

الفصل

السابع

فائقات الصوت في الطب

Medical Ultrasonics

الأمواج فائقة الصوت: هي أمواج سمعية *hearsound weaves* يمكن أن تعامل بها بواسطة أجهزه خاصة، ترددها يقع بين (20KHz-200MHz) وابتداءً من التردد (200MHz) يبدأ الحديث عن فرط الصوتيات *Uper U hearsound*.

7-1 توليد واستقبال فائقات الصوت:

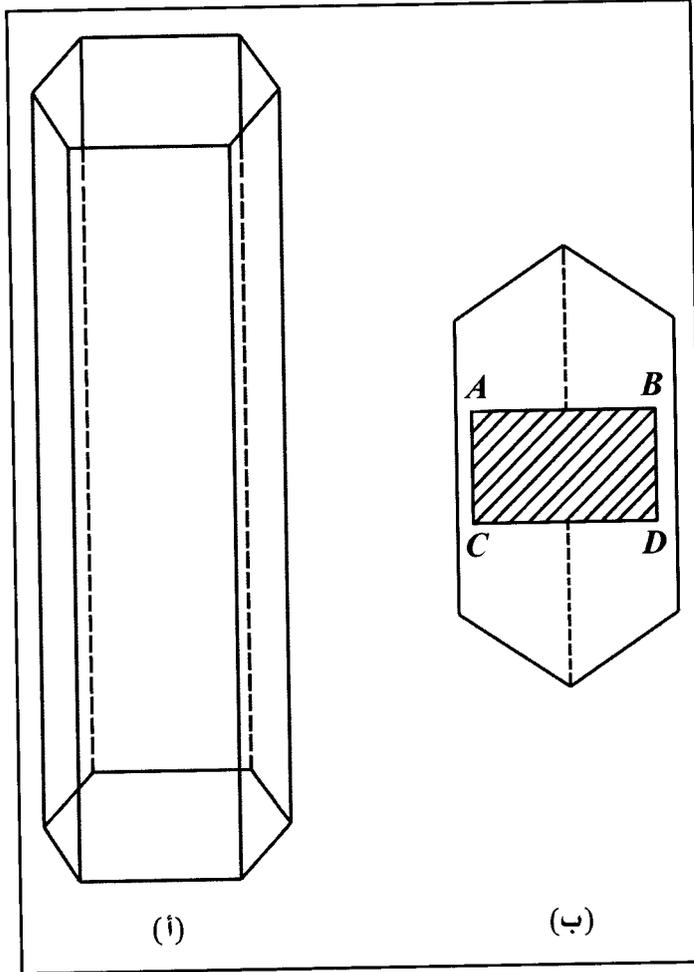
U Hearsound Generation and Recieving

يتم ارسال واستقبال فائقات الصوت بإستعمال مجسات (مسبر *probes*) مكونها الرئيسي هو ترجام (محول للطاقة) *transducer* فائقة الصوت، الذي يقوم بتحويل الطاقة الميكانيكية *mechanical energy* إلى طاقة كهربائية *eletrical energy* وبالعكس، ويعتمد محول طاقة فائقة الصوت المستخدم في الطب على مبدأ الكهرانضغاطية *Eletro compressibility*.

والكهرانضغاطية هي ظهور شحنات كهربائية على سطح بعض المواد عند اخضاعها لضغوطات ميكانيكية وبالعكس، ظهور تشوهات ميكانيكية عند تطبيق فرق جهد *potential difference* بين وجهي نفس المادة.

ولتوضيح مفهوم الكهرانضغاطية نقدم الأتي:

إذا تعرضت بعض البلورات مثل الكواركز *silicon dioxid (SiO₂)* وتيتانات الباريوم *barium tetanic*، إلى عملية ضغط *stress* أو شد *strain* ميكانيكي، يظهر على سطحها شحنات كهربائية. تسمى هذه العملية أو هذه الظاهره بالفعل الكهرانضغاطي. يبين الشكل (أ 7-1) بنية بلورة السليكا (الكوارتز) وهي عبارة عن موشور سداسي، كما يبين الشكل (ب 7-1) المقطع العرضي لصفحة مقطعة من البلورة، طريقة القطع يجب أن تتم وفق إتجاهات محددة بالنسبة للبلورة وإلا فإن الفعل الكهرانضغاطي لا يظهر على الصفحة عند تعرضها لضغط خارجي.



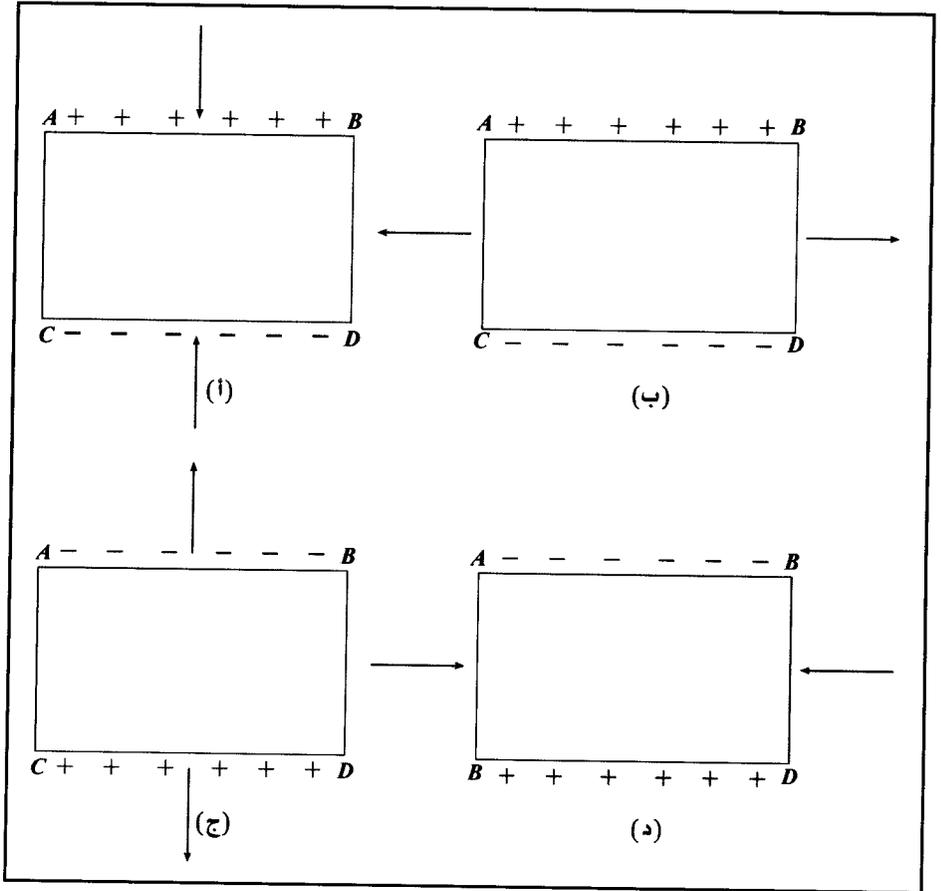
الشكل (7-1)

عند تطبيق ضغط خارجي على الوجهين المتقابلين (AB) و (DC) للصفحة الشكل (أ) (7-1) فإن أحد الأوجه وليكن (AB) تظهر عليه شحنات موجبة أما الوجه الآخر (DC) فتظهر عليه شحنات سالبة.

والشحنة المتولدة على كل وجه تتناسب طرماً مع قيمة الضغط المطبق،

الفصل السابع: فائقات الصوت في الطب

ونحصل على النتيجة نفسها إذا خضعت الأوجه الجانبية (AD) و (BC) إلى شد كما في الشكل (ب-7) وعندما تخضع الأوجه (AB) و (CD) إلى عملية شد كما في الشكل (ج-7) فإن الوجه (AB) تظهر عليه شحنات سالبة والوجه (DC) تظهر عليه شحنات موجبة، ويمكن الحصول على نتيجة مشابهة إذا خضعت الأوجه الجانبية (BC) و (AD) إلى عملية ضغط كما في الشكل (د-7).

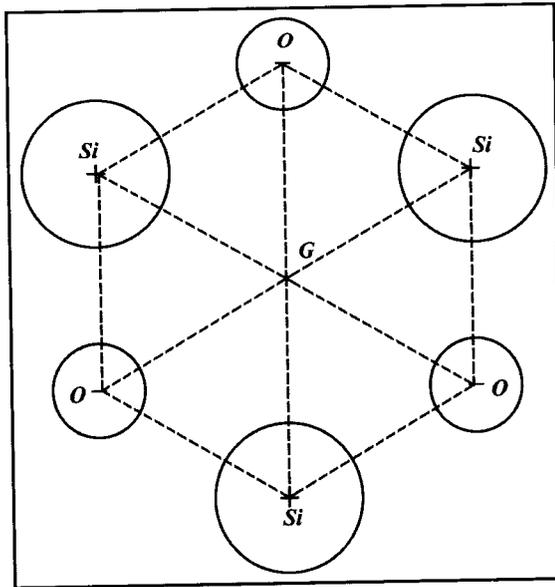


الشكل (7-2)

يظهر الفعل الكهرانضغاطي أيضاً إذا أجرينا العملية العكسية، أي أن تطبيق

مجال كهربائي *electric field* على وجهي الصفيحة يسبب لها تشوهاً ميكانيكياً. وإذا وضعنا سلكاً على السطح (*AB*) ووصل مع القطب الموجب لمولد، ووضعنا سلكاً على الوجه الآخر (*DC*) للصفيحة ثم وصل مع القطب السالب لنفس المولد فإنه يحدث تمدد للصفيحة في الإتجاه (*AB-DC*) كما في الشكل (7-2) والشحنات الكهربائية التي تظهر على الأوجه تكون مخالفة بطبيعتها للشحنات المنقولة من المولد.

