الفصل السادس

أنظمة مراقبة المريض
PATIENT MONITORING SYSTEMS

(٦,١) مفاهيم النظام
System Concepts

إن الهدف من مراقبة المريض هو التقييم الكمي للمتغيرات الفيزيولوجية المهمة للمريض خلال الفترات الحرجة للوظائف الفيزيولوجية. ومن الضروري لأهداف تشخيصية وبحثية معرفة القيم الفعلية لهذه المتغيرات واتجاه تغيرها.

تُستَخدَم أنظمة مراقبة المريض لقياس قيم المؤشرات الفيزيولوجية المهمة آلياً إما بشكل مستمر أو على فترات زمنية منتظمة. هناك عدة أنواع من المرضى الذين بحاجة لمراقبة مستمرة أو عناية مشددة. غالباً ما يتم وضع المرضى ذوي الحالات الخطيرة بعد العملية الجراحية أو النوبة القلبية أو المرض الخطير في وحدات خاصة تعرف بوحدات العناية المشددة حيث تتم مراقبة الإشارات الحيوية لهم بشكل مستمر باستخدام أجهزة الكترونية. إن الهدف من مراقبة المريض على المدى البعيد هو بشكل عام تخفيض حالات الوفاة والمرض من خلال:

١- تنظيم وإظهار معطيات المريض بشكل مفيد بهدف تحسين مستوى المريض.

٢- ربط عدة مؤشرات من أجل شرح أوضح للمشاكل الإكلينيكية.

٣- معالجة المعلومات لاختيار الإنذارات التي تَدُل على تطور حالات غير طبيعية.

٤- تأمين معلومات تتعلق بالعلاج بناءً على المعطيات المؤتمتة.

٥- ضمان عناية أفضل بعدد كادر طبي قليل.

يُحرَم المريض خلال العملية الجراحية من عدة آليات رد فعل طبيعية. والتي عادة ما توحي بالحالات غير الطبيعية للوضع الفيزيائي للجسم وتنبه الآخرين. يمكن إظهار إشارات الإنذار التي لا يمكن أن تعطى من قبل المريض بواسطة أجهزة مراقبة المريض. إضافة إلى ذلك, فمن المعتاد في بعض الحالات الخاصة أن تستمر العمليات الجراحية لعدة ساعات, ومن الصعب على طبيبي التخدير والجراحة خلال الإجراءات الجراحية الطويلة هذه المحافظة

على اتصال جيد مع الإشارات الحيوية للمريض وبنفس الوقت متابعة التخدير والجراحة والمعالجة بالسوائل وتفاصيل أخرى دقيقة تتطلبها ظروف العملية. عندما يكون المريض موصلاً إلى الأجهزة الداعمة للحياة كالقلب الاصطناعي وجهاز التنفس الاصطناعي فيجب أيضاً مراقبة أداء هذه الأجهزة.

وبذلك فإن نظام مراقبة المريض يُبَلِّغ طبيبي الجراحة والتخدير بشكل أفضل عن حالة المريض. باستخدام أجهزة مراقبة المريض تم تخفيض مستوى خطورة العملية الجراحية من خلال كشف المضاعفات قبل وصولها لمرحلة الخطر وباتخاذ إجراءات علاجية بشكل مبكر.

يعتبر اختيار المؤشرات المناسبة والتي تحتوي على كمية كبيرة من المعلومات أمراً ضرورياً في مراقبة المريض. ومن المتفق عليه بشكل عام أن مراقبة الوظائف البيولوجية التالية غالباً ما يكون مطلوباً: مخطط كهربية القلب (ECG) ومعدل ضربات القلب (الآنية والمتوسطة) ومعدل النبض وضغط الدم (ضغط الدم الشرياني غير المباشر – ضغط الدم الشرياني أو الوريدي المباشر) ومعدل التنفس ودرجة حرارة الجسم. يتم في بعض الحالات الخاصة، إضافة إلى هذه المؤشرات الأساسية، مراقبة مخطط كهربية الدماغ(EEG) والضغط الجزئي للأكسجين(pO_2) وحجم التنفس. كما أن هناك حاجة روتينية لأجهزة إزالة الرجفان ونواظم الخطى القلبية في أقسام العناية المشددة.

لم تتغير المتطلبات العامة لأجهزة مراقبة المريض بشكل كبير في العقود القليلة السابقة. إلا أن الأجهزة الحديثة تقوم بمراقبة المزيد من مؤشرات المريض كما تقوم بمعالجة المزيد من المعطيات. يتضمن التطور في المراقبة برامج التحكم ومراقبة اضطراب النظم ومراقبة ديناميكية الدم ومراقبة المريض عند نقله من مكان لآخر وسهولة في استخدام التجهيزات. وقد ظهرت ضرورة السهولة في الاستخدام مع ازدياد المؤشرات التي تتم مراقبتها إلى أكثر من عشرة مؤشرات وكذلك ازدياد العمليات الحسابية اللازمة.

تتم المراقبة بشكل عام عند سرير المريض أو عند وحدة المراقبة المركزية وسرير المريض حيث تظهر المؤشرات عند الوحدة المركزية. ويتم الاختيار وفقاً للمتطلبات الطبية والمكان المتوفر واعتبارات الكلفة المادية.

(٦,٢) المونيتور القلبي
Cardiac Monitor

يُعدُّ معدل نبض القلب وشكل الموجة الكهربائية الناتجة عن القلب من أهم المؤشرات الفيزيولوجية التي تتم مراقبتها في وحدة العناية المشددة؛ وذلك بهدف الكشف عن أي اضطراب في النظم أو أي تغيرات في معدل نبضات القلب والتي قد تدل على خطورة حالة المريض. وبذلك تعدُّ أجهزة المراقبة القلبية مفيدة بشكل مخصص لمراقبة المرضى ذوي المشاكل القلبية وتعرف منطقة المستشفى التي تُستَخدَم فيها هذه التجهيزات بوحدات العناية القلبية أو وحدات العناية الإكليلية (CCU). يدعى جهاز مراقبة القلب بمونيتور القلب ويتألف من:

- الكترودات ممعجنة مُسبقاً وذات استخدام لمرة واحدة لالتقاط إشارة الـ ECG.
- مضخم وصمام أشعة مهبطية (CRT) لتضخيم وإظهار إشارة الـ ECG مما يسمح بالمراقبة المستمرة لموجة الـ ECG.
- مقياس معدل نبضات القلب للدلالة على متوسط معدل نبض القلب ومزود مع زمر صوتي أو ضوء وميضي أو كليهما عند كل نبضة قلب.
- نظام إنذار يُصدِر إشارة في الحالات غير الطبيعية لمعدل نبض القلب.

يشبه مونيتور القلب راسم الإشارة التقليدي المستخدم لإظهار أشكال الموجات في المخابر الالكترونية. ويتواجد فيه الدارات المألوفة مثل مضخمات أفقية وعمودية و قاعدة زمنية وتوتر عالٍ جداً من أجل صمام الأشعة المهبطية (CRT). إلا أن مونيتور القلب يختلف في مفهومين مهمين مقارنة مع الأجهزة التقليدية حيث إن لمونيتور القلب سرعة مسح أبطأ وشاشة ذات استمرارية طويلة. تَنتُج سرعة المسح البطيئة عن خاصية التردد المنخفض لإشارة الـ ECG. تتطلب سرعة المسح البطيئة استخدام شاشة ذات استمرارية طويلة لكي تسمح بمراقبة كافية لموجة الـ ECG. لا يمكن للشخص بدون الشاشة ذات الاستمرارية الطويلة إلا مشاهدة حركة نقطة مضيئة بدلاً من التتبع المستمر لأثر الموجة. ومن أجل شاشة ذات قياس ١٣ سنتيمتر فإن زمن المسح الكلي يكون ٢،٥ ثانية أو ٥ ثانية وبذلك يمكن للشخص مراقبة أربعة نبضات قلبية على الأقل في فترة مسح واحدة.

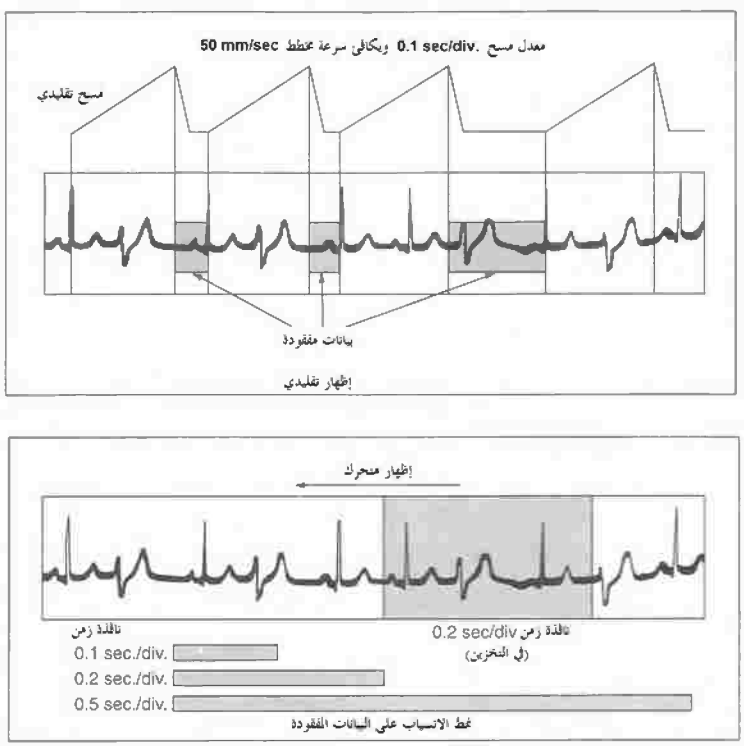
تُصَمَّم معظم أجهزة مراقبة القلب الحديثة لتُستخدَم بجانب سرير المريض ويكون بعض هذه الأجهزة محمولاً ويمكنه العمل على بطاريات تخزين. يتم تركيب تجهيزات مراقبة القلب بقياس شاشة ٥٠ سنتيمتر في زاوية غرفة العمليات على ارتفاع يسمح بمراقبة الموجات التي يتم إظهارها بشكل مناسب. كما يتم تركيب أجهزة مراقبة قلب صغيرة ذات CRT بقطر ٣ أنش على عربة التخدير. تُدعى هذه الأجهزة بمونيتورات التخدير وتُستخدَم من قبل طبيب التخدير لمراقبة إشارة الـ ECG للمريض المخدر بشكل مستمر.

لا تظهر أشكال الموجات منخفضة التردد، والتي تنتج عن مؤشرات فيزيولوجية متعددة، بشكل جيد على شاشة راسم الإشارة التقليدي المُزَوَّد بصمام أشعة مهبطية؛ بسبب انخفاض مستوى المسح حيث يظهر معظم أثر الموجة بشكل داكن خلال المسح وتبدو الظاهرة بالتحديد في شاشات لإظهار الكبيرة. تم تطوير مونيتورات الإظهار غير الباهت المزودة بذاكرات إلكترونية للتغلب على مشكلة تباهت شاشات الإظهار بطيئة المسح ذات الـ CRT. ومن الممكن في هذه التقنية إظهار انسيابي لشكل الموجة حيث يشبه بتأثيره كتابة القلم ويكون الإظهار على شاشة الـ CRT العادية غير التخزينية مستمر وساطع وبدون تقطيع أو رفرفة.

كما يمكن توقيف الصورة لفترة غير محددة وحذفها انتقائياً أو جعلها تنساب عبر الشاشة أو جعلها شبيهة بإظهار الـ CRT العادي عديم الذاكرة وذلك وفقاً لتسلسل العمليات في دارة القراءة. يتناسب هذا النوع من شاشات

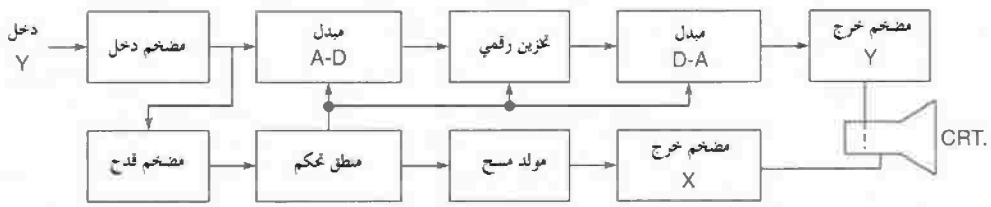
الإظهار مع استخدامات مراقبة المريض مع إمكانية إرسال المعطيات المخزنة بسرعة إلى محطة مشاهدة بعيدة أو إلى مسجل بيانات بدون فقدان الإشارات الواردة.

يوجد في راسمات الإشارة التقليدية انقطاع لا يمكن تفاديه في سلسلة المعطيات بين نهاية المسح وبداية المسح الذي يليه ؛ وذلك بسبب متطلبات دارة إعادة المسح والاحتفاظ (مع عدم الإظهار). والأكثر من ذلك فقد يتسع مجال فقدان الإظهار عندما ينتظر راسم الإشارة عملية القدح التالية. إذا كانت سلسلة الأحداث التي تتم مراقبتها على شكل موجة جيبية فقد لا تكون المعلومات المفقودة خلال فترة الاحتفاظ مهمة ، أما إذا كانت المراقبة بهدف البحث عن اضطراب نظم في إشارة الـ ECG المسجلة على شريط باستخدام راسم إشارة تقليدي فمن الممكن فقدان نبضة QRS كاملةً. باستخدام شاشة الإظهار غير الباهت وبنمط انسيابي يمكن عرض شكل الموجة عبر شاشة الـ CRT بشكل مستمر وبدون أية تقطيعات. تعتمد نافذة المعاينة على معدل المسح. يبين الشكل رقم (٦،١) سلسلة من الموجات يتم إظهارها على راسم إشارة تقليدي وعلى مونيتور ذاكرة في نمط الإظهار الانسيابي. تؤمن قابلية تجميد الإظهار عند أية لحظة سهولة التقاط المعطيات المهمة والتي يمكن إرسالها عندئذ إلى مسجل البيانات.



الشكل رقم (٦,١). توضيح لكيفية مساهمة نمط الانسياب في التخزين الرقمي بالتقاط الإشارات بدون أي فقدان للمعطيات. قابلية اختيار النافذة الزمنية. عن (Courtesy: Tektronix).

يبين الشكل رقم (٦،٢) النظام الأساسي لإضافة التخزين الرقمي في اظهارات راسمات الإشارة. من حيث المبدأ. يقوم النظام بتقطيع شكل الموجة التمثيلي الوارد إلى عينات بسرعة عالية وبالزمن الحقيقي ومن ثم يقوم بالقياس الرقمي لكل عينة متعاقبة وتخزين سلسلة المعطيات اللاحقة. وبعد تخزين المعطيات بشكل رقمي يمكن استدعائها لتحويلها إلى شكل تمثيلي من أجل المعالجات الأخرى. يمكن لعملية إعادة العرض هذه أن تكون مستمرة ويمكن اختيار السرعة بحيث يكون الأثر على شاشة الـ CRT غير باهت وخال من الوميض بغض النظر عن سرعة التسجيل الأساسي أو يمكن اختيار السرعة لتأمين خرج بطيء لقيادة مسجل البيانات التقليدي.



الشكل (٦,٢). توضيح صندوقي لنظام راسم إشارة يتضمن تخزين رقمي.

تتضمن كل طريقة تسجيل لشكل الموجة على محول تمثيلي- رقمي يُغَذي البيانات العائدة لإشارة الدخل إلى مُخزن رقمي في دارة الكتابة المتحكم بها. يتم استرجاع البيانات من خلال دارة قراءة مُتَحَكَم بها ثم يُغيَّر شكل الإشارة باستخدام محول رقمي-تمثيلي لإظهارها. باعتبار أن الإشارة المُشَكَلة من جديد تعتمد على عدد محدد من قياسات إشارة الدخل فلا بد لها أن تكون مشوهة مقارنة مع الإشارة الأصلية.

يعتبر كل من معدل التقطيع وطول الكلمة من العوامل المهمة التي تَحَكُم الوضوحية النهائية. يجب أن يكون معدل التقطيع عالي بشكل كاف ليؤمن وضوحية كافية على محور الزمن، كما يعتمد طول الكلمة على عدد البتّات التي يؤمنها المحول التمثيلي- الرقمي أو على التخزين حيث وهو ما يُحَدِد عدد المستويات بين الصفر والمجال الكامل على المحور الشاقولي (محور Y). تؤدي إشارة القدح المُختارة في الإجراءات الفعلية إلى بدئ المسح والكتابة بشكل متسلسل في كل عنوان من عناوين المُخَزِن الذي يتسع لـ ١٠٢٤ كلمة.

تعتمد الكتابة التسلسلية على التعليمات القادمة من عداد عناوين الكتابة ذو العشرة مراحل. يُصَمَم منطق تحكم دورة الكتابة ليقوم بتحديث المُخَزِن بأي لحظة يُستَقبَل فيها نبضة قدح وبذلك فإن الإظهار يتبع تغيرات شكل موجة الدخل عند حدوثها. يقوم عداد قراءة عناوين منفصل بمسح مستمر لجميع العناوين بمعدل مسح ثابت كما يقود نظام الانحراف الشاقولي (Y) للـ CRT من خلال مبدل رقمي- تمثيلي.

يتم بنفس الوقت تفعيل مولد موجة الصعود الزمني بالسرعة المطلوبة بواسطة عداد العناوين عند بدء المسح. يتناوب دخل العناوين إلى المُخَزِن، إذا كان ذلك ضرورياً، بواسطة ناخب المعطيات فيما بين عدادات عناوين القراءة والكتابة. عادة ما تتم عملية القراءة على نبضات توقيت متناوبة لا تكون مُستَخدَمة للكتابة، ولكن عندما يكون معدل المسح سريعاً فإن جميع نبضات التوقيت تكون مطلوبةً لكتابة العناوين وعندها تتم القراءة بين عمليات مسح الكتابة المتتالية.

يتواجد نوعين من أجهزة التخزين المستخدمة لتخزين المعلومات الرقمية في المونيتورات الرقمية وهي: مسجلات الإزاحة وذواكر الوصول العشوائية وكلاهما متساوي الجودة لهذا الاستخدام.

المبدل التمثيلي- الرقمي هو الجزء الآخر المهم في مونيتورات الذاكرة. تَشرَح كتب التقنيات الرقمية مبادئ وطرائق تبديل المعطيات التمثيلية إلى شكل رقمي. تُعتَبَر طريقة العداد وطريقة الصعود الثنائي من الطرائق المفضلة للتبديل التمثيلي- الرقمي عندما يكون معدل التبديل بطيء، أما لمعدلات التبديل الأعلى فيفضل استخدام تقنيات التقريب المتتابع أو تعقب الأثر أو التوازي أو الوميض.

(٦,٢,١) اختيار مؤشرات النظام Selection of System Parameters

يجب اختيار مؤشرات العمل في نظام الإظهار ذو الذاكرة الرقمية بشكل يحافظ على دقة الإشارة وصحتها وعرض الحزمة. وفيما يلي المؤشرات المهمة:

معدل التقطيع: يجب تقطيع الإشارات ذات عرض الحزمة العالي بمعدل تقطيع عالي للحصول على جميع خصائص الإشارة بشكل صحيح، وهذا ما يتطلب ذاكرة كبيرة لتخزين جميع المعطيات. وبذلك يجب إيجاد حل وسط بين تردد التقطيع وحجم الذاكرة. لتحليل إشارة الـ ECG على الحاسب تنصح جمعية القلب الأمريكية (AHA) بمعدل تقطيع يساوي ٥٠٠ عينة بالثانية. أما بالنسبة لأهداف المراقبة الروتينية فمثل هذا المعدل العالي في التقطيع غير مطلوب. وقد تبين عموماً كفاية تردد التقطيع المساوي لثلاث أضعاف أعلى مركبة تردد يتم إظهارها. عادة ما يكون عرض الحزمة لأهداف المراقبة محدود إلى ٥٠ هرتز، وبذلك فإن معدل التقطيع المساوي لـ ١٥٠ عينة بالثانية أو أعلى يكون كافياً. إن معدل التقطيع في معظم أنظمة الإظهار ذات الذاكرة أحادية القناة هو ٢٥٠ عينة بالثانية أما بالنسبة لأنظمة الإظهار متعددة القنوات فتعمل على تقطيع ١٨٠ عينة بالثانية.

طول الكلمة: تُضَخَم إشارات الـ ECG في مضخم أولي وتأخذ المجال من صفر إلى واحد فولت قبل أن يتم ترميزها بشكل رقمي. تعتمد دقة تبديل الإشارات التمثيلية على عدد البتّات المستخدمة في عملية التبديل. كلما ازداد عدد البتّات للكلمة الواحدة ازدادت الوضوحية (التمييزية) باعتبار أن عدد أكبر من المستويات سيكون متوفراً لتحديد قيمة الإشارة المُقَطَعة بشكل جيد. تتحدد أفضل وضوحية لأي تصميم من ضجيج الدارات التمثيلية والتبديلية وخطية وأحادية شدة المبدل. عادة ما يتم اختيار الكلمة بثماني بتّات (8 bits) وهذا ما يحدد إمكانية تمييز ٢٨ أو ٢٥٦ كلمة مختلفة أو مستوى.

سعة الذاكرة: يتم إظهار محتويات كل قناة ذاكرة عند كل مسح عبر شاشة الـ CRT. وبذلك يجب أن تنساب الإشارة المُخَزَنة على الشاشة بفترة زمنية مناسبة للمراقب. على سبيل المثال، يتطلب إظهار معطيات ٥ ثوان (على شاشة CRT قياس ١٣ سنتمتر) ذاكرة ذات ١٠٠٠ كلمة وذلك عندما تتحرك نقطة الإظهار بمعدل ٢٥ ميليمتر بالثانية وعند معدل تقطيع ٢٠٠ عينة بالثانية. يزداد حجم الذاكرة طردياً مع ازدياد إما معدل التقطيع وإما فترة زمن الإظهار.

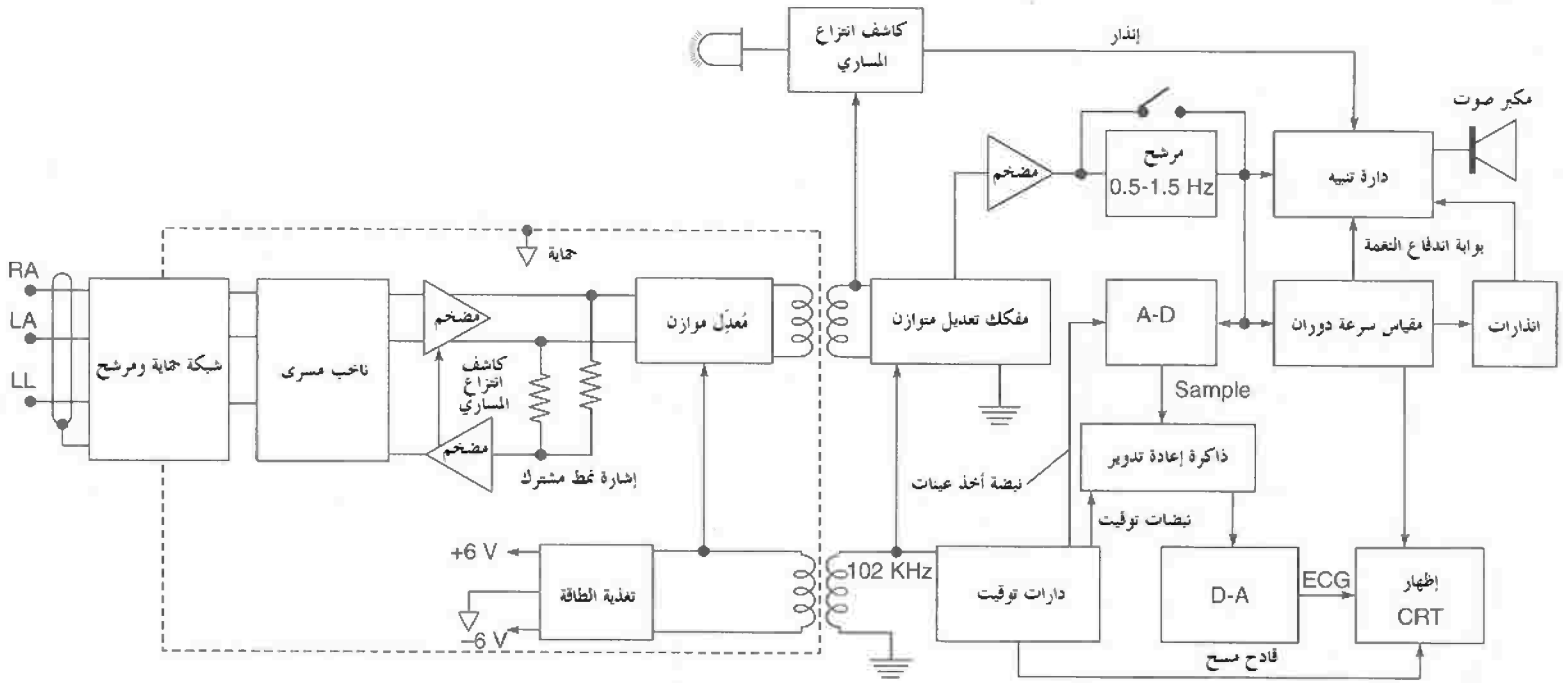
(٦,٢,٢) المونيتور القلبي ذو الذاكرة الرقمية Cardiac Monitor Using Digital Memory

تتضمن مونيتورات الـ ECG الحديثة ليس فقط إمكانية الإظهار غير الباهت وإنما أيضاً إمكانية إظهار معدل نبض القلب مع تخطيط الـ ECG. يبين الشكل رقم (٦,٣) مخططاً صندوقياً لمونيتور قلبي وحيد القناة ذي ذاكرة رقمية. يتم تحسس إشارة الـ ECG بشكل تفاضلي بواسطة الكترود RA (ذراع يميني) والكترود LA (ذراع يساري) كما يتم تضخيمها بواسطة مضخم ECG عازل. تُعزَل دارة المريض باستخدام محول وبتعديل الإشارة الحاملة ذات التردد ١٠٢ هرتز مع إشارة الـ ECG المُضخمة والمُرشحة. يتم بعد ذلك فك تعديل الإشارة الحاملة المُعَدَلة ومن ثم تضخيمها وتمريرها على محول تمثيلي- رقمي. يقوم المحول بتقطيع شكل الموجة بمعدل ٢٥٠ عينة/ثانية ومن ثم تحويل كل عينة إلى كلمة متوازية ذات ثمانية بتّات يتم بعدها إدخال الكلمة إلى ذاكرة إعادة تدوير حيث تحل محل أقدم كلمة مخزنة في هذه الذاكرة.

تتألف ذاكرة إعادة التدوير المُستَخدَمة من ثمانية مسجلات إزاحة لكل مسجل ١٠٢٤ مرحلة وتعمل بمعدل زمني ٢٥٠ كيلو هرتز. يتم تغذية خرج كل مسجل إزاحة بشكل راجع إلى مدخله بحيث يتم تدوير محتويات مسجلات الإزاحة بشكل مستمر. وبذلك تكون الإشارة المُقتَبَسة عند معدل ٢٥٠ عينة/ثانية متوفرة بمعدل ٢٥٠٠٠٠ عينة/ثانية. يتحدد زمن المسح بحيث يُطابق زمن قراءة ١٠٢٤ عينة. يتم تتبع أثر الأربع ثوان الأخيرة (الأحدث زمناً) من إشارة الـ ECG الأساسية خلال ٤ ميلي ثانية. يؤدي معدل التكرار السريع نسبياً للمعطيات المخزنة إلى إظهار شكل الموجة بشكل ساطع وبدون أي تباهت.

يمكن تفعيل ميزة تجميد الإظهار في أي وقت للحصول على إظهار ثابت على شاشة الـ CRT. وفي هذه الوضعية تتوقف عملية تغذية الإشارات الجديدة إلى الذاكرة وتعود جميع القيم المخزنة بالذاكرة إلى نفس المواقع بعد كل عملية تدوير عبر الذاكرة. يُساعد الإظهار في وضعية التجميد على مراقبة حدث محدد بشكل أفضل. يتم تهيئة وتغذية شكل موجة الـ ECG الأساسي إلى دارة مقياس السرعة وذلك لحساب وإظهار معدل نبض القلب على شاشة الإظهار.

يُشار إلى حدود إنذار مُعَدَّل نبض القلب القابلة للتعديل إما بشكل مرئي وإما صوتي. يتم عمل هذه المُحَدِدات باستخدام مقارنين اثنين لتحسس تجاوز معدل نبض القلب لهذه الحدود.



الشكل رقم (٦,٣). مخطط صندوقي لمونيتور قلبي ذو ذاكرة رقمية.

يُستخدم في تصنيع مونيتورات الإظهار غير الباهت نوعي شاشات الـ CRT، نوع الانحراف الكهروستاتيكي ونوع الانحراف الكهرومغناطيسي. ومع ذلك، فإن استخدام الصمامات ذات الانحراف المغناطيسي هو الأكثر ملائمة نظراً لِصِغَر قياسها. يجب أن تُصَمَّم ملفات الانحراف لشاشات الـ CRT التي تستخدم الانحراف المغناطيسي بشكل مخصص لتعطي استجابة ترددية بحدود ٥٠ هرتز في الجزء العمودي واستجابة ترددية منخفضة في الجزء الأفقي من أجل عمليات المسح البطيء.

