الفصل الثالث والعشرون

أنظمة التصوير فوق الصوتية
ULTRASONIC IMAGING SYSTEMS

(٢٣,١) فوق الصوت التشخيصي
Diagnostic Ultrasound

أصبحت الأمواج فوق الصوتية مهمة بشكل متزايد في الطب وأخذت مكانها كأداة تشخيص بموازاة الأشعة السينية والطب النووي. تكمن جاذبيتها الرئيسية كوسيلة تصوير في ميزتها غير الجراحية ومقدرتها على تمييز سطوح التماس interfaces بين الأنسجة الطرية. مقابل ذلك تستجيب الأشعة السينية فقط إلى اختلافات الأوزان الذرية وغالباً ما تتطلب حقن وسط تباين أكثر كثافة لإظهار الأنسجة غير العظمية. بشكل مشابه تقيس تقنيات الطب النووي الامتصاص الانتقائي للنظائر المشعة في أعضاء خاصة لإنتاج معلومات تتعلق بوظيفة العضو. وهكذا فإن النظائر المشعة والأشعة السينية جراحية بوضوح. إن الأمواج فوق الصوتية ليست فقط غير جراحية ومطبقة خارجياً وغير رضيّة وإنما تبدو ظاهرياً آمنةً عند الشدات الصوتية ودورات العمل المُستخدمة حالياً في تجهيزات التشخيص.

يتم تطبيق الأمواج فوق الصوتية التشخيصية للحصول على صور للمجال الكلي تقريباً للأعضاء الداخلية في البطن. يشمل هذا الكلية والكبد والطحال والبنكرياس والمثانة وأوعية الدم الرئيسية وبالطبع الجنين أثناء الحمل. ولقد استُخدمت بشكل مفيد أيضاً لتقديم صور عن الغدة الدرقية والعيون والثديين ومجموعة متنوعة من التراكيب السطحية الأخرى. مَكَّنَت التشخيصات فوق الصوتية في عدد من الحالات المهمة طبياً من كشف الكيسات والأورام والسرطان في هذه الأعضاء.

وهذا ممكن في التراكيب حيث وُجِدَت طرائق التشخيص الأخرى نفسها أنها إما غير قابلة للتطبيق وإما غير كافية أو خطرة بشكل غير مقبول. لقد تم تطوير الدراسات فوق الصوتية التي لا تتضمن تشكيل صور بشكل واسع أيضاً لتسمح بدراسة ديناميكية تدفق الدم في الجهاز القلبي الوعائي بدقة لم تكن سابقاً ممكنة. من ناحية ثانية فإن التحديد الرئيسي للأمواج فوق الصوتية هو أنها تنعكس تقريباً بشكل كلي عند الحدود مع الغاز وهو تقييد حقيقي لفحص تراكيب تحتوي على غاز أو للفحص من خلال تراكيب تحتوي على الغاز.

(٢٣,٢) فيزياء الأمواج فوق الصوتية
Physics of Ultrasonic Waves

إن الأمواج فوق الصوتية هي أمواج صوتية مترافقة مع ترددات فوق المجال السمعي وبشكل عام تمتد نحو الأعلى اعتباراً من ٢٠ كيلو هرتز. تبدي هذه الأمواج نفس الخصائص الفيزيائية كالأمواج الصوتية المسموعة ولكنها مُفضلة خصوصاً في المواقف المميزة بواحد أو أكثر من الأسباب التالية :

- يمكن أن تُرَكَّز الأمواج فوق الصوتية بسهولة ، هذا يعني ، أنها موجهه و يمكن الحصول على حزم أشعة بانتشار صغير جداً.
- إنها غير مسموعة و مناسبة للتطبيقات حيثما يكون من غير المفيد استخدام الترددات السمعية.
- من الممكن دراسة الخصائص لتراكيب صغيرة جداً باستخدام الأمواج فوق الصوتية عالية التردد المرتبطة بأطوال أمواج قصيرة. وهذا صحيح بشكل خاص في كشف العيوب حيث ينبغي أن تكون أطوال الأمواج المُستخدمة من نفس مرتبة أبعاد العيب.
- إن المعلومات التي يتم الحصول عليها بواسطة الأمواج فوق الصوتية ، خصوصاً في الدراسات الديناميكية ، لا يمكن اقتباسها بواسطة أية تقنية تقليدية أخرى.

يمكن أن يحدث انتقال حركة الموجة فوق الصوتية بأنماط مختلفة. ويمكن أن تكون حركة الموجة طولية أو عرضية أو قص. من ناحية ثانية يُستخدم عادة من أجل التطبيقات التشخيصية بالأمواج فوق الصوتية الطبية النمط الطولاني لانتشار الموجة ، بالإضافة إلى أن هذه الأمواج تستطيع أن تنتشر في جميع أنواع الأوساط ، وهي الجوامد والسوائل والغازات. تتذبذب جزيئات الوسط بالأمواج الطولية للأمام والخلف باتجاه انتشار الموجة مؤديةً إلى مناطق متناوبة من الانضغاطات والتخلخلات.

(٢٣,٢,١) المانعة المميزة Characteristic Impedance

تُحَدَّد الممانعة المميزة أو المانعة الصوتية النوعية لوسط بحاصل ضرب كثافة الوسط بسرعة الصوت في نفس الوسط.

$$z = \rho V$$

حيث : z= المانعة الصوتية النوعية

ρ= كثافة الوسط

V= سرعة الصوت في الوسط

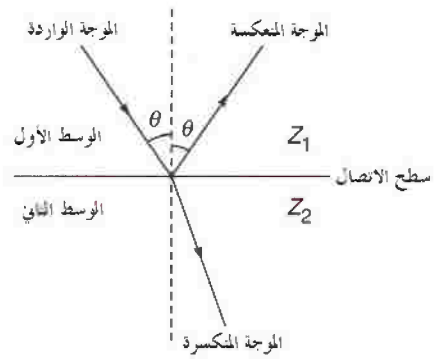
تحدد الممانعة المميزة درجة الانعكاس والانكسار عند سطح التماس بين وسطين. تُعطى النسبة المئوية لطاقة الموجة الواردة المُنعكسة من خلال:

$$\left[\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right]^2 \times 100\,\%$$

حيث: Z_1= الممانعة الصوتية للوسط ١

Z_2= الممانعة الصوتية للوسط ٢

تنعكس الحزمة فوق الصوتية على نفسها شريطة أن تضرب سطح التماس بزاوية قائمة. ويتم عكس حزم الأشعة الواردة على الحد الفاصل بأية زاوية (الشكل رقم ٢٣,١) مختلفة عن الصفر بالنسبة للخط العمودي بحيث تكون زاوية الورود و زاوية الانعكاس متساويتين.



الشكل رقم (٢٣,١). انعكاس و انكسار الأمواج فوق الصوتية عند سطح التماس interface بين وسطين يملكان ممانعات صوتية مختلفة.

إن القيمة التقريبية للممانعة الصوتية هي نفسها لمعظم المواد البيولوجية أو الأعضاء. وهي بحدود ١,٦ × ١٠^5 غرام/سنتمتر مربع ثانية [g/cm^2s]. كلما كان الاختلاف في الممانعة الصوتية كبيراً، كلما كانت كمية الطاقة المنعكسة أكبر. على سبيل المثال، إن الممانعة الصوتية للهواء والنسيج هي ٤٢,٨ غرام/سنتمتر مربع ثانية و ١,٦ × ١٠^5 غرام/سنتمتر مربع ثانية على التوالي. إن هذا الفرق كبير بحيث تميل معظم الطاقة فوق الصوتية للانعكاس عند سطح التماس. ولهذا السبب يتم استخدام وسط ترابط مثل زيت الزيتون أو جل خاص لتقليل انعكاس الطاقة إلى الحد الأدنى من خلال تأمين ممر خالٍ من الهواء بين المبدل فوق الصوتي والجلد.

(٢٣,٢,٢) طول الموجة و التردد Wavelength and Frequency

تتبع الأمواج فوق الصوتية العلاقة العامة بين طول الموجة والتردد المعطاة بواسطة :

$$V = n\lambda$$

حيث : V= سرعة انتشار الصوت

n= تردد أو عدد الدورات التي تعبر أية نقطة معطاة بواحدة الزمن

λ= طول الموجة ، هذا يعني ، المسافة بين أية نقطتين متطابقتين في الدورات المتعاقبة.

إن مجال الترددات فوق الصوتية المُستخدمة في التطبيقات الطبية هي من ١ إلى ١٥ ميغا هرتز. يتطابق هذا التردد أيضاً مع الترددات الراديوية (rf). من ناحية ثانية يوجد اختلاف أساسي بين الترددات الراديوية والطاقة فوق الصوتية. يتم إرسال الأمواج فوق الصوتية كاهتزازات ميكانيكية بينما ستكون طاقة الـ rf على شكل إشعاعات إلكترومغناطيسية. ليس من الضروري وجود وسط لانتشار طاقة الـ rf وبناءاً علية سوف تعبر حتى من خلال الفراغ المخلى من الهواء ؛ من ناحية أخرى سوف تعبر الأمواج فوق الصوتية فقط من خلال وسط ما.

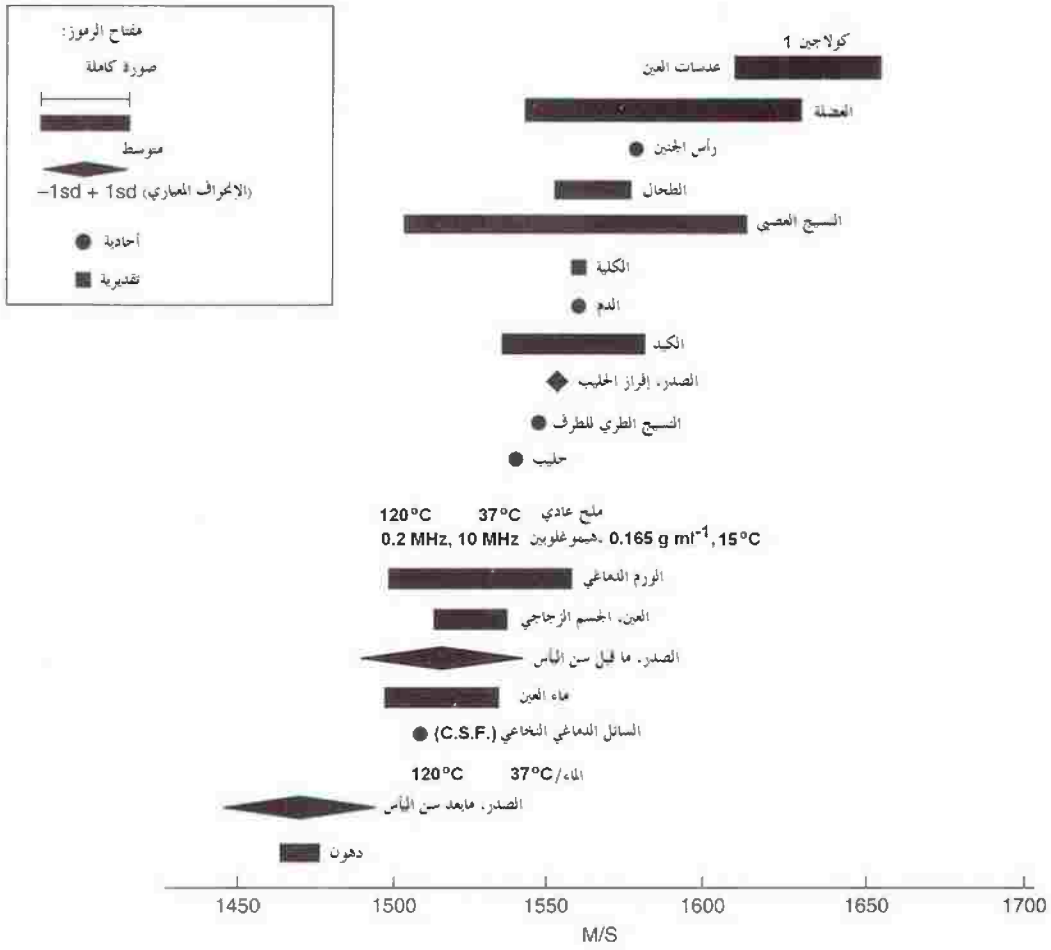
(٢٣,٢,٣) سرعة الانتشار Velocity of Propagation

يتم إرسال الطاقة فوق الصوتية خلال وسط ما كحركة موجة وبناءاً عليه من غير المتوقع حدوث حركة نهائية للوسط. تُحدد سرعة الانتشار لحركة الموجة من خلال كثافة الوسط الذي تنتقل خلاله وصلابة الوسط. إن كثافة وصلابة المواد البيولوجية ثابتة نسبياً عند درجة حرارة وضغط مُعطاة ، ولذلك تكون سرعة الصوت فيها ثابتة أيضاً. يبين الشكل رقم (٢٣,٢) سرعة الصوت بالمتر/الثانية [m/s] في مواد بيولوجية متعددة.

إن معرفة سرعة الصوت في وسط خاص مهمة في حساب العمق الذي تخترقه الموجة الصوتية قبل انعكاسها. إذا أمكن قياس الوقت الذي تستغرقه موجة فوق صوتية لتتحرك من مصدرها خلال وسط ما ، ولتنعكس عن سطح التماس وتعود إلى المصدر ، يعطى عندئذ عمق الاختراق بواسطة :

عمق الاختراق = (سرعة الصوت في الوسط×الزمن)/٢

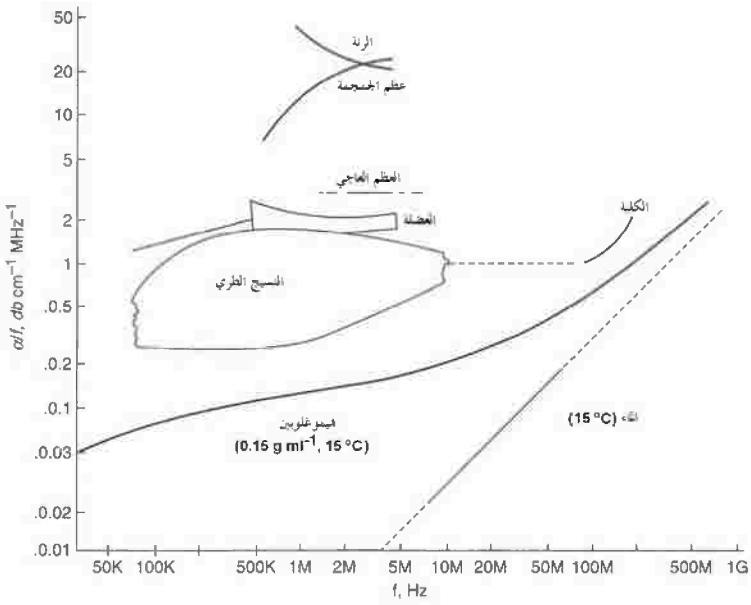
إن سرعة الأمواج فوق الصوتية ثابتة في جميع أنسجة الجسم تقريباً. لذلك يمكن قراءة عمق الاختراق مباشرة من موقع نبضة الصدى على محور الزمن المُعاير للشكل على راسم لإشارة.



الشكل رقم (٢٣,٢). سرعة الأمواج فوق الـ صوتية في م ـ واد بيولوجي ـ ة متع ـ ددة. ع ـ ن (Redrawn after P.N.T. Wells, Biomedical Ultrasound, Academic Press).

(٢٣,٢,٤) امتصاص الطاقة فوق الصوتية Absorption of Ultrasonic Energy

إن انخفاض مطال الحزمة فوق الصوتية خلال عبورها الوسط يمكن أن يكون بسبب امتصاصها من قبل الوسط وانحرافها عن الحزمة الموازية من خلال الانعكاس والانكسار و الانعراج ... الخ. يتم التعبير عن الشدة النسبية وتضعيف الحزمة فوق الصوتية بالديسبل (dB) ويتم عادة اقتباس معامل الامتصاص α بالديسبل/سنتمتر [dB/cm]. تعتمد α بشكل قوي في الأنسجة الطرية على التردد ولذلك، من أجل مقدار معطى لفقدان الطاقة، فإن الإشارة فوق الصوتية ذات التردد المنخفض سوف تنتقل أكثر من الإشارة ذات التردد العالي. إن القيمة المتوسطة، كمياً، لامتصاص الصوت في الأنسجة الطرية هي من مرتبة ١ ديسبل/سنتمتر/ميغا هرتز [dB/cm/MHz]. يبين الشكل رقم (٢٣,٣) تضعيف الأمواج فوق الصوتية في مواد بيولوجية متعددة (Wells, 1977).



الشكل رقم (٢٣,٣). تضعيف لأمواج فوق الـ صوتية في م . واد بيولوجي . ة متع . ددة. ع . ن (Adapted from P.N.T. Wells, Biomedical Ultrasound, Academic Press).

يبين الجدول رقم (٢٣,١) سرعة الأمواج فوق الصوتية والممانعة المميزة ومعامل الامتصاص في مواد متعددة.

الجدول رقم (٢٣,١). السرعة والممانعة المميزة ومعامل الامتصاص للأمواج فوق الصوتية في مواد متعددة.

المادة	سرعة الأمواج فوق الصوتية بالمتر ثانية $^{-1}$ [$m\ s^{-1}$]	الممانعة المميزة z بالكيلو غرام متر $^{-2}$ ثانية $^{-1}$ × ١٠ $^{-6}$ [$kg\ m^{-2}\ s^{-1} \times 10^{-6}$]	معامل الامتصاص بالديسبل سنتمتر $^{-1}$ عند ١ ميغا هرتز [$dB\ cm^{-1}$ at 1 MHz]
الهواء (٢٠ درجة مئوية)	٣٤٣	٤$^{-}$١٠×٤	١٢,٠
الماء	١٤٨٠	١,٤٨	٠,٠٠٢
الألمنيوم	٦٢٢٠	١٦,٥	–
الدهون	١٤٥٠	١,٣٨	٠,٦
الدماغ	١٥٤١	١,٥٨	٠,٨٥
الكبد	١٥٤٩	١,٦٥	٠,٩
الكلية	١٥٦١	١,٦٢	١,٠
الدم	١٥٧٠	١,٦١	٠,٢
العضلة	١٥٨٥	١,٧٠	٢,٣
عظم الجمجمة	٤٠٨٠	٧,٨٠	١٣,٠
عدسة العين	١٦٢٠	١,٨٤	٢,٠
النسيج الطري البشري	١٥٤٠	١,٦٣	٠,٨

(٢٣,٢,٥) عرض الحزمة Beam Width

يتم بشكل عام إسقاط الأمواج فوق الصوتية في الوسط كحزمة. من الممكن استخدام بنية هويغن Huygen لتحديد التوزيع الحيزي للطاقة في هذه الحزمة التي يمكن تجزئتها بشكل ملائم إلى حقول قريبة وبعيدة. إن الحزمة في الحقل القريب، ضمن منطقة فريسنل (Fresnel) الأولى هي أسطوانية بانتشار صغير. يتم مصادفة سلسلة من النهايات العظمى والصغرى في هذه المنطقة، عندما تُرسل واحدة من المبدل تتطابق مع التداخل البنّاء وغير البنّاء. يمتد الحقل القريب إلى مسافة d من المبدل حيث:

$$d = \frac{r^2}{\lambda} - \frac{\lambda}{4}$$

حيث r و λ هي نصف قطر المبدل و طول الموجة فوق الصوتية على التوالي.

تنخفض شدة الحزمة عندما تنتشر في الحقل القريب بشكل ثابت مع المسافة وذلك بسبب الحجم المحدود للمنبع. تُعطى زاوية التباعد ضمن مخروط بنصف زاوية θ حول المحور المركزي من خلال:

$$\theta = \frac{0.61\lambda}{rn} \quad \text{بالراديان}$$
$$= \frac{0.61V}{rn} = \frac{1.22V}{nD}$$

حيث: n= التردد

V= سرعة الأمواج الصوتية

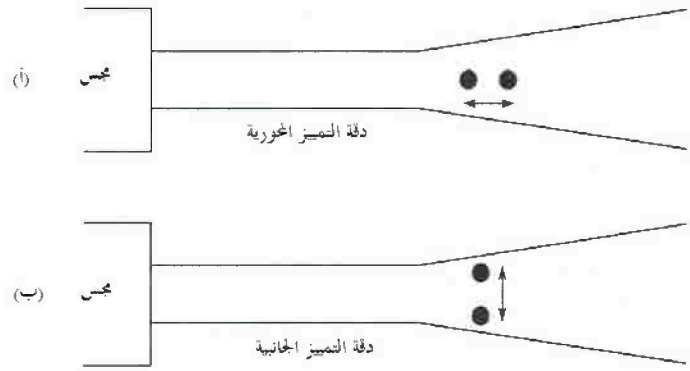
D= قطر المبدل.

على سبيل المثال يملك مبدل بقطر ١ سنتمتر ومُثار عند تردد ١ ميغا هرتز حقلاً قريباً بحدود ١٠ سنتمتر في الماء ونصف زاوية تباعد مقدارها ٣,٥ درجة. من الممكن تعديل شكل الحزمة باستخدام عناصر تركيز في مقدمة المبدل.

(٢٣,٢,٦) دقة التمييز Resolution

يمكن أن تُعرَّف دقة التمييز لنظام أمواج فوق صوتية بأنها قدرة النظام على التمييز بين التراكيب المتصلة مع بعضها بشكل وثيق. تُقسم دقة التمييز بشكل عام إلى دقة تمييز محورية و جانبية.

دقة التمييز المحورية: إن دقة التمييز المحورية هي المسافة المحورية الصغرى، (الشكل رقم ٢٣,٤ (أ))، الموازية لمحور الحزمة التي يتم التعرف عندها على تركيبين عاكسين كتركيبين منفصلين. تُحدد دقة التمييز المحورية من خلال طول موجة النبضة المُرسَّلة. هذا يعني أنه كلما كان طول الموجة أصغر كان التردد أعلى ودقة التمييز المحورية أفضل.



الشكل رقم (٢٣,٤). (أ) دقة التمييز المحورية (ب) دقة التمييز الجانبية.

دقة التمييز الجانبية: إن دقة التمييز الجانبية هي المسافة الجانبية، في مستوي متعامد مع محور الحزمة، التي يمكن عندها مشاهدة تركيبين عاكسين كتركيبين منفصلين (الشكل رقم ٢٣,٤ (ب)). تُحدد دقة التمييز الجانبية من خلال شكل/تباعد حزمة الأمواج فوق الصوتية، التي يتم إنتاجها بواسطة المجس.

(٢٣,٢,٧) توليد و كشف الأمواج فوق الصوتية Generation an Detection of Ultrasound

إن الآلية الفيزيائية المُستخدمة عادةً لتوليد وكشف الأمواج فوق الصوتية هي الأثر الكهروضغطي الذي تبديه مواد بلورية معينة تملك خاصية إظهار جهود كهربائية على سطوح بلورية محددة عندما تتعرض لإجهاد ميكانيكي. العكس صحيح أيضاً، وهذا يعني أنه يتم إنتاج إزاحة ميكانيكية عندما يتم وضع شحنات كهربائية على سطوحها. يتم إثبات الأثر بواسطة البلورات لمواد مثل الكوارتز والحجر نصف الكريم وملح روشيل (طَرْطَرَات الصُّوديوم والبوتاسيوم). وتقدم هذه الظاهرة طريقة ممتازة لتحويل الطاقة الكهربائية إلى طاقة ميكانيكية وبالعكس.

على الرغم من العمل مع بلورات طبيعية فمن الصعب تعيين محور مناسب وقطع البلورة في الشكل المطلوب. لذلك يتم بشكل عام استبدال الكوارتز بمواد كهروضغطية صنعية تُدعى نترات باريوم وتيتانات زيركونات الرصاص. تقدم هذه المواد ميزات متعددة؛ لأنها أرخص بكثير للإنتاج وأسهل بكثير لبناء مبدلات بأشكال معقدة ومساحات أكبر. يمكن أن يتم قولبتها بأي شكل للحصول على فعل تركيز أفضل لإنتاج أمواج فوق صوتية بشدة عالية.

يعتمد اختيار المادة الكهروضغطية لمبدل خاص على تطبيقاته. إن المواد ذات العامل Q الميكانيكي العالي مناسبة كَمُرسِلات بينما تلك ذات العامل Q الميكانيكي المنخفض والحساسية العالية تكون مُفضلة كَمُستَقبِلات وفي حالة التطبيقات غير الرنينية. إن بلورات تيتانات زيركونات الرصاص (PZT) أفضل بكثير من بلورات الكوارتز وذلك حتى تردد بحدود ١٥ ميغا هرتز، بسبب فعالية التحويل الميكانيكي الكهربائي العالية لها والضياعات الفعلية المنخفضة. يمكن ضبط خصائص الـ PZT من خلال تعديل نسبة الزيركونيوم والتيانيوم وإدخال كميات صغيرة من

مواد أخرى مثل اللانثانوم. يمكن تشغيل الـ PZT عند درجات حرارة حتى ١٠٠ درجة مئوية أو أعلى و هي ثابتة على فترات طويلة من الزمن. أنها قوية ميكانيكياً ويمكن أن تُصنع بالآلة بأشكال وأحجام متعددة. يُستخدم الكوارتز عادةً عند ترددات أعلى من هذه بسبب خصائصه الميكانيكية الأفضل. إن ثاني فلوريد بولي فينيليدين (PVDF) هو بوليمر فيرّوكهربائي (كهروحديدي) آخر مُستعمل بشكل فعال في مبدلات التردد العالي. يتم عادة تفضيض سطح البلورات الصنعية لإنشاء الوصلات الكهربائية الخارجية.