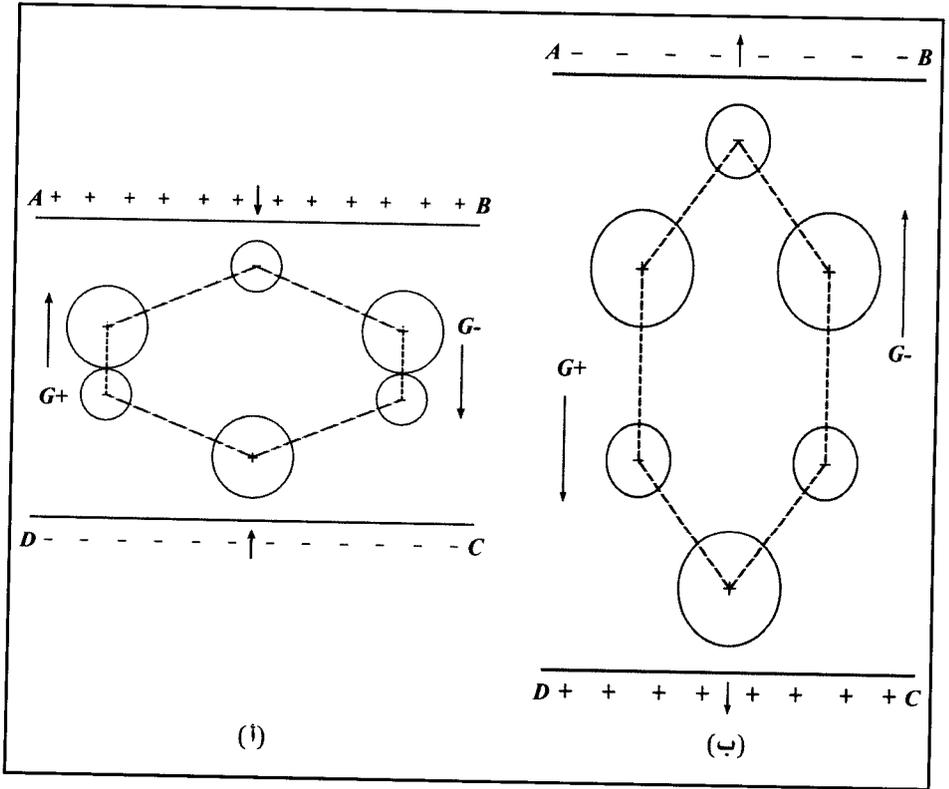
إذا وصلنا وجهي الصفيحة (*ABCD*) بمولد فرق جهد متناوب *potential difference* فإن الصفيحة تهتز وعندما يتساوى تردد فرق الجهد الكهربائي مع التردد الميكانيكي للصفيحة والذي يتوقف على أبعادها نحصل على ظاهرة الطنين *resonance* وتكون عندئذ الاهتزازات *vibrations* الصادرة أكبر ما يمكن. يمكن تفسير ظاهرة الفعل الكهرانضغاطي بالاعتماد على بنية بلورة السليكا (الكوارتز).



الشكل (7-3)

الفصل السابع: فائقات الصوت في الطب

إن الشكل (7-3) يمثل وحدة الخلية البدائية لبلورة السليكا وهي عبارة عن خلية سداسية الشكل تحوي ثلاث ذرات سيليكون وثلاث ذرات أكسجين، وكما يلاحظ فإن مركز الشحنات الموجبة ينطبق على مركز الشحنات السالبة (بنية المادة العازلة *dielectric mater structure*). فعند تطبيق ضغط على الوجه (AB, CD) كما في الشكل (أ 7-4) .



الشكل (7-4)

يحصل تشوه لوحدة الخلية البدائية ويحصل نتيجة لذلك انزياح لمركز الشحنات السالبة بإتجاه (DC) وانزياح لمركز الشحنات الموجبة بإتجاه (AB) (أي

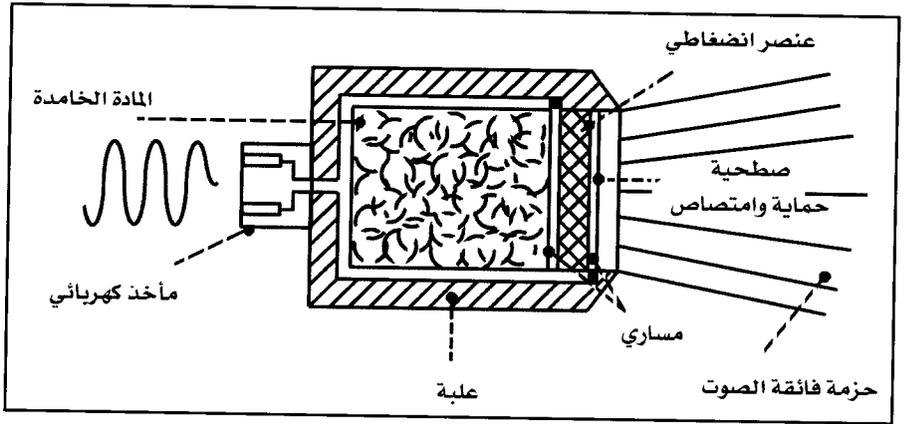
يحصل استقطاب (*pclarization*). إذا أخذنا بعين الاعتبار استقطاب جميع وحدات الخلايا البدائية المكونة للبلورة، فإن ما يحدث في النهاية هو ظهور الشحنات الموجبة على الوجه (*AB*) والشحنات السالبة على الوجه (*DC*).

وبالمقابل إذا ما أخضعت الأوجه (*AB*) و (*DC*) إلى عملية شد كما في الشكل (أ 4-7) فإن مراكز الشحنات الموجبة ستتزاح بإتجاه (*DC*). ومراكز الشحنات السالبة تتزاح بإتجاه (*AB*) فيظهر في النهاية شحنات سالبة على الوجه (*AB*) وشحنات موجبة على الوجه (*DC*).

وبالإعتماد على خاصية الفعل الكهرانضفاطي، يمكن توليد أمواج فائقة الصوت وذلك بتطبيق فرق جهد متناوب على صفيحة من السليكا فتتضغط الصفيحة ثم تتمدد وينشأ عن اهتزاز الصفيحة انتشار لأمواج فائقة الصوت *Ultrasound waves* ذات ترددات مرتفعة تصل حتى (*500 MHz*) أو أكثر.

يقوم محول طاقة فائقة الصوت بإرسال موجات فائقات الصوت عندما يكون مثاراً كهربائياً عند تردد يساوي إلى تردد موجة فائقة الصوت التي نرغب بإرسالها. كما يقوم نفس محول الطاقة بإستقبال فائقات الصوت محولاً موجة فائقة الصوت إلى إشارة كهربائية لها نفس التردد، طولها الموجي متغير كتغير طول موجة فائقة الصوت المستقبلة.

ويمكن لمجس *probe* فائقة الصوت المستخدم في الطب أن يحتوي على محول واحد أو عدة محولات للطاقة، ويمكننا التمييز بين المجسات من خلال عدد وشكل وحجم الترجمات التي يحتويها كل مجس، وكذلك من خلال مردود التحويل «طاقة ميكانيكية-طاقة كهربائية» ومن شريط (عصبة) التردد الخاص بكل مجس، لاحظ الشكل (5-7).



الشكل (7-5) مجس فائقة الصوت بعنصر كهربائضغاطي

7-2 الإخواس الفيزيائية لفائقات الصوت:

The physical characteristics of Ultrasound

بإستثناء تردداتها المرتفعة *high frequency*، لا يوجد أي اختلاف من وجهة النظر الفيزيائية بين أمواج فائقة الصوت والأمواج الصوتية، وهي عبارة عن أمواج مرنة لا تستطيع الانتشار إلا في وسط مادي.

7-2-1 انتشار الأمواج فائقة الصوت *Ultrasound Propagation*:

إنَّ الموجة السمعية هي موجة طولية ، *audible longtudinal waves* أي أن حركة جسيمات وسط الإنتشار تتم وفق اتجاه انتشار الموجة *propagation*، كما يوجد أيضاً أمواج عرضية *transverse waves* لكنها لا تستطيع الإنتشار إلا في الأوساط الصلبة، لذا فهي لا تستطيع الإنتقال في الأوساط المائعة والنسج البيولوجية باستثناء الهيكل العظمي.

وأن سرعة موجة فائقة الصوت (c) لا تتعلق إلا بوسط الإنتشار، أي أنها مستقلة عن التردد (جدول 7-1). ويعبر عنها رياضياً بالعلاقة التالية:

$$c = \frac{1}{\sqrt{K\rho}} \quad (m/s) \quad (7-1)$$

حيث:

(ρ): الكتلة الحجمية للمادة مقاسة (kgm^{-3}).