مقارنةً مع إظهار الحزمة الموجَّه يفضل الانحراف بالمسح الشبكي لاعتبارات الكلفة والإضاءة والطاقة مما يجعل هذه التقنية مرغوبةً للصمامات ذات الانحراف المغناطيسي. ومن ناحية ثانية، فإن معدلات المسح الطبيعية تؤدي إلى نقاط متباعدة بشكل واسع في إظهار شكل الموجة. وقد تبين أن انفصال النقاط هذا هو أمر غير مقبول بالنسبة للأطباء والممرضين والذين اعتادوا على دراسة أشكال موجة ملساء. يمكن حل هذه المشكلة باستخدام مسح شبكي عالي التردد (٧٠ كيلوهرتز بدلاً من المعتاد ١٥ كيلوهرتز) مترافقاً مع تحديد عرض الحزمة على الخطوط الانفرادية.

هناك تنافس في الوقت الحاضر لكيفية إظهار المعطيات الرقمية والمخططات بين صمامات الأشعة المهبطية (CRT)، والتي عُرفت لوقت طويل، وتقنيات اللوحة المسطحة الحديثة. تقدم الألواح المسطحة ميزات الرؤية والإضاءة من زاوية واسعة والمقاومة للتصادم الفيزيائي والمناعة من التشويش الكهرومغناطيسي.

ومقارنةً مع شاشات الـ CRT فإن الألواح المسطحة هي رقيقة وتساهم في توفير المكان ولها وزن وحجم أقل. تَستَخدِم الألواح المسطحة عنونة الخطوط والتصوير بالمصفوفة النقطية بدلاً عن نمط المسح الشبكي المعقد بكسل - بكسل الذي تستخدمه الـ CRT. يتم إنتاج الألواح المسطحة بعدة أشكال في المجال من ٢٧٨×١٢٨ بكسل إلى ١٠٢٤×٨٦٤ بكسل وبقياس قطر شاشة يصل إلى ١٢ أنش. وقد لاقت اللوحات المسطحة تأييداً خاصاً في التجهيزات الطبية للاستخدامات ذات مُعَدَّل المعطيات العالي مثل أنظمة مراقبة المريض وأجهزة التنفس الاصطناعية.

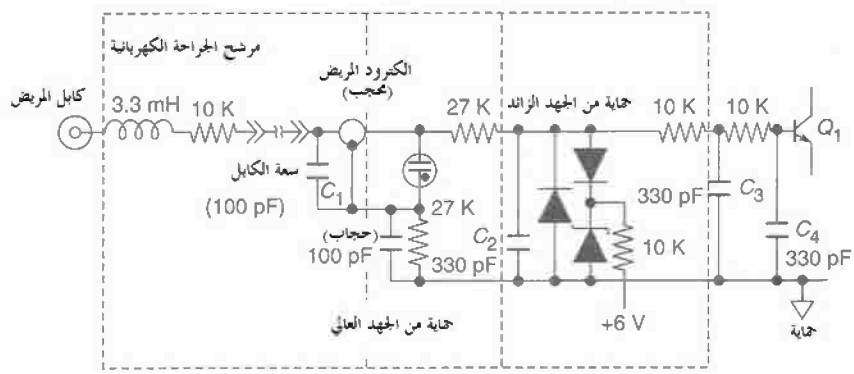
التقنيات الثلاث الأكثر شيوعاً للألواح المسطحة هي: شاشات العرض بالبلورات السائلة وشاشات العرض بالبلازما وشاشات العرض باللمعان الكهربائي.

ومن المهم توضيح بعض ميزات المونيتورات القلبية بشكل تخطيطي وخاصة بما يتعلق بالاستجابة الترددية ودارات الدخل والميزات الخاصة الأخرى التي تميزها عن أجهزة تخطيط كهربية القلب.

الاستجابة الترددية للمونيتورات القلبية Frequency Response of Cardioscopes: تُوَفِّر بعض المونيتورات قابلية الاختيار بين نمطين للاستجابة الترددية وهي بالاسم نمط المونيتور ونمط التشخيص. في نمط المونيتور. أو ما يسمى "مع مرشح" يتم تخميد مُرَكِبات التردد المنخفضة والمرتفعة لمخطط كهربية القلب. ويستخدم هذا النمط لتخفيض تراوح خط الأساس وضجيج التردد العالي. إن عرض الحزمة في نمط المونيتور هو بشكل عام ٠,٤ إلى ٥٠

هرتز (٣ ديسيبل). يقدم الجهاز في نمط التشخيص إمكانية عرض حزمة موسَعة في المجال من ٠,٠٥ إلى ١٠٠ هرتز. تتضمن بعض التجهيزات مرشح نوتش ٥٠ هرتز لتحسين نسبة رفض النمط المشترك ويجب تَذَكُر هذا العامل عند فحص الاستجابة الترددية للجهاز.

دارة الدخل Input Circuit: يبين الشكل (٦،٤) دارة الدخل الكاملة المستخدمة في المونيتورات القلبية الحديثة. هناك ثلاث كتل دارات بارزة: (١) دارة مرشح تمرير منخفض لتخميد تداخل الترددات الراديوية RF، (٢) دارة حماية من الجهد العالي، كما هو الحال في أجهزة تخطيط كهربية القلب، لإيقاف الجهد في حال وجود نبضات إزالة رجفان، (٣) دارة حماية من ارتفاع الجهد.



الشكل رقم (٦,٤). تفاصيل شبكة الدخل في المونيتور القلبي. تتضمن الميزات على فلتر تمرير منخفض لتخميد تداخلات الـ RF وحابسات جهد لمنع نبضات إزالة الرجفان من تعطيل مضخم الدخل الحساس. عن (redrawn after Grobstein and Gatzke, 1977).

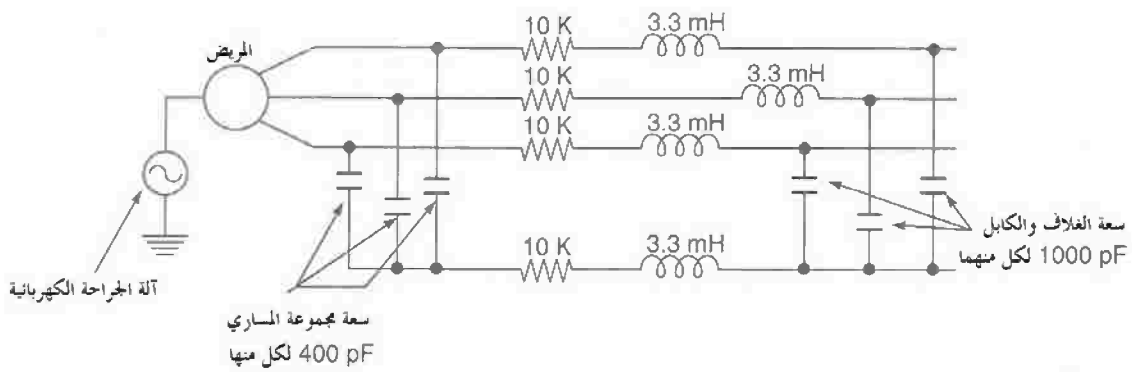
تداخل الجراحة الكهربائية Electrosurgery Interference: يحدث تداخل الـ RF في أي نمط من النمطين التاليين: الأول والأكثر ضرراً هو بسبب التوصيل، أي أن الـ RF تُحمَل فعلياً خلال المريض إلى المونيتور. النمط الثاني هو إشعاعياً، حيث يتم نقل طاقة الـ RF خلال الهواء ومن ثم دخولها إلى دارات جهاز المراقبة والمساري والكابلات.

تُنتِج أجهزة الجراحة الكهربائية إشارات RF ضمن المجال ٠,٤ إلى ٥ ميغاهرتز بمطالات من القمة إلى القمة تتراوح بين ١٠٠ إلى ١٠٠٠ فولت وتكون هذه الإشارات مُعَدَّلة نبضياً بمعدل ١,٥ إلى ٢٥ كيلوهرتز للتخثير أو بمعدل ١٢٠ هرتز للقطع. عادة ما يتم استخدام المونيتورات القلبية في غرف العمليات حيث يتم تطبيق الـ RF عبر مشرط حاد في نقطة الجرح ويكون طريق عودة التيار من خلال إلكترود ذي مساحة واسعة على الطرف المعاكس لجسم المريض.

ومن ناحية أخرى، فإن إشارة الـ ECG هي من مرتبة ١ ميلي فولت بمركبات تردد أقل من ١٠٠ هرتز. المواقع الرئيسية التي تتم فيها عملية التقويم هي مضخم دخل الـ ECG وواجهة ربط الإلكترود - الجلد وواجهة ربط النسيج- المشرط. والأكثر من ذلك، فإن إشارة الـ RF ذات النمط المشترك تتحول إلى إشارة نمط طبيعي بسبب عدم توازن السعة بين مدخل المضخم التفاضلي والأرضي (الشكل رقم ٦,٥).

إن استخدام المرشحات عند مداخل مساري تجهيزات المراقبة ضروري جداً لتخفيض التداخلات الناتجة عن الجراحة الكهربائية وانبعاث الترددات الراديوية. يعطي (Grobstein and Gatzke, 1977) معايير التصميم لمثل هذه المرشحات. لتخفيض التداخل إلى مستويات مقبولة يجب ألاَّ تقل نسبة حساسيَّتَي المضخم لإشارة الـ ECG (١ ميلي فولت عند أقل من ١٠٠ هرتز) ولجهاز الجراحة الكهربائية (١٠٠ فولت عند ١ ميغاهرتز أو ما يقارب) عن ١٠٠,٠٠٠. إذا تم استخدام مرشح ذو تردد قطع أعلى من ١٠ كيلوهرتز فإن هناك حاجة لمرشح ثلاثي الأقطاب لتحقيق هذا المستوى من التخفيض.

يُستَخدَم في المونيتورات خمسة أقطاب، يتوفر ثلاثة منها من قِبَل مرشحات المقاومة والمكثف (RC) ضمن الجهاز ويتوفر القطبين الآخرين من قِبَل مرشحات الجراحة الكهربائية والسعة بين الناقل والتحجيب للكبل (وتكون عادة ١٠٠٠ بيكوفاراد). إن عدم توازن السعة بين كل مدخل من مداخل المضخم التفاضلي والأرضي يؤدي إلى حقن إشارة RF تفاضلية يمكن أن تُقَوَّم وبالتالي تسبب تداخلاً. إن عدم التوازن الضروري لإحداث إشارة ١٠٠ ميكروفولت هو وللمفاجأة صغير جداً وبمرتبة ٠,٠٠١ بيكوفاراد عند ١ ميغاهرتز. ولتخفيض هذه المشكلة إلى الحد الأدنى يتم استخدام حماية تقوم بتحجيب دارات الدخل من الإشعاع الكهرومغناطيسي وتساعد في مساواة السعة بين المدخل والأرضي لكل مدخل مضخم.



الشكل رقم (٦,٥). الشبكة المكافئة لمدخل كبل جهاز الـ ECG. عن (after Grobstein and Gatzke, 1977).

يجب الأخذ بعين الاعتبار التدابير الوقائية التالية للحصول على إظهار جيد للـ ECG في حال وجود تداخل جراحة كهربائية (Benders 1976):

- يجب أن توضع لوحة عودة تيار الجراحة الكهربائية مباشرة تحت موقع الجراحة وبعيدة قدر الإمكان.
- يجب أن توضع الكترودات الـ ECG على أبعد مسافة ممكنة من موقع الجراحة.
- يجب أن توضع جميع الكترودات المراقبة إما على السطح الأمامي أو على السطح الخلفي.
- يجب استخدام مساري مُحَجَبة للالكترودات وكابلات ECG مُحَجَبة للمريض.

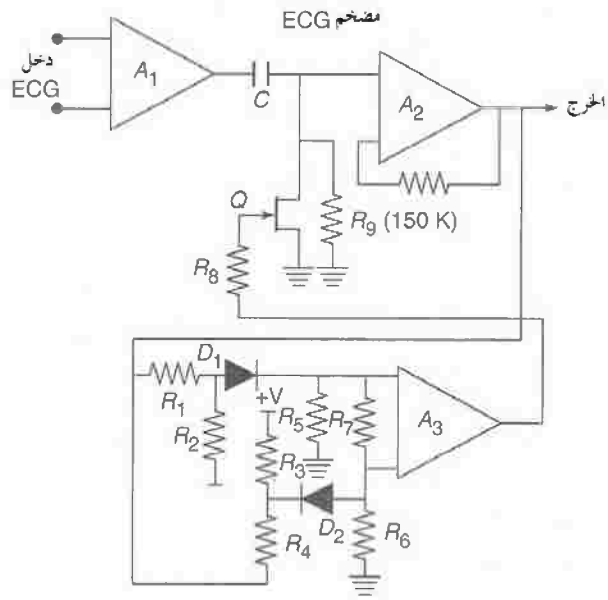
كاشف عدم اتصال المساري مع الجسم Leads Off Detector: عادة ما تعمل دارة كاشف عدم اتصال المساري مع الجسم على مبدأ أن فقدان اتصال إلكترود الـ RA أو الـ LA مع الجسم يسبب تغير كبير في الممانعة عند سطح الاتصال بين الإلكترود والجسم وهو ما يؤدي إلى نقص في الانحياز عند مدخل المضخم المناسب. يؤدي هذا التغير المفاجئ في المضخم إلى الإشباع وبالتالي إلى توليد شكل موجة ذات مطال أعظمي. يتم تقويم شكل الموجة ومن ثم تطبيقها على المقارن الذي يقوم بدوره بتشغيل دارة الإنذار (عدم اتصال المساري) عندما يتجاوز شكل الموجة مطالاً محدداً.

دارة الاسترداد السريع Quick Recovery Circuit: لتجنب المشاكل التي تنتج عن انزياح التيار المستمر (dc) وتغيرات جهد التغذية يتم عادة تصميم مضخمات الـ ECG على الأقل مع مرحلة واحدة من الربط بالتيار المتناوب. تَستخدِم الدارة مكثف تسلسلي عالي القيمة بين مرحلتي تضخيم، حيث تستخدم القيمة العالية للحفاظ على استجابة ترددية جيدة ومنخفضة.

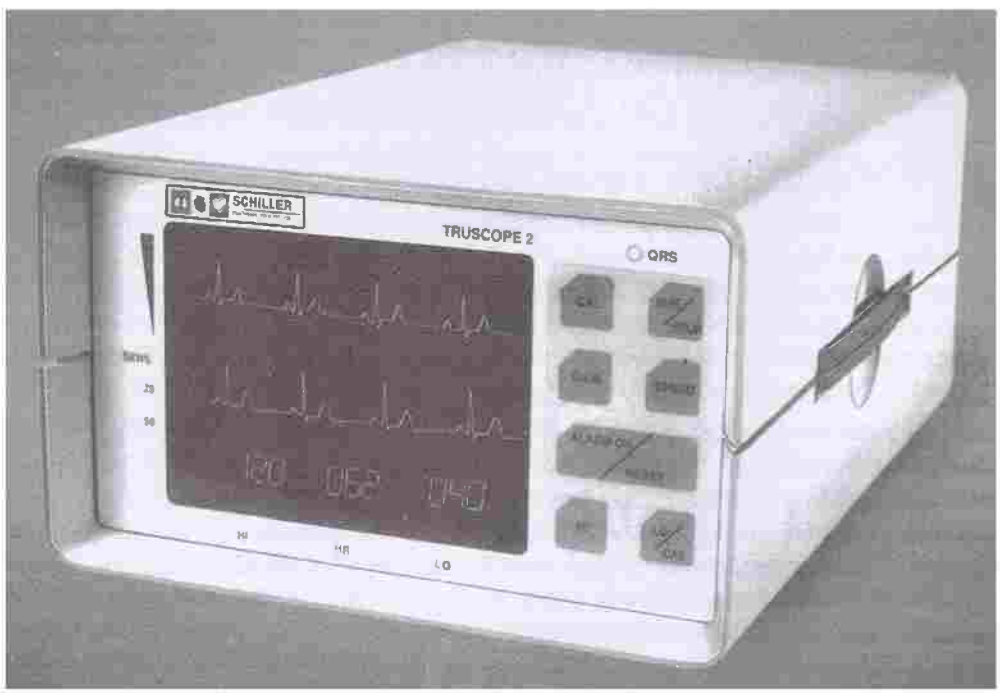
يُحدِث وجود هذا المكثف مشكلة زمن الاسترداد الطويل جداً بعد ظهور ازدياد في الجهد عند مدخل المضخم بسبب ظروف مثل عدم اتصال المساري أو الحركة الزائدة للمريض أو عمل مزيل الرجفان، الخ. تُحَل هذه المشكلة باستخدام دارة الاسترداد السريع. تؤمن هذه الدارة بشكل أساسي تفريغ سريع لمكثف الربط في لحظة الشحن الزائد.

يبين الشكل رقم (٦,٦) مبدأ عمل هذه الدارة حيث يتحدد مجال ازدياد الجهد للمضخم A_2 من قبل مقسم الجهد (R_1، R_2، R_3، R_4 على الترتيب) ويمكن للجهد أن يكون موجباً أو سالباً. وفي أي من الحالتين، يؤدي مجال الزيادة الموجب أو السالب لدخل المضخم التفاضلي A_3 خرجاً موجباً. وهذا ما يُفَعِّل بوابة الترانزستور الحقلي Q، الذي يفرغ شحنة المكثف C بشكل سريع، مما يُسَبب بعودة خط أساس الخرج إلى مستوى الصفر.

كما تتوفر المونيتورات القلبية التي تُظهِر أكثر من قناة معطيات واحدة مثل إشارة الـ ECG وإشارة الـ ECG المتأخرة مع إظهار معدل النبض رقمياً وكذلك الإنذارات. يكون الإظهار لأربعة ثواني ويمكن تسريع تدفق المعطيات في القناتين ليتم إظهار ثمانية ثواني (الشكل رقم ٦,٧). تَستَخدِم هذه المونيتورات مضاعف زمني للمسح الكامل لتفادي ازدياد عرض الحزمة الناشئ عن التبديل الالكتروني أو تقنية التقطيع. يمكن التحكم، بشكل مستقل، بكل قناة في هذا الجهاز لتحديث أو تجميد المعطيات.



الشكل رقم (٦,٦). مبدأ عمل دارة الاسترداد السريع.



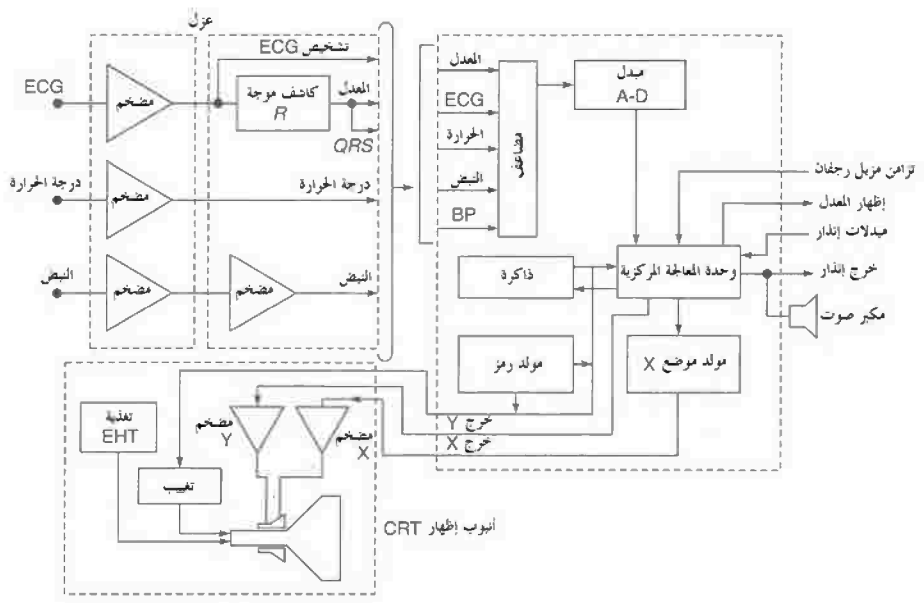
الشكل رقم (٦,٧). نظام إظهار شكل موجة الـ ECG ثنائي القناة مع ذاكرة رقمية وإظهار رقمي لمعدل نبض القلب. عن (Courtesy: M/s Schiller Health Care India Pvt. Ltd).

(٦,٣) أنظمة المراقبة بجانب سرير المريض
Bedside Patient Monitoring Systems

تتوفر المونيتورات بجانب السرير بعدة أشكال ومن شركات تصنيع مختلفة. تصمم هذه المونيتورات لمراقبة مؤشرات مختلفة إلا أن الميزة المشتركة بين جميع المونيتورات هي إمكانية المراقبة المستمرة والإظهار غير الباهت لشكل موجة الـ ECG ومعدل نبض القلب. تتضمن بعض التجهيزات إمكانيات مراقبة النبض والضغط والحرارة ومعدل التنفس.

إن ظهور الحواسيب الصغرية وضع البداية لاتجاه جديد وأساسي في أنظمة مراقبة المريض. الغاية من هذه الأنظمة هي استبدال أجهزة المراقبة التقليدية بوحدة مفردة شاملة الغرض قادرة على التعرف على طبيعة مصدر الإشارة وعلى معالجتها بشكل مناسب. إن البيئة الصلبة المسئولة عن تحليل الإشارات الفيزيولوجية وإظهار المعطيات وتفاعل المستخدم هي في الواقع مجموعة وحدات برمجيات مُضَمّنة مُنَفّذة على شكل برامج حاسوب صغري. تعطي البرمجيات المُضَمّنة الشخصية الوظيفية للنظام، كما يتم استبدال المفاتيح والنواخب والمفاتيح المدرجة والمقاييس بإظهار رموز حساسة للمس.

يبين الشكل رقم (٦,٨) مثال نموذجي لجهاز مراقبة مريض بجانب السرير يعتمد على المعالج الصغري. صُمِمَ النظام ليُظهر مخطط كهربية القلب ومعدل القلب مع إنذار عالٍ وإنذار منخفض ومعدل النبض والضغط الديناميكي وأشكال موجة أخرى يتم استقبالها من المضخم الأولي الخارجي. كما يقوم النظام بتزويد المعطيات اللحظية والتاريخية للمريض؛ بهدف معرفة معلومات تغير معدل القلب ودرجة الحرارة وضغطي الانقباض والانبساط للدم؛ وذلك لفترة زمنية تصل لثماني ساعات.



الشكل رقم (٦,٨). مخطط صندوقي لمونيتور المريض بجانب السرير. عن (Courtesy: Albury Instruments).

يتألف النظام بشكل أساسي من ثلاث مجموعات من الدارات: جزء المضخم الأولي وجزء البوردات (اللوحات) المنطقية وجزء الإظهار. تتضمن المضخمات الأولية على دارات عزل المريض التي تعتمد على الروابط الضوئية. ويتوفر لشكل موجة الـ ECG إمكانات كشف عدم اتصال المساري وكشف الخُطى ودارة الاسترداد السريع للإشارات زائدة الحمل. يتم حمل الإشارات المُضَخَمة المختلفة إلى المضاعف ومن ثم إلى محول تمثيلي - رقمي متواجد في بورد المنطق.

تُعطي وحدة المعالجة المركزية (CPU) والذاكرة قيم الخرج X وY اللازمتين لإظهار الـ CRT. يُمزج خرج مولد الرموز مع الخرج Y من أجل الإظهار الرقمي على الـ CRT. تتواصل كل من مفاتيح اختيار وضعيات الإنذار للمؤشرات المختلفة ونظام تزامن مزيل الرجفان مع الـ CPU. كما يتم بدء إشارات الإنذار بتوجيه من الـ CPU. تتضمن الذاكرة على ذاكرة قراءة فقط "ROM" عشوائية ذات ٥كيلوبايت وعلى ذاكرة وصول عشوائية "RAM" ذات ٣,٢٥ كيلوبايت مع ٢٥٦ عينة ECG. كما يتوفر تأخير زمني لإشارة الـ ECG لمدة ثمان ثواني لأغراض التسجيل.

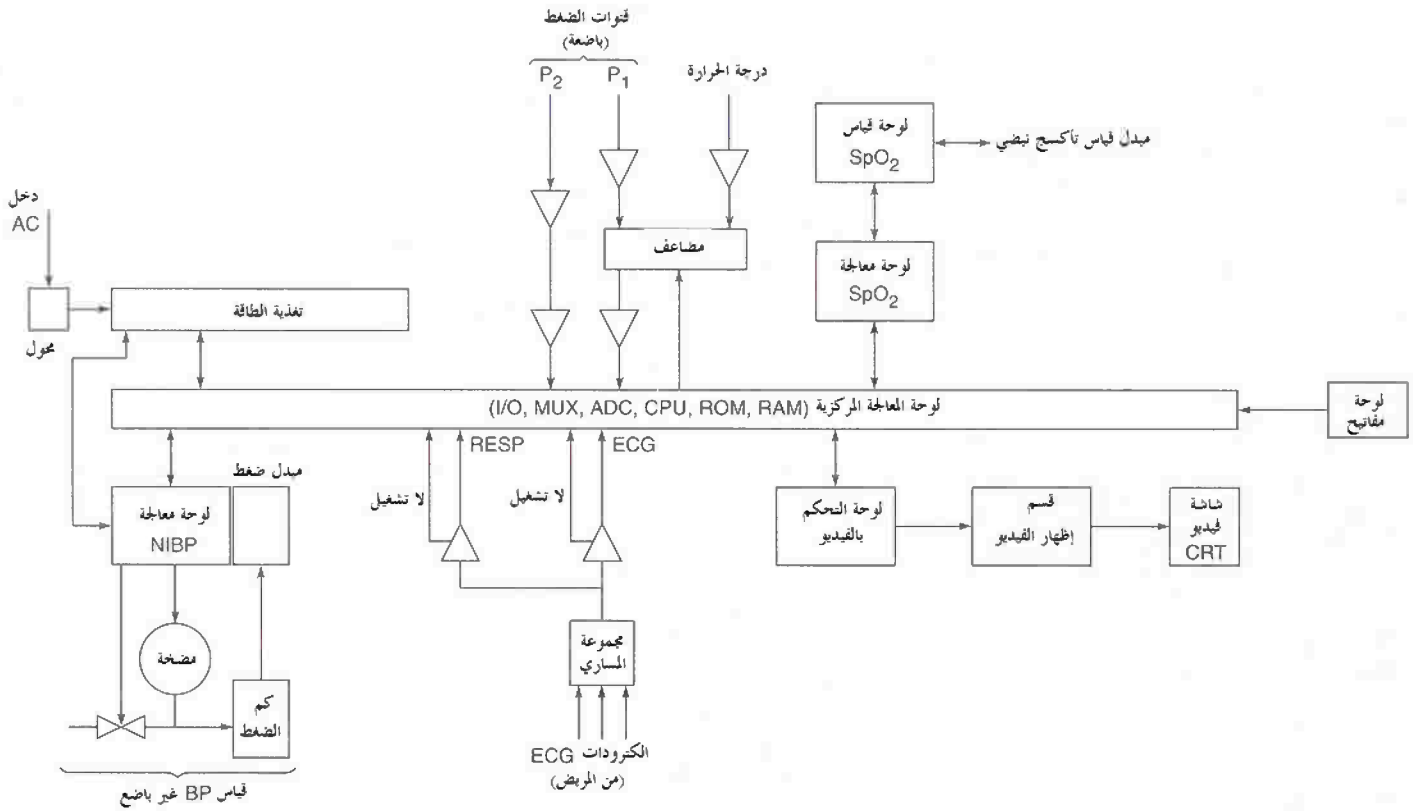
في السنوات السابقة ظهر العديد من التوجهات المهمة في تصميم ووظيفة مونيتورات جانب السرير، حيث صُمِمَت العديد من وحدات المراقبة بجانب السرير على أساس البيئة البرمجية وهي ميزة تُسَهِل تغيير وتحديث وظيفة وحدة المراقبة ببساطة باستبدال رقائق الذاكرة الحاسوبية. كما سمحَ الاستخدام الواسع للمعالجات الصغرية في بوردات الحاسوب بقيام مونيتورات جانب السرير بمهام معالجة إشارة متطورة.

كما يجب التنويه إلى التطورات في مراقبة المؤشرات الديناميكية الدموية، حيث ساعدت الخوارزميات الذكية الجديدة في إجراء الحسابات المؤتمتة لمؤشرات الوظائف القلبية وكذلك تنفيذ مهام حذف إشارات التشويش الصنعي.

إن التوجه في مراقبة إشارة الـ ECG هو باتجاه إظهار وتحليل المعطيات من اقتباسات متعددة. تُضيف العديد من الشركات الصانعة في الوقت الحالي مراقبة اضطراب النظم، والتي تشمل مراقبة جزء الـ ST من إشارة الـ ECG، كميزة أساسية في مونيتورات جانب السرير.

ومع إضافة إمكانيات مراقبة متطورة إلى مونيتورات جانب السرير فقد أصبحت هذه المونيتورات الحديثة أسهل للاستخدام مقارنة مع أسلافها. إن تطورات البيئة البرمجية والميزات مثل شاشات اللمس تجعل مونيتورات جانب السرير المستخدمة في الوقت الحاضر أجهزة سهلة الاستخدام.

كما تُعَرَّف مونيتورات المريض بأنها مونيتورات الإشارات الحيوية باعتبار أنها صُمِمَت قبل كل شيء لقياس وإظهار المؤشرات الفيزيولوجية الحيوية. يبين الشكل رقم (٦,٩) المخطط الصندوقي لنظام مراقبة المريض.



