Ultrasound Techniques

The ***echo principle*** forms the basis of all common ultrasound techniques. The ***distance*** between the transducer and the reflector or scattered in the tissue is measured by ***the time between the emission of a pulse and reception of its echo***. Additionally, the ***intensity of the echo can be measured***. With Doppler techniques, comparison of the ***Doppler shift of the echo with the emitted frequency gives information about any movement of the reflector***. The various ultrasound techniques used are described below. يشكل مبدأ الصدى الأساس لجميع تقنيات الموجات فوق الصوتية الشائعة. تقاس المسافة بين محول الطاقة والعاكس أو المتناثر في الأنسجة بالزمن بين انبعاث النبضة واستقبال صدىها. بالإضافة إلى ذلك، يمكن قياس شدة الصدى. باستخدام تقنيات دوبلر، فإن مقارنة إزاحة دوبلر للصدى مع التردد المنبعث تعطي معلومات حول أي حركة للعاكس. يتم وصف تقنيات الموجات فوق الصوتية المختلفة المستخدمة أدناه.

Modes Ultrasound

The time lag (τ) between emitting and receiving a pulse is the time it takes for sound to travel the distance to the scatter and back, i.e. twice the range (r) to the scatter at the speed of sound (c) in the tissue. Thus: الفارق الزمني () بين إرسال واستقبال النبضة هو الوقت الذي يستغرقه الصوت ليقطع المسافة إلى المبعثر والعودة، أي ضعف النطاق () إلى المبعثر عند سرعة الصوت () في الأنسجة. هكذا:

$$r = \frac{c\,\tau}{2}$$

The pulse is thus emitted, and the system is set to await the reflected signals, ***calculating the depth of the scatterer*** on the basis of the ***time from emission to reception*** of the signal. The total time for awaiting the reflected ultrasound is determined by the ***preset depth*** desired in the image. *وهكذا تنبعث النبضة، ويتم ضبط النظام على انتظار الإشارات المنعكسة، وحساب عمق المبعثر على أساس الوقت من الانبعاث إلى استقبال الإشارة. يتم تحديد الوقت الإجمالي لانتظار الموجات فوق الصوتية المنعكسة من خلال العمق المحدد مسبقًا المطلوب في الصورة.*

The ***received energy at a certain time, i.e. from a certain depth, can be displayed as energy amplitude***, ***A-mode (Amplitude)***. A-mode shows the ***depth and the reflected energy from each scatter*** (figure 8.31). يمكن عرض الطاقة المستقبلة في وقت معين، أي من عمق معين، على شكل سعة الطاقة، الوضع (السعة). -يظهر الوضع العمق والطاقة المنعكسة من كل مبعثر

The **amplitude** can also be d***isplayed as the brightness of the certain point representing the scatter***, in a ***B-mode (Brightness) plot***. B-mode shows the ***energy or signal amplitude as the brightness*** (in this case the ***higher energy is shown darker***, against a ***light background***) of the point. And if some of ***the scatters***

are moving, the ***motion curve can be traced by letting the B-mode image sweep across a screen or paper***. This is called the ***M-mode or T-M Mode (Motion or Time-Motion Mode)***. If the d***epth is shown in a time plot, the motion is seen as a curve (and horizontal lines for the non moving scatterers) in an M-mode plot.*** These modes illustrated in Fig. 8.31 and will be explained in detail in the following sections. **يمكن أيضًا عرض السعة على أنها سطوع نقطة معينة تمثل التشتت، في مخطط الوضع (السطوع). – يُظهر الوضع الطاقة أو سعة الإشارة مثل سطوع النقطة (في هذه الحالة تظهر الطاقة الأعلى بشكل أغمق، على خلفية فاتحة). وإذا كانت بعض العناصر المبعثرة تتحرك، فيمكن تتبع منحنى الحركة عن طريق السماح لصورة الوضع – بالتمرير عبر الشاشة أو الورقة. وهذا ما يسمى الوضع أو الوضع (وضع الحركة أو وضع الحركة الزمنية). إذا تم عرض العمق في مخطط زمني، فسيتم رؤية الحركة على أنها منحنى (وخطوط أفقية للتشتت غير المتحرك) في مخطط الوضع. هذه الأوضاع موضحة في الشكل 8.31 وسيتم شرحها بالتفصيل في الأقسام التالية.**