(K): معامل مرونة المادة ويقاس ($kgm^{-1}s^{-2}$).

الوسط	Medium	سرعة الإنتشار Velocity m/s
هواء	Air	330
ماء	Water 20C°	1500
نسيج مرنة	soft tissue	1450-1700
عظم	Bone	3000-4000
الدم	Blood	1570
المادة الدهنية	Fat	1460
العضلات	Mussle	1580

الجدول (7-1)

بينما نرى بأن الطول الموجي (λ) مرتبط بالسرعة (c) velocity وبالتردد (f) من خلال العلاقة التالية:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (7-2)$$

ومن المهم الإشارة إلى أن المقدرة الفاصلة المكانية في تقنيات تصوير فائقات الصوت *Ultrasonic Imaging technology* محدودة بظواهر الانتشار التي تلعب دوراً عندما تكون أبعاد الأجسام المعرضة للحزمة من رتبة طول موجة الحزمة *Ultrasonic wave length order* فمثلاً: موجة فائقة الصوت التي ترددها (1 MHz) لا تسمح بكشف تفاصيل أقل من حوالي:

$$\frac{1600}{10^6} = 1.6 \times 10^{-3} m$$

وذلك في النسيج المرنة *soft tissues*. وبما أن طول الموجة يتغير بعكس التردد، تكون الفائدة كبيرة عند إمكانية استخدام فائقات الصوت ذات الترددات المرتفعة.

7-2-2 تخامد أمواج فائقة الصوت *Ultrasound Attenuation*:

في وسط غير متجانس كما في الجسم البشري، تنتشر حزمة فائقة الصوت *abem of ultrasound propagation* بشكل معقد، خاضعة بشكل أساسي إلى كل من الإنعكاس *reflection* والانكسار *refraction* والامتصاص *absorption* والانفراج (التشتت) *diffraction* وأن مجموع هذه الآليات هي المسؤولة عن التخامد الكلي *total attenuation* للحزمة، أي أن الطاقة المحمولة بالحزمة تتناقص تدريجياً على طول اتجاه الانتشار.

أ- تخامد بالإمتصاص *attinuation by absorption*:

في وسط متجانس ومتماثل الإتجاهات، تتناقص الطاقة $E(x)$ المرافقة لحزمة فائقة الصوت بتابعية بعد الانتشار *propagation depth* (x) وذلك وفق القانون التالي:

$$E(x) = E(o)e^{-\infty x} \quad (7-3)$$

حيث:

$E(o)$ الطاقة البدائية التي يصدرها المنبع *Initial source energy*، ويعبر بوحدة (m^{-1}) عن معامل التخماد بالامتصاص (∞) أو قوة التوغل المميز لقدرة الوسط على امتصاص طاقة الحزمة وتبديدها على شكل حرارة داخل الأنسجة *tissue heating resulting from frictional resistance*. كما أنه يتناسب مع مربع التردد، وأنه كلما كان تردد موجة فائقة الصوت صغيراً، كلما كان امتصاصها أقل من قبل النسيج الحية.

ومعاملات التخماد لمختلف المواد التي يتم معالجتها بالموجات فائقة الصوت *attenuation coefficients* هي مانعبر عنه بمجرد عدد يعبر عن كيفية تخامد هذه الموجات لوحدة الطول لمسارها *perrunit path length*، ونستخدم عادة الحرف اللاتيني (∞) (Greek letter alpha) للتعبير عنه، أما وحدة القياس المعتمده فهي ($dBcm^{-1}MHz^{-1}$) (deabets per centimeter MHz).

والجدول (7-2) يمثل هذا المعامل (∞) لمجموعة من المواد البيولوجية في قيمته العضوية عند التردد (1MHz).

Material	المادة	معامل التخماد attenuation coefficient
Lung	الرئة	41
Bone	العظم	20
Air	الهواء	12
Soft tissve	نسيج رخو	1.0

الجدول (7-2)

<i>Material</i>	المادة	معامل التخماد <i>attinuation coefficient</i>
<i>Kindney</i>	الكليه	1.0
<i>Liver</i>	الكبد	0.94
<i>Brain</i>	الدماغ	0.85
<i>Fat</i>	مادة دهنيه	0.63
<i>Blood</i>	الدم	0.18
<i>Water</i>	الماء	0.022

تابع الجدول (7-2)

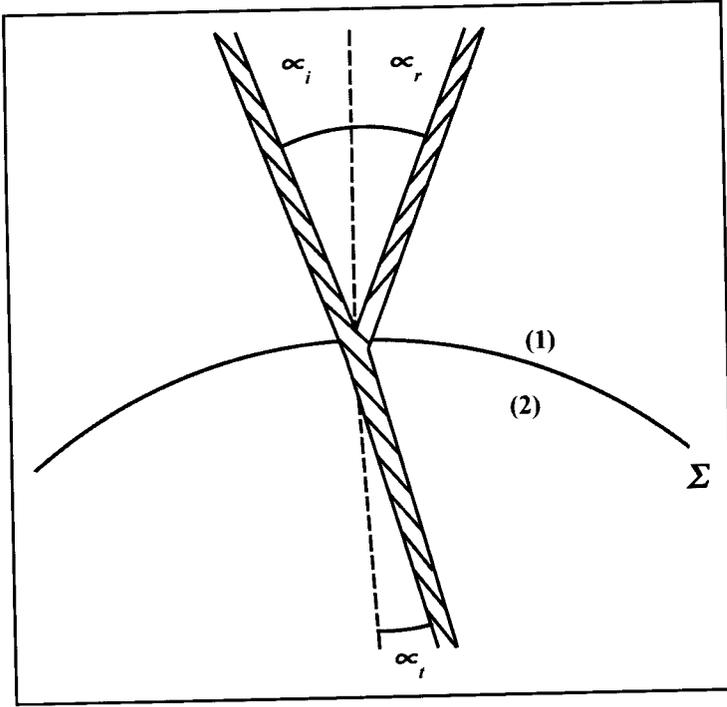
ب- تخامد بالإنعكاس والانكسار *attinuation by refletion and refraction*:

عندما تسقط موجة سمعية بزاوية (α_i) على سطح بيني (Σ) (Σ سطح فاصل بين وسطين (1) و (2) مختلفين بالخواص السمعية)، ينتج عنها موجة منعكسة (*reflected ultrasonic wave*) وفق اتجاه (α_r) وموجة نافذة وفق اتجاه (α_t) (انظر الشكل 7-6).

إنَّ العلاقات الرياضية التي تربط بين ($\alpha_i, \alpha_r, \alpha_t$) والسرعات (c_2, c_1) مشابهة لتلك التي أعطيت بقوانين ديكارت في الضوء الهندسي *Cartesian co-ordination geometrical optics* أي وفق قانون سنل *Senells law*:

$$\alpha_i = \alpha_r$$

$$c_2 \sin \alpha_r = c_1 \sin \alpha_t$$



الشكل (7-6)

تتوزع طاقة الحزمة الواردة بين الحزمة المنعكسة والحزمة النافذة بحيث إن الطاقة الفردية لأي منها تكون أقل من طاقة الحزمة الواردة *incident beam energy*.

وتسمى النسبة بين الطاقة المنعكسة (E_r) والطاقة الواردة (E_i) بمعامل الانعكاس (R) *Reflection coefficient*.

$$R = \frac{E_r}{E_i} \quad (7-4)$$

الذي لا يتعلق إلا بالزوايا (α_r, α_i) وبالممانعات الصوتية *audio-impedances*

الفصل السابع: فائقات الصوت في الطب

(Z) للأوساط (1) و (2). وأن الممانعة الصوتية لوسط هي عبارة عن حاصل ضرب كتلته الحجمية $density$ (ρ) بسرعة فائقة الصوت (c).

$$Z = \rho c \quad (7-5)$$

وهي عبارة عن مقدار يميز طبيعة الوسط الذي تنتشر فيه الموجة وتكون (c) مستقلة عن التردد.

كما رأينا سابقاً (جدول 7-3)

الوسط	Medium	ممانعة صوتية Impedance
ماء	Water	1.5
نسيج مرنة	Soft tissue	1.3-1.7
هيكل عظمي	Skeleton	3.8-7.4
رئة	Lung	0.26
هواء	Air	0.0004

الجدول (7-3)

تتعلق الطاقة المنعكسة بزوايا الورود (∞_i)، فهي عظمى في السقوط الناظمي ($\infty_{i=0}$). وتتناقص إلى حوالي (10^4) عندما ينحرف اتجاه الحزمة بزوايا (12°) عن الناظم (العمود). وأنه في حالة الورود العمودي، يكون معامل الانعكاس مساوياً إلى:

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (7-6)$$

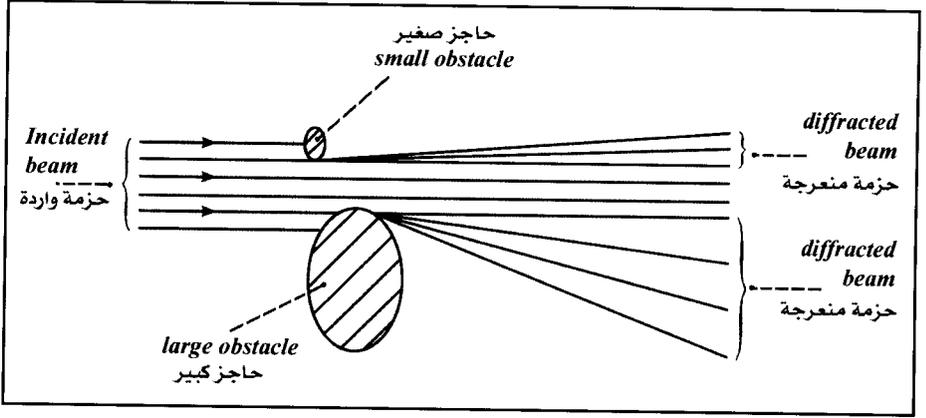
فمعامل انعكاس ماء/هواء قريب جداً من الواحد. لذا من الضروري أثناء الفحص بفائقة الصوت التأكد من عدم وجود هواء بين مجس فائقة الصوت وجلد جسم المريض وإلا فإن كمية غير محدودة من طاقة فائقة الصوت تكون نافذة إلى جسم المريض مما يجعل الفحص مستحيلاً.

