الفصل الثاني عشر

قياس النتاج القلبي
CARDIAC OUTPUT MEASUREMENT

النتاج القلبي هو كمية الدم التي يعطيها القلب إلى الشريان الأورطي في الدقيقة. وهو مُحَدِّد رئيسي لتأمين الأكسجين إلى النسج. ومن الواضح أن المشاكل تحدث عندما لا تحقق تغذية الدم من القلب المطلوب. قد يؤدي انخفاض النتاج القلبي إلى ضغط دم منخفض وأكسجة نسج منخفضة وحُماض وأداء كلوي ضعيف وصدمة. يعكس النتاج القلبي وظيفة العضلة القلبية وعندما يؤخذ مع قياسات أخرى مثل ضغط الدم والضغط الوريدي المركزي تُصبح المعالجة المعقولة للأمراض القلبية أوضح. يتراوح حجم دفقة الدم الذي يضخه القلب في كل نبضة في الراحة بين البالغين من ٧٠ إلى ١٠٠ ميلليتر، بينما يتراوح النتاج القلبي من ٤ إلى ٦ لتر/دقيقة.

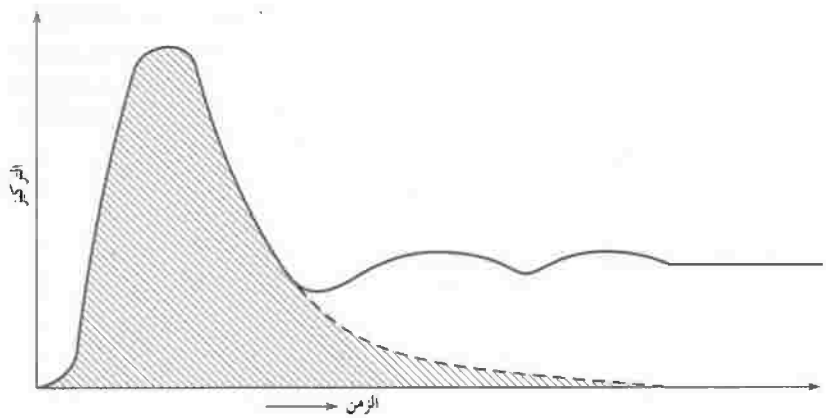
تتألف الطريقة المباشرة لتقدير النتاج القلبي من قياس حجم الدفقة باستخدام مجس تدفق كهرومغناطيسي موضوع على الشريان الأورطي ثم إيجاد جداء حجم الدفقة بمعدل نبض القلب. ترتبط هذه الطريقة بالجراحة وبذلك فهي غير مرغوبة في التطبيقات الروتينية. الطريقة الأخرى المعروفة جداً لقياس الخرج القلبي هي طريقة (Fick) وتتألف من تحديد النتاج القلبي بتحليل احتفاظ الغاز في الكائن الحي (organism). إن هذه الطريقة أيضاً معقدة وصعبة التكرار وتتطلب قثطرة ولا يمكن اعتبارها حل للمسألة، ورغم ذلك فهي تُمارَس في العديد من الأماكن حالياً. إن مجموعة الطرائق الأكثر شيوعاً هي التي تُطبّق مبدأ تخفيف المؤشر.

(١٢,١) طريقة تخفيف المؤشر
Indicator Dilution Method

يُظهِر مبدأ تخفيف المؤشر أنه يمكن تقدير التدفق الحجمي للسائل إذا تم تقديم أو إزالة كمية مؤشر معروفة من جريان السائل وقياس فرق التركيز في أعلى الجريان وأدنى الجريان من موقع الحقن (أو الإزالة). تَستخدِم الطريقة مؤشرات عديدة مختلفة الأنواع. تُطبَّق بشكل عام طريقتان لتقديم المؤشر في مجرى الدم، بما معناه: يمكن أن يُحقَن

المؤشر إما بمعدل ثابت وإما كجرعة. تعاني طريقة الحقن المستمر من سيئة أن معظم المؤشرات تعيد دورانها، وهذا ما يمنع تحقيق الحد الأعلى.

يتم في طريقة حقن الجرعة إعطاء كمية صغيرة ولكن معروفة من مؤشر مثل مُلَوِّن أو نظير مُشع في نظام الدوران. تُحقَن الجرعة في وريد كبير أو يُفضَّل في القلب الأيمن نفسه. يَظهَر المؤشر في الدورة الشريانية بعد مروره خلال القلب الأيمن والرئتين والقلب الأيسر. يُكشَف وجود المؤشر في الشريان المحيطي بواسطة مُبدل مناسب (كهرضوئي) ويُظهَر على مسجل بياني وبذلك يتم الحصول على منحني النتاج القلبي المبين بالشكل رقم (١٢,١). ويدعى هذا المنحني أيضاً بمنحني التخفيف.



الشكل رقم (١٢,١). شكل منحني التخفيف.

إن شكل منحني التخفيف ذاتي الشرح. سوف يمتزج المؤشر خلال فترة الدوران الأولى مع الدم وينحل قليلاً. وعندما يمر المؤشر قبل المبدل فإنه يُظهِر تغيراً كبيراً وسريعاً في التركيز، وهذا ما يتبين من الجزء الصاعد من منحني التخفيف. لو كان نظام الدوران مفتوحاً لتَبِعَ التركيز الأعظمي جزء انخفاض أسي يقطع محور الزمن كما هو مبين بالخط المنقط. ولكن باعتبار أن نظام الدوران مغلقاً فإن جزءاً من المؤشر المحقون سوف يمر مرة أخرى خلال القلب ويدخل الدورة الشريانية، وسوف تظهر عندئذ ذروة أخرى. يُصبح المنحني متوازياً مع محور الزمن عندما يمتزج المؤشر بشكل كامل مع الدم. يعتمد مطال هذا الجزء على كمية المؤشر المحقونة وعلى الكمية الكلية للدم الدائر.

لحساب النتاج القلبي من منحني التخفيف يُفترض أن:

M = كمية المؤشر المحقون بالميليغرام.

Q = النتاج القلبي

عندئذ :

$$Q=\frac{M}{C\times T} \quad \text{(لتر/ثانية)}$$

حيث : C معدل تركيز المؤشر في كل ١ لتر دم خلال المنحني.

T فترة بقاء المنحي بالثانية.

$$Q=\frac{M\times 60}{A} \quad \text{(لير/دقيقة)}$$

حيث A المساحة تحت المنحني.

بافتراض أنه قد تم حقن ١٠ ميليغرام من المؤشر وأن معدل التركيز المحسوب من المنحني كان ٥ ميليغرام/لتر وأن فترة بقاء المنحني ٢٠ ثانية، فإن Q تساوي ٦ لتر/دقيقة.