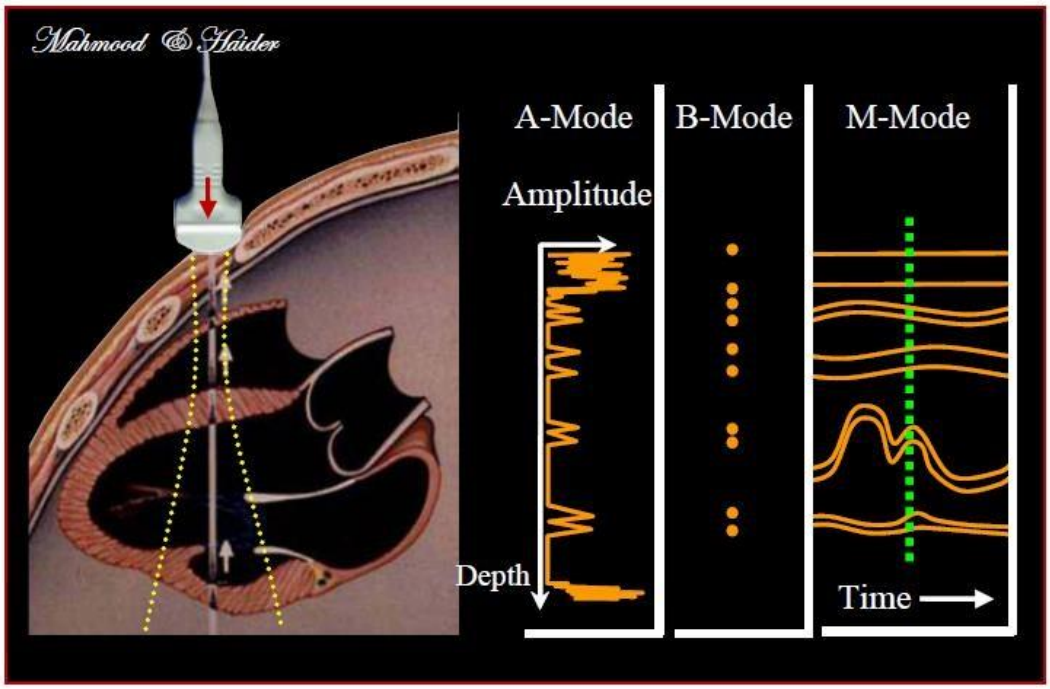

Figure 8.31: Transfer reflected "echoes" to images.

The ***ratio of the amplitude (energy) of the reflected pulse and the incident is called the reflection coefficient***. The ***ratio of the amplitude of the incident pulse and the transmitted pulse is called the transmission coefficient***. Both are dependent on the ***differences in acoustic impedance of the two materials***. The acoustic impedance (Z) of a medium is the ***speed (c) of sound in the material × the density (ρ)***: $Z = c \times \rho$ ***وتسمى نسبة سعة (طاقة) النبضة المنعكسة والحادثة بمعامل الانعكاس. وتسمى نسبة سعة النبضة الساقطة والنبضة المرسلة بمعامل الإرسال. كلاهما يعتمد على الاختلافات في المعاوقة الصوتية للمادتين. المعاوقة الصوتية للوسط هي سرعة الصوت في المادة وكثافتها***

Thus, if the ***velocities of sound*** in two materials are ***very different***, the ***reflection will be close to total***, and ***no energy will pass into the deeps*** material. This occurs in boundary zones between ***soft tissue and bone***, and ***soft tissue and air***. This means that the ***deepest material can be considered to be in a shadow***. **وبالتالي، إذا كانت سرعات الصوت في مادتين مختلفة تمامًا، فسيكون الانعكاس قريبًا من الكلي، ولن تمر أي طاقة إلى مادة الأعماق. يحدث هذا في المناطق الحدودية بين الأنسجة الرخوة والعظام، والأنسجة الرخوة والهواء. وهذا يعني أنه يمكن اعتبار أعمق المواد موجودة في الظل.**