ولهذا يتم وضع مادة هلامية مابين جلد جسم المريض ومجس فائقة الصوت (جدول 7-4).

<i>Interface Surface</i>	السطح البيني	معامل الإنعكاس عند سقوط ناظمي <i>Reflection coefficient</i>
<i>Water/Aer</i>	ماء / هواء	0.9989
<i>Water/Bone</i>	ماء / عظم	0.2899
<i>Fatty tissue/ Kidney</i>	نسيج شحمي / كلية	0.0083

الجدول (7-4)

عندما تصادف حزمة فائقة الصوت حاجزاً، فإن جزءاً من الحزمة ينعرج على حافة الحاجز *diffraction* كما في (الشكل 7-7).



الشكل (7-7) انعراج موجة فائقة الصوت بوساطة حاجز

ومن الملاحظ أنه كلما كان تردد الحزمة مرتفعاً وحجم الحاجز كبيراً، كلما كان الإنعراج صغيراً. وبسبب ظواهر الإنعراج (الحيود) على حواف المجسات فإن حزمة فائقة الصوت المنتشرة من مجس مستوي ستكون متباعدة قليلاً، كما أنه كلما كان التردد مرتفعاً، كلما كانت زاوية الإنحراف صغيرة. أي أن فائقات الصوت ذات الترددات العالية موجهة تماماً. ولتخفيض التأثير النسبي لهذا الإنعراج على مقاس موجهة الحزمة، نزيد من حجم المجسات.

7-3 التأثير البيولوجي لفائقات الصوت:

Ultrasonic biological effect

تمتلك فائقات الصوت تأثيراً بيولوجياً من خلال الفعل الحراري والميكانيكي

.thermal and mechanical effects

7-3-1 الفعل الحراري *The thermal effect* :

ينسب الفعل الحراري إلى اطلاق حرارة محرضة بإمتصاص الموجة الفائقة الصوت. كما أنه كلما كان الوسط أكثر امتصاصاً، كلما كان هذا الفعل أكثر أهمية.

7-3-2 الفعل الميكانيكي *The mehenical effect* :

يحدث الفعل الميكانيكي بإنعكاس وإنكسار فائقات الصوت على السطح البيني لوسط الإنتشار كما يحدث أيضاً من ظاهرة التجويف.

تعريف التجويف *cavitation*: هو ظهور فقاعات متشكلة ابتداء من غازات منحلة أو بخار بفعل تغيرات الضغط العائد لموجة فائقات الصوت.

ويبدو أنه في بعض الشروط التجريبية الخاصة جداً، تستطيع فائقات الصوت من خلال الفعل الميكانيكي تحطيم الأحماض النووية *Nuclear acids* و *destruction* وتشويه البروتينات *Protein distortion* والتحريض على انحلال الخلايا *cells degradation*.

7-4 التطبيقات الطبية لفائقات الصوت:

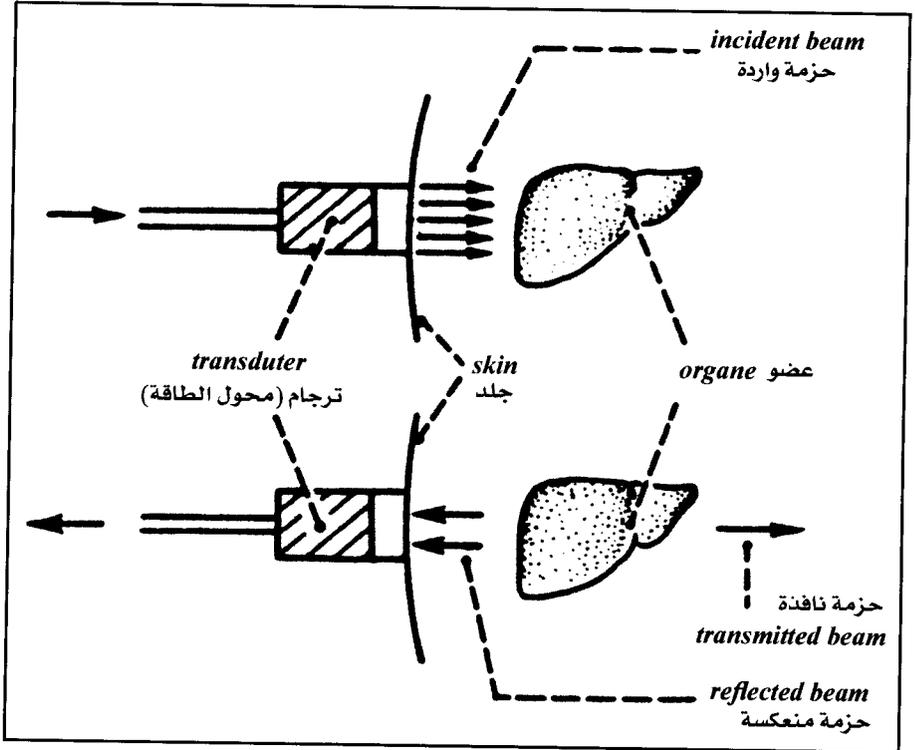
Ultrasound Medical application

في الوقت الحاضر، توجه التطبيقات الطبية لفائقات الصوت نحو التشخيص *diagnosis*، مرتكزة على التوجيه الجيد لحزم فائقات الصوت وقدرتها الانعكاسية على السطح البيني للأوساط التي تملك ممانعات صوتية مختلفة. وأن قدرات فائقات الصوت المستخدمة لوحدة المساحة في تخطيط الصدى ضعيفة ($10^{-2} \text{ watts.cm}^{-2} \approx$). والأفعال الحرارية والميكانيكية مهمة كلياً. وبما أن زمن

الموجة الواردة قصير، تسمى الموجة المنعكسة بالصدى، ومنه جاءت التسمية العامة لتخطيط الصدى نسبة لطرق تصوير فائقة الصوت.

1-4-7 تصوير فائقة الصوت بتخطيط الصدى *Echodebth-sounding*:

يعمل المجس عند تخطيط الصدى كمرسل وكمستقبل في آن واحد، كما أن الصور تتشكل ابتداءً من الإنعكاسات (صدى) التي تتم على مختلف بُنى العضو، انظر (الشكل 7-8).



الشكل (7-8) مخطط استقصاء تخطيط الصدى

يتم ارسال فائقات الصوت وفق قطار من الأمواج المتتالية بأزمان قيرة جداً بغية تفادي التداخلات على مستوى الترجام (محول القدرة) بين الأمواج التي يصدرها والأمواج التي يتلقاها.

وللحصول على صورة جيدة، يجب تحديد وبدقة مكان المادة المولدة للصدى على الحزمة، وهذا بدوره يتطلب استخدام حزم ضيقة جداً *narrow beams*، أي يجب استخدام مجسات صغيرة الحجم (لكن ليست صغيرة جداً من أجل حصر ظواهر الحيود على مستوى المجس).

