الفصل الثاني

تجهيزات مراقبة الجنين
FOETAL MONITORING INSTRUMENTS

لقد أصبح متاحاً أثناء العقد الأخير العديد من التقنيات والأجهزة والتجهيزات التي تقدم معلومات وبيانات ذات موثوقية معقولة وبشكل آني حول الجنين أثناء حياته داخل الرحم أو وقت الولادة. إلا أن تطوير التجهيزات الجنينية كان مهمة صعبة بسبب الطبيعة الصعبة للمشاكل ذات العلاقة. عندما يكون الجنين في الرحم فإنه يكون محجوباً ميكانيكياً عن العالم الخارجي بحيث يستطيع أن ينمو هناك بأمان. هذا يعني أن كمية محدودة فقط من المعلومات يمكن الحصول عليها مباشرة حول حالة الجنين.

إن المعلومات الوحيدة المتاحة بسهولة عن الجنين والتي يمكن التقاطها من الجدار البطني للأم هي الكمون الكهربائي لنشاط قلب الجنين والإشارات الصوتية لقلب الجنين. هذه الإشارات تكون عند التقاطها ممتزجة مع الإشارات المقابلة للأم. إن عزل إشارات الجنين الممتزجة وتفسيرها يتطلب تعاملاً بخبرة. ويواجه الطبيب النسائي بالتالي مشكلة بأن لديه معاملات (بارامترات) متاحة قليلة جداً ليبني على أساسها تشخيصاً لحسن أو سوء حالة الجنين. يتم في غالبية الحالات تقييم حالة الجنين بدراسة جريان الدم في قلب الجنين ومعدل نبضاته. يقدم معدل نبض قلب الجنين FHR معلومات هامة عن حالة الجنين ولذلك فقد اصبح معاملاً مدروساً بشكل واسع في حالات الأمومة.

يُراقَب الـ FHR في قسم المخاض بشكل متقطع. ومن التقليدي الإصغاء إلى أصوات قلب الجنين على فترات قد تصل إلى مرة كل ١٥ دقيقة. ويتم القيام بذلك باستخدام سماعة بينارد Pinard. إلا أن هذه التقنية لا تعطي صورة كاملة عن نبض قلب الجنين أثناء غالبية التقلصات خصوصاً إذا كانت قوية، كما أنه ليس من المجدي أن يتم الإصغاء بشكل مستمر. وهكذا فربما تضيع المعلومات الأكثر قيمة عن الـ FHR التي تحدث أثناء التقلص من دون تسجيل معلومات (Day et al, 1968). وبالإضافة إلى ذلك فإن العنصر الذاتي للتغيرية الإنسانية في العد يعرض البيانات للخطر، وغياب التسجيلات الدائمة للـ FHR يجعل مقارنة مرضى مختلفين غير مُرضية.

(٨,١) جهاز مراقبة قلب الجنين (جهاز التخطيط القلبي المخاضي)
Cardiotocograph (CTG)

يمكن تقدير حالة الجنين أثناء المخاض من نشاط قلب الجنين. وبنفس الوقت فإن تسجيل الـ FHR نبضة نبضة ونشاط الرحم يقدم معلومات أساسية من أجل تقدير إمكانية المعاوضة لنظام الدوران الجنيني. إن الجهاز الذي يقوم بتسجيل مستمر وآني للـ FHR اللحظي وللنشاط المخاضي يسمى جهاز مراقبة الجنين (جهاز التخطيط القلبي المخاضي) CTG. يساعد هذا الجهاز، بالإضافة إلى كشف تسرع أو تباطؤ القلب على المدى الطويل، في تقييم استجابة الـ FHR لنظام الدوران غير المضطرب والاستجابة المستثارة بتقلصات الرحم. إن تذبذب الـ FHR طبيعي لدى الجنين الصحيح غير المضطرب بينما يعتبر غياب هذه التذبذبات إشارة إلى خطر كامن لدى الجنين(Gentner and Winkler, 1973). إن تقلص الرحم قد وقد لا يتسبب في استجابة في الـ FHR. ولتحديد الأهمية التشخيصية لاستجابة ما فإنه عادة ما تتم دراسة الشكل والعلاقة الزمنية للتغير في الـ FHR بالنسبة للتقلص.

تصمم أجهزة الـ CTG لقياس وتسجيل الـ FHR على أساس نبضة- إلى- نبضة أكثر منه على أساس حساب المتوسط. وعادة فإن دقة القياسات يمكن أن تكون ٢-٣٪ لتصنيف الاستجابات. إن حساسية بمقدار ٢٠ نبضة في الدقيقة لكل سنتيمتر من ورق التسجيل تسمح بقراءة مناسبة للـ FHR المسجل. تُسجَّل آثار النشاط المخاضي والـ FHR في نفس الوقت عادة على نفس السلم الزمني. وإن سرعة لورق التسجيل قدرها ١-٢ سنتيمتر في الدقيقة مناسبة لتأمين دقة تمييز كافية للعلاقة بين المنبه والاستجابة. إضافة إلى ذلك ينبغي لتجهيزات مراقبة الجنين أن تسمح للمستخدم باختيار طرق مراقبة مختلفة مقبولة سريرياً وأن تكون بسيطة في تشغيلها وأن ينشأ عنها أدنى حد من إزعاج المريض ضمن تقييدات تمثيل ذي جودة عالية للبيانات. وتُستخدَم الطرق التالية بشكل شائع في أغلب المراقبات أثناء المخاض:

الطريقة	معدل نبض قلب الجنين FHR	تقلص الرحم
غير مباشرة (خارجية)	١- ECG جنيني بطني ٢- مخطط صوتي جنيني ٣- تقنيات فوق صوتية (مجس ضيق الحزمة عريض الزاوية)	قياس دينامية المخاض (استخدام مقياس قوة مخاض لتحسس التغيرات في توتر الرحم المنقول إلى سطح جلد البطن)
مباشرة (داخلية)	ECG جنيني بإلكترود فروة رأس (حلزوني ملقطي أو شفطي يُثبَّت إلى الجزء المقبل من الجنين)	قياس الضغط داخل الرحمي (باستخدام قثطار داخل عنق الرحم مملوء بسائل مع مجس قياس تمدد (انفعال/إجهاد)

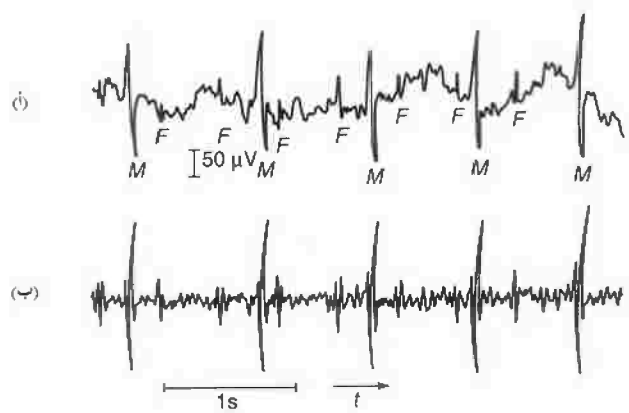
(٨,٢) طرق مراقبة معدل ضربات (نبض) قلب الجنين (الـ FHR)

Methods of Monitoring Foetal Heart Rate

(٨,٢,١) مخطط كهربية قلب الجنين البطني Abdominal Foetal Electrocardiogram (AFECG)

يتم تسجيل مخطط كهربية قلب الجنين البطني (الـ AFECG) بموضعة الإلكترودات بشكل مناسب على بطن الأم وتسجيل الـ ECG المشترك للأم والجنين. يوضح الشكل رقم (٨,١) تسجيلاً نموذجياً لمخطط كهربية قلب جنيني (FECG) ملتقَط من البطن. أقصى مطال لهذا المخطط (موجة R) مسجلة أثناء حمل هي حوالي ١٠٠-٣٠٠ ميكروفولت. هذا المطال أصغر بكثير من ذاك الذي لـ ECG نموذجي للبالغين والذي هو حوالي ١ ميلي فولت في توصيلة الاقتباس (الاشتقاق) القياسي (المعياري). وقد يكون المطال أصغر في بعض مراحل الحمل وقد لا يُكتشف حتى بشكل صحيح. يضع المطال المنخفض للإشارة متطلبات صارمة على تسجيل الـ FECG إذا ما أُريد لنسبة الإشارة إلى الضجيج أن تبقى مرتفعة.

لذلك فإن الاحتياطات العادية للحصول على تسجيلات ECG جيدة تُراقب بعناية أكبر. هذه الاحتياطات تتضمن ممانعة منخفضة للتماس بين البشرة والإلكترود ومادة إلكترود مناسبة بآثار إزالة استقطاب منخفضة وموضعة الإلكترودات في الوضعيات المناسبة. يجب أن تكون الإشارات محجبة بشكل صحيح وأن يكون الجهاز مؤرضاً بشكل صحيح وأن يكون المريض معزولاً كهربئياً عن الجهاز. يقترح Van Bernmel et al (1971) أن الموضع الأفضل للإلكترودات البطنية هو عندما يكون أحد الإلكترودين قرب السرة والآخر فوق العانة.



الشكل رقم (٨,١). تسجيل بطني لـ FECG. عرض الحزمة: (أ) (٢ر٠-٢٠٠) هرتز، (ب) (١٥-٤٠) هرتز.

يتم حساب الـ FHR من الـ FECG بتشكيل مناسب لموجة QRS الجنينية. إن الـ FHR هو تقريباً ضعف ذاك الذي لبالغ عادي وتتراوح ما بين ١١٠-١٨٠ نبضة (ضربة) في الدقيقة تقريباً. إن المشكلة الرئيسية في معالجة إشارات

القلب الجنينية هي نسبة الإشارة إلى الضجيج الضئيلة. هناك فترات، وخصوصاً أثناء الولادة، يكون فيها الحساب الآني للـ FHR غير ممكن بسبب الضجيج الزائد. ولذلك يتم الاستفادة من خواص إشارة محددة (نوعية) لتحسين نسبة الإشارة إلى الضجيج (SNR).

إن المصادر الرئيسية للضجيج في الـ FECG المسجلة من على بطن الأم هي :

١- ضجيج دخل المضخم.

٢- ضجيج عضلات الأم (EMG).

٣- تغيرات في كمون استقطاب الإلكترود.

٤- ECG الأم.

