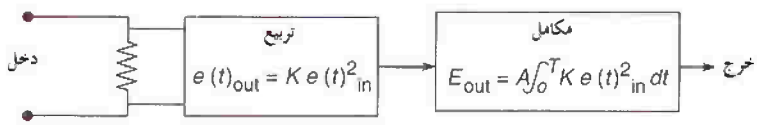
حيث E هي الطاقة بالوات ثانية و$e(t)$ الجهد الكهربائي كتابع للزمن و$i(t)$ التيار الكهربائي كتابع للزمن وT زمن استمرار النبضة. وعندما يكون الجهد موجوداً عبر مقاومة ثابتة فإن الطاقة المهدورة في هذه المقاومة تُعطى بالعلاقة:

$$E = \frac{1}{R}\int_0^T [e(t)]^2 .dt \qquad (٢)$$

حيث R هي مقاومة الحمل.

تبين المعادلة (٢) أنه ينبغي لدارة جهاز تحليل مزيل الرجفان أن تتألف من القسمين الموضحين في الشكل رقم (٢٦,١١). تُطبَّق النبضة المزيلة للرجفان عبر مقاومة حمل معيارية قدرها (٥٠) أوم ويُعطى الجهد الكهربائي الناشئ عبرها إلى دارة تربيع. تتكون دارة التربيع من مضاعف رباعي المربعات four quadrant multiplier متبوعاً بمضخم عملياتي. إن خرج هذا الجهاز عبارة عن تيار يتناسب طرداً مع حاصل ضرب الدخلين. يتم في نمط التربيع وصل الدخلين مع بعضهما بحيث أن الخرج يكون مربع جهد الدخل. يعمل المضخم العملياتي كمحول تيار إلى جهد معطياً جهد خرج متناسباً طرداً مع تيار الخرج من المضاعف.

يحتوي جهاز تحليل مزيل الرجفان إلى جانب هذين القسمين الأساسيين المذكورين أعلاه دارات أخرى للتحكم بعمليات القياس. فمثلاً تقوم دارة مكامل النبضة بمكاملة نبضة التابع المربع أثناء الزمن الذي تكون فيه النبضة موجودة. وفي أثناء بقية وقت الإظهار تعمل الدارة كعنصر تخزين تماثلي. تتم قراءة الجهد المخزن في مكامل النبضة على مقياس الطاقة المعيّر بالوات ثانية.



الشكل رقم (٢٦,١١). مخطط صندوقي أساسي لمقياس طاقة مزيل الرجفان.

إن الأجهزة المبنية على الأساس أعلاه معنية بأن تقيس طاقة النبضة بدقة ومصممة أساساً للتحقق من أو معايرة طاقة خرج جميع مزيلات الرجفان، وشكل نبضة الخرج يمكن أن يكون شكل موجة Lown أو على شكل شبه منحرف. وهي تقيس الطاقة المعطاة إلى حمل ٥٠ أوم عندما يقوم المستخدم بوضع وسادات مزيل الرجفان المشحون على صفائح تماس الدخل.

غالباً ما يكون من الضروري أن يكون هناك إظهار لشكل موجة الطاقة بالإضافة إلى تحديد قيمة الطاقة المعطاة من مزيل رجفان ذي نبضة على شكل شبه منحرف أو شكل موجة Lown. ويمكن القيام بذلك بتخزين شكل الموجة في ذاكرة رقمية واستخراجها مع تمديد زمن بواسطة محول رقمي تماثلي، وذلك من أجل تسجيل مُرضٍ على جهاز ECG معياري.