الفصل السابع

تجهيزات المراقبة المتنقلة واضطراب النظم
ARRHYTHMIA AND AMBULATORY MONITORING INSTRUMENTS

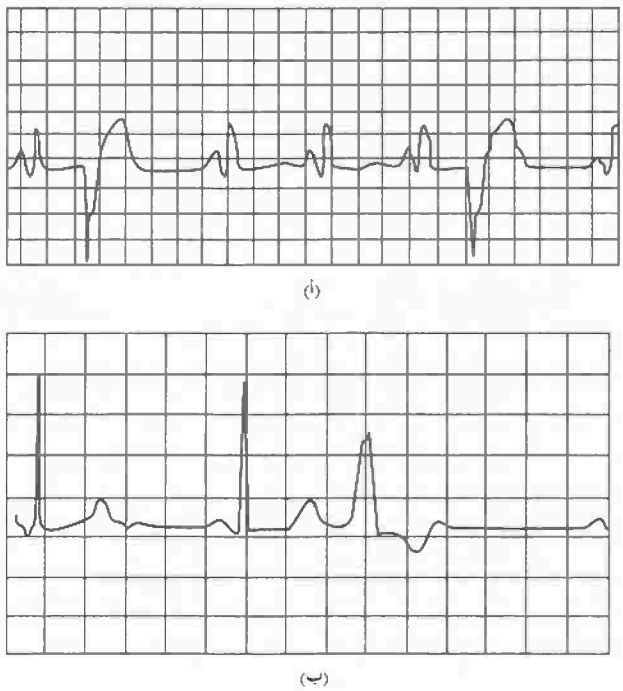
(٧,١) اضطرابات النظم القلبية
Cardiac Arrhythmias

يُدعى التشويش أو الاضطراب في الانقباض الطبيعي المنتظم للقلب باضطراب نظم. يحدث توقف قلب لدى المرضى الذين يعانون علي ما يبدو من عدم انتظام في الشفاء من احتشاء عضل القلب كنتيجة فورية ومباشرة للرجفان البطيني. من الممكن معالجة وعكس العديد من هذه النوبات إذا كان الكشف المبكر لها ممكنا وإذا توفر الإنذار الذي يسبق بدئها. أدت ضرورة الكشف المبكر لهذه لإنذارات المتعلقة باضطرابات النظم المأساوية إلى إنشاء وحدات العناية الإكليلية في المستشفيات في الستينيات من القرن الماضي من اجل المراقبة المشددة ومعالجة مرضى الاحتشاء الحاد لعضل القلب. وكان اهتمام هذه الوحدات إجراء تقنيات الإنعاش مثل التدليك القلبي وإزالة الرجفان عبر الصدر بشكل فعال. تم في العقد الماضي تركيز الاهتمام على الكشف المبكر ومعالجة اضطراب النظم كما تغير تركيز المعالجة من الإنعاش إلى المعالجة الاتقائية.

بيَّن الفحص المعمق لتفاصيل سجلات إشارة كهربية القلب (ECG) أن الحالات غير الطبيعية في عمل القلب تُظهِر حالها بشكل ثابت في شكل موجة الـ ECG. يمكن تصنيف الإفادات التشخيصية من مشاهدة الـ ECG إلى صنفين: (١) إفادات شكلية تعتمد أساساً على أشكال موجة الـ ECG وتشرح حالة كتلة العضلة العاملة و(٢) إفادات نظم تهتم بموقع ومعدل ناظم الخطى القلبي وانتشار النبضات خلال نظام التوصيل.

يحصل في بعض الأحيان تهييج في البطينات عندما لا تصل نبضة القدح الذاتية خلال العقدة الأذينية البطينية وإنما تنتقل في مسار مختلف وبطيء منتشرة على البطين. وتصبح نبضة الـ QRS عندئذ متوسعة وتصنف على أنها نبضة بطينية مُنتبَذة. تبدأ النبضة المنتبذة في موقع غير طبيعي في القلب وغالباً ما تكون غير ناضجة أو مبكرة، وبذلك تدعى انقباض بطيني مبكر (PVC) أي أنها تحدث قبل النبضة التالية المتوقعة. تؤدي النبضات البطينية المنتبذة إلى

سلسلة إزالة استقطاب غير نظامية، حيث تُظهِر إشارة الـ ECG شكل غير طبيعي للـ QRS غالباً ما يكون في ازدياد واضح في العرض وتغير في المطال. يبين الشكل رقم (٧,١) أشكل موجات تمثل بعض أنواع اضطراب النظم.



الشكل رقم (٧,١). (أ) شكل موجة ECG يبين نبضة بطينية منتبذة في النبضة الثانية. (ب) نبضة QRS متسعة مصنفة نبضة بطينية منتبذة.

(٧,٢) مونيتور اضطراب النظم

Arrhythmia Monitor

إن مونيتور اضطراب النظم بالأساس هو نظام مراقبة متطور وليس نظام تفسير إشارة ECG. يقوم مونيتور اضطراب النظم بالمسح المستمر لأشكال نظم الـ ECG ويصدر إنذارات للحوادث التي قد يكون مُحَذِّرة أو مُهَدِّدة للحياة. تتوفر مونيتورات النظم بدرجات مختلفة من التطور إلا أن جميعها موجَّه للبطين وتقوم بكشف أغلب اضطرابات النظم البطينية بالغة الأهمية بما في ذلك النبضات البطينية المبكرة والتي تُشكِل غالبية هذه الأحداث. تُفيد الأنظمة المحوسبة المعقدة في مراقبة عدة مرضى وتساعد في كشف اضطرابات النظم لمستويات إنذار واسعة التنوع. أما قريناتها من التجهيزات الأبسط فتهتم على الأغلب بموجات الـ QRS المتوسعة والتوقيت القلبي للنبضات المبكرة. ومع توفر الحواسيب الشخصية منخفضة الكلفة تتوفر الآن مونيتورات اضطراب نظم محمولة وبكلفة منخفضة وتؤمن تسهيلات مراقبة قرينة لتلك التي أمنتها سابقاً من الأنظمة المحوسبة الكبيرة.

إن اضطرابات النظم التي صُمِمَت التجهيزات لكشفها هي مركبات الـ QRS المبكرة ومركبات الـ QRS المتوسعة وتتالي أو تسلسل المركبات المتوسعة. وباعتبار أن إشارة الـ ECG تختلف من مريض لآخر، فإن التجهيزات عموماً تعتمد في تحديدها للنبضات غير الطبيعية أو المبكرة على مرجع يتم الحصول عليه من إشارة الـ ECG للمريض نفسه. بناءً عليه، فإن جهاز مراقبة اضطراب النظم سوف يعمل في التسلسل التالي:

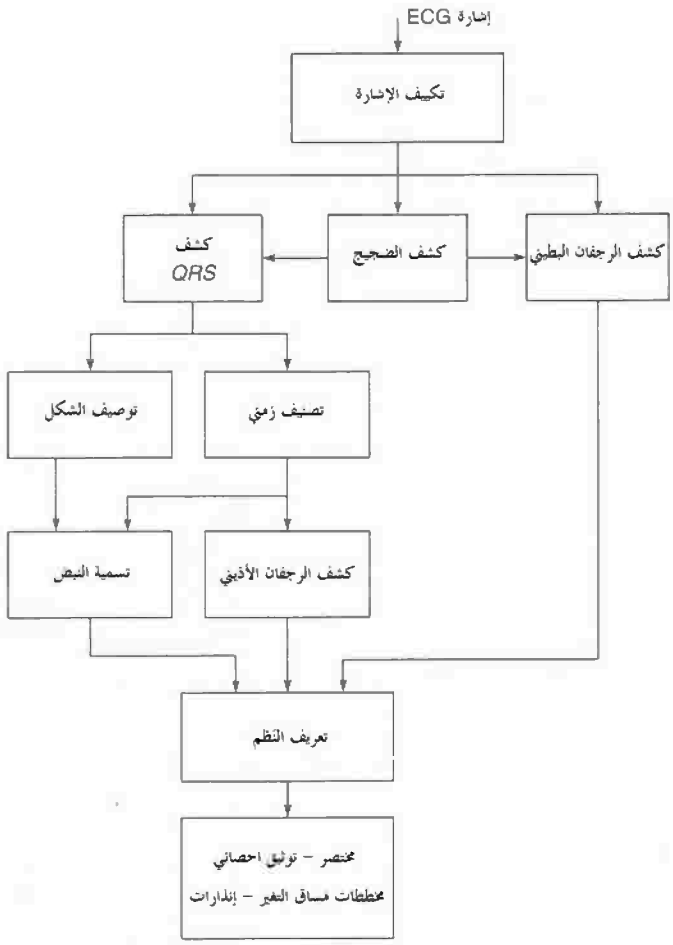
- تخزين نبضة QRS طبيعية كمرجع، وبالأخص عرض الـ QRS والفاصل الزمني R-R. يتم تفعيل مسجل ECG خارجي خلال نمط التخزين الطبيعي بحيث يمكن اختبار نبضات القلب بشكل مرئي وتحديد فيما إذا تم تمثيلها بشكل حقيقي.
- بدء آلي للإنذار عند كشف نبضات مُنتبَذة، سواء أكانت نبضات بطينية مبكرة أم من أنواع النبضات المتوسعة.
- إعطاء إشارات إنذار ضوئية عندما تتكرر النبضات المُنتبَذة المبكرة أو المتسعة حتى معدل ستة أو اثني عشرة نبضة بالدقيقة.
- كشف وقدح الإنذار عند وجود التشويشات الصنعية عند المصدر، مثل رعاش العضلة بسبب حركة المريض أو انزياح خط الأساس وعدم التوصيل المناسب للالكترودات.

