Dynamic Receive Focus تلقي التركيز الديناميكي

The focusing of an ***array transducer can also be changed electronically*** when it is in the ***echo receiving mode***. This is achieved by ***processing the electrical pulses*** from the individual transducer elements ***through different time delays*** before they are combined to form a composite electrical pulse. The effect of this is to give the ***transducer a high sensitivity for echoes coming from a specific depth along the central axis of the beam***. This produces a focusing effect for the returning echoes. يمكن أيضًا تغيير تركيز محول طاقة المصفوفة إلكترونيًا عندما يكون في وضع استقبال الصدى. ويتم تحقيق ذلك من خلال معالجة النبضات الكهربائية من عناصر محول الطاقة الفردية عبر تأخيرات زمنية مختلفة قبل دمجها لتكوين نبض كهربائي مركب. ويكون تأثير ذلك هو إعطاء محول الطاقة حساسية عالية للأصداء القادمة من عمق معين على طول المحور المركزي للحزمة. وينتج عن هذا تأثير تركيز للأصداء العائدة.

An important factor is that ***the receiving focal depth can be changed rapidly***. Since ***echoes at different depths do not arrive at the transducer at the same time***, the focusing can be swept down through the depth range to pick up the echoes as they occur. This is the major distinction between dynamic or sweep focusing during the receive mode and adjustable transmit focus. Any one ***transmitted pulse can only be focused to one specific depth***. However, during the receive mode, ***the focus can be swept through a range of depths*** to pick up the multiple echoes produced ***by one transmit pulse***. أحد العوامل المهمة هو أنه يمكن تغيير العمق البؤري المستقبل بسرعة. نظرًا لأن الأصداء على أعماق مختلفة لا تصل إلى محول الطاقة في نفس الوقت، فيمكن مسح التركيز لأسفل عبر نطاق العمق لالتقاط الأصداء عند حدوثها. هذا هو الفرق الرئيسي بين التركيز الديناميكي أو التركيز الشامل أثناء وضع الاستقبال وتركيز الإرسال القابل للتعديل. لا يمكن تركيز أي نبضة مرسلة إلا على عمق واحد محدد. ومع ذلك، أثناء وضع الاستقبال، يمكن مسح التركيز عبر نطاق من الأعماق لالتقاط الأصداء المتعددة الناتجة عن نبضة إرسال واحدة.

Ultrasonic Phased Arrays المصفوفات المرحلية بالموجات فوق الصوتية

Ultrasonic phased arrays are widely used in medicine and most of the present imaging devices use the ***1D or 2D phased array technique***. In order to steer the ultrasonic beam, ***two dimensional (2D) arrays should be used***. The conventional 2D phased array transducer (link) is a ***multi-element piezoelectric device***, the elements of which are ***electrically isolated from each other***, arranged in a ***single row***. The transmit a sound pulse passing into the body, and the received the echoes that return from scattering structures ***passing from the array elements at delay times*** in ***phase with respect to the transmit initiation time***, hence the term phased array. تُستخدم المصفوفات الطورية بالموجات فوق الصوتية على نطاق واسع في الطب، وتستخدم معظم أجهزة التصوير الحالية تقنية الصفيف الطورية أحادية أو ثنائية الأبعاد. من أجل توجيه شعاع الموجات فوق الصوتية، ينبغي استخدام صفائف ثنائية الأبعاد ثنائية الأبعاد. محول الطاقة التقليدي ثنائي الأبعاد (رابط) هو جهاز كهرضغطية متعدد العناصر، عناصره معزولة كهربائيًا عن

بعضها البعض، ومرتبة في صف واحد. يرسل نبضة صوتية تمر إلى الجسم، ويستقبل الأصداء التي ترجع من هياكل التشتت التي تمر من عناصر الصفيف في أوقات تأخير في الطور فيما يتعلق بوقت بدء الإرسال، ومن هنا يأتي مصطلح الصفيف المرحلي

The time delay required for steering and focusing the excited beam is then provided by the incident surface wave propagating through the array along chosen directions. This is done ***electronically to steer and focus of each of a series of acoustic pulses through the level or volume to be imaged*** in the body. It is known that the process of steering and focusing of these acoustic pulses as ***beamforming***. This process is shown schematically in Figure 9.26. يتم بعد ذلك توفير التأخير الزمني المطلوب لتوجيه الحزمة المثارة وتركيزها من خلال الموجة السطحية الساقطة التي تنتشر عبر المصفوفة على طول الاتجاهات المختارة. ويتم ذلك إلكترونيًا لتوجيه وتركيز كل سلسلة من النبضات الصوتية عبر المستوى أو الحجم المراد تصويره في الجسم. ومن المعروف أن عملية توجيه وتركيز هذه النبضات الصوتية تكون بمثابة شعاع. تظهر هذه العملية بشكل تخطيطي في الشكل 9.26.