تتوفر البلورات الكهروضغطية بأشكال متعددة ويعتمد انتقاء شكل ما خاص على التطبيق الذي يجب أن توضع عليه. يسبب تطبيق الجهد على قرص المبدل تغيرات في سماكته معطياً بذلك زيادة في الأمواج الطولانية المُنتشرة على طول المحور المتعامد مع وجهه. إن مقدار الأمواج سيكون أعظمياً عند التردد الرنان للقرص، الذي يُحدد بواسطة سماكته. بطريقة مماثلة، عندما يعمل المبدل كَمُستَقبِل سوف يكون حساساً أكثر للاهتزازات فوق الصوتية عند تردد الرنين الخاص به. لذلك يتم إعطاء انتباه كبير لتكييف أبعاد المبدل مع التردد الذي سوف يُستخدم عنده.

توجد ثلاثة بارامترات مهمة في عملية تحقيق المبدلات بشكل أمثل وذلك من أجل أنواع مختلفة من التطبيقات(Hunt et al, 1983). إن هذه البارامترات هي التردد وقطر العنصر الفعال والتركيز. إن تأثيرات هذه البارامترات على الأداء هي كما يلي:

التردد: عند زيادة التردد تصبح الحزمة الصوتية توجيهيةً أكثر وتتحسن دقة التمييز المحورية. من ناحية ثانية ينخفض الاختراق بسبب تضعيف الأمواج فوق الصوتية ذات التردد العالي في الأنسجة. إن التردد المُستخدم في معظم الفحوصات فوق الصوتية البطنية يقع في المجال من ١-٥ ميغا هرتز، حيث أن طول الموجة في مجال الواحد ميليمتر. تُستخدم الترددات الأعلى (١٠-١٥ ميغا هرتز) من أجل الأعضاء السطحية، مثل العين حيث إن الاختراق العميق غير مطلوب وحيث يمكن الاستفادة من ميزة طول الموجة ٠,١ ميليمتر لتحسين دقة التمييز الهندسية.

إن التالي هو القواعد العامة التي تُطبَّق على التردد:

↑ التردد ↑ دقة التمييز المحورية ↑ دقة التمييز الجانبية ↓ الاختراق

↓ التردد ↓ دقة التمييز المحورية ↓ دقة التمييز الجانبية ↑ الاختراق

يُؤثر التردد على دقة التمييز الجانبية أيضاً من خلال التأثير على تباعد الحزمة. وتُطبق القاعدة التالية بفرض أن جميع العوامل الأخرى تبقى ثابتة.

↑ التردد ↓ تباعد الحزمة ↑ دقة التمييز الجانبية

قطر العنصر الفعال (AED): عندما يزداد قطر وجه المبدل، ينخفض عرض الحزمة ولذلك تتحسن دقة التمييز الجانبية.

↑ A.E.D. ↓ معدل التباعد ↑ دقة التمييز الجانبية

إن اختيار حجم العنصر الذي يجب استخدامه مبني عموماً على اعتبارين: على أي مكان من جسم المريض سيتم وضع المبدل وعلى عمق التراكيب ذات الاهتمام في الجسم. على الرغم من أنه غالباً ما يكون استخدام القطر الكبير مرغوباً لتخفيض تباعد الحزمة، فإن ذلك غير عملي في بعض الأحيان.

على سبيل المثال، في مرات عديدة من تخطيط صدى القلب يمكن أن يملك المريض فراغات ضيقة جداً بين الأضلاع، تستوجب استخدام الأقطار الصغيرة. إن المنطقة التي يجب مسحها في تطبيقات الغدة الدرقية مُشَكَّلة بشكل غير منتظم. ونتيجة لذلك فإن الأقطار الصغير مفيدة جداً في المحافظة على اتصال جيد بين المريض والمبدل. بشكل عام لا تتضمن الفحوصات العامة البطنية والحوضية مثل هذه القيود لذلك يمكن استخدام الأقطار الكبيرة بسهولة.

إن النقطة الثانية التي يجب اعتبارها هي العمق الذي يرغب المرء بتصويره في الجسم. ومن المفيد لأجل أفضل تفاصيل للصورة أن تكون الحزمة فوق الصوتية ضيقة ما أمكن (تباعد أصغري). يجب من أجل التراكيب السطحية أن تضيق الحزمة جداً بالقرب من واجهة المبدل كما إن دقة التمييز الجانبية غير حرجة عند الأعماق الكبيرة للأنسجة، لذلك يُوَصى باستعمال المبدلات ذات الأقطار الصغيرة. عندما تقع التراكيب ذات الاهتمام عميقةً في الجسم (الفحوصات الحوضية والمتعلقة بالتوليد والمرضى البدينين) يُنصح بالأقطار الكبيرة؛ لأن معدلها المنخفض لتباعد الحزمة يصبح مهماً عند الأعماق الكبيرة للأنسجة.

التركيز: إن تركيز المبدل هو وسيلة لتخفيض عرض الحزمة إلى أدنى حد و لضبط المنطقة المحرقية لتعطي نتائج مثلى من أجل فحص خاص. يمكن استخدام العدسات الصوتية لتشكيل شكل الحزمة فوق الصوتية. يمكن جعل عرض الحزمة ضيقاً ونتيجة لذلك يمكن تحقيق دقة تمييز جانبية أفضل. يمكن اختيار نقطة المحرق عند أعماق مختلفة من واجهة المبدل. إن القدرة على اختيار نقاط محرقية مختلفة تسمح بجعل المبدلات أقرب إلى المثالية من أجل نوع خاص من الدراسات. إن المبدلات الحديثة مُرَكَّزة داخلياً ومسطحة الوجه خارجياً.

لقد تم أعلاه معالجة البارامترات الثلاثة المهمة للمبدل باختصار. وعلى الرغم من اختيار المبدل لتطبيقٍ خاص فإنه ينبغي تثقيل هذه العوامل الثلاثة بدقة لتحقيق أداءٍ أمثل.

(٢٣,٣) فوق الصوت الطبي
Medical Ultrasound

يمكن تقسيم استخدام الأمواج فوق الصوتية في المجال الطبي إلى مجالين رئيسيين: العلاجي والتشخيصي. إن الاختلاف الرئيسي بين التطبيقين هو مستوى الطاقة فوق الصوتية التي يتم تشغيل الجهاز عندها. يعمل الجهاز في التطبيقات العلاجية عند مستويات طاقة فوق صوتية تصل حتى عدة واط لكل سنتمتر مربع بينما يعمل جهاز التشخيص عند مستويات طاقة أدنى بكثير من ١٠٠ ميلي وات/السنتمتر مربع [mW/cm^2]. تُصمم التجهيزات العلاجية لإثارة النسيج إلى المستوى الذي يحدث عنده التسخين الحراري في النسيج، ولقد وُجِدَ تجريبياً أنه ناجح تماماً بتأثيراته لمعالجة الاعتلالات العضلية مثل الألم القَطَني.

من ناحية أخرى ولأجل الأغراض التشخيصية لا توجد ضرورة لطاقة إضافية طالما أن كمية كافية من الإشارة تُعاد للمعالجة الإلكترونية. لذلك يتم استخدام مستويات طاقة فوق صوتية منخفضة إلى حد كبير للتطبيقات التشخيصية. بما أن امتصاص الأمواج فوق الصوتية في النسيج يتناسب مع التردد العامل المُرتبط بدوره بدقة التمييز المطلوبة (القدرة على كشف هدف بحجم معين)، فإن التطبيق هو الذي يحدد اختيار مستوى الطاقة فوق الصوتية المُستخدم. تُستخدم الأمواج فوق الصوتية التشخيصية إما كأمواج مستمرة وإما في نمط الموجة النبضية. تعتمد التطبيقات التي تستخدم الأمواج المستمرة في عملها على أثر دوبلر Doppler. ومن بين التجهيزات المهمة المتوفرة تجارياً والمبنية على أساس هذا الأثر كاشف قلب الجنين و تجهيزات قياس تدفق الدم.

من ناحية ثانية توجد عدة تطبيقات حيث يمكن استخدام الأمواج النبضية فقط. في الواقع، إن أغلبية التجهيزات التشخيصية فوق الصوتية الحديثة مبنية على أساس التقنية النبضية. تُستخدم التجهيزات المبنية على أساس صدى النبضة لكشف وتحديد موقع العيوب أو الشُذُوذات في التراكيب عند أعماق مختلفة في الجسم. وهذا ممكن؛ لأنه يمكن قياس زمن انتقال النبضة القصيرة بسهولة أكبر بكثير مقارنة مع الأمواج المستمرة. إن جهاز تخطيط صدى الدماغ وجهاز تخطيط صدى القلب والماسحات فوق الصوتية من أجل التصوير جميعها مبنية في عملها على أساس التقنية النبضية.

تتألف تقنية صدى النبضة بشكل أساسي من إرسال قطار من النبضات فوق الصوتية ذات المدة القصيرة إلى الجسم واكتشاف الطاقة المنعكسة عن السطح أو الحد الذي يفصل وسطين لهما ممانعات صوتية نوعية مختلفة. يمكن بواسطة هذه التقنية إثبات وجود الانقطاع بشكل ملائم وتحديد موقعه إذا كانت سرعة الانتقال للأمواج فوق الصوتية معروفة في الوسط. ومن الممكن أيضاً تحديد مقدار عدم الاستمرارية وتقدير حجمها الفيزيائي.

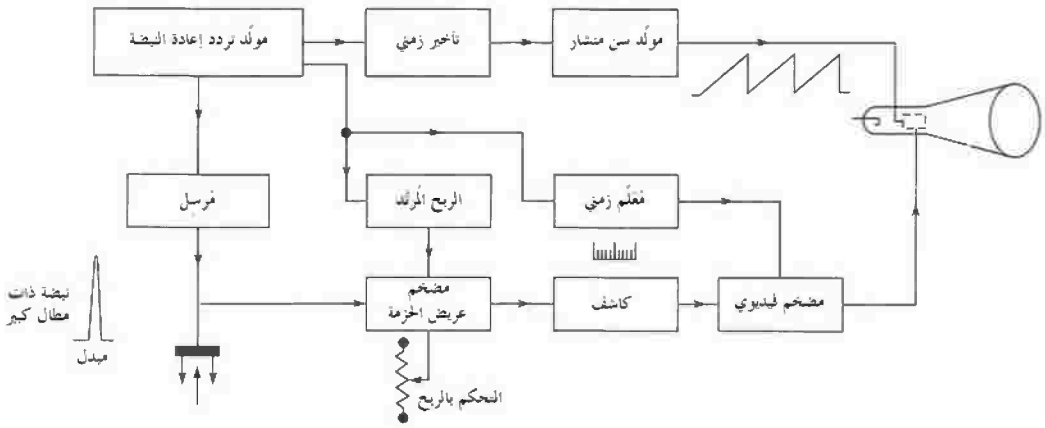
(٢٣,٤) جهاز صدى النبضة الأساسي

Basic Pulse-Echo Apparatus

إن تقنية صدى النبضة باستخدام الأمواج فوق الصوتية للأغراض التشخيصية في المجال الطبي تمت أولاً كمحاولة باستعمال كواشف التصدع المُستخدمة عادةً في الصناعة من أجل الاختبارات غير البنَّاء للتراكيب المعدنية. إن التصميم الأساسي للجهاز المبني على أساس هذا المبدأ مُبين في الشكل رقم (٢٣,٥).

يُولد المرسل قطاراً من النبضات ذات المدة القصيرة عند تردد إعادة مُحدد بواسطة مولد تردد إعادة النبضات (PRF). ويتم تحويل هذه النبضات إلى نبضات متطابقة مع أمواج فوق صوتية بواسطة بلورة كهروضغطية تعمل كمبدل إرسال. يتم التقاط الأصداء من الهدف أو الانقطاع بواسطة نفس المبدل وتضخيمها بشكل مناسب للإظهار على أنبوب الأشعة المهبطية. تُقاد الصفائح X لأنبوب الأشعة المهبطية (CRT) بواسطة القاعدة الزمنية التي تبدأ عند

اللحظة التي يُطلِق فيها المرسل النبضة. بهذه الطريقة يكون موقع الصدى على طول الرسم متناسباً مع الزمن الذي تستغرقه النبضة لتنتقل من المرسل إلى الانقطاع وتعود ثانية. يمكن تقدير مسافة الهدف من نهاية الإرسال وذلك بمعرفة سرعة الأمواج فوق الصوتية وسرعة الحركة الأفقية للرسم على الـ CRT.



الشكل رقم (٢٣,٥). مخطط صندوقي لنظام صدى النبضة الأساسي.

المجس: يتألف المبدل من بلورة كهروضغطية تولّد وتكشف النبضات فوق الصوتية. إن المواد الكهروضغطية المُستخدمة عادة هي تيتانات الباريوم وتيتانات زيركونات الرصاص. يتم قطع البلورة بطريقة تكون فيها رنانة ميكانيكياً بفعالية متزايدة لتحويل الطاقة الكهربائية إلى طاقة صوتية. وتكون عادة سميكة بمقدار نصف طول موجة التردد الخاص المُستخدم.

عندما تتم إثارة المبدل عند تردد الرنين الخاص به، سوف يستمر في الاهتزاز ميكانيكاً لبعض الوقت بعد انقطاع الإشارة الكهربائية. يُعرف هذا الأثر بـ "ما بعد الرنين" وهو يخَرِّب الدقة البالغة التي يمكن بواسطتها توقيت إشارة الإصدار والكشف. لتخفيض هذا الأثر يجب أن يملك المبدل استجابة عابرة جيدة ونتيجة لذلك فإن الـ Q المنخفض هو شيء مرغوب فيه. لتحقيق ذلك يتم عادة تخميد المبدلات. ويمكن القيام بهذا من خلال التحكم بالسطح الخلفي ليكون له ممانعة عالية وامتصاصية عالية للأمواج فوق الصوتية. وهذا لضمان بأن الطاقة التي تم إطلاقها نحوها لن تعود إلى المبدل لتعطي زيادة للأصداء الزائفة.

لذلك فإن المواد الداعمة هي اعتبار مهم في بناء المبدل. وتكون هذه المواد عادة من راتين الأيبوكس المحشو بمزيج من بودرة التنغستين والألمنيوم. تُصنع المواد الداعمة سميكة بشكل كاف من أجل امتصاص تام للأمواج فوق الصوتية المُرسلة بالاتجاه العكسي.

تُصمم المجسات لتحقيق أعلى حساسية واختراق وميزات محرقية مثلى وأفضل دقة تمييز ممكنة. يتطلب هذا أن يتم نقل الطاقة الصوتية بشكل فعال إلى المريض. ولذلك فهذا شيء مرغوب فيه لتخفيض كمية الطاقة الصوتية المنعكسة عند سطح التماس مبدل- جسم. إن طبقة توافق بربع طول موجة وحيد تحقق هذا من خلال إدخال طبقة مُختارة بعناية لمادة ما بين العنصر الكهروضغطي للمبدل ونسيج الجسم. يتم اختيار مادة بممانعة صوتية بين النسيج والخزف الكهروضغطي لتخفيض مستوى عدم التوافق الصوتي عند سطح التماس للمبدل مع الجسم. تؤدي السماكة المنتظمة لربع طول موجة واحد للتردد عند أو بالقرب من التردد المركزي للمبدل إلى مستويات إرسال صوتية عالية بسبب انعكاسات الطور المُفضلة ضمن الطبقة.

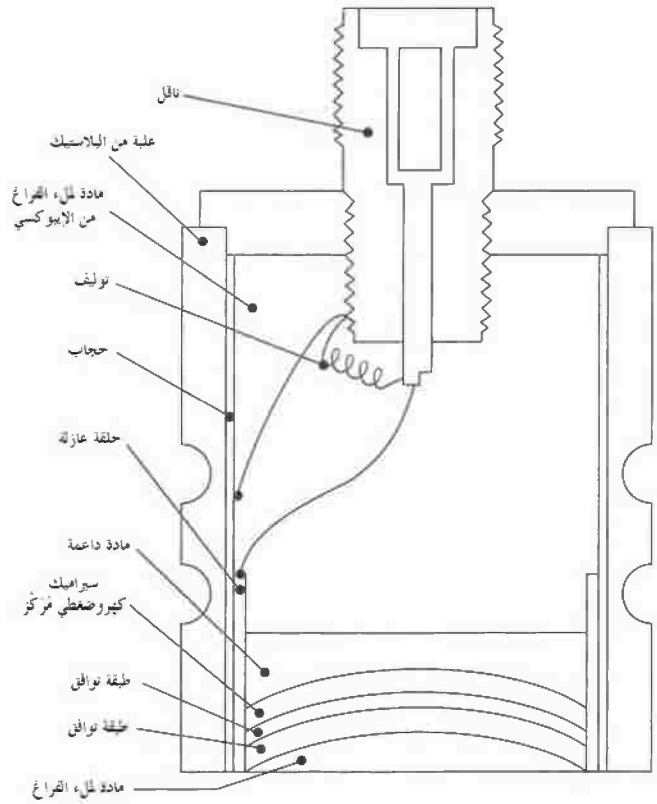
من ناحية ثانية، يؤمن التصميم بربع طول موجة وحيد نقل أمثل للطاقة فوق الصوتية عند طول موجة خاص فقط. يقدم هذا مشكلة للأمواج فوق الصوتية بصدى النبضة التشخيصية المميزة من خلال نبضات قصيرة جداً تحتوي على مجال عريض من الترددات.

يملك المبدل ذو طبقة التوافق بربع طول موجة وحيد وجهاً ذو انحناء مقعر أيضاً. يمكن أن يؤدي هذا إلى الوقوع في شرك فقاعات الهواء أو إلى مشاكل التلامس مع المريض. تتغلب تقنية التوافق متعددة الطبقات (الشكل رقم ٢٣,٦) على هذه المشاكل بواسطة إدخال طبقيتين بين العنصر الكهروضغطي والجسم. ويتم اختيار مادتين بممانعات صوتية بين قيم الممانعات للخزف والنسيج. يسمح الانتقال التدريجي للممانعة من حوالي ٣٠ للخزف إلى حوالي ١,٥ للنسيج بتخفيض أضافي أيضاً لعدم التوافق الصوتي هذا. يمكن ملئ التقعر بمادة شفافة صوتياً ما أمكن وبالتالي إنتاج مبدل بواجهة قاسية ومسطحة من أجل تلامس جيد مع المريض في حين تؤثر بشكل أصغري على الحزمة فوق الصوتية.

مولد تردد إعادة النبضة: تنتج هذه الوحدة قطاراً من النبضات تتحكم بتسلسل الأحداث في بقية الجهاز. يتم المحافظة عادةً على PRF بين ٥٠٠ هرتز و٣ كيلو هرتز.

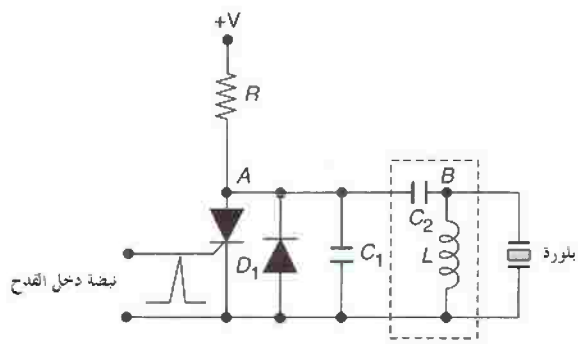
توجد دارات قياسية متعددة لإنتاج النوع المطلوب من أشكال الأمواج. يمكن أن تكون هذه الدارات مولد الذبذباتِ الحاجب أو بعض أشكال الهزاز المتعدد المستقر. غالباً ما يُفضل النوع الأخير لأنه يمكن تغيير مدة النبضة بشكل ملائم والدارة لا تحتاج إلى استخدام محول نبضة.

ينبغي أن يكون عرض نبضة الخرج من مولد الـ PRF صغيراً جداً، ويُفضل أن يكون من مرتبة المايكرو ثانية، لتوليد نبضة فوق صوتية قصيرة المدة. إن استخدام إحدى الدارات غير المستقرة لتوليد قطار النبضات بالتردد المطلوب وبعد ذلك استخدامها لقدح هزاز متعدد أحادي الاستقرار ينتج النبضات بالعرض المطلوب هو قيد الممارسة. يتم بواسطة مدة النبضة القصيرة و معدل إعادة مقداره ١ كيلو هرتز إشغال المبدل بإرسال النبضة فقط لبضعة مايكرو ثانية ويكون حراً ليعمل كمستقبل فيما تبقى من الوقت.



الشكل رقم (٢٣,٦). توافق متعدد الطبقات بين العنصر الكهروضغطي للمبدل ونسيج الجسم. عن (Courtesy: K-B Aerotech).

المرسل: يتم قيادة بلورة الإرسال بواسطة نبضة من مولد الـ PRF وتكون موضوعة لتقدح دارة الـ SCR التي تفرغ شحنة المكثف خلال البلورة الكهروضغطية في المجس ليولِّد الإشارة فوق الصوتية. إن الدارة المُستخدمة بشكل نموذجي مبينة في الشكل رقم (٢٣,٧).



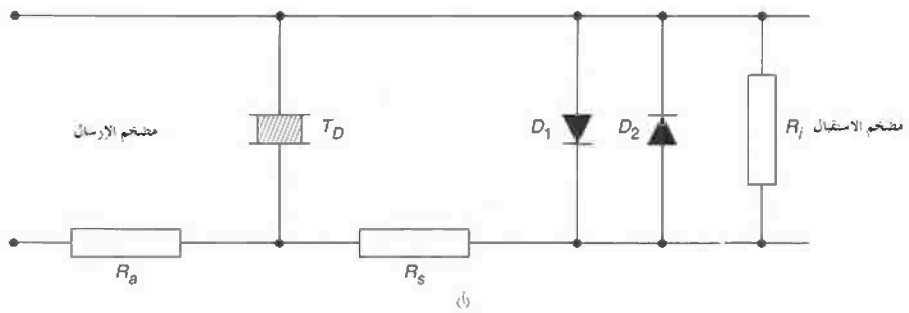
الشكل رقم (٢٣,٧). مخطط دارة لمرسل مستخدم في تطبيق صدى النبضة.

إن الـ SCR غير مُوَصِّل في الشروط العادية. يمكن شحن المكثف C_1 من خلال المقاومة R إلى الجهد V+. إذا تم تطبيق نبضة موجبة قادحة قصيرة على بوابة الـ SCR فسوف تُقْدَح وتُوَصَّل لزمنٍ قصير. بناءً على ذلك سيهبط الجهد عند 'A' بسرعة مسبباً نبضة بمدة قصيرة وذات جهد عالي عند 'B'. تظهر هذه النبضة عبر البلورة التي تُولِّد نبضة فوق صوتية قصيرة المدة. ولأجل إنتاج نبضة ذات مدة قصيرة جداً من الضروري استخدام SCR بزمن "إغلاق" سريع ومقدرة تيار تحويل عالية تستطيع تحمل جهد التغذية المطلوب. يمكن استخدام دارة SCR2N4203 بسبب مواصفاتها التالية: جهد الحجب الأمامي عالي القمة (٧٠٠ فولت) ومقدرة تيار التحويل العالية (١٠٠ أمبير) وزمن الإغلاق السريع (١٠٠ نانو ثانية).

المُستقبل: إن وظيفة المُستقبل هي الحصول على إشارة من المبدل واستخلاص أفضل تمثيل ممكن لشكل الصدى منها. ولتجنب السوء الكبير في دقة التمييز المحورية يكون عرض حزمة المُستقبل حوالي ضعف عرض حزمة المبدل الفعالة.

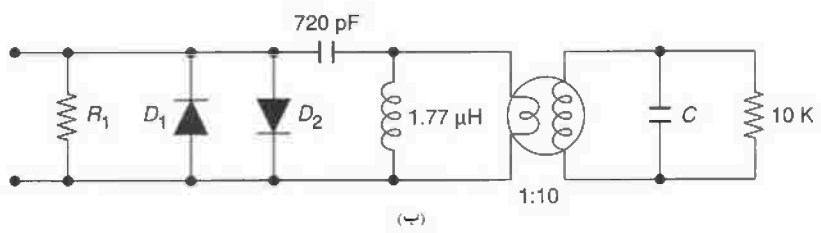
توافق المرسل– المستقبل: تستخدم أنظمة صدى النبضة فوق الصوتية بشكل عام بلورة المبدل نفسها لإرسال الطاقة فوق الصوتية ولاستقبال الصدى المُنعكس معاً. يسمح هذا بأن تحتوي الأنظمة على مبدل مُدمج وأن تنتج أيضاً شكل حزمة متناظر ومُحدد بشكل جيد. من ناحية ثانية فإن استخدام مستقبل– منبع عام للأمواج فوق الصوتية يعني أنه يجب حماية مرحلة الدخل الحساسة لمضخم الاستقبال من نبضة الإرسال عالية الجهد. يتم عادة تأمين مثل هذه الحماية بواسطة دارة مبينة في الشكل رقم (٢٣,٨) (أ). تحتوي هذه الدراة البسيطة على سيئات متعددة. فأثناء الإرسال تكون المقاومة التسلسلية R فعلياً على التوازي مع المبدل وتمتص جزء من نبضة الإثارة.

وكذلك إذا كان المبدل متوافقاً بالطاقة مع مضخم الاستقبال، فإن اختيار R_s عندئذ هو الحل الوسط بين التحميل أثناء الإرسال وضياع الإشارة أثناء الاستقبال. من الأفضل اختيار $R_s=R_i=R_{TD}$ (حيث R_{TD} هي ممانعة المبدل). إن وجود R_s أثناء الاستقبال يُخفِّض نسبة الإشارة– إلى– الضجيج بسبب تضعيف الإشارة؛ وضجيج جونسون Johnson وضجيج مضخم المستقبل المتزايد بسبب ممانعة المنبع المرتفعة.



الشكل رقم (٢٣,٨). (أ) دارة تقليدية لحماية الدخل من النبضة المُرسلة ذات المطال الكبير في المُستقبل.