يبين الشكل رقم (٧,٢) المهام الرئيسية في معالجة الإشارة والتي يتم إجراؤها في معظم أنظمة تحليل ومراقبة اضطراب النظم الآلية. فيما يلي شرح لوظيفة كل كتلة صندوقية:

تكييف الإشارة: يمكن استخدام اقتباس ECG مفرد أو متعدد لمراقبة اضطراب النظم. ورغم استخدام الاقتباس المفرد من قِبَل الجيل الأول لأنظمة اضطراب النظم فإن الأجهزة المستخدمة اليوم تقوم بتحليل اقتباسين أو أكثر بشكل متزامن. يتم تضخيم إشارة الـ ECG وترشيحها (٠,٠٥ إلى ١٠٠ هرتز) لأهداف تشخيصية أو ترشيحها (١ إلى ٤٠ هرتز) لأهداف المراقبة كما يتم تحويلها إلى إشارة رقمية باستخدام (٨ إلى ١٢ بت) محول تمثيلي-رقمي بمعدل تقطيع نموذجي ٢٥٠ هرتز.

كشف الضجيج: رغم الترشيح التمثيلي أو الرقمي المُطَبَق على إشارة الـ ECG، يبقى في الإشارة بعض الضجيج أو التشويش الصنعي غير المرغوب. إن لتراوح خط الصفر وللتشويش الصنعي الحركي وللضجيج العضلي بعض الطاقة التي تنطبق على طيف إشارة الـ ECG. يتم تخفيض الضجيج والتشويش الصنعي غير المرغوب بهما إلى الحد الأدنى باستخدام تقنيات معالجة الإشارة المتخصصة.

على سبيل المثال، يُعتبر التشويش الصنعي الناتج عن حركة الإلكترود الأكثر إزعاجاً في أجهزة تحليل اضطراب النظم باعتبار أنه يحتوي طاقة جديرة بالاهتمام في حزمة إشارة الـ ECG. يمكن كشف هذا الضجيج بقياس ممانعة الاتصال بين الإلكترود والجلد. تُسَبب حركة الإلكترود بالنسبة إلى الجلد تغير في ممانعة الاتصال مما يؤدي إلى توليد تشويش صنعي كهربائي. وبذلك فإن إشارة الممانعة تؤمن مقياس مستقل لحركة الإلكترود يمكن أن تكون مفيدة في منع الإنذار الكاذب.



الشكل رقم (٧,٢). مخطط صندوقي لنظام مراقبة اضطراب النظم الأساسي.

تتم معالجة شكل موجة الـ ECG بمرشحين رقميين: مرشح كشف ومرشح تصنيف. يُزيل مرشح الكشف الضجيج منخفض التردد (تراوح خط الصفر) والتشويش الصنعي العضلي، كما تَضعُف الأمواج P وT. يساعد هذا المرشح في منع الكشف الخاطئ لموجات الـ T الطويلة على أنها نبضات. ورغم تشوه شكل موجة الـ QRS، فإن الخرج من مرشح الكشف يستخدم فقط لكشف النبض.

يزيل مرشح التصنيف شذوذ الإشارة ويحافظ على الخصائص المهمة لنبضة الـ QRS. وبذلك يمكن استخدام خرج الـ ECG الناتج لقياس الخصائص وتصنيف النبض (Hewlett Packard, 1999).

كشف الـ QRS: تتطلب مونيتورات اضطراب النظم كاشفات موثوقة للموجة R كمُتطلَّب مسبق من أجل التحليل اللاحق للإشارة. إن التغير شديد الانحدار وكبير المطال للمركبة QRS هو الصفة الواضحة للاستخدام وهذه هي وظيفة كاشف موجة R. يعتمد أي تحليل لاحق بشكل كامل على خرج كاشف موجة R وبذلك فمن المهم أن

تكون تعمل وحدة الكشف بشكل موثوق. تَستخدِم معظم الأجهزة التمثيلية طرائق ترشيح متعددة لاستخلاص المركبة QRS من خلال تخميد الأمواج P و T والتشويشات الصنعية. يتم تصميم المرشح بعرض حزمة ١٥ هرتز تقريباً وبتردد مركزي ١٠-١٢ هرتز باعتبار أن طيف الطاقة الأعظمي للمركبة QRS في جوار ١٠ هرتز (Clynes, 1970). باستخدام مرشح تمرير حزمة بدلاً من مرشح تمرير منخفض فإنه يتم تخفيض مطال كلاً من الضجيج منخفض التردد ومركبات إشارة الـ ECG منخفضة التردد.

يتم في الوقت الحاضر وعالمياً كشف الـ QRS رقمياً بإجراء ذو مرحلتين. تتم أولاً المعالجة الأولية الـ ECG لتحسين المركبة QRS مع كبت الضجيج والتشويش الصنعي الأجزاء الأخرى من إشارة الـ ECG غير الـ QRS. يخضع خرج مرحلة المعالجة الأولية إلى قانون اتخاذ قرار يؤكد كشف الـ QRS إذا تجاوز خرج المعالج عتبة معينة. يمكن أن تكون العتبة ثابتة أو قابلة للتكييف.

وصف خصائص الشكل: تعتمد هذه العملية على تحليل شكل المركبات QRS وفصل النبضات إلى مجموعات متشابهة الشكل. لا تحتفظ معظم خوارزميات تحليل اضطراب النظم بالزمن الحقيقي بأكثر من ١٠-٢٠ مجموعة في نفس الوقت وذلك من أجل تحديد كمية الحسابات اللازمة لتخصيص أحد هذه المجموعات على أنها QRS.

تصنيف التوقيت: يتعلق بتصنيف المركبات QRS على أنها في الوقت المناسب أو مبكرة أو متأخرة. يُقارن الفاصل الزمني R-R مع القيمة التخمينية المتوقعة للفاصل الزمني R-R. يُعلَّن الفاصل R-R على أنه مبكر إذا كان أقل من ٨٥٪ من الفاصل المتوقع. وبشكل مشابه يكون الفاصل R-R طويلاً إذا تجاوز ١١٠٪ من الفاصل المتوقع.

وصف النبض: يُخصَّص وصف فيزيولوجي لكل مركبة QRS وتتضمن احتمالات التوصيف التي يمكن ربطها من قِبَل قسم تصنيف النبض على التالي: طبيعي - فوق بطيني - نبضة مبكرة - انقباض بطيني مبكر - الخ. يُعتبر هذا التوصيف أعقد جزء في الخوارزمية ومن النادر أن يتم الكشف عنه من قبل الشركات الصانعة.

وصف النظم: وهي المرحلة الأخيرة في تحليل اضطراب النظم، وتعتمد على متتاليات QRS مُحددة. تتجه أنظمة التحليل بشكل كبير نحو كشف اضطرابات النظم البطينية وبالأخص الانقباض البطيني المبكر PVC. تُستخدَم كاشفات مخصصة لتحديد النظم مثل الرجفان الأذيني أو الرجفان البطيني.

كشف الرجفان الأذيني: يعتمد على كشف النظم الشاذة من المتتالية الزمنية لمركبات الـ QRS.

الرجفان البطيني: يُكشَف الرجفان البطيني عادة من تحليل حقل التردد. يتصف النظام بالحزمة الضيقة والإشارة منخفضة التردد ذات الطاقة المركزة في حزمة ٥-٦ هرتز تقريباً. يمكن تمييزه عن الضجيج (١٦-١٨ هرتز) بتصميم مرشحات تمرير حزمة مناسبة.

ملخص إحصائي: يصف هذا الملخص النَظم القلبي لفترات زمنية طويلة. تُقَدَّم هذه الإحصائيات إما بشكل جدول أو بشكل تخطيطي. تُفيد مخططات مساق التغير لمعدل نبض القلب والنبضات الشاذة جداً الطبيب السريري.

الإنذارات: وهي مهمة للفت انتباه الكادر التمريضي لاضطرابات النظم التي يعاني منها المريض من خلال الإنذارات المناسبة.

هناك تَطور مستمر في تقنيات البرمجيات والخوارزميات الحديثة من أجل التحليل الآلي لاضطراب النظم. تتركز الجهود الحالية على احتمال تطبيق طرائق الذكاء الصنعي في تصميم مثل هذه الأنظمة وبالأخص لضمان أفضل إستراتيجيات الإنذار.

(٧,٣) تقنيات كشف QRS
QRS Detection Techniques

تتوفر العديد من الطرائق وبرامج الحاسب من أجل الكشف الآلي لمركبات الـ QRS، وتتضمن المرشحات الرقمية والتحويلات غير-الخطية ومعالِجات القرار وملائمة الشكل. عادة ما يتم استخدام تقنيتان أو أكثر من هذه التقنيات في خوارزمية كشف الـ QRS.