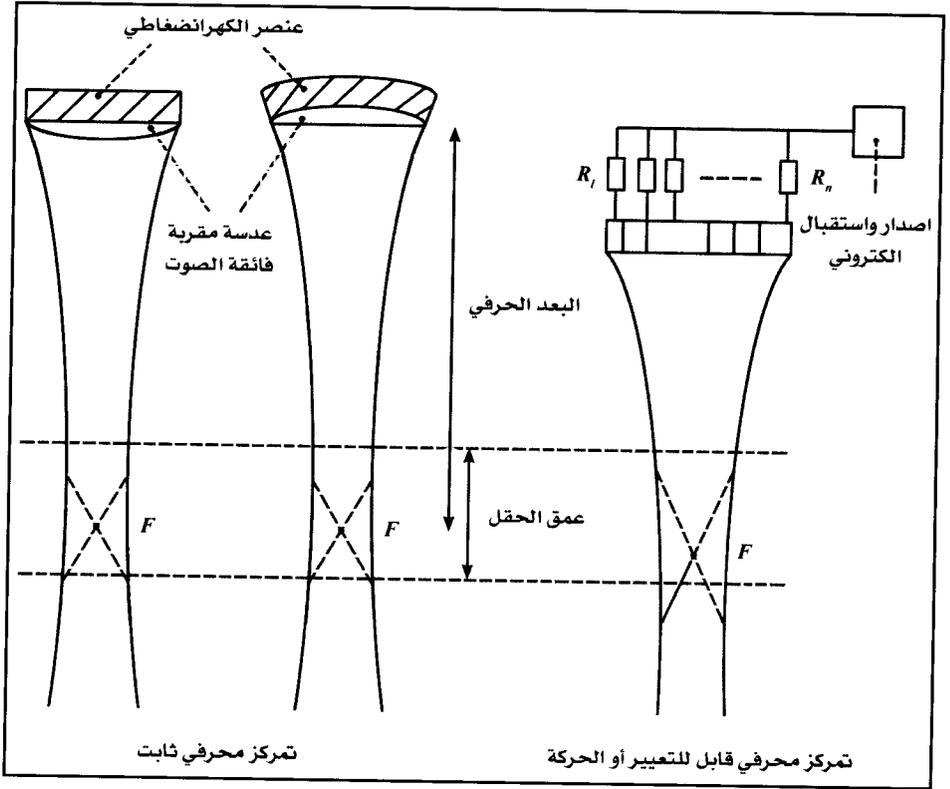
كما يجب أن تكون أيضاً قادرة على كشف الأجسام الصغيرة الحجم وهذا يتطلب استخدام ترددات عالية بغية حصر الحيود على مستواها.

أخيراً يجب أن تكون قادرة على كشف مواد قليلة مولدة الصدى وبالتالي من الضروري أن يكون امتصاص النسج للحزمة صغيراً وهذا يعني أن الترددات المستخدمة يجب أن تكون ضعيفة بما فيه الكفاية.

أما الترددات العالية (التي تعطي أفضل الصور)، فهي مخصصة لاستقصاء الأعضاء الظاهرية مثل (العين، الغدة الدرقية) وفي الوقت الحاضر وبهدف تحسين المقدره الفاصلة المكانية، يتم تمركز حزم فائقة الصوت بطرق مختلفه انظر (الشكل 7-9). لكن لايمكن الحصول على صور واضحة إلا للأجسام واقعة في بعض المناطق (عمق الحقل) وعلى بعد معروف من المجس (البعد المحرقى) *focal length* ويكون أحياناً قابلاً للتعبير (تحريكي).

كنا قد بينا بأن الهواء يعتبر حاجزاً هاماً جداً لتوغل فائقات الصوت، لذا فإن امكانيات استقصاء الأعضاء الحاوية على الهواء مثل (الرئة، القناة الهضمية) بفائقات الصوت محدودة.

الفصل السابع: فائقات الصوت في الطب



الشكل (7-9)

يبين التمرکز الثابت، تقارب حزمة فائقات الصوت في النقطة (F)، كما أن لكل مجس بعداً محرقياً خاصاً به. ونلاحظ أن التمرکز قابل للتغيير (قابل للحركة).

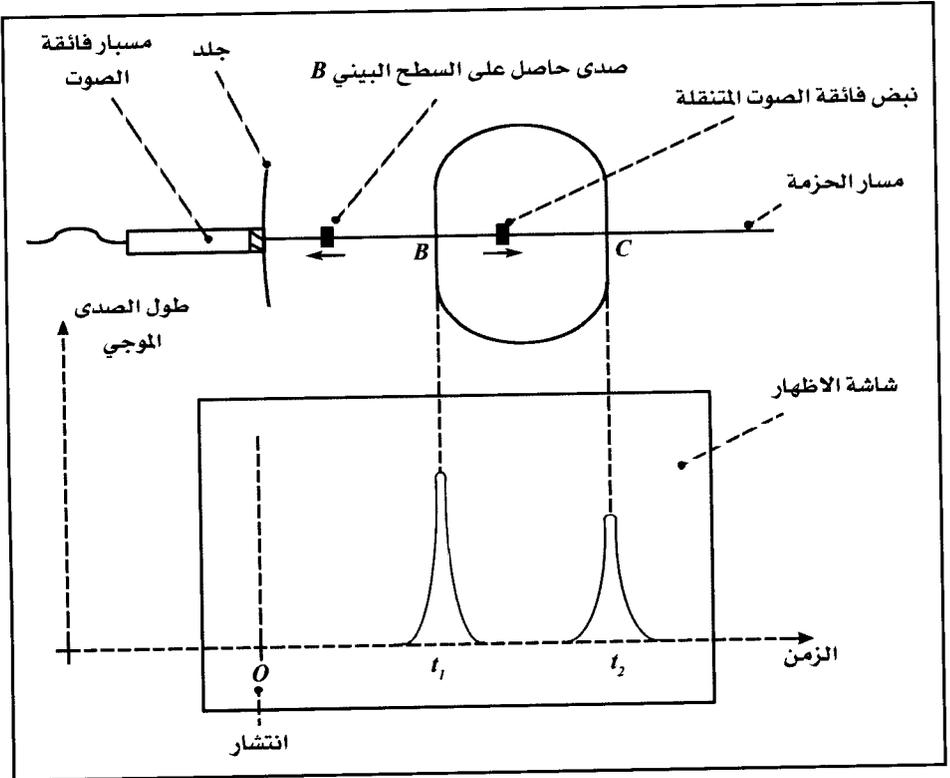
إن العناصر (R₁ - R_n) تنتج فروقاً في الطور، بحيث تصل الأمواج المرسلّة من مختلف عناصر الكهرانضغاطية إلى النقطة (F) بنفس الطور، كما أنه بتغيير فروق الطور إلكترونياً، نستطيع تغيير البعد المحرق.

إن السطح البيني النسيجي (لين/عظم) لايسمح بمرور إلا حوالي (30%) من الطاقة الواردة. وهذا يعني بأن بنية مولد الصدى الواقعة خلف العظم توشك أن تكون مستورة بتلك البنية المادية.

وبما أن المرسل والمستقبل مختلفين، فإن السطوح المولدة للصدى والعمودية تقريباً على مسار الحزمة، ستكون هي المكتشفة بوضوح. لذا من الضروري أثناء التشخيص الطبي وضع المجس عمودياً *perpendicular* ما أمكن على محيطات الأعضاء المراد تصويرها.

أ- تخطيط الصدى (A) (تخطيط الصدى المطالي-الطول الموجي):

في تصوير الصدى (A)، يتم الحصول على الصورة من خلال تمثيل الطاقة الصوتية المنعكسة من بنى مولدات الصدى كتاباً للزمن (انظر الشكل 7-10).



الشكل (7-10) تخطيط الصدى A

وبعد ذلك يتم تحديد السطوح البينية لمولدات الصدى ابتداءً من قياس الزمن المستغرق بين الإرسال والاستقبال (مفترضين معرفة سرعة الانتشار). والمقصود بذلك قياس وحيد البعد (على مسار الحزمة التي يفترض أن تكون ثابتة). تستخدم هذه التقنية في صدى-تصوير الدماغ لقياس مكان البنية الوسطية للدماغ ولكشف الأورام الدموية والأورام الأخرى.

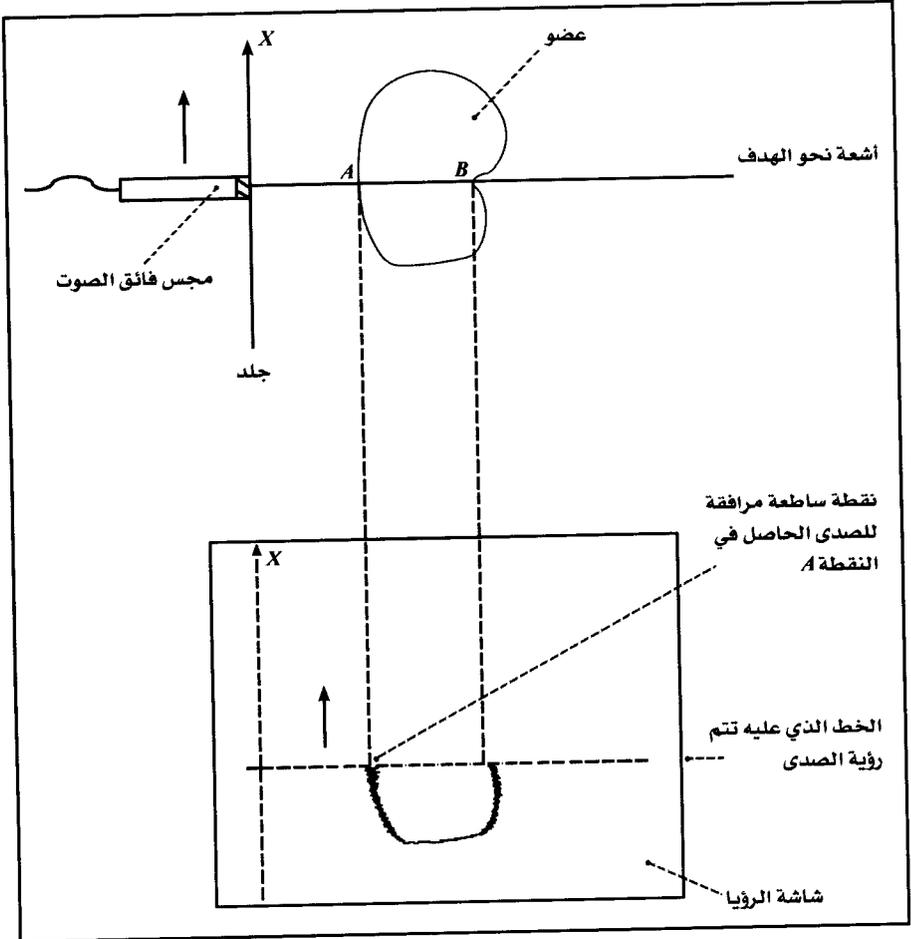
إنه فحص سهل وسريع ويمكن تطبيقه في حالة الإسعاف. كما تسمح هذه التقنية من خلال تحليل الصدى للمنطقة المشتبه بها، بتمييز الوسط المتجانس (إذاً بدون صدى) من الوسط المتباين.