تُطوّق المساحة تحت المنحني الأساسي التي يتم الحصول عليها بتمديد المنحني الأسي معروف الميل ليقطع محور الزمن مساحة تُبيّن العلاقة بين التركيز والزمن للمؤشر بمروره الأول حول نظام الدوران ولا تتضمن أي من إعادات الدوران لاحقة. يتطلب إجراء الاستقراء الأسي لحساب المساحة وقتاً كبيراً. يمكن تبسيط تقييم منحني التخفيف بإعادة رسم المنحني على ورق نصف لوغاريتمي. يُرسَم تركيز المؤشر (المحور Y) على تدريج لوغاريتمي بينما يرسم الزمن (المحور X) على تدريج خطي. يَظهَر الجزء المتناقص أسياً من المنحني كخط مستقيم حيث يتم إسقاطه باتجاه الأسفل حتى يقطع محور الزمن. عندئذ تُقاس المساحة تحت منحني التخفيف الأساسي المُعاد رسمه إما بمساح ميكانيكي وإما بعَدّ الوحدات المربعة تحت المنحني. يمكن تقريب المساحة بجمع تراكيز المؤشر الذي تحدث عند فترات بطول ١ ثانية من البدء إلى نهاية المنحني.

(١٢,٢) طريقة تخفيف المُلوّن

Dye Dilution Method

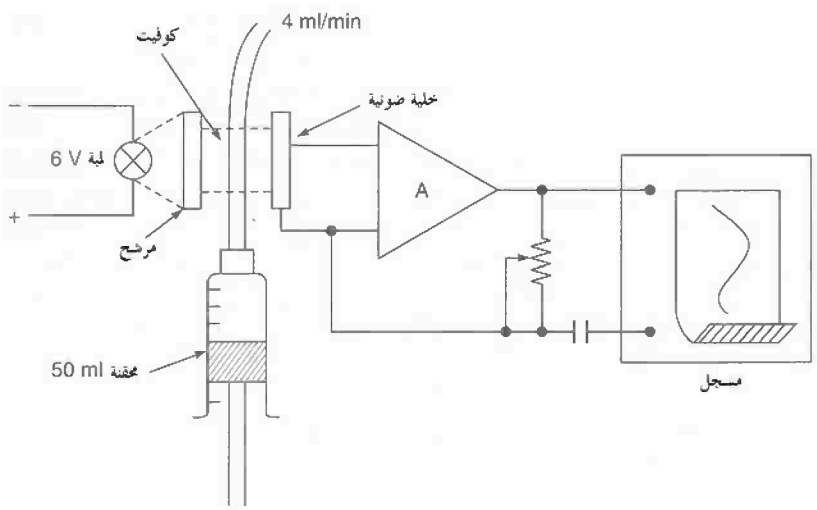
إن مادة المؤشر الأكثر استخداماً هي المُلَوِّن. اقترح (Fox and Wood, 1957) استخدام المُلَوِن أندوكيانين الأخضر (الأخضر- القلبي) والمُستخدَم عادة لتسجيل منحني التخفيف. يُفضل هذا المُلَوِّن؛ بسبب خاصية امتصاصه للضوء في منطقة الـ ٨٠٠ نانومتر من الطيف حيث أن كلاً من الهيموغلوبين المخفض والمؤكسج لهما نفس الامتصاص الضوئي. بينما كان ضرورياً عند استخدام بعض الألوان الزرقاء جعل المريض يتنفس الأكسجين. يمكن

قياس تركيز الأخضر- القلبي بمساعدة مبدل خلية ضوء تحت أحمر. تتوفر كوفيتات المُلَوِّن بحجم صغير حتى إلى ٠,٠١ ميلليتر.

يتألف الإجراء من حقن المُلَوِّن في الأذين الأيمن بوسائل القثطار الوريدي. يتم عادة حقن ٣ ميليغرام مُلَوِن الأخضر- القلبي في حجم ١ ميلليتر، ويمكن أن تكون الكمية المُستخدَمة ٢,٥ ميليغرام في حال الأطفال. تَسحَب محقنة مُقادة بمحرك الدم بشكل مستمر من الشريان الكعبري أو الفخذي خلال كوفيت. يتم تتبع المنحني بواسطة مسجل مرتبط إلى مقياس كثافة. يتم بعد رسم المنحني إعطاء حقنة سائل ملحي لغسل المُلَوِّن من الدم الدوراني.

هناك مشاكل تتعلق باستخدام مؤشر الأخضر- القلبي. تبين بالتجربة أنه عندما يكون مستوى تركيز المُلَوِّن أعلى من ٢٠ ميكروغرام/ميليلتر دم تقريباً فإن الكثافة الضوئية ترتفع مع ازدياد تركيز المُلَوِّن بشكل أقل منه تحت هذا المستوى (Chamberlain, 1975). وبذلك ، ومن أجل أفضل دقة ، يجب أن تؤدي كمية المُلَوِن المُختارة للحقن إلى منحني مُلَوِّن لا يتجاوز تركيز ذروته ٢٠ ميكروغرام/ميليلتر.

يبين الشكل رقم (١٢,٢) تمثيل تخطيطي لمقياس الكثافة الذي يمكن استخدامه للقياس الكمي لتركيز المُلَوِن. يتألف جزء القياس الضوئي من مصدر الإشعاع وخلية ضوئية ونظام لحمل أنبوب البوليثيلين الذي يُشكل الكوفيت ويُستخدم لمرة واحدة.



الشكل رقم (١٢,٢). تمثيل تخطيطي لمقياس الكثافة للقياس الكمي لتركيز المُلَوِّن. عن (redrawn after Jarlov and Holmkjer, 1972; Med. & Biol. Eng.).

يُستخدَم مرشح تداخل بذروة نقل ٨٠٥ نانومتر للسماح بنقل الإشعاع تحت الأحمر فقط. يساوي طول الموجة هذا طول موجة تساوي الامتصاصية للهيموغلوبين (Jarlov and Holmkjer, 1972) عند مستويات مختلفة

لإشباع الأكسجين. يجب غسل أنبوب الكوفيت بمحلول السليكون في الإيثر من أجل تفادي تشكل فقاعات. يُفضَّل معدل التدفق ٤٠ ميلليتر/دقيقة للحصول على زمن استجابة لقثطار أخذ العينات قصير قدر الإمكان. إن حجم محقنة أخذ العينات هو ٥٠ ميلليتر/دقيقة. يتصل خرج الخلية الضوئية إلى مضخم انحراف منخفض ذو ممانعة دخل عالية وممانعة خرج منخفضة. يتناسب التضخيم مباشرة مع قيمة المقاومة R لمقسم الجهد. يُسجّل مُسجّل مقسم الجهد إشارة المضخم على ورق تسجيل بعرض ٢٠٠ ميليمتر وبسرعة ورق تساوي ١٠ ميليمتر/ثانية.