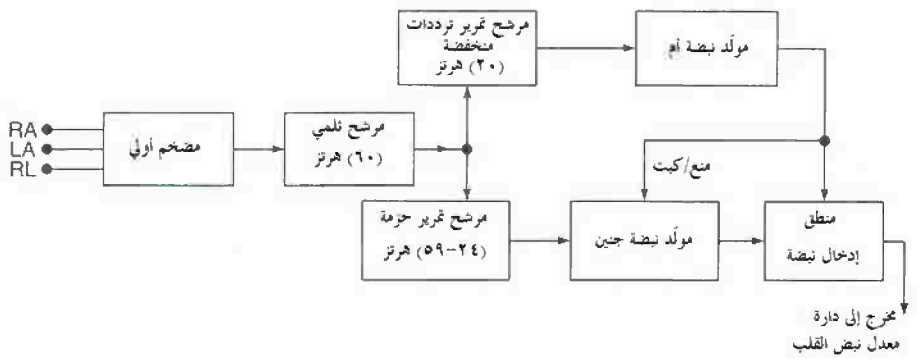
يمكن، ولأغراض عملية، اعتبار المصادر الثلاثة الأولى كعشوائية بينما المصدر الرابع للضجيج دوري. يتراكب الطيف الترددي لكل مصدر ضجيج مع الـ FECG، ولذلك فإن الترشيح لوحده غير كافٍ من أجل التوصل إلى تخفيض ملائم للضجيج. أما التقاط تردد خط التغذية بالطاقة الكهربائية، والذي يكون عادة مشكلة في التسجيلات الفيزيولوجية، فتتم إزالته باستخدام مرشح تُلّمي notch filter.

هناك طريقة للتعامل مع هذا النوع من مشاكل الضجيج في الـ FECG تم اقتراحها بداية من قبل Hon and Lee (1963) وفيما بعد تم تحسينها من قبل باحثين عديدين (Van Bernmel et al, 1968). تستخدم هذه الطريقة منهجية التوسيط (حساب المتوسط) لتحسين نسبة الإشارة إلى الضجيج العشوائي. تُزال مركبة ECG الأم من كل تسجيل اقتباس بتكوين متوسط شكل موجة الأم عند كل حدوث لها في التسجيل.

ويمكن بعدها إما طرح مركبة الأم مباشرة من تسجيل الـ FECG قبل عمل متوسط أشكال موجة الجنين، أو يمكن عمل متوسط الأجزاء المقابلة من مركبة الأم المفصولة على التوازي مع أشكال موجة الجنين المنتقاة وإشارة الأم المتبقية الناتجة مطروحة من متوسط شكل موجة الجنين عند نهاية العملية. التقنية الأخيرة أكثر فاعلية لتطلبها حساباً أقل. هناك مشكلة صعبة بشكل خاص تُجابَه عند تطبيق عمل متوسط إشارة للـ FECG وهي اختيار إشارة لقدح عملية حساب المتوسط. يجب أن تحمل الإشارة نفس العلاقة الزمنية الدقيقة لكل شكل موجة إذا كان للمتوسط أن يكون مترابطاً (متناسقاً) coherent. وخلافاً لعمل متوسط الإشارة المستخدم غالباً في أعمال المنبه- الاستجابة فليس هناك تنبيه خارجي لقدح بدء عملية حساب المتوسط. وهكذا فإنه يتوجب استخدام إشارة الـ ECG نفسها لتأمين ذلك القدح.

يوضح الشكل رقم (٨,٢) مخططاً صندوقياً لدارة معالجة الـ AFECG من أجل حساب الـ FHR. فبعد الموضعة الصحيحة للإلكترودات يتم تضخيم الإشارات في مضخم أولي يؤمن ممانعة دخل مرتفعة جداً (مئة ميغا أوم) وحساسية مرتفعة ونسبة رفض إشارات متماثلة CMRR جيدة (حتى ١٢٠ ديسيبل). ينبغي تفضيلياً الإبقاء على

مرحلة الدخل معزولة بحيث أن أية تيارات تسرب أرضي قد تنشأ في حالة الخطأ تكون متوافقة مع متطلبات السلامة. المضخم الأولي عبارة عن مضخم تفاضلي منخفض الضجيج ذو مجال ديناميكي عريض. تتدبر إشارة كبيرة متماثلة أمرها بالمرور عبر مضخم الدخل، وهذه حالة يجب توقعها حيثما يكون هناك إلكترودات متباعدة عن بعضها بضعة سنتيمترات ومثبتة إلى جسم الإنسان في بيئة مستشفى. إن طنين hum خط التغذية بالطاقة مسؤول عن معظم الإشارات المتماثلة المتداخلة، وهذه يمكن كبتها بمرشح ثلمي يلي مضخم الدخل.



الشكل رقم (٨,٢). مخططاً صندوقي لدارة معالجة الـ AFECG (طبقاً لـ Courtin et al, 1977)

ينقسم ممر الإشارة إلى قناتين: قناة ECG الأم (أو قناة M) وقناة الجنين (أو قناة F). ولما كان الطيف الترددي لـ ECG الجنين يختلف بشكل ما عن الطيف الترددي لـ ECG الأم فإنه يتم التوصل إلى بعض الفصل الأولي باستخدام ترشيح الحزمة المناسب في كل قناة. دارات تمييز القطبية في كل قناة مزودة بإشارات من كلا القطبيتين. يتم بعد الترشيح التأكد من كون إشارة الأم هي مكوّن الإشارة الأكبر في القناة M بحيث يمكن كشفها على أساس مطال الذروة. تُستخدَم إشارة الأم لتوليد نبضة طامسة blanking لاستخدامها في القناة F وفي الدارات المنطقية لإدخال النبضة. تملك القناة F مولد نبضة ٣٠ ميلي ثانية يتم قدحه بـ FECG إلا أنه مكبوح (مكبوت) بالنبضة الطامسة من القناة M، ولذلك فهو لن يولد نبضة في استجابة لـ ECG الأم الملقِّم عبوراً إلى القناة F.

إن إشارة FECG التي يتم كشفها بواسطة إلكترودات موضوعة على بطن الأم معقدة وتتطلب توهيناً لإشارات الأم من أجل الحصول على FHR. وبسبب تراكب ECG الجنين والأم أيضاً فإن حوالي ٢٠-٥٠٪ من النبضات المتوقعة قد تكون مفقودة.

ولذلك تُغذى سلسلة النبضات المولدة في القناة F إلى دارات منطقية، وهذه تقرر المعدل الذي تحدث عنده نبضات القناة F، وإذا أشار التوقيت إلى أنه ينبغي أن يكون هناك نبضة F في وقت ما عندما تكون واحدة مطموسة أو مفقودة فإنه يتم إدخال نبضة إلى جدول نبضات خرج القناة F. إلا أن الدارات المنطقية لن تدخل نبضتين

متتاليتين، وبالتالي ليس هناك خطورة من أن يستمر الجهاز في إخراج نبضات عادية عندما لا يكون هناك FECG. تتابع الدارات المنطقية أيضاً معدل نبضات قلب الأم. وإذا كان لقناتي M و F نفس المعدل تماماً فإن الدارات المنطقية تكبح خرج القناة F أثناء موجة P التابعة للأم. تُتخذ هذه الاحتياطات لأنه من دونها قد يكون ممكناً أن لا يتم اكتشاف FECG و القناة F سوف تستجيب إلى موجة P التابعة للأم وتولد سلسلة من نبضات F كاذبة.

يتطلب منطق الاستعاضة زمن تأخير لتثبيت نبضة قادح جنينية مفقودة. فمن ناحية يجب أن يكون هذا التأخير أطول من التغير الأقصى المسموح به في دورة القلب (تغير ١٤ نبضة في الدقيقة من ٥٠-٦٤ نبضة في الدقيقة = ٢٦٢ ميلي ثانية)، ومن ناحية أخرى يجب أن يكون أقصر من أقصر فترة دورة ٢١٦ نبضة في الدقيقة = ٢٨٥,٧ ميلي ثانية. وبهذا فإنه يُحافظ عليه عند ٢٧٠ ميلي ثانية. إن مجال قياس FHR محدود بـ ٤٠-٢٤٠ نبضة في الدقيقة بسبب منطق الاستعاضة. وبعد ذلك يذهب خرج الدارات المنطقية إلى دارات حساب معدل نبض قلب معياري.

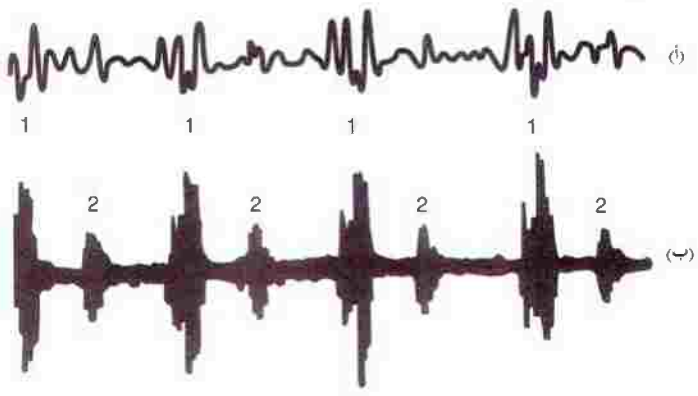
لقد بينت التجارب السريرية أن تقنية تخطيط كهربية القلب البطنية فعالة عادة في معظم الحالات ما عدا في تلك الحالات النادرة حيث يفشل السائل الأمينوسي بتوفير ربط كهربائي مناسب من الجنين إلى الأم. تميل إشارات EMG الرحم وجدار البطن أثناء المخاض إلى طمس إشارة FECG جاعلة عد FHR صعباً جداً. ولذلك لا يبدو في الوقت الحاضر أن الـ AFECG يقدم وسيلة ذات موثوقية لمراقبة الـ FHR أثناء المخاض والولادة. لقد أفاد Wickham (1982) عن جهاز لحساب متوسط إشارة على أساس معالج صغري لتحليل الـ FECG بوجود ضجيج.

(٨,٢,٢) مخطط صوت قلب الجنين Foetal Phonocardiogram

يمكن التقاط أصوات قلب الجنين من بطن الأم بواسطة ميكروفون حساس. يتوجب على أصوات القلب في شكل اهتزازات ميكانيكية أن تمر عبر بنية نسيجية، والإشارات الملتقَطة أقرب إلى الضعف بسبب تأثيرات المسافة وصغر صمامات قلب الجنين. وزيادة على ذلك فإن حركة الأم والضجيج الخارجي يشوشان بشكل كبير على أصوات القلب. إنه أمر أساسي لالتقاط أصوات القلب أن يكون المجس موضعاً بشكل صحيح وممانعته ملاءمة بعناية. يُستخدم ميكروفون كريستالي لالتقاط الإشارات الصوتية. تُضخَّم إشارات المجس الصوتي بمضخم أولي منخفض الضجيج وتُغذى إلى مرشح تمرير حزمة يرفض جميع الترددات خارج المجال ٧٠-١١٠ هرتز. المضخم الأولي متضمَّن في بيت المجس لتقليل إشارات التداخل التي تُلتقط إلى الحد الأدنى. يتم التخلص من الكثير من الضجيج العشوائي أثناء هذه العملية، والتسجيل على الورق بعد هذه المرحلة يسمى مخطط صوت قلب الجنين.