The ***form and especially the diameter of the beam strongly influence the lateral resolution and thus the quality of the ultrasound image***. The ***focus zone is the zone of best resolution*** and should always be positioned to ***coincide with the region of interest***. This is another reason for using different transducers to examine different regions of the body; for example, transducers with ***higher frequencies*** and mechanical focusing should be used for ***short distances*** (***small-part scanner***). Most modern transducers have electronic focusing to allow adaption of the aperture to specific requirements (***dynamic focusing***, Figure 8.28). يؤثر شكل الشعاع وخاصة قطره بقوة على الدقة الجانبية وبالتالي جودة صورة الموجات فوق الصوتية. منطقة التركيز هي المنطقة ذات الدقة الأفضل ويجب وضعها دائمًا بحيث تتزامن مع المنطقة محل الاهتمام. وهذا سبب آخر لاستخدام محولات طاقة مختلفة لفحص مناطق مختلفة من الجسم؛ على سبيل المثال، ينبغي استخدام محولات الطاقة ذات الترددات العالية والتركيز الميكانيكي لمسافات قصيرة (الماسح الضوئي لأجزاء صغيرة). تحتوي معظم محولات الطاقة الحديثة على تركيز إلكتروني للسماح بتكييف الفتحة مع متطلبات محددة (التركيز الديناميكي، الشكل 8.28).

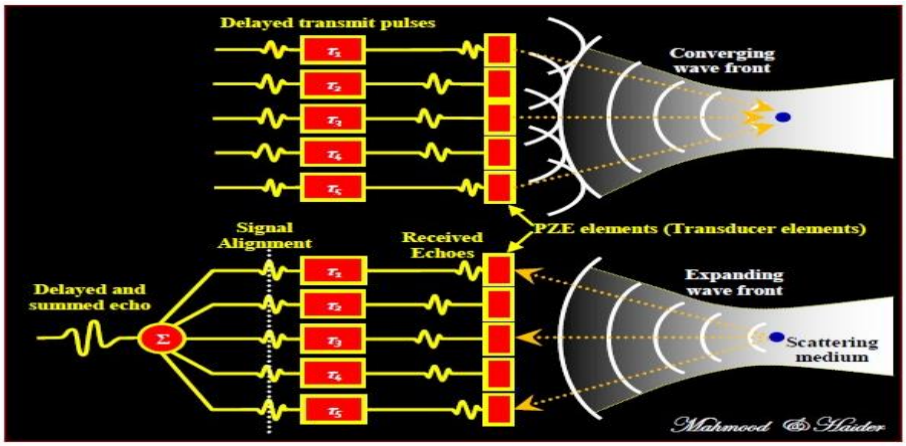

Figure 8.28: A conceptual diagram of phased array beam forming. (Top) Appropriately delayed pulses are transmitted from an array of piezoelectric elements to achieve steering and focusing at the point of interest. (For simplicity, only focusing delays are shown here.) (Bottom) The echoes returning are likewise delayed before they are summed together to form a strong echo signal from the region of interest.

Unfocused Transducers محولات الطاقة غير المركزة

An unfocused transducer produces a beam with ***two distinct regions***, as shown in the previous figure. One is the so-called ***near field or Fresnel zone*** and the other is the ***far field or Fraunhofer zone***. In the near field, the ultrasound pulse maintains a relatively ***constant diameter*** that can be used for imaging and that is determined by the ***diameter of the transducer***. The ***length of the near field is related to the diameter, D,*** of the ***transducer and the wavelength***, **λ**, of the ultrasound by: ينتج محول الطاقة غير المركز شعاعًا بمنطقتين مختلفتين، كما هو موضح في الشكل السابق. أحدهما هو ما يسمى بالمجال القريب أو منطقة فريسنل والآخر هو المجال البعيد أو منطقة فراونهوفر. في المجال القريب، يحافظ نبض الموجات فوق الصوتية على قطر ثابت نسبيًا يمكن استخدامه للتصوير ويتم تحديده بواسطة قطر محول الطاقة. يرتبط طول المجال القريب بقطر محول الطاقة والطول الموجي للموجات فوق الصوتية عن طريق:

$$\text{Near field length} = D^2/4\lambda$$

Recall that the ***wavelength is inversely related to frequency***. Therefore, for a given transducer size, the length of the ***near field is proportional to frequency***. Another characteristic of the near field is that the ***intensity along the beam axis is not constant***; it oscillates between ***maximum and zero*** several times between the transducer surface and the boundary between the near and far field. This is because of the interference patterns created by the sound waves from the transducer surface. An ***intensity of zero at a point along the axis simply means that the sound vibrations are concentrated around the periphery of the beam***. A picture of the ultrasound pulse in that region would look more like ***concentric rings or "donuts" than the disk that has been shown in various illustrations***. تذكر أن الطول الموجي يرتبط عكسيا بالتردد. ولذلك، بالنسبة لحجم محول معين، فإن طول المجال القريب يتناسب مع التردد. ومن الخصائص الأخرى للمجال القريب أن الشدة على طول محور الحزمة ليست ثابتة؛ فهو يتأرجح بين الحد الأقصى والصفر عدة مرات بين سطح محول الطاقة والحدود بين المجال القريب والبعيد. ويرجع ذلك إلى أنماط التداخل التي أنشأتها الموجات الصوتية من سطح محول الطاقة. إن شدة الصفر عند نقطة على طول المحور تعني ببساطة أن اهتزازات الصوت تتركز حول محيط الحزمة. قد تبدو صورة نبض الموجات فوق الصوتية في تلك المنطقة أشبه بحلقات متحدة المركز أو "كعكات" أكثر من القرص الذي تم عرضه في الرسوم التوضيحية المختلفة.

The major characteristic of the ***far field*** is that the ***beam diverges***. This causes the ultrasound pulses to be ***larger in diameter*** but to have ***less intensity*** along the central axis. The approximate angle of ***divergence is related to the diameter of the transducer, D, and the wavelength,*** **λ** by: السمة الرئيسية للمجال البعيد هي أن

الشعاع يتباعد. يؤدي هذا إلى أن يكون قطر نبضات الموجات فوق الصوتية أكبر ولكن تكون أقل كثافة على طول المحور المركزي. ترتبط زاوية التباعد التقريبية بقطر محول الطاقة وطول الموجة عن طريق:

Divergence angle (degrees) = 70λ/D

Because of the ***inverse relationship between wavelength and frequency***, ***divergence is decreased by increasing frequency***. The major advantage of using the higher ultrasound frequencies (shorter wavelengths) is that the beams are ***less divergent and generally produce less blur and better detail.*** The previous figure is a representation of the ideal ultrasound beam. However, some transducers produce beams with ***side lobes***. These secondary beams ***fan out around the primary beam***. The principal concern is that under some conditions ***echoes will be produced by the side lobes and produce artifacts in the image***. بسبب العلاقة العكسية بين الطول الموجي والتردد، يقل التباعد بزيادة التردد. الميزة الرئيسية لاستخدام ترددات الموجات فوق الصوتية الأعلى (الأطوال الموجية الأقصر) هي أن الحزم أقل تباعدًا وتنتج بشكل عام ضبابية أقل وتفاصيل أفضل. الشكل السابق هو تمثيل لشعاع الموجات فوق الصوتية المثالي. ومع ذلك، فإن بعض محولات الطاقة تنتج حزمًا ذات فصوص جانبية. تنتشر هذه الحزم الثانوية حول الشعاع الأساسي. القلق الرئيسي هو أنه في بعض الظروف سيتم إنتاج أصداء من الفصوص الجانبية وإنتاج قطع أثرية في الصورة.

Fixed Focus التركيز الثابت

A transducer can be designed to produce a ***focused ultrasound beam by using a concaved piezoelectric element or an acoustic lens in front of the element***. Transducers are designed with ***different degrees of focusing***. Relatively ***weak focusing*** produces a ***longer focal zone and greater focal depth***. A ***strongly focused*** transducer will have a ***shorter focal zone and a shorter focal depth***. Fixed focus transducers have the obvious disadvantages of ***not being able to produce the same image detail at all depths*** within the body. يمكن تصميم محول الطاقة لإنتاج شعاع الموجات فوق الصوتية المركزة باستخدام عنصر كهرضغطية مقعر أو عدسة صوتية أمام العنصر. تم تصميم محولات الطاقة بدرجات مختلفة من التركيز. يؤدي التركيز الضعيف نسبيًا إلى إنتاج منطقة بؤرية أطول وعمق بؤري أكبر. سيكون لمحول الطاقة شديد التركيز منطقة بؤرية أقصر وعمق بؤري أقصر. تتمتع محولات الطاقة ذات التركيز الثابت بعيوب واضحة تتمثل في عدم القدرة على إنتاج نفس تفاصيل الصورة في جميع الأعماق داخل الجسم.