أما في طب العيون: يسمح تخطيط الصدى (*A-scan*) بقياس أبعاد العين والتفتيش عن الأجسام الغريبة.

ب- تخطيط الصدى (*B*) (تخطيط الصدى الساطع):

في هذه الطريقة الإستقصائية، يتم تمثيل الصدى كتابع للزمن (*B-scan*) على شكل نقاط ضوئية، يزداد سطوعها بإزدياد معامل الانعكاس. ويتم تضخيم الإشارة المستقبلية لكي تعادل تخامد الموجة بالامتصاص. وكلما كان الزمن الفاصل بين إرسال الموجة واستقبال الصدى طويلاً كلما كان التضخيم كبيراً. وكما في تخطيط الصدى (*A-scan*) يمكن تحديد البنى ابتداءً من قياس الزمن بين الإرسال والاستقبال. كما أنه عند تحرك المجس تتمكن حزمة فائقة الصوت من إستقصاء مستوى ما، عندئذ يمكن الحصول على تمثيل لمختلف بنى مولدات الصدى على شكل قطع والحصول على مايسمى بتخطيط الصدى المقطعي. وإن المستقيم الذي يظهر عليه الصدى يتحرك على شاشة الرؤيا *display monitor* بشكل مماثل لتحرك حزمة فائقة الصوت. وأنه عند تحريك المجس يجب عدم مسح الصدى السابق من الشاشة. هذا ويوجد نوعان لتخطيط الصدى (*B-scan*).

- تخطيط الصدى (B) عند السرعة المنخفضة كما في (الشكل 7-11) في هذه الحالة، يمكن تحريك المجس يدوياً أو آلياً، والمسح الآلي يسمح بتنفيذ إستقصاء منتظم جداً. إن هذه الطريقة لاتسمح بالحصول على صور واضحة للبنى التي تتغير بسرعة مع الزمن، لذا يطلق عليها إسم تخطيط الصدى السكوني.



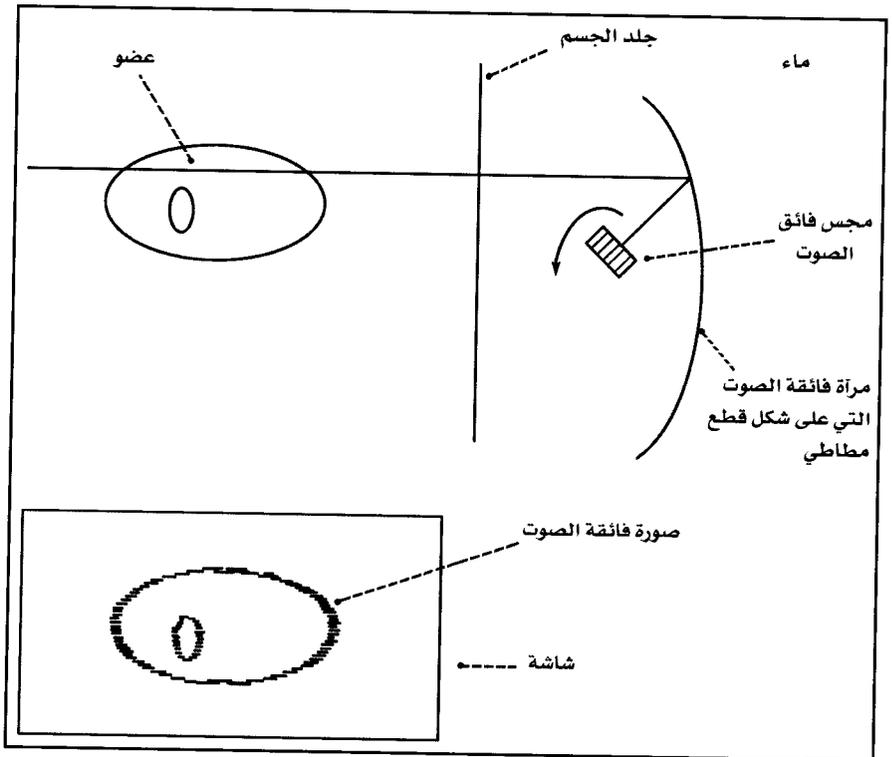
الشكل (7-11) تخطيط الصدى B عند السرعة المنخفضة وأثناء الانتقال المتتالي للمجس

الفصل السابع: فائقات الصوت في الطب

هذا ويوجد ذاكرة إلكترونية وسيطية تظهر الإشارات، كما أنها تقوم بتدوين معلومات تخطيط الصدى بتتابع انتقال المجس.

وهناك نظام إلكتروني يقرأ المعلومات المحفوظة ويظهرها على أنبوبة فيديو وفقاً لمختلف درجات اللون الفضي الجاهزه على النظام.

- تخطيط الصدى (B) عند السرعة الكبيرة والمسمى بتخطيط الصدى في الزمن الحقيقي.



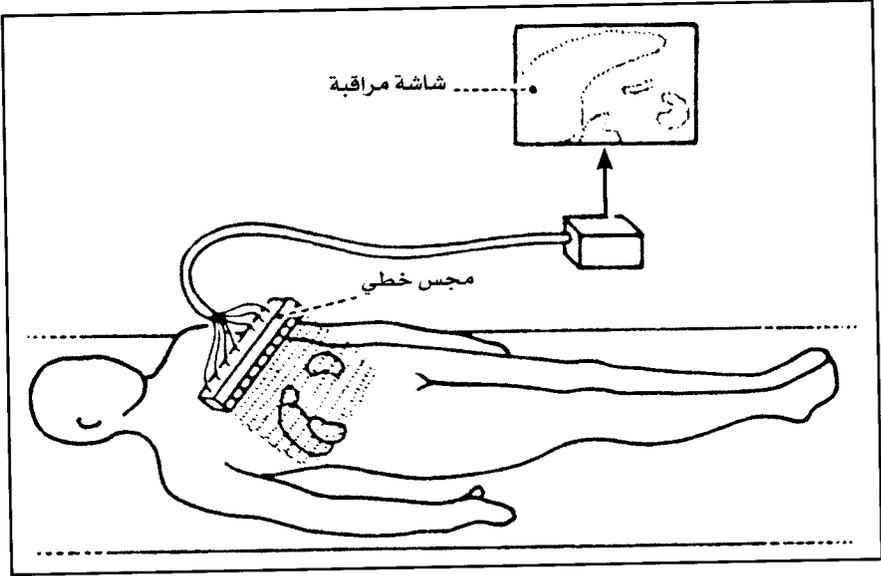
الشكل (7-12) تخطيط الصدى B بمجس دوار

أ-تخطيط الصدى بمجس دوار كما في (الشكل 7-12) في هذه الحالة، يدور محول القدرة لفائقة الصوت في محرك مرآة على شكل قطع مكافئ $ellips$. وأن

الحزمة المرسله تستطيع أيضاً مسح مستوي قطع. بينما تسلك أمواج فائقة الصوت طريقاً عكسياً.

يسمح هذا النوع من تخطيط الصدى بالحصول من (10 إلى 30) صورة في الثانية. لكن العقبة التي تواجه هذه الطريقة هي استخدام مجس كبير نسبياً موجود في الماء. كما أن انتقال الخط الأفقي الذي يتم عليه تمثيل الصدى على شكل نقاط ساطعة خاصة لدوران المجس.

ب- تخطيط الصدى (B) بمسح إلكتروني خطي كما في (الشكل 7-13).



الشكل (7-13) يبين تخطيط الصدى B بمجس تشبيكي خطي

يتكون المجس في هذا النوع من تخطيط الصدى من عدد كبير من كواشف فائقات الصوت بأبعاد صغيرة موضوعة بجانب بعضها البعض (تشبيك خطي). وهناك جهاز إلكتروني يقوم بتنشيط محولات القدرة بالتناوب مما يسمح بالحصول

الفصل السابع: فائقات الصوت في الطب

على الصورة بحوالي ($1/100$) من الثانية. إذ أنه يقوم بإستبدال عناصر الكهرانضغاطية بسرعة كبيرة جداً والحصول على صورة واضحة للأعضاء التي تتغير أبعادها بسرعة مع الزمن.

ولتخطيط الصدى بسرعة كبيرة ضوابط كافية للصور تمكنه من الإستغناء عن الذاكرات الوسيطة، كما أن استمرارية الشبكية تعطي إنطباعاً مستمراً بين الصور، ومع ذلك يتم استخدام ذاكرات ألكترونية *electronic memories* لتخزين بعض الصور التي يتم تحليلها بأزمان مختلفه وبالتفصيل.