من الضروري عموماً في تسجيل منحنيات تخفيف المُلَوِّن وفي لحظة معينة إزالة مقياس الكثافة من الموقع ذي الاهتمام. يُستخدم قثطار لنقل الدم الذي يحتوي على المُلَوِّن من موقع أخذ العينات، داخل النظام الوعائي القلبي، إلى مقياس الكثافة الموجود خارج الجسم. يُشوِّه أخذ العينات خلال نظام مقياس الكثافة القثطاري منحني التركيز–الزمن. أولاً، إن سرعة التدفق ضمن القثطار غير منتظمة مما يسبب امتزاج المُلَوِّن ضمن الأنبوب عند انتقاله أدنى الجريان. إن المزج تابع لمعدل التدفق وحجم نظام أخذ العينات ولزوجة السائل الذي يتم أخذ عيناته وشكل أنبوب أخذ العينات. إن المصدر الثاني للتشويه هو جهاز القياس نفسه والذي قد لا تكون خصائص استجابته سريعة بشكل كاف لتُسجل تركيز المُلَوِّن اللحظي كما تحدث بالفعل في التجويف. إن التشوه مهم جداً عندما تُستخدَم طريقة تخفيف المؤشر لقياس الحجم باعتبار أنها عملية قياس لزمن العبور الوسطي للمؤشر من نقطة الحقن إلى نقطة أخذ العينات ذات الاهتمام. تم ابتكار تصحيحات تعتمد على بيئات برمجية حاسوبية لتخفيض هذا التشوه.

(١٢,٣) طريقة التخفيف الحراري
Thermal Dilution Method

إن المؤشر الحراري معروف الحجم الذي يتم إدخاله إما إلى الأذين الأيمن أو الأيسر سوف يُنتج تغير حراري في الشريان الرئوي أو في الشريان الأورطي على الترتيب، ويتناسب تكامله عكساً مع النتاج القلبي.

$$CO=\frac{c\times(T_b-T_i)}{A}$$

حيث CO النتاج القلبي

c ثابت

T_b درجة حرارة الدم

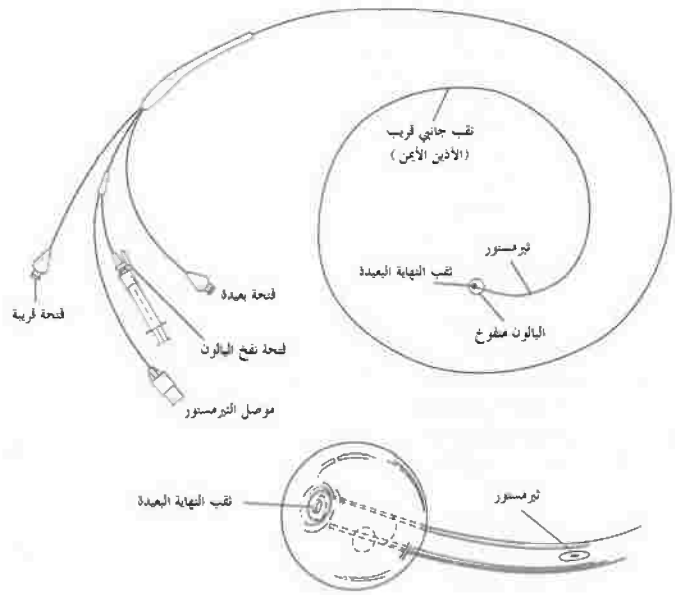
T_i درجة الحرارة المحقونة

A المساحة تحت منحني التخفيف

رغم أن التخفيف الحراري كتقنية قد ذُكرت أولاً من قِبَل (Fegler) عام ١٩٥٤م إلا أنها لم تكتسب قبولاً إكلينيكياً حتى نَشَرَ (Branthwaite and Bradley) عام ١٩٦٨م عملهم الذي يبين ترابط جيد بين قياس فيك والقياس

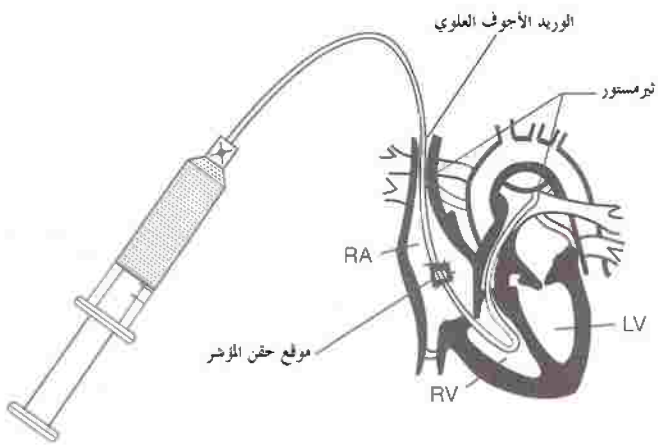
الحراري للنتاج القلبي في الإنسان. ورغم ذلك، فإن تقنية إقناء الوريد الوداجي الداخلي وصعوبة تعويم القثاطر الصغيرة داخل الشريان الرئوي منعت القبول الإكلينيكي السريع للتقنية.

ظهر عام ١٩٧٢م تقرير في مجلة القلب الأميركية يشرح قثطار ثرميستور متعدد التجاويف والمعروف حالياً بقثطار سوان- غانز بالوني ثلاثي التجويف (Ganz and Swan, 1972). يتم نفخ البالون، الموجود قريباً من الرأس، خلال عملية إدخال القثطار لحمل الرأس خلال القلب وداخل الشريان الرئوي. ينتهي أحد التجاويف عند الرأس ويُستخدَم لقياس الضغط خلال إدخال القثطار، ويقيس في وقت لاحق الضغط الشرياني الرئوي وبشكل متقطع الضغط الإسفيني الشعيري- الرئوي. ينتهي تجويف آخر نموذجياً في الأذين الأيمن ويُستخدم لمراقبة الضغط الأذيني الأيمن (الضغط الوريدي المركزي) ولحقن المحاليل الباردة من أجل التخفيف الحراري. يُستخدم التجويف الثالث لنفخ البالون. يَحمِل قثطار الشريان الرئوي ثرميستور قبل البالون لكي يُستخدم مع التخفيف الحراري. يُغلَّف الثرميستور بالزجاج ويُغطى بطبقة من الايبوكسي لعزله كهربائياً عن الدم. يتم احتواء الكابل الذي يوصل الثرميستور في تجويف رابع (الشكل رقم ١٢,٣). بَسَطَ هذا القثطار تقنية الإقناء القلبي مما جعل القياسات ممكنة ليس فقط في مخبر القثطرة بل أيضاً في وحدات العناية الإكليلية. يمكن أن يُنسَب قبول تقنية التخفيف الحراري في السنوات القليلة الماضية فقد لتطور هذا القثطار.



الشكل رقم (١٢,٣). قثطار سوان غانز – قثطار رباعي التجاويف. تجويف بعيد يوصل إلى نظام المبدل لمراقبة ١– الضغط الشرياني الرئوي و٢– الضغط الإسفيني مع انتفاخ البالون. تجويف النفخ يوصل إلى البالون الموجود تقريباً ١ ميليمتر من رأس القثطار. ينفخ البالون بالهواء ١–١,٥ ميلليتر. تجويف قريب لمراقبة الضغط الوريدي المركزي أو ضغط الأذين الأيمن. تجويف الثرميستور مع كابل لحاسب النتاج القلبي.