A-mode

As late as the 1960's, was used ***A-mode*** (A-scan, ***amplitude modulation***) and it is now ***obsolete in medical imaging***. It is just of historical importance and ***rarely used today***, as it conveys ***limited information***, e.g. ***measurement of distances***. The A-mode is sometimes used only in ***ophtalmology or for showing Mid-line displacement in the brain*** (figure 8.32). A-mode is a ***one-dimensional examination*** technique in which a transducer with a ***single crystal is used***. It is the simplest form of ultrasound imaging which shows only the ***position of tissue interfaces***. As an imaging technique it has been largely superseded by B-mode imaging or other imaging techniques, such as computed tomography. However, ***A-mode illustrates the basic principles of ultrasound imaging***. **في أواخر ستينيات القرن العشرين، تم استخدام الوضع (-المسح، تعديل السعة) وهو الآن قديم في التصوير الطبي. إنها ذات أهمية تاريخية فقط ونادرا ما تستخدم اليوم، لأنها تنقل معلومات محدودة، على سبيل المثال. قياس المسافات. يُستخدم الوضع – أحيانًا فقط في طب العيون أو لإظهار إزاحة الخط المتوسط في الدماغ (الشكل 8.32). - الوضع هو تقنية فحص أحادية البعد يتم فيها استخدام محول طاقة ببلورة واحدة. إنه أبسط شكل من أشكال التصوير بالموجات فوق الصوتية والذي يُظهر فقط موضع واجهات الأنسجة. باعتبارها تقنية تصوير، فقد تم استبدالها إلى حد كبير بالتصوير ذي الوضع أو تقنيات التصوير الأخرى، مثل التصوير المقطعي المحوسب. ومع ذلك، يوضح الوضع المبادئ الأساسية للتصوير بالموجات فوق الصوتية.**

In the A-mode, the ***echoes returning from the body are displayed as signals on the screen along a time (distance) axis as peaks proportional to the intensity (amplitude) of each signal***. A-mode displays the ***voltage produced across the transducer on an oscilloscope screen representing echo amplitude*** (hence the term "A-mode") ***on the ordinate, or y-axis, as a function of time on the abscissa***, ***or x-axis***. ***Time can be presented on the x-axis as distance*** from the ultrasound transducers with the assumption of a ***constant speed of sound***. The ***amplitude of the reflected sound*** is shown by the ***height of the vertical deflection on the oscilloscope***. **في الوضع -، يتم عرض الأصداء العائدة من الجسم كإشارات على الشاشة على طول محور زمني (مسافة) كقمم تتناسب مع شدة (سعة) كل إشارة. يعرض الوضع -الجهد الناتج عبر محول الطاقة على شاشة راسم الذبذبات الذي يمثل سعة الصدى (ومن هنا مصطلح "-الوضع") على الإحداثي، أو -المحور، كدالة للوقت على الإحداثي السيني، أو المحور السيني. يمكن**

عرض الوقت على المحور السيني كمسافة من محولات الطاقة بالموجات فوق الصوتية مع افتراض سرعة الصوت الثابتة. يتم عرض سعة الصوت المنعكس من خلال ارتفاع الانحراف الرأسي على راسم الذبذبات.

For example, if a sound wave is transmitted through the side of the head, the reflected beam is a line with three distinct peaks (amplitude) that form where the sound is reflected off three hard formations as shown in figure 8.33. One is the skull closest to the transducer, next is the midline structure in the brain, the falx cerebri, which is not as hard as bone, but is hard enough to deflect sound, and the third peak is formed from the skull bone on the opposite side of the head. This type of scan was used as a crude check for a ***brain tumor or for bleeding from a vessel within the brain***, which could be inferred if the falx was shifted from the midline. على سبيل المثال، إذا انتقلت موجة صوتية عبر جانب الرأس، فإن الشعاع المنعكس هو خط ذو ثلاث قمم (سعة) متميزة تتشكل حيث ينعكس الصوت من ثلاثة تشكيلات صلبة كما هو موضح في الشكل 8.33. إحداهما هي الجمجمة الأقرب إلى محول الطاقة، والثانية هي بنية الخط الأوسط في الدماغ، ومنجل المخ، وهو ليس بصلابة العظام، ولكنه قوي بما يكفي لصرف الصوت، والقمة الثالثة تتشكل من عظم الجمجمة الموجود على المنجل. الجانب الآخر من الرأس. تم استخدام هذا النوع من الفحص كفحص أولي لورم في المخ أو نزيف من وعاء داخل الدماغ، وهو ما يمكن استنتاجه إذا تم نقل المنجل من خط الوسط.