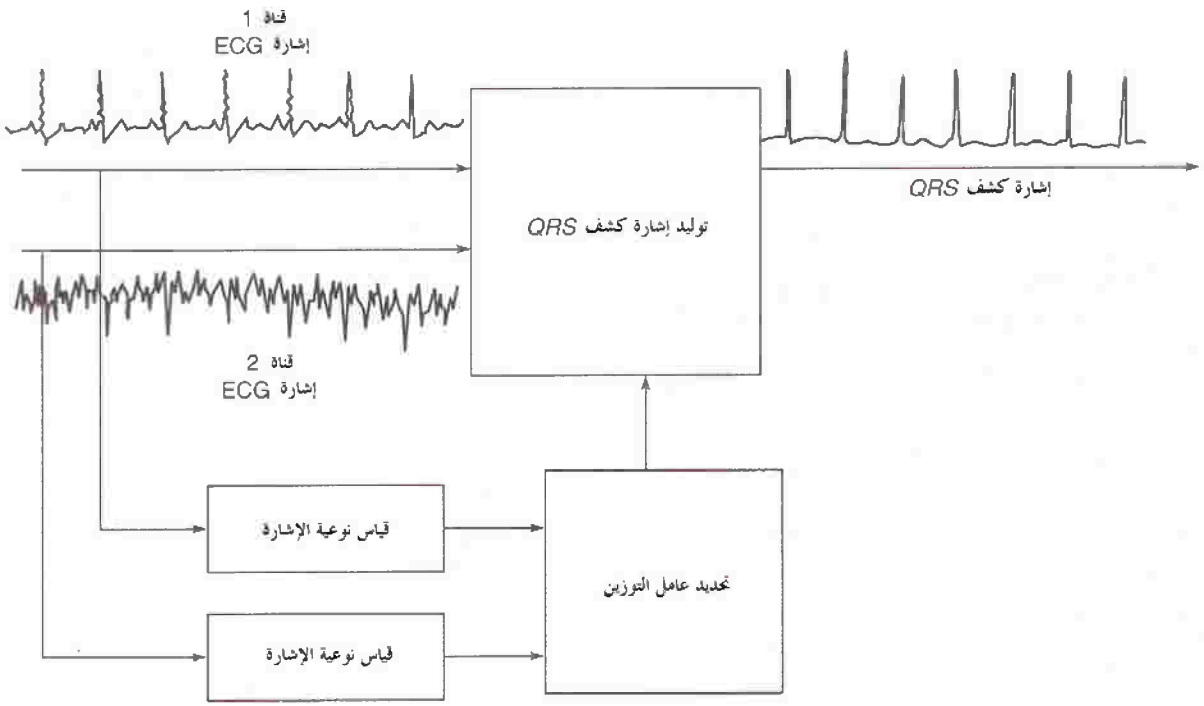
إن الطريقة الشائعة في كشف اضطرابات النظم هي ملائمة الشكل. يُشتَّق نموذج لمركبة الـ QRS الطبيعية، ويدعى القالب، من إشارة الـ ECG للمريض في الظروف الطبيعية. يُخزَّن هذا القالب يُقارن مع إشارة الـ ECG القادمة في وقت لاحق للبحث عن احتمال التطابق أو الملائمة باستخدام المعايير الرياضية. يُمثِل التطابق القريب بشكل كاف للقالب كشف مركبة QRS. إذا لم يحصل تطابق بين شكل الموجة والقالب المتوفر وكانت الموجة مشبوهة بكونها مركبة QRS شاذة فتتم معاملتها كقالب مستقل حيث تُقارَن مركبات الـ QRS المستقبلية المشبوهة معه. من الواضح أن النظام يتطلب ذاكرة كبيرة لتخزين القوالب. قد تم تطوير خوارزميات بديلة تعتمد على المرشحات الرقمية للفصل بين مركبات الـ QRS الطبيعية عن الشاذة.

(٧,٣,١) خوارزمية اضطراب النظم ST/AR، ST/AR Arrhythmia Algorithm

إن خوارزمية ST/AR (القطعة ST من إشارة الـ ECG واضطراب النظم) من شركة Hewlett Packard هي خوارزمية ECG متعددة الاقتباسات مُصمَمة لمراقبة اضطراب النظم والقطعة ST. تقوم الخوارزمية بمعالجة إشارات الـ ECG للمرضى المزودين بناظم خطى أو للمرضى بدون ناظم الخطى. تؤدي هذه الخوارزمية عدة مهام على شكل موجة الـ ECG القادمة وتشمل ترشيح الإشارة وكشف وتصنيف الـ QRS وإنتاج معدل نبض القلب وتحديد الحوادث والنظم المبكرة وإنتاج الإنذارات عند الضرورة.

للحصول على كشف موثوق للـ QRS تتم المحافظة على عتبة الكشف على ٠,١٥ ميلي فوات؛ وذلك لمنع كشف الموجات T وضجيج خط الصفر واعتبارها مركبات QRS خلال الحصر القلبي الكامل أو عدم الانقباض. للأداء الأفضل ولمنع الإنذارات الكاذبة يجب أن يكون اقتباس المراقبة ذو مطال كاف. يبين الشكل رقم (٧,٣) نظام توليد

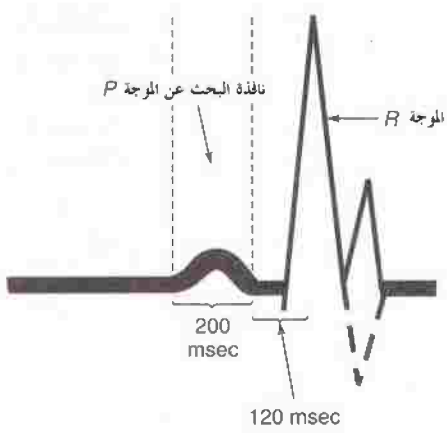
إشارة كشف موجة الـ QRS باستخدام الاقتباسات المتعددة. تتناسب مساهمة كل اقتباس ECG في إشارة كشف الـ QRS مع قيمته المقاسة اعتماداً على مطال شكل الموجة وكمية ضجيج العضلات وخط الصفر. تُحَدَّث عوامل التثقيل كل ٢٠٠ ميلي ثانية على الأقل للسماح بالتكيف السريع مع تغيرات نوعية الإشارة (Hewlett Packard, 1999).



الشكل رقم (٧,٣). توليد إشارة كشف موجة الـ QRS في نظام ST/AR.

يقوم كاشف الـ QRS بتفحص إشارة كشف الـ QRS لوجود قمة الموجة R. يبدأ البحث بعد فترة عدم الاستجابة المطلقة من مركبة الـ QRS المكتشفة مسبقاً. إن القيمة المستخدمة لفترة عدم الاستجابة هي ١٩٢ ميلي ثانية، ويساعد ذلك في منع التعرف على الموجة T على أنها موجة R.

يبدأ بعد تحديد المركبة QRS البحث المستقل في كل اقتباس في المنطقة التي تأتي قبل الموجة R لتحديد تواجد موجة P مرافقة. عرض هذه المنطقة هو ٢٠٠ ميلي ثانية وتنتهي ١٢٠ ميلي ثانية قبل قمة الموجة R (الشكل رقم ٧,٤). ولكي تُقبَل النبضة على أنها نبضة P يجب ألاَّ تقل عن (٣٢/١) من ارتفاع الموجة R كما يجب أن يكون الفاصل الزمني P-R قريب من متوسط الفاصل الزمني P-R. يُستخدم كشف الموجة P للتمييز بين النظم الأذيني والنظم فوق البطيني (SV).



الشكل رقم (٧,٤). تقنية كشف الموجة P.

بعد كشف الـ QRS يُقاس عدد من الخصائص التي تمثل مميزات النبض ويمكن أن تُستخدَم للتمييز بين أنواع مختلفة من النبضات. الخصائص المقاسة هي الارتفاع والعرض والتوقيت (الفاصل الزمني R-R).

بعد كشف وقياس المركبة QRS توصف النبضة مما يعني أن الخوارزمية تُعطي إلى المركبة إحدى الأوصاف التالية: طبيعية (N) أو فوق بطينية مبكرة (S) أو بطينية مبكرة (V) أو صادرة عن ناظم الخطى (P) أو مشكوك فيها (؟) أو تعليمية (L). كما تقوم الخوارزمية بنسب صفة "غير فعّالة (I) و"تشويش صنعي (A)" إذا كانت نوعية الإشارة غير جيدة.

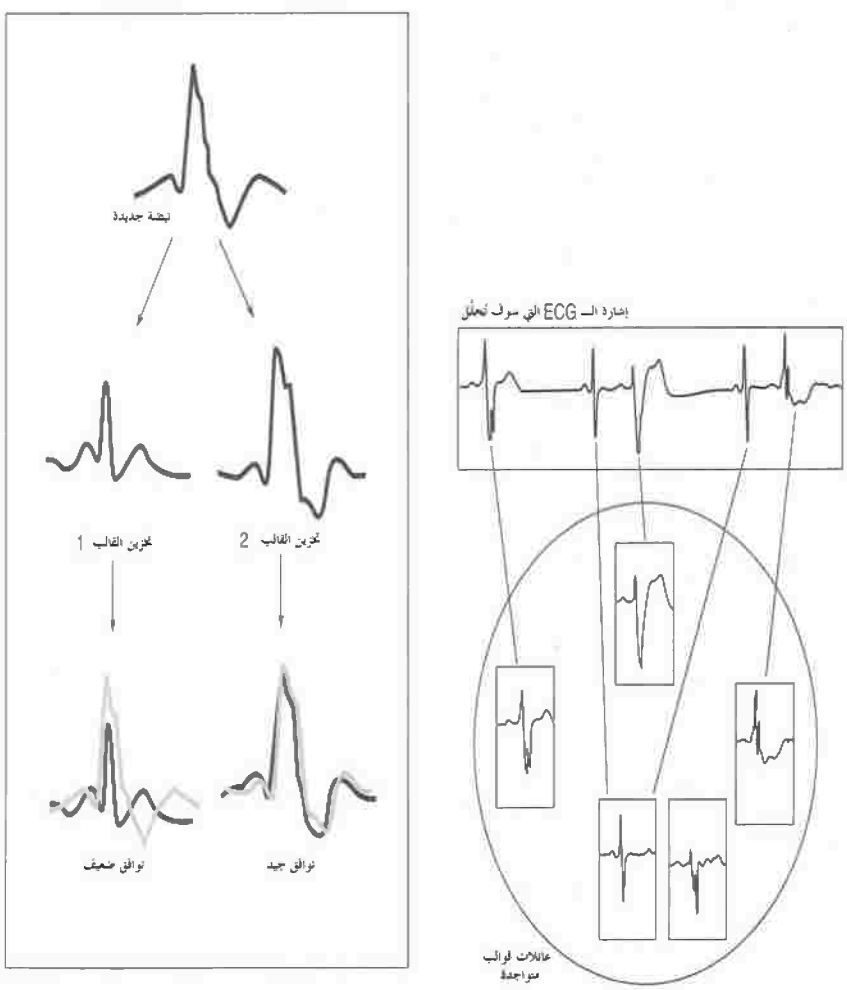
يعتمد وصف النبضة على استخدام مجموعات قوالب لتمثيل الأشكال المتكررة. يمكن إنشاء لكل مريض حتى ١٦ مجموعة قوالب فعالة مختلفة لكل اقتباس. للمحافظة على حداثة معطيات مجموعة القوالب يتم إنشاء القوالب واستبدالها ديناميكياً مع تغير شكل نبضة المريض. عندما تُكشَف نبضة للمريض يقوم النظام بملاءمة هذه النبضة مع قوالب شكل الموجة المخزنة للمريض نفسه. تتضمن هذه العملية مطابقة النبضة على القالب واستخدام إجراء رياضي لقياس الفرق بين الشكلين. يوضح الشكل رقم (٧,٥) تقنية ملاءمة القالب.