يبين الشكل رقم (١٢,٤) نظام نموذجي للتخفيف ١ الحراري للنتاج القلبي. يُحقَن في الأذين الأيمن محلول ٥٪ دكستروز في الماء عند درجة حرارة الغرفة كمؤشر حراري. يمتزج هذا المؤشر في البطين الأيمن ويُكشَف في الشريان الرئوي بطرائق الثرميستور المُثبت على رأس مجس قثطاري مُصغَّر. كما يتم تحسس درجة حرارة المادة المحقونة بواسطة ثرميستور ويُقاس فرق الحرارة بين المادة المحقونة والدم الدائر في الشريان الرئوي. يتم تكامل التخفيض في درجة الحرارة في الشريان الرئوي (بسبب مرور الدكستروز) بالنسبة إلى للزمن ويُحسَب بعد ذلك تدفق الدم في الشريان الرئوي الكترونياً بحاسب تمثيلي والذي يُطبّق أيضاً معاملات تصحيح. يؤمن جهاز قياس قراءة مباشرة للنتاج القلبي بعد إسكاته (Muted) حتى تنتهي عملية التكامل وذلك لتفادي الدلالات الزائفة خلال عملية التحديد.



الشكل رقم (١٢,٤). نظام التخفيف الحراري للنتاج القلبي.

إن الحساب الالكتروني بسيط نسبياً لعدم وجود إعادة دوران مهمة للمؤشر في الإنسان. يستند الحساب على تكامل المنحني المرسوم وعلى درجة حرارة الراحة في الشريان الرئوي ودرجة حرارة المادة المحقونة وعدد من الثوابت. إن غياب الحاجة إلى طرح المساحة تحت المنحني التي تنتج بسبب إعادة الدوران وكذلك سهولة كشف المنحني غير المرغوب فيه من خلال فشل العودة إلى خط الأساس الأصلي لقيمة الحرارة، كل ذلك ساهم في الاستقرار الداخلي للنتائج.

تعتمد معايرة النظام على استخدام حقنة بحجم ١٠ ميليليتر من ٥٪ محلول دكستروز عند درجة حرارة في المجال ١٨–٢٨ درجة مئوية. تقاس درجة حرارة المادة المحقونة في هذا المجال بدقة ±٠,٢ درجة مئوية كما تُظهَر درجة الحرارة على جهاز القياس.

تُقاس درجة حرارة الدم ضمن المجال ٣٠–٤٠ درجة مئوية بدقة ±٠,٢ درجة مئوية. يتم خلال التحديد الاستنتاج الآلي لدرجة الحرارة المتزايدة نسبة إلى قيمة خط أساس تساوي درجة حرارة الدم مباشرة قبل البدء بالتحديد. تُقاس درجة الحرارة المتزايدة وتُظهَر في مجال القراءة الكامل ٠–١ درجة مئوية بدقة ±٠,٠٢ درجة مئوية.

تُعدَّل حساسية نظام القياس بحيث تُعطي تغيرات الحرارة ذات المجال ٠,٣–٠,٥ درجة مئوية والمُقاسة في رأس القثطار (وهي تغيرات الحرارة التي تُواجه في الحالة الطبيعية عند نقطة القياس) مجال انحراف كامل على المُسجل. إن الكمية الكلية المحقونة هي عادة ١٠ ميلليتر وهي تعطي مجال انحراف كامل مع الحساسية المذكورة للمُسجِل. يمكن تسجيل منحني التخفيف الحراري على جهاز تخطيط كهربية القلب. إن السرعة الطبيعية للورق هي ١٠ ميليمتر/ثانية كما أن مطال المنحني الطبيعي هو ٣٠–٥٠ ميليمتر.

(١٢,٣,١) نظام الحساب Computing System

بافتراض أن المادة المحقونة تمتزج بشكل كامل مع الدم وأن تدفق الحرارة الصافي الذي يحدث عبر جدار الوعاء خلال مرور مزيج الدم والمادة المحقونة بين نقطتي الحقن والقياس هو مهمل فإن الحرارة (أو البرودة) المحقونة يمكن أن تساوى مع الحرارة (أو البرودة) المُكتَشَفة. إذ كان حجم المادة المحقونة صغيراً مقارنةً مع حجم الدم الذي تمتزج معه، فيمكن ضمن تقريب وثيق بيان أن

$$V D_i S_i (T_i - T_b) = Q D_b S_b \int \Delta T \, dt$$

والتي تعطي عند إعادة ترتيبها:

$$Q = \frac{V (T_i - T_b)}{\int \Delta T \, dt} \cdot \frac{D_i S_i}{D_b S_b}$$

حيث Q التدفق الحجمي

V حجم المادة المحقونة

T درجة الحرارة

ΔT درجة الحرارة المتزايدة لمزيج الدم والمادة المحقونة

D الكثافة

S الحرارة النوعية

i, b لاحقة تدل على الدم والمادة المحقونة على الترتيب

يمكن تأكيد صلاحية منحني التخفيف الحراري لضمان أن الميل النازل هو أسي وأن المساحة تحت المنحني المقبول تتحدد بالتكامل. تُختصر معادلة تحديد النتاج القلبي بهذه الطريقة إلى:

$$CO=\frac{(1.08)(C)(60)(V)(T_i-T_b)}{\int \Delta T\,dt}$$

حيث ١,٠٨ نسبة جداء الحرارة النوعية والجاذبية النوعية لكلاً من ٥٪ دكستروز في الماء والدم.

C = ٠,٨٢٧ لحجم ١٠ ميلليتر من المادة المحقونة عند درجة حرارة الجليد (٠–٢ درجة مئوية)

= ٠,٧٤٧ لحجم ٥ ميلليتر من المادة المحقونة عند درجة حرارة الجليد

= ٠,٩٠٨ لحجم ١٠ ميلليتر من المادة المحقونة عند درجة حرارة الغرفة (٢٢–٢٦ درجة مئوية)

= ٠,٨٨٤ لحجم ٥ ميلليتر من المادة المحقونة عند درجة حرارة الغرفة

V حجم المادة المحقونة (ميلليتر)

T_b = درجة الحرارة الابتدائية للدم (درجة مئوية)