الشكل رقم (٦,٩). مخطط صندوقي لمونيتور جانب السرير.

يتألف النظام بشكل أساسي من وحدات تقوم بالقياسات التالية :

- الكترونيات قياس الـ ECG والتنفس.
- أنابيب ومضخة والكترونيات قياس ضغط الدم (غير البضعي).
- ضغط الدم (البضعي).
- الكترونيات قياس الحرارة.
- مسبار النبض وإشباع الأكسجين SpO_2 (مقياس التأكسج النبضي).
- بورد المعالج الصغري التي يتضمن مضاعف إشارة تمثيلي ومحول تمثيلي – رقمي ومؤقت بالزمن الحقيقي.
- بورد التحكم بالفيديو لتحويل أوامر الـ CPU إلى إشارة فيديو.
- وحدة إظهار الفيديو.
- بورد المحول وتغذية الطاقة لتوليد الجهد الكهربائي الضروري.
- البورد الأم ويتضمن ناقلات الإشارة ودارئات إشارة الدخل التمثيلية.
- لوحة المفاتيح.

يعمل النظام بأكمله تحت إمرة المعالج 80C32، والذي يعمل عند تردد ١٦ ميغاهرتز. تَشرح الأجزاء التالية من الفصل بوردات المعالجة لكل من المؤشرات المذكورة سابقاً. يمثل الشكل رقم (٦,١٠) مونيتور إشارات حيوية نموذجي.

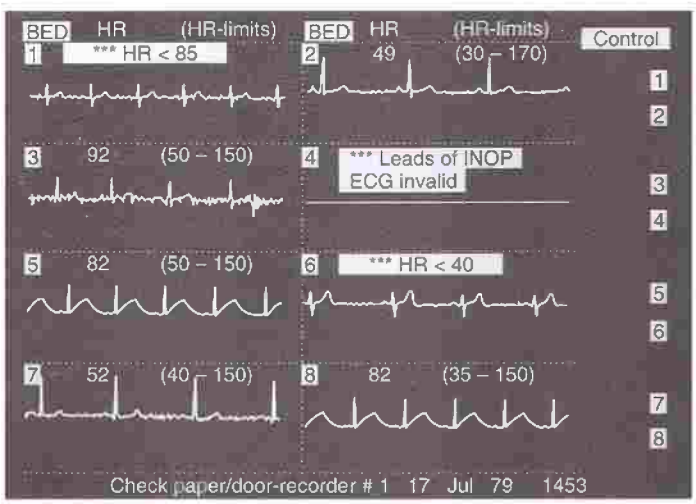
الشكل رقم (٦,١٠). مونيتور الإشارات الحيوية. عن (Courtesy: Protocol Systems Inc).

(٦,٤) المونيتورات المركزية
Central Monitors

يتم في المراقبة المركزية إظهار وتسجيل القيم المقاسة عند المحطة المركزية. تُرَكَب مكيفات الإشارة عادة بجانب سرير المريض أما الإظهار والإنذارات فتكون في المحطة المركزية. قد يتضمن جهاز مراقبة المحطة المركزية هيكلية ذات معالجات صغرية متعددة وذلك لإظهار مزيج متغير من أشكال الموجة المتدفقة وأرقام وأحرف ومخططات على شاشة CRT واحدة، الأمر الذي يساعد في تقديم جميع المعلومات في لمحة سريعة مما يساعد الكادر الطبي في المستشفى في عدة أشكال. أولاً، يُوَلِّد الجهاز إنذارات صوتية ومرئية إذا تم تجاوز الحدود المحددة مُسبقاً للإشارات الحيوية.

ومن الضروري أن تُعلِن المحطة المركزية حالات الطوارئ هذه بدون توليد العديد من الإنذارات الكاذبة والتي قد تنتج عن حركة المريض. ثانياً، يقوم الجهاز بإظهار معطيات الإشارات الحيوية للمريض حيث يمكن للكادر الطبي المتواجد ومن خلال مراقبة هذه المعطيات كشف المشاكل قبل أن تصل إلى مرحلة الإنذار. تساعد الرسوم البيانية لتغيرات الإشارات الحيوية في توجيه معالجة المريض. ثالثاً، يؤمن الجهاز تسجيل لإشارة الـ ECG وفي بعض الأحيان لمؤشرات أخرى وبشكل خاص للثواني القليلة تماماً قبل الإنذار وهذا ما يبين نوعية عدم الانتظام أو الشذوذ الذي أدى إلى الإنذار.

يتم تصميم المحطات المركزية أساساً لمرضى الرعاية الإكليلية وذلك لإظهار أشكال موجة الـ ECG ومعطيات نبض القلب لثمانية مرضى. يبين الإظهار (الشكل رقم ٦,١١) أربعة ثوان بالزمن الحقيقي لشكل موجة الـ ECG ومعطيات الإنذارات. يمكن اختيار إما إظهار التغير الطويل (إما لتسعة وإما لأربعة وعشرين ساعة) أو إظهار التغيرات القصيرة (٩٠ دقيقة) بهدف المراقبة والتوثيق. تُجَمَّع معطيات المونيتور المركزي من جانب السرير.



الشكل رقم (٦,١١). إظهارات نموذجية في محطة معطيات المرضى. يقوم الإظهار بتوضيح معلومات معدل النبض القلبي وحدود الإنذارات وكذلك إظهار أشكال موجة الـ ECG لأربعة مرضى وحتى ثمانية مرضى. عن (Courtesy: Hewlett Packard).

يتضمن كل كبل بجانب السرير على ما قد يصل إلى خمسة عشر إشارة تمثيلية تُمَثِّل المؤشرات الفيزيولوجية. وقد تشمل عدة ضغوط دم وإشارة الـ ECG ومعدل نبض القلب والتنفس و نهاية ثاني أكسيد الكربون المدي والحرارة. كما يحمل هذا الكبل معلومات الوضع الحالي للمريض مثل إشارات الإنذار. تُقَطَّع القيم الفيزيولوجية الثمانون أو ما يقارب ذلك ثم تُحَوَّل إلى شكلٍ رقمي عند معدلات تقطيع مناسبة بواسطة محول تمثيلي – رقمي ذي ١٠ بت. تُقَطَّع أشكال موجة الـ ECG كل ٢ ميلي ثانية وذلك للمحافظة على عرض حزمة ٠–١٠٠ هرتز. أما المتغيرات البطيئة مثل الحرارة فيتم تقطيعها كل أربعة ثوان.

إن لقسم الإظهار جزئي إظهار من نوع المسح الشبكي لأشكال الموجات وراسم بت تقليدي ذو ٣٠٠×٢٦٠ عنصر صورة للرسوم البيانية والأرقام والأحرف. يُستخدم مسحاً شبكياً عمودياً ذو ١٢٠٠ خط لجعل شكل الموجة يبدو أملساً. كما يقوم جزء الإظهار بإدارة ذاكرة ذات ١٦ ألف كلمة تستخدم للتخزين المؤقت لشكل الموجة ولمعطيات النسخ الورقي. يتم التخزين المؤقت لمعطيات شكل موجة الـ ECG لكل مريض بشكل مستمر لتأمين خرج شكل موجة متأخر (عادة ٨ ثوان) من أجل التسجيل. يُستَخدَم التأخير للالتقاط الفوتوغرافي لأي شذوذ في إشارة الـ ECG الذي يؤدي إلى إنذار. إذا كانت الطابعة منشغلة بعمل آخر فإن معالج الإظهار يقوم بتخزين المعطيات حتى تصبح الطابعة متوفرة للطباعة.

تتمكن ذاكرة حفظ اتجاه التغير من الاحتفاظ بمعطيات المريض لأربعة وعشرين ساعة. تتضمن هذه الذاكرة ستة آلاف كلمة ذاكرة وصول عشوائي سيموس CMOS RAM تتطلب طاقة قليلة جداً في وضعية الجاهزية ويمكن توصيلها إلى مصدر طاقة ذو بطارية احتياطية. وبذلك يتم الاحتفاظ بمعطيات المريض بعد انقطاع التغذية الكهربائية لمدة ٢٤ ساعة على الأقل.

هناك تَفَهُّم كبير بالنسبة لضمان الحدود الدنيا لتعطل أجهزة مراقبة المريض. إن استعداد نظام المراقبة عبر الفحص الذاتي، الذي يعتمد على الحاسوب الصغري، يساعد النظام على الفحص المؤتمت وتحليل وتشخيص حالته بما يخص الأعطال. وعند تعطل بعض أجزاء الجهاز فإن الأجزاء الأخرى تقوم بوظائف الأجزاء المعطلة وذلك لتخفيض تأثير هذه الأعطال على عمل النظام.

عادة ما يكون الإشعار بالإنذارات صوتي أو مرئي أو كليهما معاً. يمكن تمييز الإنذارات الصوتية من تغير نغمة الصوت أو حجمه أو فترته أو تسلسل النغمات. كما يمكن الاستدلال على الإنذارات المرئية من تغير لون الإظهار على شاشة المونيتور. يتم التقاط حالة الإنذارات بالتوثيق الورقي من خلال التوليد المستمر للتسجيل في وقت حادثة الإنذار (Slye, 1995). يجب اختيار محددات الإنذار التقليدية من قبل الكادر التمريضي حيث تتم معالجة كل دخل بشكل مستقل، ولهذه الطريقة إنذارات خاطئة كثيرة غير مقبولة. شرح (Dodd, 1993) كيفية استخدام تقنيات الشبكات العصبونية للتخفيض إلى الحد الأدنى من دلالات الإنذارات الخاطئة التي عادة ما يعانى منها في بيئة مراقبة المرضى.

ساهم تزايد محطات العمل في تجهيزات المراقبة المركزية في إمكانية مراقبة عدد أكبر من المرضى على مونيتور واحد. تتم الدلالة على حالة المريض والجهاز من خلال رموز بيانية بسيطة وملونة. أدَّت سهولة الربط الشبكي للمونيتورات إلى كابلات شبكة الحواسيب المتوفرة إلى أنظمة قابلة للتكيف ومرنة، حيث يمكن مشاهدة وتشغيل المونيتورات التي تتوضع بجانب السرير من المحطة المركزية. أصبح من الممكن التقاط وتخزين والاحتفاظ بجميع أشكال الموجات والأرقام بشكل مؤتمت بسبب السعة التخزينية الكبيرة لمحطات العمل سمحَ بالوصول لهذه المعطيات بعد تخريج المريض بفترة تصل إلى ثلاثة أيام. يبين الشكل رقم (٦,١٢) صورة لمحطة مراقبة مرضى مركزية حديثة.

الشكل رقم (٦,١٢). محطة مركزية تعتمد على الحاسب الشخصي. عن (Courtesy: M/S Protocol Systems Inc.).

(٦,٥) قياس معدل ضربات القلب
Measurement of Hear Rate

يُستنتَج معدل ضربات القلب من تضخيم إشارة الـ ECG وقياس إما متوسط الفترات الزمنية أو الفترات الزمنية الفاصلة بين كل قمتي R متتاليتين. تشمل التقنيات المستخدمة لحساب معدل ضربات القلب على:

- حساب المتوسط: وهي التقنية الأقدم والأكثر معرفة، حيث يتم حساب متوسط معدل الضربات (ضربة/دقيقة) من خلال عدّ عدد النبضات في فترة زمنية محددة. لا تُبين طريقة المتوسط في الحساب التغيرات في الزمن بين الضربات وبذلك فإنها لا تُقدم الصورة الحقيقية لاستجابة القلب لبيئة التمرين والجهد.

• حساب الزمن بين ضربتين متتاليتين: يتم ذلك بقياس الزمن (T) بالثانية بين نبضتين متتاليتين ومن ثم تحويل هذا الزمن إلى ضربات/دقيقة باستخدام العلاقة (ضربات/دقيقة = T مقسوماً على ٦٠). تقدم هذه التقنية وبدقة صورة حقيقية عن معدل ضربات القلب.

• تجميع حساب المتوسط مع حساب الزمن بين ضربتين متتاليتين: تعتمد هذه الطريقة على متوسط أربعة أو ستة ضربات. تتميز هذه التقنية عن تقنيات المتوسط بمشابهتها لنظام مراقبة الضربتين المتتاليتين.

إن مجال القياس الطبيعي لمعدل ضربات القلب هو ٠-٢٥٠ ضربة/دقيقة. تُستخدم الكترودات الـ ECG الطرفية أو الصدرية كحساسات لتقنيات قياس معدل ضربات القلب.

(٦,٥,١) مقاييس متوسط معدل ضربات القلب Average Heart Rate Meters

إن مقاييس معدل ضربات القلب، والتي هي جزء من أنظمة مراقبة المريض، هي عادة من نوع قارئات المتوسط. تعمل هذه المقاييس على مبدأ تحويل الموجة R في إشارة الـ ECG إلى نبضة ثابتة المطال والعرض ومن ثم تحديد متوسط التيار من هذه النبضات. تستخدم هذه المقاييس دارة تحويل تردد - جهد خاصة التصميم لإظهار متوسط معدل ضربات القلب بدلالة عدد الضربات بالدقيقة.

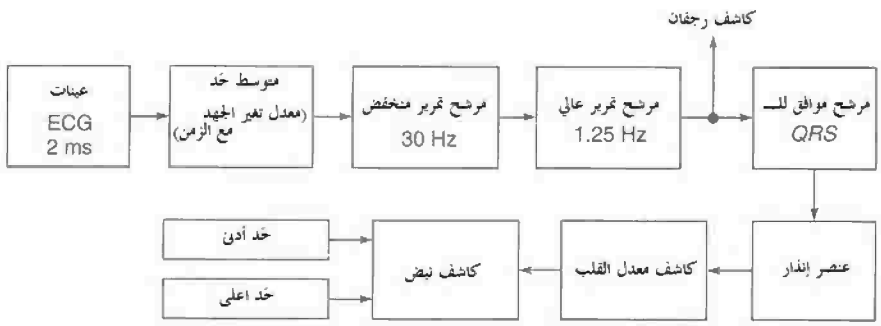
(٦,٥,٢) مقاييس معدل ضربات القلب اللحظي Instantaneous Heart Rate Meters

يُسَهِّل معدل ضربات القلب اللحظي الكشف عن اضطراب النظم ويسمح بالمراقبة الزمنية للإسعافات القلبية الأولية. يعتمد حساب معدل ضربات القلب من إشارة الـ ECG للمريض على الكشف الموثوق للمركبة QRS (Thakor, et al 1983). إلا أن لمعظم التجهيزات حساسية لا بأس بها لضجيج العضلات (التشويش الصنعي) الناتج عن حركة المريض. وغالباً ما يسبب هذا الضجيج ارتفاع زائف في حساب معدل ضربات القلب قد يتجاوز إنذار ارتفاع معدل ضربات القلب. إن استخدام المرشح الموافق للـ QRS، كما هو مقترح من (Hanna 1980)، هو إحدى وسائل تخفيض هذا الإنذار الزائف. إن المرشح الموافق للـ QRS هو مرشح استجابة نبضية محدود لخمس عشرة عينة وشكل استجابته النبضية يقارب شكل المركبة الطبيعية للـ QRS. وبذلك يكون لهذا المرشح خرج مطلق أعظمي عندما يتواجد في الدخل أشكال موجة مشابهة بالشكل لـ QRS. أما الدخل من الأجزاء الأخرى لشكل موجة الـ ECG، مثل الموجة T، فسوف يُنتج خرجاً مُخفضاً.

يبين الشكل رقم (٦,١٣) مخططاً صندوقياً لهذا المرشح. يتم تقطيع إشارة الـ ECG كل ٢ ميلي ثانية. يقوم "محدد تغير الجهد بالنسبة للزمن" بتخميد المكونات سريعة التحول وكذلك عالية المطال مما يخفض مطال التشويش الصنعي الناتج عن نواظم الخطى كما يخفض احتمال عدّ هذه التشويشات الصنعية كنبضات قلبية. يتم توسيط كل عينتين متجاورتين (بفاصل زمني ٢ ميلي ثانية بينهما) وتكون النتيجة عبارة عن سلسلة عينات بفواصل زمنية قدرها ٤ ميلي ثانية. يُستخدَم مرشح بترورث ٣٠ هرتز باستجابة نبضية لا متناهية لإزالة المكونات غير المرغوبة عالية التردد

في الإشارة. تنتج هذه العملية عينات بفواصل زمنية ٨ ميلي ثانية. يُزال أي انزياح تيار مستمر في الإشارة باستخدام مرشح تردد عالٍ ١,٢٥ هرتز.

وأخيراً يتم تمرير شكل موجة الـ ECG التي تم إيقافها وترشيحها خلال المرشح الموافق للـ QRS. يتعرف كاشف النبضة على مُرَكبات الـ QRS في قيمة موجة الـ ECG المُعَالَجة والتي حَدَثت اعتباراً من آخر نبضة قلبية حيث يتم عدّ نبضة قلبية إذا تجاوزت هذه القيمة قيمة عتبة محددة. يُستخدَم متوسط الفترات الزمنية بين النبضات ولعدة نبضات لحساب معدل نبضات القلب من أجل الإظهار وللمقارنة مع محددات الإنذار وكذلك الحواشي التفسيرية للمسجلات واتجاه التغير. تُعَدَّل العتبة في هذا النظام بشكل آلي اعتماداً على قيمة مطال موجة الـ QRS والفترة الزمنية الفاصلة بين مركبات الـ QRS. تبدأ بعد كل نبضة قلبية فترة تثبيط بزمن ٢٠٠ ميلي ثانية لا يتم خلالها كشف نبضات قلبية، مما يخفض من احتمال عدّ الموجة T. تتغير فترة التثبيط كتابع معاكس للحد الأعظمي لنبضات القلب وتؤدي محددات نبضات القلب المنخفضة إلى فترات تثبيط أطول.



الشكل رقم (٦,١٣). مخطط صندوقي لمقياس سرعة القلب يعتمد على المرشح الموافق للمركبة QRS. عن (redrawn after Hanna, 1980. by permission of Hewlett Packard).

اقترح (Thakor, et al, 1984b) واعتماداً على تخمين طيف الطاقة لمركبة الـ QRS أن مرشح تمرير حزمة بتردد مركزي ١٧ هرتز و قيمة Q تساوي ٥ يؤدي إلى أفضل قيمة لنسبة الإشارة إلى الضجيج. يعتبر مثل هذا المرشح مفيداً في تصميم مقاييس معدل نبضات القلب ومونيتورات اضطراب النظم ونواظم الخطى القابلة للزرع.

يستمر موضوع الكشف الموثوق للموجة R يحظى باهتمام كبير لدى الباحثين. إضافة إلى طريقة البيئة الصلبة فقد ذكر النتاج العلمي عدة طرائق تعتمد على البيئة البرمجية. باعتبار أن الهدف الأساسي لكشف الموجة R هو أتمتة تفسير إشارة الـ ECG وكشف اضطراب النظم فسيتم تغطية هذه الطرائق في الفصل التالي.

(٦,٦) قياس معدل النبض
Measurement of Pulse Rate

يندفع الدم من البطينات في كل مرة تنقبض فيها عضلة القلب ومن ثم تنتقل نبضة ضغط الدم خلال جهاز الدوران. يؤدي انتقال نبضة الضغط خلال أوعية الدم إلى انزياح في جدران هذه الأوعية ويمكن قياس هذا الانزياح في نقاط مختلفة من جهاز الدوارن المحيطي. يمكن تحسس نبضة الضغط بوضع رأس الأصبع فوق الشريان الكعبري للمعصم أو في أي مكان آخر تتواجد فيه الشرايين مباشرة تحت الجلد. إن توقيت وشكل موجة نبضة الضغط من الأمور المهمة تشخيصياً لأنها تقدم معطيات قَيّمة.

إن نبضة الضغط وشكل الموجة هي دلالات على تدفق وضغط الدم. تدعى الأجهزة المستخدمة لكشف النبض الشرياني وشكل موجة نبض الضغط في الأطراف بأجهزة تخطيط التحجم. تستجيب معظم تقنيات تخطيط التحجم للتغير في حجم الدم كمقياس لضغط الدم.

يعطي النبض مقياس لسرعة موجة النبض ويمكن تسجيل هذا النبض ومقارنته مع إشارة الـ ECG (الشكل رقم ٦,١٤). تنتقل موجة النبض بسرعة ٥ إلى ١٥ متر/ثانية اعتماداً على قياس وصلابة الجدران الشريانية. كلما كانت الشرايين أكبر وجدرانها أصلب كانت السرعة أكبر. إن سرعة انتقال النبض أسرع من تدفق الدم بـ ١٠-١٥ مرة وهي مستقلة نسبياً عن تدفق الدم.

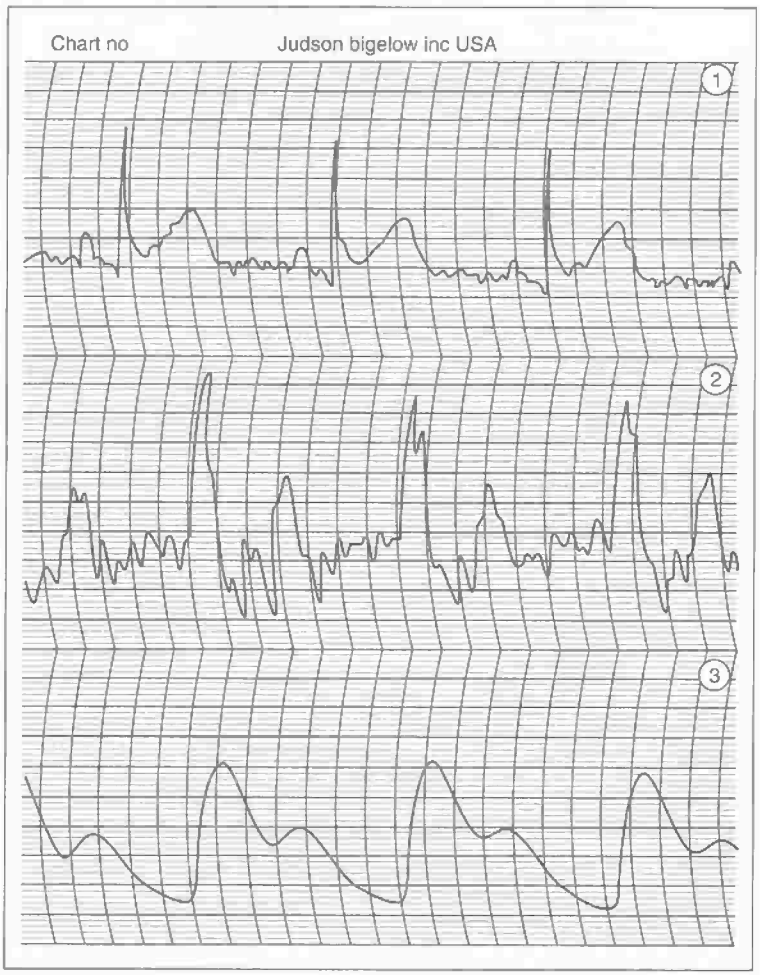
الطرائق المستخدمة لكشف تغيرات الحجم (النبض) الناتج عن تدفق الدم هي :

- تغيرات الممانعة الكهربائية.
- مقياس الإجهاد أو الميكروفون (ميكانيكي).
- التغيرات الضوئية (تغيرات الكثافة).

تقيس طريقة الممانعة الكهربائية تغير الممانعة بين الكترودين والتي تَنتُج عن تغير حجم الدم بين هذين الالكترودين. قد يكون تغير الممانعة (٠,١ أوم) صغيراً مقارنةً مع الممانعة الكلية (مئات الأومات). تقاس الممانعة من خلال تطبيق تيار متناوب بين الالكترودات المتصلة إلى الجسم. تُستخدَم الإشارة المتناوبة بدلاً من التيار المستمر لمنع استقطاب الالكترودات.

تتعلق الطريقة الميكانيكية باستخدام مقياس إجهاد متصل إلى حزام مطاطي متوضع حول أحد الأطراف أو حول الأصبع. يؤدي توسع الحزام الناتج عن تغير حجم الدم إلى تغير مقاومة مقياس الإجهاد. يتم في تقنية أخرى وضع ميكروفون بلوري حساس على سطح الجلد لالتقاط النبض.

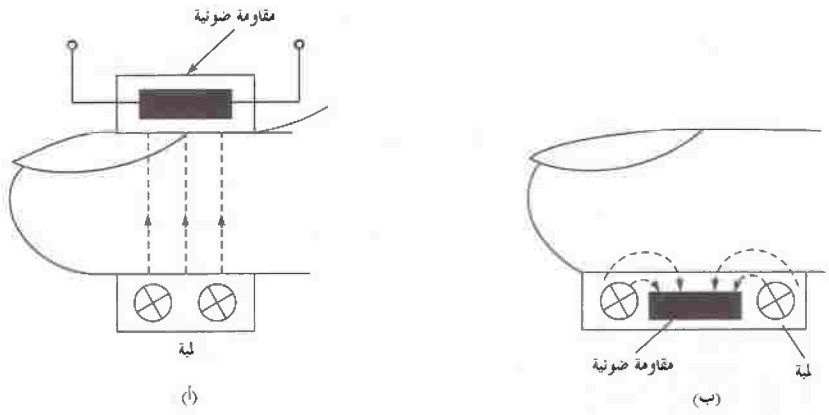
إن الطريقة الأكثر شيوعاً في قياس تغيرات حجم الدم النبضي هي الطريقة الكهرضوئية حيث إن هناك طريقتين : طريقة الانعكاس وطريقة النفاذ.



الشكل رقم (٦,١٤). التقاط النبض مبيناً العلاقة الزمنية مع مخطط كهربية القلب (١) ECG، (٢) التقاط النبض باستخدام الميكروفون البلوري، (٣) التقاط النبض بالطريقة الكهرضوئية.

في طريقة النفاذ (الشكل رقم (أ) ٦,١٥) يتم تثبيت ديود مرسل ضوئي (LED) ومقاومة ضوئية في حَيّز مغلق وذو قياس مناسب لوضعه على رأس إصبع المريض. يَنفَذ الضوء خلال رأس إصبع المريض وتتحدد قيمة المقاومة الضوئية من خلال كمية الضوء التي تصل إلى هذه المقاومة. ومع كل انقباض قلبي يُجبَر الدم إلى التوجه إلى الأطراف وتزداد كمية الدم في الأصبع. يسبب ذلك تغيراً في الكثافة الضوئية مما يؤدي بدوره إلى انخفاض نفاذ الضوء خلال الإصبع وبناءاً عليه تزداد مقاومة المقاومة الضوئية. تتصل المقاومة الضوئية إلى دارة موزع جهد تُنتِج جهداً يتغير مع كمية الدم في الأصبع. يمكن رسم هذا الجهد، والذي يتبع عن قرب نبضة الضغط وشكل موجته، على راسم إشارة أو تسجيله على مسجل بياني شريطي.

يبين الشكل رقم ((ب)٦,١٥) النظام المستخدم في طريقة الانعكاس لتخطيط التحجم الكهرضوئي. يتم في هذه الحالة وضع المقاومة الضوئية بمحاذاة لمبة الإثارة. ينعكس جزء من إشعاعات الضوء الصادرة من الـ LED ويتبعثر عند الجلد والنسج ويسقط على المقاومة الضوئية. تتحدد كمية الضوء المنعكسة بإشباع الدم في الشعيرات الدموية. لذا فإن فرق الجهد عبر المقاومة الضوئية، والمتصل إلى مجزئ الجهد، سوف يتغير طردياً مع تغيرات حجم الأوعية الدموية.

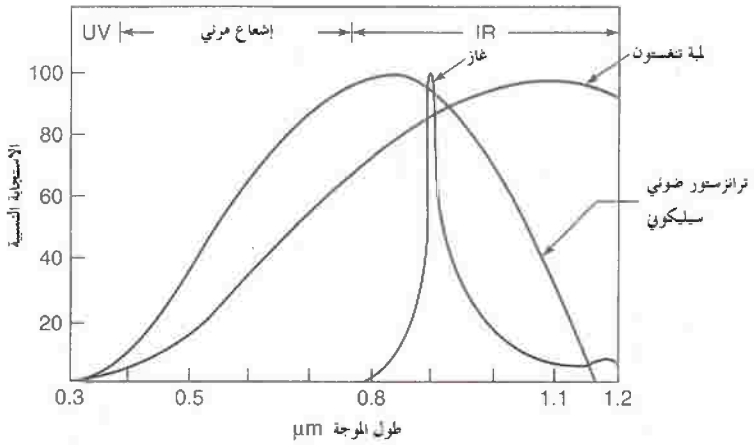


الشكل رقم (٦,١٥). نظام المقاومة الضوئية ولمبة الإضاءة في مجس الإصبع لالتقاط النبض: (أ) طريقة النفاذ، (ب) طريقة الانعكاس.