يقترح Follett and Ackinson, 1976 دارة مُحَسَّنة لتأمين تحويل فعال أكثر للمستقبل/المرسل. لقد تم صقل التقنية إلى أبعد حد وهي مبينة في الشكل رقم (٢٣,٨) (ب). يُشكِّل المبدل المُوَلَّف ومحول توافق الدخل جزء من مرشح بيتروورث Butterworth بعامل Q بحدود ١,٤ لرفض رنين المبدل. يُوَصَّل الديود في الإرسال حامياً المستقبل بالترابط مع L_2 و مُوَصِّلاً L_2 فعلياً على التوازي مع L_1. وبما أن $L_2=4L_1$ فإن لهذا تأثير قابل للإهمال على توليف المبدل بسبب عامل الدارة Q المنخفض.



الشكل رقم (٢٣,٨). (ب) دارة محسنة من أجل توافق الدخل للمستقبل– المرسل. (after Follett and Ackinson, 1976).

مضخم الحزمة العريضة: إن إشارات الصدى المُستقبلة بمبدل الاستقبال هي على شكل تردد حامل مُعدَّل ومن المُحتمل أن تكون صغيرة ومساوية لبضعة مايكرو فولت. تحتاج هذه الإشارات إلى تضخيم كاف قبل أن تُغذَّى إلى دارة الكاشف لاستخلاص إشارات التعديل التي تحمل المعلومات لمفيدة.

يتم تحقيق ذلك بواسطة مضخم الحزمة العريضة، الذي يكون عريضاً كفايةً لإعادة إنتاج الأصداء المُستقبلة بشكل صحيح وليتيح استخدام المبدلات المختلفة العاملة عند ترددات مختلفة متعددة. إن الربح المرغوب فيه لمضخم الحزمة العريضة هو من مرتبة ٨٠–١٠٠ ديسبل. ويجب أن يملك أيضاً مجالاً ديناميكياً عريضاً جداً بحيث لا يعمل المضخم في المناطق غير الخطية بسبب إشارات الدخل الكبيرة.

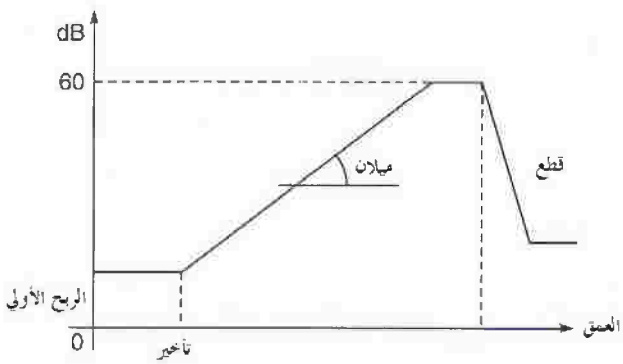
يجب أن يملك المضخم مستوى ضجيج منخفض أيضاً لاستقبال أصداء من الأهداف العميقة. إن مضخم الدخل في الأجهزة الحديثة هو عادةً بوابة MOSFET ثنائية البوابة وهي مناسبة جداً للإشارات ذات التردد العالي وتؤمن ممانعة دخل عالية للإشارات من المبدل.

يتم عادة استخدام مضخم لوغاريتمي بسبب المجال الديناميكي العريض لمطالات الصدى المُحتواة في الصورة فوق الصوتية. إن جهد الخرج في هذا المضخم متناسب مع لوغاريتم جهد الدخل. يستطيع المرء باستخدام المضخم اللوغاريتمي أن يشاهد الاختلافات النسبية الصغيرة في الأصداء ذات المطال المنخفض والأصداء ذات المطال العالي في نفس الصورة معاً.

التحكم بالربح المرتد: إن الأصداء المُستقبلة بالفحص من المناطق القريبة أقوى من الأصداء المُستقبلة من التراكيب العميقة. يستطيع مضخم الاستقبال تقبل مجال محدود فقط من إشارات الدخل بدون تحميل زائد وتشويه. إن التغيرات الحادة في خصائص النسيج التي تزيح الممانعة الصوتية يمكن أن تسبب تغيراً في مطالات الصدى على مجال ديناميكي عريض، ربما بين ٤٠-٦٠ ديسبل. وبقصد تجنب هذا يتم ضبط ربح المضخم لتعويض هذه التغيرات.

وهذا يخفض التضخيم للسنتمترات القليلة الأولى لنسيج الجسم ويزيد الربح تدريجياً إلى أقصى حد للأصداء الأضعف من المنطقة البعيدة. يتم في بعض الأجهزة تنظيم ترتيبات تحكم بالربح متقطعة للتحكم بالربح في مقاطع على محور الزمن. يسمح هذا للمرء بالتضخيم بشكل انتقائي أو برفض أصداء من تراكيب مختلفة متوضعة عند أعماق مختلفة. يمكن أن يتم ضبط وإظهاره بروفيل الربح المرتد في معظم الأجهزة الحديثة.

تتضمن التقنية البسيطة (الشكل رقم ٢٣,٩) لتأمين تعويض تضعيف النسيج تحكماً بربح المستقبل الأساسي للأصداء الناتجة عن ما هو قريب من سطح الجلد. إن مجال التحكم النموذجي هو من صفر إلى ٦٠ ديسبل. يتم بعدئذ ضبط معدّل زيادة الربح مع العمق بواسطة "الميل" أو "التحكم بالمعدل" الذي يؤمن بشكل نموذجي زيادة ربح من صفر إلى ١٠ ديسبل/سنتمتر. يتم التوصل إلى قيمة الربح الأعظمي بواسطة التحكم "بالربح الأقصى" وعادةً بالمجال من صفر إلى ٦٠ ديسبل أيضاً.



الشكل رقم (٢٣,٩). تقنية بسيطة لتأمين تعويض تضعيف النسيج في أنظمة صدى النبضة فوق الصوتية.

الكاشف: بعد التضخيم اللوغاريتمي يتم تقويم إشارات الصدى في دارة الكاشف. يمكن أن يكون الكاشف المُستخدم من النوع مكثف - ديود التقليدي مع مرشح تحريضي ليكون له ترشيح إضافي للتردد الحامل. يتم في عملية التقويم هذه تحويل أنصاف الأدوار السالبة لأشكال أمواج جهود الأصداء إلى أنصاف أدوار موجبة. يلي هذا دارة فك تعديل يتم فيها التخلص من إشارة التردد الأساسي التي تم عليها تركيب معلومات مطال الصدى. إن خرج دارة فاك التعديل هو على شكل غلاف لإشارة الصدى. تعطي مفككات التعديل التقليدية التي تعمل جيداً بترددات

تعديل منخفضة أداءً أضعف بكثير منه عند العمل بنبضات تحتوي فقط عدة دورات حاملة. ومن الصعب تجاوز المجال الديناميكي من ٢٥-٣٠ ديسبل بواسطة قمة دخل تساوي ٥ فولت. يمكن تحقيق مجالات أعرض بكثير تصل حتى ٤٠ ديسبل بواسطة فك التعديل الهابط الذي يتم فيه تراكب خصائص فاك التعديل الفردي ليغطي مجالات المطال لإشارات دخل مختلفة.

ربما تستخدم دارة مفكك التعديل بشكل مفضل مفكك التعديل المتزامن المُعَد للاستعمال في فك تعديل الصوت FM في المستقبلات التلفزيونية. إنها تتألف بشكل أساسي من مضاعف نقل التوصيل الذي يكون فيه أحد المداخل موصولاً مباشرةً إلى إشارة الدخل والآخر بواسطة مضخم مُحَدِّد ذو ربح عالٍ. يتم انجاز ترشيح التردد الحامل بواسطة مرشح غوصي Gaussian يحمي شكل النبضة من خلال تجاوز أصغري للحد.

إن خرج فاك التعديل هو المعلومات المطلوبة، هذا يعني، مطال إشارة الصدى وتأخيرها الزمني عن نبضة الإرسال. يمكن التحكم بمقدار معلومات مطال الصدى عندما يتم كتابتها على الصورة فوق الصوتية. إن امتلاك هذا التحكم ميزة عظيمة؛ وذلك بسبب التَغَيُّر الكبير لتشريح المريض وللبارامترات الصوتية للنسيج العادي.

المضخم الفيديوي: تحتاج الإشارة إلى تضخيم إضافي بعد فك تعديلها في دارة الكاشف قبل أن تُعطى إلى الصفائح Y للـ CRT. إن خرج دارة الكاشف بشكل نموذجي هو حوالي ١ فولت، ولكن للإظهار على الـ CRT يجب أن تُضّخم الإشارة إلى حوالي ١٠٠ إلى ١٥٠ فولت. بالإضافة إلى هذا يجب أن يكون للكاشف استجابة عابرة جيدة مع تجاوز أصغري محتمل للحد. إن أكثر المضخمات الفيديوية المُستخدمة عموماً هو النوع ذو الترابط RC، والذي يملك محارضة على التسلسل مع حمل المجمع. تُساعد المحارضة على توسيع الاستجابة الترددية العالية للمضخم.

إن الإشارة الفيديوية خاضعة لبعض أنواع توابع الانضغاط. يشمل هذا انضغاط الأصداء في مجال المطال المتوسط، مشيراً إلى المقاطع الأكبر نسبياً بمجال الخرج للأصداء الضعيفة جداً والقوية جداً. إن هذه الخاصية مفيدة في المحافظة على الربح للأصداء الضعيفة في حين يتم تجنب الإشباع عند الأصداء القوية. يمكن بواسطة استخدام محولات المسح الرقمية جعل اتساع المجال المتوسط وضغط المجال المتوسط وتوابع نقل المطال اللوغاريتمية والخطية-اللوغاريتمية قابلة للاختيار من قبل العامل.

يتم إخضاع الإشارة الفيديوية الممثلة لغلاف الصدى لمرحلة معالجة أخرى من أجل "تحسين الحواف". ويتم تحقيق هذا بمفاضلة الإشارة جزئياً. إن الممارسة الفعلية هي بإضافة جزء صغير من الإشارة المُفاضَلة إلى الإشارة الأصلية. يتم المحافظة على الجزء المُضاف متغيراً بواسطة "عملية صدى" أو "التحكم بالتحسين".

وحدة التأخير الزمني: إن وحدة التأخير الزمني مطلوبة في بعض الأحيان من أجل تطبيقات خاصة. تبدأ القاعدة الزمنية عادةً بتحريك البقعة عبر واجهة الـ CRT بنفس اللحظة التي يتم فيها قدح الـ SCR (الشكل رقم ٢٣,٩). يمكن في حالات خاصة، إذا كان ذلك مرغوباً، تأخير بدء الرسم بواسطة وحدة التأخير الزمنية بحيث يمكن توسيع الرسم للحصول على إظهار أفضل و فحص الصدى البعيد.

القاعدة الزمنية: يتم ضبط سرعة القاعدة الزمنية بحيث تظهر الأصداء من التراكيب الأعمق ذات الاهتمام على الشاشة قبل أن تعبرها الحزمة كلياً. إذا أُخذت السرعة فوق الصوتية في النسيج الطري بحدود ١٥٠٠ متر/الثانية، فيجب أن يُخصص زمن مقداره ١٣,٣ مايكرو ثانية لكل سنتمتر من سطح التماس العاكس تحت السطح. تظهر في العديد من التطبيقات مُعلِّمات مسافة ملائمة لكل إعداد قاعدة زمنية على الشاشة مباشرةً تُبَسِّط إلى حد كبير قياسات المسافة . تتوفر دارات قياسية عديدة لتوليد شكل إشارة سن المنشار لتأمين قاعدة زمنية مناسبة للانحراف الأفقي للبقعة على شاشة الـ CRT. يتم التحكم بمولد المسح الأفقي بواسطة مولد الـ PRF عندما يبدأ المسح باللحظة التي يتم فيها تطبيق نبضة الإرسال على المبدل.

مُعَلِّم الزمن: ينتج مُعَلِّم الزمن نبضات هي أجزاء زمنية معروفة، وبذلك، تتطابق مع أجزاء مسافات معروفة في الأنسجة البشرية. تُعطى هذه النبضات المُعَلِّمة إلى المضخم الفيديوي وبعدئذ إلى الصفائح Y للإظهار بالإضافة إلى الأصداء.

الإظهار: تُعطى الإشارة بعد التضخيم في المضخم الفيديوي إلى الصفائح Y للـ CRT. إن الـ CRT هو ليس فقط أداة تعمل بسرعة بل هو أداة تعطي عرضاً واضحاً لإشارات الأصداء المُستقبلة أيضاً.

يوجد في الأجهزة المبنية على أساس صدى النبضة تحكمان مهمان مُستخدمان بتكرار أثناء مجموعة متنوعة من الفحوصات. وهذه هي التحكمات "بالرفض" و"بالتخميد". يتحكم إعداد الرفض بالعتبة التي يجب أن يرتفع فوقها مطال الإشارة ليكون مرئياً في المجال A كما سيتم المناقشة لاحقاً، وللكتابة على الإظهارات بالأنماط B وM. يرفض هذا التحكم أو يزيل الأصداء غير المهمة ذات المطالات الصغيرة التي يمكن أن تُنتِج بطريقة أخرى إشارات ضجيج في الإظهارات أو التسجيلات. يضبط تحكم التخميد إما مطال الإثارة لعنصر مبدل الإرسال وإما الحمل الكهربائي على المبدل بقصد تخفيض الخرج الصوتي. إن الأثر شيء مرغوب فيه تماماً لتحسين دقة تمييز الصدى لسطوح تماس الحقل القريب، لأن تخفيض إثارة المُرسل يُقَصِّر مدة النبضة الفعالة.

(٢٣,٥) المسح–A
A-Scan

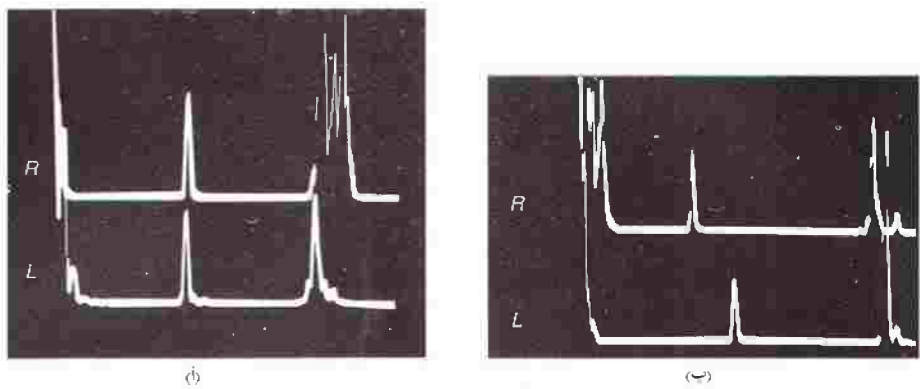
يقدم هذا النوع من المسح معلومات أحادية البعد فقط. يتم تطبيق إشارات الصدى على صفائح الإنحراف Y للـ CRT بحيث يتم إظهارها كأضواء ساطعة وامضة (بليبات blips) عمودية عندما يتم مسح الحزمة عبر الـ CRT. يتطابق ارتفاع البليب العمودي مع قوة الصدى ويتطابق موقعه من اليسار إلى اليمين عبر الـ CRT مع عمق نقطة منشأه عن المبدل.

يكون الـ CRT عادةً من نوع الانحراف الكهروستاتيكي من أجل تطبيقات المسح بالنمط A. من الأفضل استخدام CRT بتسارع ذو انحراف عمودي لحزمة الإلكترونات بحيث يتم الحصول على رسم ساطع جداً بجهود

انحراف منخفضة على الصفائح. ينبغي أن يكون أنبوب الأشعة المهبطية وبشكل مفضل من النوع مسطح الواجهة للتخلص من خطأ تقوس الشاشة. إن مجالاً ذا استمرار متغير مع تسهيلات للتخزين سوف يكون مفيداً لمشاهدة مُطَوَّلَة.

(٢٣,٥,١) التطبيق للمسح–A Application of A-Scan

جهاز تخطيط صدى الدماغ: إن سطوح الخطوط المتوسطة في الدماغ النظامي موازية للمناطق المسطحة للعظم قرب الأذن. عندما توجد إصابة بالرأس يميل الدماغ إلى جهة أو أخرى بسبب النزيف، ولكنه يبقى محتفظاً بشكله النظامي. في مثل هذه الحالات يمكن الحصول على الأصداء بسهولة ولكنها موضوعة عند مسافات مختلفة من المجس، عندما يتم وضع المجس على إحدى الجهات أولاً وبعدئذ على الجهة الأخرى من الجمجمة (الشكل رقم ٢٣,١٠).



الشكل رقم (٢٣,١٠). أصداء مستقبلة من الدماغ. (أ) في الدماغ النظامي تتطابق أصداء الخط المتوسط من أجل كل مسار. (ب) توجد في الحالة غير النظامية إزاحة بين الصدين.

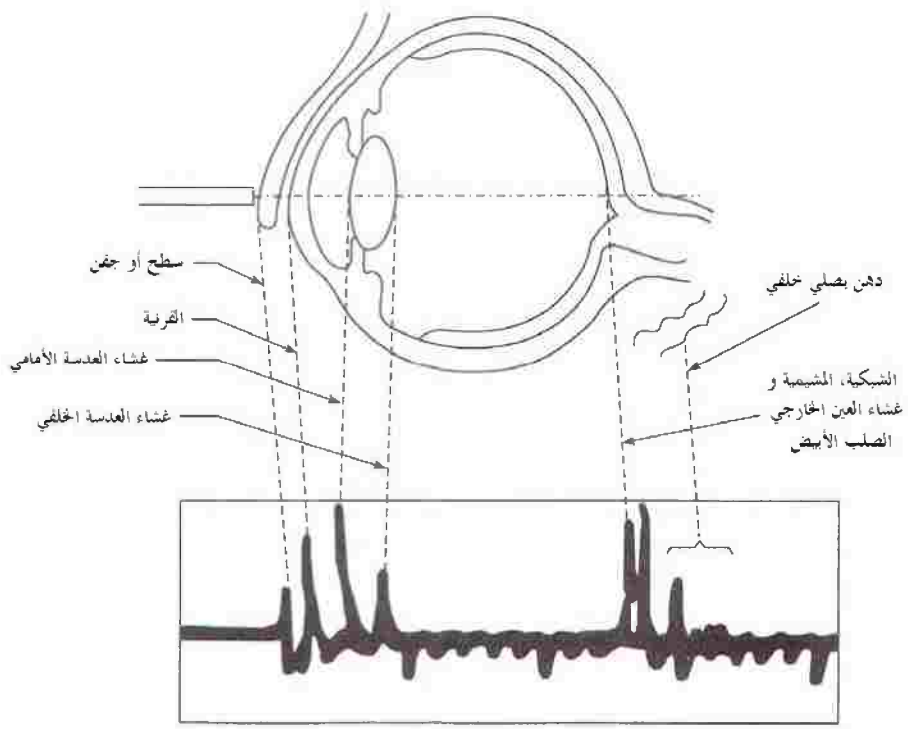
حتى عندما ينمو ورم في الدماغ، يتبدل تشريح الدماغ بشكل لطيف وتوجد عادةً إمالة جديرة بالاعتبار وإزاحة لبطينات الدماغ. يُثبت صدى الخط المتوسط فوق الصوتي في مثل هذه الحالات تشوه الدماغ مباشرةً؛ بسبب إزاحته عن المركز إلى إحدى الجهات.

يُدعى جهاز تشخيص وكشف الخط المتوسط للدماغ "بمنظار صدى الدماغ". يتضمن هذا الجهاز عادة مجال قياس من صفر إلى ١٨ سنتمتر بالعمق للنسيج. إن مجال التردد المُستخدم عادةً هو ١–٣ ميغا هرتز. إن المجس ذا التردد ٢ ميغا هرتز و القطر من ١٥–٢٠ ميليمتر هو الأكثر شيوعاً ويعطي دقة تمييز جيدة. يسمح المجس ذو التردد ١ ميغا هرتز باختراق عميق ومن الممكن أن يكون مفضلاً في الاستخدام للمرضى المُسِنِّين الذين يكون لديهم جمجمة متكلسة بشدة.

منظار صدى العين: لقد وُجد أن التقنية فوق الصوتية بالنمط A مفيدة في طب العيون لتشخيص انفصالات الشبكية والأورام داخل العين وعتامات (البقع العاتمة) الجسم الزجاجي والأورام الحَجَاجِيّة وخلع العدسة. إنه يساعد في قياس الطول المحوري عند المرضى ذوي قصر البصر التدريجي وتَوَضُّع الأجسام الغريبة داخل العين واستخلاص الأجسام الغريبة غير المغناطيسية.

يستخدم منظار صدى العين مبدل من النوع القلمي بتردد من ٧,٥-١٥ ميغا هرتز. ينبغي أن تكون النبضة المُرسلة ذات عرض (بالنانو ثانية) ومجال صغيرين جداً.

يمكن الحصول في العين الطبيعية، كما هو مبين في الشكل رقم (٢٣,١١)، على أصداء من التراكيب التالية عند إجراء فحص أمامي- خلفي على طول المحور البصري: سطح الجفن (المتطابق مع المُعَلِّم الصفري الذي يظهر بشكل دائم على الرسم)؛ وسطح القرنية؛ ومحفظة العدسة الأمامية و محفظة العدسة الخلفية والجدار الخلفي للكرة (يظهر عادةً كمعقد للأصداء الناشئة عن الشبكية وكوحدة من مَشيمِيَّة العين وغشاء العين الخارجي الصلب الأبيض) والدهن البصلي الخلفي.



الشكل رقم (٢٣,١١). معالم صوتية في العين الطبيعية على طول المحور البصري. تمثل المُعلّمات الإلكترونية المبينة في الشكل ٢ ميليمتر م.ن عمق النسيج الفعلي.

يمكن باستخدام مُعَلِّمات المسافة على الرسم قراءة العمق والموقع النسبي لكل بنية ممثلة في الإظهار مباشرة من الشاشة أو من الصورة الفوتوغرافية الناتجة. على سبيل المثال، في الشكل رقم (٢٣,١١)، يظهر صدى القرنية عند ٢ ميليمتر وصدى الجدار الخلفي عند ٢٦ ميليمتر معطياً قياساً للطول المحوري العرضي يساوي ٢٤ ميليمتر. يبدو في هذه العين أن كلاً من عمق الحجرة الأمامية وسماكة العدسة يساوي ٣ ميليمتر تقريباً.

(٢٣,٦) جهاز تخطيط صدى القلب (النمط–M)

Echocardiograph (M-Mode)

يُستخدم جهاز تخطيط صدى القلب على نطاق واسع و هو جهاز قَيِّم لإجراء الفحص القلبي والتقدير للعديد من الأمراض القلبية الخِلْقِيَّة و المكتسبة. ويمكن بواسطة استخدام هذا الجهاز كشف التراكيب داخل القلب. ويمكن أيضاً تسجيل حركة هذه التراكيب بدقة تمييز أفضل من تقنية التشخيص بالتصوير الوعائي. يقدم الجهاز معلومات الحركة – مقابل– الزمن عن تراكيب القلب بسرعات بطيئة مُستخدمة عادة في تسجيلات مُخَطَّط القلب. عندما يتم تراكب رسم الـ ECG على الإظهار فوق الصوتي، فإنه يمكن بشكل ملائم ربط حركة التراكيب المُكتشفة بالأمواج فوق الصوتية مع أحداث معروفة في الدورة القلبية. ويتم أيضاً في أغلب الأحيان تسجيل مُخَطَّط أصوات القلب بوقت واحد.

إن مخطط صدى القلب في الوقت الحاضر هو أفضل طريقة لتشخيص التَضَيُّق المترالي. وكثيراً ما يُستخدم أيضاً تخطيط صدى القلب لدارسة الصمام الأبهري والصمام ثُلاَثِيُّ الشُّرَف والصمام الرئوي. إن الاستخدام الآخر المهم جداً هو في كشف الانصباب القلبي المحيطي الذي هو تجمع غير عادي للسائل بين القلب والكيس القلبي المحيطي. يمكن إنجاز هذه الفحوصات بسرعة وبسهولة عند السرير، إذا كان ذلك ضرورياً، دون خطر ظاهري على المريض.