وعموماً هناك صوتان يصدران عن عمل قلب الجنين الطبيعي وهما يقابلان انقباض وانبساط عضلة القلب (الشكل رقم ٨,٣). هذان الاندفاعان لأصوات القلب يمتزجان بإشارات غير مرغوب فيها قد تنجح في المرور عبر المرشحات. مثل هذه الحالات بالغة التعقيد وتتطلب دارة إلكترونية محكمة للحصول على نبضة واحدة لكل نبضة قلب جنين. ويتم التوصل إلى ذلك باستخدام الخواص التكرارية لمعدل نبض الجنين باعتبار أعلى معدل ٢١٠ وأخفض معدل ٥٠ نبضة في الدقيقة. هناك فترة معينة بين نبضتي القلب يتم عند حسابها تخزينها في ذاكرة للمقارنة

مع الفترة اللاحقة. وتُقبَل الأخيرة فقط إذا لم تختلف بأكثر من عدد معين من النبضات ±٧ نبضات في الدقيقة عن الفترة المخزنة. وبهذه الطريقة يمكن عمل قياس ذي موثوقية بشكل معقول لمعدل نبضات القلب.



الشكل رقم (٨,٣). مخطط صوت قلب جنين: (أ) أصوات قلب غير مرشحة، (ب) أصوات قلب مرشحة.

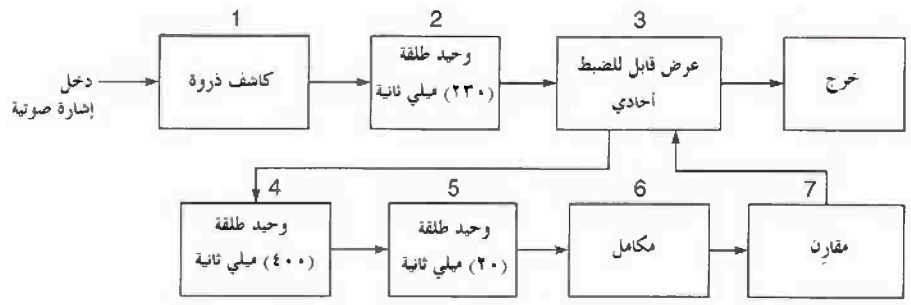
ولضمان ذلك فإن صوت القلب المكتشَف يقوم بقدح هزاز تعددي ذي طلقة واحدة يمنع أصوات القلب التالية من الوصول إلى الدارات التالية لفترة طلقة واحدة. يجب أن تكون الدارة قادرة على تشغيل مجال أربعة إلى واحد ٥٠ إلى ٢١٠ نبضة في الدقيقة أو ١,٢ إلى ٠,٢٨٥ ثانية لكل دورة. وهذا يستلزم التصميم في المقدرة على ضبط الطلقة الواحدة في الوقت المناسب لمعدل نبض القلب. الزمن بين قدحين أقل من ٤٠٠ ميلي ثانية وفترة استمرار النبضة الطامسة ٢٧٣ ميلي ثانية. وإذا كان الزمن بين قدحين أكبر من ٤٠٠ ميلي ثانية فإنه يتم تمديد النبضة الطامسة إلى ٣٤٦ ميلي ثانية.

يوضح الشكل رقم (٨,٤) مخططاً صندوقياً لترتيبة مستخدمة لأجل الحصول على زمن استمرار نبضة متغير لمنع (لكبح) القدح بصوت القلب الثاني. تشغل النبضات المعالجة بعد اكتشاف الذروة دارة طلقة واحدة تعطي عرض نبضة ثابت قدره ٢٣٠ ميلي ثانية. يقوم خرج دارة الطلقة الواحدة (٢) بقدح هزاز تعددي متغير عرض النبضة (٣) يضيف ويعطي زمناً إما ٤٣ أو ١١٦ ميلي ثانية تبعاً لمعدل نبض القلب. عرض النبضة عند الخرج سيكون إما ٢٣٠+٤٣= ٢٧٣ ميلي ثانية أو ٢٣٠+١١٦= ٣٤٦ ميلي ثانية.

يُستخدم وحيد طلقة ذي ٤٠٠ ميلي ثانية (٤) من أجل كشف تردد القلب. فإذا كات فترة استمرار الدور أكبر من ٤٠٠ ميلي ثانية فإن وحيد الطلقة سوف يعطي نبضة. يُستخدم الميل السالب لهذه النبضة لقدح وحيد طلقة ذي ٢٠ ميلي ثانية (٥). تُكامل نبضة الـ ٢٠ ميلي ثانية بمكامل (٦) ويُقارَن خرج هذا المكامل مع جهد ثابت V. فإذا كان خرج المكامل أكثر سلبية من V- فإن مقارن الخرج V (٧) سيصبح موجباً. وبالتالي فإن المستوى المرجعي لوحيد

الطلقة (٣) يُزاح إلى مستوى أكثر إيجابية ويزداد عرض نبضة هذه الطلقة الوحيدة من ٤٣ إلى ١١٦ ميلي ثانية مما يعطي عرضاً كلياً للنبضة عند الخرج بين ٢٧٣ و ٣٤٦ ميلي ثانية. ويُستخدم المكامل (٦) لتأخير التغير في الثابت الزمني وللتأكد من أن التغير في الوقت المحدد يحدث فقط إذا ما كان هناك عدة نبضات قلب ٣ إلى ٤ بفترة الاستمرار الأطول (تحت ١٥٠ نبضة في الدقيقة).

لن تحدث نبضة خرج إذا كانت الفترة بين نبضتين أقل من ٤٠٠ ميلي ثانية، ولذلك فإن نبضات الـ ٢٠ ميلي ثانية لا تُولَّد والمكامل يفرغ شحنته ببطء من جهد الخرج السلبي إلى جهد خرج موجب. وإذا ما كان خرج المكامل (٦) أقل سلبية من (V-) فإن خرج المقارن (٧) سيصبح سلبياً. والآن فإن المستوى المرجعي لوحيد الطلقة يتغير بطريقة بحيث أن الزمن يتغير من ١١٦ إلى ٤٣ ميلي ثانية منتجاً عرض حزمة من ٢٧٣ ميلي ثانية.



الشكل رقم (٨,٤). مخطط صندوقي لترتيبة الدارة المستخدمة من أجل الحصول على فترة استمرار نبضة متغيرة لمنع القدح بصوت قلب ثانٍ.

يوفر تخطيط صوت القلب بالأساس إشارة أنظف مما يفعل فوق الصوت وبذلك يسمح بفرصة أكبر لكشف خط قاعدة ناعم لمعدل نبضات القلب. إلا أن تخطيط صوت القلب، لسوء الحظ، أكثر عرضة للتشويشات الناتجة عن ضجيج المحيط أو حركة المريض أو أصوات أخرى من داخل البطن. وبذلك فإنه حتى في تخطيط القلب فإن خط القاعدة لمعدل نبض القلب يمكن أن يكون له ازدياد ظاهري في التغيرية variability قد لا يكون حقيقياً. وبالرغم من أن لتخطيط صوت القلب بعض الميزات إلا أنه قد أصبح مهجوراً من أجل المراقبة السريرية بسبب ميله إلى التقاط ضجيج الخلفية وبسبب فقدان الإشارة أثناء تقلصات الرحم وبسبب الصعوبة العامة في الحصول على إشارة جيدة.

(٨,٢,٣) قياس الـ FHR من إشارة جنينة دوبلرية فوق صوتية

FHR Measurement from Ultrasound Doppler Foetal Signal

إن كاشف جريان دم الجنين جهاز سريري مهم لتطبيقات التوليد يستخدم مبدأ انزياح دوبلر. وتتم توسعة التقنية من أجل اشتقاق تكاملي لـ FHR من إشارات جريان الدم ولإظهاره على نظام إظهار مناسب. إن موقع الفحص في تطبيقات التوليد يتغير من ٥ إلى ٢٠ سنتيمتر تحت سطح الجلد (Fielder, 1968)، وهذا يعتمد على

المريض وعلى مرحلة الحمل. ومن أجل الدراسات ذات العلاقة بالتوليد فإنه يتم استخدام تردد فوق صوتي حول ٢-٢,٥ ميغا هرتز عادة بينما يفضل في دراسة جريان الدم في الشرايين والأوعية الدموية السطحية استخدام ترددات حول ٥-١٠ ميغا هرتز. يحافَظ على مستوىً للطاقة فوق الصوتية المرسلة إلى داخل الجسم بين ١٠-١٥ ميلي وات لكل سنتيمتر مربع. وبافتراض فعالية (مردود) تحويل من ٥٠٪ فإن هذا سوف يعني أنه ينبغي تغذية المجس بطاقة كهربائية تحت ٣٠ ميلي وات لكل سنتيمتر مربع.

تستخدم كاشفات جريان دم الجنين فوق الصوتية المبنية على أساس انزياح دوبلر مسابر تُمسَك باليد يمكن أن تكون على شكل قلم أو مسطحة وتحتوي على كريستالين كهروضغطيين. يرتبط المسبار ببشرة المريض بواسطة هلام (جل) صوتي. يتم عمل ذلك لطرد أي هواء من سطح التماس. فوجود الهواء يضعف فوق الصوت بشكل شديد والمشكلة تكون حادة أكثر أثناء مراحل الحمل الأولى. يبعث الكريستال المرسِل موجات فوق صوتية ٢-٢,٥ ميغا هرتز ويتم كشف الموجات فوق الصوتية المرتدة- المتبعثرة بواسطة كريستال مستقبل. إن تردد الموجات فوق الصوتية المرتدة- المتبعثرة لن يتغير لو كان الجسم العاكس ساكناً. أما إذا كان الجسم العاكس متحركاً، كما هو الحال في أوعية قلب الجنين، فعندها سيكون تردد الموجات فوق الصوتية المرتدة- المتبعثرة أعلى في حال كانت كرية الدم تقترب من المسبار وأخفض إذا كانت تبتعد عن المسبار. إن مطال انزياح التردد (ΔF) يتغير طبقاً للمعادلة التالية:

$$\Delta F = \left(2\, f_o \times u \times \cos\theta\right)/c$$

حيث f_o هو التردد المرسَل و u سرعة الدم و θ الزاوية بين حزمة الصوت واتجاه حركة الجسم و c سرعة موجة الصوت في النسيج.