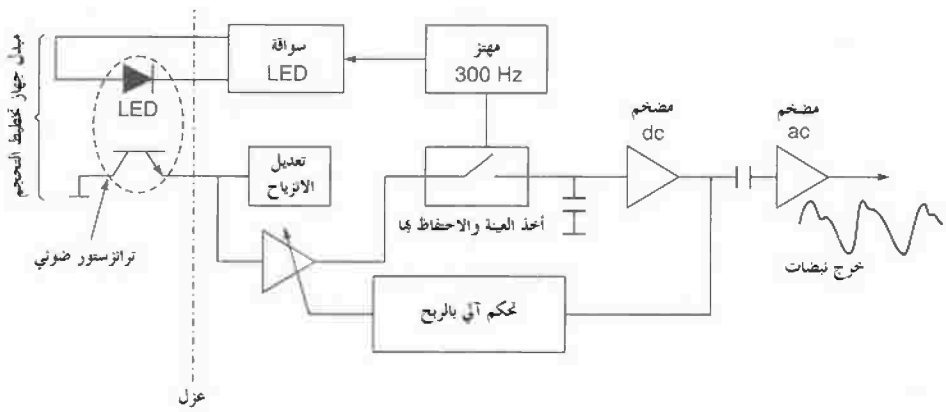
يتألف المبدل ذو "مقياس التحجم الضوئي-ترانزيستور ضوئي LED" (Lee et al, 1975) من ديود غاليوم-اريسينايد لإصدار الأشعة تحت الحمراء و وترانزيستور ضوئي موضوعَتين في صندوق مدمج بقياس ٤,٧٥ × ٤,٥ × ٦,٢٥ ميلي متر. إن قمة طيف الإصدار للـ LED هي ٠,٩٤ ميكرومتر مع عرض حزمة ٠,٠٤ ميكرومتر عند قمة ٠,٧٠٧. إن حساسية الترانزيستور الضوئي للإشعاع هي بين ٠,٤ ميكرومتر و ١,١ ميكرومتر (الشكل ٦,١٦).

يُستعمل مبدل كهرضوئي مناسب للاستخدام على الإصبع أو شحمة الأذن من أجل قياس معدل النبض. تُضَخَّم الإشارة القادمة من الخلية الضوئية وتُرَشَّح (حزمة تمرير ٠,٥ — ٥ هرتز) ومن ثم تُقاس الفترة الزمنية بين نبضتين متتاليتين. يتراوح مجال القياس من ٠ إلى ٢٥٠ نبضة بالدقيقة. إن التأني في وضع الجهاز واستخدامه هو أمر أساسي لمنع إشارات التشويش الصنعي الحركية والتي يتسبب بها التشوه الميكانيكي للجلد.

يبين الشكل رقم (٦,١٧) مخططاً صندوقياً لمعالجة إشارة تخطيط التحجم الملتقطة باستخدام المبدل الكهرضوئي. تتألف الدارة من جزأين: الجزء الأول هو مهتز وسواقة LED تُنتِج نبضات ضوء تحت أحمر (٥٠ ميكرو ثانية) بتردد ٣٠٠ هرتز باتجاه مجس الإصبع المتصل بالمريض. يُشَكِّل الترانزيستور الضوئي الذي يلتقط الضوء المتخامد الجزء الثاني من الدارة.



الشكل رقم (٦,١٦). الاستجابة الطيفية النسبية للترانزيستور الضوئي السيليكوني وتوزع الطيف الإشعاعي للمبة الغاليوم – اريسينايد. عن (after Lee et al, 1975, reproduced by permission of IEEE Trans, Biomed. Eng.).



الشكل رقم (٦,١٧). مخطط صندوقي لمعالجة إشارة تخطيط التحجم.

تُضَخَّم الإشارة الكهربائية الناتجة عن الترانزيستور الضوئي ومن ثم يتم تقطيع وترشيح قمة الإشارة. يُعَدَّل ربح المضخم من قبل دارة آلية للتحكم بالربح تعطي متوسط ارتفاع نبضة ثابت عند الخرج. كما يتم تضخيم إضافي لمركبة التيار المتناوب، ذات التردد القريب من مجال معدل نبض القلب، لإنتاج شكل معدل النبض لتخطيط التحجم. تخضع هذه الإشارة للنقل عبر حاجز العزل وفك تعديل وترشيح بمرشح تمرير منخفض ثم تُنقَل إلى مضاعف تمثيلي متواجد على بورد الـ CPU.

يمكن استخدام بلورة كهرضغطية لكشف موجة النبض في أماكن محددة من الجهاز المحيطي حيث يتواجد انزياح كبير لطبقة النسج التي تقع فوق الشريان. يتألف النظام من بلورة كهرضغطية مُثَبَتة داخل كبسولة محكمة

العزل وخاضعة لإجهادات الإزاحة. يمكن نقل الإزاحة إلى البلورة بواسطة غشاء مطاطي مرن. تُوصَل البلورة إلى مسجل الـ ECG من أجل تسجيل شكل موجة نبض الضغط.

وهناك تغيير آخر في تخطيط التحجم في الإصبع يُستخدَم فيه مبدل كهرضغطي مرتبط بالهواء. يؤدي تغير حجم الدم في الإصبع خلال الدورة القلبية إلى تغيرات طفيفة في حجم الإصبع. يمكن نقل هذه التغيرات كتغيرات ضغط في عمود هواء ضمن أنبوب بلاستيكي. يقوم المبدل الكهرضغطي الموجود في نهاية الأنبوب بتحويل تغيرات الضغط إلى إشارة كهربائية موافقة لها ثم تُضَخَّم الإشارة الكهربائية وتُظهَر. وبشكل مشابه يمكن استخدام مقياس إجهاد نصف ناقل لكشف انزياح جدار الوعاء الدموي الناتج عن موجة النبض.

إن مراقبة النبض المحيطي هي أكثر فائدة و وثوقية من مراقبة معدل ضربات القلب المشتق من إشارة الـ ECG في حال إحصار القلب لأن مراقبة النبض المحيطي تشير وبشكل آني إلى انعدام دوران الدم في نهاية الأطراف. وأكثر من ذلك، فإن استخدام المبدل الكهرضوئي لالتقاط النبض هو أسهل بكثير من استخدام الكترودات الـ ECG الثلاثة. إن مطال إشارة تخطيط التحجم هو بالفعل أكبر مقارنة مع مطال إشارة الـ ECG وبذلك فإن إشارة تخطيط التحجم تعطي قيمة أفضل لنسبة الإشارة إلى الضجيج. رغم ذلك، فإن تقنية المبدل الكهرضوئي تتأثر لحد خطير بالتشويش الصنعي الحركي.

(٦,٧) قياس ضغط الدم
Blood Pressure Measurement

إن ضغط الدم هو المؤشر الأكثر قياساً والأكثر دراسة وبكثافة في الممارسة الطبية والفيزيولوجية. يُعتَبَر تحديد المستويات العظمى والدنيا لضغط الدم خلال كل دورة قلبية مدعومةً بمعطيات حول مؤشرات فيزيولوجية أخرى وسيلة تشخيص نفيسة في تقييم حالة الأوعية الدموية ومفاهيم أخرى في الأداء القلبي. تُعتَبَر قياسات الضغط علامات حيوية في المعالجة الناجحة وإدارة مرضى الأمراض الخطيرة في الرعاية القلبية المشددة أو المرضى الخاضعين للقثطرة القلبية. أدت الأبحاث الكثيرة والتطور في مجال المراقبة الآلية لضغط الدم إلى العديد من الطرائق، إلا أنه وبسبب صعوبات محددة في الممارسة فقد تم طرح القليل منها فقط في السوق.

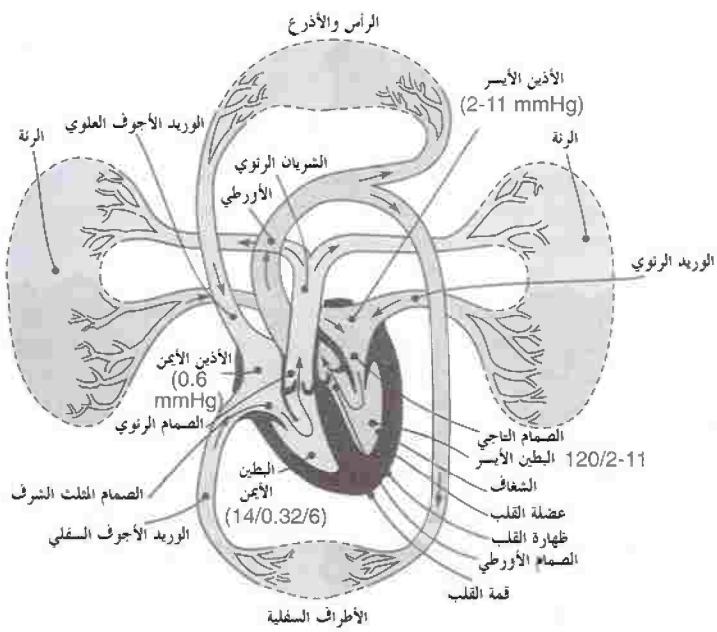
يضخ الطرف الأيسر للقلب الدم إلى الشريان الأورطي الذي بدوره يغذي الدم إلى الدارة الشريانية. يفقد الدم معظم ضغطه بسبب مقاومة الحمل للشرايين الصغيرة وتلك التي تقع قبل الشعيرات الدموية ويعود الدم إلى القلب بضغط منخفض خلال أوردة ذات قابلية تمدد عالية. يضخ القلب الأيمن الدم إلى الدارة الرئوية التي تعمل على ضغط منخفض. يغذي القلب الدم إلى الدارتين الشريانية والرئوية على شكل نبضات تدفق متزامنة ومتقطعة ومتغيرة الحجم والمعدل.

يدعى الضغط الأعظمي الذي يحدث خلال مرحلة الحقن القلبي بضغط الانقباض والضغط الأصغري الذي يحدث في نهاية الاسترخاء البطيني بضغط الانبساط. يُقَدَّر متوسط الضغط الشرياني للدورة القلبية بإضافة ثلث الضغط النبضي (الفرق بين ضغط الانقباض وضغط الانبساط) إلى ضغط الانبساط. إن الضغط الجوي هو المرجع لجميع قياسات ضغط الدم.

يبين الشكل رقم (٦,١٨) القيم النموذجية لضغط الديناميك الدموي. إن قيم الضغوط الاسمية في جهاز الدوران الأساسي هي كالتالي:

الجهاز الشرياني	٣٠-٣٠٠ ميليمتر زئبقي
الجهاز الوريدي	٥-١٥ ميليمتر زئبقي
الجهاز الرئوي	٦-٢٥ ميليمتر زئبقي

إن ضغوط الدم التي تتم مراقبتها بكثرة والتي لها فائدة إكلينيكية بالنسبة لمرضى المراقبة المتوسطة والطويلة هي الضغط الشرياني والضغط الوريدي. هناك طريقتان أساسيتان في قياس ضغط الدم - طريقة مباشرة وطريقة غير مباشرة.



الشكل رقم (٦,١٨). قيم نموذجية لضغط الديناميك الدموي والمتواجدة في جهاز الدوران الأساسي. عن (Courtesy: Hewlett Packard)

تتألف الطرائق غير المباشرة من جهازٍ بسيطٍ وتسبب انزعاجاً خفيفاً جداً للمريض ولكنها متقطعة وقليلة المعلومات. تعتمد الطرائق غير المباشرة على تعديل ضغط خارجي معروف ليساوي الضغط الوعائي بحيث يؤدي لانغلاق الوعاء. من ناحية أخرى، تؤمن طرائق القياس المباشرة معلومات مستمرة وأكثر وثوقية حول الضغط الوعائي المطلق من خلال المجسات أو المبدلات المُدخَلة مباشرة ضمن مجرى الدم. إلا أن الحصول على هذه المعطيات الإضافية يتم على حساب ازدياد انزعاج المريض وتعقيد التجهيزات.

تتغير قراءات ضغط الدم بين الأشخاص ومع تغيير موقع المبدل، كأحد المتغيرات الأخرى. إذا لم تؤخذ قراءات ضغط الدم عند مستوى القلب، فيجب أن تُعَوَّض لتتوافق مع مستوى القلب. على سبيل المثال، إذا أُخذت قراءة مقياس الضغط الزئبقي عند مستوى قدره "h" ميليمتر أخفض من القلب فإن قراءة مقياس الضغط ستكون مرتفعة بسبب وزن عمود دم ارتفاعه "h" ميليمتر (وهذا الوزن هو ρgh). وببساطة فإن عامل التعويض هو نسبة الكثافتين:

ρ للزئبق = ١٣,٦ غرام/سنتمتر مكعب

ρ للدم = ١,٠٥٥ غرام/سنتمتر مكعب

النسبة = ١٣,٦ \ ١,٠٥٥ = ١٢,٩

وبذلك فإن القراءة المكافئة عند مستوى القلب هي:

القراءة بالميليمتر زئبقي = (ميليمتر أعلى أو أخفض من مستوى القلب) \ ١٢,٩

إذا كان جهاز الضغط أعلى من القلب فيجب إضافة التصحيح وإذا كان أخفض من القلب فيجب طرح التصحيح.

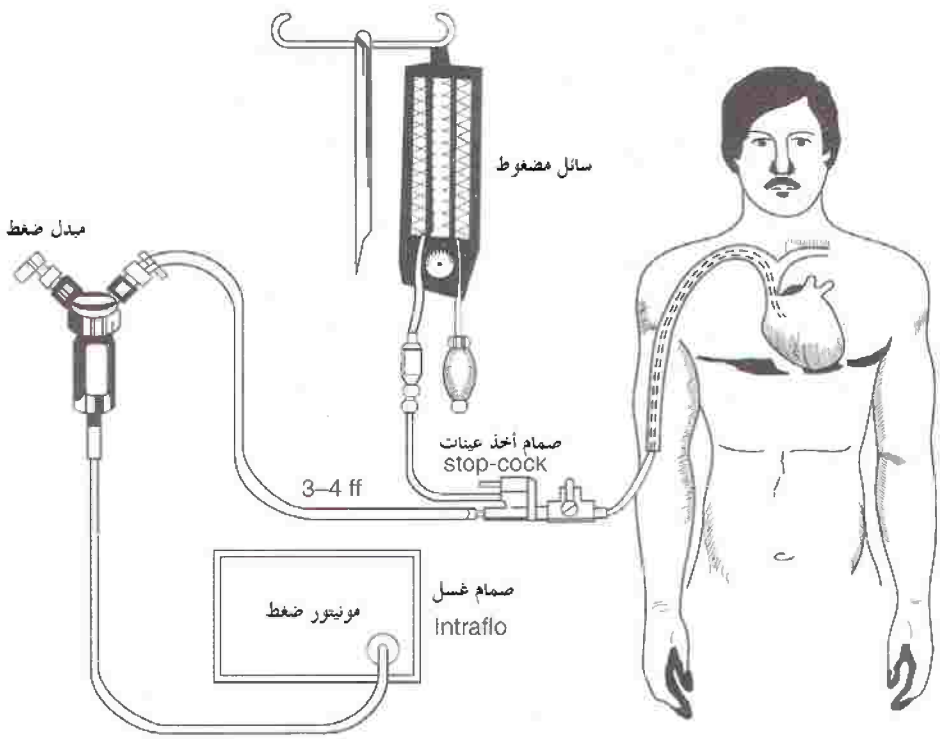
(٦,٧,١) الطرائق المباشرة لمراقبة ضغط الدم Direct Methods of Monitoring Blood Pressure

تستخدم الطريقة المباشرة لقياس ضغط الدم في الحالات التي يُطلب فيها أعلى درجة دقة مطلقة مطلوبة وكذلك استجابة ديناميكية ومراقبة مستمرة. كما تستخدم هذه الطريقة لقياس الضغط في المناطق العميقة التي لا يمكن الوصول لها بالطرائق غير المباشرة. يتم في الطريقة المباشرة إدخال قثطار أو مجس إبري خلال الوريد أو الشريان إلى منطقة الاهتمام. يمكن استخدام نوعين من المجسات، النوع الأول هو المجس مقثطر الرأس حيث يُثَبَّت الحساس في رأس المجس وتُحَوَّل قيم الضغط المطبقة على الحساس إلى إشارات كهربائية متناسبة معها. النوع الآخر هو القثطار المليء بالسائل والذي يَنقل الضغط المطبق على العمود المليء بالسائل إلى مبدل خارجي. يقوم هذا المبدل بتحويل الضغوط المطبقة إلى إشارات كهربائية يمكن عندها تضخيم وإظهار أو تسجيل هذه الإشارات الكهربائية. توفر المجسات مقثطرة الرأس أعظم استجابة ديناميكية وتتفادى التشويش الصنعي الناتج عن التسارع بينما تتطلب أنظمة القثطار المليء بالسائل ضبط دقيق لأبعاد القثطار للحصول على الاستجابة الديناميكية الأفضل.

رغم أن قياس ضغط الدم بالطريقة المباشرة هو تقنية باضعة إلا أنه لا يعطي فقط ضغطي الانقباض والانبساط ومتوسط الضغط بل أيضاً رؤية على منحني النبض ومعلومات حجم الدفقة وفترة الانقباض وزمن الحقن ومتغيرات أخرى. ومن المريح، بعد أن يأخذ القثطار الشرياني مكانه، سحب عينات الدم لتحديد الخرج القلبي (بطريقة منحني التخفيف اللوني) وغازات الدم ومقاييس كيميائية أخرى.

لقد تم إزالة أكثر المشاكل المتعلقة بإدخال القثطار كما تم تخفيض مُضاعَفات هذه التقنية إلى الحدود الدنيا. يعود ذلك إلى تطوير تقنية بسيطة لإدخال القنوات الدقيقة في الجلد وإلى نظام غسيل مستمر لرأس القثطار يُخَفِّض تشوه الإشارة إلى الحد الأدنى. كما مَكَّنَت الالكترونيات البسيطة المستقرة الكارد الطبي من استخدام هذه التقنية بسهولة.

يبين الشكل رقم (٦,١٩) تجهيز نموذجي لنظام القثطار المليء بالسائل لقياس ضغط الدم. من الضروري جداً قبل إدخال القثطار إلى الوعاء الدموي غسل النظام الممتلئ بالسائل بشكل كامل. يتم في الممارسة العملية تمرير سائل ملحي معقم بتدفق مستمر خلال القثطار لمنع تخثر الدم على القثطار. باعتبار أن الفقاعات الهوائية تعمل على تخميد الاستجابة الترددية للنظام فيجب التأكد من خلو النظام من هذه الفقاعات.

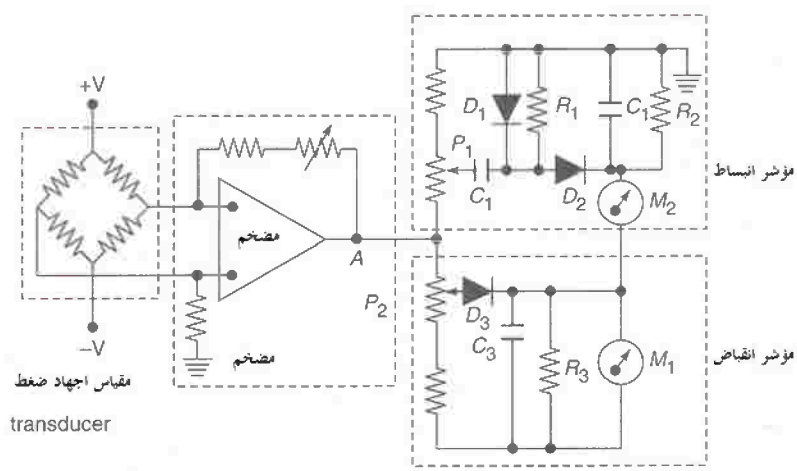


الشكل رقم (٦,١٩). تجهيز نموذجي لنظام قياس الضغط بالطريقة المباشرة.

يبين الشكل رقم (٦,٢٠) مخططاً مبسطاً للدارة الكهربائية المستخدمة عادة لمعالجة الإشارات الكهربائية القادمة من مبدل الضغط لقياس الضغط الشرياني. يتم إثارة المبدل باستخدام ٥ فولت dc. تُضَخَّم الإشارات الكهربائية الموافقة للضغط الشرياني باستخدام مُضخِّم عملياتي أو مُضخِّم حامل. إن المضخم الأولي الحديث المستخدم لمعالجة إشارات الضغط هو من النوع العازل وبذلك فهو يتألف من دارات عائمة ودارات مؤرضة مشابهة لمضخمات الـ ECG. تأتي إثارة المبدل من مهتز جسري ذي تحكم مطالي، عبر مُحَوِّل عازل يؤمن توصيل الدارات العائمة والمؤرضة.

يُستخدم في المحَوِّل ملف ثانوي إضافي للحصول على تغذية طاقة معزولة للدارات العائمة. إن مرحلة الدخل هي دارة تفاضلية تقوم بتضخيم تَغَيُّر الضغط الذي تم تحسسه في الدارة المرتبطة بالمريض. يمكن تعديل ربح المضخم اعتماداً على حساسية المبدل. بعد ترشيح الترددات الراديوية (RF) تُربَط الإشارة، عن طريق المحول، إلى مفكك تعديل متزامن لإزالة التردد الحامل من إشارة الضغط.

يُستخدَم مقياس فولت تقليدي من نوع قارئ القمة لقياس ضغط الانقباض. عند ظهور نبضة ضغط ذات تغير موجب عند A فإن الديود D_3 يوصل ويشحن C_3 إلى قيمة قمة إشارة الدخل والتي تمثل قيمة الانقباض. يتم اختيار الثابت الزمني R_3C_3 بحيث يعطي خرجاً مستقراً للمقياس.



الشكل رقم (٦,٢٠). مخطط الدارات لقياس ضغطي الانقباض والانبساط للدم.

تُستنتَج قيمة ضغط الانبساط بشكل غير مباشر. تُستخدم دارة إغلاق تتألف من C_1 وD_1 لإحداث جهد يساوي القيمة من القمة إلى القمة للضغط النبضي. يظهر هذا الجهد عبر المقاومة R1، عندئذ يوصَل الديود D2 ويُشحَن المكثف C2 إلى قيمة قمة إشارة النبض. تتم الدلالة على ضغط الانبساط من قِبَل المقياس M2 الذي يبين

الفرق بين قمة الانقباض مطروحاً منها إشارة الضغط النبضي من القمة إلى القمة. يمكن قراءة متوسط الضغط الشرياني باستخدام دارة تنعيم عند الحاجة.

إن قياسات الضغط الوريدي المركزي (CVP) التي تُجرى بتقنيات إدخال قناة دقيقة (قُنية) إبرية أثبتت فائدة بالغة في إدارة الفشل الدوراني الحاد وفي المحافظة على حجم الدم في المشاكل الصعبة لتوازن السوائل. ما تزال مقاييس الضغط المائية البسيطة هي أكثر أجهزة القياس استخداماً، مع ذلك فمن المفضل استخدام مبدلات الضغط عالية الحساسية عند الحاجة إلى قياسات دقيقة. إلا أنه توجد صعوبة في تركيب هذه المبدلات على رأس القثطار إضافة إلى أن التغيرات الصغيرة في الموضع تُسبب أخطاءً كبيرةً في الضغط الوريدي. ومن المشاكل التي يتم مواجهتها في هذه القياسات هي حقن السوائل داخل الوريد بينما تتم عملية قياس الضغط بنفس القثطار.

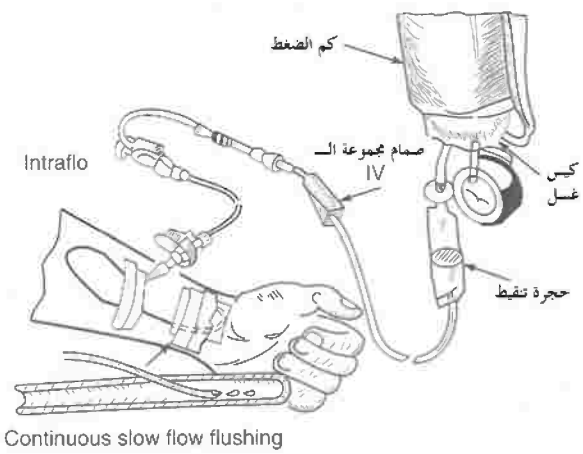
يتم عادة قياس الـ CVP من قثطار متوضع في الوريد الأجوف العلوي. يعكس الـ CVP قيمة الضغط في الأذين الأيمن ويُدعى في بعض الأحيان بضغط الأذين الأيمن، حتى أنه يمكن وضع القثطار في الأذين الأيمن ذاته. إن الأوردة المحيطية الرئيسية التي تُستخدَم كمواقع إدخال لمراقبة الـ CVP هي الوريد العضدي والوريد تحت الترقوة والوريد الرقبي.

عادة ما تكون القثاطر المستخدمة لمراقبة الـ CVP بطول ٢٥ إلى ٣٠ سنتمتر، وباعتبار أنها تبقى في مكانها لفترات زمنية طويلة فإنها معرضة لتشكل غلاف من الليفين على أسطحها الخارجية. إضافة إلى ذلك، فمن الممكن للهواء أن يُسحَب إلى داخل القثطار إذا كان موضوعاً في منطقة ضغط منخفض (بالمقارنة مع الضغط الجوي) مما يؤدي إلى مضاعفات انسداد تخثري، وتُخَفَّض هذه النزعة بالحقن المستمر لمحلول الهيبارين.

كما يجب التأكد من عدم احتمال دخول الهواء. أصبحت المراقبة الإكلينيكية الروتينية للضغط الشريان الرئوي أمراً ممكناً بعد تطوير قثطار سوان غانز، وهو قثطار مرن مزود ببالون في نهاته، الذي يمكن توجيهه بالتدفق من الوريد المحيطي إلى الشريان الرئوي (Swan and Ganz, 1970). تعطي المعلومات حول الضغط الإسفيني للشريان الرئوي أو ضغط نهاية الانبساط للشريان الرئوي دلالة جيدة على ضغط الأذين الأيسر. ويُعتَبَر هذا مؤشراً قيّماً جداً في توقع ومعالجة فشل البطين الأيسر في الإحشاء العضلي القلبي لدى مرضى الجراحة القلبية.

أثبتت الخبرة الإكلينيكية صعوبة في المحافظة على جودة عالية لشكل موجة النبض الشرياني خلال القياسات المباشرة لضغط الدم. تسمح التسربات الصغيرة في المحبس بدخول كميات صغيرة من الدم إلى القثطار حيث تتخثر. يمكن لهذه الجلطات أن تتشكل عند رأس القثطار حتى في النظام عديم التسريب؛ بسبب الحجم الصغير للدم الذي يدخل نتيجة الإزاحة الحجمية للمقياس (٠,٠٤ ميليمتر مكعب لكل ١٠٠ ميليمتر زئبقي) وكذلك أي إزاحة حجمية للفقاعات الهوائية الصغيرة العالقة. يمكن تفادي هذا النوع من التجلط باستخدام نظام غسيل مستمر لرأس القثطار والذي أصبح مُتضَمَناً في مبدلات الضغط المتوفرة في الوقت الحاضر.

إن مصدر السائل لنظام الغسيل (الشكل رقم ٦,٢١) هو كيس بلاستيكي (٦٠٠ ميليليتر) مليء بالسائل الملحي (سيروم) عند ضغط ٣٠٠ ميليمتر زئبقي. يتدفق السائل عالي الضغط خلال مُرَشِّح مسامي (ميليبور: ٠,٢٢ ميكرومتر) وهو مُرَشِّح أساسي؛ لمنع تجلط عنصر المقاومة دقيق الفتحة، ويخدم في ترشيح البكتريا التي تتواجد في السائل. يتم الغسيل المستمر باستخدام عنصر عالي المقاومة لتحويل مصدر الضغط إلى مصدر تدفق، من أجل أنبوب زجاجي بقطر ٠,٠٥ ميليمتر وطول ١ سنتمتر فإن التدفق عبر العنصر مع ضغط ٣٠٠ ميليمتر زئبقي هو ٣ ميليليتر/ساعة تقريباً. كما تَبَيَّنَ أن مُعدَلات التدفق العالية قد تسبب أخطاء هامة عند استخدام قثطار صغير القطر. وكذلك تبين ملائمة معدل التدفق ٣ ميليليتر/ساعة للكبار و٠,٥ ميليليتر/ساعة للصغار. وللملء الأولي للمبدل والقثطار هناك حاجة لميزة الغسيل السريع. يتحقق ذلك باستخدام صمام مطاطي في النظام والذي يسمح عند عمله بغسيل سريع وملء للمبدل وإزالة للفقاعات الهوائية من نظام الغسيل.



الشكل رقم (٦,٢١). نظام غسيل رأس القثطار بطيء التدفق لقياسات الضغط. عن (Courtesy: Hewlett Packard)

يمكن قياس الضغط الوريدي باستخدام مبدل مقياس إجهاد ودارات معالجة إشارة الكترونية مشابهة. ويجب أن تكون هذه المبدلات عالية الحساسية لتُعطي نتائج صحيحة عند ضغوط منخفضة. يتم إرجاع ضغوط الدم دائماً إلى الضغط الجوي عند مستوى القلب، وبناءاً عليه فيجب تطبيق التصحيح المناسب عند إجراء قياسات الضغط الوريدي للتعويض عن اختلاف المستوى بين القلب وموقع القياس. إن قيمة التصحيح هي ٧,٨ ميليمتر زئبقي لكل ١٠ سنتمتر مع العلم أن موقع القياس هو أخفض من مستوى القلب.

الاستجابة الترددية وتعديل التخامد للقثاطر المليئة بالسائل: تتألف مُرَكِبات التردد لنبضة الضغط الطبيعية من مُرَكِبة ذات تردد صفر (dc) ومركبة أساسية عند مُعَدَّل نبض القلب وهارمونيات للمُرَكِبة الأساسية. يجب على نظام

القياس، من أجل تسجيل نبضة الضغط بدون أي تشويه، أن يكون قادراً على تسجيل جميع مركبات التردد بتضخيم وإزاحة طورية متساوية. يتحدد مجال الاستجابة الترددية المنتظم بدءاً من الـ dc من تخمين أعلى معدل نبض قلب متوقع وعدد الهارمونيات التي سوف تؤخذ بعين الاعتبار.