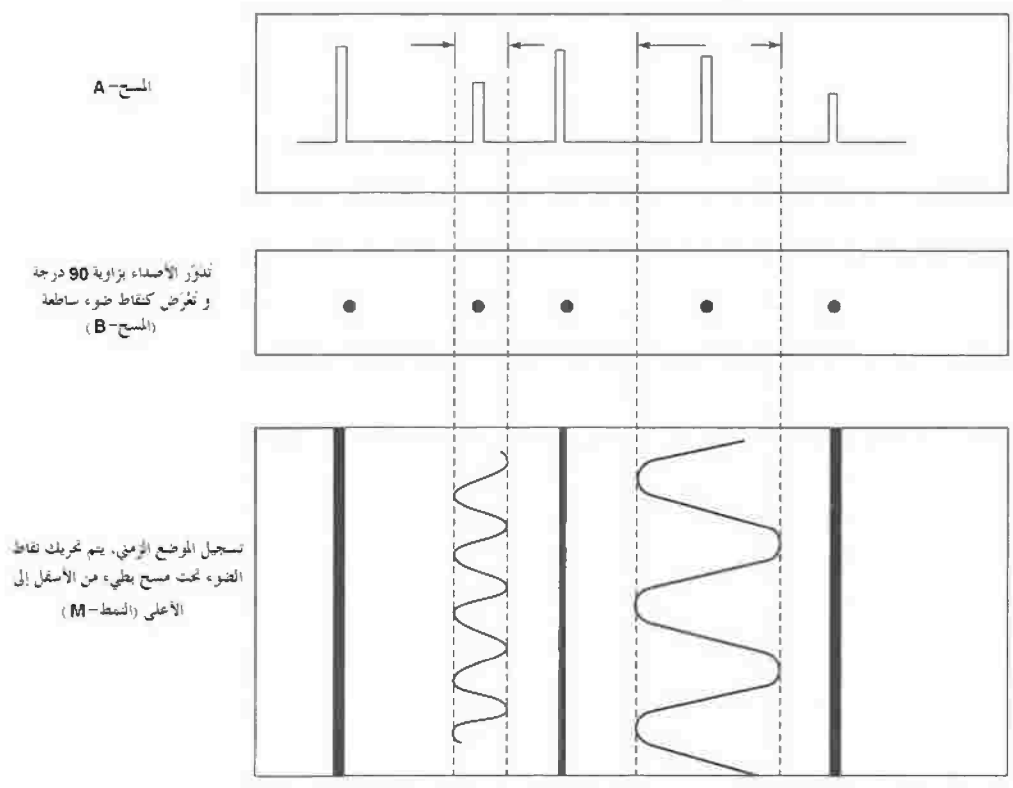
تنتج الأصداء فوق الصوتية في الإظهار بالنمط–A إزاحات عمودية للرسم الأفقي على الـ CRT. إن كمية الإزاحة العمودية متناسبة مع قوة الصدى بشكل أساسي، و تمثل المسافة على طول الرسم الأفقي زمن انتقال الصوت في النسيج البشري، وبذلك تسمح بقياس دقيق لعمق النسيج بين أي مَصْدَرين للصدى. يمكن من خلال التدوير الإلكتروني لأصداء النمط–A بزاوية ٩٠ درجة باتجاه المشاهد، تقديم الأصداء كنقاط ساطعة للضوء على طول خط قاعدة أفقية تَخَيُّلِي كما هو مبين في الشكل رقم (٢٣,١٢) وتمثل المسافة بين النقاط المتكررة الزمن أو عمق النسيج وتمثل شدة النقاط قوة الأصداء.

إذا كان أحد مصادر الصدى بنية متحركة، سوف تتحرك عندئذ نقاط صدى الضوء من تلك البنية للأمام والخلف أيضاً. إذا تم جعل النقاط تتحرك مع مسح إلكتروني، من أسفل إلى أعلى الشاشة عند معدل سرعة مُختار سابقاً، فسوف ترسم النقاط شكل الحركة للبنية المتحركة. إن الإظهار معروف بالإظهار بالنمط–M. إذا تم تعريض فيلم فوتوغرافي باستمرار لدورة مسح واحدة من هذا الإظهار فسوف تنتج صورة مركبة، مُؤمنةً تمثيلاً لشكل موجة

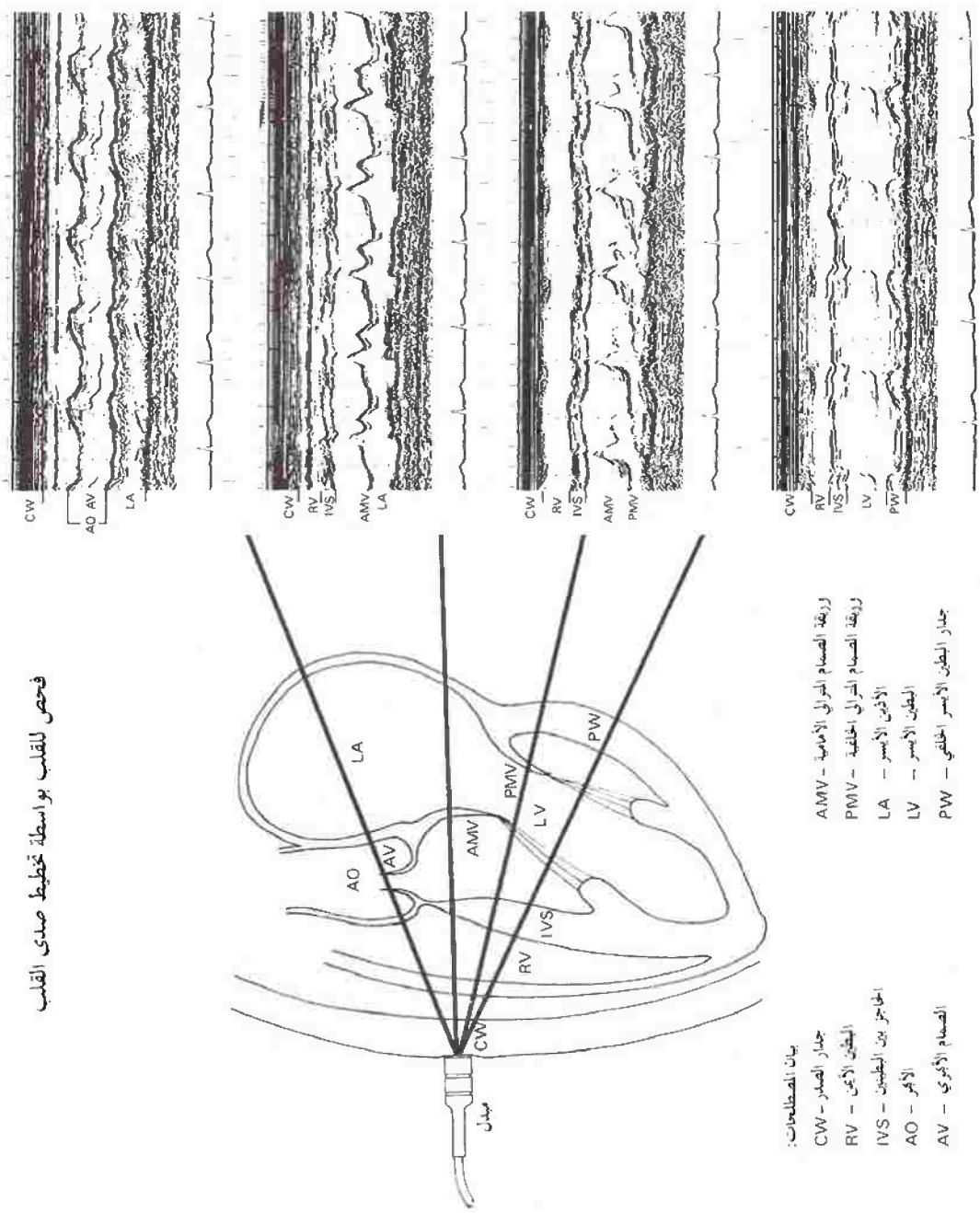
الشكل المتحرك للبنية المتحركة (الشكل رقم ٢٣,١٣). تُستخدم بالتناوب طابعات فيديوية حرارية لتسجيل مخطط صدى القلب.

يبين الشكل رقم (٢٣,١٤) المخطط الصندوقي لجهاز تخطيط صدى القلب. إن عدة مجموعات من الدارات تكون مشتركة مع جهاز قياس الصدى العام، ماعدا إضافة دارة المسح البطيء ونظام التسجيل.

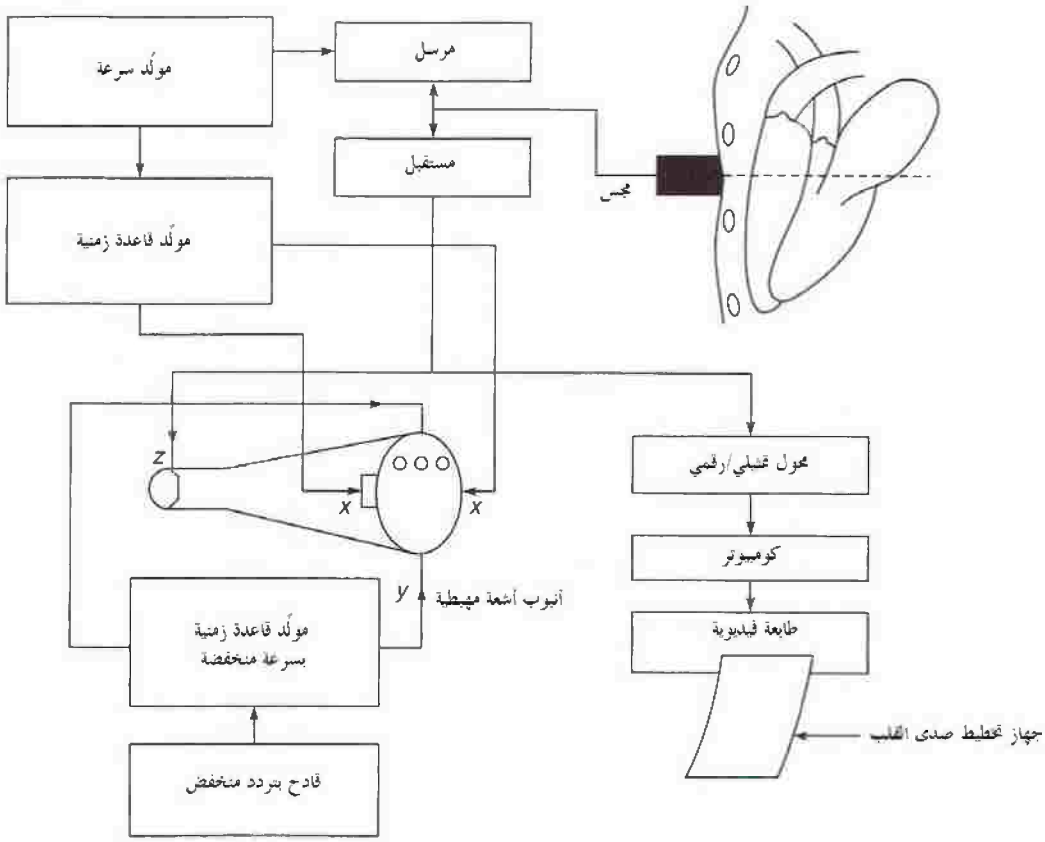
نظراً لظهور تخطيط صدى القلب ثنائي الأبعاد، فإنه يتم تسجيل الفحوصات فوق الصوتية بشكل أساسي وتخزينها على الشريط الفيديوي. إن هذا الوسط غير غالٍ ومتوفر بسهولة ومن الممكن تسجيل مئات الدورات القلبية ومرضى متعددين على شريط فيديوي مدته ساعتين. من ناحية ثانية، تنشأ عدة مشاكل بسبب الشريط الفيديوي عندما يُستخدم لتسجيل مخطط صدى القلب. المشكلة الرئيسية هي أن تقنية الشريط الفيديوي تحد من توفر إعادة مشاهدة مخططات صدى القلب بسرعة. لذلك فإن تخطيط صدى القلب الرقمي، الذي يشمل تسجيل وإظهار وتخزين مخطط صدى القلب رقمياً، حل بشكل كبير محل إجراء التسجيل بالشريط الفيديوي. يمكن أيضاً القيام بالقياسات والتفسيرات بشكل أكثر ملاءمةً من خلال استخدام تقنيات رقمية لتسجيل معلومات التصوير والتلاعب بها.



الشكل رقم (٢٣,١٢). مبدأ إظهار الحركة بالزمن (نمط -M).



الشكل رقم (٢٣,١٣). إظهار نموذجي بالنمط–M من تراكيب متعددة للقلب باتجاهات مختلفة للمجس.



الشكل رقم (٢٣,١٤). مخطط صندوقي لدارة جهاز تخطيط صدى القلب.

يتم من أجل تخطيط صدى القلب وضع المبدل بين الضلعين الثالث والرابع على جدار الصدر الخارجي حيثما لا توجد رئة بين الجلد والقلب. يتم توجيه حزمة فوق صوتية بشدة منخفضة من هذا المجس باتجاه منطقة القلب والحصول على إشارات الصدى. يتم التلاعب بموقع المجس للحصول على أصداء من المناطق ذات الاهتمام في القلب.

يعتمد تخطيط صدى القلب بالدوبلر النبضي (Baker et al, 1976) على التحسس لسرعة تدفق الدم وذلك بعكس تخطيط صدى القلب بالنمط-M المبني على أساس الخصائص التشريحية (البُعْدِيه) للقلب.

تُستخدم التقنية كَمُساعِدة لتخطيط صدى القلب بالنمط-M التقليدي كما تُتَمِّم أو تُعَزِّز المعلومات المتكررة التي يتم الحصول عليها من الفحص بدوبلر النبضي إجراءات النمط-M. تؤمن نتائج البحث بدوبلر النبضي في عدة حالات معلومات تشخيصية مفيدة بينما من الممكن أن تكون نتائج البحث بالنمط-M عادية تقريباً أو إيحائِيَّة.

يعمل النظام على مبدأ الأمواج فوق الصوتية المُنعكسة ويتحسس لسرعة التدفق ضمن حجم صغير، ٢×٤ ميليمتر على شكل دمعة ساقطة، يُشار إليه بحجم العينة. إن حجم العينة قابل للاختيار خصوصاً ضمن القلب والأوعية الكبيرة بواسطة إعداد التحكم بالعمق وهي خاضعة لمجموعة متنوعة من مكونات سرعة تدفق الدم؛ صفائحي ومضطرب ومكونات حركية مثل حركة الجدار وحركة الصمام. يتم عزل هذه المكونات بواسطة مرشحات مناسبة في نظام الدارات الكهربائية وكل منها يملك خصائصاً نَّغَمِيّة - صوتية وأشكالاً طيفية.

إن العدد المتزايد للفحوصات الروتينية وإمكانية استخلاص بيانات كمية أكثر من مخطط صدى القلب استوجب تطوير نظام كمبيوتر للتحليل نصف الآلي لمخططات صدى القلب بالنمط-M. يهدف البرنامج الروتيني عموماً إلى القياسات التي يمكن أن تُقسم إلى ثلاث مجموعات هي: (١) أبعاد البطين؛ (٢) أبعاد الشريان الأبهر والأذين الأيسر؛ و(٣) قياسات الصمام المترالي. وتكون كل مجموعة من القياسات مسبوقة بمعايرة بحيث يكون استخدام التسجيلات المختلفة لقياس التراكيب من كل مجموعة ممكناً.

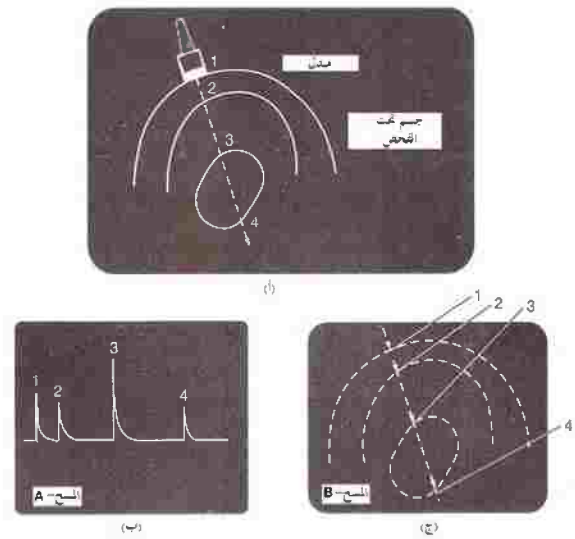
(٢٣,٧) الماسح -B
B-Scanner

من الواضح أن الإظهار بالمجال-A صعب جداً للتفسير عند وجود أصداء متعددة بوقت واحد وغالباً ما يتم ضياع معلومات كامنة مفيدة. يمكن اعتبار الإظهار التصويري كوسيلة لتقديم متزامن لمعلومات الصدى بالإضافة إلى المعلومات حول موقع المجس واتجاه انتشار الصوت. يتم تحقيق هذا في إظهار المسح بالنمط-B الذي ينتج عن تعديل السطوع بالمطال للأصداء التي تم الحصول عليها من مواقع واتجاهات متعددة للمجس لإنتاج صورة مقطع عرضي للجسم مُدمجة مع إظهار التخزين من عمليات المسح الفردية.

يمثل الشكل رقم (٢٣,١٥) الفرق بين المسح-A والمسح-B. إن الشكل رقم (٢٣,١٥) (أ) هو جسم افتراضي مع مجس موضوع على سطحه. وقد تم وضع المجس بطريقة يُرسل فيها حزمة بشكل مائل إلى الداخل. تصادف الحزمة ثلاثة سطوح تماس أثناء انتقالها.

يتألف تمثيل المسح بالنمط-A لهذه البنية من قمم عمودية (٢ و٣ و٤) تُستقبل كأصداء عند بلورة الاستقبال كاستجابة للنبضة المُرسلة (١). تظهر نفس البنية في المسح بالنمط-B كنقاط ضوئية يرتبط موقعها بسطح التماس الذي يصدر الصدى ضمن الجسم.

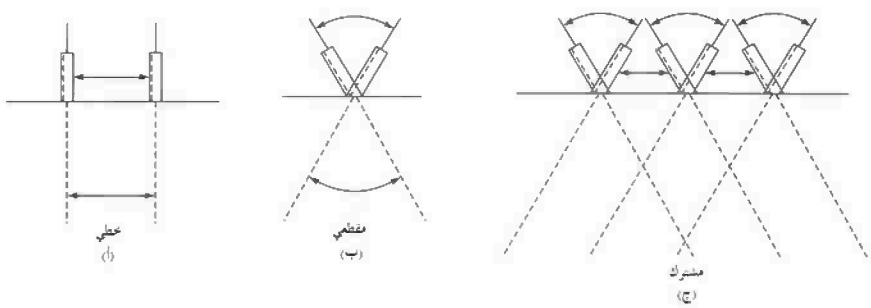
بقصد تسجيل صور مقاطع عرضية للتراكيب الداخلية يتم تركيب المجس فوق الصوتي على ماسح ميكانيكي يسمح بالحركة باتجاهين ويربط اتجاه وموقع القاعدة الزمنية بالمجال-B على الـ CRT مع تلك من الحزمة فوق الصوتية ضمن المريض.



الشكل رقم (٢٣,١٥). الاختلاف بين إظهار المسح بالنمط–A وإظهار المسح بالنمط–B.

(٢٣,٧,١) أنواع المسح Types of Scans

تُستخدم ثلاثة أنواع من ترتيبات المسح لبناء صور مقاطع عرضية باستخدام الأمواج فوق الصوتية. وهي موضحة في الشكل رقم(٢٣,١٦). إن المسح الأكثر استخداماً على وجه العموم من أجل الدراسات البطنية هو المسح الخطي (الشكل رقم ٢٣,١٦ (أ)). إن المسح الخطي هو عندما يبقى المبدل فوق الصوتي موازياً لسطح الجسم الذي يتم فحصه والحزمة الصوتية عمودية على حركة المبدل. يتم فقط تغيير موقع المبدل ولكن زاوية الحزمة تبقى ثابتة. إن المسح الأكثر استخداماً على وجه العموم في تخطيط صدى القلب هو المسح المقطعي (الشكل رقم ٢٣,١٦ (ب)). يتم إجراء المسح من خلال تأرجح المبدل حول نقطة ثابتة وهكذا تغطي الحزمة الصوتية المقطع. إن المسح المركب (الشكل رقم ٢٣,١٦ (ج)) هو مجرد إتحاد من المسح الخطي والمسح المقطعي.



الشكل رقم (٢٣,١٦). أنواع ترتيب المسح. (أ) مسح خطي. (ب) مسح مقطعي. (ج) مسح مركب.

(٢٣,٧,٢) تجهيزات التصوير لماسح النمط B— B-Scanner Imaging Instrumentation

إن تجهيزات التصوير بالأمواج فوق الصوتية الحديثة معقدة تماماً، مع مُصَنِّعين مختلفين يستخدمون تقنيات معالجة إشارة مختلفة في أجهزتهم ويقدمون أنواعاً مختلفة من الإظهارات. من ناحية ثانية، تحتوي جميع أنظمة الأمواج فوق الصوتية على نفس الدارات الصندوقية بالبناء الأساسي، يعني: المرسل والمستقبل والذاكرة والإظهار. إن دارات المرسل والمستقبل المُستخدمة في أنظمة التصوير مشابهة لتلك التي تم شرحها في نظام صدى النبضة الأساسي. من ناحية ثانية، في حالة أنظمة التصوير، يتم تقديم خرج المضخم الفيديوي إلى الذاكرة لتحويل المسح وبالتالي إظهاره على المونيتور التلفزيوني.

إن المسح–B مبني على أساس المعلومات الأساسية المتوفرة بواسطة الأصداء في نمط المسح–A التي تُستخدم لتعديل شدة الحزمة الإلكترونية لـ CRT بدلاً من أن تحرفها عمودياً. ومن أجل الحصول على صورة مقطع عرضي ثنائية الأبعاد (المسح–B) من الضروري معرفة موقع المبدل واتجاهه. لهذا الغرض يتم ربط المبدل إما إلى ذراع مُتَمَفْصِل يسمح بالمسح فوق المقطع وإما إلى قنطرة مستقيمة الخطوط تُنتج مسحاً خطياً. يتم تحريك المبدل يدوياً على الجسم لمسح المنطقة ذات الاهتمام. يُربط المبدل بواسطة عمود ترميز و حساسات موقع إلى مولد الإحداثيات بحيث يترابط منشأ الأصداء من تراكيب مختلفة في الجسم مع المسح CRT.

يعطي المسح–B للأجسام الساكنة صوراً ثنائية الأبعاد تسمح بتقدير الحجم والشكل وموقع التراكيب المفحوصة. ومن ناحية ثانية إذا كان الجسم يتحرك فإن جودة الصورة ستنخفض ودرجة الانخفاض متناسبة مع مجال وسرعة الحركة. لذلك تم تطوير ماسحات بالزمن الحقيقي تعمل بسرعة لدراسة التراكيب الساكنة والديناميكية معاً في الجسم البشري.

(٢٣,٨) أنظمة التصوير فوق الصوتية بالزمن الحقيقي
Real-Time Ultrasonic Imaging Systems

إن أحد العوامل الجدية المُحَدِدَة في المسح–B هو طول الزمن المُستغرق لإتمام المسح. ينتج عن هذا عدم وضوح وتشويه الصورة بسبب حركة العضو بالإضافة إلى أنها مُضجرة للعامل. إن التخلص من التشويشات الصنعية بسبب الحركة مهم في المسح–B التقليدي ولكنه حرج إذا كان المطلوب جعل المناطق المتحركة بسرعة مثل حجرات القلب مرئية. لقد تم تطوير تقنيات المسح السريع لتحقيق هذه الاحتياجات.

يتضمن الأسلوب المُستخدم حركة فيزيائية سريعة لمبدل وحيد. بديلاً عن ذلك من الممكن استخدام طرق إلكترونية تستعمل مصفوفات من المبدلات التي يمكن قدحها بالتعاقب أو في مجموعات. يسمح التلاعب الإلكتروني في هذه الأنظمة بأن تُمسح الحزمة بسرعة خلال المنطقة ذات الاهتمام. أخيراً، تم أيضاً تقديم أجهزة فيها مصفوفة

من المبدلات مُتحدة مع حركة مُمَكنَنة. تُدعى هذه الأجهزة بالماسحات بالزمن الحقيقي على الرغم من وجود تأخير زمني قابل للإهمال بين دخل البيانات وخرج البيانات المُعالجة في مثل هذه الأنظمة.

إن الخاصية المهمة جداً لتخطيط الصدى هي زمن إعادة بناء الصورة القصير من حوالي ٢٠ إلى ١٠٠ ميلي ثانية، مما يسمح بالمسح بالزمن الحقيقي ومراقبة العمليات في أعضاء الجسم. وهكذا فإن التخطيط بالأمواج فوق الصوتية يكون مناسباً جداً للفحوصات التفاعلية السريعة كثيرة العدد حتى لمناطق الأعضاء الكبيرة و إظهار العمليات الديناميكية مثل أمراض القلب. إن عمليات مسح المقاطع بالأمواج فوق الصوتية، بالمقارنة مع الـ CT والـ MR، خالية بشكل كبير من الضبابية الحركية أو من التشويشات الصنعية بسبب الحركة (هيرتن، ١٩٩٤م) (Haerten, 1994). من ناحية أخرى فإن صور الأمواج فوق الصوتية هي عمليات مسح مقاطع فقط، وليست عمليات مسح لكامل الجسم.

لذلك تملك الأنظمة بالزمن الحقيقي المزايا التالية:

- إمكانية دراسة البنية في الحركة - وهذا مهم للتراكيب القلبية و الجنينية.
- يمكن أثناء المراقبة اختيار مستوي المسح بسهولة لأن صورة الصدى تظهر فورياً على شاشة الإظهار.

(٢٣,٨,١) متطلبات أنظمة التصوير فوق الصوتية بالزمن الحقيقي

Requirements of Real Time Ultrasonic Imaging Systems

إن المتطلبات الأساسية لنظام التصوير فوق الصوتي هي: دقة التمييز العالية والمجال الطويل وحقل الرؤية الملائم ومعدل الإطار العالي بقدر كاف وقابلية الكشف العالية. من ناحية ثانية فإن دقة التمييز العالية أو قدرة النظام على تمييز أبعاد حيزية دقيقة هي متطلب الأداء الأساسي. إن دقة تمييز من ١-٣ ميليمتر في الأبعاد الحيزية الثلاثة كلها هي شيء مرغوب فيه لعدد من الدراسات التشخيصية مثل الكشف المبكر عن الأورام أو حالات باثولوجية أخرى. تُحدد عادةً دقة تمييز العمق (دقة التمييز على طول المحور) بواسطة عرض نبضة المبدل والترشيح اللاحق. إن زمن انتشار الرحلة الدائرية عبر مسافة مقدارها ٢ ميليمتر هو ٢,٦٧ مايكرو ثانية. وهكذا سوف تؤمن عروض النبضات في هذا المجال دقة التمييز المطلوبة بالعمق. إن دقة التمييز الجانبية (دقة التمييز على طول قطر الحزمة المتعامد مع المحور) هي سائدة من خلال اعتبارات الانحراف.