إن تمثيل انزياح التردد كصوت هو الطريقة الأبسط لمعالجة إشارة دوبلر وإظهارها. وهناك أجهزة محمولة تعمل بالبطارية متاحة تجارياً. القسم (أ) من الشكل رقم (٨,٥) يرينا جهازاً نموذجياً من هذا النوع الذي يظهر أيضاً الـ FHR، أما القسم (ب) من الشكل رقم (٨,٥) فيرينا هذا الجهاز قيد الاستخدام.

تستطيع كاشفات جريان دم الجنين فوق الصوتية المبنية على أساس انزياح دوبلر أن تكشف نبضة جنين ابتداء من الأسبوع العاشر للحمل وفي كل الحالات تقريباً في الأسبوع الثاني عشر. إن كشف الحمل المتعدد ممكن عند حوالي الأسبوع العشرين خصوصاً إذا ما تم استخدام جهازين معاً ومقارنة معدلات النبض، كما يمكن أيضاً تشخيص موت الجنين داخل الرحم. وفيما بعد، عند حوالي الأسبوع الخامس والعشرين من الحمل، يساعد صوت مميز من المشيمة على تحديد مكانها ويسهل تشخيص انزياح المشيمة. وفي هذه المرحلة يمكن أيضاً سماع جريان الدم عبر الحبل السري. إن مثل هذه الأجهزة مفيد أيضاً أثناء المخاض لتقدير حالة الجنين.

الشكل رقم (٨,٥). (أ) كاشف جريان دم فوق صوتي (بموافقة M/s Huntleigh Health care).

الشكل رقم (٨,٥). (ب) كاشف نبض قلب جنين فوق صوتي قيد الاستخدام.

إن الحصول على الإشارة الدوبلرية فوق الصوتية لقلب الجنين سهل إلا أنه من الصعب معالجتها والحصول على نبضات متسقة consistent مطلوبة من أجل قياس آني لمعدل نبضة- إلى- نبضة. وهذا سببه بشكل رئيسي أن للإشارة عادة كثير من الذبول fading وأن المستوى (طيفاً وشكل موجة مغلّفة) يتغير بسرعة. يمكننا سماع الإشارة من خلال مكبر صوت مع حظ قليل للفشل في تمييز أي ضربة قلب، إلا أن دارة إلكترونية قد تفشل في أن تقدح من هذه الإشارة. وعلى كل حال فإن طريقة الانزياح الدوبلري فوق الصوتي تبقى أكثر عملية وسهلة للاستخدام أثناء المخاض، وحالياً هي الطريقة الأكثر موثوقية لكشف نمط معدل نبض الجنين القابل للتفسير.

إن معالجة الإشارة من أجل تحديد معدل نبض الجنين يمكن أن تُبنى إما على أساس كشف حركة صمام قلب الجنين أو على أساس كشف حركة جدار القلب. تقنية كشف حركة صمام قلب الجنين مبنية على أساس الانزياح الترددي فوق الصوتي الواضح والناتج عن الفتح والإغلاق السريعين لصمامات القلب. إلا أن هذه التقنية تتطلب وجوب كون الحزمة فوق الصوتية موجهة باتجاه صمامات القلب الصغيرة نسبياً، وهذا يستلزم فترات بحث طويلة وإعادة موضعة متكررة للمجس.

ولذلك لا تُفضَّل هذه الطريقة من أجل تطبيقات المراقبة المستمرة. حركة جدران قلب الجنين أبطأ مقارنة مع حركة الصمامات ولذلك فهي تنتج انزياحاً ترددياً أصغر. هذه الإشارة أقل دقة من إشارة صمام القلب وتميل إلى إنتاج ارتعاش أكثر على أثر الـ FHR. ومع ذلك، وبما أن الحصول على هذه الإشارات أكثر سهولة وضرورة إعادة موضعة المجس أقل تكرارية، فهي ملائمة أكثر للمراقبة المستمرة. ولكي يتم تخفيض الارتعاش على الأثر فإن الممارسة العملية العادية هي تضمين دارة تنعيم إشارة بثابت زمني للتوسيط على مدى نافذة من ثلاث دورات قلبية تقريباً. سوف ينشأ عن هذا مع ذلك تفاصيل أقل في تغيرية نبضة- إلى نبضة من تلك التي يتم الحصول عليها بإلكترودات فروة الرأس.

يتم إنجاز رفض تشويش محسَّن في نمط التشغيل الدوبلري عادة بشكل من أشكال التوسيط قصير الأجل. قد يفتقر القياس الموسَّط إلى تغيرية النبضة- إلى- النبضة، إلا أنه يقدم تفصيلاً مناسباً عن نزعة trend الخط القاعدي لـ FHR. يقترح Tuck (1981) معدل توسيط بثانيتين فقط من تلك الفترات التي قُرِّر كونها صالحة بناء على المعيار بأنها ينبغي أن تكون ضمن ±١٠٪ من الفترة السابقة مباشرة ذات الصلاحية. لا تقبل خوارزمية اختبار الفترة المقترحة من Tuck فترات أطول من ١٠٠٠ ميلي ثانية (تقابل أقل من ٦٠ نبضة في الدقيقة) وأقصر من ٢٥٠ ميلي ثانية (تقابل أكثر من ٢٤٠ نبضة في الدقيقة) ولا تغيرات فترة أكبرمن ±١٠٪ من الفترة المقبولة الأخيرة ذات الصلاحية. إلا أنه إذا استمر عدم القبول هذا بالحدوث فعندها يتم التعرف على فترة جديدة ذات صلاحية بعد ثلاث فترات متتابعة تقع ضمن ±١٠٪ من بعضها البعض وهكذا تستمر العملية.

تقدم هذه المقاربة التوسيطية تحسيناً على تقنيات التوسيط المستمر بالسماح بمقايضة محسَّنة بين خطأ قياس FHR ونقص الاستجابة في تتبع FHR الحقيقي. ويمكن تنفيذ هذه المقاربة بسهولة في جهاز يستند إلى معالج صغري.

هناك نوعان من المجسات فوق الصوتية من أجل قياس FHR في الاستخدام الشائع وهما: النوع ذو الحزمة الضيقة والنوع ذو الحزمة عريضة الزاوية. يستخدم المجس ذو الحزمة الضيقة زوجاً وحيداً من الكريستال الكهروضغطي المرسل/المستقبل فوق الصوتي. يتم الإبقاء بشكل عام على شدة فوق صوتية قصوى تحت ٢٥ ميلي وات لكل سنتيمتر مربع. القطر النموذجي للمجس هو ٢٥ ميليمتر. المجس ذو الحزمة الضيقة حساس جداً ويعطي إشارة قدح جيدة من أجل تحديد آني لـ FHR. إلا أن كشف إشارة جيدة يأخذ وقتاً، ولذلك فإن إعادة موضعة متكررة للمجس ضرورية.

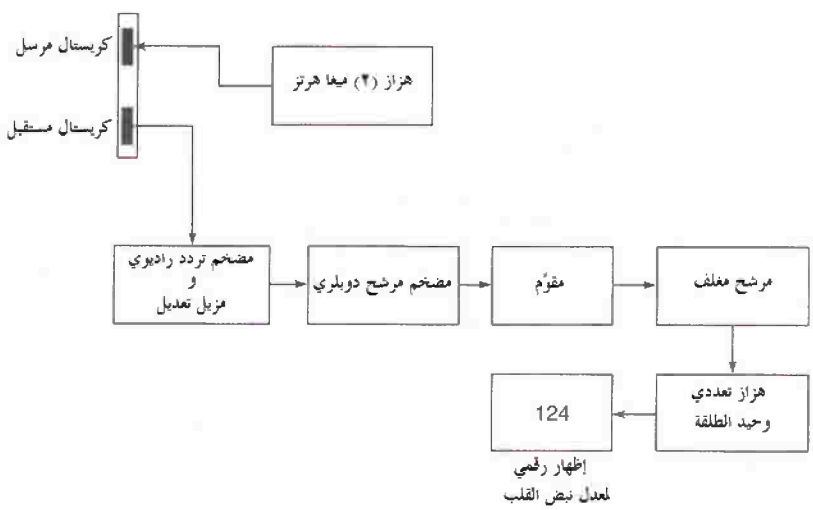
المجسات عريضة الحزمة متاحة في تشكيلات كثيرة. تتألف هذه المجسات من عدد من الكريستالات الكهروضغطية المركبة بطريقة بحيث تكون قادرة على كشف حركة قلب الجنين على مدى مساحة واسعة. وفي ترتيبة من الترتيبات يتم ترتيب المجس فوق الصوتي على شكل ورقة برسيم بحيث يؤمن مساحة كبيرة من الإضاءة فوق الصوتية تسمح بمراقبة لحركة الجنين جانبية ونازلة معتبرة قبل أن يتطلب إعادة موضعة. بيت المجس مرن ليسمح له بمجاراة مناسيب البطن بغض النظر عن تغيرات الشكل مع التقلصات. للمجس ثلاثة كريستالات على الجانب الآخر تعمل كمرسلات بينما الكريستال الموضوع في المركز يعمل كمستقبل. أما المجس المصفوفي فترتيبة بديلة لها مرسل واحد وستة كريستالات استقبال طرفية سيراميكية (الشكل رقم ٨,٦). يبعث الكريستال المرسِل حزمة متباعدة بزاوية ٤٠ درجة بحيث تتم تغطية مساحة بقطر ١٠ سنتيمتر تقريباً عند ١٠ سنتيمتر من سطح البشرة. تضمن هذه التركيبة تسجيلاً مستمراً لنشاط قلب الجنين من دون الحاجة إلى إعادة موضعة المجس والتي لولا ذلك كانت ضرورية بسبب حركة الجنين العادية. للمجس قطر قدره ٦ سنتيمتر ويمكن تثبيته بمكانه إما بـ "بُكلة"(بزيم) buckle أو بحزام مطاطي.

الشكل رقم (٨,٦). مجس متعدد المستقبلات.

يوضح تحليل الإشارات الدوبلرية فوق الصوتية باستخدام جهاز تخطيط طيفي كلامي أن المكوّنات الترددية في المجال ١٠٠-١٠٠٠ هرتز تميل لأن تكون بشكل أكثر وضوحاً ذات علاقة بدورة قلب الجنين أكثر من المكوّنات الواقعة خارج هذا المجال الترددي. ولذلك فإن مرشح تمرير حزمة يقوي نسبة الإشارة إلى الضجيج (الضجيج في هذا السياق هو مثلاً حركات الجنين عند ترددات منخفضة وجريان دم مشيمة الأم عند ترددات مرتفعة).