اقترح العديد من المؤلفين أن موجات ضغط الدم تتضمن من ٦ إلى ٢٠ هارمونية مهمة، إلا انه من المقبول وبشكل عام أن الترددات وحتى الهارمونية العاشرة تُنتِج مركبات هامة في نبضة الضغط. وبافتراض أن معدل نبض القلب ٩٠ نبضة/دقيقة فإن هذا المعدل يجب أن يكون نفسه لموجات ضغط الدم الشرياني. يعني ذلك أن الاستجابة الترددية الأعلى يجب أن تكون على الأقل ١٥ هرتز من أجل معدل نبض قلبي ٩٠ نبضة/دقيقة. إن التردد الطبيعي أو تردد الرنين للنظام هو عامل مهم يجب أن يأخذ اهتماماً خاصاً بالنسبة لنظام قياس الضغط ذو عمود السائل. يستطيع نظام القياس أن يستجيب بشكل دقيق فقط للترددات التي تكون أقل بكثير من التردد الطبيعي. إن المعادلة المُبَسَّطة التي تُعرّف التردد الطبيعي للنظام تعطى كالتالي:

$$F = \frac{D}{4}\sqrt{\frac{1}{\pi L}\times\frac{\Delta P}{\Delta V}} \qquad (١)$$

حيث: D: قطر عمود السائل

L: طول عمود السائل

ΔP: تغير الضغط

ΔV: تغير الحجم لتغير ΔP في الضغط

تفترض هذه المعادلة أن كتلة العنصر المتحرك للمبدل صغيرة جداً مقارنة مع كتلة السائل. تُهمل هذه المعادلة ثابت الجاذبية للسائل. إن ΔP هو تغير الضغط ناشئ عن تغير حجم كلي قدره ΔV والناتج بدوره عن تطبيق الضغط المفترض.

نظراً للعطالة والمرونة العالية للأنظمة ذات عمود السائل فإن ترددها الطبيعي عادة ما يكون منخفض جداً ليتناسب مع المتطلبات، بذلك للحصول على تسجيل دقيق لنبضات الضغط هناك ضرورة لشكل ما من التعويض لتحسين الاستجابة الترددية للنظام، ويدعى هذا التعويض بالتخامد. يتأمن التخامد في معظم أنظمة قياس الضغط من المقاومة اللزجة للسائل المتواجد في القثطار وتعطى بالمعادلة التالية:

$$D = \left[\frac{4\,\eta}{(\gamma_c)^3}\right]\left[\frac{l_c}{\pi\,E\,\rho}\right]^{1/2} \qquad (٢)$$

حيث: D : معامل التخامد

ρ : كثافة السائل [غرام/سنتمتر^{٣}]

η : لزوجة السائل [بويس]

γ_c : قطر ثقب القثطار [سنتمتر]

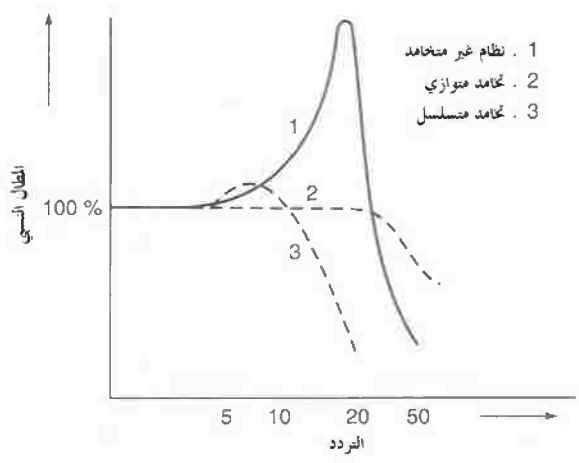
l_c : طول ثقب القثطار [سنتمتر]

E : المرونة الحجمية لعنصر التحسس [داين/سنتمتر^{٥}]

تبين هذه المعادلة أن التخامد يتغير عكساً مع تغير مكعب قطر القثطار (القطر مرفوع للقوة ٣). هناك تعارض بين المعادلتين (١) و(٢) إذ إنه مع تناقص قطر عمود السائل فإن التردد الطبيعي يتناقص بينما يزداد معدل التخامد. لذا يجب التوصل إلى حل وسط للحصول على استجابة ترددية مستوية وأعظمية.

يبين الشكل رقم (٦,٢٢) منحني الاستجابة الترددية لنظام قياس ضغط قثطاري عند ملئه بالطريقة المعتادة بالماء البارد. يجب تخميد النظام بشكل مناسب للحصول على استجابة منتظمة ومستوية. للحصول على أفضل استجابة ترددية، وبشكل مشابه للمسجلات، يجب تحديد معامل التخامد على ٠,٧.

يمكن تغيير التخامد بوضع تَضَيُّق قابل للتعديل في خط التدفق باستخدام إحدى طريقتين. الطريقة الأولى هي المُخَمِّد التسلسلي الذي يَستَخدِم أنبوب شعري يوضع بين القثطار ومقياس الضغط. يمكن في التخميد التسلسلي إحداث تخفيض كبير في ارتفاع قمة الرنين. إلا أن هذا التخميد ينقل قمة الرنين إلى قيمة أقل وهذا ما يجعل الاستجابة الترددية أسوأ مما كانت عليه قبل التخميد. تتم الطريقة الثانية باستخدام مخمد متوازي يتألف من مقاومة إبرية قابلة للتغيير موازية لمقياس الضغط وعلى التسلسل مع أنبوب بلاستيكي مرن متصل إلى حاقن. بإمكان المخمد المتوازي أن يُسَوِّي قمة الرنين ويصبح منحني الاستجابة تقريباً مستوي وصولاً إلى القمة الأصلية.



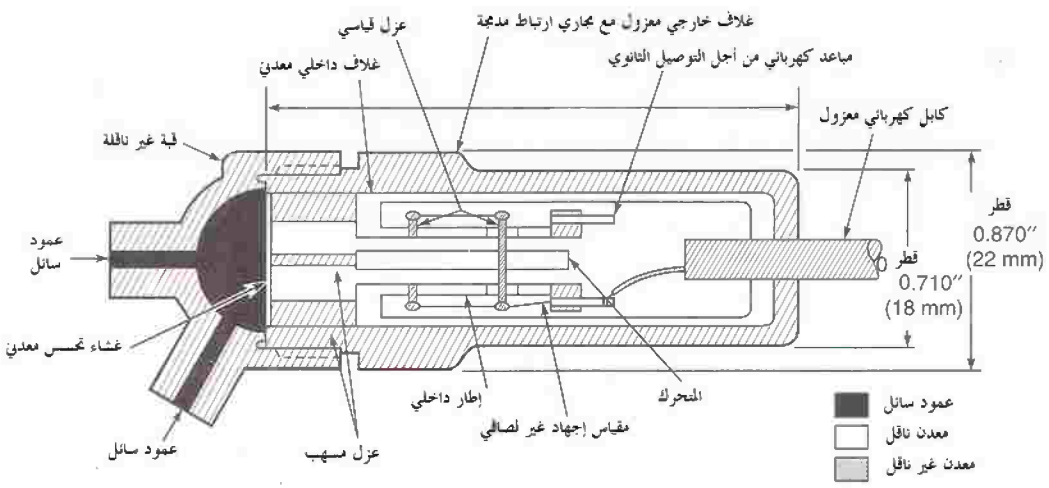
الشكل رقم (٦,٢٢). الاستجابة الترددية لنظام قثطار مليء بالسائل.

يمكن معاوضة التشوه في شكل موجة الضغط الناتج عن الانتقال في القثاطر المليئة بالسائل بالطرائق الالكترونية. يَعتمِد المُعاوض على حقيقة أن القثاطر المليئة بالسائل يمكن أن يوصف بأنظمة من الدرجة الثانية وأن التشوهات الناتجة عن القثاطر هي نماذج عن خرج هذه الأنظمة. ومن الواضح أن المُعاوض ذو تابع التحويل المعاكس تماماً لنظام الدرجة الثانية هذا سوف يُسرّع استرجاع شكل الموجة الأصلية.

يجب تحديد خطية أنظمة قياس الضغط الإكلينيكية القثطارية عند محاولة تقييم التشوه في الضغط الناتج عن هذه الأنظمة. يُعتبر النظام خطياً إذا كانت معاملات تابع التحويل للنظام مستقلة عن الضغط والزمن في المجال التطبيقي للضغط والتردد. ويجب التنويه أن تحديد الخطية يتم بشكل إفرادي للقثاطر المختلفة عن بعضها في البنية المقطعية العرضية.

اعتبارات خاصة في تصميم مبدلات الضغط للتطبيقات الطبية: تُربط عادة مبدلات الضغط الفيزيولوجية مباشرة إلى قلب المريض لذلك يجب أن تضمن هذه المبدلات سلامة تامة للمريض. لذا يجب أن يؤمن بناء المبدلات عزل سليم للمريض. يبين الشكل رقم (٦,٢٣) بنية أحد هذه المبدلات من شركة (M/S American Optical, USA). لهذا المبدل ثلاث أنماط من العزل: (١) عزل خارجي للحجرة بواسطة طبقة بلاستيكية تؤمن حماية من الجهود الكهربائية الدخيلة. (٢) عزل داخلي معياري للعناصر الحساسة (الجسر) لحمايتها من باطن الحجرة ومن الإطار. (٣) عزل داخلي إضافي للإطار لحمايته من الحجرة والغشاء في حال انقطاع الأسلاك.

تضمن هذه الطريقة عزل المريض وعمود السائل من جهد الإثارة الكهربائية حتى في حال فشل العزل الداخلي المعياري. إن القيمة العظمى للتسريب هي عادة ٢ ميكروأمبير عند جهد متناوب ١٢٠ فولت /٦٠ هرتز.



الشكل رقم (٦,٢٣). مقطع عرضي في مبدل الضغط يبين العزل التام للمريض. عن (Courtesy: American Optical)

تُستخدَم مبدلات الضغط كثيراً في وحدات العناية المشددة ومختبرات القثطرة القلبية وفي حالاتٍ أخرى يُستخدم فيها مزيلات الرجفان على المريض. في حال انكسار المبدل عند تطبيق صدمة إزالة الرجفان على المريض وبافتراض أن ممانعة القثطار هي ١ ميغا أوم فإن تيار الأرضي خلال المبدل سيكون بمرتبة بضعة ميلي أمبيرات. من المحتمل أن لا يكون هذا التيار مهماً بالنسبة للمريض وذلك من معرفة تَحَمُّل المريض لتدفق التيار العالي جداً بين أقطاب مزيل الرجفان، ومع ذلك فهناك احتمال حدوث ضرر غير قابل للإصلاح للمبدل. لذا يجب أن تكون المبدلات قادرة على تحمل الجهود الكهربائية العالية الناشئة عن إجراءات الجراحة الكهربائية أو إزالة الرجفان ولهذا السبب يجب يكون الحد الأدنى لجهد الانهيار ١٠,٠٠٠ فولت (dc).

يجب تعقيم مبدلات الضغط الفيزيولوجية قبل كل استخدام وهذا عمل مُكلف ويستهلك وقت ويؤدي إلى تلف المبدل بسبب التنظيف والتعقيم. وقد تم التغلب على هذه المشكلة بتصميم قطعة غلاف الغشاء ذات الاستخدام للمرة الواحدة والمعقمة مسبقاً والمزودة بغشاء يؤمن عازل معقم بين المريض والمبدل.

إن مبدلات الضغط أجهزة حساسة وتتأثر بشكل غير مناسب بطرائق التعقيم بالبخار وأشعة غاما، لذا يجب عدم استخدام هذه الطرائق. الطريقة المفضلة هي التعقيم بغاز أكسيد الاثيلين يتبعها التهوية اللازمة. كما يُعتبر التعقيم الكيميائي مقبولاً بشرط المعرفة الشاملة لمواد التعقيم والإجراءات. يجب عدم استخدام التنظيف بالأمواج فوق الصوتية لأنه يؤدي إلى عطب المبدل، كما يجب عدم استخدام الأدوات الحادة والقاسية وبالأخص بمقربة من الغشاء. يجب إزالة التلوث والمواد الدقيقة والترسبات بنقع المبدل لبضع دقائق فقط في محلول تنظيف مقبول أو في محلول تطهير. يجب من أجل أفضل أداء تشغيلي عدم تعريض المبدل لدرجة حرارة أعلى من ٦٥ درجة مئوية (للفترات الزمنية القصيرة) أو ٥٠ درجة مئوية للفترات الزمنية المطولّة. يجب تنظيف المبدل بشكل شامل بأقرب وقت ممكن بعد كل استخدام والمحافظة عليه بحالة نظيفة للحصول على الخدمة الأطول والأفضل.

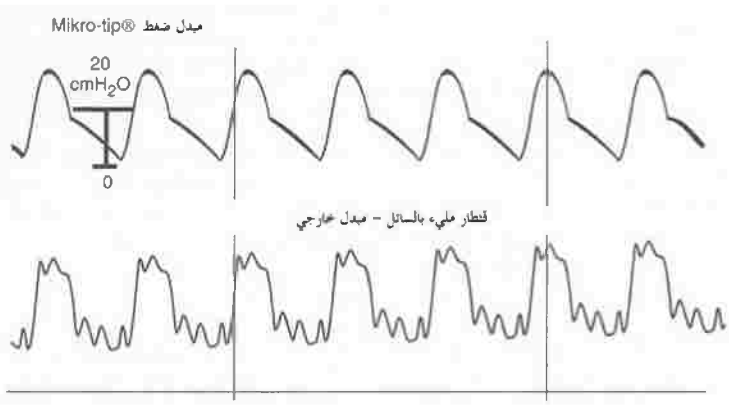
إحدى الإساءات المعتادة للمبدلات الفيزيولوجية هي تطبيق ضغط يتجاوز ضغط العمل إما بالوقوف على خط الضغط أو بغسيل المبدل عندما يكون الخرج مغلقاً. ومن المعروف أن تطبيق وزن ٢ كيلوغرام على حاقن ذي الاستخدام للمرة الواحدة يؤدي إلى توليد ضغط ١٠,٠٠٠ ميليمتر زئبقي تقريباً. يجب ألاّ تتغير معايرة المبدل بشكل كبير (أكثر من ١٪) بعد تطبيق الضغط الأعظمي الاعتباري. يختلف ضغط تمزق الغشاء لمبدلات الضغط وفقاً للشركة الصانعة، وعادة ما يكون ضغط تمزق الغشاء في المجال من ٣٠٠٠ إلى ١٠,٠٠٠ ميليمتر زئبقي.

مبدلات الضغط مقثطرة الرأس: تتصف القثاطر المليئة بالسائل وأنظمة مبدلات الضغط الخارجية لقياس الضغوط داخل الأوعية بمحدودية الاستجابة الديناميكية، وقد تم حل هذه المشكلة إلى حد ما باستخدام مبدلات ضغط مصغرة مقثطرة الرأس. تم شرح أحد هذه المبدلات والتي تستخدم حساس ضغط من نوع مقياس الإجهاد نصف الناقل من قِبَل (Miller and Baker, 1973).

يبلغ طول هذا المبدل ١٢ ميليمتر وقطره ١,٦٥ ميليمتر ومثبت على رأس قثطار تفلوني قياس No5 فرنش وبطول ١,٥ متر. تحمل النهاية الأخرى للقثطار توصيلة كهربائية لتوصيل المبدل إلى مصدر الإثارة ومكيف الإشارة. يوجد ثقب في هذه التوصيلة يؤمن فتحة إلى الجو المحيط من أجل الوجه الخلفي للغشاء. يتألف الجزء الفعال للمبدل من غشاء من المطاط السيليكوني ذو مساحة فعالة ٠,٧٥ ميليمتر مربع. ينتقل الضغط المطبق على الغشاء بالارتباط إلى اثنين من مقاييسّ الجهد السيليكونية والتي تشكل نصف جسر، بينما يتألف النصف الآخر من الدارة الكهربائية.

يعطي المبدل خرجاً عالياً (٠,١ فولت لكل ٣٠٠ ميليمتر زئبقي) عند إثارة ٣,٥ فولت ويبدي استقرارية حرارية ممتازة بقيمة ±٠,١٥ ميليمتر زئبقي/درجة مئوية ضمن مجال درجة الحرارة المحيطة ٢٥-٤٠ درجة مئوية. إن مجال العمل للمبدل هو ±٣٠٠ ميليمتر زئبقي مع انزياح حجمي ٢×١٠$^{-٣}$ ميليمتر مكعب لكل ١٠٠ ميليمتر زئبقي. تسمح الاستجابة الديناميكية للمبدل بتسجيل الضغوط العابرة بدقة متناهية في أي مكان في الجهاز الوعائي. كما يعتبر المبدل مناسباً بشكل مثالي، باعتبار أن تردد الرنين الطبيعي هو ١٥ كيلوهرتز، للدراسات التي تتطلب تحليل دقيق للضغوط وشكل موجة الضغط وبالأخص مشتقات أشكال الموجات. إن للمبدل عازل من "الريزين الايبوكسي" داخل رأس عنصر مقياس الإجهاد يعطي تيار تسريب أقل من ٠,٥ ميكروأمبير عند تطبيق جهد ١٥٠ فولت. وباعتبار أن نظام المبدل صُمِم ليعمل عند جهد إثارة قدره ٥,٤ فولت فإن تيار التسريب من هذا المصدر سيكون في مرتبة ٠,٠٢١٦ ميكروأمبير والذي هو أصغر من أي مستوى تيار متناوب يمكن أن يُعتَبَر خطيراً بالنسبة للقثاطر الموضوعة مباشرة ضمن حجرات القلب.

استخدم (Nichols and Walker, 1974) مُبَدل مقثطر الرأس نوع ميلر (Miller) نموذج PC-350 وهو نسخة معدلة عن المبدل المشروح سابقاً ومُصنَّع في شركة (Miller Instruments Inc., Houston, Texas, USA) في التجارب والعمل الإكلينيكي وتبين أن المبدل يعمل بشكلٍ مُرضٍ مقارنةً مع الأنظمة المليئة بالسائل (الشكل رقم ٦,٢٤).

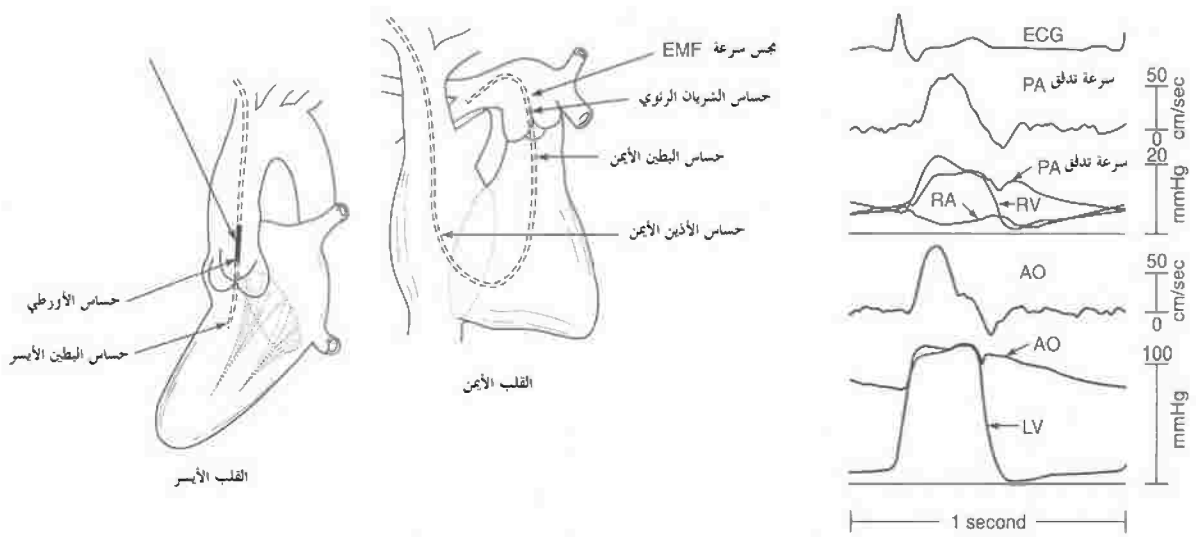


الشكل رقم (٦,٢٤). تتبع متناهي الدقة للضغط في الشريان الرئوي باستخدام حساس ضغط ميكروي الرأس وتتبع متزامن مع تشويش صنعي باستخدام قثطار مليء بالسائل. عن (Courtesy: Miller Instruments Inc).

كما تبين إمكانية التسجيل الدقيق للتغيرات المُستَنتَجة مثل المعدل الأعظمي لتغير ضغوط البطين الأيسر (تغير الضغط/تغير الزمن dP/dt)، إلا أن هذه التغيرات كانت أخفض من تلك المقاسة باستخدام الأنظمة المليئة بالسائل. يمكن استخدام المبدلات مقثطرة الرأس المزودة بحساس سرعة السائل؛ لإجراء قياسات متناهية الدقة للضغط والسرعة بشكل متزامن وفي وموقع واحد أو أكثر في القلب (الشكل رقم ٦,٢٥).

بيّن (Matsumoto et al, 1978) أن مبدلات الضغط مقثطرة الرأس لا تبقى مستقرة مع تغيرات الحرارة ومع الاستخدام الإكلينيكي الطويل. يمكن أيضاً المعاناة من مشاكل تتعلق بالسلامة؛ بسبب التوصيل المباشر بين الأجهزة الإلكترونية الخارجية والقلب. للتغلب على هذه المشاكل تم اقتراح استعمال الألياف الضوئية لمبدل الضغط مقثطر الرأس لقياس الضغوط داخل القلب. يقوم العنصر الكهرضوئي للمبدل باكتشاف الضغط ويكون خرج الجهد متناسباً طردياً مع الضغط المطبق.

تُظهر مقارنة أشكال الموجات وكذلك التحليل الترددي أن خصائص القثطار ذا الألياف الضوئية هي بشكل مؤكد أدنى من خصائص القثطار رأسي المبدل.



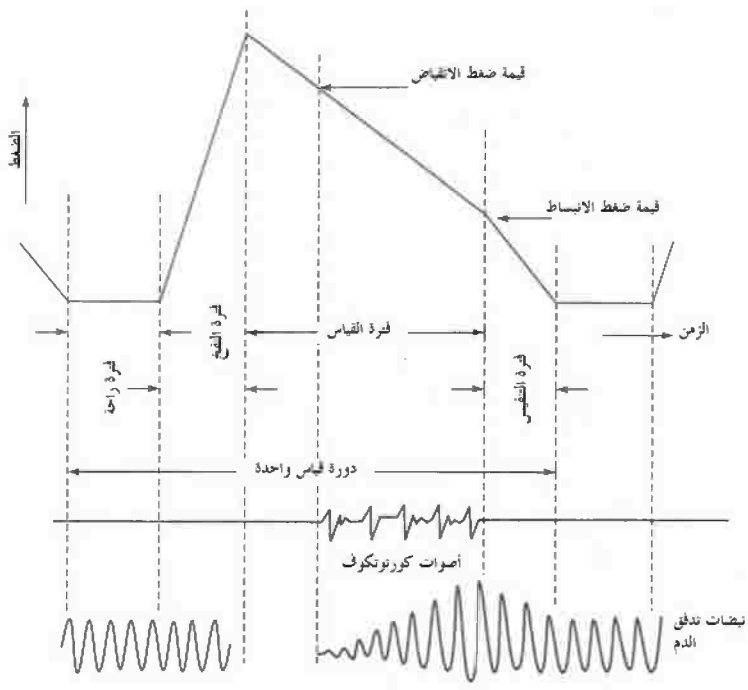
الشكل رقم (٦,٢٥). تسجيل متزامن لإشارات سرعة تدفق الشريان الرئوي والشريان الأورطي مع أشكال موجات الـ ضغط باستخدام المبدلات ميكروية الرأس. عن (Courtesy: Miller Instruments Inc).

(٦,٧,٢) الطرائق غير المباشرة لقياس ضغط الدم

Indirect Methods for Blood Pressure Measurement

إن الطريقة التقليدية للقياس غير المباشر لضغط الدم تتم باستخدام كم ضغط فوق الطرف الذي يتواجد فيه الشريان. قُدِمَت هذه التقنية من قِبَل (Riva-Rocci) لتحديد ضغطي الانقباض والانبساط. يتم في البدء رفع الضغط في الكم إلى مستوى أعلى من ضغط الانقباض بحيث يتوقف التدفق في الشريان بشكل كامل. ثم يتم تحرير الضغط في الكم بمُعَدَّل محدد، وعندما يصل ضغط الكم إلى مستوى أخفض من ضغط الانقباض يحدث تدفق وجيز. وإذا سُمِحَ لضغط الكم بالانخفاض أكثر ليصبح أخفض من قيمة ضغط الانبساط فإن التدفق يصبح طبيعي وغير مُقطَّع.

تنحصر المشكلة في النهاية في تحديد اللحظة الصحيحة التي يبدأ فيها الشريان بالفتح وتلك التي يفتح فيها الشريان بشكل كامل. إن طريقة كوروتكوف هي المستخدمة عادة في مقاييس ضغط الدم التقليدية وتعتمد على الأصوات الناتجة عن تغيرات التدفق. تَظهَر الأصوات (الشكل رقم ٦,٢٦) لحظة انخفاض ضغط الكم عن ضغط الانقباض. تنتج الأصوات عن التدفق المضطرب الوجيز الذي ينتهي بالانطباق الحاد للوعاء وتبقى هذه الأصوات مع استمرار انخفاض ضغط الكم. تختفي هذه الأصوات أو تتغير خصائصها لحظة انخفاض ضغط الكم عن ضغط الانبساط عندما ينتهي تقطع التدفق. إن تقنية مقياس ضغط الدم هي طريقة سمعية، تعتمد على تَعَرُّف المُستخدِم لحدوث واختفاء أصوات كوروتكوف مع تغيرات ضغط الكم.



الشكل رقم (٦,٢٦). مبدأ قياس ضغط الدم اعتماداً على أصوات كوروتكوف.

صُمِمَّت العديد من أجهزة قياس ضغط الدم الآلية التي تعتمد على طريقة (Riva-Rocci). تعمل هذه الأجهزة بأسلوب مشابه للأسلوب المطبق من قبل المستخدم البشري ولكن تختلف في طريقة تحديد نبض تدفق الدم عند مستويي الانقباض والانبساط. يجب في أجهزة ضغط الدم الإلكترونية الآلية تحديد حزم التردد التي تُميز بشكل موثوق أصوات كوروتكوف عند الانقباض والانبساط من الأصوات التي تلي هذه الأحداث مباشرة.

قام (Golden et al, 1974) بتحليل خاص لسبعة أصوات كوروتكوف متركزة حول الحدثين السمعيين للانقباض والانبساط ووجد أن الزيادة العظمى في المطال عند التغير الانقباضي تحدث عند الحزمة ١٨-٢٦ هرتز. كما لوحظ وبشكل مشابه أن الانخفاض الاعظمي في الطاقة الطيفية لأصوات كوروتكوف الانبساطية، عند توقف سماع الأصوات، يحدث ضمن حزمة تمرير ٤٠-٦٠ هرتز.

(٦,٧,٢,١) جهاز قياس ضغط الدم الآلي باستخدام طريقة كوروتكوف

Automatic Blood Pressure Measuring Apparatus using Korotkoff's Method

تتألف الطريقة من وضع كم ضغط حول الجزء العلوي من ذراع المريض واستعمال ميكروفون فوق الشريان العضدي. يتوفر الهواء المضغوط اللازم لنفخ الكم من نظام ضخ مدمج مع جهاز القياس. عادة ما يتم النفخ إلى مستوى ضغط محدد مسبقاً ويتجاوز بشكل كاف قيمة ضغط الانقباض وبمعدل ٣٠ ميليمتر زئبقي/ثانية تقريباً. عندئذ يتم تخفيض الضغط في الكم بسرعة بطيئة وبمعدل ٣-٥ ميليمتر زئبقي/ثانية. يُستعمَل الكم بطريقة لا تؤدي إلى انسداد الأوردة.

تُلتَقَط أصوات كوروتكوف مع تسرب الهواء خارج الكم باستعمال ميكروفون كهرضغطي خاص. تُغذى الإشارات الكهربائية الناتجة إلى مضخم أولي، ثم تُمرر الإشارات المُضَخَمة على مرشح تمرير حزمة بعرض حزمة ٢٥-١٢٥ هرتز. يُستخدَم عرض الحزمة هذا يتم للحصول على قيمة جيدة لنسبة الإشارة - إلى- الضجيج عند تسجيل أصوات كوروتكوف من الشريان العضدي بأسفل الطرف المنخفض للكم. يُصمم النظام بحيث أنه يُفَعِل قياس الضغط الانقباضي ويُقفِل على القراءة الظاهرة على المقياس. يتم مشابه تثبيت القيمة الانبساطية عند آخر صوت من أصوات كوروتكوف. يُنَفَّس الكم بشكل كامل آلياً بعد تحديد قيمة الانبساط بفترة زمنية ٢-٥ ثانية.

تتعرض التجهيزات التي تعمل على هذا المبدأ إلى أخطاء خطيرة، وبالأخص بالنسبة للمرضى القلقين، إلا إذا تم اتخاذ الخطوات اللازمة لضمان الحماية من التشويش الصنعي. إحدى طرائق الحماية هذه هي تصميم نظام التحكم بحيث يتبع الصوت الأول، عند تسجيل الضغط، صوت ثاني ضمن فاصل زمني محدد مسبقاً. وإذا لم يحدث ذلك يتم آلياً إلغاء القيمة المسجلة ويبدأ القياس مرة أخرى بالأصوات اللاحقة. إن دقة القياس لمثل هذا النوع من التجهيزات ليس عالي جداً والخطأ (±٥ ميليمتر زئبقي) هو عادة بنفس مرتبة الخطأ الذي يتم الحصول عليه في أجهزة قياس ضغط الدم الإكلينيكية.