<u>There were (and are) several problems with this simple system:</u> *كانت هناك (ولا تزال) العديد من المشاكل في هذا النظام البسيط:*

- You don't know the exact direction it came from. *أنت لا تعرف الاتجاه الدقيق الذي جاءت منه*
- You don't know for sure what the echo bounced off of. أنت لا تعرف على وجه اليقين ما الذي ارتد منه الصدى
- You don't know what the object generating the echo looks like. *أنت لا تعرف كيف يبدو الجسم الذي يصدر الصدى*

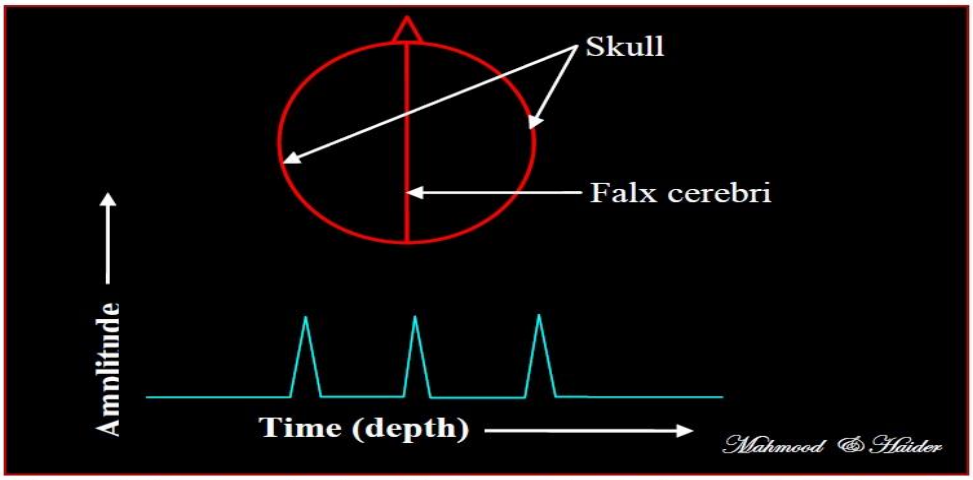

Figure 8.33: A-mode (amplitude mode) of ultrasound display. An oscilloscope display records the amplitude of echoes as a function of time or depth.

B-Mode

B-Mode refers to ***Brightness mode*** and was the first practical application of ultrasound for diagnostic purposed. Modern medical Ultrasound is performed primarily using a ***pulse-echo approach with B-mode display***. B-Mode ultrasound imaging collects the same information as in A-mode, but, unlike A-mode. Since ***it adds a sense of direction (where the echo is coming from in a two-dimensional plane) as well as the memory to recall all the different echoes, strong and weak***. **- يشير الوضع إلى وضع السطوع وكان أول تطبيق عملي للموجات فوق الصوتية لأغراض التشخيص. يتم إجراء الموجات فوق الصوتية الطبية الحديثة في المقام الأول باستخدام نهج صدى النبض مع عرض الوضع. يجمع التصوير بالموجات فوق الصوتية في الوضع نفس المعلومات الموجودة في الوضع، ولكن على عكس الوضع. لأنه يضيف إحساسًا بالاتجاه (من حيث يأتي الصدى في مستوى ثنائي الأبعاد) بالإضافة إلى الذاكرة لتذكر جميع الأصداء المختلفة، القوية والضعيفة.**

This is the mainstay of ultrasound imaging, ***providing a real-time***, ***gray-scale display***, where the ***variations in intensity*** and ***brightness indicate reflected signals of different amplitudes*** (***brighter parts indicate larger reflections of sound***). The basic principles of B-mode imaging involve transmitting small pulses of ultrasound echo from a transducer into the body. The ***direction of ultrasound propagation along the beam line is called the axial direction***, and ***the direction in the image plane perpendicular to axial is called the lateral direction***. **هذا هو الدعامة الأساسية للتصوير بالموجات فوق الصوتية، حيث يوفر عرضًا رماديًا في الوقت الفعلي، حيث تشير الاختلافات في الشدة والسطوع إلى إشارات منعكسة ذات سعات مختلفة (تشير الأجزاء الأكثر سطوعًا إلى انعكاسات صوتية أكبر). تتضمن المبادئ الأساسية للتصوير ذو الوضع نقل نبضات صغيرة من صدى الموجات فوق الصوتية من محول الطاقة إلى الجسم. يسمى اتجاه انتشار الموجات فوق الصوتية على طول خط الشعاع بالاتجاه المحوري، ويسمى الاتجاه في مستوى الصورة المتعامد مع المحوري بالاتجاه الجانبي.**