يقوم كاشف آخر منفصل بالفحص المستمر لإشارة الـ ECG من أجل الرجفان البطيني. يُصدِر المونيتور إنذارات الرجفان البطيني إذا استمرت موجة الرفرفة أو الموجة الجيبية لأكثر من ٤ ثوانٍ في أي قناة من قنوات الـ ECG.

يتم عادة حساب معدل نبض القلب بتوسيط أحدث ١٢ فترة فاصلة "R-R"، يعطي هذا التوسيط تخمين مستقر لمعدل نبض القلب حتى إذا كان النظم شاذاً. تُفَعَّل الإنذارات من قبل مولد الإنذار عندما تتقدم الإنذارات ذات الأولوية العالية، مثل عدم الانقباض، وتحل محل الإنذارات ذات الأولوية المنخفضة، مثل انخفاض معدل نبض القلب.

لا يمكن لأي خوارزمية اضطراب نظم محوسبة أن تقوم بتحليل صحيح ١٠٠٪ لجميع المرضى. تتواجد حالياً قواعد بيانات لفحص خوارزميات كشف اضطراب النظم وتتألف من سجلات إشارة ECG لمرضى إضافة إلى مجموعة ملفات تفسيرية تم فيها وصف كل نبضة من قبل طبيب قلبية مختص. إحدى قواعد البيانات هذه هي من جمعية القلب الأمريكية (AHA) ومنشورة من قِبَل معهد (ECRI) الأمريكي وتتضمن معطيات من ٨٠ مريضاً اثنين منهم مزودين بنواظم خطى. بينت نتائج الأداء من خوارزمية اضطراب نظم الـ ST/AR (Hewlett Packard, 1999) أنها تعطي دقة عالية جداً ووثوقية (أعلى من ٩٥٪) لأنظمة الاقتباس المفرد أو المتعدد.

قام (Friesen, 1990) بمقارنة حساسية الضجيج لتسعة أنواع من خوارزميات كشف الـ QRS، كما أنشأ باستخدام مرشح رقمي خوارزمية جيدة الأداء للإشارات المشوهة بالضجيج المُرَكَّب.



الشكل رقم (٧,٥). تقنية ملائمة القالب لكشف اضطرابات النظم.

(٧,٣,٢) ضغط المعطيات ومعالجة إشارة الـ ECG باستخدام AZTEC

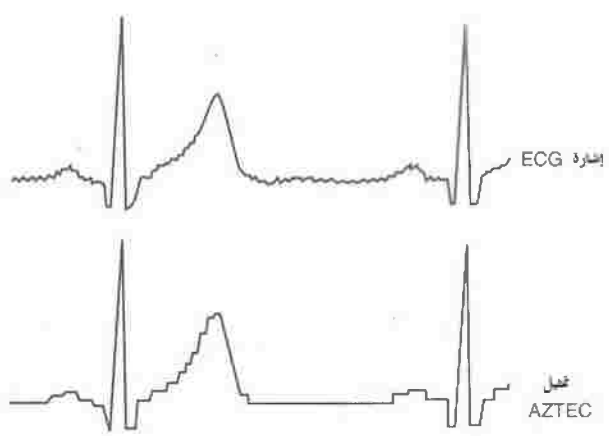
Data Compression and Processing of the ECG Signal Using AZTEC

من الضروري استخدام تقنية ضغط المعطيات للتعامل مع المعدل العالي نسبياً لمعطيات إشارات الـ ECG من أجل تحليل النظم بالزمن الحقيقي بحيث تقل كلاً من الذاكرة اللازمة لتخزين أشكال الموجات والزمن الكامل اللازم للمعالجة. اقترح (Cox and Nolle, 1968) برنامج AZTEC (ترميز – الدور – الزمن – المجال– المطال) وهو برنامج معالجة أولية لتحليل نَظم الـ ECG بالزمن الحقيقي وبمعدل تخفيض للمعطيات ١ : ١٠ تقريباً.

يتعامل AZTEC مع إشارة الـ ECG على أنها متسلسلة من مقاطع خطوط مستقيمة، يُمثِل كل مقطع تسلسل نقاط متتالية لها تقريباً نفس المطال. وبذلك فإن أول خطوة لبرنامج AZTEC هي تحويل إشارة الـ ECG إلى مثل هذه المقاطع، بعضها قصير الأمد وبعضها الآخر طويل الأمد.

على سبيل المثال، يتم تحويل المركبة QRS إلى متسلسلة من مقاطع خطوط قصيرة مع التغير السريع للمطال الوحيد. يمكن تمثيل متتالية من الخطوط، تحتوي كلاً منها أربعة عينات (مع ٥٠٠ عينة/ثانية) أو أقل، بمعدل ثابت من تغير الجهد أو الميلان طالما أن فرق الجهد بين الخطوط المتجاورة لا يغير إشارته. يُنهى الميلان إما بخط أطول من أربعة عينات وإما بتغير الإشارة. تُخَزَّن فترة الميلان والجهد بين الخطين الذين يُحِدَّان الميلان على أنها الزوج التالي لكلمات المعطيات. وبذلك، فإن AZTEC يفحص المتسلسلات ذات المقاطع القصيرة التي تتحرك في نفس اتجاه المطال ويقوم باستبدالها بمقاطع ميلان مما يؤدي إلى ضغط إضافي للمعطيات.

يوضح الشكل رقم (٧,٦) إشارة ECG وتمثيلها الناتج من برنامج AZTEC والذي هو رسم كاريكاتوري عن إشارة الـ ECG الأصلية. يتألف هذا التمثيل من تسلسلات من مقاطع خطوط مستقيمة ومقاطع خطوط مائلة. والأكثر من ذلك، يتم تخزين مقاطع الخطوط المستقيمة في الحاسب كجهد والفترة الزمنية لهذا الجهد بينما يتم تخزين مقاطع الخطوط المائلة كتغيرات جهد (+ أو –) والفترة الزمنية لهذا التغير.



الشكل رقم (٧,٦). إشارة ECG وتمثيلها في برنامج AZTEC. عن (after Cox and Nolle, 1968, by permission of IEEE Trans, Biomed. Eng.)

كما يتضمن برنامج AZTEC منطق رقمي قادر على كشف تراوح خط الصفر. إضافة إلى ذلك، يتم استخدام مجموع القيم المطلقة لجميع الميول لكشف الضجيج، ولكن لا يتم تمييز موجة الـ ECG عن الاندفاع المفاجئ في التشويش الصنعي العضلي أو شرود خط الصفر إلا إذا استمرت هذه الحالة.

الخطوة التالية هي الشرح والوصف الدقيق لشكل موجة الـ ECG من خلال متتاليات مسح معقدة لمعطيات AZTEC. تقوم وحدة معالجة هذه الوظيفة بتحديد المركبة QRS و الأمواج P و T. تقوم هذه الوحدة بتحديد بداية ونهاية كل مركبة بشكل منتظم كما تقوم بقياس أربعة مؤشرات للمركبة QRS (الارتفاع – الفترة الزمنية للمركبة – الانزياح الصفري – الفاصل الزمني R-R). تعمل هذه الوحدة كما يلي:

- تعمل الوحدة مرة كل ثانية اعتماداً على نوعية الإشارة. لا يتم إجراء أي معالجة إذا كانت الإشارة عشوائية (إشارة ذات نوعية رديئة بحيث لا يمكن معالجتها) أو ضجيجية (إشارة ذات نوعية متوسطة).
- عندئذ يتم مسح الذاكرة لإيجاد المركبة QRS حتى يتم تعليق العملية بشكل مؤقت لإعطاء التشويش الصنعي الزمن اللازم لينتهي وذلك في حال الإشارة ذات النوعية الرديئة.
- يبدأ البحث عن الموجة R بعد فترة عدم استجابة ١٢٠ أو ٢٠٠ ميلي ثانية تبدأ من آخر QRS تم إيجادها ومعالجتها. يبحث المسح عن الميلان الأكبر من ثلث ارتفاع الموجة R لمركبة QRS السليمة للمريض. إذا لم يوجد مثل هذا الميلان ضمن الفاصل الزمني يُعاد المسح بمعيار ميلان مُسترخ إلى سدس الارتفاع. إذا لم يتم كشف QRS في مسافة قدرها ضعف الفاصل الزمني الطبيعي R-R مطروحاً منه ربع الفاصل الزمني R-R السابق تكون الحالة حالة "نبضة مفقودة".
- تُحَدَّد المركبة QRS بعد إيجاد الموجة R بالمعيار التالي:

(أ) يجب أن تكون على شكل حرف V ويجب ألاَّ تتضمن أية خطوط متذبذبة وألاَّ تحتوى ميول أصغر من ٨\٣ من أكبر ميلان وأن يكون بقائها أطول من ٣٢ ميلي ثانية،

(ب) يجب أن يكون الميلان الآخر للمركبة على الأقل ٨\٣ من مطال اكبر ميلان تم إيجاده. ثم يُجرى مسح على كل طرف من أطراف المركبة حتى يتم إيجاد تذبذب أكبر من ٣٢ ميلي ثانية، تمثل هاتان النقطتان حدود الـ QRS.