تتألف دورة القياس الكاملة من نفخ الكم ثم التنفيس التحكمي ثم التقاط وتقييم أصوات كوروتكوف ثم تثبيت ضغطي الانقباض والانبساط ومن ثم التنفيس الكامل للكم. تبدأ الدورة بتأخير زمني ويتم التحكم بالعمل بنبضة قيادة، ومع ذلك يبقى التشغيل اليدوي أمراً ممكناً.

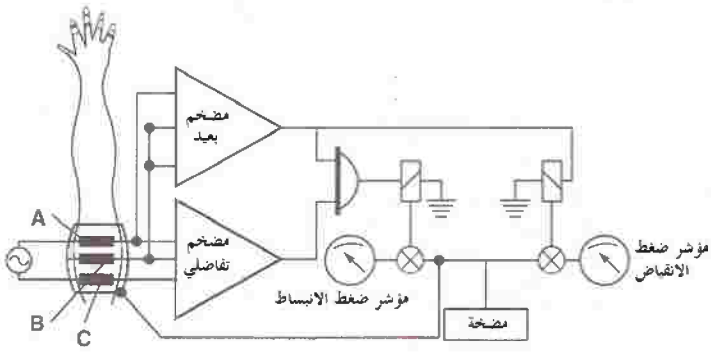
هناك العديد من العيوب التي تقيد استعمال طريقة (Riva-Rocci)، ومن المتوقع أن أخطر عيب من هذه العيوب هو أن القياس غير مستمر. حتى بالنسبة لعملية قياس واحدة فإن هناك عدة دورات قلبية تقع بين فترتي تحديد ضغطي الانقباض والانبساط. أيضاً، هناك أخطاء كبيرة شائعة باعتبار أن الضغط المطبق على الجدار الخارجي للوعاء الدموي قد لا يكون من الضروري مطابقاً لضغط الكم ولكنه مُخَفَف بالنسج التي تقع بينهما، وبذلك فإن التحديد الدقيق لحالة التدفق أمراً غير ممكناً. إن هذه المشكلة خطيرة لدرجة أنه في معظم القياسات التي تتم بأجهزة تعتمد على هذه الطريقة فإن قيمة ضغط الانبساط هي أقل وثوقية من قيمة ضغط الانقباض. يمكن تحديد ضغط الانبساط بدقة أكبر وبوثوقية أفضل إذا تم تضخيم خرج الميكروفون وإرساله إلى مسجل الرسوم البيانية. يمكن معايرة المسجل بالنسبة للضغط وذلك بتغذية إشارات محاكاة تُمَثِل ٦٠، ١٢٠، ١٨٠، ٢٤٠، ٣٠٠ ميليمتر زئبقي.

يجب أن تكون أنظمة الضخ الآلية المدمجة لنفخ وتنفيس الكم مزودة بأجهزة سلامة بحيث أن المريض لا يشعر بأي انزعاج في حال فشل النظام. يجب أن تتوفر التدابير الاحتياطية اللازمة للإنهاء الآني للضخ إذا وصل ضغط الكم إلى قيمة عظمى أعلى من قيمة الانقباض المحددة مسبقاً ويجب أن لا يُسمَح للضغط في الكم بأن يتجاوز ٣٠٠ ميليمتر زئبقي في أي حال من الأحوال. كما يجب توفر نظام إضافي لإيقاف المضخة عند أي ضغط بعد ٢٠ ثانية من البدء وتنفيس الكم بمعدل ثابت. يجب أن تَضمَن هذه التجهيزات أن لا يصل الضغط في الكم إلى قيمة عالية جداً وأن لا يستمر الضغط لأكثر من ٢٠ ثانية تقريباً.

(٦,٧,٢,٢) طريقة تخطيط الممانعة The Rheographic Method

تم تطوير جهاز آلي بشكل كامل لقياس ضغطي الدم الانقباضي والانبساطي باستخدام كم الضغط (Riva-Rocci) العادي ومبدأ كشف تخطيط الممانعة للنبضة الشريانية. في هذه الحالة، يُشكِل تغير الممانعة عند نقطتين تحت كم الإغلاق أساس كشف ضغط الانبساط.

يتم في هذه الطريقة وضع ثلاثة الكترودات متصلة إلى الكم بشكل ملامس للجلد (الشكل رقم ٦,٢٧)، ويجب أن يكون الاتصال بين الالكترودات والجلد جيداً لتخفيض ممانعة اتصال الإلكترود- الجلد. يعمل الإلكترود B كإلكترود مشترك ويوضع بعيداً قليلاً عن خط منتصف الكم، بينما يوضع الالكترودين A وC على مسافة محددة قبل وبعد الإلكترود B. يتصل الالكترودين A وC إلى منبع تيار عالي التردد يعمل عند ١٠٠ كيلوهرتز. يُبَين قياس الممانعة بين أي الكترودين قبل انضغاط الكم تعديلاً مطابقاً لنبض تدفق الدم في الشريان، وبذلك يمكن كشف النبضات الشريانية بفك تعديل وتضخيم هذا التعديل.



الشكل رقم (٦,٢٧). قياس ضغط الدم غير المباشر بطريقة تخطيط الممانعة.

عندما يُنفَخ الكم إلى قيمة أعلى من الانقباض لا يتم كشف أي نبضة من قبل الإلكترود A. تظهر النبضة لحظة انخفاض ضغط الكم عن مستوى الانقباض. يُسبب ظهور أول نبضة شريانية بعيدة إشارة كهربائية تقوم بتفعيل صمام يُثبت مؤشر مقياس الضغط على قيمة الانقباض. تتواجد الإشارة التفاضلية بين الالكترودين A و C طالما أن الضغط داخل الكم يقع بين قيمتي الانقباض والانبساط. وسبب ذلك هو إعاقة تدفق الدم تحت كم الإغلاق وأن النبضة التي تظهر عند الإلكترود A تكون متأخرة زمنياً عن النبضة التي تظهر عند الإلكترود C. عندما يصل ضغط الكم إلى قيمة ضغط الانبساط لا يكون هناك أي إعاقة لتدفق الدم وتختفي الإشارة التفاضلية، عند ذلك تَصدُر إشارة أمر ويشير مقياس الضغط إلى ضغط الانبساط.

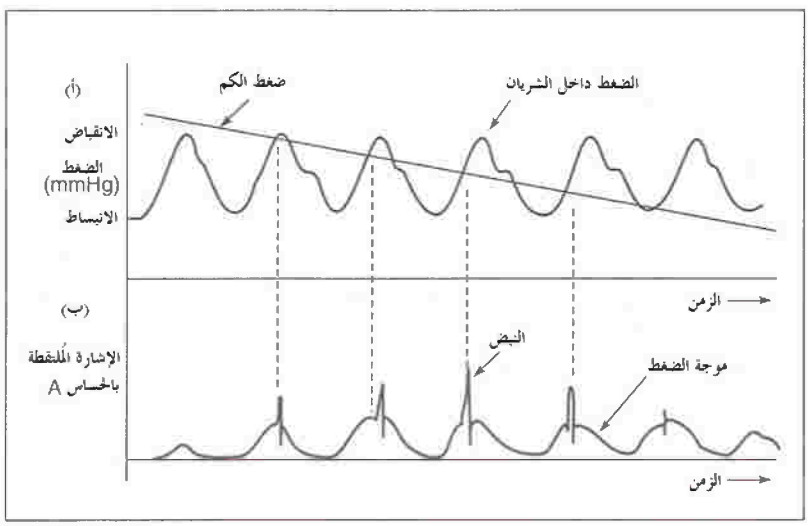
ليس هناك حاجة للوضعية الدقيقة للكم في طريقة تخطيط الممانعة لقياس ضغط الدم كما هو الحال في ميكروفون كوروتكوف والذي يجب أن يُثَبَّت بدقة فوق الشريان، وكذلك فإن القراءات لا تتأثر بالأصوات المحيطة.

يُشبه جهاز تخطيط التحجم الكهرضوئي طريقة تخطيط الممانعة غير الباضعة لقياس ضغط الدم الشرياني. يقوم جهاز تخطيط التحجم الكهرضوئي بكشف نبضة الحجم القلبية ويحولها إلى إشارة كهربائية. يُستخدم معدل تغير حجم الدم النبضي في موقع محيطي، مثل شحمة الأذن أو رأس الإصبع، للدلالة على مطال ضغط الدم الانقباضي الشرياني بعد المعايرة مقابل وسائل قياس ضغط الدم المعيارية. يكون الترابط أقرب بين معدل تغير حجم الدم النبضي المحيطي وضغط الانقباض للدم الشرياني إذا تم قياس هذه الكميات خلال جزء من كل دورة قلبية، أي خلال فترة الانبساط أو الانقباض وللحظة واحدة خلال هذه الفترة.

(٦,٧,٢,٣) التقنية السمعية التفاضلية Differential Auscultatory Technique

إن التقنية السمعية التفاضلية هي طريقة غير باضعة لقياس ضغط الدم بشكل دقيق. يقوم حساس مُثَبَّت على كم الضغط، يتألف من زوج من عناصر حساسة للضغط، بعزل الإشارة الناشئة في كل مرة يُجبَر فيها الشريان على الفتح.

يبين الشكل رقم (٦,٢٨) كيف تتولد النبضات عالية التردد في كل مرة يَتجاوز فيها الضغط داخل الوعاء ضغط الكم. طالما أن ضغط الكم أكبر من ضغط الشريان فإن الشريان يبقى مغلقاً ولا تتولد أي نبضة. إلا أنه وفي أقرب لحظة يرتفع فيها الضغط داخل الشريان إلى قيمة تتجاوز لحظياً ضغط الكم فإن الشريان يفتح بشكل خاطف وتتولد نبضة. ومع فتح الشريان يتدفق الدم خلاله مما يؤدي إلى حدوث إشارة موجة الضغط منخفضة التردد والتي تستمر حتى ينخفض ضغط الشريان دون ضغط الكم، يتكرر هذا الإجراء حتى ينخفض ضغط الكم إلى قيمة دون ضغط الانبساط.

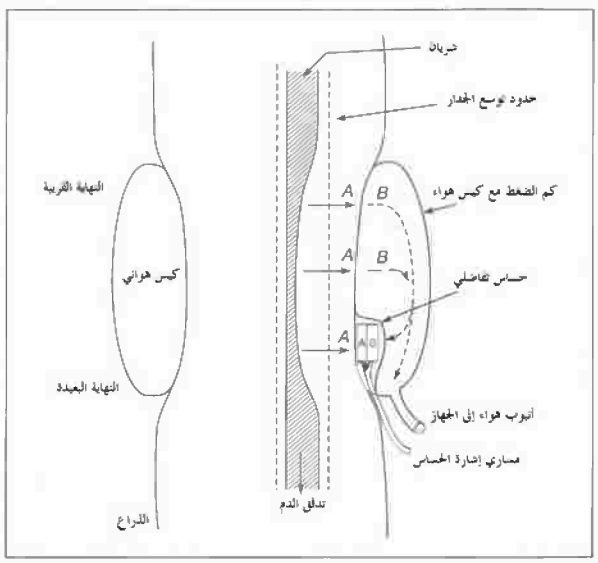


الشكل رقم (٦,٢٨). (أ) مخطط يبين العلاقة بين ضغط الكم والضغط داخل الشريان. (ب) الإشارة المتولدة من التغيرات النسبية للضغوط.

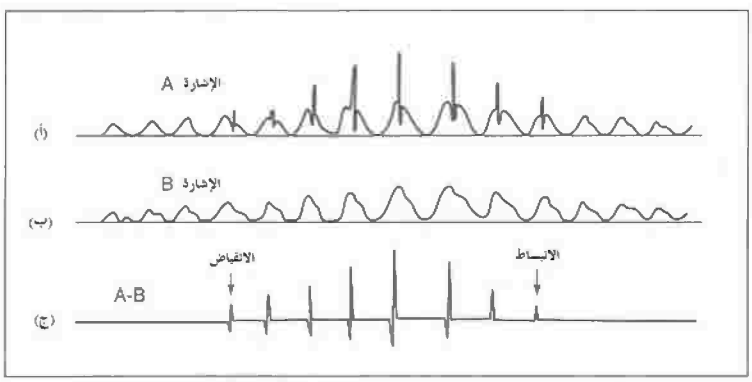
يمثل الشكل رقم (٦,٢٩) رؤية مقطعية للذراع مع كم الضغط مُغلِقاً الشريان العضدي بشكلٍ جزئي. في كل مرة يفتح فيها الشريان تتولد الإشارة المبينة في الشكل رقم (٦,٣٠). يجب ملاحظة أن هذه الإشارة تتألف من مُكَوِنة بطيئة الصعود منخفضة التردد (في مجال التردد ٠,٥–٥ هرتز) مع نبضة سريعة (بترددات ١٠–٨٠ هرتز تقريباً) مُرَكَبة عليها. تنتقل هذه الإشارة ، والمشار إليها بالأسهم A في الشكل رقم (٦,٢٩)، من الشريان إلى كلاً من الحساس والكيس الهوائي في الكم.

يتم تخميد المُكَوِنة عالية التردد بشكل كبير بسبب خصائص الكيس الهوائي وتبقى فقط الإشارة منخفضة التردد كما هو مبين في الشكل رقم ((ب) ٦,٣٠). وبذلك تنتقل فقط الإشارة منخفضة التردد إلى طرف الحساس المواجه للكيس الهوائي، كما تدل الأسهم B في الشكل رقم (٦,٢٩). كما تنتقل معظم إشارات التشويش الصنعي (الإشارات غير المرغوبة بسبب الحركة، الخ) إلى طرفي الحساس باعتبار أنها تقع في مجال التردد دون ١٠ هرتز.

يتحدد ضغط الانقباض على أنه الضغط الذي يحدث عنده أول فتح للشريان، كما هو مبين بالنبضة الأولى في الشكل رقم ((ج) ٦,٣٠)، كون النبضة تولدت أول مرة أُجبر فيها الشريان أن يفتح بتأثير الضغط داخله. يتحدد ضغط الانبساط بشكل مشابه على أنه الضغط الذي تختفي عنده الإشارة التفاضلية جوهرياً لأن ذلك يتوافق مع آخر مرة تم إجبار الشريان فيها على الفتح. يَطرَح الحساس التفاضلي إشارة الطرف B من إشارة الطرف A وبذلك يتم إلغاء مُكَوِنة موجة الضغط وإشارات التشويش الصنعي الحركية وعزل أصوات كوروتكوف عالية التردد.



الشكل رقم (٦,٢٩). رؤية مقطعية تبين كشف الإشارة.



الشكل رقم (٦,٣٠). (أ) الإشارة المتولدة من الشريان مع تنفيس الكم. (ب) الإشارة A بعد ترشيحها في كيس الهواء (مكافئة للإشارة الاهتزازية المتولدة بتوسع جدران الشريان، الترددات هي في ا ال ٠,٥–٥ هرتز). (ج) الإشارة التفاضلية بسبب فتح وإغلاق الشريان (مجال التردد ١٠–٨٠ هرتز).

(٦,٧,٢,٤) طريقة القياس الاهتزازية Oscillometric Measurement Method

تتمتع الطريقة الاهتزازية الآلية لقياس ضغط الدم غير الباضع بمميزات بارزة على الطريقة السمعية. لا تعيق المستويات العالية لضجيج البيئة المحيطة، مثل تلك التي تتواجد في الغرف الإكلينيكية أو الإسعافية، قياس الضغط بتقنية الاهتزاز لأنها لا تستخدم الصوت لقياس ضغط الدم. إضافة إلى ذلك، فإن توضع الكم في الطريقة الاهتزازية ليس بالأمر الحرج كما هو الحال في الطريقة السمعية أو طريقة دوبلر باعتبار أنها تقنية لا تتطلب ميكروفون أو مبدل في الكم. تعمل الطريقة الاهتزازية بدون فقدان كبير في الدقة حتى عند وضع كم الضغط فوق غطاء الذراع الأيمن. يمكن استخدام كم الضغط بالقياس المناسب على الساعد أو الفخذ أو الشظية أو على الموقع التقليدي وهو أعلى الذراع. إن سيئة الطريقة الاهتزازية، كما هو الحال في الطريقة السمعية، هي القراءات غير الصحيحة أو احتمال الفشل بالحصول على القراءة إذا كان هناك حركة زائدة أو اهتزازات خلال عملية القياس.

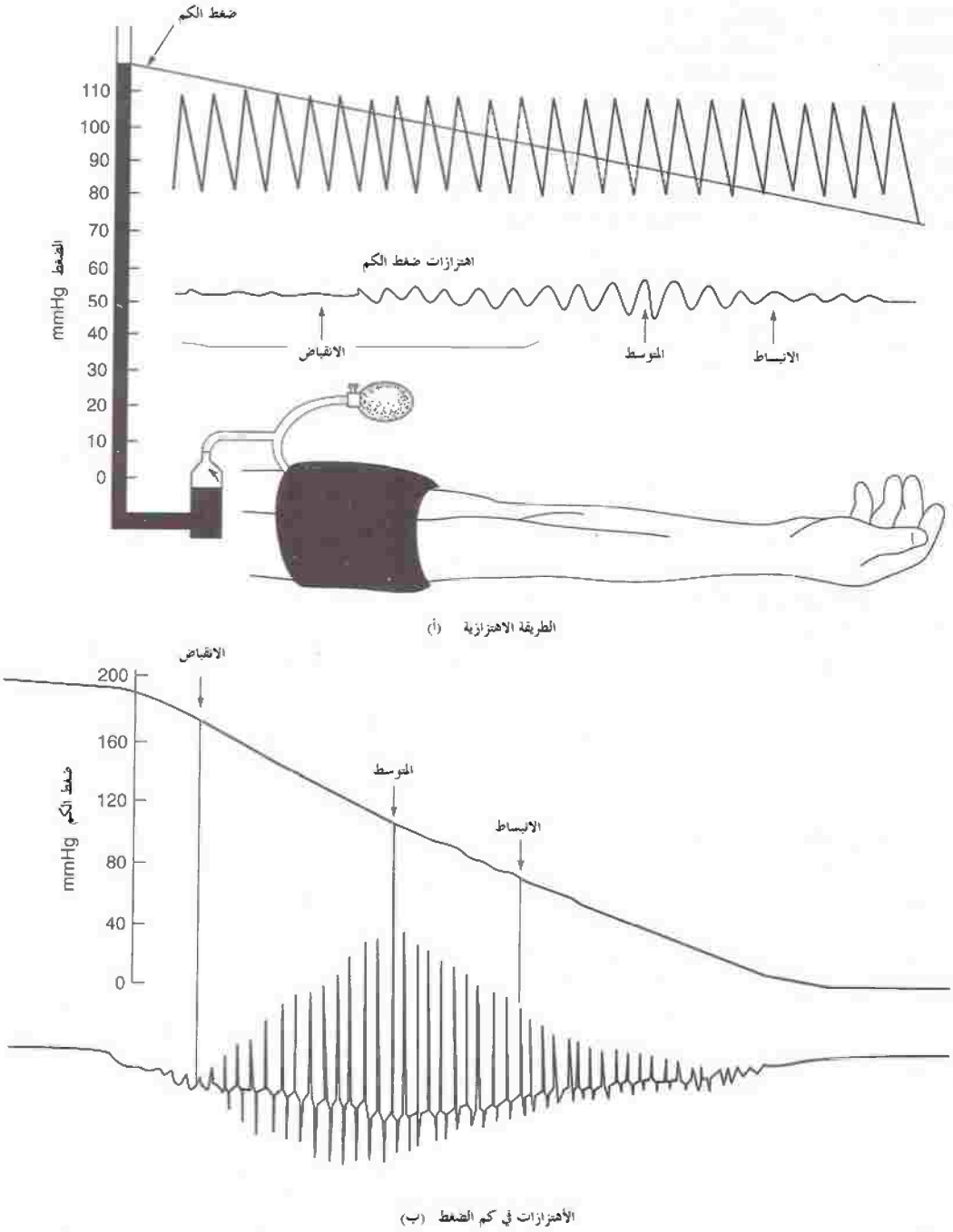
يعتمد مبدأ عمل تقنية الاهتزاز على حقيقة أن جدران الشريان تبدأ بالاهتزاز مع تنفيس كم الضغط من مستوى أعلى من ضغط الانقباض لأن الدم يجري بشكل مضطرب خلال الشريان المغلق جزئياً، ويمكن تحسس هذه الاهتزازات في نظام المبدل الذي يراقب ضغط الكم. تزداد هذه الاهتزازات إلى مطال أعظمي مع استمرار انخفاض ضغط الكم ومن ثم يتناقص مع تنفيس الكم بشكل كامل حيث يعود تدفق الدم إلى حالته الطبيعية.

يماثل ضغط الكم عند نقطة الاهتزازات العظمى متوسط الضغط الشرياني. تترابط النقطة الأعلى من متوسط الضغط التي يبدأ عندها مطال الاهتزازات بالازدياد بشكل سريع مع ضغط الانقباض (الشكل رقم ٦,٣١). تم التوصل وبرهنة هذه الترابطات تجريبياً ولكن لم يتم شرحها فيزيولوجياً حتى الآن. تتحدد القيمة الفعلية لضغط الدم في الجهاز الاهتزازي بخوارزمية ذات مُلكية خاصة يتم تطويرها في الشركة الصانعة للجهاز.

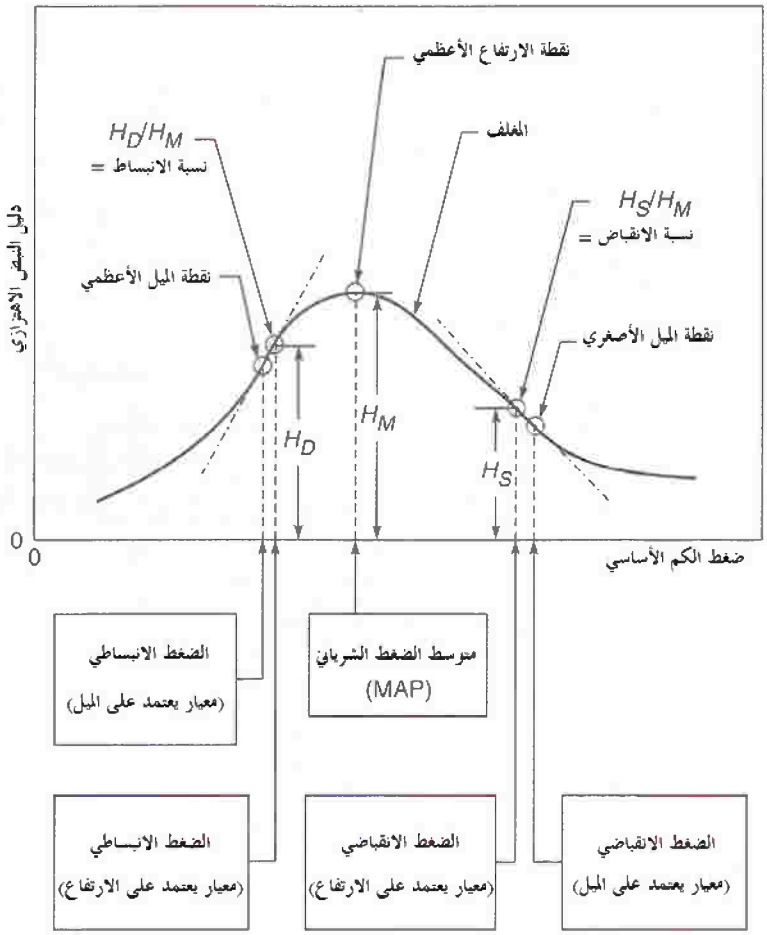
تعتمد طريقة الاهتزاز على نبضات الاهتزاز (نبضات ضغط) المتولدة في الكم خلال النفخ أو التنفيس. تتحدد قيم ضغط الدم عادة بتطبيق معيار رياضي على المغلف الذي يتشكل برسم خصائص محددة تدعى دالة النبضة الاهتزازية مقابل ضغط الكم الأساسي (الشكل رقم ٦,٣٢). يمكن أن تكون دالة النبضة الاهتزازية إما المطال من خط الأساس إلى القمة أو المطال من القمة إلى القمة أو الكمية المُعتَمِدة على التكامل الزمني الجزئي أو الكامل لنبضة الاهتزاز. بشكل عام يُعتَبَر ضغط الكم الأساسي والذي عنده يصل المغلف إلى القمة (الارتفاع الأعظمي) هو متوسط الضغط الشرياني. لقد استُخدِمَت معايير تعتمد على الارتفاع ومعايير تعتمد على الميل لتحديد ضغطي الانقباض والانبساط.

يمكن استخدام المغلف المنسوب إلى قمة الدالة لتحديد ضغط الدم الاهتزازي. استُخدِمَت تقنية تبويب إشارة الـ ECG للمساعدة في تحديد إشارات النبض الاهتزازية. تتضمن مواقع قياس ضغط الدم الاهتزازي أعلى الذراع والساعد والمعصم والإصبع والفخذ.

تعتمد معظم أجهزة مراقبة المريض على مبدأ القياس الاهتزازي. يبين الشكل رقم (٦,٣٣) الأجزاء الوظيفية الرئيسية لنظام قياس ضغط الدم غير الباضع (NIBP).



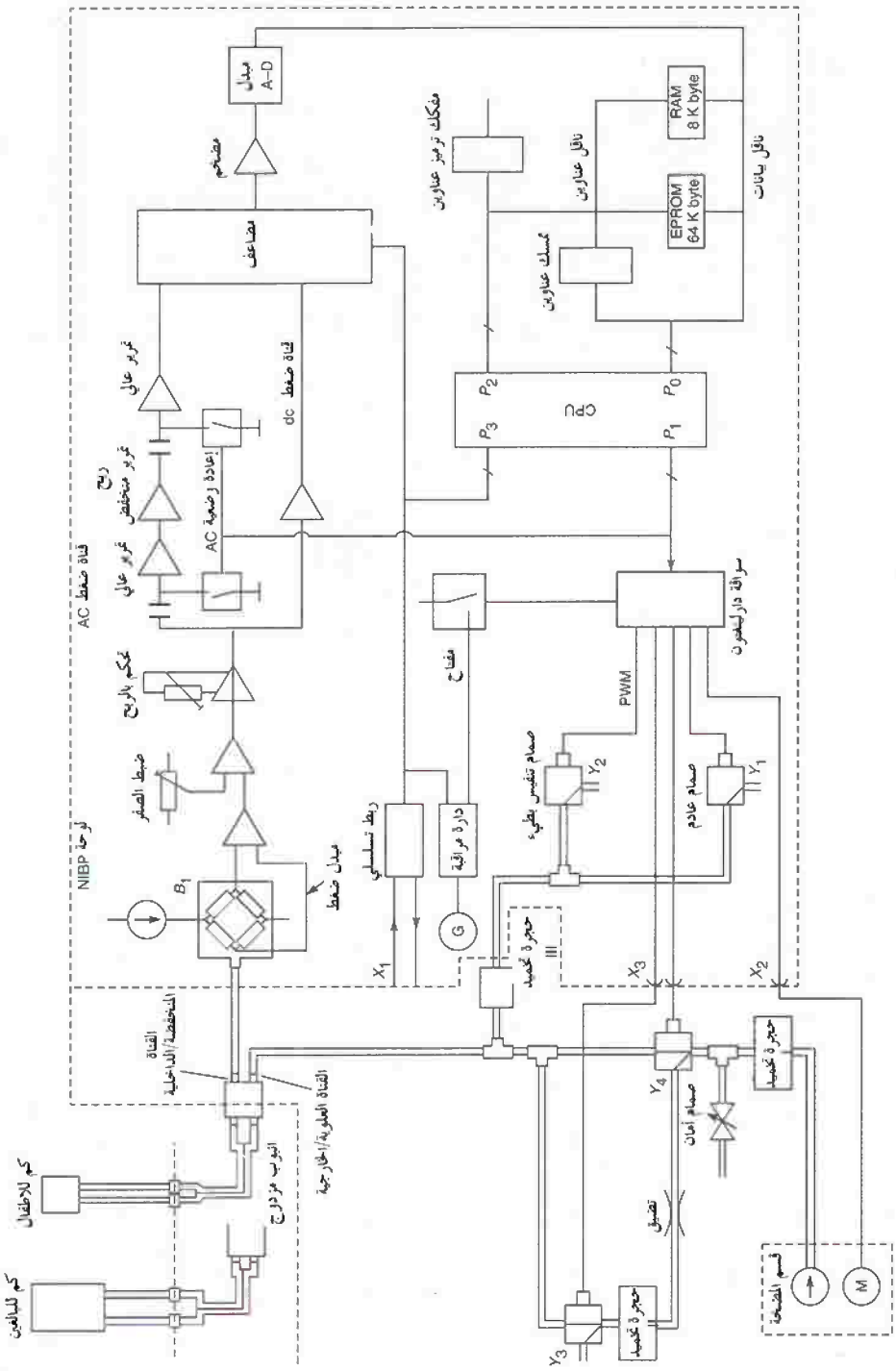
الشكل رقم (٦,٣١). توضيح طريقة الاهتزاز لقياس ضغط الدم.