تبقى هناك مع الإشارات الدوبلرية فوق الصوتية إمكانية كشف أكثر من اندفاعة burst واحدة في كل دورة قلبية. يتم التغلب على هذه الصعوبة في بعض الأجهزة بمولّد للزمن الميت يقوم بإيقاف الكاشف عن العمل لفترة ٠,٣ ثانية بعد أن يكون قد تم اكتشاف اندفاعة مطالية. ويتم اختيار هذا الزمن الميت على أساس من حل وسط : فهو يعرّف معدل نبض قلب أقصى قدره ٢٠٠ نبضة في الدقيقة يمكن كشفه، بينما عند معدلات أقل من نصف هذا الحد الأقصى (لنقل مئة نبضة في الدقيقة) فمن الممكن تخيل عد مزدوج للإشارة. وعلى الرغم من أن المعالجة الكلية للإشارة في كثير من الأجهزة تذهب بعيداً في تخفيض إمكانية مضاعفة التردد فإن الأثر يبقى تقييداً أساسياً لاستخدام الإشارة الدوبلرية فوق الصوتية الجنينية في تسجيل معدل نبض القلب.

يوضح الشكل رقم (٨,٧) وعلى شكل مخطط صندوقي مبدأ دارة قياس FHR مبنية على أساس الانزياح الدوبلري فوق الصوتي. يمكن استخدام هذه الترتيبة مع مجس ذي حزمة عريضة الزاوية كما مع مجس ذي حزمة ضيقة. الإشارات المرسَلة التي تتسرب إلى داخل المسرى المستقبل تخدم كإشارة هزاز محلي من أجل الديودات المازجة في مزيل (مفكك) التعديل. إن خرج مزيل التعديل هو تيار مستمر ماعدا في وجود تردد انزياح دوبلري. الإشارة المنعكسة أخفض بحوالي ٩٠-١٣٠ ديسيبل في المطال من الإشارة المرسَلة.



الشكل رقم (٨,٧). دارة قياس FHR مبنية على أساس انزياح دوبلري فوق صوتي (طبقاً لـ Courtin et al., 1977).

يتطلب الربح الكلي المرتفع في القناة المستقبلة +١١٠ ديسيبل إجراءات خاصة للتقليل من آثار التداخل. أحد هذه الإجراءات المستخدمة هو هزاز منخفض الضجيج منخفض التشويه من أجل المرسِل. هذا يقلل من التداخل الذي تسببه هارمونيات (توافقيات) الهزاز التي تنبض مع إشارات الراديو والتلفزيون. هناك إجراءات أخرى تتضمن مرشحات في المجس مربوطة من أجل توهين الإشعاعات عالية الشدة عالية التردد التي قد تقود المضخمات إلى منطقة التشغيل غير الخطي. يكون الجزء عالي التردد من الدارات محاطاً بحاجبات مغناطيسية وكهربائية معاً.

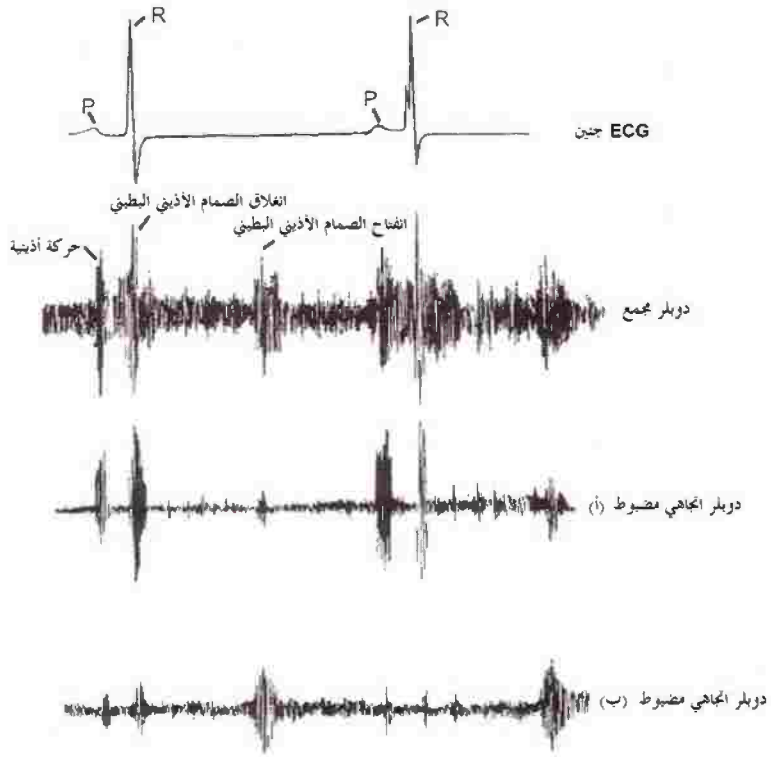
وطبقاً للمجس المستخدم (مصفوفي، حزمة ضيقة) فإنه يمكن انتقاء دارات الترشيح لتلائم مكوّنات التردد المزاح دوبلرياً. إن مرشح تمرير حزمة ممركزاً عند ٢٦٥ هرتز يعزل الترددات الدوبلرية الناتجة عن حركة جدران القلب. والمجس المصفوفي المستخدم مع هذه الدارة يعطي حزمة فوق صوتية عريضة بحيث لا يتطلب موضعة حذرة للحصول على عائد دوبلري قوي من جدران القلب الكبيرة نسبياً.

إن وجود إشارة قلب الجنين الدوبلرية اعتباراً من الأسبوع الثاني عشر للحمل ونسبة الإشارة إلى الضجيج الجيدة عادة لهذه الإشارة وانعدام تداخل الأم يجعلها عملية لقياس كل فترة نبضة قلب.

يصف Lauersen et al (1976) نظاماً يعزز الانعكاسات فوق الصوتية من مسافات محددة من المجس ويقلل تلك من أخرى. وهذا يسمح للمشغل بالضبط على دوبلر قلب الجنين ذي الصوت الأفضل لتحسين وضوح الإشارة. تُنجَز القدرة على ضبط العمق بتنضيد شيفرة (كود) رقمية على الموجة فوق الصوتية المستمرة المرسَلة ذات التردد ٢ ميغا هرتز وانتظار عودة الشيفرة. وبما أن زمن الانتشار فوق الصوتي عبر النسيج معروف فإن الزمن المتوقع من مسافات مختلفة معروف. وباستخدام تقنية الترابط correlation فإن النظام يقبل فقط تلك الانعكاسات فوق الصوتية الآتية من المسافات المنتقاة من قبل المشغل (الشكل رقم ٨,٨).

تعزز تقنية الترابط (Tuck, 1982) أيضاً الانعكاس المنتقى ثلاث مرات ١٠ ديسيبل وتخفض الانعكاسات من مسافات أخرى ثلاثين مرة ٣٠ ديسيبل. وهكذا فبانتقاء العمق الذي ينتج الدوبلر الأقوى والأوضح لقلب الجنين فإن جميع العوائد من هذه المنطقة يتم تعزيزها وإقصاء مصادر الدوبلر الأخرى بشكل كبير. تحتوي إشارات الدوبلر على العديد من المكوّنات تمثل التقلصات الشريانية وانغلاق الصمام الأذيني- البطيني وانفتاحه وإلى حد ما حركة الصمام الأبهري (الأورطى) والرئوي. وإذا ما تغيرت إشارة الدوبلر أو أصبحت أقل وضوحاً فإن ارتعاشاً تشويهياً أكبر يتم انتاجه وقد يتم حجب التغيرية طويلة الأجل.

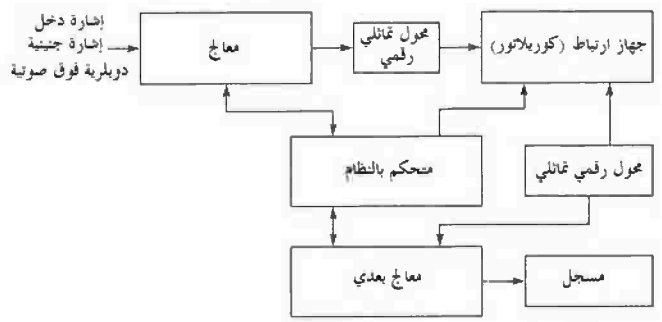
وقد أفاد Lauersen et al (1976). بأنه يمكن تحسين الدوبلر من النظام ذي الترابط الذاتي الضابط ranging autocorrelation أكثر بالانتقاء الإلكتروني لإشارة الدوبلر من صمامات القلب المتحركة سواء باتجاه أو مبتعدة عن المجس من أجل المعالجة. وهذا يعطي توضيحاً للإشارة عشرين مرة.



الشكل رقم (٨,٨). إشارات دوبلرية مقابلة لأحدلث مختلفة في الدورة القلبية (طبقاً لـ . Lauersen et al., 1976).

لقد أوضحت الدراسات أن مستويات الطاقة فوق الصوتية المستخدمة عموماً في مراقبة الجنين لاتسبب تخريباً للصبغيات (الكروموزومات) و/أو أي تخريب ظاهر للجنين المكتمل حتى بعد تعرضات طويلة (Abdullah et al, 1971). إن الإشارة الدوبلرية أكثر تعقيداً بأشواط من الـ FECG. فهي لا تقدم نقطة وحيدة سهلة للعد كما تفعل موجة R في FECG. ومكوّنات الإشارة غير متسقة في المطال والشكل والحضور والغياب. ولذلك يتوجب على الدارات الإلكترونية أن تتكيف مع تغيرات المطال الإجمالية السريعة وظهور واختفاء مكونات ويجب أن تحاول أن تعتمد على نفس المكوّن في كل نبضة قلب.

لقد طوّر Takeuchi and Hogaki (1977) معالج ارتباط ذاتي للحصول على تسجيل نبضة- إلى- نبضة ذي موثوقية من إشارات قلب جنين دوبلرية فوق صوتية. المفهوم الأساسي للتطوير هو عمل خوارزمية ارتباط ذاتي في الوقت الحقيقي بالغة السرعة مكافئة لمقياس معدل نبض القلب نبضة- إلى- نبضة وذلك بالتحكم التقريري بالخوارزمية نفسها طبقاً لـ "معدل نبض القلب الحالي". يوضح الشكل رقم (٨,٩) مخططاً صندوقياً للنظام. يتألف النظام من معالج أولي وجهاز الارتباط (الترابط) ومعالج بعدي ومتحكم بالنظام.