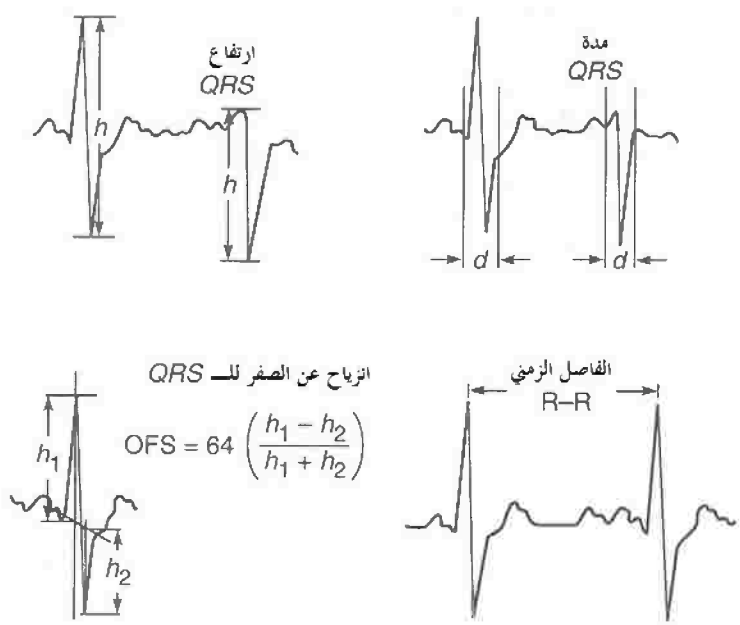
- بعد تحديد الـ QRS تُجرى القياسات الأربعة المطلوبة من أجل مقارنتها مع الـ QRS الطبيعية للمريض. القياسات هي الارتفاع و أمد المركبة والانزياح عن الصفر والفاصل الزمني R-R. يبين الشكل رقم (٧,٧) أسس إجراء هذه القياسات.
- للتأكد من أن الـ QRS المكتشفة بالإجراء المبين أعلاه الصحيحة، يعود المعالج ويمسح لمسافة ٣٠٠ ميلي ثانية التالية للـ QRS المفترضة. ومن المتوقع كثيراً أن يتم الخطأ بين موجة P كبيرة بشكل غير طبيعي واعتبارها موجة R. إذا تم ملاحظة أكثر من احتمال واحد للموجة R، تؤخذ الموجة ذات المطال الأعلى على أنها الموجة R وتتم إعادة الإجراء لقياس محددات المركبة.

• يتم البحث عن الموجة T التي تأتي بعد المركبة QRS. تُعتَبَر الموجة على أنها موجة T إذا (١) حدثت خلال فاصل زمني قدره ٢٠٠ ميلي ثانية، (٢) حدثت قمتها خلال ٣\١ من الفاصل الزمني R-R مضافاً إليه ٨٠ ميلي ثانية أو خلال ٢٤٠ ميلي ثانية أيهما أكبر بعد الموجة R السالفة، (٣) كان ارتفاعها نصف ارتفاع الموجة R الطبيعية.

• تُكشَف الموجة P بمسح الـ ٣٠٠ ميلي ثانية المتقدمة على المركبة QRS وقياس المطالات الأصغرية والأعظمية التي تتم مواجهتها. تُعتَبَر الموجة على أنها موجة P إذا كانت هذه المطالات متناغمة مع الموجة P الطبيعية للمريض. تُستخدم الأمواج P لتحديد النظم الأذيني – (أكثر من ٥٠٪ من النبضات تتقدمها أمواج P).

يُقارَن كل من أمد وانزياح الصفر للمركبة QRS المكتَشَفة مع نفس القيم للمركبة QRS الطبيعية للمريض من أجل القياسات الأربعة لـ QRS ولقياس خامس أيضاً يدعى "المسافة D" يعتمد على الارتفاع. تُصنَّف النبضات بناءاً على انحرافها عن النبضة الطبيعية وقد تكون "بلا ريب طبيعية" أو "احتمال طبيعية" أو "احتمال انقباض بطيني مبكر" أو "بلا ريب انقباض بطيني مبكر".

تُستخدَم فقط النبضات المصنفة "بلا ريب طبيعية" لتحديث النبضة الطبيعية المخزنة. يُحَضَّر أيضاً جدول بقيمة D محسوبة اعتماداً على القيم الطبيعية والحالية. يؤمن هذا الجدول ١٢٠ احتمالاً تَم عزلهم، كما تُقَدَم النتيجة بدلالة احتمال الانقباضات البطينية المبكرة.



الشكل (٧,٧). معايير كشف QRS تعتمد على ارتفاع الـ QRS وأمد الـ QRS وانزياح الصفر للـ QRS وقطبية الـ QRS والفاصل الزمني R-R. عن (reproduced with permission of Hewlett Packard)

(٧,٣,٣) كشف الرجفان البطيني Detection of Ventricular Fibrillation

مع عدم تواجد مركبة QRS ذات الخصائص المثبتة والمعروفة فإن معظم أنظمة مراقبة اضطراب النظم لا تولد دائماً إنذاراً خلال الرجفان البطيني. يتصف الرجفان البطيني بشكل موجة ECG جيبي ناتج عن النشاط غير المنسق لعضلة القلب. وبالتالي يجب، في مثل هذه الحالات، أن يكون الكاشف قادراً على استخدام الخصائص الجيبية لشكل الموجة وتوليد الإنذار. يبين الشكل رقم (٦,١٣) مخطط صندوقي للكاشف.

يعتمد كشف الرجفان البطيني على معيارين: تردد المنحني الجيبي ومعامل تسريب المرشح. يُحسَب متوسط معامل تسريب مرشح التردد الذي يحدث فيزيولوجياً كما يلي:

يتم أولاً حساب متوسط دورة شكل موجة الـ ECG لثانية واحدة بالمعادلة التالية:

$$T = 2\pi \sum_{1S} \frac{V_n}{|V_n - V_{n-1}|}$$

حيث T عدد العينات في دورة متوسطة

V_n قيمة العينة n

عندئذ تُستَخدَم الدورة T لتعديل مرشح نوتش، بحيث يوضع النوتش على متوسط التردد الموافق للدورة المتوسطة المحدد أعلاه. نحصل على الترشيح بإضافة عينتين على متوسط نصف الدورة.

$$(Filter\ \ output)_n = V_n + V_{n-T/2}$$

حيث *Filter output* خرج المرشح

تُجمَّع الإشارة غير المرشحة مع خرج المرشح لمدة ثانية واحدة لحساب "معامل تسريب المرشح" الذي يُعطى بالعلاقة التالية:

$$Filter\ leakage\ fraction = \sum_{1S} \frac{|V_n + V_{n-T/2}|}{|V_n| + |V_{n-T/2}|}$$

حيث *Filter leakage fraction* معامل تسريب المرشح

تكون قيمة هذا المعامل صفراً لشكل الموجة الجيبي المثالي. باعتبار أن شكل موجة الرجفان البطيني ليس منحني جيبي مثالي، يتم استخدام معامل التسريب العالي كعتبة لكشف هذه الحالة.

(٧,٤) فحص اختبار الجهد
Exercise Stress Testing

يُستخدم اختبار الجهد أو تخطيط كهربية القلب في التمرين عندما يتم الاشتباه بتشخيص مرض الأوعية الإكليلية أو لتحديد خصائص الأداء الفيزيائية للمريض. يتعلق الاختبار بتسجيل مخطط كهربية القلب خلال تمرين ديناميكي أو أحياناً لا تقصري. تتعلق القيمة التشخيصية لاختبار الجهد بشكل أساسي إما بانخفاض أو ارتفاع القطعة ST الموجودة في ذَوَى (أنيمية) العضلة القلبية.

يُجرى التمرين الديناميكي من قِبَل المريض الذي يمشي على جهاز اختبار الجهد حيث يمكن تعديل السرعة والميلان يدوياً أو آلياً لتتناسب مع عدة بروتوكولات تمارين تدريجية. الخيار البديل أن يُسأل المريض أن يُشَغِّل دواسة درّاجة مقياس العمل ذات الفرملة الكهربائية. يمكن استخدام كلاً من جهاز اختبار الجهد ودراجة مقياس العمل كأجهزة منفصلة لاختبار اللياقة الفيزيائية. تتمكن أجهزة اختبار الجهد ودراجات قياس العمل المتطورة من تخزين وإظهار معطيات النشاط وكذلك تحويل هذه المعطيات إلى الحاسب إضافة إلى تنزيل معطيات المريض من الحاسب.

(٧,٤,١) الاختبار باستخدام جهاز اختبار الجهد Treadmill Test

يُستخدم في اختبار الجهد بجهاز اختبار الجهد نوعين أساسيين من بروتوكولات التمرين وهما:

- بروتوكول Balke-Ware: يستخدم سرعة ثابتة قيمتها ٣,٣ ميل/ساعة (٥,٣ كيلومتر/ساعة) مع زيادات متوالية في الحمل كل دقيقتين من خلال زيادة ميلان جهاز اختبار الجهد الذي يقوده محرك كهربائي. وبذلك يمشي الشخص قيد التمرين بميول إلى الأعلى حيث يقوم وزن الجسم بدور الحمل.
- بروتوكول Bruce يستخدم زيادات متزامنة في كلاً من السرعة وميلان جهاز اختبار الجهد بفواصل زمنية قدرها ثلاثة دقائق.

يُناسِب كلا البروتوكولين معظم الأغراض الإكلينيكية. إلا أنه قد تكون هناك ضرورة لتعديل هذه البروتوكولات لتناسب حالة الشخص الخاضع لاختبار الجهد.