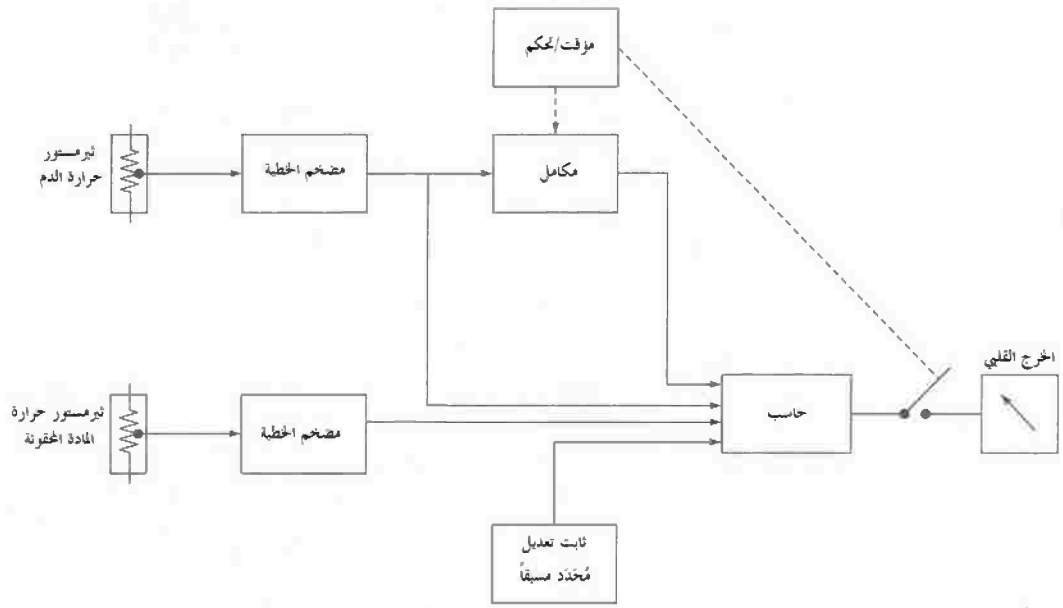
Ti = درجة الحرارة الابتدائية للمادة المحقونة (درجة مئوية)

$\int \Delta T\,dt$ = تكامل تغير درجة حرارة الدم (درجة مئوية × ثانية).

يبين الشكل رقم (١٢,٥) مخططاً صندوقياً لنظام التخفيف الحراري. يعمل مضخم الخطية على مبدأ أنه عند وضع مقاومة ثابتة ذات قيمة ملائمة على التوازي مع ثرميستور، فإنه يتم عملياً الحصول على علاقة خطية بين درجة الحرارة والمقاومة الموضوعة معها على التوازي في مجال عمل محدود. يستجيب المُكامل لإشارة ΔT توافق تغير أعظمي في درجة الحرارة قيمته النموذجية ٠,٣ درجة مئوية بالنسبة إلى خط أساس T_b، والذي نفسه قد يعاني من تغيرات متوسطة بكمية مشابهة والذي قد يتغير أيضاً من مريض لآخر في المجال ٣٠–٤٠ درجة مئوية. يجب أيضاً أن تحتفظ الدارة بالتكامل الذي تم الحصول عليه بحيث يمكن إظهار قيمة النتاج القلبي المحسوبة منه.

تُجرى عمليات الجمع والجداء/التقسيم، المطلوبة لتقدير النتاج القلبي، في دارة حساب تمثيلية بسيطة. تُولِّد وحدة التحكم بالمؤقت إشارات التبديل الضرورية للتكامل المناسب لإشارة ΔT ولإظهار القيمة المحسوبة للنتاج القلبي. يُظهَر النتاج القلبي بمجالين: ٠–١٠ لتر و١٠–٢٠ لتر.

استخدم (Philip et al, 1984) عنصر مقاومة في قثطار سوان– غانز مُعَدَّل لتزويد الطاقة لشكل موجة كهربائية دورية. خَفَّفَ تدفق الدم الإشارة الحرارية الناتجة التي تم تحسسها بواسطة ثرميستور موضوع في الشريان الرئوي. تُعالَج الإشارة الحرارية بجهاز يعتمد على الحاسب الصغري. تتفادى هذه التقنية إضافة السوائل وبالتالي تُخفِّض مخاطر الحمل الزائد للسوائل وتعفن الدم (Bowdle et al, 1993).



الشكل رقم (١٢,٥). مخطط صندوقي لدارة المعالجة والحساب لطريقة التخفيف الحراري. عن (redrawn after Cowell and Bray, 1970).

وَضَحَ (Neame et al, 1977) بناء مجسات ثرميستورية مخصصة للاستخدام في تقدير النتاج القلبي بطريقة التخفيف الحراري. يجب أن تكون المجسات من الناحية المثالية ذات سعة الحرارية متناهية الصغر وبالتالي أن تكون ذات استجابة ترددية غير محدودة من أجل إعادة إنتاج العبورات الحرارية بشكل صحيح، كما يجب أن يكون حجمها أصغر ما يمكن لكي لا تُسبب إعاقة للتدفق. يجب أيضاً أن يكون تبديدها الحراري مُهمل واستجابتها الحرارية خطية وعمر عملها غير محدود. تتوفر الثرميستورات من نوع الكُرية بأشكال أصغرية وبذلك تكون مناسبة لتطبيقات قياسات النتاج القلبي.

ورغم ذلك فإن لصفات المزدوجات الحرارية الخطية الفائقة واستجابتها الديناميكية السريعة مقارنة مع صفات الكُريات الثرميستورية الأبطأ واللاخطية يجعلها مرغوبة أكثر، إلا أن الحساسية المنخفضة المتأصلة في المزدوجات الحرارية تجعلها محدودة بشكل صارم. إن مقدار الحساسية للمزدوجات الحرارية أقل بمرتبتين من حساسية الثرميستورات التي تتم إثارتها بتيار أدنى من مجال التسخين الذاتي الفعال. على سبيل المثال، إن معامل الحرارة للكرومل- كونستانتان هو ٠,٠٤ ميلي فولت/درجة مئوية مقارنةً مع ٣ ميلي فوات/درجة مئوية لـ ٢٠٠٠ أوم ثرميستور ذو ثابت تبديد ٠,٢ ميلي وات/درجة مئوية ومُثار بـ ٠,١ ميلي أمبير. إن القثاطر المخصصة للتدفق والمعايرة بشكل مُسبق هي بطول ١٠٠ سنتمتر وتتضمن ثرميستور موجود على بعد ٤ سنتمتر من الرأس البعيد. قد تكون مقاومة الثرميستور نموذجياً ٧٠٠٠ أوم عند ٣٦,٦ درجة مئوية مع معامل حرارة للمقاومة يساوي ٢٥٠ أوم لكل درجة مئوية ±٥٪. يتواجد ثقب المادة المحقونة على مسافة ٢٦ سنتمتر قبل الثرميستور.

يظهر المصدر الأساسي لعدم الدقة في قياسات النتاج القلبي بالتخفيف الحراري من الامتزاج غير التام للمؤشر. تُستخدَم الحاقنات ذات التحكم الهوائي للحقن السريعة والثابتة. تُغذى هذه الحاقنات بالطاقة بالهواء أو CO_2 المضغوط من اسطوانة مضغوطة أو من نظام هواء المستشفى. إن الصمام الآلي ثنائي الاتجاه بين محقنة الحقن والقثطار يجعل التشغيل الآلي التام مع الحقن وإعادة التعبئة الآلية أمراً ممكناً. تبلغ سرعة الحقن ٧ ميلليتر/ثانية خلال قثطار ثرميستور ثلاثي التجويف *7F* معياري. عادة ما تُترك سرعة الحقن وسرعة إعادة التعبئة قابلتين للتعديل. تُخفِّض سرعة العودة البطيئة إمكانيات تَشَكُل فقاعات الهواء خلال إعادة التعبئة إلى الحد الأدنى. إن حجم الحقن أيضاً قابل للتعديل في المجال ١–١٠ ميلليتر.