يتغير مجال العمق المطلوب بشكل ملحوظ من أجل دراسات تشريحية مختلفة. على سبيل المثال، فإن مجالاً من ٢٥-٣٠ سنتمتر هو شيء مرغوب فيه للدراسات البطنية و التوليدية. ومن أجل الدراسات القلبية فإن المسافة من جدار الصدر إلى جدار القلب الخلفي هي ١٥ سنتمتر أو أكثر. إن مجال العمق هو من ٣-١٠ سنتمتر في الأعضاء السطحية مثل الصدر والغدة الدرقية والشريان السُّباتي والفخذي وفي دراسات الرُضَّع. ويحتاج كل من مجالات العمق هذه إلى اعتبارات مختلفة مهمة بما يتعلق بامتصاص النسيج وبالانعكاس البقعي وبالتغيرات الصغيرة في الممانعات الصوتية للنسيج. إن المستقبلات ذوات الحساسية العالية وذات المجال الديناميكي الواسع وترددات الإثارة المنخفضة والطاقات المنقولة العالية تساعد بشكل عام على توسيع المجال. إن التركيز ضروري عادةً لتحقيق دقة تمييز جيدة عند أعماق أكبر.

ينبغي أن يكون حقل الرؤية كبيراً كفاية لإظهار المنطقة تحت الفحص بالكامل ولتأمين رؤية منظورية مفيدة للعضو ذو الاهتمام. عند مشاهدة تراكيب سطحية صغيرة مثل الغدة الدرقية، فإن حقلاً بحدود ٥ سنتمتر × ٥ سنتمتر يمكن أن يحقق المنطقة المطلوبة. إن عمليات المسح المقطعي مفضلة على عمليات المسح بخطوط مستقيمة وذلك من أجل التصوير القلبي لأنه يجب مشاهدة بنية كبيرة من خلال نافذة صغيرة. إن زاوية مقدارها ٦٠ درجة كافيةً لمشاهدة معظم القلب بوقت واحد. ينبغي أن تكون المنطقة التي تتم مشاهدتها ١٠٠ سنتمتر مربع على الأقل في الدراسات البطنية على الرغم من أن حقل الرؤية هو موضوع مُلائَمَة من قبل العامل. عند استخدام عمليات المسح المقطعي يصبح من الصعب مشاهدة التراكيب القريبة جداً من السطح؛ لأنها تقع في رأس المقطع. لذلك يتم استخدام مصفوفات ثنائية الأبعاد للدراسات البطنية.

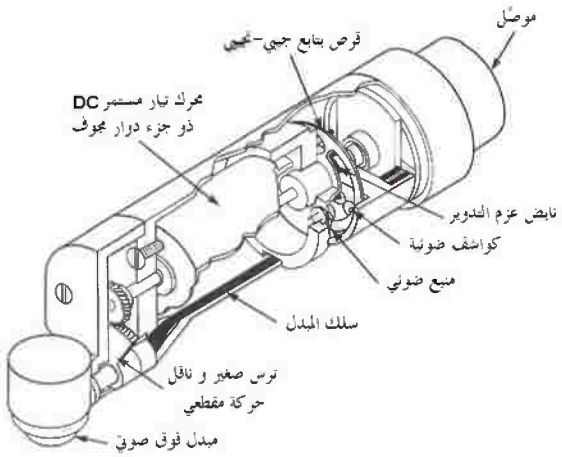
ينبغي أن يكون معدّل الإطار (المعدل الذي يتم عنده إعادة الصورة) في أنظمة التصوير بالزمن الحقيقي سريعاً كفاية ليميز الحركات المهمة وللحصول على الصورة بدون تشويه غير مرغوب فيه. يتم تحقيق معظم هذه المتطلبات بمعدل إطار حوالي ٣٠ إطار /الثانية. وهذا يرضي أيضاً متطلبات الإظهار الخالِ من الرجفان كما إنه متوافق مع الأشكال التلفزيونية المعيارية. ومن أجل بعض الدراسات الخاصة غالباً ما يتم طلب معدلات إطارات أكبر من أجل نمط اقتباس البيانات. بعدئذ سيتم تخزين هذه الإطارات ويُعاد تشغيلها عند حوالي ٣٠ إطار/الثانية لتأمين عرض حركة بطيء.

إن قابلية الكشف هي قدرة نظام التصوير على أن يكون فعالاً بالتقاط وبمعالجة وبإظهار المجال الديناميكي العريض جداً للإشارات التي من الممكن أن تساعد بدورها بكشف الصورة أو الآفة أو بنية أو عملية أخرى غير طبيعية. تظهر قابلية كشف النظام الضعيفة بنقص الدقة أو جودة الصورة التي تكون غالباً ظاهرة في الإظهارات المرئية للصور فوق الصوتية.

(٢٣,٨,٢) الماسح المقطعي الميكانيكي Mechanical Sector Scanner

يمثل المسح الميكانيكي بمبدل وحيد تقنية منخفضة التكلفة لتوسيع الأداء لنظام ممسوح يدوياً لتحقيق حقول رؤية ثنائية الأبعاد بالزمن الحقيقي. في الواقع، إن بساطة الماسح المقطعي الميكانيكي بالزمن الحقيقي تجعل منه جهازاً جذاباً للتطبيقات الطبية. لقد تم استخدام أشكال مختلفة من المسح الميكانيكي المُقاد بمحرك بمبدل وحيد لتحقيق التصوير ثنائي الأبعاد بالزمن الحقيقي للقلب والبطن والعين.

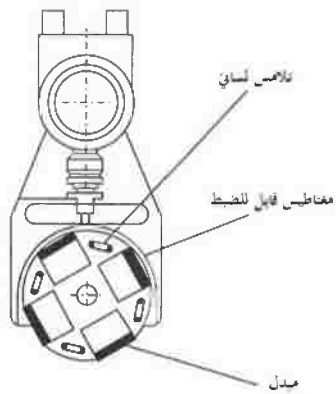
طور Schutte et al, 1976 نظام مسح مقطعي الشكل رقم (٢٣,١٧) يستخدم مبدل فوق صوتي وحيد (٢,٢٥ ميغا هرتز) من خلال زاوية قابلة للبرمجة من صفر إلى ٢٥ درجة. إن معدّل المسح المقطعي متغير من صفر إلى ٤٠ عملية مسح لكل ثانية ويتم تحقيق خطية المسح بواسطة برمجة إلكترونية لموقع المبدل ليتوافق مع خطية المسح لشكل موجة مثلثي.



الشكل رقم (٢٣,١٧). تفاصيل الماسح الميكانيكي بمبدل وحيد. عن (after Schuette et al, 1976).

تتم قيادة المبدل في الماسح بواسطة محرك تحكم DC ذو أداء عالي وقصور ذاتي منخفض. يتضمن هذا المحرك حافظة ذات جزء دوار مجوف تنتج قصوراً ذاتياً منخفضاً ومحارضة منخفضة معاً والتي هي صفات أساسية للبدء والتوقف السريع وليتبع بدقة إشارات السيرفو السريعة. يُحدد الموقع الزاوي للمبدل كهروضوئياً من قرص بتابع جيبي- تجيبي مركب على الجهة الخلفية لعمود المحرك. وهكذا يتضمن النظام عدة ميزات لمصفوفة ممسوحة إلكترونياً ذات فتحة صغيرة، في حين يبقى متوافقاً مع معظم أجهزة تخطيط صدى القلب أحادية البعد.

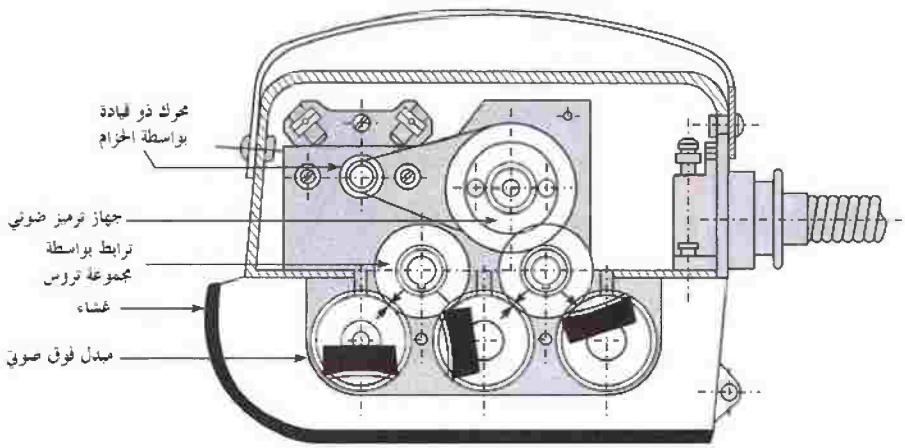
لقد بنى Holm et al, 1975 ماسحاً ميكانيكياً مؤلف من دولاب دوار (الشكل رقم ٢٣,١٨) يُركَّب عليه أربعة مبدلات ٢ ميغا هرتز غير مُركزَّة و متطابقة وذات قطر ٢ سنتمتر. تُوضع المبدلات بشكل نصف قطري بفواصل ٩٠ درجة وواجهاتها على محيط الدولاب.



الشكل رقم (٢٣,١٨). بنية الماسح من نوع المبدل الدوار. عن (after Holm et al, 1975).

تتم قيادة الدولاب بواسطة كبل بودن (Bowden) وسلسلة من خلال محرك متزامن. يمكن أن يُستخدم الماسح الدوار ممسوكاً باليد أو مُركب على ذراع مسح تقليدي. من خلال ٤ دورات/الثانية لدولاب المبدل يُعرض ١٦ إطار/الثانية بحيث تُنتج صورة مقطعية ٥٠ درجة في الزمن الحقيقي. ومع كل مبدل يمسح خلال ٩٠ درجة في ١/١٦ ثانية، فإن مقطع الـ ٥٠ درجة الممسوح أثناء توليد الـ ٦٩,٤ نبضة سوف يعطي ٦٠ خط في كل إطار أو ١,٣٨ خط/الدرجة.

يمكن الحصول على مسح شبه منحرف بمساحة كبيرة بواسطة تراكب عدة عمليات مسح مقطعية. ويتم تحقيق هذا بواسطة تداخل ماسح بالزمن الحقيقي وماسح مركب. يبين الشكل رقم (٢٣,١٩) منظر مقطعي لمُطَّبق مسح شبه منحرف. وفيه تدور ثلاث مجسات منفردة مُركَزَّة في مسار متوسط قصير. يغطي كل مجس مقطعاً مقداره ٦٠ درجة أو ١١٠ درجة. يتم تشكيل غشاء الترابط عند الجهة اليسارية للمُطَّبق بطريقة تُمَكِّن أيضاً من أخذ مشاهد طولانية تحت الضلع.

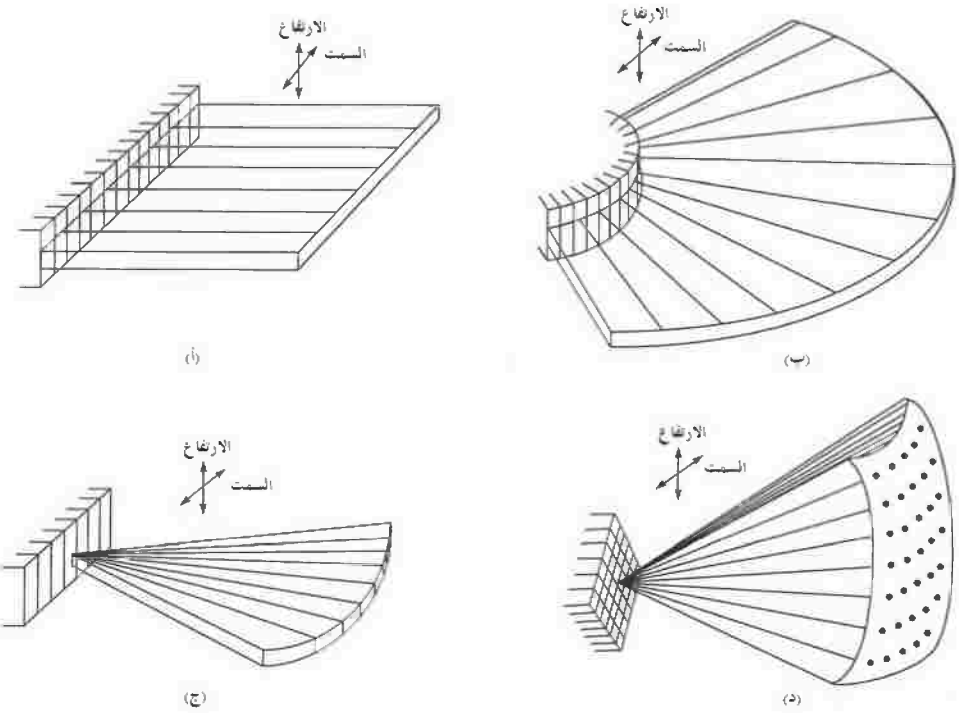


الشكل رقم (٢٣,١٩). ثلاثة مبدلات مركبة على ثلاثة دواليب منفصلة من أجل حقل رؤية كبير.

(٢٣,٩) الماسحات بالمصفوفة الخطية متعددة العناصر

Multi-Element Linear Array Scanners

إن المبدلات ذات المصفوفة متوفرة بترتيبات عناصر مختلفة. يُحَدِّد ترتيبها شكل مستوى المسح. فمن أجل صورة ثنائية البعد يكون مستوى المسح هو البُعد السمتي في حين يكون البُعد الرأسي عمودياً على مستوى المسح السمتي. يبين الشكل رقم (٢٣,٢٠) شكل المنطقة الممسوحة لترتيبات متعددة لعناصر المصفوفة.



الشكل رقم (٢٣,٢٠). ترتيبات مختلفة في الماسحات ذات المصفوفة متعددة العناصر. (أ) مصفوفة المتتالية الخطية. (ب) الـ. صفوفة الخطـ. ـة المنحنية. (ج) مصفوفة إزاحة طورية خطية. (د) مصفوفة إزاحة طورية.

مصفوفات المتتالية الخطية: تمسح المصفوفة الخطية المتتالية منطقة مستطيلة كما هو مُبين في الشكل رقم (٢٣,٢٠) (أ). يتم توجيه خطوط المسح بشكل عمودي على وجه المبدل. وتكون الحزمة مُرَكَّزة ولكنها غير موَجَّهه. تتوفر المبدلات ذات المصفوفة الخطية بـ ٥١٢ عنصر في الماسحات فوق الصوتية المتوفرة حالياً. بشكل عام يتم اختيار حتى ١٢٨ عنصر في كل مرة للتشغيل. وكما هو واضح من المخطط فإن حقل الرؤية بترتيب المصفوفة الخطية محدود على المنطقة المستطيلة في مقدمة المبدل مباشرةً.

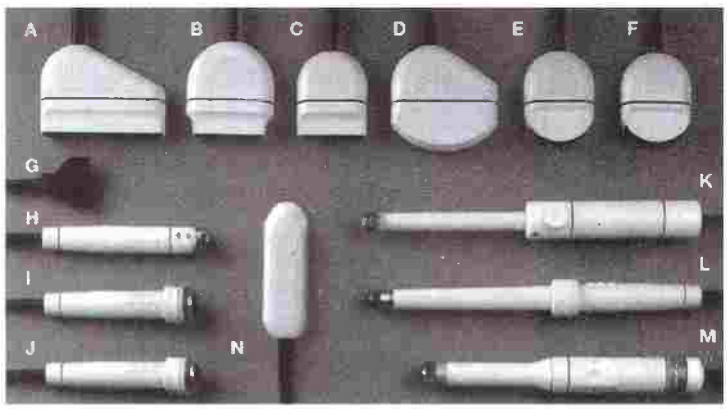
المصفوفات الخطية المنحنية: تمسح المصفوفة الخطية المنحنية كما هو مُبين في الشكل رقم (٢٣,٢٠) (ب) حقل رؤية أوسع بسبب الترتيب المحدب لعناصر المصفوفة. تعمل المصفوفات الخطية المنحنية أو المحدبة بنفس طريقة المصفوفات الخطية ولذلك، حتى في هذه الحالة، يتم توجيه خطوط المسح بشكل عمودي على وجه المبدل.

مصفوفة الإزاحة الطورية الخطية: إن ترتيب العناصر مشابه لمصفوفات المتتالية الخطية ولكن الماسح يقود الحزمة فوق الصوتية خلال منطقة مقطعية الشكل في المستوي السمتي. وهذا مُبين في الشكل رقم (٢٣,٢٠) (ج). تتضمن أنظمة مصفوفات الإزاحة الطورية الخطية الحالية حتى ١٢٨ عنصر وتُستخدم جميع العناصر لإرسال واستقبال كل خط من البيانات. يملك هذا الترتيب ميزة وهي أن المنطقة الممسوحة أعرض بكثير من سطح المبدل،

وبذلك تجعله مناسب للمسح خلال نوافذ صوتية مُحَدَّدة مثل حالة التصوير القلبي حيث يجب أن ينظر المبدل من خلال نافذة صغيرة ليتجنب إعاقة الأضلاع و الرئتين.

مصفوفة الإزاحة الطورية ثنائية الأبعاد: تحتوي مصفوفة الإزاحة الطورية ثنائية الأبعاد على عناصر في المستوي السمتي والرأسي معاً. ولذلك تستطيع المصفوفات ثنائية الأبعاد تركيز وتوجيه الحزمة فوق الصوتية في كلا البعدين لتنتج بذلك صورة حجمية كما هو مُبين في الشكل رقم (٢٣,٢٠) (د).

يبين الشكل رقم (٢٣,٢١) الشكل الفيزيائي لأنواع مختلفة من المجسات فوق الصوتية.



الشكل رقم (٢٣,٢١). أنواع مختلفة للمجسات فوق الصوتية المستخدمة للمسح بالزمن الحقيقي.

ا سات:

A مجس بمصفوفة خطية ٣,٥ و ٥/٣,٥ ميغا هرتز، ١٢ سنتمتر

B مجس بمصفوفة خطية٥/٥,٧ ميغا هرتز، ٧,٤ سنتمتر

C مجس بمصفوفة خطية ٧,٥ ميغا هرتز، ٦ سنتمتر

D مجس بمصفوفة منحنية ٥/٣,٥ ميغا هرتز، R75

E مجس بمصفوفة منحنية ٣,٥ و ٥/٣,٥ ميغا هرتز، R40

F مجس بمصفوفة منحنية٥ ميغا هرتز، R40

G مجس بمصفوفة خطية ٧,٥ ميغا هرتز، ٤ سنتمتر

H مجس مقطعي متعدد الزوايا ٧,٥/٥ ميغا هرتز

I مجس مقطعي بمصفوفة حلقية ٣,٥ ميغا هرتز

J مجس مقطعي بمصفوفة حلقية ٥ ميغا هرتز

K مجس شرجي متعدد المستويات٥/٧,٥ ميغا هرتز

L مجس مهبلي ٧,٥/٥ ميغا هرتز

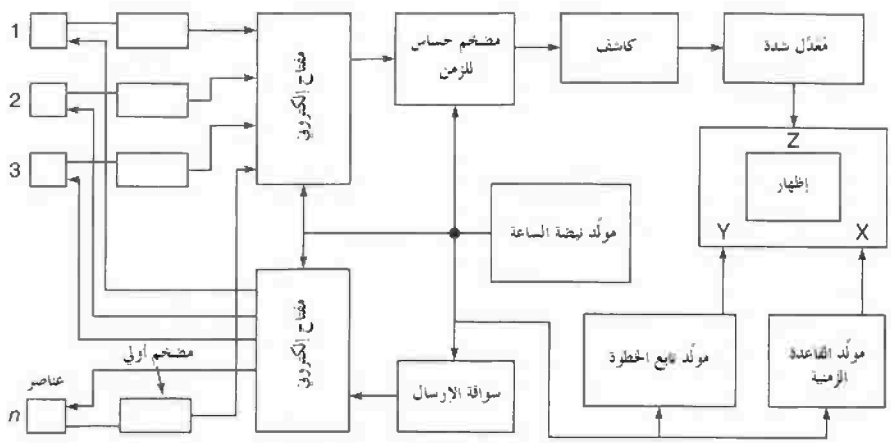
M مجس مهبلي متعدد المستويات ٧,٥/٥ ميغا هرتز

N مجس بمصفوفة منحنية ٧,٥/٥ ميغا هرتز، R17

(٢٣,٩,١) الماسحات ذات المصفوفة الخطية Linear Array Scanners

تم وصف الماسحات ذات المصفوفة الخطية من قِبَل Bom et al, 1973 ويمكن أن تُلَخَّص على أنها استخدام بتعاقب سريع لعدد من العناصر الفردية المتوازية مع الإظهار لكل عنصر في نمط السطوع (النمط-B) عند نفس اللحظة تقريباً. يتضمن المبدل المُستخدم ٢٠ عنصراً موضوعة على مصفوفة خطية ٨ سنتمتر. يقيس كل عنصر ٤×١٠ ميليمتر والمنطقة الفعالة للمبدل هي ٨٠×١٠ ميليمتر. يتم تصميم اختراق العمق من أجل ١٦ سنتمتر ولذلك فإن المقطع العرضي الذي تتم تغطيته يقيس حوالي ٨×١٦ سنتمتر.

تُرسِل العناصر نبضة صوتية قصيرة بالتتابع إلى النسيج. يتم إظهار الأصداء العائدة على طول المحور الأفقي على الـ CRT بينما يتطابق الموقع العمودي لكل خط مع موقع العنصر الخصوصي. يُعطي الشكل رقم (٢٣,٢٢) مخططاً صندوقياً للمكونات الأساسية للجهاز. ففي الإرسال تُغذَّى دفقة (burst) نبرات صوتية من التردد الرنان للبلورة من خلال مفتاح إلكتروني إلى عنصر البلورة الوحيد.



الشكل رقم (٢٣,٢٢). مبدأ نظام المسح متعدد العناصر. مخطط صندوقي يبين المكونات الرئيسية في نظام معالجة وإظهار إشارة متعدد العناصر.

يولِّد العنصر نبضة صوتية قصيرة. تُضخَّم إشارات الصدى الواصلة إلى هذا العنصر عندما يكون في نمط الاستقبال بواسطة مضخم أولي عريض الحزمة وتُغذَّى من خلال مفتاح إلى جزء المعالجة بالجهاز. تُعاد هذه الدورة فيما بعد لجميع العناصر. تُستخدم دارة تعويض ربح بالزمن لتعويض تضعيف الأمواج فوق الصوتية من خلال الانتشار الكروي والامتصاص في النسيج. ويمكن أن يتم إظهار الصورة على أيٍ من الأجهزة القياسية.

إن فعل المسح في المبدلات ذوات المصفوفة الخطية متعددة العناصر مبني على أساس تدريج الحزمة الإلكترونية. من ناحية ثانية يتم زيادة عدد الخطوط لكل مسح باستخدام مجموعة من العناصر كمبدل مُرَكَّب. من الممكن أن يُدَرَّج هذا المبدل المُرَكَّب تصاعدياً، على طول المصفوفة بخطوات مساوية إلى عرض العناصر الضيقة، من

خلال إسقاط العنصر الأخير من المجموعة وإضافة عنصر جديد إلى مقدمة المجموعة. يُنتِجُ هذا حزمة مُحددة الساحة بشكل جيد ومعقول لتتحرك خلال سلسلة من المواقع المتراكبة على طول المصفوفة. تحتوي تطبيقات المصفوفة الخطية المتوفرة حالياً على عدد كبير من العناصر يتراوح من ٦٤ إلى ٤٢٠ عنصراً. تُفَعَّل هذه العناصر عادة بمجموعات مؤلفة من ٨ عناصر مع تدريج حزمة متصاعد بالتتابع.

تم وصف مبدأ المصفوفة الخطية بتدريج الحزمة من قِبَل Zuriniski and Haerten, 1978. تحتوي مُطَّبِقات المصفوفة على مصفوفة خطية مؤلفة من ٥٤ عنصراً مبدلاً. تُشَغَّل مجموعة أولية مُختارة مسبقاً لإرسال نبضة فوق صوتية وتستقبل الأصداء العائدة. تشكل هذه خط واحد من الصورة ثنائية الأبعاد على المونيتور.

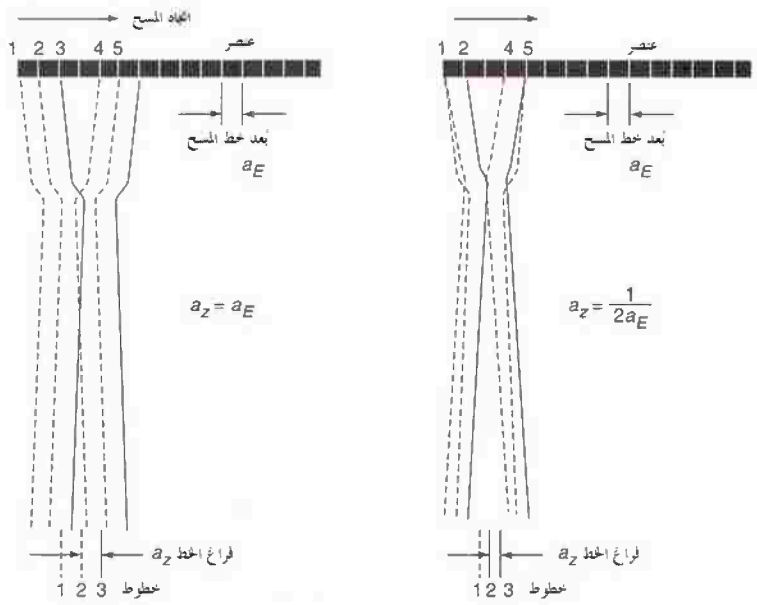
ومن خلال تشغيل عنصر من المجموعة المُختارة في إحدى الجهات يُزاح خط الصورة بمقدار نصف عرض أحد العناصر. في الخطوة التالية يُزاح خط الصورة ثانية بمقدار النصف الآخر لعرض العنصر من خلال إطفاء العنصر في الجهة الأخرى من المجموعة. بهذه الطريقة يتم بناء صورة تتألف من ١٠١ خط. يمكن أن يُحَدَّد موقع دقة التمييز (المحرق) الجانبية الأمثل في مجالات عمق مختلفة بواسطة اختيار عرض المجموعة، هذا يعني، عدد العناصر لكل مجموعة. يتم مضاعفة محتوى المعلومات بواسطة هذا النظام بالمقارنة مع التقنيات التقليدية.