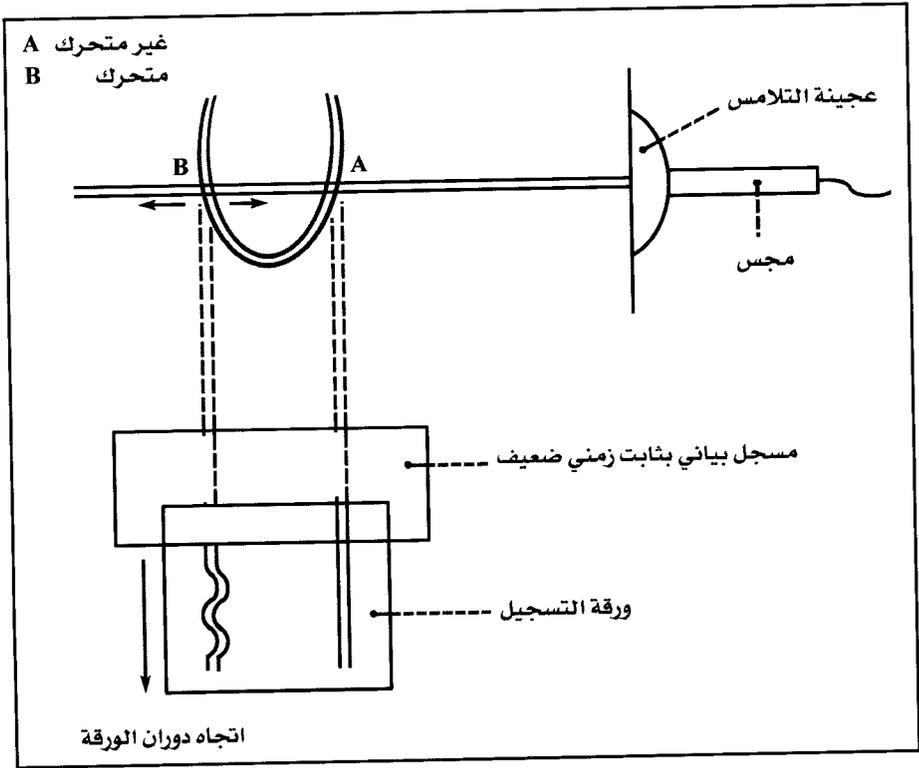


الشكل (14-7) صورة تخطيط الصوت (حمل في الاسبوع ٣٢- مقطع عرضي) حيث نميز على الصورة يد ورأس

وبشكل خاص فإن تخطيط الصدى (*B-scan*) بمسح ألكتروني خطي *linear electronic scan* مهياً لدراسة الأعضاء المتحركة بسرعة (القلب مثلاً). يسمى هذا

النوع من تخطيط الصدى بتخطيط الصدى التحريكي والذي تزداد الحاجة إليه يوماً بعد يوم. فهو بسيط وسريع وغير خطر ويعطي صوراً مقطعية عالية الجودة ويستخدم بكثرة في تقصي النسيج المرنة ويعتبر مفيداً للغاية في المتابعة المتلاحقة للجنين *fetal case* كما في (الشكل 7-14).

ج- تخطيط الصدى *TM-mode scan* (تخطيط الصدى الزمني-الحركي).



الشكل (7-15) تخطيط الصدى *TM*

المقصود به تخطيط الصدى المشتق من النموذج (*B-scan*)، بحيث يكون المجس ثابتاً، بينما يتحرك حامل التسجيل بتابعية الزمن كما في (الشكل 7-15)

الفصل السابع: فائقات الصوت في الطب

الذي يوضح بأن تخطيط الصدى من هذا النوع لايعطي صورة بنية مولد الصدى، لكن فقط حركة النقاط التي توجد على مسار الحزمة.

إن البنية الساكنة لمولد الصدى ستعطي مستقيماً موازياً لاتجاه تحرك الحامل. وبالتالي فالصدى الوارد من السطوح البينية المتحركة سيعطي منحنيات تمثل حركة بنى مولدات الصدى.

يستخدم هذا النوع من تخطيط الصدى بكثرة في أمراض القلب لتشخيص شذوذات الصمامات القلبية ولدراسة حركية البطين *allows the dynamics of the heart valves to be measured*

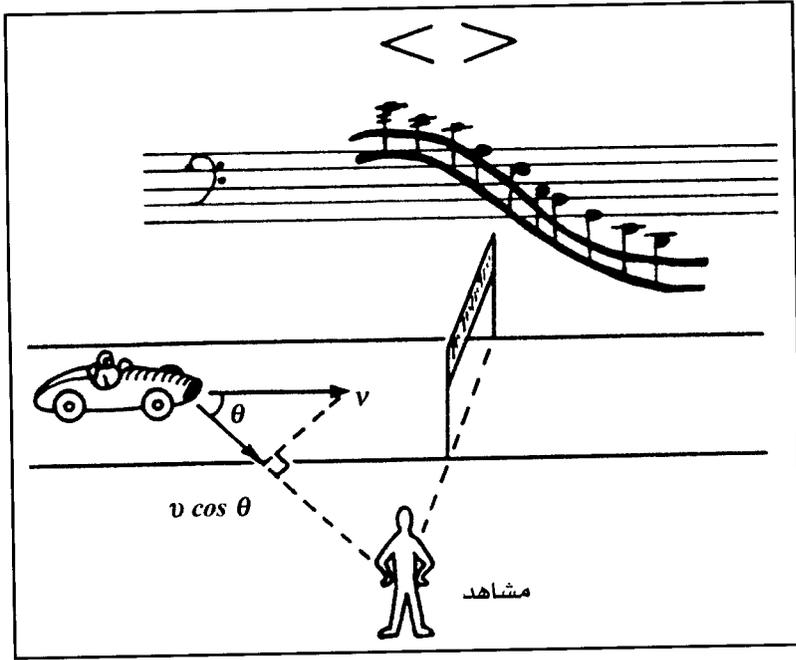
7-4-2 مفعول دوبلر *Doppler effect*:

عندما يتحرك مرسل فائقة الصوت (أومنيغ، انظر الشكل 16-7) بالنسبة لوسط الانتشار فإن تردد موجة فائقة الصوت المقاسة بمستقبل ثابت بالنسبة للوسط، لايساوي تردد الإرسال (f). فينتج تغير نسبي للتردد ($\Delta f/f$) مرتبط بسرعة الصوت في الوسط (c) وبسرعة المنبع (v) على طول اتجاه الموجة من خلال العلاقة التالية:

$$\frac{\Delta f}{f} = \frac{v}{c} \quad (7-7)$$

عندما تبقى (v) صغيرة بالنسبة إلى (c).

وبالعكس عندما يتحرك مستقبل فائقة الصوت بالنسبة للوسط الذي تنتشر فيه موجة فائقة الصوت بتردد (f) فإن التردد المقاس يكون هنا أيضاً مختلفاً عن (f). كما أن التغير النسبي للتردد يتبع نفس القانون كما هو في الحالة السابقة.



الشكل (7-16) مثال عن مفعول دوبلر

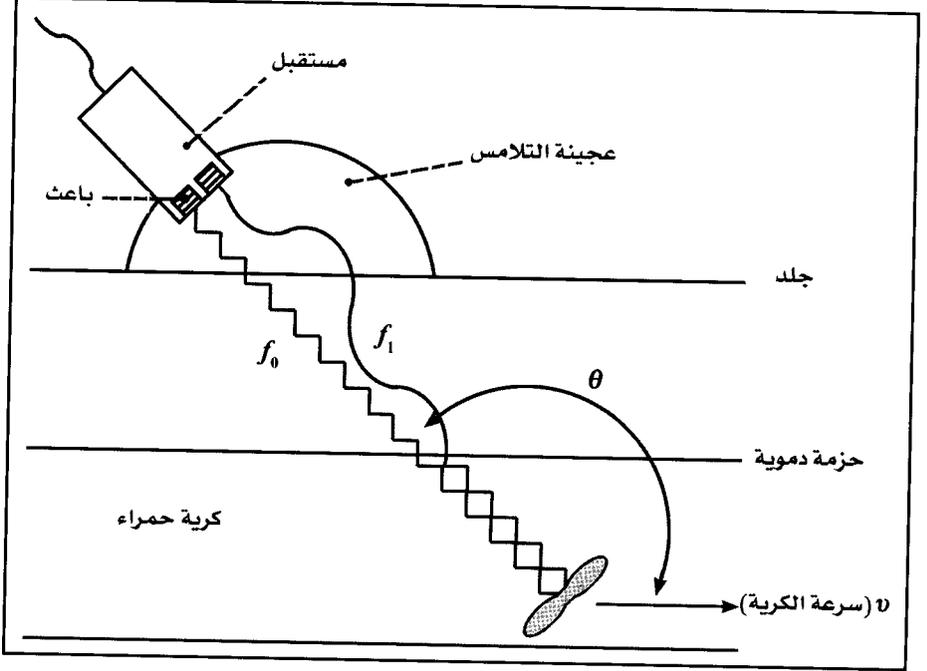
وبالعودة إلى (الشكل 7-16) نرى بأن الأصوات المرسل من محرك السيارة تكون مزعجة أكثر فأكثر كلما اقتربت السيارة أو ابتعدت. وعند مرورها أمام المراقب يكون المقدار ($v \cos \theta = 0$) وبالتالي فالصوت المسموع هو نفسه كما لو كانت السيارة واقفة.