باعتبار أن تدفق الدم نبضي فيمكن إجراء عملية الحقن في أي جزء من الدورة القلبية. وبذلك، فإن الزمن المسموح لامتزاج المؤشر يمكن أن يتغير حتى دورة قلبية كاملة. إضافة إلى ذلك، يكون منحني التخفيف الذي يتم الحصول عليه في الشريان الرئوي مختلف الشكل إذا تمت الحقنة في انبساط أو انقباض القلب. إن لحظة الحقن المثلى هي خلال الانبساط، وبذلك تُجهَّز الحاقنات بمُتزامن ECG لضمان الحقن في اللحظة الصحيحة.

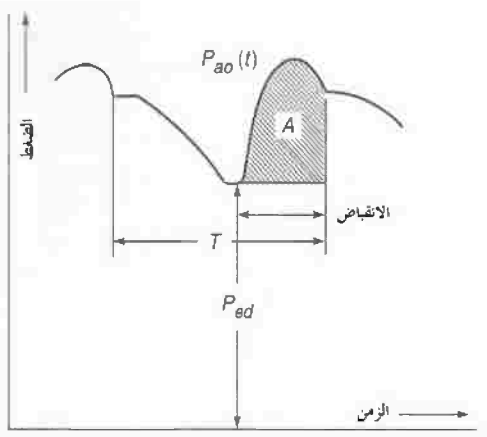
يتألف مُتزامن الـ ECG من مضخم ECG مع ربح قابل للتعديل. يتحسس كاشف العتبة ظهور الموجة R ويُقاس الفاصل الزمني بين موجتي R متجاورتين ويُخزَّن في الذاكرة. يتحدد التأخير في الحقن يدوياً كنسبة مئوية من الدورة القلبية وليس بالميلي ثانية كما هو الحال في معظم حاقنات تصوير الأوعية بالأشعة. إن طريقة التحديد المُسبق لتأخير الحقن بالنسبة المئوية من الدورة القلبية تجعل المُتزامن غير حساس لتغيرات معدل نبض القلب.

تُصدِر وحدة الجراحة الكهربائية طاقة ترددات راديوية قد تُزعج أو تُعَجِّل منحني التخفيف الحراري مما يؤدي إلى نتائج غير صحيحة بشكل واسع. يمكن أن يُسبب مثل هذا التشويش مشاكل رئيسية لطبيب التخدير في قياس النتاج القلبي في العملية الجراحية. يُصبح تأثير تداخل التردد العالي على القياسات جلياً بشكل أسرع بفحص درجة حرارة التخفيف الحراري. وبذلك فإن الإظهار المرئي لمنحني التخفيف الحراري يعدُّ أمراً ضرورياً.

(١٢,٤) قياس النتاج القلبي المستمر مستنتجاً من شكل موجة الضغط الأورطي

Measurement of Continuous Cardiac Output Derived from the Aortic Pressure Waveform

إنه من غير الممكن دائماً، وبالأخص في مرضى الأمراض الخطيرة، تقدير الخرج القلبي على أساس نبضة – إلى– نبضة. يمكن تكرار قياسات التخفيف الحراري أكثر من الطرائق الأخرى مما جعل هذه الطريقة مشهورة، ورغم ذلك يمكن فقط إجراء القياسات على فترات معينة. كما تتطلب التقنية أيضاً حضور عاملين متدربين بشكل جيد للحصول على قياسات موثوقة. تم تفادي هذه المشاكل بجهاز طورَه (Wessling et al, 1976a) ويعتمد على تحليل محيط نبضة الضغط وموضحاً في الشكل رقم (١٢,٦).



الشكل رقم (١٢,٦). طريقة محيط نبضة الضغط لقياس النتاج القلبي من النبضة – إلى – النبضة.

تعتمد هذه الطريقة على تحليل موجة ضغط الأورطي وتقدير حجم دفقة البطين الأيسر من محيط النبضة. يعتمد تحليل موجة الضغط على علاقة هيدروليكية بسيطة بين التدفق والضغط والزمن. يُقذَف التدفق خلال طور القذف في الأورطي. تعتمد الكمية الإجمالية على ضغط القيادة وأمد فترة القذف وعلى ممانعة التدفق في الأورطي (وسلينغ وزملائه، ١٩٧٢م).

يتمثل ذلك رياضياً على الشكل التالي:

$$SV = \frac{1}{Z_{ao}} \int_{T_o}^{T_E} (P_{ao} - P_{ed})\, dt$$

حيث SV حجم الدفقة.

تُبين هذه المعادلة أن المساحة A تحت جزء الانقباض من موجة ضغط الأورطي هي موحدة. يقسم مُعَايِر المريض (Z_{ao}: الممانعة الأورطي المُميزة) هذه المساحة A للحصول على كمية تُقارب حجم دفقة البطين الأيسر. وبذلك، تعكس تغيرات هذه المساحة A تغيرات موافِقة في حجم الدفقة.

يُستنتج معدل نبض القلب اللحظي كمقلوب الفترة الزمنية بين بدء القذف لكل نبضتي ضغط متتاليتين. يُحسب النتاج القلبي لكل نبضة على أنه حاصل الجداء اللحظي لحجم الدفقة ومعدل نبض القلب:

$$SV = \frac{A}{Z_{ao}} \quad \text{(سنتمتر مكعب)}$$

$$HR=\frac{60}{T} \quad \text{(نبضة/دقيقة)}$$

$$CO=\frac{(SV)\times(HR)}{1000}=\frac{60\cdot A}{1000\cdot Z_{ao}\cdot T} \quad \text{(لتر/دقيقة)}$$

حيث SV حجم الدفقة.

HR معدل نبض القلب

CO النتاج القلبي

يستخدم الجهاز تقنيات التعرف على الأشكال لكشف بدء (T_O) ونهاية (T_E) القذف ويقوم بتكامل الفرق بين الضغط الفعلي للأورطي وضغط نهاية الانبساط فوق هذه الفترة الزمنية. تَبيَّن أن متوسط قيمة Z_{ao} هو ٠,١٤٠ للبالغين.

إن كل ما هو مطلوب في هذه التقنية هو قياس واحد للضغط في أي موقع في الأورطي. يمكن لقياس إشارة الضغط استخدام كلاً من أنظمة مقاييس الضغط مقثطرة الرأس وكذلك أنظمة مقياس الضغط القثطاري العادي. ويجب ضمان أن الضغط يُقاس في الأورطي أو قريباً من الأورطي تقريباً في فرع جانبي رئيسي مثل الشريان تحت الترقوة. إن إشارات الضغط الأخرى هي أكثر تشوهاً وتُخفِّض دقة الطريقة. من أجل عمل موثوق لدارة الحساب يجب أن يكون تردد الرنين لنظام مقياس الضغط القثطاري ٢٥ هرتز أو أعلى. يمكن أن ينخفض تردد الرنين إلى ١٥ هرتز إذا لم يكن هناك تشويش صنعي يشوه شكل موجة الضغط.