As ultrasound waves ***are penetrates the tissues*** of the body, which has different acoustic impedances along the transmission path. So small fraction of the ultrasound pulse are returns as a ***reflected echo*** after reaching a body tissue interface to the transducer (echo signals) while t***he remainder of the pulse continues along the beam line to greater tissue depths***. The echo signals returned from many sequential coplanar pulses are processed and combined to ***generate an image***. This image becomes recognizable, particularly with practice. The recognizable ***image can then be evaluated for abnormalities, and measured***. **حيث أن الموجات فوق الصوتية تخترق أنسجة الجسم التي لها ممانعات صوتية مختلفة على طول مسار الإرسال. يتم إرجاع جزء صغير جدًا من نبض الموجات فوق الصوتية كصدى منعكس بعد وصول واجهة أنسجة الجسم إلى محول الطاقة (إشارات الصدى) بينما يستمر باقي النبض على طول خط الشعاع إلى أعماق أكبر للأنسجة. تتم معالجة إشارات الصدى التي يتم إرجاعها من**

العديد من النبضات المستوية المتسلسلة ودمجها لإنشاء صورة. ويصبح من الممكن التعرف على هذه الصورة، خاصة مع الممارسة. يمكن بعد ذلك تقييم الصورة التي يمكن التعرف عليها بحثًا عن التشوهات وقياسها.

The ***first B-mode images*** were ***simple black or white pictures***, with ***no shades of grey***. Grey-scale images were a ***huge step forward in the quality of ultrasound pictures***. In modern ultrasound scanners, the transducer position produces a ***series of dots of variable brightness*** on the display screen by sampling multiple lines building up a ***2-dimensional representation of echoes returning from the different body parts being scanned***. **كانت صور الوضع الأول عبارة عن صور بسيطة بالأبيض والأسود، بدون أي ظلال من اللون الرمادي. كانت الصور ذات الحجم الرمادي خطوة كبيرة إلى الأمام في جودة صور الموجات فوق الصوتية. في الماسحات الضوئية بالموجات فوق الصوتية الحديثة، ينتج موضع محول الطاقة سلسلة من النقاط ذات السطوع المتغير على شاشة العرض عن طريق أخذ عينات من خطوط متعددة لبناء تمثيل ثنائي الأبعاد للأصداء العائدة من أجزاء الجسم المختلفة التي يتم مسحها.**

On a ***black background***, the signals of ***greatest intensity are white***, a***bsence of echoes are black***, with all the ***intermediate intensities*** appearing as ***shades of gray***, with each ***intensity of the reflected sound being assigned a gray-scale value*** ***على خلفية سوداء، تكون الإشارات ذات الشدة الأكبر باللون الأبيض، وغياب الصدى باللون الأسود، مع ظهور جميع الشدة المتوسطة كظلال من اللون الرمادي، مع تعيين قيمة مقياس رمادي لكل شدة من الصوت المنعكس.***

The scanner has a ***digital memory of 512 x 512 x 512 x 640 pixels***, which is used to store the values associated with the echo intensities, which is then sent to the ***video monitor to display the gamut of shades for that particular ultrasound image***. The operator can then adjust the ***dynamic range of the display***, which is ***best using as wide a dynamic range as possible to differentiate the slightest changes in tissue echogenicity***. **يحتوي الماسح الضوئي على ذاكرة رقمية تبلغ 512 × 512 × 512 × 640 بكسل، والتي تُستخدم لتخزين القيم المرتبطة بكثافة الصدى، والتي يتم إرسالها بعد ذلك إلى شاشة الفيديو لعرض سلسلة الألوان لصورة الموجات فوق الصوتية المحددة. يمكن للمشغل بعد ذلك ضبط النطاق الديناميكي للشاشة، والذي من الأفضل استخدام نطاق ديناميكي واسع قدر الإمكان للتمييز بين أدنى التغييرات في صدى الأنسجة.**

1) A short pulse is generated by the ultrasound source (transducer) and propagates into the body at the speed of sound (***~1540 m/s***). ***1) يتم إنشاء نبضة قصيرة بواسطة مصدر الموجات فوق الصوتية (محول الطاقة) وتنتشر في الجسم بسرعة الصوت (~1540 م/ث).***

2) At an interface a small fraction of the pulse (echo) is reflected back to the transducer. **عند السطح البيني، ينعكس جزء صغير من النبض (الصدى) مرة أخرى إلى محول الطاقة.**

3) The echo signals displayed as a function of time. This display is called an ***"A" scan***. يتم عرض إشارات الصدى كدالة للوقت. يُطلق على هذا العرض اسم المسح "".