الشكل رقم (٦,٣٢). معايير تحديد ضغط الدم بطريقة الاهتزاز.

يتم استخدام مضخة هواء لنفخ كم المريض آلياً. المضخة هي من النوع الغشائي ومغلفة بغلاف مليء بالمطاط الرغوي لتخميد الضجيج. تتضمن وحدة الهواء حجرات تخميد هدفها: (١) منع الازدياد السريع في الضغط الناتج عن المضخة، (٢) تبطئ تغير الضغط عند قياس ضغط الأطفال، (٣) تنعيم نبضات الضغط السريعة الناتجة عن صمام التنفيس. يمنع صمام الأمان الانضغاط الزائد غير المقصود للكم ويعمل عند ٣٣٠ ميليمتر زئبقي كما تم دمج صمام تنفيس لتحرير ضغط الكم.

يتم التحكم بفتح الصمام عن طريق عرض النبضة بين ١٠٠٪ (الصمام مفتوح بشكل كامل) و٠٪ (الصمام مغلق بشكل كامل)، أما تردد إشارة القيادة فهو ٤٠ هرتز. كما يتواجد صمام تفريغ أو عادم للتنفيس السريع للكم. يتم التحكم بصمامات الملف اللولبي (المغناطيسية) ومضخة الهواء بواسطة دارة قيادة دارلينغتون ذات المجمع المفتوح، كما تخضع جميع أعمال المضخة والصمامات إلى تحكم المعالج الصغري.



الشكل رقم (٦,٣٣). الأجزاء الأساسية لنظام قياس ضغط الدم غير الباضع NIBP.

يتصل مبدل ضغط ذو مقاومة ضغطية إلى الكم ويقيس الضغط المطلق لكم ضغط الدم وتذبذبات الضغط الناتجة عن حركة جدار الشريان. يُثار مبدل الضغط من مصدر تيار ثابت ٤ ميلي أمبير. إن خرج مبدل الضغط هو إشارة تفاضلية تُضَخَم في مضخم تفاضلي بربح ٣٠. يتبع ذلك دارة تحكم صفرية ودارة تحكم بالربح. تُستخدم قناة dc لقياس الضغط الساكن (غير المهتز) لكم ضغط الدم. تُضَخَم المركبة المتناوبة ac لمعطيات الضغط للسماح للمعالج بتحليل التذبذبات الصغيرة في ضغط الكم والتي تُستَخدَم كأساس لتحديد ضغط الدم. يتبع ذلك مرشح تمرير عالي من الدرجة الثانية لإلغاء مركبة الضغط المستمرة dc بشكل فعال، وتليها مرحلة مرشح التمرير المنخفض الذي يلغي جهود الانزياح عن الصفر.

تُستَخدَم دارة مضاعف تمثيلية لاختيار إما قناة الـ ac أو قناة الـ dc للمحول التمثيلي-الرقمي الذي يذهب خرجه إلى دارة المعالج. يَسمح المتحكم الصغري ٨٠٥١ مع دارات الذاكرة المرافقة بالتحكم بإجراءات القياس كاملة.

(٦,٧,٢,٥) طريقة انزياح دوبلر فوق الصوتي Ultrasound Doppler Shift Method

صُمِمَت أيضاً مونيتورات ضغط دم آلية تعتمد على الكشف فوق الصوتي لحركة الجدار الشرياني. يقوم منطق التحكم المدمج في الجهاز بتحليل إشارات حركة الجدار لكشف ضغطي الانقباض والانبساط وإظهار القيم الموافقة لها.

كما شُرِحَ في الفصل ١١، يمكن كتابة تردد دوبلر الذي يتم كشفه كالتالي:

$$\Delta f = \frac{2V_t}{\lambda_c} \qquad (١)$$

حيث Δf = تردد دوبلر (هرتز)

V_t = سرعة الهدف (متر/ثانية)

λ_c = طول الموجة الحاملة (متر)

إن الشريان العضدي هو الهدف الذي تنعكس عنه الأمواج فوق الصوتية من أجل قياس ضغط الدم. تؤدي حركة الجدار إلى إنتاج انزياح تردد دوبلر.

$$\lambda_c = \frac{V_c}{f_c} \qquad (٢)$$

حيث λ_c =طول موجة (بالمتر) التردد الحامل في الوسط

V_c = سرعة التردد الحامل في الوسط (١٤٨٠ متر/ثانية في الماء)

f_c = التردد الحامل في الوسط (٢ ميغاهرتز)

وبتعويض هذه القيم في المعادلة (٢)،

$$\lambda_c = \frac{1480}{2\times10^6} = 0.74\times10^{-3}\,m$$

يُكتَب تردد دوبلر على الشكل التالي:

$$\Delta f = \frac{2V_t}{0.74\times10^{-3}} = 2.7\times10^3 V_t(Hz) \qquad (٣)$$

وبالتالي فإن Δf تتغير مع سرعة الهدف أي مع حركة الشريان العضدي.

من أجل قياس ضغط الدم يجب معرفة انزياح تردد دوبلر الناتجة عن نشاط الطقطقة (الفتح والإغلاق المفاجئين) للشريان. إن حركة الشريان مع فتحه وإغلاقه هي ٥×١٠$^{-٣}$ متر، وبافتراض أن الطقطقة تحدث بزمن ٠,١ ثانية (Δt)، فإن سرعة جدار الشريان هي:

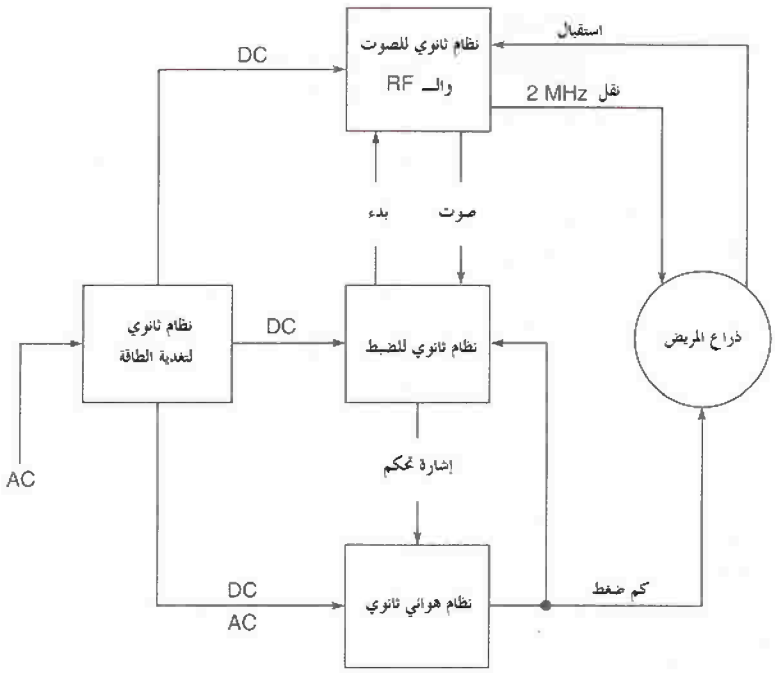
$$V_t = \frac{\Delta d}{\Delta t} = \frac{5\times10^{-3}}{0.1} = 50\times10^{-3}\ \ (m/s)$$

وبتعويض قيم V_t و λ_c في معادلة دوبلر (٣) يكون تردد دوبلر لحركة الشريان:

$$2.7\times10^3 V_t = 2.7\times10^3\times50\times10^{-3} = 135\ \ (Hz)$$

تعتمد الأجهزة التي تستخدم مبدأ انزياح دوبلر فوق الصوتي لقياس تدفق الدم على كشف انزياح التردد المنسوب إلى التبعثر الراجع من حركة جزيئات الدم. ومن ناحية أخرى، يقوم جهاز ضغط الدم بترشيح هذه الانعكاسات عالية التردد ويتحسس للانكسارات منخفضة التردد المتولدة عن حركة جدار الوعاء البطيئة نسبياً.

يتألف الجهاز من حيث المبدأ من أربعة أنظمة جزئية (الشكل رقم ٦,٣٤). تقوم كتلة تغذية الطاقة بتحويل جهد الخط المتناوب القادم إلى جهود مستمرة مُرشَحَة ومُنظَمة من أجل نظام الهواء لنفخ كم الإغلاق حول ذراع المريض.



الشكل رقم (٦,٣٤). الأنظمة الجزئية الرئيسية في مونيتور ضغط الدم فوق الصوتي. عن (Courtesy: Roche Medical Electronics Division)

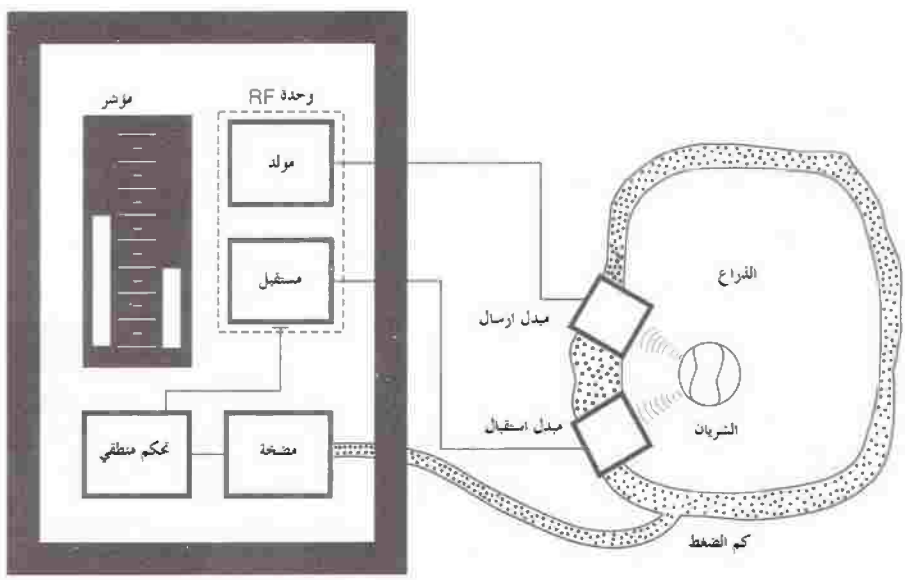
بنفس الوقت تفتح إشارات نظام التحكم بوابة المرسل في نظام الترددات الراديوية ونظام الصوت (RF)، مما يولد حامل ٢ ميغاهرتز تُعطى للمبدل المتواجد في الكم. يُحوِّل المبدل طاقة الترددات الراديوية إلى اهتزازات فوق صوتية تُمَرَر في ذراع المريض. يُراقَب ضغط الكم من قبل نظام التحكم وعندما يصل الضغط إلى القيمة المحددة مسبقاً يتوقف أي نفخ إضافي للكم. يقوم نظام التحكم في هذا الوقت بتفعيل الدارات الصوتية في نظام الصوت والترددات الراديوية، وبذلك يمكن للإشارات الصوتية المُمَثِلة لأي انزياح في تردد دوبلر أن تدخل منطق نظام التحكم.

يُرسل نظام التحكم إشارات إلى نظام الهواء لتنفيس ضغط الكم عند معدل تنفيس محدد مسبقاً. مع تنفيس الهواء من الكم فإن الترددات الراديوية الراجعة لا تختلف بالتردد بشكل ملحوظ عن تردد الإرسال طالما أن الشريان العضدي لا يزال مفتوحاً.

يَفتح الشريان المُغلق بحدة عند ضغط الانقباض ويبدأ تدفق الدم الشرياني. تُسبب حركة الشريان هذه انزياح دوبلر في الاهتزازات فوق الصوتية الراجعة. يتعرف منطق نظام التحكم على إشارة التردد الصوتي المتحولة على أنها انقباض مشكوك فيه. يجب التعرف على أربعة مرتجعات شريانية فعالة لتسجيل الانقباض غير مؤكد ولكل يُثَبَّت على أنه انقباض صحيح، وهذا ما يخفض من احتمال تسجيل قراءة انقباض خاطئة بتأثير من التشويش الصنعي. وللتأكد أكثر، يتم فحص عرض ومعدل حدوث المرتجعات الصوتية لمنع اعتبار التشويش الصنعي من المرتجعات

القلبية الصحيحة. يرفض منطق نظام التحكم النبضات ذات العرض الأكبر من ١٢٥ ميلي ثانية أو التي تحدث بتكرارية أكثر من مرة واحدة كل ٢٥٠ ميلي ثانية، وهذا ما يُثبت الحد الأعلى (٢٤٠ نبضة/دقيقة) الذي يعمل عنده الجهاز لمعدل نبض القلب. أما الحد الأدنى للاستجابة فهو ٢٤ نبضة/دقيقة. يتساوى عند الانبساط ضغط الكم مع ضغط جدران الشريان أو يتجاوزه قليلاً، وتختفي نتيجة ذلك حدة حركة الشريان كما لا يستقبل النظام الصوتي و الـ RF مرتجعات انزياح دوبلر. تُسَجَل هذه القراءة ويُسمح لضغط الكم بالتنفيس بسرعة إلى الضغط الجوي. تبقى القراءات مُثَبَتة حتى تبدأ دورة قياس جديدة.

يتم وضع كم إغلاق على الذراع (الشكل رقم ٦,٣٥) كالمعتاد مع مبدل فوق صوتي على الذراع فوق الشريان العضدي. يتم أولاً نفخ الكم إلى ضغط أعلى من ضغط الانقباض ومن ثم يتم تنفيسه بمعدل محدد. تنتقل حزمة فوق صوتية بتردد ٢ ميغاهرتز ومنخفضة الطاقة (أقل من ٥٠ ميلي وات/سنتمتر مربع) إلى الذراع.



الشكل رقم (٦,٣٥). قياس ضغط الدم باستخدام مبدأ انزياح دوبلر فوق الصوتي.

يحدث انزياح في التردد لجزء الحزمة الذي ينعكس على جدار الوعاء عندما يتحرك هذا الجدار. عندما يكون ضغط الكم أعلى من ضغط الانقباض يبقى الوعاء مغلقاً بسبب ضغط الكم ولا يتم استقبال إشارات على المونيتور. يفتح جدار الشريان بحدة عندما ينخفض ضغط الكم إلى القيمة التي يتغلب عليها ضغط الشريان العضدي. تُنتج حركة الفتح للجدار، والتي تتوافق مع حدوث صوت كوروتكوف الأول، انزياح دوبلر ويتعرف عليها منطق الجهاز على أنها انقباض ويتم إظهارها وفقاً لذلك.

يَحدُث انزياح تردد مشابه مع كل موجة نبض تالية حتى يتوقف الشريان عن الانغلاق عند ضغط الانبساط حيث تختفي الحركة السريعة للجدار بشكل مفاجئ ويصبح انزياح دوبلر صغير نسبياً. يُلاحِظ الجهاز النقص المفاجئ في مطال انزياح دوبلر حيث يتم إظهار ضغط الكم في هذه النقطة على انه ضغط الانبساط. تُمَيَّز إشارات التشويش الصنعي الحركية الدخيلة باستخدام دارات إلكترونية خاصة. ومن الضروري استخدام وسط ربط بين المبدل وجلد المريض من أجل الانتقال الفعال للطاقة فوق الصوتية.

تؤمن الأجهزة التي تعتمد على مبدأ الأمواج فوق الصوتية وانزياح دوبلر، على خلاف طريقة كوروتكوف، قياسات ضغط دم موثقة في حالات هبوط ضغط الدم وفي مواقع القياس غير المرغوبة مثل شريان باطن الركبة وعند حديثي الولادة حيث لا يتواجد طريقة قياس غير مباشرة أخرى وكذلك للمرضى البدينين حيث لا يمكن استخدام الطريقة الصوتية وفي الظروف غير المرغوبة مثل الضجيج العالي في الوسط المحيط وللعديد من أنواع حيوانات الأبحاث المخبرية.

(٦,٨) قياس درجة الحرارة
Measurement of Temperature

إن المقاومة الحرارية (ثرميستور) هي المبدل الذي يستخدم عادة لقياس درجة الحرارة في أجهزة مراقبة المريض. يتم استخدام دارة جسرية لقياس تغيرات مقاومة الثرميستور مع تغيرات درجة الحرارة حيث يتم الدلالة على درجة الحرارة على مقياس مُعَايَر. إن مجال القياس هو من ٣٠ إلى ٤٢ درجة مئوية.

عادة ما يتم توفير قناتين لقياس درجة الحرارة في أنظمة مراقبة المريض. وبشكل مشابه لمراقبة الـ ECG، يتم عزل دارات الخرج باستخدام روابط ضوئية. كما تتضمن مثل هذه الأنظمة المواصفة اللازم لحالات عدم التشغيل.

(٦,٩) قياس معدل التنفس
Measurement of Respiratory Rate

إن الوظائف الأساسية لنظام التنفس هي تغذية الأكسجين وسحب ثاني أكسيد الكربون من النسج. يتم التحكم بعمل التنفس بالنشاط العضلي الذي يؤدي إلى ازدياد ونقص حجم الرئة ليحدث تحكماً حساساً ودقيقاً لتوتر ثاني أكسيد الكربون في الدم الشرياني. إن عمل التنفس في الظروف الطبيعية هو عمل منتظم بحيث أن معدل التنفس يعطي فكرة جيدة نوعاً ما عن النشاط التنفسي النسبي. لقد تم تطوير عدة تقنيات لقياس معدل التنفس. غالباً ما يعتمد اختيار تقنية محددة على سهولة استعمال المبدل وقبول المريض. فيما يلي شرح لبعض الطرائق المستخدمة لقياس معدل التنفس.

(٦,٩,١) طريقة الإزاحة Displacement Method

تترافق دورة التنفس مع تغير في حجم الصدر. يمكن تحسس هذه التغيرات باستخدام مبدل إزاحة يتضمن مقياس إجهاد أو عنصر متغير المقاومة. يُحمَل المبدل بواسطة حزام مرن ويوضع حول الصدر. تؤدي حركات التنفس إلى تغيرات في مقاومة مقياس الإجهاد المتصلة إلى إحدى أذرع دارة جسر واطستون. يتغير خرج الجسر مع توسع الصدر مُسبباً إشارات تطابق النشاط التنفسي.

كما يمكن كشف تغيرات محيط الصدر باستخدام أنبوب مطاطي مليء بالزئبق. يتم ربط الأنبوب بشكل متين حول الصدر. يزداد طول الأنبوب المطاطي مع توسع الصدر خلال طور الشهيق مما يؤدي إلى تغير مقاومة الزئبق من بداية الأنبوب إلى نهايته. يمكن قياس تغيرات المقاومة بإرسال تيار ثابت خلال الزئبق (من بداية الأنبوب إلى نهايته) وقياس تغيرات الجهد الناتجة مع دورة التنفس.

(٦,٩,٢) طريقة الثرميستور Thermistor Method

باعتبار أن الهواء يتسخن خلال مروره في الرئتين ومجرى الهواء، يمكن كشف اختلاف في درجة الحرارة بين هواء الشهيق وهواء الزفير. يمكن تحسس هذا الاختلاف في درجة الحرارة من خلال ثرميستور متوضع في مقدمة فتحات الأنف باستخدام جهاز حَمل مناسب. يمكن تسخين الثرميستور إلى درجة حرارة مناسبة إذا كان الفرق بين درجة حرارة الهواء الخارجي وهواء الزفير صغيراً ومن ثم كشف تغير مقاومة الثرميستور، والذي يحدث بفعل تبريد تيار الهواء، بالتزامن مع معدل التنفس. يتم ذلك باستخدام ثرميستور ذو ضياع من ٥ إلى ٢٥ ميلي وات. يؤدي التسخين الزائد للثرميستور إلى إزعاج المريض.

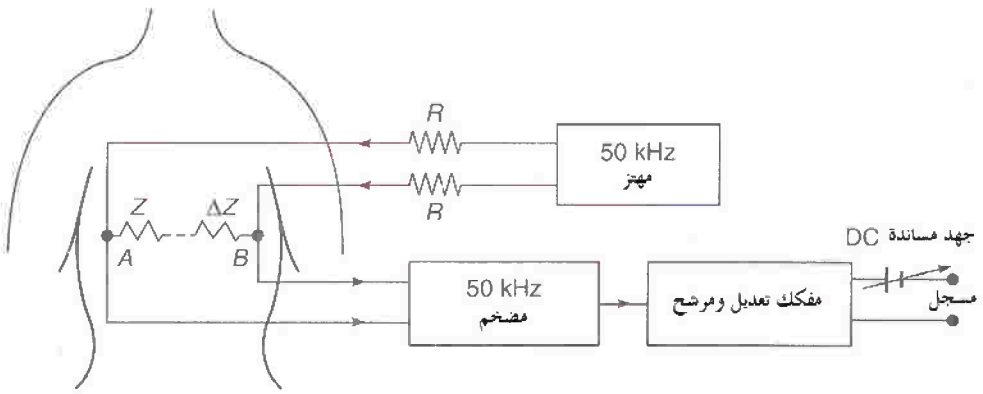
يوضع الثرميستور كجزء من دارة تقسيم جهد أو في دارة جسرية حيث يمكن تضخيم إشارة عدم التوازن للحصول على نشاط التنفس. إن هذه الطريقة بسيطة وتعمل بشكل جيد ما عدا بالنسبة لبعض المرضى الذين يعارضون ربط أي شيء للأنف أو الوجه. وقد تبين أن هذه الطريقة تناسب معظم الحاجات الإكلينيكية بما فيها مرضى العمليات ومرضى ما بعد العملية الجراحية.

يُظهِر المرضى المغمى عليهم في بعض الحالات ميل لسد نظام التنفس باللسان غير المُسَيطر عليه. يتم في هذا الوضع مواجهة حالة عدم استنشاق أي ميلي لتر من الهواء إلا أن صدر المريض ما يزال يقوم بحركات تنفس كبيرة ومُحبَطَة. في هذه الحالة، فإن طريقة تخطيط الحركات التنفسية بالممانعة وطريقة التبديل سوف تُظهِران الحالة الصحيحة. إن وضع الثرميستور في قُنية الرغامى أمراً ليس سهلاً، حيث أنها تتغطى وبسرعة بالمفرزات. وفي حال مرضى الاختناق وبدون حركات التنفس الذاتي، فإن الميلي لترات القليلة التي تعبر القُنية تكون كافية لقيادة مقياس معدل التنفس. ويُعتبر هذا من سيئات تقنية الثرميستور في كشف معدل التنفس.

(٦,٩,٣) تخطيط التنفس بقياس الممانعة Impedance Pneumography

إن هذه التقنية هي غير مباشرة لقياس معدل التنفس. يَقيس مخطط التنفس بالممانعة معدل التنفس من العلاقة بين عمق التنفس وتغير الممانعة الصدرية وذلك باستخدام الكترودات مُطبقة خارجياً على الصدر. تتفادى هذه التقنية إثقال المريض بأقنعة الوجه أو الأنابيب أو مقاييس التدفق أو السبيرومتر، كما أنها لا تعيق التنفس ولا تؤثر على الحالة النفسية للمريض إلا بالحدود الدنيا.

تتألف طريقة الممانعة لقياس معدل التنفس من تمرير تيار عالي التردد خلال الالكترودات الموضوعة بشكل مناسب على سطح الجسم (الشكل رقم ٦,٣٦) وكشف الإشارة المعدلة. تُعَدَّل الإشارة بسبب التغيرات في ممانعة الجسم والمترافقة مع الدورة التنفسية. إن الالكترودات المستخدمة لتخطيط التنفس بالممانعة هي ذاتية الالتصاق. تؤمن طبقة الكريم للإلكترود الاتصال اللازم بين الإلكترود والجلد وهذا ما يخفض إلى الحد الأدنى من التشويشات الصنعية الحركية. عندما يُحَضَّر الجلد بشكل مناسب فإن الالكترودات تبدي ممانعة ١٥٠ إلى ٢٠٠ أوم. إن تغير الممانعة المتوافق مع كل دورة تنفسية هو في مرتبة ١٪ من الممانعة الأساسية.



الشكل رقم (٦,٣٦). مبدأ تخطيط التنفس بالممانعة (طريقة الالكترودين).

يناسب تخطيط التنفس بالممانعة باستخدام الكترودين المرضى الساكنين. تؤدي حركة المريض إلى إنتاج التشويشات الصنعية الحركية بسبب تغيرات ممانعة اتصال الإلكترود. يمكن تخفيض هذه التشويشات الصنعية لدرجة كبيرة باستخدام تخطيط التنفس بالممانعة بأربعة الكترودات. يتم تطبيق خرج المهتز في هذه الحالة على الالكترودين الخارجيين، وبذلك فإن التيار الرئيسي للمهتز لا يمر عبر ممانعة اتصال الكترودات القياس. إن هذا النظام مفيد لمراقبة المرضى القلقين مثل الأطفال.

يجب استخدام تيارات بتردد أعلى من ٥ كيلوهرتز لقياس الحوادث الفيزيولوجية بطريقة الممانعة وذلك لتفادي إثارة المستقبلات الحسّية والأعصاب والعضلات. تكمن خصوصية خطورة الترددات الأقل من ٥ كيلوهرتز لأن الرجفان البطيني قد ينتج مع التدفق الكبير للتيار. يؤمن استخدام الترددات العالية ليس فقط الحماية من إثارة النسج بل أيضاً الاستخدام الآمن للتيارات ذات المطال والتي يمكن أن تكون مميتة إذا كانت الترددات أخفض.

أُجريَت دراسات مكثفة حول تغيرات الممانعة الكهربائية المترافقة مع النشاطات الفيزيولوجية. ومن المقادير الفيزيولوجية التي تم قياسها وتسجيلها بطريقة الممانعة: التنفس وتدفق الدم وحجم الدفقة ونشاط النظام العصبي اللاإرادي والانقباض العضلي وحركة العين والنشاط الهرموني ونشاط خلايا الدماغ.

تُستخدَم طريقة الممانعة لقياس معدل التنفس بشمل عادي في أنظمة مراقبة المريض. إن الالكترودات المستخدمة لهذا الغرض هي من نفس نوع الالكترودات المستخدمة لقياس الـ ECG. إن مجال القياس الديناميكي للمضخم هو ٠,١ إلى ٣,٠ أوم مع استجابة ترددية من ٠,٢ إلى ٣,٠ هرتز وهو ما يتوافق مع معدل تنفس من ١٢ إلى ١٨٠ نَفَس/دقيقة. يعمل المضخم ضمن نافذة ممانعة يؤسسها مستوى الممانعة الستاتيكية (تقريباً ٣ كيلو أوم). يُستنتَج معدل التنفس من شكل موجة التنفس الذي يتم الحصول عليه من خرج المضخم.

(٦,٩,٤) طريقة ثاني أكسيد الكربون لقياس معدل التنفس

CO_2 Method of Respiration Rate Measurement

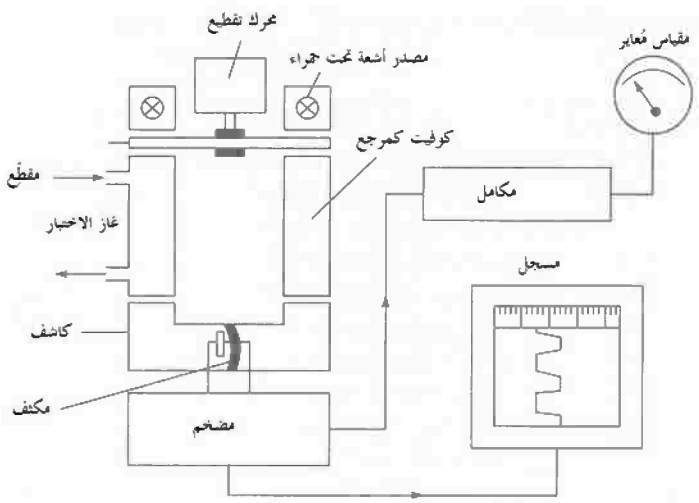
يمكن أيضاً استنتاج معدل التنفس من المراقبة المستمرة لثاني أكسيد الكربون (CO_2) الموجود في الهواء السنخي. يُعتبر قياس الـ CO_2 في هواء الزفير مفيد في عدة اتجاهات مثل التهيئة الأولية لجهاز التنفس الاصطناعي ومن أجل تعديل وضعيات الجهاز بعد ذلك. كما أن هذا القياس مفيد في الإشراف على مرضى الشلل التنفسي وفي حالات أخرى تتعلق بالتنفس.

يعتمد القياس على خاصية امتصاص الأشعة تحت الحمراء من قِبَل غازات محددة. هناك حاجة للمرشحات المناسبة لتحديد تركيز غازات معينة (مثل CO_2 و CO و NO_2) التي تُشكِل هواء الزفير. أما الغازات النادرة وثنائية الذرة فلا تمتص الأشعة تحت الحمراء.

عندما تُمرر الأشعة تحت الحمراء خلال هواء الزفير الذي يتضمن كمية محددة من الـ CO_2 فإن يتم امتصاص جزء من هذه الأشعة الأمر الذي يؤدي إلى ضياع طاقة حرارية متناسب مع الامتصاص ومترافق مع الأشعة. يقوم الكاشف بتغيير تأثير الضياع الحراري للأشعة إلى إشارة كهربائية تُستخدم للحصول على متوسط معدل التنفس.