يتألف حاسب النتاج القلبي من ثلاث أجزاء: (١) مضخم مبدل الضغط و(٢) حاسب النتاج القلبي و(٣) محددات إنذار وإظهار عددي ثنائي. إن الكميات التي يمكن أن تُظهر هي متوسط ضغط الانقباض والانبساط والنتاج القلبي وحجم الدفقة ومعدل النبض.

يجب تثبيت مؤشرين لكل مريض عند البدء: (١) عمر المريض و(٢) مُعاير المريض Z_{ao}. إضافة إلى ذلك، يتم تأمين إظهار شكل الموجة من أجل فحص شكل منحني الضغط بالعين المجردة وضمان القدح الصحيح لدارة المعالجة. يمكن استخدام الجهاز لمراقبة سياق التغير في النتاج القلبي أو لإظهار القيم المطلقة للنتاج القلبي بعد المعايرة.

بيَّن (Deloskey et al, 1978) مقارنةً لحجوم الدفقة محسوبةً باستخدام علاقة وسلينغ لمحيط النبضة و حجوم الدفقة التي تم الحصول عليها بمقياس التدفق الكهرومغناطيسي مع تداخلات قُدِمَت لتغيير حجم الدفقة لمريض واحد. كان التوافق بين الطريقتين جيداً (٠,٩١) على مجال واسع لحجم الدفقة ومعدل نبض القلب ومتوسط الضغط الشرياني الرئوي والمقاومة الشريانية الرئوية.

(١٢,٥) تقنية الممانعة
Impedance Technique

يوضح الشكل رقم (١٢,٧) التقنية المُستخدَمة لقياس النتاج القلبي بطريقة الممانعة. إذا كانت ρ المقاومة النوعية، فإن مقاومة الصدر بين الكترودي التحسس (٢ و٣) تُعطى بـ:

$$R_0 = \frac{\rho L}{A}$$

حيث L الفاصل بين الالكترودات و A مساحة المقطع العرضي للصدر.

بافتراض أن المقاومة مع كل قذف بحجم دفقة dV تنقص بمقدار dR، فيمكن استنتاج التالي:

$$dV = -\rho\left[\frac{L^2}{R_0^2}\right]dR$$

يمكن استبدال R بـ Z إذا استُخدِمَت إشارة ac لقياس الممانعة عبر الصدر، مما يُعطي:

$$dV = -\rho\left[\frac{L^2}{Z_0^2}\right]dz$$

في هذه العلاقة، dV هي حجم الدفقة (ميلليتر) وρ هي المقاومة النوعية لدم المريض (أوم سنتمتر) و dz هي التناقص في Z_0 خلال قذف انقباضي محدد.

يُعطى حجم الدفقة بناتج جداء المعدل الأولي للتغير في الممانعة وزمن فتح الصمامين الأورطي والرئوي أي:

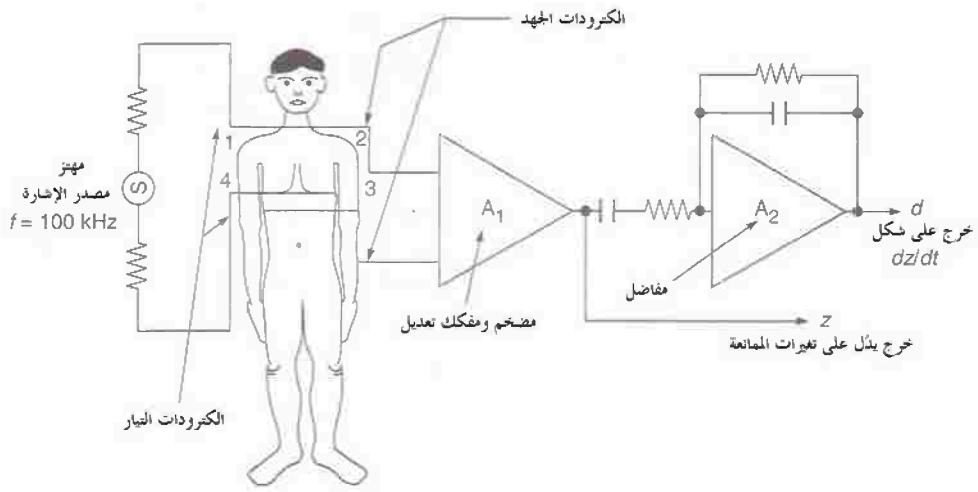
$$dv = T\left(\frac{dz}{dt}\right)_{\max}$$

حيث $(dz/dt)_{max}$ توافق ذروة القيمة السالبة لـ dz/dt المتواجدة خلال الانقباض وT هي الفاصل الزمني بين $dz/dt=0$ والصوت الثاني للقلب.

يمكن أن تُكتب المعادلة المُستخدمة من قِبَل (Kubicek et al, 1966) لحجم الدفقة كما يلي:

$$dV = -\rho\left[\frac{L^2}{Z_0^2}\right]\cdot T\left[\frac{dz}{dt}\right]_{\max}$$

تتعلق قيمة ρ بهيماتوكريت المريض، وعند قيم طبيعية للهيماتوكريت يمكن افتراض قيمة ١٥٠ أوم سنتمتر للمقاومة النوعية للدم.



الشكل رقم (١٢,٧). تقنية قياس النتاج القلبي بتغير الممانعة. عن (after Hill and Thompson, 1975; by permission of Med. and Biol. Eng.).

يُطبَّق تيار ثابت ١٠٠ كيلوهرتز بين الالكترودين ١ و٤ لحساب حجم الدفقة تجريبياً. تُكشف تموجات الجهد الناتجة، والحاصلة عبر الصدر بشكل متوافق مع الفعالية القلبية، عند الزوج الداخلي للالكترودات ٢ و٣.

تبين أن قيمة الممانعة الأساسية بين هذه الالكترودات هي تقريباً ٢٥ أوم وتقل تقريباً ٠,١ أوم مع كل دورة. تُضخَّم إشارة الجهد الناتجة عن تغيرات الممانعة ويُفك تعديلها للحصول على Z. تُحسب dz/dt باستخدام مفاضل. كما يُستخدم مسجل بقناتين لتسجيل dz/dt ومخطط أصوات القلب. تُدَوَّن القيمة العظمى لـ dz/dt عند الانقباض لكل نبضة وكذلك زمن القذف من اللحظة التي يقطع فيها تتبع dz/dt خط الـ $dz/dt=0$ عند بدء الانقباض حتى بدء الصوت الثاني للقلب.