4) When the transducer is coupled to an arm and the signals are displayed as bright spots representing the tomographic image of the tissue, the image is called a ***"B" scan***. عندما يتم ربط محول الطاقة بالذراع ويتم عرض الإشارات كنقاط مضيئة تمثل الصورة المقطعية للأنسجة، تسمى الصورة المسح

M-mode or TM-mode

M-mode [***Motion mode – sometimes called TM-mode (Time-Motion Mode)***] provides a ***one-dimensional view of moving objects over time***. It is a particularly useful modality in ***echocardiography*** where it displays ***the echo amplitude from the beating heart, including the motion of the heart valves***. *الوضع -وضع الحركة – يُطلق عليه أحيانًا -الوضع (وضع الحركة الزمنية)] يوفر عرضًا أحادي البعد للأجسام المتحركة بمرور الوقت. إنها طريقة مفيدة بشكل خاص في تخطيط صدى القلب حيث تعرض سعة الصدى من القلب النابض، بما في ذلك حركة صمامات القلب.*

The transducer is ***positioned over the heart*** and is ***kept stationary***. It records the returning echoes over the ***same line of sight repeatedly***. What is ***changing is the position of the heart wall and valves from one moment to the next***. The ***brightness of the display indicates the intensity of the reflected signal*** *يتم وضع محول الطاقة فوق القلب ويظل ثابتًا. فهو يسجل الأصداء العائدة على نفس خط الرؤية بشكل متكرر. ما يتغير هو موضع جدار القلب والصمامات من لحظة إلى أخرى. يشير سطوع الشاشة إلى شدة الإشارة المنعكسة.*

A ***limitation of M-mode*** imaging is ***the difficulty in achieving consistent and accurate beam placement for standard measurements and calculations***. Beam ***placement guided by 2-D imaging*** can be used but accurate placement of the M-mode beam at the ***appropriate locations within the heart***, as well as ***on the endocardial surfaces*** are ***crucial to obtain accurate measurements and calculations***. يتمثل أحد قيود التصوير في الوضع في صعوبة تحقيق وضع شعاع ثابت ودقيق للقياسات والحسابات القياسية. يمكن استخدام موضع الشعاع الموجه بالتصوير ثنائي الأبعاد، لكن الموضع الدقيق لشعاع الوضع في المواقع المناسبة داخل القلب، وكذلك على أسطح الشغاف أمر بالغ الأهمية للحصول على قياسات وحسابات دقيقة.

B-scan, Two-dimensional

The arrangement of ***many (e.g. 256) one-dimensional lines in one plane makes it possible to build up a two-dimensional (2D) ultrasound image (2D B-scan)***. The single ***lines are generated one after the other by moving (rotating or swinging) transducers or by electronic multi-element transducers***. Rotating transducers with two to four crystals mounted on a wheel and swinging transducers („wobblers") ***produce a sector image with diverging lines*** (mechanical sector scanner; Figure 8.34). إن ترتيب العديد من الخطوط أحادية

البعد (على سبيل المثال 256) في مستوى واحد يجعل من الممكن إنشاء صورة ثنائية الأبعاد (صورتان بالموجات فوق الصوتية). يتم إنشاء الخطوط الفردية واحدًا تلو الآخر عن طريق محولات الطاقة المتحركة (الدوارة أو المتأرجحة) أو عن طريق محولات الطاقة الإلكترونية متعددة العناصر. تنتج محولات الطاقة الدوارة التي تحتوي على بلورات أو أربع بلورات مثبتة على عجلة ومحولات الطاقة المتأرجحة ("المتذبذبات") صورة قطاعية ذات خطوط متباينة (ماسح القطاع الميكانيكي