ويتم تحقيق ذلك بواسطة نوع خاص من تبديل المجموعة المُدرَّج ولا يشمل هذا تشابك الخطوط والتسجيل المتعدد. تُحَرَّك مجموعة العناصر عادةً باتجاه المسح بطريقة يتم فيها إطفاء العنصر الأول من المجموعة وفي نفس الوقت تشغيل عنصر جديد من الجهة الأخرى (الشكل رقم ٢٣,٢٣). يتطابق الفراغ بين عمليات المسح المفردة مع فراغ العنصر (فراغ خطوط المسح).

إن العملية هي كالآتي: أولاً، يتم اختيار مجموعة مؤلفة من m عنصر (m=2, 3, 4). وهذه المجموعة ترسل وتستقبل بانسجام. يتم بعدئذ تشغيل عنصر إضافي بدون إطفاء عنصر آخر بنفس الوقت. تمتلك هذه المجموعة m+1 عنصر. يُزاح المحور المركزي للمجموعة الثانية (m+1) باتجاه المسح بمقدار نصف فراغ خط المسح فيما يتعلق بالمجموعة الأولى (m). يتم إطفاء العنصر الأول بعد دورة إرسال استقبال جديدة. تملك المجموعة الثالثة من جديد m عنصر ويُزاح محورها المركزي أيضاً إلى الأمام بمقدار نصف فراغ خط المسح. ومن أجل المجموعة الرابعة يُشَغَّل عنصر جديد ... الخ. يتم تسجيل متتالية الخطوط فوق الصوتية بكل تأكيد بالتناوب بعرضين لمجموعتين مختلفتين وحقلين صوتيين مختلفين شرط ألاَّ يتلف هذا المعلومات. يبين الشكل رقم (٢٣,٢٤) جهاز تقليدي مبني على أساس هذا المبدأ.

تُستخدم خطوط تأخير لتأمين موقع الحزمة المطلوب وللتشكيل في مبدلات ذات مصفوفة. لتحقيق هذه المتطلبات يجب أن تملك خطوط التأخير عرض حزمة كاف للحفاظ على طيف النبضة (٢ ميغا هرتز) ومجالاً ديناميكياً كبيراً (ليس أقل من ٤٠ ديسبل)؛ وضياع إدخال مسموح به ومجال كاف (حتى ١٠ مايكرو ثانية) مثلاً، من أجل انحراف مقداره ٤٥ درجة في مصفوفة انحراف ذات حزمة عريضة مقدارها ٢ سنتمتر. تشتمل طرق تأمين التأخيرات المُتحكم بها إلكترونياً على: (١) خطوط تأخير ثابتة مُتكَتِلَة مع عناصر سعوية مُتحكم بها بالجهد و(٢)

خطوط تأخير تبادلية حيثما يُحدد التأخير بواسطة تردد الساعة و(٣) خطوط تأخير ثابتة، إما موصولة وإما متحدة على التسلسل بواسطة تحويل إلكتروني و(٤) خطوط تأخير جهاز الشحنة المزدوجة (CCD).

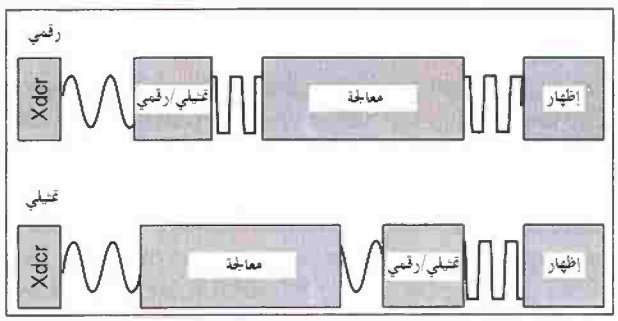


الشكل رقم (٢٣,٢٣). تبديل ا موعات لاختيار المسافة المحرقية في نظام م . مسح متع . مدد العناصـ . ر. ع . ن (Redrawn after Zurinski and Haerten, 1978).

الشكل رقم (٢٣,٢٤). ماسح فوق صوتي في الاستخدام.

إن التجهيزات المرافقة للمسح بالزمن الحقيقي بمصفوفة خطية بسيطة إلى حد ما من حيث المبدأ حيث تم تطوير موديلات صغيرة ومستقلة ذاتياً وممسوكة باليد وتعمل على البطاريات. يحتوي هذا النوع من التجهيزات بوضوح على تطبيق محتمل هام في العيادة، ولكن الصعوبات مطروحة من خلال تحديد الـ CRT كجهاز إظهار في الأجهزة المحمولة حيث تحد دقة التمييز المحدودة في الوقت الحاضر من استخدامه.

مع التطورات السريعة في التقنية تستخدم أنظمة التصوير فوق الصوتية بشكل متزايد التقنيات الرقمية لتشكيل الحزمة والتحكم التي تؤمن جودة صورة أفضل من الأنظمة التمثيلية. يبين الشكل رقم (٢٣,٢٥) مخطط بسيط يوضح الفرق بين الأنظمة فوق الصوتية الرقمية و التمثيلية. ففي حالة الأنظمة الرقمية تُحول الإشارة التمثيلية المستقبلة التي تأتي من المبدل إلى رقمية فوراً. وتُجرى جميع التلاعبات ومعالجات الصورة في المجال الرقمي. أما في حالة النظام التمثيلي فيتم القيام بعملية التحويل إلى رقمي بعد إجراء مقدار كبير من المعالجة. إن أكثر البارامترات أهمية في معالجة الصورة فوق الصوتية هو تشكيل الحزمة التي تؤمن التركيز للحزمة فوق الصوتية.



الشكل رقم (٢٣,٢٥). الاختلاف بين الأنظمة فوق الصوتية التمثيلية والرقمية.

تُركَّز الحزمة وتُوجَّه في المبدل ذو البلورات متعددة العناصر من خلال إثارة كل عنصر عند زمن مختلف حيث أن الموجة فوق الصوتية الناتجة القادمة من كل بلورة ستصل إلى النقطة المحرقية المطلوبة بوقت واحد. وتقوم خطوط التأخير المُدمَجة عادةً بذلك. من الواضح أنه يمكن أن تسمح التأخيرات الزمنية الرقمية بدقة أكبر بكثير في تشكيل الحزمة فوق الصوتية ولا تحتاج إلى المُعايرة المتكررة المُترافقة لمُشَكِّلات الحزم التمثيلية. ويسمح مُشَكِّل الحزمة الرقمي أيضاً بمرونة كبيرة للنظام في إعادة برمجة حجم وشكل واتجاه وشدة الحزمة.

بالرغم من تأثُّر دقة التمييز فوق الصوتية بعوامل متعددة، فإن لتردد التصوير التأثير المباشر الأكبر. تتحسن دقة التمييز فوق الصوتية بتناسب مباشر مع التردد المُستخدم. ففي نظامٍ تردده من ٥–١٠ ميغا هرتز نموذجي تقيس خلية دقة التمييز ٠,٣٥×٠,٧ ميليمتر تقريباً. والنتيجة هي أن بنية تشريحية أصغر من ١ ميليمتر ستكون على الأرجح ضائعة.

يُحَدَّد تردد التصوير الأعظمي عموماً بواسطة سرعة محول النظام من تمثيلي- إلى- رقمي (A/D). تستخدم الأنظمة التقليدية محولات A/D تعمل عند تردد ٢٠ ميغا هرتز تقريباً. وهذا يُحَدُّ من تردد التصوير الأعظمي إلى ١٠ ميغا هرتز بحسب نظرية نيكوست (Nyquist) لأخذ العينات. علاوةً على ذلك، عندما تزداد ترددات التصوير، يصبح تصميم وتصنيع المبدل أصعب بشكل متزايد. إضافة إلى ذلك يتناقص اختراق الأمواج فوق الصوتية في الجسم عندما يزداد تردد التصوير.

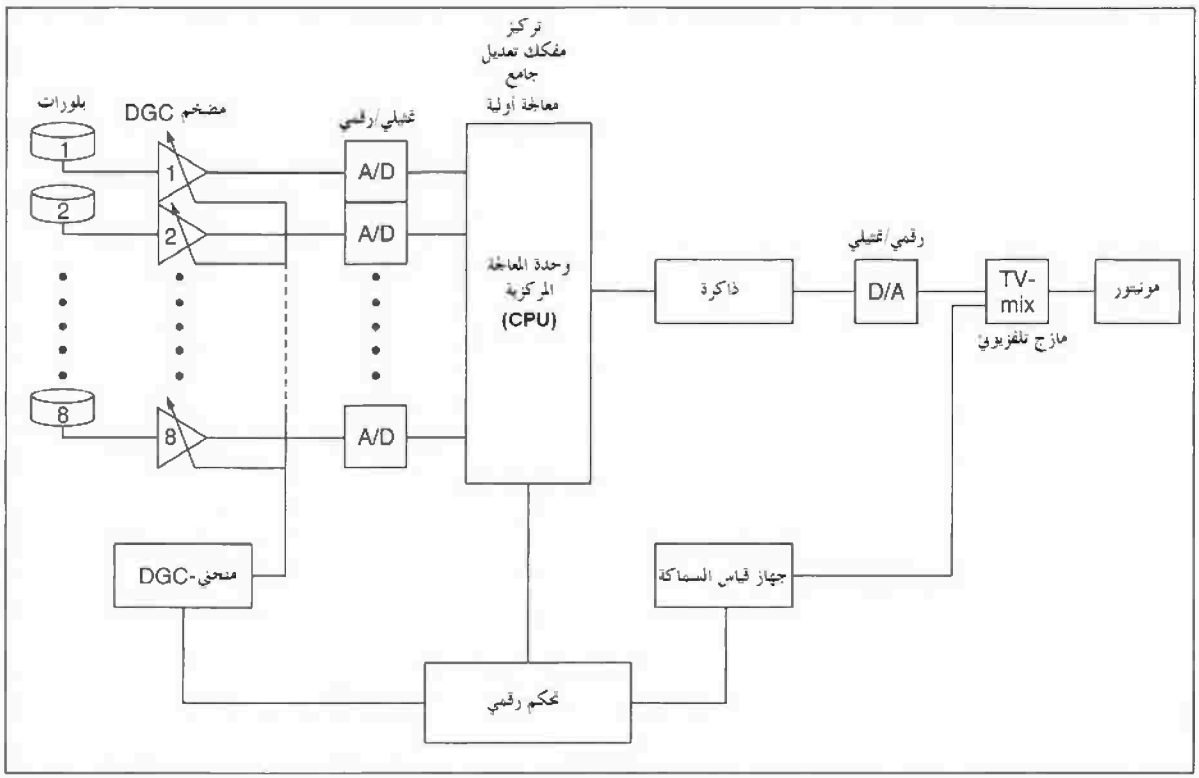
لقد مَكَّنَت التقدمات الحديثة في المبدل فوق الصوتي والإلكترونيات من توسيع التردد فوق الصوتي للتصوير إلى ما بعد المجال ٥-١٠ ميغا هرتز التقليدي. رفع المحول A/D ذو التردد ٤٠ ميغا هرتز عالي السرعة تردد نيكوست Nyquist جاعلاً التصوير بتردد ٢٠ ميغا هرتز ممكناً وذلك لتحقيق دقة تمييز حيزية بدقة تصل إلى ٧٠ ميكرون. تقدم GE Medical مبدلاً خطياً يؤمن تردد تصوير مقداره ١٢ ميغا هرتز. وقد تم بواسطة هذا النظام مشاهدة أجسام أصغر من ٢٠٠ ميكرون (مايكرو متر) فاتحاً عصراً من التصوير الميكروني. وقد أظهرت هذه الأنظمة دقة تمييز تباين محورية وجانبية مشابهة لتلك من التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI). ويجد تصوير الصدر على الأرجح فوائد رئيسية لتحقيق رؤية أوضح للبنية الداخلية لآفات الصدر.

يتم في مثل هذه الأنظمة (الشكل رقم ٢٣,٢٦) تضخيم كل واحدة من القنوات الثمانية المُختارة في المصفوفة بواسطة مُضخمها الخاص و تحويلها إلى رقمية. يملك المحول A/D المُستخدم معدّل تحويل مقداره ١٠ نانو ثانية. يتم فيما بعد تأخير إشارات القنوات الثمانية كلها وجمعها في كمبيوتر عالي السرعة يُنَفِّذ الحسابات بالزمن الحقيقي. بسبب تردد المبدل الأعظمي المساوي ٧ ميغا هرتز وتشغيل القنوات الثمانية تحدث ترددات ساعة تصل حتى ٥٦ ميغا هرتز. تُنَفَّذ مثل هذه العمليات السريعة بواسطة أجهزة ECL (منطق الباعث المُترابط) أكثر منه بواسطة أجهزة الـ TTL (منطق ترانزستور- ترانزستور).

تجد الماسحات ذات المصفوفة الخطية على الأغلب تطبيقات لها في المناطق التي تتطلب حقل رؤية عريض مثل المسح التوليدي والفحص والتوجيه السريع بأعداد كبيرة. من ناحية أخرى صُممَت الماسحات المقطعية الميكانيكية بالزمن الحقيقي بشكل خاص للتصوير البطني من أجل مسح أعضاء مثل المرارة و البنكرياس والطحال بالإضافة إلى المناطق الصعبة الوصول للكبد والكلية ومن أجل تراكيب مثل تلك الموجودة تحت الأضلاع أو عميقة في الحوض. تدمج أنظمة التصوير فوق الصوتية الحديثة في بعض الأحيان هذه التقنيات معاً في وحدة واحدة بهدف تحسين استخدامها وتوفير في التكلفة باستخدام إظهار مشترك لأنماط التشغيل معاً.

زادت المبدلات ذوات المصفوفة الخطية تعدد جوانب الاستعمال أكثر من المبدلات الميكانيكية. لا يشمل المسح الإلكتروني أجزاءً متحركة ويمكن أن يتم تغيير النقطة المحرقية بشكل ديناميكي إلى أي موقع في مستوي المسح. إن النظام قادر على توليد مجموعة متنوعة واسعة من أشكال المسح. تتضمن سيئات المصفوفات الخطية التعقيد الزائد

والتكلفة العالية للمبدلات. ومن أجل صور فوق صوتية ذات جودة عالية فإن عدة عناصر مصفوفة متطابقة تكون مطلوبة. إن عناصر المصفوفة بشكل نموذجي هي أقل من ١ ميليمتر من حيث السماكة وكل عنصر يحتاج إلى وصل منفصل مع المُرسل والمُستقبل الخاص به.

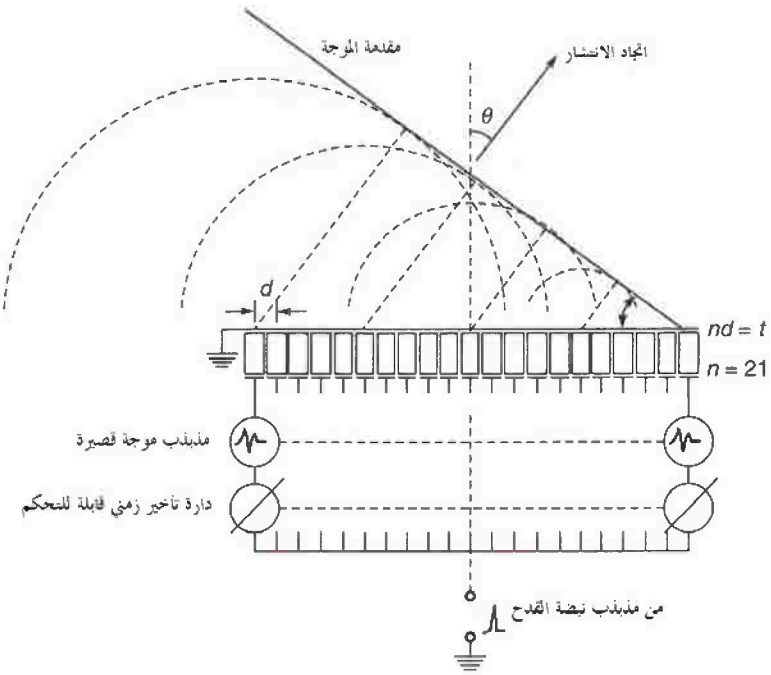


الشكل رقم (٢٣,٢٦). مبدأ الماسح المبني على أساس كمبيوتر بالزمن الحقيقي. عن (Courtesy: Siemens).

(٢٣,٩,٢) نظام مصفوفة الإزاحة الطورية Phased Array System

يبين الشكل رقم (٢٣,٢٧) تقنية مسح مقطعية إلكترونية تستخدم مبدلاً بمصفوفة متعددة العناصر. يُوصل كل عنصر إلى مولد ذبذبات مستقل خاص به يُمكن أن يُقدح عند اللحظة المناسبة. إن قدح مولدات الذبذبات المحلية بالتتابع بفواصل زمنية متساوية سوف يجعل جبهات الأمواج الفردية تبني جبهة موجة مسطحة ناشئة تعتمد زاويتها على هذه الفواصل الزمنية. فإذا كانت التأخيرات الزمنية لجبهات الأمواج d sin θ/c (حيث c هي السرعة فوق الصوتية وd هي المسافة الداخلية بين العناصر) بالنسبة إلى العنصر المرجعي، فسوف يكون عندئذ لاتجاه الحزمة الرئيسية زاوية θ بالنسبة إلى الخط العمودي. عندما تكون تلك الفواصل الزمنية مساوية للصفر فهذا يعني أن كل

العناصر تُثار في وقت واحد والنتيجة تكون مطابقة إلى تلك من المبدل التقليدي. تُستخدم دارات تأخير نبضة متغيرة إلكترونياً من أجل تأخير نبضة القدح التي تسمح بتغيير اتجاه الحزمة بسرعة كبيرة.



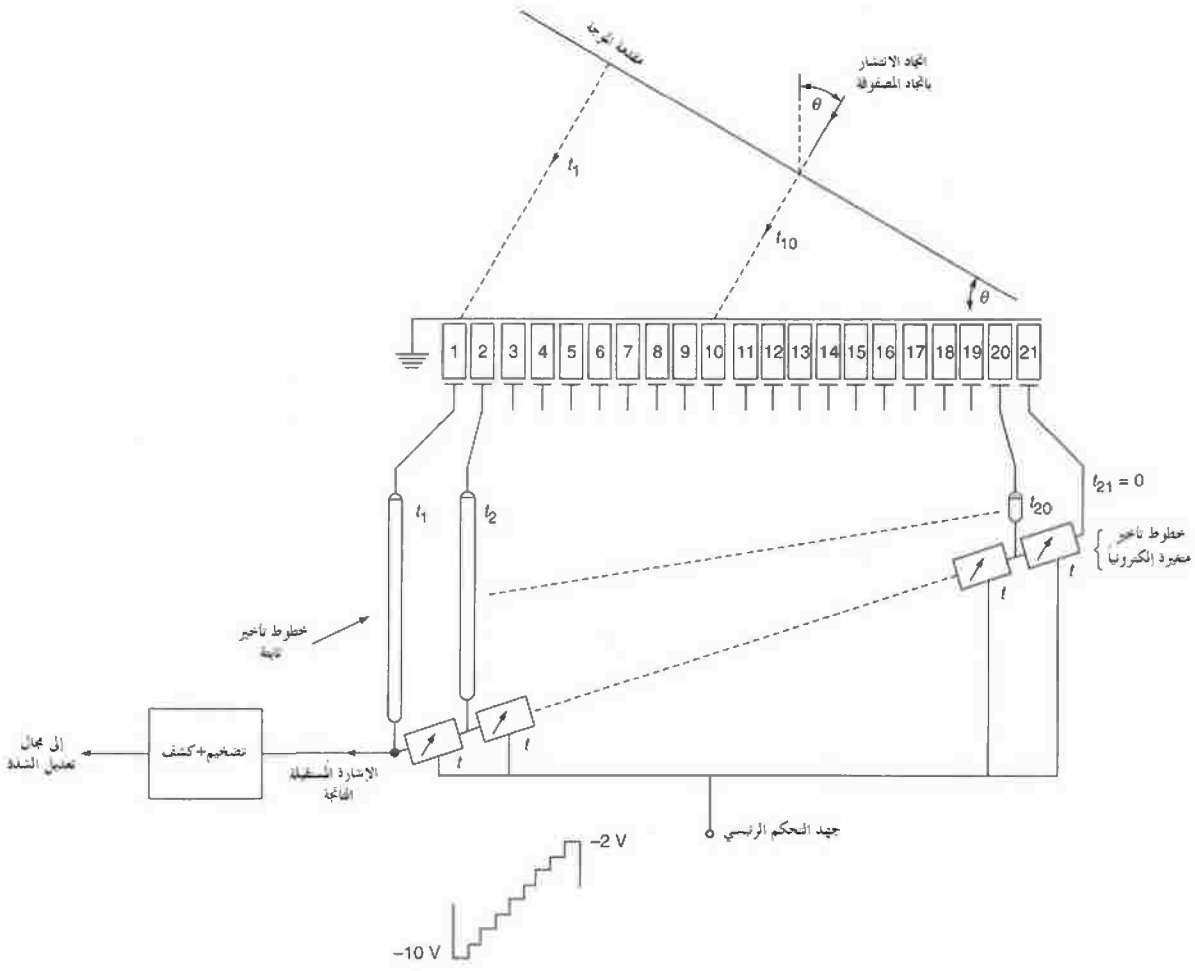
الشكل رقم (٢٣,٢٧). شكل الحزمة في نظام مصفوفة الإزاحة الطورية.

عند استخدام معدل إعادة نبضة يساوي ١٠٠٠ نبضة في الثانية فإنه يمكن أن يتم مسح مقطع ٣٠ مرة في الثانية عندما يُستخدم ٣٢ اتجاه مختلف. يُستخدم في الواقع وفي أغلب الأحيان ١٢٨ خط و هذا يعني أن كل خط على الشاشة يُعاد حوالي ٨ مرات في الثانية. وباستخدام هذه التقنية يمكن الحصول على مقطع ذو ٩٠ درجة بسهولة.

من الضروري أيضاً جعل استقبال الأصداء اتِّجاهِيّةً من أجل دقة تمييز جانبية مُثلى. يبين الشكل رقم (٢٣,٢٨) مبدأ تشكيل حزمة مُستَقبَلة ذات اتجاه اعتباطي باستخدام نظام خطوط تأخير ثابتة ومتغيرة إلكترونياً يعوض الاختلافات في زمن وصول جبهة الموجة التي تصطدم بالعناصر التالية من كل اتجاه.

يتحكم نفس جهد التحكم باتجاه الإرسال وباتجاه الاستقبال معاً بقصد أن يكون حساساً دائماً بشكل أعظمي في الاتجاه الذي يتم فيه إرسال النبضات. يتحكم جهد التحكم أيضاً باتجاه الخط على شاشة الـ CRT. إن تقنيات التصوير بالزمن الحقيقي بالماسحات فوق الصوتية ذات مصفوفة الإزاحة الطورية مُستخدمة بشكل واسع في الماسحات التجارية.

إن الماسحات ذات مصفوفة الإزاحة الطورية مفيدة خصوصاً للمسح المقطعي فوق الصوتي القلبي. يُستخدم عموماً مبدل يقيس ١,٢ سنتمتر × ١,٣سنتمتر (٢,٢٥ ميغا هرتز) أو ١,٢ سنتمتر × ٠,٨ سنتمتر (٣,٥ ميغا هرتز). وهكذا يكون المبدل صغير كفاية للتلاعب فيه بسهولة بواسطة اليد والحزمة صغيرة كفاية عند وجه المبدل ليتم توجيهه من خلال الفراغات بين الأضلاع في أي اتجاه مرغوب. إنه يعطي زاوية مقطع مقدارها ٨٤ درجة ويُنتج ٦٤ خيالاً رمادياً لجميع الإظهارات المقطعية. تسمح تحكمات التدريج الرمادي بالتشديد على اختيار مجالات مطالات الصدى. على سبيل المثال، من الممكن إظهار تراكيب مثل فتحات الصمام أثناء دراسات التضيق المترالي أو الأبهري بشكل أفضل.



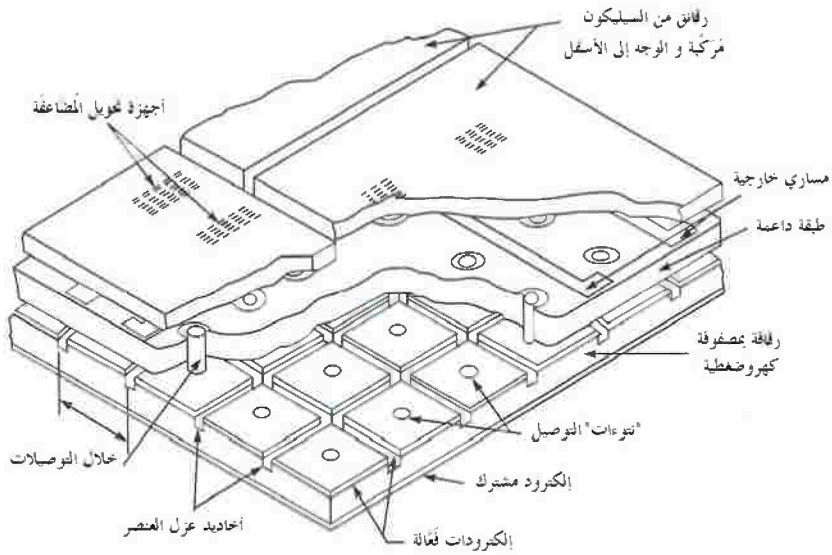
الشكل رقم (٢٣,٢٨). مبدأ تشكيل الحزمة المُستقبلة في نظام ذو مصفوفة إزاحة طورية.