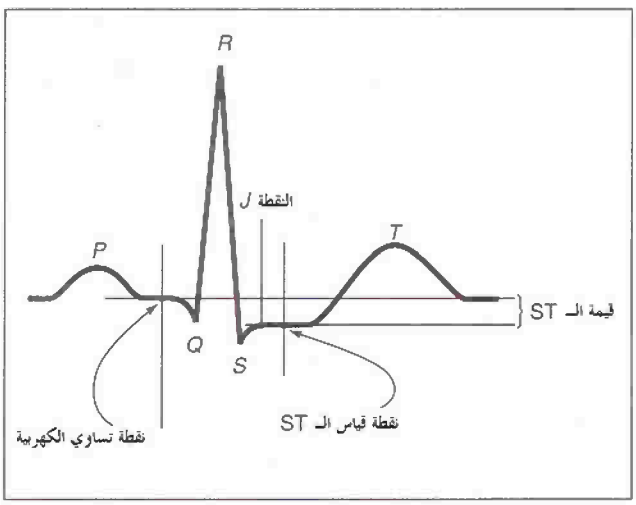
(٧,٤,٢) الاختبار باستخدام الدراجة Bicycle Test

يُحافَظ في هذا الاختبار على ثبات السرعة كما تُطَبَق مقاومة قابلة للزيادة إما ميكانيكياً (حزام احتكاك أو وسادة فرملة) أو كهربائياً. يُقاس حمل العمل بشكل دقيق بالكيلوغرام/المتر/الدقيقة. يتم الحصول على القياسات الفيزيولوجية باستخدام دراجة مقياس العمل بشكل سهل مع الجلوس المريح للمريض وعدم حركة الجذع نسبياً.

يُجَّهَز مخبر اختبار الجهد بجهاز اختبار الجهد ونظام تسجيل وإظهار ECG يعتمد على الحاسب وعلى جهاز قياس ضغط الدم (مقياس ضغط الدم) ومزيل رجفان. تم إنشاء خوارزميات متطورة (مرشحات رقمية وبرامج التعرف على الأشكال) للحصول على تتبع مستقر لـ ECG خالٍ من التشويش الصنعي. يُظهِر النظام في الزمن الحقيقي ثلاثة اقتباسات يتم اختيارها من قبل المُستَخدِم ومركبة ECG مرجعية (قالب) والنبضة المتوسطة الحالية التي

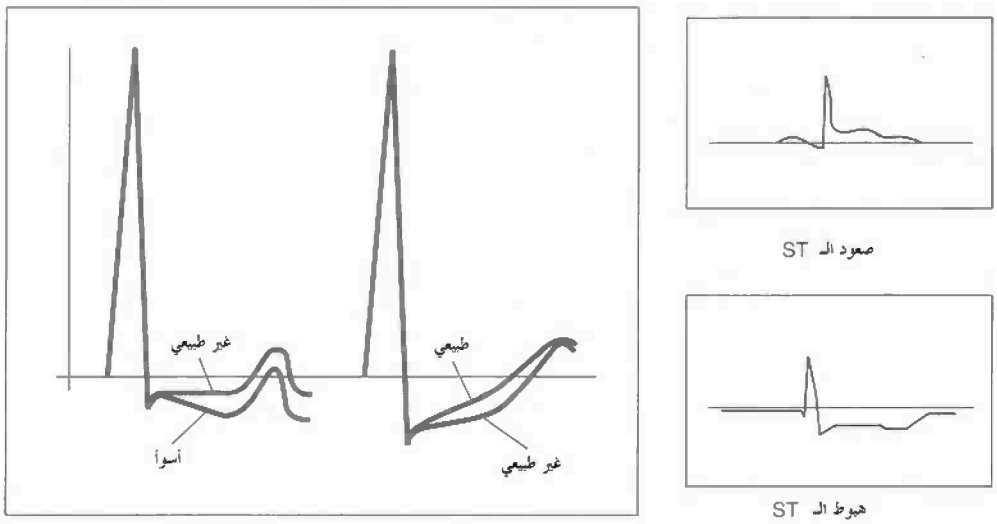
بموجبها يَكشُف النظام عن التغيرات الناتجة عن الجهد. تُظهَر القياسات الآلية لمستوى وميلان ST ومعدل نبض القلب الأعظمي والحالي في الزمن الحقيقي كما يمكن طباعتها كمعطيات حرفية ورقمية أو كسياق تغير. تكمن الفائدة من اختبار التمرين في تقييم مدى خطورة المرض القلبي الوعائي كما يبقى كأداة مفيدة في تأمين المعطيات التنبؤية المهمة.

بسبب التغيرات التي يمكن مراقبتها في الـ ECG والناتجة عن التمرين أصبح اختبار التمرين أداءً متميزاً في تشخيص مرض الشريان الإكليلي. إن الشذوذ المبدئية في إشارة الـ ECG والتي يتم التعرف عليها على أنها عوارض أنيميا هي ضعف وميول القطعة ST. إن المعيار الحالي لتحديد قياس القطعة ST هو قياس فرق الجهد بين القيمة عند نقطة ٦٠-٨٠ ميلي ثانية بعد النقطة J وخط الأساس متساوي التكهرب. يقع خط الأساس متساوي التكهرب إما بين الموجة P والموجة Q (الفترة الفاصلة P-R) أو في مقدمة الموجة P (الفترة الفاصلة T-P) (الشكل رقم ٧,٨).



الشكل رقم (٧,٨). قياس القطعة ST.

بيّنت الأبحاث أن ميلان القطعة ST يؤثر بشكل كبير على انزياح ST غير الطبيعي. يبين الشكل رقم (٧,٩) انزياحات طبيعية وغير طبيعية تمت ملاحظتها في القطعة ST. تعتمد الخوارزمية المستخدمة لمراقبة القطعة ST على كشف النبضة ومعطيات التصنيف القادمة من خوارزمية اضطراب النظم متعددة الاقتباسات كما تقوم بإجراء عدة عمليات إضافية على أشكال الموجة ECG بما فيها ترشيح الإشارات وقياس قيم الـ ST وتوليد إنذارات ST.



الشكل رقم (٧,٩). ميلان القطعة ST.

باعتبار أن القطعة ST هي إشارة منخفضة المطال ومنخفضة التردد، فإن معدل تقطيع ٢٥٠ عينة/ثانية هو كافي. يجب أن تكون إشارات الـ ECG القادمة ذات عرض حزمة منخفض النهاية بقيمة ٠,٠٥ هرتز لضمان القياس الدقيق للقطعة ST ولضمان عدم إدخال أي إشارة تشويه على القطعة ST. ولإزالة الضجيج غير المرغوب في خط الأساس يُستخدَم مرشح ST خاص ذو عرض حزمة منخفض النهاية أعلى وذو قيمة تساوي ٠,٦٧ هرتز. ليس هناك حاجة لقياس كل نبضة باعتبار أن قيم القطعة ST لا تتغير بسرعة كبيرة. يمكن عوضاً عن ذلك استخلاص قياس موثوق لـ ST باستخدام تقنيات توسيط الإشارة. يتم بشكل عام تخزين جميع مركبات QRS، المكتشفة في خوارزمية اضطراب النظم ضمن فترة منفصلة قدرها ١٥ ثانية، واستخدامها لتحليل القطعة ST. تُستخدَم تقنيات التحليل الإحصائي لاختيار وإظهار أكبر انحراف في قيمة القطعة ST عن المرجع (Hewlett-Packard, 1997). قام (Alfonso et al, 1996) بمقارنة الخوارزميات المختلفة المستخدمة في معالجة إشارات الـ ECG في الجهد.

يمكن ملاحظة أنه عند تطبيق اختبار التمرين بالطريقة المناسبة وعند تفسيره من قبل مختص القلبية الخبير فإن هذا يكون أداة مفيدة في التقييم الوظيفي للفيزيولوجيا القلبية الوعائية الطبيعية أو غير الطبيعية وبالأخص قدرة الاختبار ونتائجه على تأمين المعطيات التنبؤية.

(٧,٥) تجهيزات المراقبة المتنقلة
Ambulatory Monitoring Instruments

يتضمن الفحص الطبي التقليدي عدداً من القياسات الكيميائية والفيزيائية والكهربائية- الفيزيولوجية. وهي قياسات قصيرة جداً زمنياً ولا تُشَكِل أكثر من لقطة من حالة المريض. ومع ذلك، يجب أن تتم هذه القياسات على

فترة زمنية طويلة عند الحاجة إلى إجراء اختبارات وظيفية على المريض والتي من المتوقع أن يكون لها علاقة بسلوكه في الحياة الطبيعية.

تهتم المراقبة المتنقلة بامتداد هذه القياسات في حقل الزمن للمرضى غير المقيدين (المتنقلين) خلال النشاط والجهد اليومي أو خلال النوم. وبذلك فإن الهدف الدقيق للمراقبة المتنقلة هو تسجيل متغير فيزيولوجي واحد أو عدة متغيرات فيزيولوجية بشكل مستمر أو متكرر بدون التدخل في النشاطات الذاتية للشخص بالقيود التي تفرضها التجهيزات المخبرية التقليدية وبدون التأثير على المتغير الذي يتم قياسه.

تُعتَبَر المراقبة المتنقلة وسيلة نفيسة للأطباء ليس فقط في التشخيص المميز للعديد من الأعراض المبهمة مثل الدوخة والإغماء والخفقان وإنما تؤمن أيضاً معطيات صحيحة لتقييم المعالجة الدوائية واختبار الجهد ونواظم الخطى الاصطناعية ومرتبة إحتشاء العضلة القلبية ومشاكل أخرى عديدة في برامج البحوث. لقد تأسست تقنية المراقبة المتنقلة بشكل جيد بحيث أنه من المتوقع في العقد القادم أن تصبح أقسام المراقبة المتنقلة ميزة عادية في خدمة المستشفى ومقبولة كالأقسام الأخرى مثل الأشعة السينية أو علم الأمراض. تُدعى المراقبة المتنقلة للـ ECG بتخطيط هولتر القلبي "Holter Cardiography" نسبةً إلى الدكتور Norman Holter الذي قَدَّمَ هذا المفهوم عام ١٩٦٢م.

يتوفر حالياً نوعين من أنظمة المراقبة المتنقلة للـ ECG :

١- الأنظمة التي تعتمد على الشريط أو أنظمة الحالة الصلبة وتؤمن تسجيل مستمر لأشكال موجة الـ ECG الكاملة ولمدة ٢٤-٧٢ ساعة، حيث تتوفر جميع المعطيات للنظام ولخبير المسح من أجل الاسترجاع والمشاهدة والتحرير.