Adjustable Transmit Focus تركيز نقل قابل للتعديل

The focusing of some transducers can be ***adjusted to a specific depth for each transmitted pulse***. This concept is illustrated in the following figure. The transducer is made up of an array of ***several piezoelectric*** elements rather than a ***single element as in the fixed focus transducer***. There are two basic array configurations: ***linear and annular***. In the ***linear***

array the elements are arranged in either a ***straight or curved line***. The ***annular array*** transducer consists of ***concentric transducer elements*** as shown. Although these two designs have ***different clinical applications***, the ***focusing principles are similar*** ***يمكن ضبط تركيز بعض محولات الطاقة على عمق محدد لكل نبضة مرسلة. ويوضح هذا المفهوم في الشكل التالي. يتكون محول الطاقة من مجموعة من العناصر الكهرضغطية المتعددة بدلاً من عنصر واحد كما هو الحال في محول الطاقة ذو التركيز الثابت. هناك نوعان من تكوينات المصفوفة الأساسية: الخطية والحلقية. في المصفوفة الخطية يتم ترتيب العناصر إما في خط مستقيم أو منحني. يتكون محول الطاقة الحلقي من عناصر محول الطاقة متحدة المركز كما هو موضح. على الرغم من أن هذين التصميمين لهما تطبيقات سريرية مختلفة، إلا أن مبادئ التركيز متشابهة.***

Focusing is achieved by ***not applying the electrical pulses to all of the transducer elements simultaneously***. The ***pulse to each element is passed through an electronic delay***. Now let's observe the sequence in which the transducer elements are pulsed in the figure 8.29. The ***outermost element*** (annular) or elements (linear) will be ***pulsed first***. This produces ultrasound that begins to move ***away from the transducer***. The other elements are ***then pulsed in sequence***, working toward the ***center of the array***. The ***centermost element will receive the last pulse***. The pulses from the individual elements ***combine in a constructive manner*** to create a curved composite pulse, which will converge on a ***focal point at some specific distance (depth) from the transducer***. **يتم التركيز من خلال عدم تطبيق النبضات الكهربائية على جميع عناصر محول الطاقة في وقت واحد. يتم تمرير النبض إلى كل عنصر من خلال تأخير إلكتروني. الآن دعونا نلاحظ التسلسل الذي تنبض فيه عناصر محول الطاقة في الشكل 8.29. سيتم نبض العنصر الخارجي (الحلقي) أو العناصر (الخطية) أولاً. ينتج عن هذا الموجات فوق الصوتية التي تبدأ في الابتعاد عن محول الطاقة. يتم بعد ذلك نبض العناصر الأخرى بالتسلسل، باتجاه مركز المصفوفة. سيتلقى العنصر الأوسط النبضة الأخيرة. تتحد النبضات من العناصر الفردية بطريقة بناءة لتكوين نبض مركب منحني، والذي سوف يتقارب عند نقطة محورية على مسافة محددة (عمق) من محول الطاقة.**

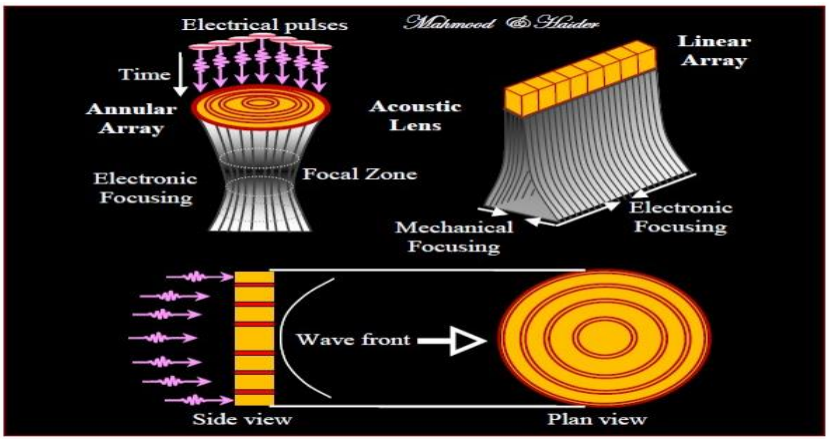

Figure 8.29: The Principle of Electronic Focusing with an Array Transducer.