يرتكز جهاز دوبلر المستخدم في التطبيقات الطبية على انعكاس موجة فائقة الصوت بالكريات الحمراء المتحركة وعلى تغير تردد موجة فائقة الصوت المرتبطة بسرعة انسياب *blood fluidity* الدم بالنسبة للمرسل أو للمستقبل.

ويختلف تردد الموجة المنعكسة عن تردد الموجة الواردة بكمية متناسبة مع سرعة كريات الدم *red blood cells velocity*. ونطلق اسم تردد دوبلر *Doppler*

الفصل السابع: فائقات الصوت في الطب

frequency على الفرق (Δf) بين تردد الإرسال وتردد الإستقبال، وهو موجب أو سالب حسب اتجاه الإنسياب كما هو واضح في (الشكل 7-17).



الشكل (7-17) مبدأ جهاز دوبلر

حيث يقوم المرسل بإرسال إشارة بتردد (f_0)، ويقوم المستقبل بإستقبال تردد (f_1) وبالتالي فإن:

$$f_1 = f_0 + \Delta f \quad (7-8)$$

وإن

$$\Delta f = 2 \frac{v}{c} f_0 \cos \theta \quad (7-9)$$

ففي (الشكل 7-17) حيث: ($f_1 < f_0$) مثلاً $\theta = 60^\circ$ ، $c = 1500 \text{ m/sec}$ ،

$f_0 = 1.5 \text{ MHz}$ ، $v = 0.5 \text{ m/sec}$ نحصل على:

$$\Delta f = 500\text{Hz}$$

وبالتالي

$$f_i = 1499.5\text{KHz}$$

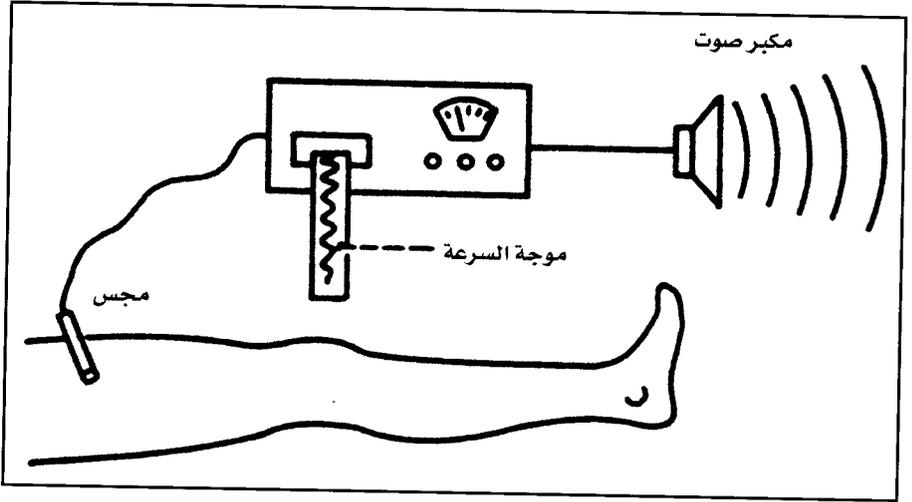
إن معرفة إشارة تردد دوبلر *Doppler shift* (Δf) تسمح بتحديد إتجاه الإنسياب وبما أن سرعة إنسياب الدم متغيرة أثناء الدورة القلبية، فإن تردد دوبلر يتغير تماماً مثلها. هذا ويوجد نوعان رئيسيان لجهاز دوبلر.

أ- جهاز دوبلر بإرسال مستمر *Doppler instrument ac transmitting*:

في هذا النوع من الجهاز، يتم إرسال موجة جيبيية مستمرة بإتجاه المنطقة الوعائية المراد فحصها. وبما أنه عند لحظة محددة تتغير سرعة كريات الدم تبعاً لمكان تواجدها في المقطع العرضي للوعاء الدموي *cyclical variation of blood velocity be monitered*، فإن تردد دوبلر سيتوافق مع سرعة جميع كريات الدم الواقعة على مسار حزمة فائقة الصوت *Doppler shift is proprtional to the reflector or scatterer velocity*. لذا ستكون الإشارة المستقبلية دورية لكنها ليست جيبيية. وأنه عند إعطاء السرعات اللحظية للدم في الأوعية الدموية والترددات المستخدمة، فإن ترددات دوبلر عندئذ تبقى تقريباً ضمن مجال الترددات المسموعة أثناء الدورة القلبية. كما أنه أثناء فحص دوبلر يتم استخدام مقياس التردد الذي يقوم بتسجيل الإشارة المتناسبة مع تردد دوبلر (موجة السرعة).

ونعرف موجة السرعة *velocity wave form* على أنها إشارة متناسبة مع تردد دوبلر، فهي تميز سرعة كريات الدم. كما أن دورها يساوي لدور القلب *heart pulse* وأن متوسطها متوافق مع السرعة المتوسطة للدم وتكون متزايدة في مستوي التضيق.

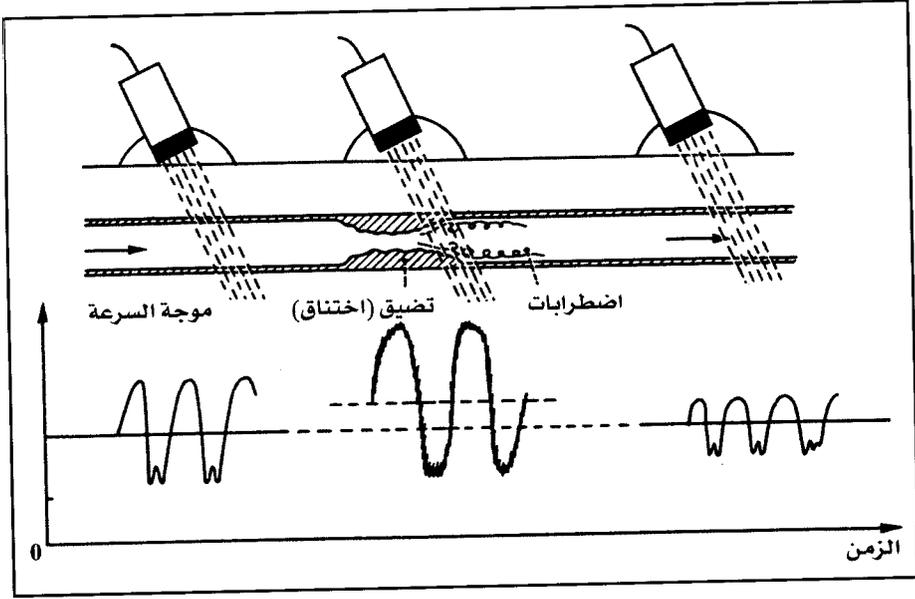
كما يتم أيضاً استخدام نظام إصغاء بمكبر صوت *microphone amplifier* يسمح بالحصول على معلومات نوعية عن حالة الإنسياب المدروس انظر (الشكل 7-18).



الشكل (7-18) فحص باستخدام جهاز دوبلر

إن تطبيقات جهاز دوبلر بإرسال مستمر عديدة، لاسيما في دراسة جهاز دوران الدم. وأن أحد الأهداف الرئيسية لفحص دوبلر هو التفتيش عن الإنسدادات الجزئية للأوعية الدموية (تضيقات) *blood arteries narrowing*. وأنه بتحريك المجس على طول الجزء الوعائي المشتبه به مع الإحتفاظ به ما أمكن بزاوية ثابتة، نسجل أمواج السرعة الدموية.

ففي مؤخرة التضيق، يتناقص النبض *decreasing in pulse*. أما في مستوي التضيق، نلاحظ تزايداً في سعة موجة السرعة *wave amplitude increasing* الموافقة لتزايد السرعة المتوسطة. وأن وجود اضطرابات يترجم بمركبات عالية التردد تظهر على الإشارة المسجلة، انظر (الشكل 7-19).



الشكل (7-19) جهاز دوبلر

ب- جهاز دوبلر بإرسال نبضي *Pulses Duppler instrument*:

في هذا الجهاز، توجد مجموعة إلكترونية تسمى (حامل إلكتروني) تسمح بانتخاب فقط الجزء الوارد من الصدى من حجم يمكن ضبطه بالطول والموضع بالمقارنة مع الكاشف.

وبموجب تعيير *calibration* هذا الحامل، يكون ممكناً تحديد مواضع جدران الأوعية الدموية (تقدير قطرها) وكشف توزع السرعات نقطة بنقطة. وهكذا نرى بأن هذه الأجهزة تسمح في بعض الحالات بتقدير تدفق الدم في الوعاء الدموي الذي نقوم بدراسته.

7-4-3 التطبيقات العلاجية لفائقات الصوت *Ultrasound therapy usage* :

تستخدم فائقات الصوت أحياناً في معالجة بعض إصابات العضلات الوترية أو العظمية من خلال تأثيرها الحراري والميكانيكي *thermal and mechanical effects*.