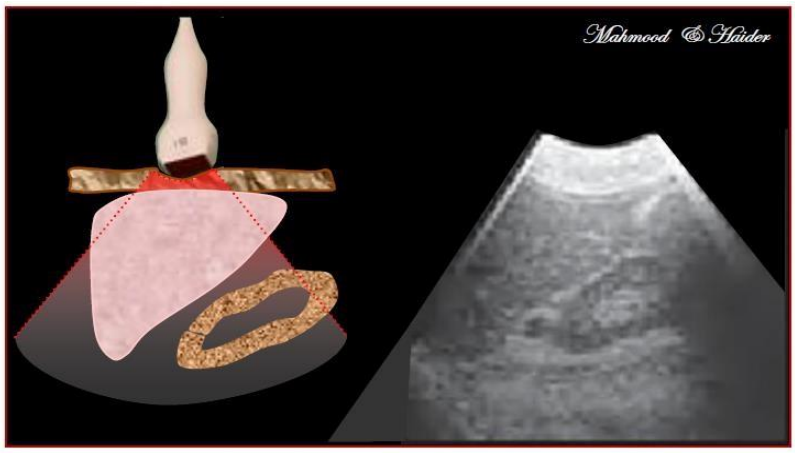

Figure 8.34: Two-dimensional B-scan, the ultrasound image is still visible.

Electronic transducers are made from a ***large number of separate elements arranged on a plane (linear array) or a curved surface (curved array)***. A group of elements is ***triggered simultaneously to form a single composite ultrasound beam that will generate one line of the image***. The whole ***two-dimensional image is constructed step-by-step***, by ***stimulating one group after the other over the whole array*** (Fig. 8.35). تصنع محولات الطاقة الإلكترونية من عدد كبير من العناصر المنفصلة مرتبة على مستوى (مصفوفة خطية) أو على سطح منحني (مصفوفة منحنية). يتم تشغيل مجموعة من العناصر في وقت واحد لتكوين شعاع فوق صوتي مركب واحد والذي سيولد سطرًا واحدًا من الصورة. يتم إنشاء الصورة ثنائية الأبعاد بالكامل خطوة بخطوة، عن طريق تحفيز مجموعة تلو الأخرى على المصفوفة بأكملها

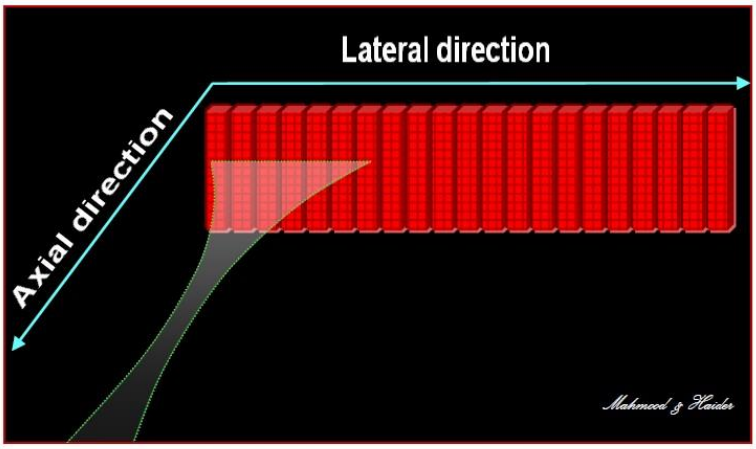

Figure 8.35: Linear and curved array transducer, showing ultrasound beams generated by groups of elements.

The lines can run parallel to form a rectangular (linear array) or a divergent image (curved array). The ***phased array technique*** requires use of another type of electronic ***multielement transducer, mainly for echocardiography***. In this case, exactly ***delayed electronic excitation*** of the elements is used to generate ***successive ultrasound beams*** in ***different directions*** so that a ***sector image results (electronic sector scanner)***. **يمكن أن تعمل الخطوط بالتوازي لتشكل مستطيلاً (مصفوفة خطية) أو صورة متباعدة (مصفوفة منحنية). تتطلب تقنية المصفوفة المرحلية استخدام نوع آخر من محولات الطاقة الإلكترونية متعددة العناصر، خاصة لتخطيط صدى القلب. في هذه الحالة، يتم استخدام الإثارة الإلكترونية المؤجلة تمامًا للعناصر لتوليد حزم الموجات فوق الصوتية المتعاقبة في اتجاهات مختلفة بحيث تنتج صورة القطاع (ماسح القطاع الإلكتروني)**