٢- مسجلات حدث ذات تفعيل زمني أو على طلب المريض وهي غير تقليدية وكذلك ليست مسجلات شريطية مستمرة بل هي أنظمة تؤمن مراقبة محدودة لنوع معين من الحوادث القلبية مثل تحليل القطعة ST. تستطيع هذه المسجلات أن تلتقط المعطيات خلال وقبل الأعراض عندما يقوم المريض بتفعيل الوحدة بالضغط على الزر. تقوم مسجلات الحدث بتوثيق وتسجيل النبضات غير الطبيعية ولكنها لا تؤمن تحليل للمعطيات. تقوم حلقة الذاكرة بتوثيق الحدث غير الطبيعي قبل تفعيل النظام في زمن الأعراض وذلك من أجل توثيق النظم غير الطبيعي الذي يسبق مجموعة أعراض المرض (Handelsman, 1990). قَدَّمَ (Benz, 1999) مراجعة ممتازة حول مسجلات الحدث القلبي المتنقلة.

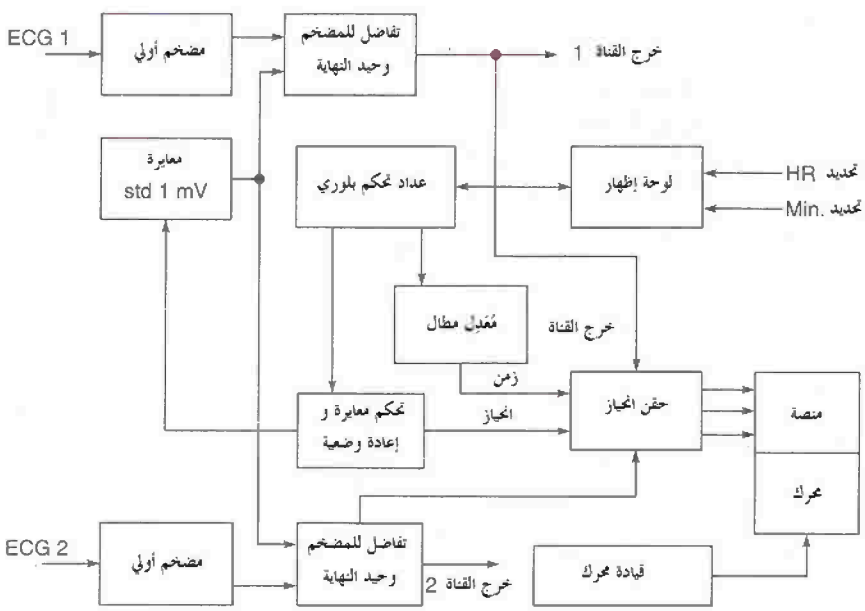
(٧,٥,١) تسجيل المعطيات Data Recording

إن الجزء المركزي لنظام المراقبة المتنقل الحديث هو مسجل شريطي مصغر متعدد الأقنية يعمل بسرعة ٢ ميليمتر/ثانية. يعمل، عند هذه السرعة، كاسيت التسلية نوع C-120 لفترة ٢٤ ساعة. صُمِمَت هذه المسجلات لتتناسب مع العديد من بوردات الدارات التركيبية كما هُيئَت لإشارات أو مبدلات مختلفة. تتركز مجالات الاهتمام الرئيسية في المراقبة المتنقلة حول النظام الوعائي القلبي وبالتحديد للتحكم باضطرابات النظم القلبية ومعالجة ارتفاع

الضغط وتشخيص ومعالجة مرض أنيميا القلب. ومن نقاط الاهتمام الأخرى تسجيل إشارة الـ ECG وبالتحديد بما يخص الصرع. كما تطورت في السنوات القليلة الماضية المراقبة المتنقلة للتنفس حيث أصبحت من المواضيع التي تنمو بسرعة في الأبحاث الإكلينيكية وساهمت بشكل كبير في الطب التنفسي. تُعتبر دراسات فيزيولوجيا العمل وصحة البيئة من التطبيقات الرئيسية غير الإكلينيكية للمراقبة المتنقلة حيث مازالت تؤثر بشكل مهم في هذه المجالات.

للتوصل إلى مسح يدوي أو آلي لسجلات المراقبة المتنقلة يعمل الشريط خلال إعادة العرض بسرعة ١٢٠ ميليمتر/ثانية (وهي ٦٠ مرة أسرع من سرعة التسجيل). تتميز أشرطة التسجيل المستخدمة للمراقبة المتنقلة مقارنةً مع أشرطة التسجيل المتوفرة عادة لأغراض التسلية بميزات خاصة.

يبين الشكل رقم (٧,١٠) مخطط صندوقي لمسجل ثنائي القناة. لربط الحوادث المسجلة بشكل دقيق مع نشاط المريض فإن المسجل الشريطي يؤمن إمكانية التسجيل لمدة ٢٤ ساعة على وجه واحد بثلاث قنوات تسجيل اثنتين منها لإشارة الـ ECG والثالثة للتوقيت. كما هو الحال في الدارات التقليدية، تتصف قنوات الـ ECG بممانعة دخل عالية ومداخل تفاضلية تتألف من تحويل نمط الحماية العابر ومراحل مضخمات تفاضلية يأتي بعدها مضخم وحيد النهاية إضافة إلى الاحتياط المسبق للاسترجاع العابر السريع والتصفير.



الشكل رقم (٧,١٠). مخطط صندوقي لوحدة تسجيل المراقبة المتنقلة. عن (Courtesy: American Optical).

تتم معايرة وحدة التسجيل آلياً حيث تستقبل قنوات الـ ECG نبضة الـ ١ ميلي فولت من دارة المعايرة. تؤمن قناة التوقيت ترميز دورة العمل من أجل الدقائق الفردية مقابل الزوجية وكذلك النقلات نصف الساعية.

تُعَدَّل معلومات قناة التوقيت مطالياً عند تردد منخفض بحيث يمكن للمستخدم أن يُعَلِّم الحوادث المهمة بدون التشويش على معلومات الـ ECG أو التوقيت. يتبع الترميز الزمني إلى عداد ذو تحكم كريستالي يتحكم بانحياز قنوات التسجيل الثلاثة. من الإمكانيات الأخرى المبنية في وحدة التسجيل إمكانية قفل الشريط التي تمنع استخدام طاقة البطارية بدون وجود الشريط في مكانه وكذلك إمكانية توقيف التشغيل الآلي عند انخفاض مستوى طاقة البطارية.

عادة ما يتم استخدام ضغط المعطيات في أنظمة الأشرطة التقليدية والحالة الصلبة. يتطلب هذا الإجراء عملية رقمنة بمعدل لا يقل عن ٢٥٠ عينة/ثانية. تؤدي عملية الرقمنة خلال الأنظمة الشريطية أو الحالة الصلبة إلى فقدان إشارة الـ ECG الأصلية بسبب عملية ضغط المعطيات باعتبار أن عملية الرقمنة تسجل نقاط محددة فقط على طول شكل الموجة. ورغم ذلك، وللأغراض العملية، فإن فقدان المعطيات قد لا يكون مهماً بشكل كبير طالما أن الجهاز يحتفظ بالمكونات الضرورية لإعادة الإنتاج الدقيق لأشكال الموجات المختلفة الضرورية للتقييم الإكلينيكي.

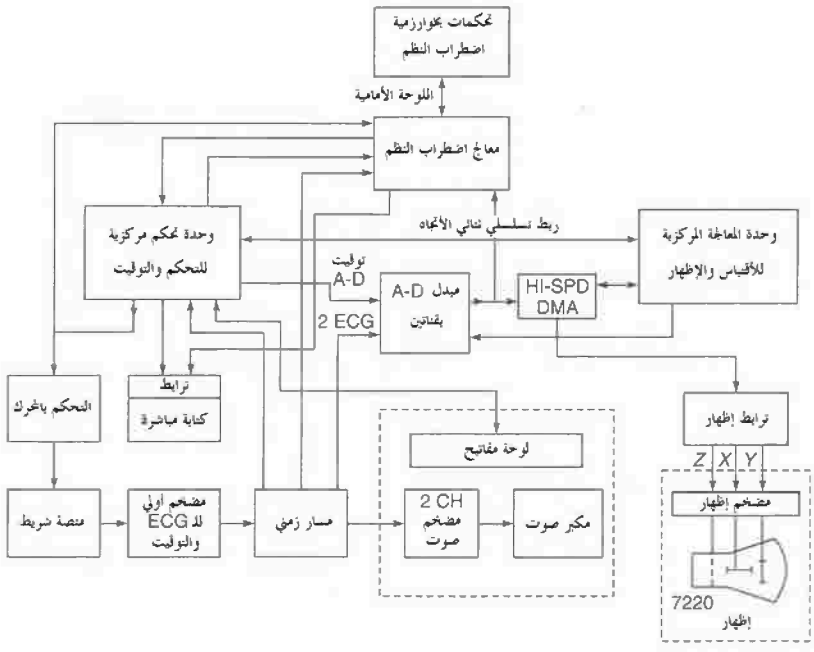
(٧,٥,٢) إعادة عرض وتحليل المعطيات Data Replay and Analysis

إن كمية المعطيات الغامرة التي تتوفر من أنظمة المراقبة المتنقلة هي مسألة صعبة تتم مواجهتها عند فحص التسجيلات الطويلة، حيث يحتوى تسجيل الـ ECG وحيد القناة لمدة ٢٤ ساعة ما يزيد عن ١٠٠,٠٠٠ نبضة. اعتمدت أجهزة إعادة العرض والتحليل القديمة على الفحص المرئي للإشارات التي يُعاد عرضها بزمن مُسرَّع وهو الأمر المضجر بشكل كبير والمعرض للخطأ.