تتمتع طريقة قياس النتاج القلبي من مخططات التحجم بالممانعة عبر الصدر بميزات في الاستخدام الإكلينيكي وبالأخص في مراقبة حجم كل دفقة بشكل غير بضعي. لهذا السبب هناك العديد من دراسات تقصّي ترابط قيم النتاج القلبي بين القيم المُقاسة بهذه الطريقة وتلك المُقاسة بطرائق أخرى مثل طرائق تخفيف المؤشر وفيك وتدرج

الضغط. لم يكن تطبيق تقنية الممانعة الحيوية الصدرية مشجعاً جداً ؛ بسبب الترابط غير المقبول بشكل عام مع طريقة التخفيف الحراري (Bowdle et al, 1993). يُفَضَل جهاز مقياس النتاج القلبي غير البضعي المستمر بالممانعة الحيوية على طريقة التخفيف الحراري ولكن فقط إذا أمكن إيجاد حلول أكثر لمشاكل الدقة.

(٦،١٢) الطريقة فوق الصوتية
Ultrasound Method

يمكن استخدام الأمواج فوق الصوتية لقياس سرعة تدفق الدم في الأورطي الصاعد بتطبيق مبدأ دوبلر (Huntsman et al, 1983). إذا كانت مساحة المقطع العرضي للأورطي معروفة أو يمكن قياسها، فيُحسب معدل تدفق الدم كالتالي :

$$Blood\ flow = Velocity(cm/\sec) \times area(cm^2)$$
$$= cm^3/\sec = ml/\sec \times L/1000\ ml \times 60\ \sec/\min$$
$$= L/\min$$

حيث "*Blood flow*" تدفق الدم

"*Velocity*" السرعة

"*area*" المساحة

يكون تدفق الدم في الأورطي الصاعد مطابق للنتاج القلبي مطروحاً منه تدفق الشرايين الإكليلية مهمل الكمية. رغم ذلك، فإن المعادلة أعلاه مبسطة بشكل زائد لأن تدفق الدم في الأورطي ليس ثابتاً ولكنه نبضي كمل تتغير سرعة الدم في الأورطي خلال الدورة القلبية.

فعلياً، تقيس أجهزة قياس النتاج القلبي المُعتمِدة على الأمواج فوق الصوتية حجم الدفقة خلال الدورة القلبية كما في العلاقة التالية :

$$SV = CSA \times \int_{VET} V(t)\,dt$$

حيث SV حجم الدفقة

CSA مساحة المقطع العرضي للأورطي

VET زمن القذف البطيني

V سرعة الدم

عندئذ يُضرب حجم الدفقة بمعدل نبض القلب للحصول على النتاج القلبي.

تُعطى سرعة الدم V المحسوبة من معادلة دوبلر كالتالي :

$$V = \frac{C \times F_d}{2 F_0 \times \cos\theta}$$

حيث C سرعة الصوت

F_d إزاحة التردد

F_0 تردد الصوت الصادر

θ الزاوية بين الصوت الصادر والشيء المتحرك

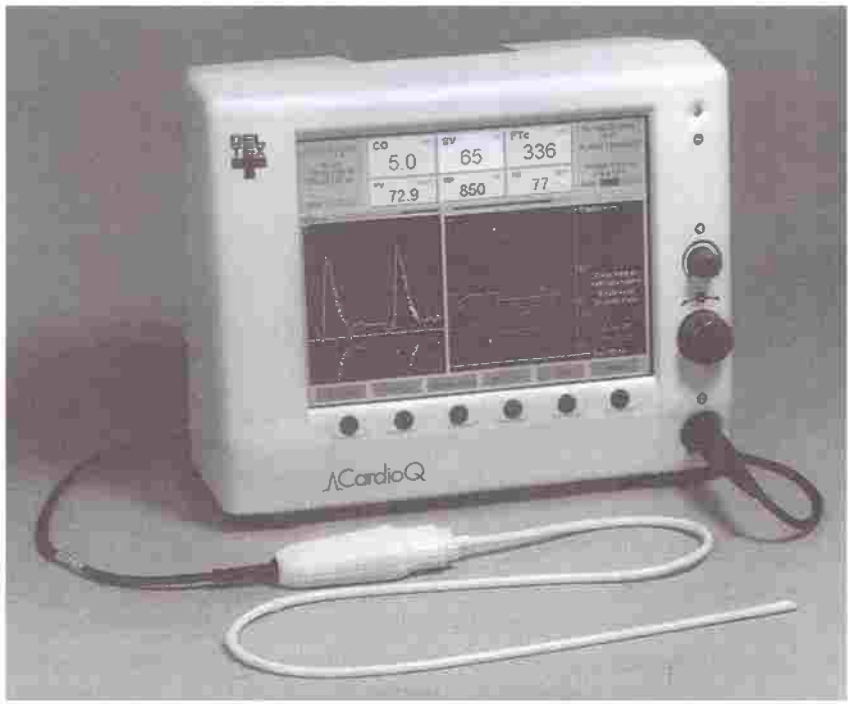
يمكن قياس سرعة الدم في الأورطي الصاعد بمجس محمول بيد المُشَغِّل وموضوع فوق ثلمة القص. يمكن قياس سرعة الدم في الأورطي الصاعد (Mark et al, 1986) بواسطة مجس متصل مع سماعة مريئية. وعند المقارنة مع قياس النتاج القلبي بالتخفيف الحراري المعياري فإن معاملات الترابط تتراوح من ٠,٦٣ إلى ٠,٩١ (Wong et al, 1990). تؤدي هذه التغيرات إلى ضعف نسبي في دقة هذه التقنية.

تُقاس مساحة المقطع العرضي للأورطي بتقنية الصدى، ولكن نادراً ما يتم ذلك في الناحية العملية. تتوفر الأبعاد المتوسطة للأورطي عند الإنسان من المخططات البيانية التي تأخذ بعين الاعتبار الجنس والعمر والطول والوزن.

رغم ذلك، قد يختلف بعض المرضى بشكل كبير عن المتوسط. وبذلك، فإن عدم توفر المساحة الدقيقة للمقطع العرضي لوعاء دموي معين يُشكل مصدر خطير للخطأ. وبسبب غياب الدقة، لم تصبح الطريقة فوق الصوتية لتحديد النتاج القلبي مشهورة في الناحية الإكلينيكية العملية.

قَدَمَت شركة (M/s Deltex, UK) جهاز دوبلر فوق صوتي مريئي للنتاج القلبي المستمر السريع وحجم الدفقة. يبين الشكل رقم (١٢,٨) هذا الجهاز. يُدخَل مجس صغير القطر (٦ ميليمتر) ذو استخدام لمرة واحدة في المريء للحصول على إشارة دوبلر مستمرة.

تَستخدِم الطريقة تدفق الأورطي الصاعد لتأمين تقييم أداء البطين الأيسر بالزمن الحقيقي. يعمل النظام على تردد فوق صوتي ٤ ميغاهرتز مستمر.



الشكل رقم (١٢,٨). نظام إظهار وقياس حجم الأورطي والنتاج القلبي يعتمد على إزاحة دوبلر طراز "Cardio-Q". عن (Courtesy: Deltex Medical).