يبين الشكل رقم (٦,٣٧) نظام كشف الـ CO_2 في هواء الزفير. تُسقَط حزمتين من الأشعة تحت الحمراء، متساويتين في الشدة صادرتين عن أسلاك حلزونية ساخنة، واحدة على كل جزء من جزئي مجموعة الميكروفون المكثف. إن للكاشف جزأين متماثلين تماماً ومنفصلين عن بعضهما بواسطة غشاء معدني مرن رقيق. يُملأ الكاشف

بعينة من الـ CO_2 النقي. إن الحزمة الساقطة على طرف الفحص للكاشف أضعف من الحزمة الساقطة على طرف المرجع بسبب امتصاص الـ CO_2 في خلية التحليل. وبذلك فإن الغاز في الطرف المرجعي يكون مُسخَناً أكثر من الغاز في طرف تحليل العينة.مما يؤدي إلى دفع الغشاء، الذي يُشكل احد لوحتي المكثف، بشكل طفيف إلى طرف التحليل في الكاشف. يتم تقطيع حزم الأشعة تحت الحمراء عند ٢٥ هرتز كما يتم تضخيم وتهيئة ومكاملة الإشارة المتناوبة التي تظهر عبر الكاشف لتعطي معدل التنفس.



الشكل رقم (٦,٣٧). مخطط توضيحي لكشف ثاني أكسيد الكربون في هواء الزفير من أجل المراقبة المستمرة لمعدل التنفس.

(٦,٩,٥) كاشفات توقف التنفس Apnoea Detectors

يسبق توقف التنفس حالات توقف القلب وجهاز الدوران في حالات إكلينيكية متعددة مثل إصابة الرأس وجرعات الدواء الزائدة ومضاعفات التخدير وأمراض إعاقة التنفس. وقد يحدث توقف التنفس أيضاً عند حديثي الولادة خلال الأسابيع الأولى من الحياة بسبب النظام لعصبي غير المُكتمل. وقد تحدث إصابة خطيرة على وظيفة الدماغ إذا استمر توقف التنفس لفترة طويلة. وبذلك، هناك حاجة للمراقبة المستمرة للنشاط التنفسي لمرضى توقف التنفس. تُعتبر مونيتورات توقف التنفس مفيدة بشكل مخصص لمراقبة النشاط التنفسي لحديثي الولادة.

هناك العديد من الطرائق غير التلامسية لمراقبة تنفس الأطفال، وأكثرها نجاحاً حتى اليوم هي مونيتورات الفراش. تعتمد هذه التجهيزات في عملها على حقيقة أن عملية التنفس تؤدي إلى إعادة توزيع وزن الطفل وهذا ما يمكن كشفه باستخدام وسادة أو فرشة حساسة للضغط يتلقى عليها الطفل رعايته الصحية. إن الفراش بأبسط أشكاله عبارة عن سرير هوائي متعدد الحجرات، وفي هذه الحال فإن إعادة توزع الوزن يُجبر الهواء على التدفق من

إحدى الحجرات إلى الأخرى. يتم كشف تدفق الهواء بالتأثير التبريدي لحركة الهواء على حبيبة ثرميستور مُسخنة. ورغم بساطة هذه التقنية إلا أن السيئة الرئيسية للفرشة الهوائية هي تغير الحساسية في وقت قصير وتأثير القمة المزدوج عندما يُنتج الشهيق أو الزفير تبريد منفصل للثرميستور.

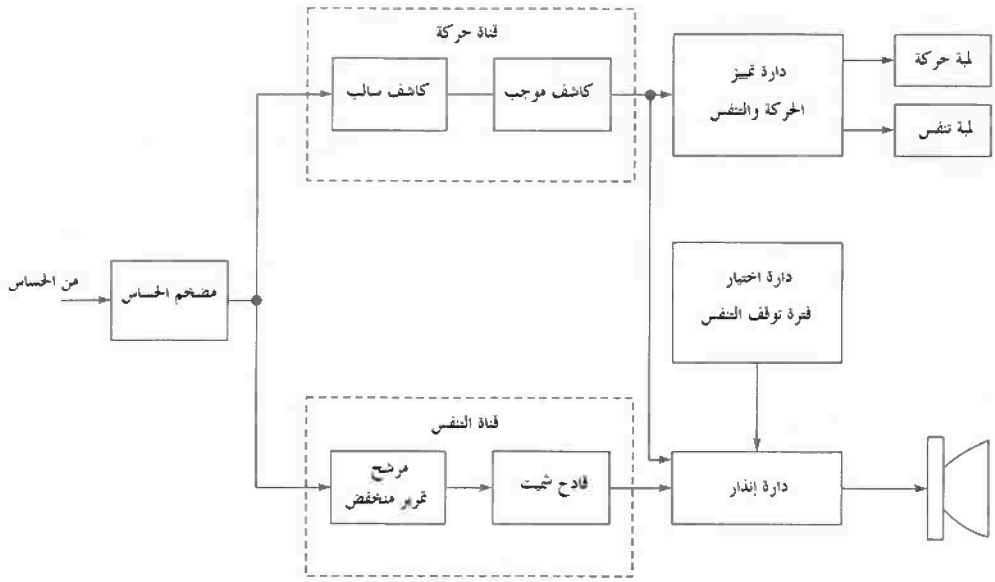
الخيار البديل هو حساس ضغط سعوي على شكل وسادة مربعة يوضع عادة تحت أو فوق رأس الطفل. تؤدي حركات التنفس إلى تغيرات نظامية في الضغط على الوسادة وهذا ما يغير السعة بين ألواح الالكترودات الموجودة في الوسادة. يتم قياس هذا التغير في السعة بتطبيق إشارة ٢٠٠ كيلوهرتز عبر الالكترودات وبكشف تدفق التيار باستخدام مضخم حساس للطور. يمكن استخدام نوعين من الالكترودات: (١) ألواح بقياس٧٠ ميليمتر توضع في أنبوب بلاستيكي بمسافة ٣٥٠ ميليمتر فيما بينها على طرف الجسم، (٢) اسطوانات بطول ٢٥٠ ميليمتر وقطر ٦٠ ميليمتر توضع على جانبي الجسم. إن هذا النظام حساس جداً للحركة القريبة للأشخاص وبذلك من الضروري وجود حاضنة أطفال محجوبة كهربائياً.

إن تخطيط السمع بالممانعة هي طريقة عملية أخرى لمراقبة نَفَس المريض. تسمح هذه التقنية أيضاً بالمراقبة المتزامنة لمعدل نبض القلب والتنفس. ومن المعروف أن معدل نبض القلب ينخفض خلال توقف التنفس. وبذلك فإن مراقبة معدل نبض القلب والتنفس يعطي عامل أمان إضافي. تقيس الالكترودات جهد التنفس وليس التهوية الفعلية (Kulkarni, 1991). هناك سيئات محددة ومتأصلة في تخطيط التنفس بالممانعة، إحداها هي اعتمادها الحرج جداً على توضع الالكترودات والأخرى هي التشويش الصنعي القلبي الوعائي.

ينتج التشويش الصنعي من كشف الحركة بين الالكترودات بسبب النظام الوعائي القلبي بدلاً من التنفس، ويجب أن تُصمم مونيتورات توقف التنفس بحيث ترفض التشويش الصنعي هذا. شرح (Silvola, 1989) مبدل كهرضغطي غير باضع جديد لتسجيل التنفس ومعدل نبض القلب وحركات الجسم باستخدام فيلم بوليميري من " البولي فينيل يدين فلوريد" (PVDF). يتألف المبدل من منطقة بمساحة ١٠٠٠ سنتمتر مربع من فيلم الـ PVDF (طول ٤٠-٥٠ سنتمتر وعرض ٢٠-٣٠ سنتمتر) بسماكة ٤٠ ميكرومتر. توضع عناصر الـ PVDF مباشرة على مفرش السرير بدون أن تُثبت على الجلد. يمكن إجراء التسجيلات عندما يستلقى الشخص على الظهر أو البطن أو أحد الجانبين.

تُصَمَّم مونيتورات توقف التنفس عادة لتعطي إشارات سمعية-مرئية في حالات توقف التنفس عندما لا يحدث التنفس لفترات زمنية مُختارة ١٠ أو ٢٠ أو ٣٠ ثانية. إن مونيتورات توقف التنفس هي بالأساس كاشفات حركة وبالتالي فهي معرضة للتشويش الصنعي الحركي والذي قد يعطي قراءات كاذبة. وبالتالي يجب أن تؤمن التجهيزات وسائل حذف منابع الخطأ هذه. يبين الشكل رقم (٦,٣٨) مخطط صندوقي لمونيتور توقف التنفس. يتألف المونيتور بشكل أساسي من دارة مضخم دخل وقنوات الحركة والتنفس ودارة تمييز بين الحركة والتنفس ودارة إنذار. تتألف دارة الدخل من مضخم دخل عالي الممانعة يَربُط إشارة الدخل القادمة من وسادة الحساس إلى دارات المنطق.

يمكن أن يكون الحساس مقياس إجهاد مزروع في الوسادة. يتم تعديل خرج المضخم إلى الجهد "صفر" بواسطة معدل الانزياح عن الصفر المتواجد في المضخم. تذهب إشارة المضخم إلى قناتي الحركة والتنفس المتصلتين على التوازي. يتم التمييز بين الحركة والتنفس في قناة الحركة كتابع للتردد. يَكشُف الحساس إشارات ذات مستوى عالي أعلى من عتبة محددة في حال تواجد إشارات حركة. تؤدي إشارات التردد المنخفض الأقل من ١,٥ هرتز (التنفس) في قناة التنفس، التي تتضمن مرشح تمرير منخفض، إلى نبض خرج دارة قادح شميت على معدل التنفس. تؤدي الإشارات عالية التردد، الأعلى من ١,٥ هرتز (الحركة)، إلى خرج موجب للقادح. كما يؤدي غياب الإشارة (توقف التنفس) إلى خرج سالب لقادح شميت.



الشكل رقم (٦,٣٨). مخطط صندوقي لمونيتور توقف التنفس. عن (Courtesy: B-D Electrodyne).

تُضَّم إشارات خرج الحركة والتنفس في دارة مقارن لمقارنة قطبية إشارات قنوات الحركة والتنفس وللدالة على التنفس. تتم الدلالة على وجود التنفس بواسطة لمبة وميض. كما يذهب خرج كاشف التمييز إلى دارة اختيار فترة توقف التنفس وإلى مهتز إنذار منخفض التردد وسواقة وإلى مهتز نغمة وإلى مضخم صوتي متصل إلى مكبر صوت. يُعطى الإنذار الصوتي على تردد ٨٠٠–١٠٠٠ هرتز وبنبض ٢ هرتز.

إن طريقة الحث الكهرومغناطيسي هي طريقة بديلة لكشف توقف التنفس وتتألف من تمرير تيار متناوب عالي التردد خلال ملف ناقل وتوليد مجال مغناطيسي متناوب. يوضع الملف الناقل على مسافة من الطفل كما يتم تطبيق الملف المستقبل على بطن الطفل. يقوم المجال المغناطيسي المتناوب بحث قوة محركة كهربائية في ملف الاستقبال.

تؤدي حركة جدار البطن مع تنفس الطفل إلى حث إشارة مُعَدَّلة مطالياً في ملف الاستقبال. يمكن استعادة تردد التعديل، الموافق لتردد التنفس، من فك تعديل هذه الإشارة المعدلة مطالياً.

يُعتبر استخدام طاقة الأمواج الميكروية طريقة لا تلامسية أخرى لمراقبة نشاط التنفس لدى حديثي الولادة. تعمل هذه الطريقة على توجيه أمواج ميكروية ذات طاقة منخفضة (١٠ غيغا هرتز) إلى الشخص المراقب وكشف هذه الطاقة بعد انعكاسها على السطح المتحرك. يؤمن الفرق بين ترددات الأمواج الميكروية المرسلة والمستقبلة (انزياح دوبلر) إشارة جهد يمكن تضخيمها واستخدامها كدلالة على استمرارية نشاط التنفس.

(٦,١٠) تجهيزات مخبر القثطرة
Catheterization Laboratory Instrumentation

يُعتبر مخبر القثطرة القلبية مجالاً مهماً حيث تُمكِن المراقبة المستمرة للمريض من القيام بإجراءات معقدة وقد يكون من الصعب أو من المستحيل إجراءها لولا هذه المراقبة المستمرة. تُنتج إجراءات القثطرة القلبية كم كبير من المعطيات التي تحتاج إلى معالجة وتحليل وترابط وتخزين. يُمكن إجراء الحسابات ذات الصلة بشكل أدق وأسرع باستخدام الأنظمة التي تعتمد على الحاسب.

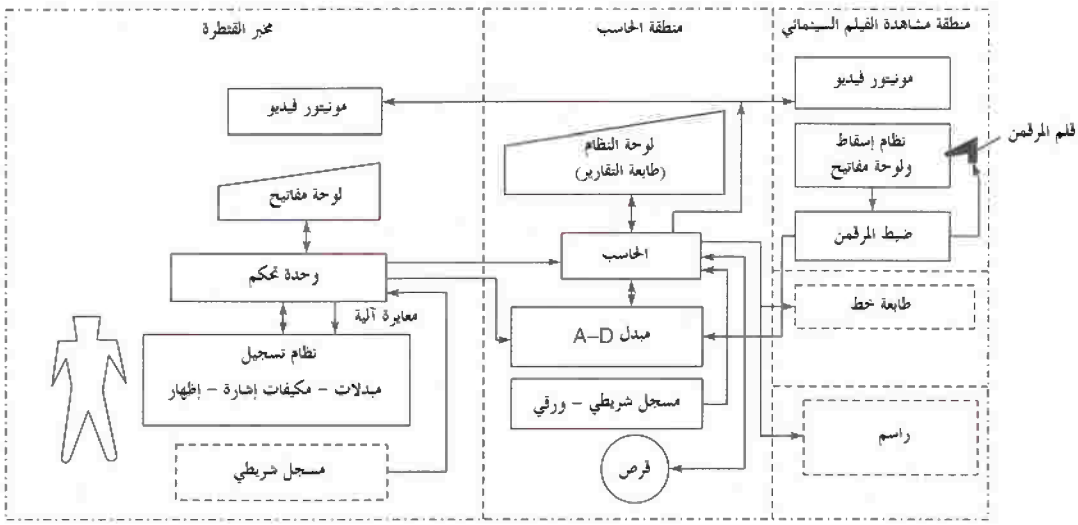
يُعتبر مخبر القثطرة القلبية مكاناً مناسباً للقيام بإجراءات القثطرة المتخصصة وتأمين التسهيلات الجراحية لزرع نواظم الخطى القلبية وللقيام بأبحاث متطورة في الهندسة الطبية الحيوية. تتضمن تسهيلات مخابر القثطرة أنظمة تسجيل مخططات كهربية القلب والضغوط داخل القلب في البطين الأيسر (LV) والشريان الرئوي والضغط الأذيني وضغط الأذين الأيمن ومقياس كثافة الملوّن.

كما تتضمن هذه التسهيلات أنظمة معالجة للحصول على ضغطي الانقباض/الانبساط للشريان الرئوي وضغطي الانقباض/الانبساط للبطين الأيسر والخرج القلبي (CO) ودليل القلب (CI) وحجم الدفقة والجهود الكهربائية داخل القلب وأصوات القلب وقياس التأكسج، الخ. تتوفر عدة أقنية لكل حالة قثطرة ويعتمد عددها على الإجراءات المتبعة، عادة ما يتم اعتبار قناتي مراقبة ضغط كافية للقيام بالعمل. يتم تسجيل إشارات مختلفة من المريض على مسجل تخطيطي متعدد الأقنية حيث يتم إظهارها في وقت واحد على مونيتور كبير الشاشة مُثَبَّت على ارتفاع مناسب بحيث يُسهّل المشاهدة من مسافة جيدة. كما يُضاف مسجل شريطي FM تمثيلي متعدد الأقنية إلى النظام لتخزين المعطيات الفيزيولوجية. يمكن إعادة عرض المعطيات في مرحلة متأخرة من أجل الدراسات المستقبلية والتحليل المُفَصَّل.

يقوم نظام الحاسب بتزويد الطبيب بتحليل آني لشكل موجة الضغط مما يسمح بتقييم إجراءات القثطرة خطوة بخطوة، ويساعد في اتخاذ قرارات سريعة بما يخص طبيعة وفترة الإجراء. إن صميم النظام هو التحليل في الزمن الحقيقي لشكل موجة الضغط من أجل حساب ضغط الانقباض وضغط الانبساط ومتوسط الضغط ومُشتق الضغط

(dp/dt) الخ.. في حجرات القلب والشرايين أو الشريان الأورطي. كما يتم إجراء بعض الحسابات الأخرى مثل فترة الحقن الانقباضي وفترة الامتلاء الانبساطي وحجم الدفقة والخرج القلبي ومساحات الصمامات، الخ. يبين الشكل رقم (٦,٣٩) النظام المُطَبَّق في مخبر قثطرة نموذجي.

يتم الحصول على المعطيات خلال عملية القثطرة بالزمن الحقيقي من أحد اقتباسات الـ ECG وثلاث مبدلات ضغط لقياس إشباع الأكسجين وحساس مخفف اللون لقياس الخرج القلبي. كما يتم إظهار ملخص عن درجات ميل الضغط التي تم تحليلها ومساحات الصمامات والخرج القلبي على مونيتور فيديو.



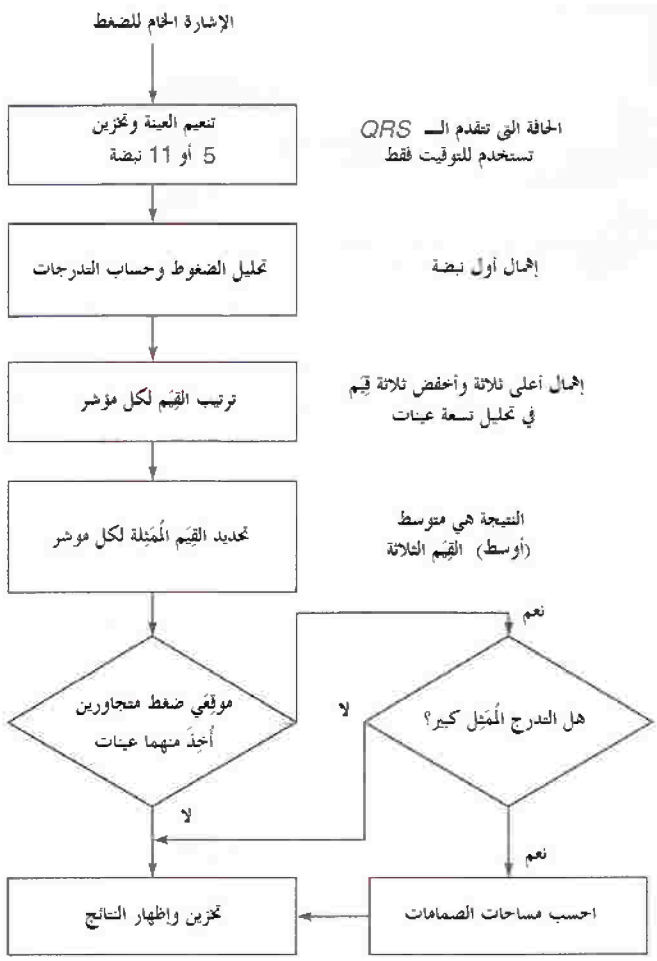
الشكل رقم (٦,٣٩). ترتيب نموذجي للتجهيزات في مخبر القثطرة.

(٦,١٠,١) قياسات الضغط Pressure Measurements

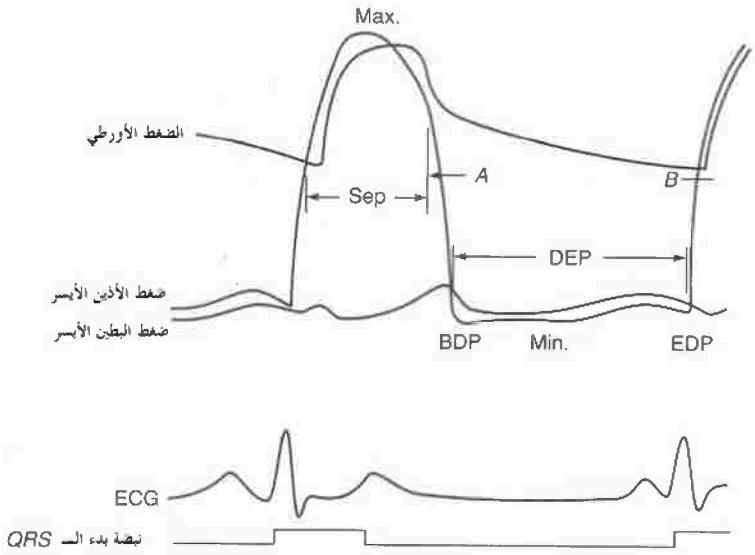
من أجل قياسات الضغط يقوم المستخدم بتحديد مواقع الضغط ويبدأ بأخذ عينات الضغط لخمسة أو إحدى عشرة نبضة متتالية لإشارة الضغط. رغم أن التحليل يتم لثلاثة أو تسعة عينات، فإنه يتم أخذ خمسة أو إحدى عشرة عينة لاحتمال عدم اكتمال أول عينة أو، من بين عوامل أخرى، عدم اكتمال آخر عينة والتي تلزم لتحديد ضغط الانبساط للبطين الأيسر. يُستَخدَم تسعة نبضات للرفض الآلي للانقباض البطيني المبكر واضطرابات النظم الأخرى ولحذف التغيرات التنفسية. يؤدي تحليل ثلاثة عينات إلى زيادة سرعة التحليل ويتم ذلك عادة إذا كان النظم اعتيادي. يُستَخدَم مفهوم اختيار النبض إحصائياً لتخفيض تأثير تشوه الإشارة الناتج عن اضطراب النظم أو أحياناً عن الانقباضات البطينية المبكرة والتي يثيرها وضع القثطار. يبين الشكل رقم (٣,٤٠) مخطط انسيابي لمعالجة إشارة الضغط في مخبر القثطرة.

يقوم الحاسب بتنعيم تذبذبات الضجيج من معطيات الضغط الخام باستخدام مرشح فوريه ذو تمرير منخفض يسمح بالحساب الدقيق لـ dp/pt. يتم تحديد ترددات القطع على ١٧ هرتز لضغط البطين و٦ هرتز للضغوط غير البطينية. تقوم وحدة التحكم في الحاسب بتوليد نبضة توقيت QRS من مخطط كهربية القلب حيث تُستَخدَم من قِبَل الحاسب كمرجع توقيتي لأشكال موجة الضغط.

يبدأ البحث عن قمة ضغط الانقباض عند ٥٠ ميلي ثانية بعد نبضة الـ QRS (الشكل رقم ٦,٤١). يستمر البحث لمدة ١٠٠ ميلي ثانية بعد إيجاد القمة وذلك لرفض احتمال كشف قمة خاطئة مبكرة بوجود اندفاع للقثطار، حيث يتم اعتبار أي قيمة كبيرة خلال هذه الفترة (١٠٠ ميلي ثانية) على أنها قمة جديدة. يتم إيجاد القيمة العظمى لـ dp/dt لكل نبضة بالبحث الأمامي من ٥٠ ميلي ثانية بعد بدء الـ QRS إلى قمة ضغط الانقباض.



الشكل رقم (٦,٤٠). مخطط انسيابي لمعالجة إشارة الضغط في مخبر القثطرة. عن (Courtesy: Hewlett Packard).



الشكل رقم (٦,٤١). تحديد نقاط قياس ضغط البطين وفترة الحقن الانقباضي وفترة التعبئة الانبساطية. عن (Courtesy: Hewlett Packard).

إن دالة ثبات الحجم للوظيفة القلبية أو ما يُسمَّى بالانقباضية V_{max} (Mirsky et al, 1974) هي مؤشر آخر مهم يُحسَب من تقدير استقراء الميل الهابط لمنحني dp/kP مقابل P رجوعاً إلى ضغط الصفر (حيث P الضغط الجمالي للبطين الأيسر، و k هي ثابت القساوة بقيمة ٣٠).

تُكشَف بداية ضغط الانبساط في الفترة الفاصلة بين نقطة ضغط الانقباض الأعظمي ونقطة تقع ١٠٠ ميلي ثانية قبل بدء نبضة الـ QRS التالية. يُقاس الضغط الأعظمي (P_{max}) وكذلك الضغط الأصغري (P_{min}) في هذه الفترة الفاصلة ويبحث الحاسب عن النقطة الأولى التي يكون فيها مطال ميل منحني الضغط في الهبوط أصغر من (P_{max}-P_{min}/2) ميليمتر زئبقي بالثانية. إذا لم يتم إيجاد هذا الميل قبل الوصول إلى نقطة الضغط الأصغري فعندها تؤخذ بداية ضغط الانبساط على أنها الضغط الأصغري.

تقع نهاية ضغط الانبساط في الفترة الفاصلة ٢٠ ميلي ثانية من بدء الـ QRS إلى القيمة الأصغرية للـ dp/dt في نبضة الضغط التالية. يتم البحث باتجاهٍ راجع من أجل نهاية الانبساط بدءاً من النقطة الأعظمية للـ dp/dt والتي هي أول نقطة يتم مواجهتها بميل أقل من (P_{max}-P_{min}) ميليمتر زئبقي بالثانية. يتضمن التعرف على أشكال الضغط الشرياني المباشر وغير المباشر (إسفين الشريان الرئوي) توقيت اهتزازات الضغط مع مخطط كهربية القلب وتحديد القيم الموضعية العظمى للموجات في الأنصاف المناسبة من الفترة R-R.

من القيم ذات الصلة بالصمامات، التي يتم قياسها أو حسابها، درجات الميل لتدفق الخرج ودرجات الميل لتدفق الدخل. تتحدد درجات الميل من الضغوط المتزامنة أو غير المتزامنة على كل طرف من الصمام. يتم

موافقة الضغوط التي لم تؤخذ عيناتها بالتزامن نبضة بنبضة. أما مواقع الضغط المستخدمة لدرجات الميل فهي الأقرب إلى الصمام.

تبدأ فترة الحقن الانقباضي عند ضغط، في موجة الضغط البطيني، مساوياً لضغط الانبساط الشرياني. وفي حال عدم تزامنهما فإن الحاسب يزيح شكل موجة الضغط الشرياني إلى الخلف بالنسبة لشكل موجة الضغط البطيني بزمن التأخير اللازم. يبحث الحاسب عندئذ عن نقطة تقاطع ثانية بين الضغطين. يبدأ البحث عند نقطة على موجة الضغط الشرياني متوافقة مع بدء الانقباض البطيني. تمثل نقطة التقاطع نهاية فترة الحقن الانقباضي.

يبدأ البحث عن فترة الامتلاء الانبساطي عند نقطة بدء ضغط الانبساط في شكل الموجة البطينية وتستمر بشكل راجع حتى يتم إيجاد تقاطع الضغط البطيني مع الضغط الأذيني أو الضغط الرئوي الإسفيني المُزاح. يتحرك البحث عن نهاية ضغط الانبساط على النبضات البطينية إلى الأمام حتى يتم إيجاد تقاطعٍ ما وإلا فيتم تحديد نهاية فترة الامتلاء الانبساطية عند نهاية ضغط الانبساط.

فيما يلي بعض الحسابات الأخرى المفيدة التي تتم خلال إجراءات القثطرة:

$$Valve\ Area\left(cm^2\right)=\frac{Valve\ flow\left(ml/s\right)}{C\sqrt{Valve\ gradient\left(mmHg\right)}}$$

حيث: *Valve area* هي مساحة الصمام

Valve flow هي تدفق الصمام

Valve gradient هي تَدَرُّج الصمام

C = ٤٤,٥ للصمامات الأورطي والرئوي والمثلث الشرف. C = ٤٠ للصمام التاجي،

تَصلُح هذه العلاقة فقط للصمامات المتضيقة (Crolin and Crolin, 1957)، ولم يتم ذكر جميع الصمامات ذات المساحة الأكبر من ٣,٥ سنتمتر مربع.

$$Valve\ flow\left(mitral\ and\ tricuspid\ valves\right)=\frac{Cardiac\ output\left(ml/\min\right)}{Diastolic\ filling\ period\left(s/\min\right)}$$

حيث: *mitral valve* هو الصمام التاجي

Tricuspid valve هو الصمام المثلث الشرف

Cardiac Output هو الخرج القلبي

Diastolic filling period هي فترة الامتلاء الانبساطي

$$Valve\ flow(aortic\ and\ pulmonic\ valves) = \frac{Cardiac\ output\ (ml/\min)}{Systolic\ \epsilon jection\ period\ (s/\min)}$$

حيث : *aortic valve* هو الصمام الأورطي

pulmonic valve هو الصمام الرئوي

Systolic ϵjection period هي فترة الحقن الانقباضي

يمكن إجراء القياس المحوسب لتدفق الدم إما بطريقة تخفيف الملون أو بطريقة (Fick). تتم قراءات إشباع الأكسجين لعينة الدم المأخوذة بمقياس تأكسج ذو كُفيت وذلك بأخذ عينات خرج الخلية الحمراء وتحت الحمراء للجهاز مباشرة أربعة مرات كل ثانية. يسمح التحويل الخوارزمي في الحاسب بقراءة القيم كنسبة مئوية لإشباع الدم بالأكسجين. يستخدم هذا الجهاز لقياس الخرج القلبي بطريقة تخفيف المؤشر. يُكشَف المؤشر اللوني المحقون في جهاز الدوران بالأخذ المستمر للعينات من موقع أخذ العينات في مجرى الدم. يتم إدخال النتائج الإكلينيكية إلى ملف انتقائي قابل للاسترجاع كما يتم إنهاء تحضير التقرير النهائي وتقييم المريض في نهاية كل إجراء.