على سبيل المثال، قد تكون العديد من الحوادث ذات الأهمية الإكلينيكية عابرة وقد تشغل أقل من دقيقة واحدة في الزمن الحقيقي، وهذا يعني احتمال دوامها لثانية أو ثانيتين عند إعادة عرض الشريط لمدة نصف ساعة تقريباً حيث يمكن بسهولة عدم ملاحظتها. إن للأجهزة الحديثة والأكثر تعقيداً قابلية العمل بشكل آلي لدرجة كبيرة حيث تكون قادرة على التعرف على حالات الشذوذ وكتابتها على مسجل قلمي تقليدي من أجل الفحص اللاحق.

كما تَبَيَّن أن الإظهار بهيئة مخططات إحصائية للفترة الفاصلة R-R يؤمن معطيات تشخيص مهمة. يبحث جزء التحليل في المسجلات المتنقلة ذات المسح الآلي عن أربعة حالات اضطراب نظم هي بطء القلب وتسرع القلب والنبضة الساقطة والنبضة المبكرة. يُربط تحكم ذو عتبة مع كل حالة من هذه الحالات وتتولد حالة إنذار عندما يتم تجاوز العتبة المناسبة.

يبين الشكل رقم (٧,١١) مثال نموذجي لنظام تحليل ECG حديث ثنائي القناة مدمج فيه أنظمة ثانوية لمعالجة المعطيات والتحكم بالشريط. إن الميزة الأكثر بروزاً في هذا النظام هي المعالجات الصغرية المزدوجة: وحدات معالجة مركزية (CPU) للتحكم والتوقيت والاقتباس والإظهار.



الشكل رقم (٧,١١). مخطط وظيفي لنظام تحليل وإعادة عرض معطيات الـ ECG. عن (Courtesy: American Optical).

الـ CPU هي وحدة توقيت وتحكم ويقع على عاتقها مسؤولية التحكم الكامل بالنظام. تؤدي هذه الوحدة أيضاً وظائف فردية مثل لوحة المفاتيح وواجهة ربط الكاتب المباشر والتحكم بمقصورة الشريط ومعالجة معطيات التوقيت وجمع عد اضطرابات النظم بواسطة نظام اعتراض عالي السرعة. يتواجد برنامج التحكم والتوقيت بشكل أساسي في ذاكرة بروم (PROM) بحجم ٨ كيلو كما يشغل الباقي ذاكرة RAM.

يُحَمَّل البرنامج المتواجد في ذاكرة RAM خلال بدء عمل النظام من بروم الاقتباس والإظهار بواسطة ربط اتصال تسلسلي ثنائي الاتجاه. إن وحدة المعالجة المركزية للإظهار والاقتباس مسئولة عن نمط المسح والتحويل التمثيلي- الرقمي وتخزين ٧٢ ثانية من معطيات الـ ECG لكل قناة من القناتين. تُخَزَن المعطيات الرقمية في الـ RAM على هيئة دارئ دوار لتكون جاهزة الوصول ولتسريع توليد الإظهار. كما أن وحدة المعالجة المركزية مسئولة عن الوصول إلى المعطيات المخزنة من أجل إنتاج إظهارات CRT بأنظمة وأنماط مسح مختلفة إضافة إلى طباعة تقرير شريط ECG وطباعة تقرير بنمط سياق تغير الإشارة.

يؤمن معالج اضطرابات النظم أصوات كشف اضطرابات النظم وجدولة عَد الحالات المنتبذة وطباعة تقرير سياق التغير. يمكن تهيئة خرج كشاف اضطراب النظم، بعد تعديل حساسيات الكاشف، إما لإعطاء نغمات صوت مميزة لأنواع مختلفة من اضطرابات النظم المكتشفة وبالتالي تنبيه الكادر لحدوث هذه الاضطرابات أو لتوقيف الماسح آلياً من اجل إظهار حالة الشذوذ المكتشفة.

إن الطريقة الملائمة لإدارة معطيات الـ ECG الهائلة هي إجراء تحليل نَظم بالزمن الحقيقي وإهمال الإشارات الطبيعية بدلاً من تسجيل إجمالي المعطيات، ٢٤ ساعة لمخطط كهربية القلب للمريض المتنقل، على شريط ممغنط. شرح (Tompkins, 1978, 1980) أساسيات مثل هذا النظام والتي تعتمد على استخدام المعالج الصغري. وقد صُمِمَ النظام ليكشف النَظم غير الطبيعي ويخزن في ذاكرة RAM شكل موجة الـ ECG لفترة ١٦ ثانية قبل تحسس النظام للحادثة غير الطبيعية.

يمكن للمريض أن يضع الجهاز في نمط الإنذار لالتقاط المعطيات خلال النوبات المصحوبة بالأعراض باستخدام مبدل تجاوز يدوي. يتم في نمط الإنذار الاتصال مع حاسب مضيف بعيد وكذلك تحويل المعطيات المجمعة قبل أن يستمر الجهاز في نمط المراقبة مرة أخرى. يتم الاتصال مع الحاسب المضيف من قبل المريض نفسه بالتلفون. ناقش (Thakor et al, 1984) تصميم واستخدام مونيتور اضطراب نظم ECG متنقل محمول يعتمد على المعالج الصغري. لا يقوم هذا المونيتور بتخزين المركبات الطبيعية لـ ECG ولكنه يتعرف ويقدح إنذارات عند حدوث اضطرابات نظم مهمة.

إن أنظمة هولتر الحديثة هي تجهيزات تشخيصية تعتمد على الحاسب صُمِمَت لمسح أشرطة هولتر- ٢٤ساعة التمثيلية بسرعات مسح عالية ولإنتاج تقرير تحليل حول نشاط حادثة اضطراب النظم القلبي. يُكشَف ويُحَلَّل اضطراب النظم عند سرعة عالية (تصل إلى ٢٤٠ ×الزمن الحقيقي) على كاسيتات تسجيل C-60 في مسجل هولتر.

يتم التحليل من أجل متوسط نبض القلب ونبضي القلب الأصغري والأعظمي واضطرابات النظم البطينية المبكرة وحدوث ثلاثة حالات منتبذة بطينية أو أكثر وكذلك النبضات المنتبذة فوق البطينية المبكرة والتسرع القلبي فوق البطيني وقياسات القطعة ST. يُحَسِّن تحديد هوية النبضة بالترميز اللوني القدرة على تمييز وتأكيد تحليل الحاسب للنبضات غير الطبيعية. يؤمن النظام الذي يعتمد على الحاسب قدرات متعددة لتخزين واسترجاع معطيات المريض. كما يمكن توليد تقارير هولتر على الطابعة الليزرية عالية السرعة.

إضافة إلى تسجيل وتحليل الـ ECG، فقد تمت دراسات كثيرة على مؤشر آخر في المراقبة المتنقلة وهو ضغط الدم. تتألف الطريقة من إدخال قُنية بلاستيكية صغيرة القطر إلى داخل الشريان الكعبري أو الشريان العضدي وتوصيل أنبوب بطول ٧٥ سنتمتر من القُنية إلى المبدل الذي يمكن ارتداءه من قبل المريض في حزام صدري كما يتم التسجيل على مسجل شريطي مصغر.

تَستخِدم الوحدة مبدل ضغط ذو مقياس نصف ناقل كما تتم المحافظة على التروية باستخدام مضخة تمعجية مصغرة. تؤدي الاستجابة الترددية لوحدة إعادة العرض وللمسجل إلى تخفيض عرض الحزمة إلى ١٠ هرتز وهو الأمر المقبول للقياسات الصحيحة للضغط في الشرايين المحيطية (Pickering and Stott, 1980) . استُخدِمَ هذا النظام لتسجيل ضغط الدم المتنقل لفترة تصل إلى ٧٢ ساعة وكانت النتائج مُرضية.

يبين الشكل رقم (٧,١٢) نظام قياس ضغط الدم غير الباضع للأشخاص المتنقلين. يسمح هذا النظام للمريض بممارسة نشاطاته اليومية الطبيعية بينما يتم حوسبة قياسات ضغط الدم له بشكل آلي وتسجيلها خلال مرحلة التنقل. يتم الحصول على قياس ضغط الدم المتكرر من خلال التحديد المسبق للفترات الزمنية للدورة الآلية لنفخ كم المريض. يمكن تجاوز الفترات الزمنية المحددة مسبقاً بواسطة مبدل يدوي لتفعيل أو إعادة بدء أو إنهاء دورة نفخ الكم. يَستخدِم الجهاز كم هوائي نظامي مع مبدل ميكروفون كهرضغطي يُثبَّت بالمكان المناسب بقرص لاصق من اجل الكشف الموثق لأصوات كوروتكوف. تُعرَض أصوات كوروتكوف المكتشفة كقراءات انقباض وانبساط على شاشة عرض رقمية بالبلورات السائلة وبوضوحية ١ ميليمتر زئبقي.

الشكل رقم (٧,١٢). ربط الالكترودات من أجل الـ ECG وكم الضغط من أجل قياس ضغط الدم الشرياني للأشخاص المتنقلين. عن (Courtesy: Del Mar Avionics).

تتحقق الدقة في قياس ضغط الدم من خلال استخدام تصميم حلقة مغلقة للتنفيس البطيء الكهرهوائي لكم المريض وكذلك التحسس الالكتروني المتكرر لأصوات كوروتكوف. يتم في بعض الأحيان تبويب هذه الأصوات بالأمواج R لإشارة الـ ECG التي تُسَجَّل بشكل متزامن مما يخفض التشويش الصنعي باعتبار أن قبول أصوات كوروتكوف يتم فقط ضمن فترة محددة بعد الموجة R. يُزَوَّد الجهاز بالطاقة باستخدام بطارية قابلة للشحن تعمل لمدة ٢٤ ساعة أو لـ ١٩٢ قراءة ضغط دم بفترات فاصلة ٧,٥ دقيقة بين القراءات. يضمن الجهاز سلامة المريض بتحرير ضغط الكم إذا تجاوزت دورات النفخ و التنفيس الدقيقتين. إضافة إلى ذلك، فإن إشارة الـ ECG تتحكم بالتنفيس البطيء للكم عند معدل ٣ ميليمتر لكل نبضة قلب لضمان قراءات دقيقة لضغطي الانقباض والانبساط.