(٢٣,٩,٣) أنظمة المصفوفة المكانية Area Array Systems

من أجل تحقيق دقة تمييز حيزية عالية في كل مكان من حقل الرؤية الحجمي تم تطوير مصفوفات مكانية ثنائية الأبعاد للمبدلات. يمكن في هذا النظام تركيز صورة من أي مكان ضمن الجسم على مصفوفة إرسال- استقبال ثنائية الأبعاد لمبدلات كهروضغطية بواسطة عدسات صوتية.

تتألف المصفوفة المكانية ثنائية الأبعاد (الشكل رقم ٢٣,٢٩) من مصفوفة ١٦ × ١٦ بعناصر مبدل قياس ٢,٢٥×٢,٢٥ ميليمتر. يُستخدم موديول من مصفوفات ١٦×١٦ لتشكيل مصفوفة عناصر من ٣٢×٣٢. يمكن أن تكون ترددات العمل ٢,٢٥ أو ٣,٥ ميغا هرتز. إن كل عنصر في المصفوفة يعمل بالتسلسل الزمني في نمط صدى- النبضة كمرسل ومُستقبل معاً للطاقة فوق الصوتية. إن توصيل العناصر الفردية ضمن هذه المصفوفة ممكناً من خلال نظام عنونة x-y مؤلفاً من صف وعمود من خطوط الوصل البينية ومفاتيح متعددة من النوع (DMOST) (ترانزستور نصف ناقل بأكسيد معدن مُنْتَشِر مُزْدَوِج) مشتركة بالموقع مع كل عنصر مبدل.

إن تطبيق إشارات العنونة على خط تحكم-x وحيد و خط تحكم-y وحيد يوصل المُرسل والمُستقبل إلى واحد و فقط إلى عنصر مبدل واحد. إن العناصر الكهروضغطية والمفاتيح المتعددة مصنوعة في شكلٍ متكامل. تُؤمن العدسات الصوتية دقة تمييز جانبية عالية وعمق كبير للتركيز وشكل مسح مقطعي يتطلب فتحة جسم صغرى.



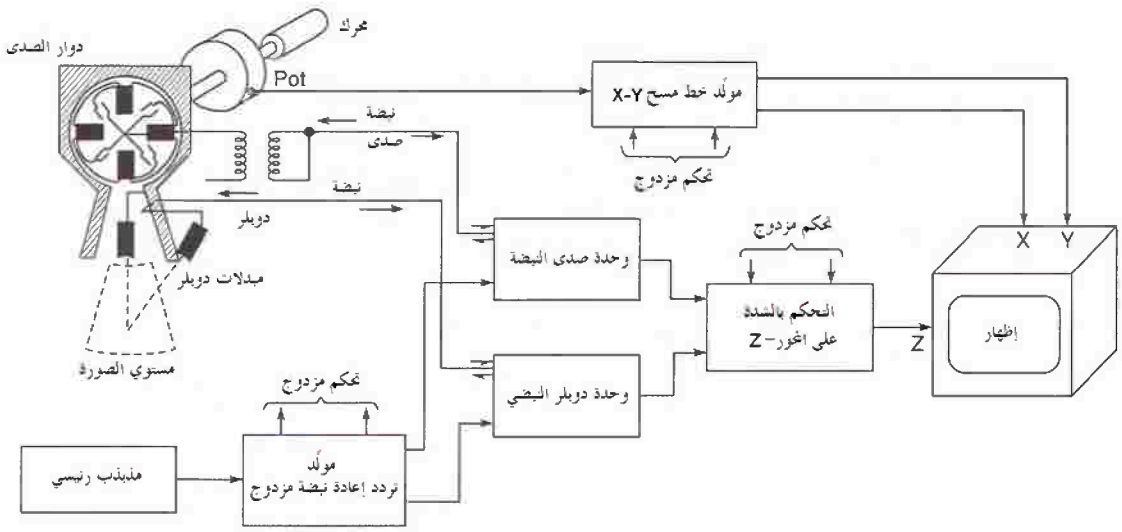
الشكل رقم (٢٣,٢٩). بنية مصفوفة فوق صوتية ثنائية الأبعاد باستخدام تقنية الدارة المتكاملة. عن (after Meindl, 1976).

يسمح المبدل ذو المصفوفة المكانية بعمليات في أنماط مختلفة (Meindl, 1976). يمكن مسح أي صف أو عمود كامل من العناصر باستخدام إما تعديل الشدة (المسح-B) أو تعديل انحراف الحزمة (المسح-A المتعدد) لإنتاج إظهارات مقطعية عرضية. يؤمن التحويل الإلكتروني من صف- إلى- صف أو عمود- إلى- عمود عند معدل بطيء المقدرة على إظهار هدف ثلاثي الأبعاد بشكل مباشر في كل مكان من حجم هرمي ما. يمكن التحكم بمجال معدل الإطار للنظام للحصول على تصوير جسم عميق بالزمن الحقيقي. وهكذا فإن القياسات الديناميكية الدقيقة لأحجام حجرات القلب ملائمة تماماً في هذا النظام. من ناحية ثانية تشتمل المصفوفة المكانية على نظام دارت كهربائية معقد إلى حد ما وذلك بخصوص عدد المُرسلات والمستقبلات وخطوط التأخير ودارات أخرى ... الخ.

(٢٣,٩,٤) الماسح المزدوج Duplex Scanner

لقد وُجِدَ أن المسح بدوبلر الصدى المزدوج مفيداً للقياس غير الجراحي المباشر للتدفق الشرياني المحيطي وهندسة النسيج. تُستخدم هنا صورة الصدى لتعيين موضع الشريان ولتحديد موقع الجدران. تُستخدم بعدئذ صورة الصدى كدليل لتخطيط حقل التدفق بواسطة الدوبلر. إن اندماج الصدى المنفصل ومبدلات الدوبلر في ماسح مزدوج ينتج عنه صور بدقة تمييز عالية ؛ بسبب الحقيقة أنه يمكن أن تتم محاذاة حزمة مبدل الصدى بشكل عمودي على جدار الشريان، بينما يكون مجس الجريان عند زاوية مناسبة لكشف إزاحة دوبلر.

يبين الشكل رقم (٢٣,٣٠) المكونات الرئيسية للماسح المزدوج (Barbaro and Macellavi, 1978). يتضمن هذا الماسح بشكل أساسي على رأس المسح ووحدة صدى النبضة ووحدة دوبلر- النبضة ووحدة التحكم المزدوجة والإظهار.



الشكل رقم (٢٣,٣٠). مخطط صندوقي لماسح مزدوج. عن (after Barber et al, 1974).

دوار الصدى: يتم إنجاز تصوير صدى النبضة من خلال تدوير المبدل بحيث تمسح حزمته مستوي الصورة. يتألف الجزء الدوار من أربعة مبدلات متطابقة ولكن عند أي وقت من الأوقات يُستخدم فقط المبدل الموضوع في اتجاه مستوى الصورة.

يتم اختيار المبدل المناسب آلياً بواسطة مغناطيس خارجي ومفاتيح لسانية مبينة في مخطط الجزء الدوار. ويُوصَل المبدل المناسب من خلال مفتاحه إلى محول دوراني ومنه إلى وحدة صدى النبضة. يُقاد الجزء الدوار بواسطة محرك تيار مستمر (DC) ويتم قياس موقع الجزء الدوار بمقياس جهد جيبي- تجيبي دقيق. لذلك فإن تشغيل النظام يكون في معظم الأحيان مستقل عن سرعة المحرك.

تملك مبدلات الصدى عنصر خزفي- ضغطي تردده ٥ ميغا هرتز وقطره ١ ميليمتر. يتم تركيز كل عنصر بواسطة عدسة إيبوكسي ذات طول محرقي بحدود ٥ سنتمتر.

مبدل دوبلر: يوجد مبدلين دوبلر، قابلين للاختيار بواسطة مفتاح انزلاق مُركَّب على جدار الغلاف. عندما يكون المفتاح في الموقع المُبين يتم وصل دوبلر- النبضة إلى المبدل الذي تكون حزمته مُحتواة ضمن مستوى الصورة، ويتم تثبيته عند زاوية مقدارها ٣٧,٥ درجة بالنسبة للخط العمودي.

إن المبدل الآخر ليس في مستوى الصورة وهو مُبين في إسقاط على المخطط. تتقاطع حزمته مع مستوى الصورة بنقطة وحيدة عند زاوية مقدارها ٣٧,٥ درجة بالنسبة للمستوى. يكون هذا المبدل مفيداً عندما يرغب أحدٌ ما بإظهار شريان بمقطع عرضي في الحالة التي يمكن أن يكون فيها التدفق عمودياً على مستوى الصورة وانزياح دوبلر المُقاس بمبدل الدوبلر الآخر يمكن أن يكون مساوياً للصفر نظرياً.

تتضمن وحدة صدى- النبضة مولد نبض ترانزستوري مغمور ومضخم حزمة واسعة مقدارها ٥ ميغا هرتز مع ربح مُعَوَّض بالزمن وكاشف فيديوي. وتشتغل وحدة دوبلر- النبضة أيضاً عند تردد ٥ ميغا هرتز. إن الخرج الذاهب إلى التحكم بالشدة على المحور-Z هو بشكلٍ عام نبضة مأخوذة من مولد بوابة المجال.

يُطفئ النظام مولد ذبذبات رئيسي تردده ٥ ميغا هرتز. إن دور الصدى هو الزمن بين كل نبضة من قطار نبضات الـ PRF للصدى و هو ١٠٠ مايكرو ثانية.إن دور دوبلر هو ٦٠ مايكرو ثانية، والزمن يكون أقصر؛ لأن مبدل دوبلر موضوع بالقرب من سطح الجلد. تتحكم هذه الأدوار وإشارات منطقية أخرى بالصدى وبوحدات دوبلر وبنظام دارات الإظهار.

يتحد مقياس الجهد الدوار ومولد الجبهة الصاعدة وإشارات التحكم المزدوجة لتوليد إشارات x-y للصدى وللدوبلر معاً. تُكَمَّم شدة الإظهار إلى أربعة خيالات رمادية منفصلة. وتُحَوَّل إشارة الصدى الفيديوية إلى مجموعة من الإشارات الثنائية المتوازية التي يُعاد توحيدها مع معلومات مجال دوبلر المحدد بواسطة التحكم المزدوج. تُحَسِّن تقنية التكميم بالزمن الحقيقي هذه دقة التمييز الظاهرية لصورة النمط-B بشكل كبير.

إن أنظمة الماسحات المزدوجة الحديثة تكون مبنية على أساس كمبيوتر صغري يؤمن دوبلر نبضي بتردد مزدوج مع تصوير ثنائي الأبعاد و النمط-A والنمط-M بتدريج رمادي. يعمل دوبلر ذو التردد المزدوج عند تردد مقداره ٣ ميغا هرتز من أجل الدراسات البطنية ودراسات أمراض القلب للبالغين وعند ٥ ميغا هرتز من أجل المرض الوعائي المحيطي ومن أجل دراسات التدفق عند الأطفال وفي الشريان السُّباتي.

إن القدرة على وصف تدفق الدم في مستوى مقطعي عرضي في وقت واحد يمكن أن يُحَسِّن وبشكل كبير فهم فيزيولوجيا تدفق الدم في القلب الطبيعي والمريض، تماماً كما وَسَّعَ تخطيط صدى القلب وبشكل كبير مقدرتنا على فهم العلاقات التشريحية الحيزية للتراكيب ضمن القلب.

أصبحت الأجهزة في السنوات الحالية متوفرة تجارياً وهي تسمح حَرْفِيّاً للمرء برؤية تدفق الدم خلال القلب بالإضافة إلى تخطيط صدى القلب. تستخدم التقنية أسلوب المؤشر ذو الهدف المتحرك لكشف الانعكاسات من خلايا الدم عندما تتحرك خلال المقطع العرضي الممسوح. يتم إظهار اتجاه التدفق بواسطة الألوان حيث يكون أحد الألوان لإظهار التدفق باتجاه المبدلات وآخر لإظهار التدفق مبتعداً عن المبدل. تُقدَّر سرعة التدفق من الإظهار بواسطة السطوع لإظهار اللون.

(٢٣,٩,٥) التصوير الوعائي Intravascular Imaging

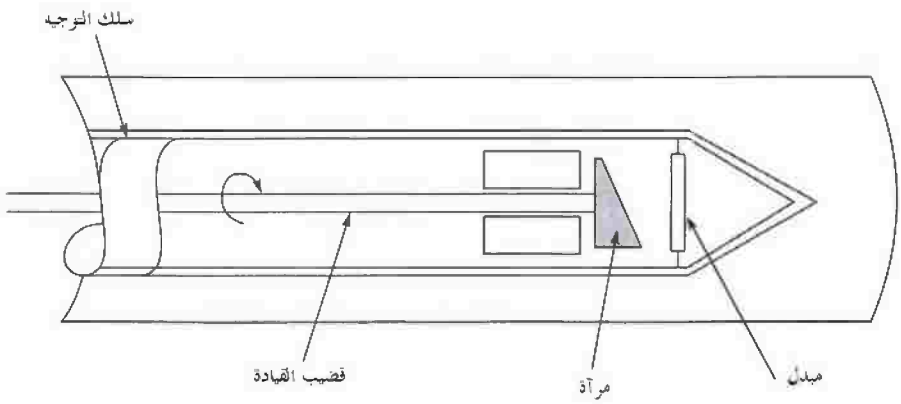
جذب فوق الصوت الوعائي حديثاً اهتماماً جديراً بالاعتبار؛ لأنه يُنتج صوراً بدقة تمييز عالية ليس فقط للُمْعَة الوعاء بل لأنه يملك إمكانية فريدة لإظهار جدار الوعاء والباثولوجيا. بالرغم من أن التصوير الوعائي يملك تاريخاً طويلاً من البحث خلفه، مبتدئاً في أوائل السبعينيات بالعمل الرائد من قِبَل Bom et al, 1972 فقد تبين حديثاً فقط إنه يملك إمكانية للتطبيق داخل القلب. من ناحية ثانية تبقى عدة مشاكل تقنية يجب حلها قبل أن تصل التقنية إلى الفائدة والوثوقية الإكلينيكية.

إن قطر الشريان التاجي العادي من المرتبة الأولى هو من ٢-٥ ميليمتر، ولكن أوعية المرتبة الثانية ولُمْعات تصلب الشرايين تصل غالباً إلى ٠,١-٢,٠ ميليمتر. يضع الحجم الصغير لهذه الأوعية حداً لحجم المبدل والطاقة الصوتية للحصول على نسبة إشارة- إلى- ضجيج مُفَضَّلة. يكون المبدل عادةً محمول في رأس القثطار، الذي ينبغي أن يكون مرناً كفايةً للمرور الآمن في الأوعية. والمرونة لا تضمن فقط إمكانية المناورة بالقثطار إلى الموقع المركزي أو المحوري في الوعاء، بل تُحَسِّن أيضاً السلامة وجودة الصورة معاً.

لقد استُخدمت وسائل تقنية عديدة لبناء مجس فوق صوتي قادر على الفحص داخل اللُمْعَة (Nissen & Gurley, 1991). ويوجد بشكل أساسي أسلوبان أساسيان: أحدهما يستخدم مبدل مُدَوَّر ميكانيكياً أو مرآة صوتية والآخر يستخدم مصفوفة إلكترونية.

يبين الشكل رقم (٢٣,٣١) مجساً لقثطار فوق صوتي داخل اللُمْعَة للتصوير ثنائي الأبعاد للشرايين التاجية. تتضمن الأداة عنصراً مبدلاً ثابتاً في رأس القثطار ومرآة دوارة مُقادة بواسطة محرك خارجي وعمود إزاحة مرن. يمكن من خلال استخدام هذه الأداة الحصول على صور مقطعية عرضية للشريان. بعد وضع سلك التوجيه في الشريان التاجي يتم تمرير القثطار بواسطة التحكم بسلك التوَجِّيه إلى المنطقة المُختارة من الشريان ووضعه فيها تحت التحكم بالتنظير التألقي. إن القطر الخارجي النموذجي للقثطار هو ١,٤ ميليمتر.

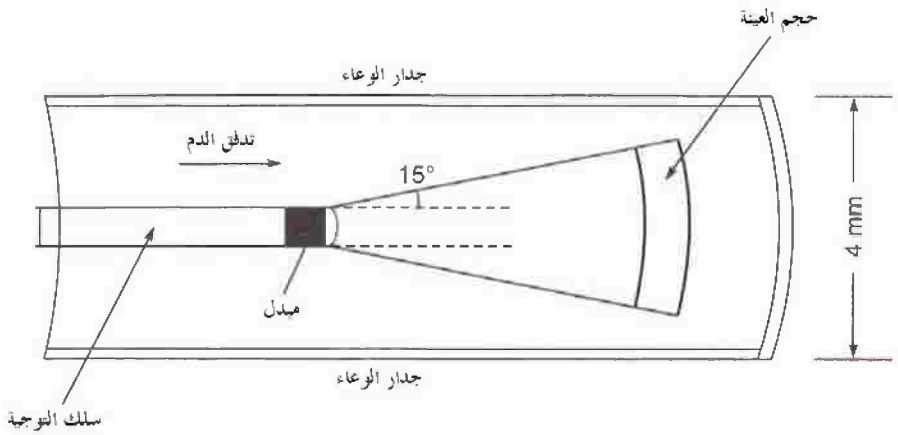
يتم الحصول على صور بدقة تمييز عالية للباثولوجيا الوعائية عند تردد فوق صوتي مقداره ٣٠ ميغا هرتز. على الرغم من بساطتها الظاهرية فإن المبدلات الميكانيكية صعبة ومُكلِفة للتصنيع ضمن سماحيات ميكانيكية ثابتة (Bommer and Haerten, 1991).



الشكل رقم (٢٣,٣١). رسم تخطيطي لجهاز قثطار فوق صوتي داخل اللُمعة.

يتم في طريقة أخرى دمج مجسات دوبلر صغيرة جداً في رؤوس أسلاك التوجيه للإدخال إلى الشريان التاجي. يبين الشكل رقم (٢٣,٣٢) إيضاحاً تخطيطياً لسلك توجيه دوبلر. يُدمج عنصر كهروضغطي في رأس سلك توجيه بقياس ٠,٠١٤ أنش أو ٠,٠١٨ أنش لإنتاج إشارة دوبلر نبضي منشودة عند تردد مقداره ١٥ ميغا هرتز بشكل نموذجي.

تستخدم المصفوفة الإلكترونية متعددة العناصر مجساً فوق صوتي وعائي بقطر ١,٨٣ ميليمتر وبتردد ٢٠ ميغا هرتز بدون أجزاء ميكانيكية. يستخدم الجهاز مصفوفة مؤلفة من ٦٤ عنصراً مبدلاً مُركَّبة في رأس قثطار ٤,٥ فرنش (F). يسمح التصميم للُمْعَة المركزية بالتكَيُّف مع سلك التوجيه ٠,٠١٤ أنش القياسي ليسهل التوضع في الشريان.



الشكل رقم (٢٣,٣٢). رسم تخطيطي لجهاز سلك توجيه دوبلر داخل اللمعة.

تُضخم الإشارات الإلكترونية وتُضاعف بواسطة دارات تكاملية مُصغَّرة- ميكروية ضمن مجموعة المبدل. إن لوغاريتم إعادة بناء الصورة معقد إلى درجة عالية ويستخدم مبدأً معروفاً "بمصفوفة الفتحة الاصطناعية" وليس أسلوب مصفوفة الإزاحة الطورية التقليدي. يرسل المبدل متعدد العناصر ويستقبل الإشارات فوق الصوتية بالتتالي من كل عنصر من العناصر بواسطة مصفوفة الفتحة الاصطناعية.

تساهم العناصر المتعددة بإعادة البناء لأكثر من ١٠٠٠ خط مسح نصف قطري عند ١٠ إطارات لكل ثانية. وتُستخدم من أجل البيكسلات القريبة فقط بضعة عناصر متجاورة، بينما تُستخدم الأهداف الأكثر بعداً مجموعات أكبر من العناصر. يؤمن أسلوب الفتحة المتغيرة هذا جهازاً يبقى مُرَكَّزاً نظرياً من سطح القطار إلى اللانهاية.

(٢٣,٩,٦) الإظهار ثلاثي الأبعاد Three-dimensional Display

يصف التصوير فوق الصوتي معلومات نوعية (على سبيل المثال، الشكل والبيئة الفيزيائية ونوع النسيج) ومعلومات كمية (على سبيل المثال، أبعاد العضو، خصائص النسيج مثل التضعيف والسرعة). يسمح تخطيط صدى القلب ثنائي الأبعاد باستكشاف شامل لتركيب ووظيفة القلب بواسطة تكامل عقلي للمعلومات من مشاهد مقطعية عرضية متعددة. وهكذا فإن كمبيوتراً مبنياً على أساس إعادة بناء ثلاثية الأبعاد هو خطوة منطقية باتجاه تقدير مُحسَّن لتراكيب القلب المعقدة و قياس كمي موثوق للأحجام.

منذ أن تم توطيد إدخال التصوير فوق الصوتي القلبي كأداة تشخيصية، انطلق وما يزال عمل بحثي واسع في مجال تخطيط صدى القلب ثلاثي الأبعاد. ولم يصبح إنجازه الإكلينيكي شعبياً بشكل واسع بسبب عدد من المشاكل التقنية المرتبطة باقتباس البيانات وإعادة البناء.

تتضمن هذه المشاكل وبشكل خاص الموقع الحيزي لمستويات الصورة والرصف المؤقت لإطارات الصورة ضمن دورة القلب وتصحيح الحركة التنفسية للقلب ونقل البيانات السريع وتخزين كميات كبيرة من البيانات وتطوير لوغاريتمات مناسبة لإعادة التركيب وأخيراً إظهار صور ثلاثية الأبعاد على شاشة ثنائية الأبعاد.

إن أكثر وسيلة مُطبقة بشكل واسع (Roelandt et al, 1994) من أجل اقتباس صورة ثلاثية الأبعاد هي التدوير لمستوي المسح حول محور مركزي من موقع مبدل ثابت. ويتم تدوير مستوي الصورة من أجل اقتباس البيانات بتزايدات منتظمة مُجتازاً زاوية إجمالية مقدارها ١٨٠ درجة. يتم في هذه الطريقة مسح حجم على شكل مخروط يقع رأسه عند موقع المبدل.

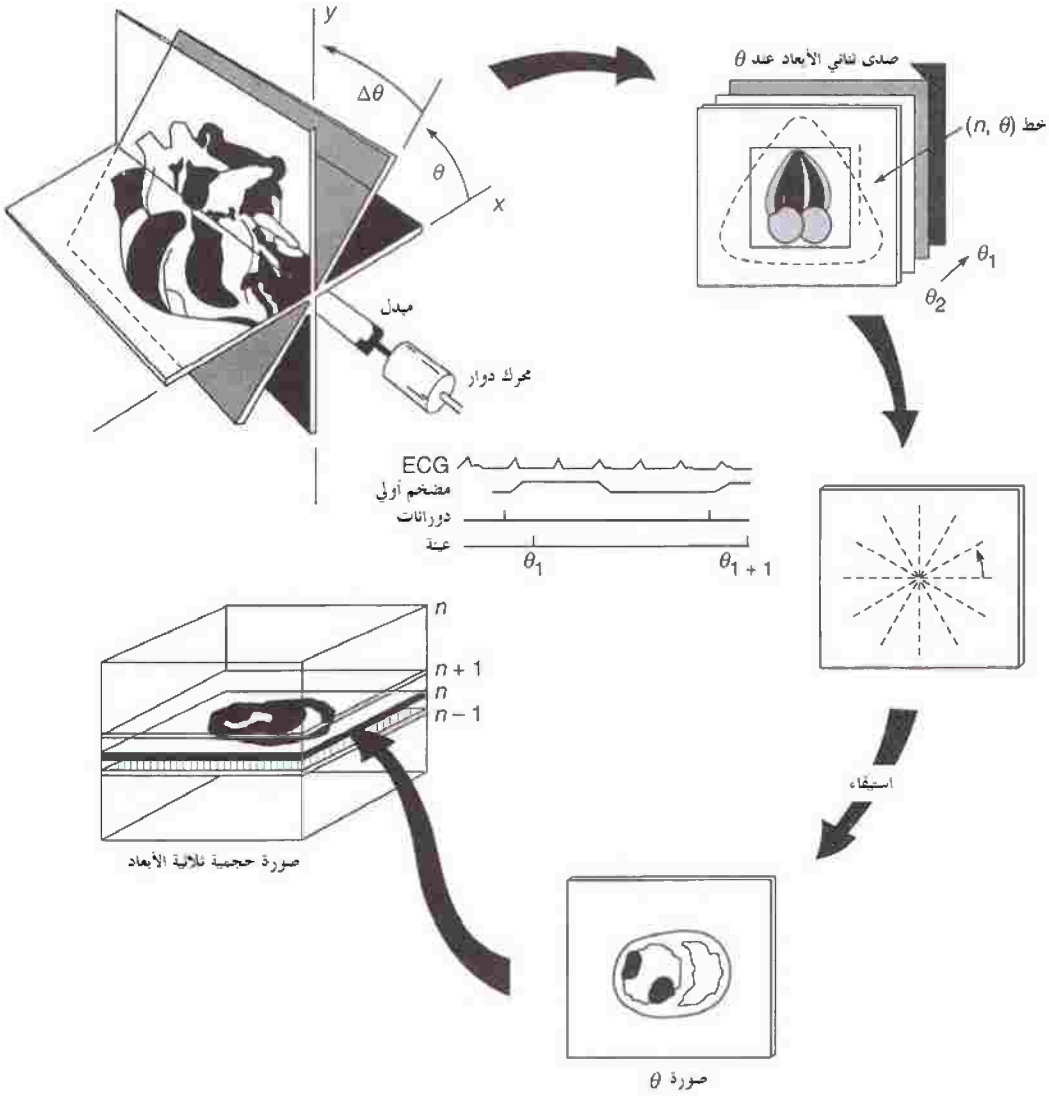
ومن أجل كل موقع مسح فإن صوراً متتالية تغطي دورة قلبية كاملة تكون مطلوبة ويتم نقلها إما إلى قرص صلب بمحطة العمل وإما إلى قرص ضوئي بالنظام فوق الصوتي. يمكن تخزين الصور باستخدام الشكل الفيديوي أو الرقمي. بهدف الحصول على مجموعة بيانات متجانسة يتم فقط قبول متتاليات الصورة من الدورات التي تقع ضمن حدود يتم اختيارها مُسبقاً للمسافة R-R.