Construction of the image in ***fractions of a second allows direct observation of movements in real time***. A sequence of at least ***15 images per second is needed for realtime observation***, which ***limits the number of lines for each image (up to 256) and, consequently, the width of the images, because of the relatively slow velocity of sound***. The ***panoramic-scan*** technique was developed to overcome this limitation. With the use of ***high-speed image processors***, several ***real-time images are constructed to make one large (panoramic) image of an entire body region without loss of information***, ***but no longer in real time***. **يسمح بناء الصورة في أجزاء من الثانية بالمراقبة المباشرة للحركات في الوقت الفعلي. هناك حاجة إلى تسلسل لا يقل عن 15 صورة في الثانية للمراقبة في الوقت الفعلي، مما يحد من عدد الخطوط لكل صورة (ما يصل إلى 256)، وبالتالي عرض الصور، بسبب سرعة الصوت البطيئة نسبيًا. تم تطوير تقنية المسح البانورامي للتغلب على هذا القيد. باستخدام معالجات الصور عالية السرعة، يتم إنشاء العديد من الصور في الوقت الفعلي لإنشاء صورة واحدة كبيرة (بانورامية) لمنطقة الجسم بأكملها دون فقدان المعلومات، ولكن لم تعد في الوقت الفعلي.**

Many ***technical advances have been made*** in the electronic focusing of array transducers (beam forming) ***to improve spatial resolution***, by ***elongating the zone of best lateral resolution and suppressing side lobes*** (points of higher sound energy falling outside the main beam). Furthermore, use of ***complex pulses from wide-band transducers can improve axial resolution and penetration depth***. The elements of the array transducers are stimulated ***individually by precisely timed electronic signals*** to form a synthetic antenna for transmitting composite ultrasound pulses and receiving echoes adapted to a specific depth. ***Parallel processing allows complex image construction without delay***. **تم إحراز العديد من التطورات التقنية في التركيز الإلكتروني لمحولات الطاقة (تشكيل الشعاع) لتحسين الدقة المكانية، من خلال إطالة المنطقة ذات الدقة الجانبية الأفضل وقمع الفصوص الجانبية (نقاط الطاقة الصوتية الأعلى التي تقع خارج الحزمة الرئيسية). علاوة على ذلك، فإن استخدام النبضات المعقدة من محولات الطاقة واسعة النطاق يمكن أن يحسن الدقة المحورية وعمق الاختراق. يتم تحفيز عناصر مجموعة محولات الطاقة بشكل فردي عن طريق إشارات إلكترونية محددة التوقيت لتشكيل هوائي اصطناعي لنقل نبضات الموجات فوق الصوتية المركبة واستقبال الأصداء المتكيفة مع عمق معين. تتيح المعالجة المتوازية إنشاء صور معقدة دون تأخير.**

For years, two-dimensional (2D) ***ultrasound images were the norm, showing black and white images***. Now, though, technology has advanced ***to a point where threedimensional (3D) and four-dimensional (4D) ultrasounds can be produced***, instead of just relying on 2D ultrasounds. The standard common ***obstetric diagnostic mode is 2D images scanning***. In ***2D can be seen size and shape, without depth, but can be used to see the internal organs of the baby***. This is ***helpful in diagnosing heart defects, issues with the kidneys and other internal issues***. In recent years this has been ***replaced with the new technique which is 3D images technique***. **لسنوات، كانت صور الموجات فوق الصوتية ثنائية الأبعاد (2) هي القاعدة، حيث تظهر صورًا بالأبيض والأسود. الآن، على الرغم من ذلك، تقدمت التكنولوجيا إلى حد أنه يمكن إنتاج الموجات فوق الصوتية ثلاثية الأبعاد (3) ورباعية الأبعاد (4)، بدلاً من الاعتماد فقط على الموجات فوق الصوتية. الوضع القياسي القياسي لتشخيص أمراض الولادة هو مسح صورتين. يمكن رؤية الحجم والشكل ثنائي الأبعاد، بدون عمق، ولكن يمكن استخدامه لرؤية الأعضاء الداخلية للطفل. وهذا مفيد في تشخيص عيوب القلب ومشاكل الكلى وغيرها من المشاكل الداخلية. وفي السنوات الأخيرة تم استبدال ذلك بالتقنية الجديدة وهي تقنية الصور ثلاثية الأبعاد.**

-اللهُمَّ إليك المُستند وعليكَ المُعتمد.

By:Mohammed Jabbar Hussein