الشكل رقم (٨,٩). مخطط صندوقي لمعالج الارتباط الذاتي لقياس FHR (متبناة حسب Takeuchi and Hogaki, 1977).

تأتي إشارة الدخل من كاشف إشارة الجنين الدوبلرية فوق الصوتية . تذهب الإشارة عبر مرشح تمرير حزمة ودارة تحكم ربح آلي وكاشف مغلِّف. يمرر مرشح تمرير الحزمة إشارة صمام القلب والجزء ذا التردد الأعلى من إشارة جدار القلب. تُمرَّر إشارة المغلِّف envelope ثانية عبر مجموعة أخرى من مرشح تمرير حزمة ودارة تحكم ربح آلي. وهذا يزيل المكوّنات المستمرة ومنخفضة التردد، والمكوّنات المفيدة فقط هي التي توضع للترابط بعد التحويل التماثلي الرقمي. إن لجهاز الترابط (أي الذي يقوم بحساب الترابط) مخزن بيانات بسعة ٤ بت في ٢٥٦ كلمة مع معدل أخذ عينة قدره ٢٠٠ عينة في الثانية و١٦ بت في ٢٥٦ كلمة في مخزن الترابط.

يتمتع النظام بإمكانية تحكم منطقي خارجي لنمط تشغيله يمكن استخدامها لتحسين النظام في الوقت الحقيقي طبقاً للـ FHR، أي التحكم بطول البيانات الفعالة من أجل حساب الترابط مباشرة بالقرب من فترة نبضة- إلى- نبضة. وبهذا فإن خرج الترابط يستجيب فعلياً لتغيرات النبضة- إلى- النبضة في الـ FHR. يتم التحكم بالطول الفعال للبيانات بمعداد scaler وبتغيير معدل التحديث لمخزن الترابط. تتم قراءة خرج الترابط بشكل دوري. يقوم كاشف ذروة بسيط ذو توقيت بقياس مسافة مكان الذروة الأصلية الأولى. أما القيمة المعكوسة لمسافة الذروة (أي معدل النبض) فيتم الحصول عليها كجهد تماثلي وتقدَّم للمسجل.

تتحقق غالبية أجهزة مراقبة الجنين من FHR كاذب محتمل بما يسمى التحقق من الجدارة credence check. ويكشف هذا التحقق تغيرات فترة النبضة- إلى- النبضة التي تتجاوز المعدل الفيزيولوجي المحتمل لتغير FHR. وفي بعض الأجهزة فإن قلم المسجل قد يتم إيقافه لبضع ثوانٍ إلى حين إيجاد عدة ضربات قلب إيقاعية، وإذا لم يتم إيجاد ذلك فقد يرتفع القلم عن الورق إلى حين إيجاد ضربات إيقاعية. وقد يرتفع قلم المسجل في أنظمة أخرى بشكل آني. ولأن الضجيج العشوائي أو الإشارات المنخفضة قد تبدو إيقاعية لفترات قصيرة من الزمن، لذلك فإنها تميل إلى التسبب برفع و "طرطشة" للقلم خاطئين. لقد بينت الخبرة أن ٩٠٪ من المرضى الهادئين والذين لديهم مجيء طبيعي يمكن مراقبتهم أثناء المخاض بنظام FHR الدوبلري. وعندما يكون المرضى متململين جداً أو وزنهم زائد أو لديهم

مجيء (ولادة) غير طبيعي فإن FECG من فروة الرأس يفضل على طريقة دوبلر فوق الصوتية من أجل كشف إشارات قلب الجنين.

إن استجابة الإشارة ليست دائماً بنفس الجودة بعد تمزق الأغشية مثلما هي قبل هذه المرحلة. إلا أنه يمكن الاستمرار في المراقبة فوق الصوتية بعد تمزق الأغشية لدى كثير من المرضى مع نتائج مُرضية إلى حد بعيد. ومع ذلك فحالما تتمزق الأغشية ويكون توسع عنق الرحم قد بلغ ١,٥-٢ سنتيمتر أو أكثر، وإذا لم يتم الحصول على أداء دقيق ومُرضٍ بواسطة النظام فوق الصوتي الخارجي، فعندها ينبغي استخدام إمكانية تخطيط كهربية القلب والمضي بالمراقبة بواسطة إلكترودات فروة الرأس.

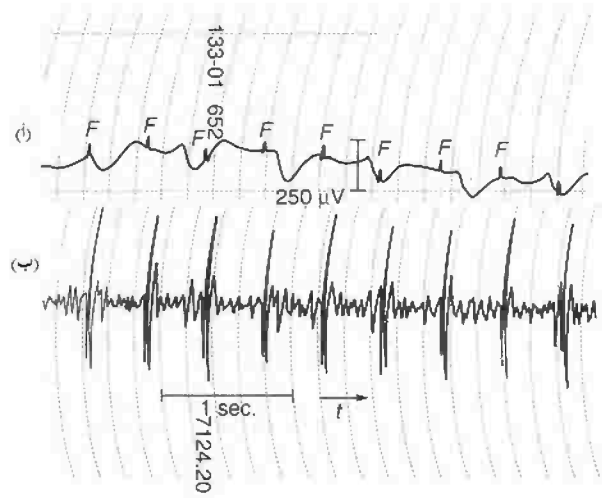
لقد وُجد أن النسبة المئوية للنتائج الناجحة للمراقبة بفوق الصوت تعتمد كثيراً على الموضعة الابتدائية الصحيحة للمجس وعلى ضبط موضع المجس من وقت لآخر أثناء المخاض وعندما تدعو الحاجة. الموقع الصحيح ليس بالضرورة حيث يتم الحصول على الصوت الأفضل، ومن الضروري تجريب مواضع مختلفة على البطن للحصول على عمل مقياس معدل النبض الأكثر موثوقية. إذا أتى الحبل السري بين المجس وقلب الجنين فقد يقود إلى عد سيئ. ونفس الشيء يمكن أن يحصل إذا كان المجس موضوعاً فوق المشيمة الأمامية؛ وذلك بسبب التأخير الطويل نسبياً بين نشاط القلب والجريان الفعلي للدم في الطرف المشيمي لحبل السري.

وعلى الرغم من أن مراقبة الـ FHR بالطريقة فوق الصوتية ومقياس النبض وورق التسجيل قد تعطي نتائج غير دقيقة، إلا أن الكثير منها يعود إلى ظروف التشغيل مثل عدم وجود وسط رابط بين البشرة والمجس أو أن المجس غير مثبت في موضعه أو التحريك العرضي للمجس من قبل المريض أو نهوض المريض أو استدارته إلى جنبه وحركة الجنين في الرحم. يمكن إزالة عدم الدقة العائدة إلى هذه العوامل بموضعة المجس بعناية والتحقق من الاستجابة على الخرج الصوتي.

(٨,٢,٤) قياس الـ FHR بالـ FECG المباشر FHR Measurement with Direct FECG

يمكن تسجيل الـ FECG باستخدام إلكترودات بطنية أو عبر بطنية عندما لاتكون الأغشية ممزقة. وفي العادة فإن إلكتروداً بخطاف من سلك نيكل كروم بقطر (٠,٥) ميليمتر يمكن وضعه عبر الجلد في عَجُز الجنين من خلال وخز (بزل/ثقب) بطن الأم، وهذا يقلل من التداخلات من ECG الأم.

يمكن على كل حال بعد تمزق الأغشية تثبيت إلكترود مباشرة إلى فروة الرأس. يعطي استخدام إلكترود فروة الرأس تسجيلاً ممتازاً لإشارات مخطط كهربية القلب (الشكل رقم ٨,١٠)؛ لأن نسبة الإشارة إلى الضجيج أعلى بكثير منها في التسجيلات البطنية. ومن السهل الحصول على مطالات لمركب QRS من عدة مئات ٥٠-٣٠٠ ميكروفولت. نادراً ما تكون إشارات ECG الأم موجودة في التوصيلات السلكية المباشرة. ولهذا السبب فإن مراقبة الجنين بإلكترودات فروة الرأس هي الأكثر موثوقية أثناء عملية الولادة. وعلى الرغم من أن لهذه الطريقة ميزة إعطاء منحنيات تردد قلب جنين نظيفة جداً إلا أن استخدامها محدود بالفترات أثناء الولادة فقط.

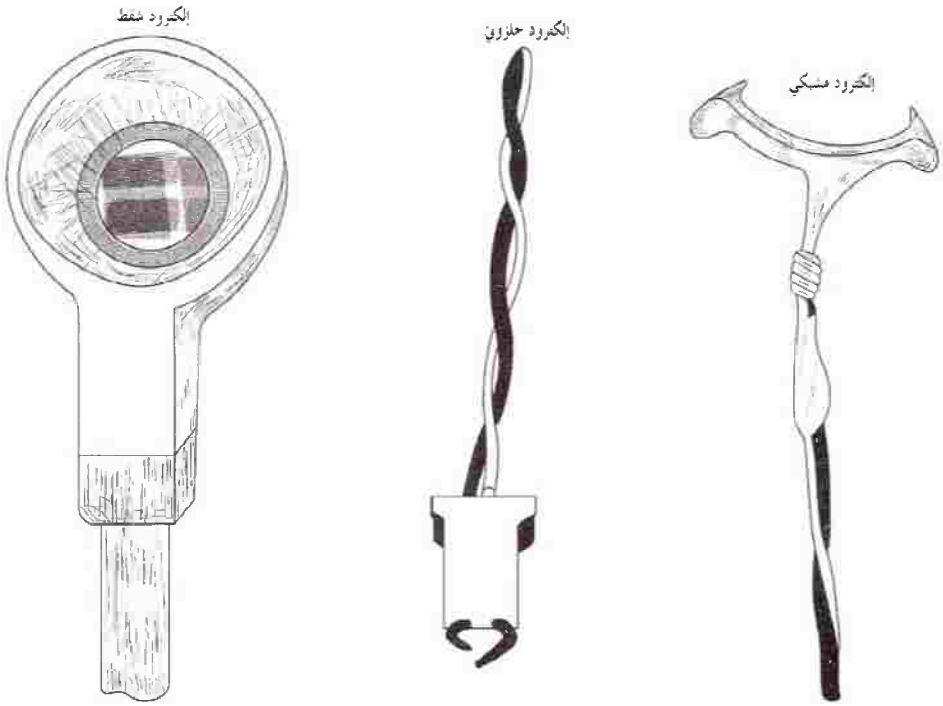


الشكل رقم (٨,١٠). تسجيل داخل رحمي بإلكترودات فروة رأس لـ FECG أثناء الولادة باستجابة مرشح(أ) (١٢-٢٠٠) هرتز، (ب) (١٥-٤٠) هرتز.