تتألف مجموعة البيانات النهائية من قيم المستوى الرمادي لجميع البيكسلات مع موقعها الحيزي تماماً وموقعها المؤقت ضمن الدورة القلبية. من أجل المعالجة و إعادة البناء يتم لاحقاً استرجاع البيانات من خلال قرص بواسطة محطة عمل ثلاثية الأبعاد مستقلة. وللإظهار ثلاثي الأبعاد يمكن تجزئة الحجم الذي تم إعادة بناؤه على طول أي مستوي مُختار و يمكن رؤية تراكيب قلبية ذات أهمية من زوايا مختلفة.

استُخدمت لوغاريتمات متعددة مثل ترميز المسافة لإنشاء الخداع بالعمق. يمكن إظهار البيانات كمتتالية حلقة ديناميكية لدورة قلبية كاملة مع تراكيب متحركة يتم رؤيتها من الزاوية المُختارة. يوضح McCann et al, 1988 التقنيات في الأحياء و في المختبر للتصوير فوق الصوتي ثلاثي الأبعاد من أجل دراسة أمراض القلب.

إن مبدأ التصوير ثلاثي الأبعاد، بشكل مبسط، مُوضح في الشكل رقم (٢٣,٣٣) (McCann et al, 1988). يتم ربط المبدل (٥ ميغا هرتز) إلى محرك مُدَرِّج يدور خلال ١٨٠ درجة للحصول على ١٠٠ رؤية بتزايدات مقدارها ١,٨ درجة. يتم تكديس مستوى واحد (n) من كل مستوى من عمليات المسح المقطعية في صورة حجمية عند الزاوية المناسبة لتوليد مجموعة المقاطع 'n' للصورة. تُسجل المتتالية كاملةً على شريط فيديوي.

ويتم اختيار متتالية من الإطارات وتحويلها إلى رقمية لتوليد صورة ذات ٥١٢×٥١٢×٨ بت من أجل كل زاوية رؤية. يتم بناء الصورة الحجمية النهائية من خلال معالجة التكديس المتتالي لعمليات المسح المقطعية عند مواقع مختلفة للمبدل. تُستخدم الآن في الماسحات التجارية حزمة برمجيات صديقة للمستخدم واسعة لتعطي إظهاراً ثلاثي الأبعاد للصور الممسوحة.



الشكل رقم (٢٣,٣٣). مبدأ نظام تصوير ثلاثي الأبعاد. عن (Redrawn after McConn et al, 1988).

(٢٣,٩,٧) تصوير توافقية النسيج Tissue Harmonic Imaging

عندما تنتشر نبضة إشارة فوق صوتية خلال وسط الهدف، يحدث تغيراً أساسياً في الشكل وبناءً على ذلك في تردد الإشارة المُرسلة. إن الموجة الصوتية المنتشرة خلال الجسم هي في الحقيقة موجة ضغط. تضغط موجة الضغط هذه النسيج وتجعله يسترخي. إن سرعة الصوت هي أعلى حيث يكون النسيج مضغوط مسبباً سحب قمة موجة الضغط إلى الأمام بشكلٍ فعال. وتصبح سرعة الصوت أخفض عندما يسترخي النسيج. يسبب التشويه لشكل الموجة توليد توافقيات.

على سبيل المثال، إن التردد المُرسَل المساوي ٣ ميغا هرتز سوف يعيد أيضاً تردداً توافقياً يساوي ٦ ميغا هرتز (التوافقية الثانية) و٩ ميغا هرتز (التوافقية الثالثة). مع الأخذ بعين الاعتبار توافر التوافقيات في إشارات الصدى العائدة المتحدة مع تقنيات معالجة الإشارة المتقدمة، فإنه تم حديثاً تطوير تقنية تصوير فوق صوتية جديدة تُدعى تصوير توافقية النسيج (Haerten et al, 1999).

يجب أن تنتقل إشارة التردد العالي العائدة، في أنظمة تصوير توافقية النسيج، في اتجاه واحد فقط وهذا يعني أنها تعود إلى المجس. يمكن أن تملك الصورة المعروضة فوائد خصائص التصوير بالتردد العالي وأثر الانتقال أحادي الاتجاه. بمعزل عن الزيادة في دقة التمييز المحورية والجانبية ودقة تمييز التباين، فإنه يوجد انخفاض كبير في انحراف الحزمة كما يوجد ارتداد وفصوص جانبية.

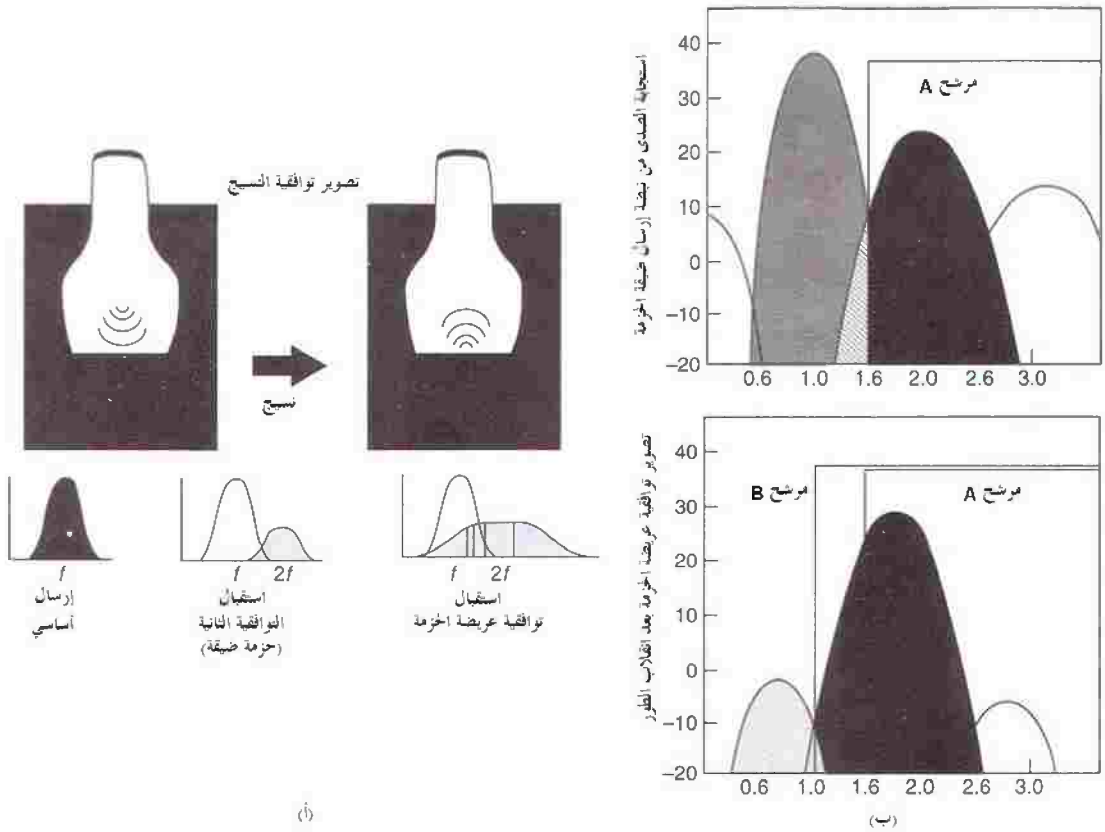
يعتمد تصوير توافقية النسيج على الزمن والمسافة المقطوعة والترشيح للترددات غير المطلوبة. إن الزمن عامل حرج يجب أن تنتقل فيه نبضة الإشارة مسافة معينة ليحدث التغير في التردد فوق الصوتي. إن الأثر التوافقي هو تراكمي ويزداد مع زيادة عمق الاختراق.

ولهذا السبب سيكون التصوير التوافقي فعال إلى أبعد حد في المجال المتوسط- إلى- البعيد قبل أن يحد الامتصاص من اختراقه. بشكل مشابه يجب القيام بترشيح الترددات غير المطلوبة لإعادة التردد التوافقي الدقيق الضروري من أجل جودة الصورة المُثلى.

تستخدم الطريقة التقليدية لتوليد الصور فوق الصوتية المبنية على أساس التوافقيات مرشح تمرير حزمة لفصل مكونات الصدى الأساسية القوية عن المكونات التوافقية. ينتج عن هذا ضياع في دقة تمييز التباين بسبب التراكب المتأصل للصدى الأساسي مع الإشارة التوافقية التي تؤدي بدورها إلى دقة تمييز حيزية ودقة تمييز تباين مُخَفَضَّتين معاً.

باستخدام تقنية عكس الطور التي يتم فيها إرسال نبضتين متعاقبتين إلى الجسم، بحيث يكون الطور للثانية معكوساً بالنسبة للأولى، فإنه يتم إلغاء الأصداء من بنية الجسم الخطية بينما لا يتم إلغاء الأصداء من التراكيب غير الخطية. ينتج عن هذا تضخيم عالٍ حتى للمكونات التوافقية معطياً تبايناً ودقة تمييز حيزية أعظم. يُستخدم مرشح تمرير حزمة عريض لاستقبال كل إشارات الصدى.

إن تأثير هذه التقنية على أداء التصوير مُبيناً في الشكل رقم (٢٣,٣٤) الذي يقارن بروفيلات الحزمة الجانبية النسبية للإشارات الأساسية والتوافقية. يتم تخفيض الفصوص الجانبية المسئولة عن التشويش الصنعي المؤثر على جودة التصوير بشكل كبير عندما تتم مقارنته مع التصوير التقليدي. تظهر الصور حادة ومتموجة أكثر مع ضجيج أقل ودقة تمييز تباين أعلى.



الشكل رقم (٢٣,٣٤). التصوير الأساسي: تردد الإرسال f = تردد الاستقبال (أ) المنتصف: تصوير التوافقية الثانية – تـ . ردد الإرسـ . ال f وتردد الاستقبال 2f (ب) يمين: تصوير توافقية بحزمة عريضة – تردد الإرسال f واسـ . تقبال كـ . ل الـتـ . رددات. (أ) استجابة تردد الصدى من نبضة إرسال ضيقة الحزمة. (١) باستخدام مرشح تمرير عالٍ أو مرشـ . ح حزمـ . ة ضـ . يقة (مرشح A) لا يمكن فصل الأساس بشكل فعال عن الإشارة التوافقية بسبب تراكب الإشارات. (٢) بعد عكـ . س الطور ينتج عن مجموع المكونات التوافقية الزوجية مطال إشارة توافقية كبيرة. يمكن الآن تطبيق ترشيح تمرير حزمة أعرض بشكل فعال إلى أبعد حد (مرشح B). النتيجة هي تباين محسن ودقة تمييز حيزية محسنة.

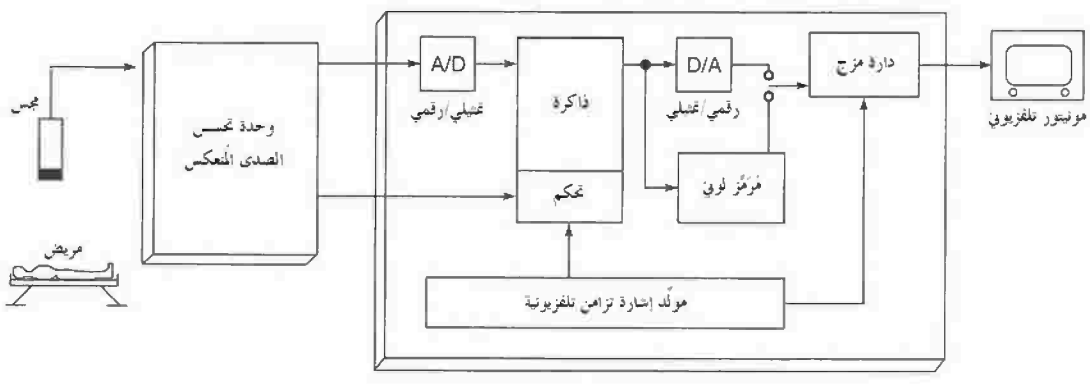
(٢٣,١٠) محول المسح الرقمي
Digital Scan Converter

لا يتم إنتاج خطوط المعلومات فوق الصوتية بشكل متوافق مع التلفزيون (TV)، وبناءً على ذلك يجب إنجاز بعض أنواع من تحويلات المسح لاستخدام مونيتورات الـ TV التقليدية لإظهار الصورة. تقوم غالبية الماسحات بتحويل معلومات الصورة إلى رقمية وتستخدم ذاكرة رقمية كمخزن عازل. يمكن تحديث الذاكرة حينما يكون ضرورياً ويمكن أن تتم قراءتها لتعطي خرجاً فيديوياً قياسياً.

يمكن أن يتم إنجاز تحويل معلومات الصدى إلى رقمية عند عدد من النقاط في سلسلة معالجة الإشارة. إن الأكثر ملاءمة هي تماماً بعد فك التعديل والمعالجة الفيديوية. إن المجال الديناميكي هنا هو حوالي ٢٠ ديسبل والمعدل المطلوب للتحويل إلى رقمي هو حوالي ١ ميغا هرتز. تتحقق هذه المقاييس معاً بسهولة في المحولات "تمثيلي- إلى- رقمي" المتوفرة بكثرة. بديلاً عن ذلك يوجد اهتمام متنامي لتخفيض كمية المعلومات غير المرغوب فيها والتحويل إلى رقمي تماماً بعد أن أصبح مضخم التردد الراديوي أكثر انتشاراً (Halliwel, 1987). إن مجالاً ديناميكياً مساوياً إلى ٤٠ ديسبل ومعدل تحويل إلى رقمي يساوي ١٠ ميغا هرتز يمكن أن يتطلب محولات تمثيلية إلى رقمية غالية. إن ميزة التحويل إلى رقمي عند هذا المعدل هي أنه لا يتم فقدان معلومات الطور في الحامل ويمكن استخدام التغيرات الترددية لتعديل الصورة.

تؤمن محولات المسح الرقمي المُستخدمة في الماسحات المتوفرة تجارياً مصفوفات تخزين بعناصر صورة تساوي ٥١٢×٥١٢. تكون البيكسلات المفردة عند مسافات رؤية نظامية غير قابلة للتمييز وتشابه الصورة جمالياً صورة تمثيلية. يتم قياس مطالات الصدى المُستَقبَلة من كل بيكسل كميّاً (من خلال التحويل من تمثيلي- إلى- رقمي) وبعدئذ يتم تخزين الأعداد الممثلة لهذه المجالات من مطالات الصدى في مواقع الذاكرة المتطابقة مع كل بيكسل. يتم عادةً تحويل مطالات الصدى إلى رقمية بواسطة محول A/D ٨ بت.

يبين الشكل رقم (٢٣,٣٥) صناديق البناء الأساسي لترتيب محول مسح رقمي. يستقبل تحكم محول المسح إشارات موقع المبدل والتحكم بسرعة فوق الصوت وبنبضات تزامن الـ TV ويولد معلومات عنونة x وy تُغذّى إلى الذاكرة الرقمية. تُعطى إشارة الصدى إلى محول تمثيلي- إلى- رقمي وتذهب المعلومات المُحَوَّلة إلى رقمية إلى الذاكرة بعد مسجل إيقاف دخل ومنطق قراءة/كتابة. يتم معالجة الصورة المخزنة لاحقاً وتُعطى إلى محول رقمي- إلى- تمثيلي ، الذي يمررها بدوره إلى قسم فيديوي في مونيتور التلفزيون (Ken-Itch, Ito, 1977).



الشكل رقم (٢٣,٣٥). مخطط صندوقي لوحدة تحويل مسح رقمية. عن (after Ken-Itch Ito et al, 1977).

بسبب السرعة المنخفضة إلى حد ما للأمواج فوق الصوتية في الأنسجة الطرية والشرط الأساسي بأنه يجب استقبال كل الأصداء من النبضة المتقدمة قبل إمكانية التزويد بالنبضة التالية، فإن معدل خطوط الصورة يكون محدوداً. إن معدل الخط الأعظمي من أجل اختراق مقداره ٣٠ سنتمتر هو ٥ كيلو هرتز. ومع معدل إطار مقداره ٢٠ إطار في الثانية من أجل التصوير بالزمن الحقيقي غير مُرْتَجْ تكون كثافة الخط بكل إطار محدودة إلى ٢٠٠ خط. ومن أجل بعض الماسحات تنتج هذه التسوية بين معدل الخط ومعدل الإطار وكثافة الخط إظهاراً بفجوات مرئية بين الخطوط للمعلومات فوق الصوتية الحقيقية. وغالباً ما يتم ملئ هذه الفجوات بخطوط محسوبة داخل الآلة من خلال استيفاء المعلومات الحقيقية. ولا يؤثر هذا التحسين في المظهر الجمالي على دقة التشخيص.

إن مبدلات المسح الرقمية مبنية على أساس معالج صغري وتقدم للمستخدم فوائد إضافية متعددة. إن المعلومات المحتوية على أحرف وأعداد متعلقة بالمريض وتاريخ وبارامترات الجهاز مثل تردد المبدل وإعدادات الربح وموقع مستوي المسح يمكن إدخالها بشكل ملائم وإظهارها بالإضافة إلى الصورة فوق الصوتية.

(٢٣,١١) التأثيرات البيولوجية للأمواج فوق الصوتية

Biological Effects of Ultrasound

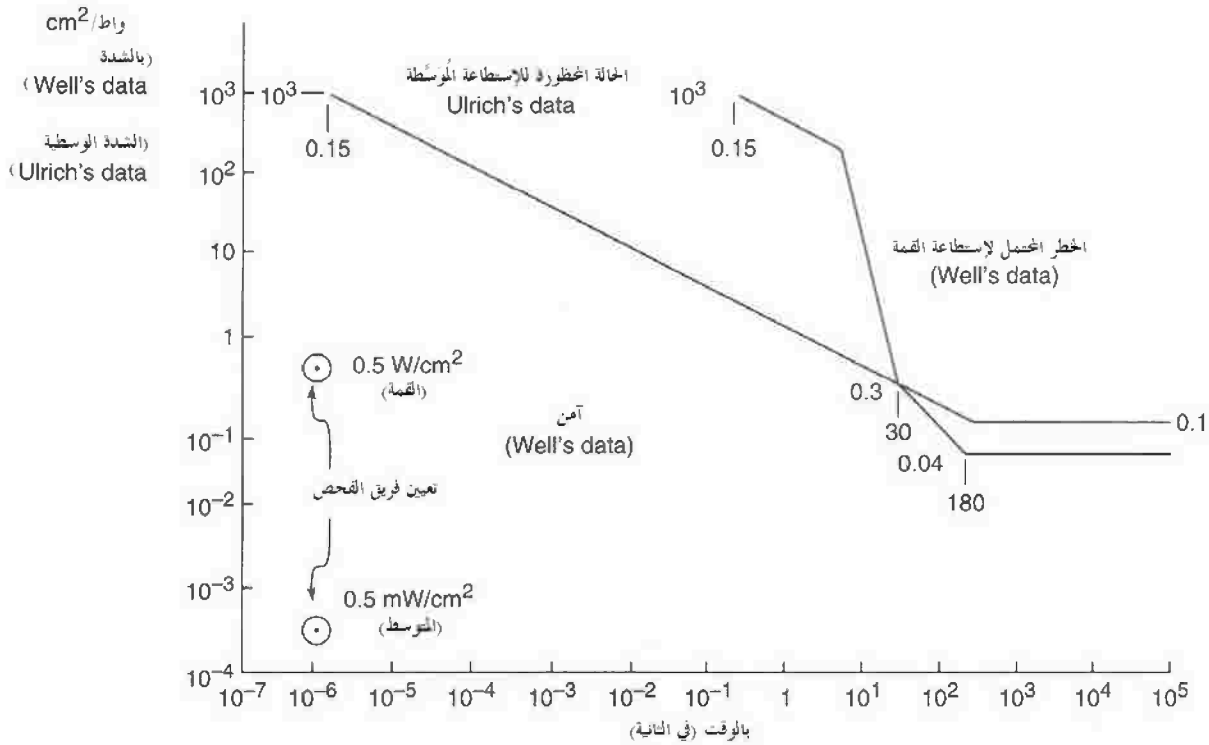
إن الطرق فوق الصوتية جذابة للتشخيص بسبب طبيعتها غير الجراحية و أمانها الظاهري. إن الإشعاع فوق الصوتي معروف بأنه فعلياً أقل خطراً على الأنسجة من إشعاعات مثل الأشعة السينية التي تُستخدم بشكل شائع في بعض التطبيقات ذاتها. يستند الأمان الظاهري لفوق الصوت على بيانات من عمل تجريبي على الحيوانات وعبر ٢٥ سنة من التجارب الإكلينيكية البشرية الشاملة. تتضمن التجارب المتصلة دراسات على كامل الحيوانات وأعضاء فردية وخلايا مستنبتة صنعياً معزولة ودراسات كيميائية حيوية.

ولقد تم أيضاً إجراء عمليات مسح للسكان البشريين الذين تعرضوا لفوق الصوت، بالرغم من أنها على نطاق محدود. تشمل أنواع الضرر المبحوث عنها الآثار الجينية والماسخة واضطرابات الوظيفة الفيزيولوجية والإعاقة للتطور البيولوجي (Hussey, 1975). دَعَّمَ الإجماع لجميع هذه النتائج التجريبية الآراء الطبية الحالية بأنه لا يوجد خطر ذو أهمية مُرتبط مع المستويات فوق الصوتية المُستخدمة في التشخيص.

حَضَّرَ Ulrich, (1971) جدولاً للجرعة فوق الصوتية الآمنة للاستخدام التجريبي على الكائنات البشرية (الشكل رقم (٢٣,٣٦)). لقد لاحظ بأن المنطقة الآمنة لفوق الصوت بموجة مستمرة تقع تحت خط لوغاريتم/لوغاريتم يوصل النقطة ١ ميكرو ثانية لموجة فوق صوتية شدتها ١ كيلو وات/سنتمتر مربع مع النقطة ٢٠٠ ثانية لموجة فوق صوتية شدتها ١٠٠ ميلي وات/ سنتمتر مربع. إن الشدة فوق الصوتية التي مقدارها ١٠٠ ميلي وات/سنتمتر مربع أو أقل كانت أيضاً آمنة لزمن قدره ١٠٠٠٠ ثانية على الأقل.

وكان فوق الصوت ذو الموجة النبضية آمناً للجرعات التي تقع فيها الشدة المتوسطة مضروبةً بزمن التعرض الكلي (أو شدة القمة مضروبةً بمجموع النبضة مع الزمن) ضمن هذه المنطقة الآمنة. إن المنطقة الآمنة صالحة من أجل تردد من ٠,٥–١٥ ميغا هرتز ومن أجل كل الجوانب التشريحية ماعدا العيون. ولقد كانت إعادة التَّعَرُّضات محدودة على ١٠٪ و٣٠٪ لكل سنة. تؤمن البيانات في هذا الشكل أفضل التقديرات التي يمكن القيام بها على أساس الدليل المتوفر لشروط "السلامة" للتشخيص فوق الصوتي.

يُنصح بالوقت الحاضر بأنه ينبغي أن لا يتم السماح بالتشخيص فوق الصوتي حتى يهبط الإشعاع إلى ضمن الحالات الآمنة المُحددة في الشكل رقم (٢٣,٣٦). وعلى أساس بيانات Wells, 1977 فإن نظاماً بصدى النبضة يعمل بنبضات مدتها ١ ميلي ثانية و شدتها ١٠ وات/سنتمتر مربع ينبغي أن لا يُستخدم عند تردد إعادة نبضة مقداره ١٠٠ لكل ثانية لفحص أي مريض فردي من أجل زمن إجمالي يتجاوز ٢,٧٥ ساعة. من ناحية أخرى يمكن أن يُستخدم كاشف دوبلر (موجة مستمرة) يعمل عند شدة أقل من ٠,٠٤ وات/سنتمتر مربع بدون تقييد زمني.



الشكل رقم (٢٣,٣٦). "المنطقة الآمنة" في التطبيقات فوق الصوتية عند مستويات طاقة مختلفة لتقنية النمط المستمر والنبضي. عن (Courtesy: National Science Foundation).

تم استخلاص معالجة مضنية للشخص بالمخاطر الآمنة والمحتملة في التطبيقات الحالية لفوق الصوت بشكل عام وفي التطبيقات التوليدية وأمراض النساء بشكل خاص بواسطة Lele, 1979. فشلت التجارب في كشف إي إثبات بأن الأنسجة تملك "ذاكرة" للتعرض فوق الصوتي. وهكذا بشكل مختلف عن الأشعة السينية والإشعاعات المُؤَيِّنَة الأخرى فإنه يوجد احتمال صغير لآثار تجميعية لفوق الصوت وبسبب طول الموجة الطويل لفوق الصوت في الأنسجة أيضاً فإنه بعيداً عن الاحتمال أن يسبب فوق الصوت ضرراً مركزياً داخل الخلية مثل الذي ينتج عن الإشعاعات السينية.