The ***focal depth is determined by the time delay between the electrical pulses***. This can be changed ***electronically to focus pulses to give good image detail at various depths*** within the body rather than ***just one depth as with the fixed focus transducer***. One approach is to create an image by using a sequence of pulses, ***each one focused to a different depth or zone within the body***. One distinction between the two transducer designs illustrated here is that the ***annular array focuses the pulse in two dimensions whereas the linear array can only focus in the one dimension***; that is, in the plane of the transducer. **يتم تحديد العمق البؤري بواسطة التأخير الزمني بين النبضات الكهربائية. يمكن تغيير ذلك إلكترونيًا لتركيز النبضات لإعطاء تفاصيل صورة جيدة على أعماق مختلفة داخل الجسم بدلاً من عمق واحد فقط كما هو الحال مع محول التركيز البؤري الثابت. تتمثل إحدى الطرق في إنشاء صورة باستخدام سلسلة من النبضات، تركز كل منها على عمق أو منطقة مختلفة داخل الجسم. أحد الفروق بين تصميمي محول الطاقة الموضح هنا هو أن المصفوفة الحلقية تركز النبض في بعدين بينما المصفوفة الخطية يمكنها التركيز فقط في بُعد واحد؛ وهذا هو، في الطائرة من محول الطاقة.**

Time Gain Compensation (TGC) تعويض كسب الوقت

Due to attenuation in the tissue, the ***amplitude of the sound pulse diminishes as it travels into the body***, and the ***echo pulse is similarly attenuated*** as it travels back toward the transducer. A particular interface, or ***'reflector', deep in the body therefore produces a much weaker echo than an identical interface near the surface***, as seen in Figure 8.30. **بسبب التوهين في الأنسجة، فإن سعة نبض الصوت تتضاءل أثناء انتقالها إلى الجسم، كما يتم إضعاف نبض**

الصدى بالمثل أثناء عودته نحو محول الطاقة. ومن ثم فإن واجهة معينة، أو "عاكسًا"، موجود في عمق الجسم تنتج صدى أضعف بكثير من واجهة مماثلة بالقرب من السطح، كما هو موضح في الشكل 8.30

Attenuation is ***compensated and the echoes equalized electronically by swept gain or time gain compensation (TGC)***. As soon as the transducer is pulsed, the ***decibel gain of the amplifier is steadily and automatically increased***, in proportion to the time that has elapsed and the distance that has been traveled by the sound. In this way, ***all echoes from identical interfaces are rendered the same, independent of their depth***. ***Swept gain is typically varied from 0 to 50 dB***. ويتم تعويض التوهين ومساواة الأصداء إلكترونيًا من خلال كسب الكسب أو تعويض كسب الوقت. بمجرد نبض محول الطاقة، يزداد كسب الديسيبل لمكبر الصوت بشكل ثابت وتلقائي، بما يتناسب مع الوقت المنقضي والمسافة التي قطعها الصوت. بهذه الطريقة، يتم عرض جميع الأصداء الصادرة من الواجهات المتطابقة بنفس الطريقة، بغض النظر عن عمقها. يتراوح الكسب المكتسح عادة من 0 إلى 50 ديسيبل.

الحمدلله الذي أمري بين يديه.

By:Mohammed Jabbar Hussein

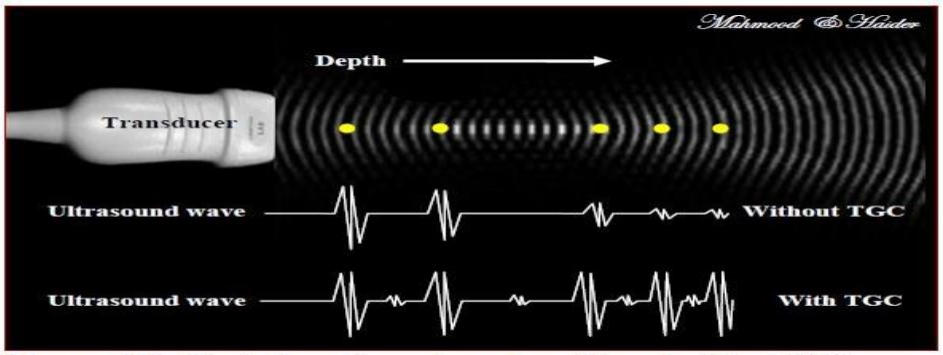

Figure 8.30: Illustration of an echo pulse with and without TGC.