يلزم ثلاثة أقطاب (الشكل رقم ٨,١١) من أجل الكشف المباشر لإشارة الـ ECG. أحدها، ويسمى إلكترود فروة الرأس، يُثبَّت إلى الجزء المقبل (أو الجايئ، بمعنى المتوجه إلى فتحة المهبل). ويُثبَّت الإلكترود الآخر ملامساً لجدار المهبل. يُربَط الإلكترود الثالث (الحيادي) إلى ساق الأم. يُستخدَم هلام ناقل (جل) مع إلكترود الساق لضمان تماس كهربائي جيد مع البشرة. يتم تأمين مطبِّق لتثبيت إلكترود فروة الرأس.

الشكل رقم (٨,١١). إلكترودات فروة رأس وملحقات (بموافقة شركة Sonicaid).

لقد استُخدِم ثلاثة أنواع من الإلكترودات من أجل دراسات FECG وهي: المشبكي (الملقطي) والحلزوني والشافط (الشكل رقم ٨,١٢). المشبكي عبارة عن تحوير لمشبك جراحي مطبَّق على فروة رأس الجنين، ويسبب تضرراً بسيطاً لبشرة الجنين أو للنسيج المهبلي.



الشكل رقم (٨,١٢). أنواع ثلاثة من الإلكترودات لدراسة FECG مباشر.

يتألف الإلكترود الحلزوني من سلك حلزوني معدني صغير مزدوج ويمكن إدخاله كما يُدخَل البرغي إلى الطبقات العليا من بشرة الجزء المقبل (الجايئ). يؤمن الإلكترود الحلزوني إشارات FECG ذات مطال أكبر مما يؤمنه الإلكترود المشبكي. أما الإلكترود الشافط فيثبَّت على فروة الرأس بالشفط وهو غير مفضل لأنه يمكن أن ينفلت. الإلكترودات الحلزونية سهلة التطبيق ومشكلة انفلاتها غير واردة تقريباً. إن إشارة FECG المقيسة بهذه الطريقة لها أهمية مشابهة لتلك التي للاقتباسات (الاشتقاقات) العمودية في الـ ECG التقليدية بالرغم من أن مطال الإشارة يتم توهينه إلى القيمة التي ستكون واضحة بعد الولادة. في الولادة المقعدية حيث يكون إلكترود الجنين مثبتاً في الحقيقة إلى عَجُز الجنين فإن الـ FECG يكون قابلاً للمقارنة مع اقتباس aVF التقليدي للـ ECG، بينما في الولادة الرأسية الطبيعية فإن الـ FECG يكون معكوساً بالنسبة لاقتباس aVF التقليدي.

إن لهذا أهمية عملية حيث أنه بالرغم من أن إشارة الـ ECG إشارة ثنائية الطور فإن معرفة القطبية المهيمنة لمركب QRS مفيدة في التوصل إلى قدح متّسق لمقياس المعدل (ratometer). ولأن للـ FECG حَيَدان شديد لخط القاعدة فإنه غالباً ما يتم ترشيح الإظهار من أجل الحفاظ على هذا المخطط في المجال المرئي من الإظهار. هذا الترشيح يشوِّه المقطع ST والموجة T مما يجعل من الصعب الحكم على تغيرات ST-T. هذه التغيرات تغيرات متأخرة وهي دائماً تقريباً مسبوقة بالإشارات الأكثر شيوعاً لإرهاق الجنين. يشعر غالبية الأطباء بأنه عندما يكون الـ FECG ضرورياً فإن الفوائد التي يتم الحصول عليها من معلومات المراقبة تستأهل تماماً المخاطرة الصغيرة لاستخدام تقنيات المراقبة المباشرة.

إن ترتيبة الدارة لمعالجة الـ FECG قياسية فيما عدا التمتع بالقدرات للتعامل مع إشارات ذات مستوى منخفض. تُمرَّر إشارة الدخل عبر مضخم معزول كهربائياً ومن ثم تُرشَّح بمرشح ثلمي notch filter لتردد خط التغذية بالكهرباء لإلغاء تداخل خط الطاقة. يقوم مرشح تمرير حزمة بكبت إشارة ECG الأم إن وجدت. وسوية مع المرشح الثلمي فإن لمرشح تمرير الحزمة تردد قطع سفلي ٣٠ هرتز و علوي ٤٥ هرتز. تبلغ الإشارة المتاحة من إلكترود فروة الرأس ٢٠ ميكروفولت إلى ٣ ميلي فولت. هناك سيئة واحدة للمراقبة المباشرة للـ ECG: تحمل المراقبة الداخلية في طياتها مخاطر كامنة للأم من إنتان وانثقاب رحم وأذية فروة رأس وإنتان للجنين.

(٨,٣) مراقبة نشاط المخاض
Monitoring Labour Activity

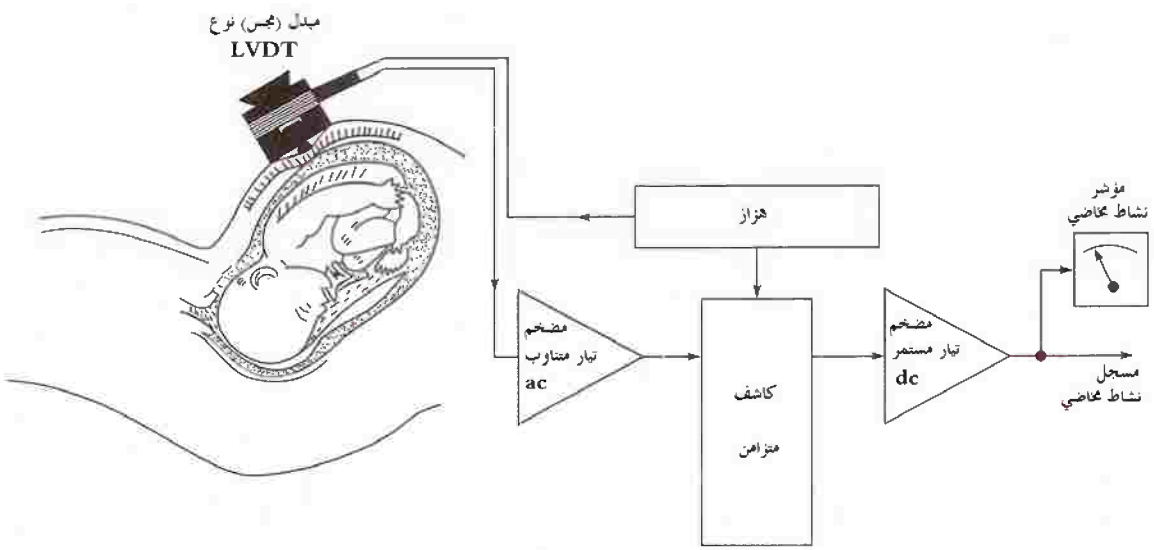
تبدأ عضلة الرحم أثناء المخاض تقلصات بشدة متزايدة في محاولة لإخراج الطفل. يمكن للضغط داخل الرحم أن يصل قيماً تبلغ ١٥٠ ميليمتر زئبق أو أكثر أثناء فترة الإخراج. إلا أن مريضةً عاديةً في مخاض نشط عشوائي سوف تُظهِر بوضوح تقلصات رحمية تحدث على فترات من ثلاث إلى خمس دقائق مع فترة استمرار ٣٠-٧٠ ثانية وذروة شدة ٥٠-٧٥ ميليمتر زئبق. إن كل تقلص للرحم ينقص من تروية المشيمة ويعمل كإرهاق عابر للجنين والذي يمكن أن يُحطَّم بالتقلصية الزائدة أو بالاستمرار المتطاول للمخاض. بعض المريضات يظهرن بشكل عشوائي نشاطاً للرحم أخفض بكثير فيما يتعلق بشدة وتكرارية التقلصات من مريضات أخريات، ولكن هذا البعض ما يفتأ يُظهِر تمدداً لعنق الرحم تصاعدياً وفيما عدا ذلك تقدماً عادياً للمخاض.

يمكن تسجيل النشاط المخاضي إما بصيغة الضغط داخل الرحم مقيساً مباشرة بواسطة قثطار أو بمؤشر نسبي لشدة المخاض مقيساً من خلال مجس خارجي. يتم الحصول على رسم لتوتر جدار الرحم بواسطة مجس إزاحة محمَّل نابضياً. يقوم المجس بقياس شبه أيزومتري لتوتر الرحم. يحمل المجس رأساً نافراً يتم ضغطه على بطن الأم بقوة خفيفة من أجل ضمان ربط فعال. تتم إزاحة السطح النافر للمجس بتزايد توتر الرحم. يتم تحويل هذه الحركة إلى إشارة كهربائية بواسطة مقياس تمدد (انفعال/إجهاد) في بيت المجس. يقدم المجس البطني مؤشراً ذا موثوقية عن تكرارية حدوث التقلص وفترة استمراره وشدته النسبية.

المجسات المخاضية حساسة بالنسبة للموقع وينبغي وضعها فوق القاع fundus حيث هناك حركة أعظمية مع التقلصات. لا يمكن استخدام المجس بمقياس توتر مخاضي tocometer في نفس الموضع الذي يستخدم فيه كاشف FHR وبذلك فإنه يتوجب أن يكون للمريضة مجسان على بطنها.

ومن أجل تحسس تقلص الرحم خارجياً فإن من الضروري الضغط على الرحم من خلال جدار البطن. تقاس مقاومة الضغط إما بحركة نابض أو بالقوة اللازمة لمنع زر من الحركة. تُستخدم مقاييس التمدد الخارجية لقياس وتسجيل انحناء نابض. وفي بعض الأجهزة يُستخدم كريستال تتغير خواصه الكهربائية مع الضغط المطبَّق من أجل قياس القوة ضد كباس. هذه الطريقة أوتوماتيكية وتقدم معلومات وثيقة الصلة.

يوضح الشكل رقم (٨,١٣) مخططاً صندوقياً للدارة التي تقيس نشاط المخاض خارجياً. يتم تضخيم خرج المجس بمضخم تيار متناوب. ويتم الحصول على إشارة نشاط المخاض منخفضة التردد من كاشف متزامن وتضخَّم بمضخم تيار مستمر. ويمكن للنشاط إما أن يتم إظهاره على مقياس أو كتابته مباشرة على مسجل ورقي.



الشكل رقم (٨,١٣). مخطط صندوقي لمراقب نشاط مخاضي (طريقة خارجية).

إن مجسات النشاط المخاضي مجسات ضغط تقود دارات للحصول على إشارة كهربائية للضغط بوسائل تقليدية. تُزوَّد قناة الضغط على الكاشف بتحكم مَوضَعَة. يتم عمل ذلك لأن خط القاعدة يتأثر بالضغط الستاتيكي (الساكن) على المجس الذي ينشأ عن التوتر في الحزام الذي يمسك بالمجس في مكانه. يسمح التحكم للمشغل بموضعة خط القاعدة على خط مستوى الصفر لورق التسجيل.

يمكن لحركة الجنين أن تتنضد على منحني نشاط المخاض في القياس الخارجي لتوتر المخاض. إن الإرهاق الواقع على النظام الدوراني الجنيني بسبب التقلصات الرحمية وحركات الجنين أو عوامل أخرى تُرى في استجابة قلب الجنين لهذه المنبهات وتتم دراستها في العلاقة الزمنية الصحيحة.

تقيس الطريقة الداخلية الضغط الرحمي الداخلي (IUP) عن طريق قثطار مملوء بسائل. يتم إدخال القثطار إلى داخل الرحم من خلال موجِّه بعد تمزق الأغشية الجنينية. وبعد السماح بجريان حر للسائل الأمينوسي لضمان الموضعة الصحيحة فإن الطرف البعيد من القثطار يتم تثبيته إلى مجس ضغط من النوع المستخدم في الدراسات القلبية. ويتم بسهولة نقل التغيرات في الضغط الأمينوسي إلى المقياس بواسطة السائل غير القابل للانضغاط في القثطار. يحول مجس الضغط ضغط القثطار إلى إشارة كهربائية يمكن إظهارها على مسجل ورقي شريطي.

وبالرغم من أن مقاييس التمدد دقيقة جداً إلا أنها تميل إلى الانحراف إلى الأعلى بمقدار عدة ميليمترات زئبق في كل ساعة أو تنحرف مع تغيرات درجة الحرارة. ولذلك فإنه عندما يتم استخدام المراقبة المستمرة فإن من الضروري ضبط الصفر ومعايرة المجس من حين لآخر. إن الضغط الأعظمي قد يتغير تبعاً للقثطار الموضوع في الرحم. إن من الضروري غسل نظام القثطار لتجنب أي انسداد وللمحافظة على الاستجابة الترددية. إن التطبيقات الرئيسية لقياس الضغط داخل الرحم هي: التقييم الدقيق للضغط أثناء التقلصات وقياس التوتر وكلاهما مستحيل بالوسائل غير المباشرة.

وبالرغم من أن النظام بحد ذاته قادر على أن يكون له دقة كبيرة، إلا أن بيانات تقلص الرحم التي يتم الحصول عليها بالقثطار قد تكون مشوَّهة أو غير دقيقة. فالضغط داخل الرحم يمكن تسجيله بدقة فقط طالما تم الإبقاء على "بُركة" من السائل حول رأس القثطار وتم الحد بشكل كامل من التسرب في الرأس الجنيني النازل (Caspo, 1970). وبما أنه ليس هناك تحكم حقيقي بموضعة القثطار فإنه قد ينزلق إلى جيب معزول ويتلقى ضغطاً مرتفعاً جداً خصوصاً إذا كان هناك سائل قليل. ولما كان الرحم أيضاً يقارب فقط حجرة سائل مغلقة فإن الضغط لا يتم نقله بالضرورة بالتساوي إلى جميع المقاطع. تميل المقاطع المفتوحة إلى فقدان السوائل وبالتالي تعطي ضغطاً أقل. إحدى الدراسات بينت أن الضغط داخل الرحم يتغير إلى حد (٢٥٪) في نقاط مختلفة في الرحم. وهكذا فإن القياس الفيزيولوجي لا يجاري الأجهزة في الدقة وتكرارية النتائج.

(٨,٤) نظام التسجيل
Recording System

يتم إظهار معدل النبضة- إلى= النبضة الآني على سلم خطي مُعايَر أو بشكل رقمي بمجال ٥٠-٢١٠ نبضة في الدقيقة. يتم استخدام مسجل ورقي ثنائي القنوات متضمَّن في الجهاز من أجل مراقبة النشاط المخاضي. إحدى القناتين تسجل الـ FHR على ورق معاير بالنبضات (الدقات/الضربات) في الدقيقة ٥٠-٢١٠ بينما يتم استخدام

القناة الأخرى لتسجيل تقلصات الرحم معايرة بالميليمتر زئبق ٠-١٠٠. السرعة القياسية لورق التسجيل هي عادة ١-٢ سنتيمتر في الدقيقة.

تتم المحافظة على كلا المجسين (مجس التقلصات ومجس قلب الجنين) معاً في موضعهما باستخدام حزام مرن أو رباط. ويستخدم المسجل عادة كتابة حرارية ويتجنب بذلك إمكانية نفاذ الحبر. في أحد الأنظمة كان القلم عبارة عن مقاومة غشائية سميكة . ولجعل التشغيل أكثر هدوءاً فإنه يتم تأمين تغذية راجعة عديمة التماس عن الموضع بواسطة مجس سعوي على محور الغلفانومتر. هذه التغذية الراجعة عديمة التماس تعزز أيضاً الموثوقية بإلغاء الأجزاء الميكانيكية التي يمكن أن تهترئ. إن الغلفانومتر، الذي يحتاج استجابة ترددية من ٣ هرتز فقط ، تتم موضعته بواسطة محرك سيرفو من خلال قيادة حزام مخفض للسرعة صامت. إن حساسية تسجيل من ٢٠ نبضة في الدقيقة لكل سنتيمتر تعطي دقة تمييز (وضوحية) أساسية من ١ نبضة في الدقيقة من أجل رؤية تغيرات صغيرة في معدل نبض القلب.

يتم تحريك ورق التسجيل بواسط محرك خطوة ذي قيادة (سواقة) مباشرة مما يلغي نظام المسننات. يتم تغيير سرعة الورق ببساطة بالتحويل إلى تردد قيادة محرك مختلف وليس بإزاحة المسننات. مخزن الورق مصمم ليجعل تلقيم ورق التسجيل وظيفة سهلة لغاية.

إن المقدرة على تسجيل كمية كبيرة من بيانات عديمة التشويه الصنعي نسبياً، خصوصا بعد بدء المخاض على شكل FECG و FHR وتقلصات الرحم كانت مشجعة وخطوة ذات قيمة إلى الأمام. إلا أن مشاكل جديدة قد وُلِّدت. فمن المستحيل بالفعل أن يتم تحليل، حتى بطريقة بدائية، حوالي ٩٠٠٠ مركب FECG وأنماط مختلفة للـ FHR وللتقلص الرحمي مترافقة مع حتى ساعة من مخاض مع نسبة مئوية كبيرة طبيعية بمعايير معروفة. وبالرغم من مثل أجهزة المراقبة هذه فلا بد من ذكاء يتم تقديمه من قبل الطاقم الطبي الذي يراقب ويفسر التسجيلات. إن نقل المعلومات بهذه الطريقة من سجل ورقي إلى نتائج سريرية مفيدة يعتمد على إدراك الأنماط وجمع النشاط على مدى فترات طويلة من المراقبة.

إن المهمة الأولى المتمثلة بتمييز الأنماط هي الأسهل بالنسبة للمراقب الإنساني. أما المهمة الثانية المتمثلة بالمراجعة طويلة الأمد لأمتار عديدة من ورق التسجيل لاستنتاج النزعات (الميول) فمهمة صعبة بالطبع للمفسرين (المؤولين) الإنسانين. إن الزمن المتاح لدراسة السجلات ومشكلة ترجمة تسجيلات تماثلية طويلة إلى بيانات ذات معنى حول النزعات (الميول) وتمييز الانحرافات المنذرة بالسوء في حالة الجنين كلها عوامل تزيد من صعوبة المعالجة اليدوية للحجوم الضخمة من البيانات. إن المدافعين عن نوع ما من ذكاء الآلة في مراقبة الجنين يجادلون بأن النقد ضد عدم الموثوقية الإنسانية في التفسير يمكن حله بواسطة مراقبة حاسوبية لأنماط الـ FHR والضغط داخل الرحم. ولذلك فإن مراكز عديدة قامت بدراسات لفحص جدوى تقنيات تقليل البيانات باستخدام حاسوب رقمي. هذه الأنظمة تجمع البيانات من مراقبات الجنين وتحلل الأنماط وتعطي النتائج والتفسيرات. بعض الأنظمة تعطي أيضاً منحنيات زمنية للتقلص والتمدد والطمس effacement كما تعطي سجلات المعالجة وتاريخ التوليد.

هناك أجهزة تخطيط قلبي مخاضي متاحة تجارياً تستخدم معالجات صغرية (ميكروبوسيسورز) لعمل حسابات عديدة على بيانات الـ FHR والضغط داخل الرحم (IUP). تقوم مثل هذه الأنظمة بحساب معدل نبض قلب الجنين نبضة- إلى- نبضة بدقة تمييز قدرها نبضة واحدة في الدقيقة. وتُرسَم بيانات تغيرية الـ FHR على شكل خطوط (bar graph) على مسجل شريطي ورقي من كل ٢٥٦ نبضة قلب قابلة للاستعمال. وهذه يتم حسابها بصيغة FECG مباشر وتُحسَب فقط بين التقلصات. تُنشر البيانات بحذف تغيرات النبضة- إلى- النبضة الأكبرمن ٢٠ نبضة في الدقيقة. يقوم النظام بتخزين معدل نبض القلب من أجل حسابات التغيرية إذا لم يكن هناك تقلصات، وإذا لم يكن تغير النبضة- إلى- النبضة أكبر من ١٢ نبضة في الدقيقة. ويتم رسم نشاط الرحم أيضاً على شكل خطوط bar graph كل عشر دقائق.

يقوم المعالج الصغري أيضاً بحساب حالات التباطؤ ويعطي إنذاراً صوتياً بعد (٣٥) ثانية. تحتوي دارة المعالجة على العناصر العادية مثل الـ ROM (ذاكرة قراءة فقط قابلة للبرمجة) المحتوية على البرنامج الذي يتحكم بوحدة المعالجة المركزية (CPU) وذاكرة الوصول العشوائي (RAM) من أجل التخزين المؤقت للبيانات من قبل وحدة المعالجة المركزية ومنافذ دخل/خرج من أجل التحكم بسريان المعلومات من وإلى وحدة المعالجة المركزية ومحولات رقمية- تماثلية من أجل توليد إشارات للمسجل ومنطق الصيغة لفك ترميز (تشفير) إشارات محددة بنوع المجسات الموصلة إلى جهاز المراقبة.