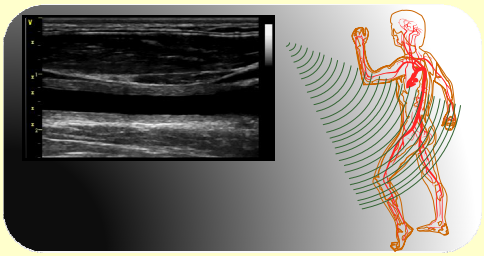
Les Bases de l'Echographie



Michel Dauzat
Service d'Exploration & Médecine Vasculaire - CHU de Nîmes
EA 2992 – UFR de Médecine de Montpellier – Site de Nîmes
Nîmes – Janvier 2013

Les Techniques Ultrasonographiques

- *Non vulnérantes (dans les conditions usuelles d'utilisation)*
- *Très haute résolution spatiale*
- *Très haute résolution temporelle*
- *Informations morphologiques et fonctionnelles*
- *Interprétation en « Temps réel »*
- *« Artisanales » (opérateur – dépendantes)*

Les techniques ultrasonographiques de diagnostic médical se distinguent des autres techniques d'imagerie médicale par leur caractère non vulnérant (pas de rayonnements ionisants, pas d'injection de produits de contraste dans les conditions usuelles). Lorsque les conditions d'intensité acoustique et de durées d'exposition sont respectées, ces techniques ultrasonographiques peuvent être utilisé de façon itérative sans risque pour le patient. Les normes d'utilisation sont cependant restrictives chez certains sujets et dans certaines conditions. Cela concerne en particulier la femme enceinte ou susceptible de l'être, et l'examen de l'œil.

Les techniques ultrasonographiques sont aussi remarquables par leur très haute résolution spatiale (pouvant atteindre le 10e de millimètre mieux avec des sondes de haute fréquence) et leur très haute résolution temporelle (plusieurs dizaines voire centaines d'images par seconde, en fonction du champ et de la profondeur d'exploration), avec des performances très supérieures à l'ensemble des autres techniques. En outre, l'ultrasonographie apporte, lors du même examen, des renseignements morphologiques (principalement par l'échographie) et fonctionnels (principalement en mode Doppler).

L'interprétation ne peut en être réalisée que en temps réel de sorte que ces techniques sont considérées comme très dépendantes de l'opérateur, ce qui n'est pas en soi une limite mais impose, comme pour d'autres domaines de la médecine et de la chirurgie, un apprentissage.

Un système écho-Doppler

Dans la très grande majorité des cas, un appareil d'ultrasonographie associe le mode échographique et le mode Doppler. Il comporte ainsi un jeu de sonde, de forme et de fréquence adaptées à chaque application, un écran de visualisation présentant les images et les paramètres d'acquisition, des haut-parleurs transmettant le sont en mode Doppler, et un panneau de commande généralement complétée d'un clavier alphanumérique. Les commandes sont généralement regroupées autour d'un dispositif de pointage (trackball le plus souvent), avec le choix des différents modes de fonctionnement (mode échographique, mode TM, mode Doppler couleur, mode Doppler pulsé…), le réglage de gain afférent à chacun de ses modes (souvent associé au bouton de sélection), une rangée du curseur permettant de régler le gain en fonction de la profondeur en mode échographique (TGC), ainsi que, généralement sur un écran tactile, des menus contextuels permettant d'accéder aux réglages propres à chaque mode ou chaque fonction.

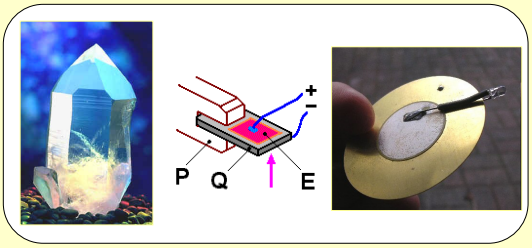
L'Echographie

- *La production des Ultrasons : La Sonde*
- *Les Ultrasons, L'onde ultrasonore*
- *Interactions des Ultrasons avec les tissus*
- *La Construction de l'Image (échotomographie)*
- *Impulsion Ultrasonore et Résolution Axiale*
- *Focalisation et Résolution Latérale et Azimutale*
- *Dynamique et Résolution de Contraste*
- *La reconstruction 2D – 3D*

Première partie : la production des ultrasons.

Les ultrasons nécessaires à l'exploration ultrasonographique sont produits par un dispositif appelé sonde.

La Piézo-électricité

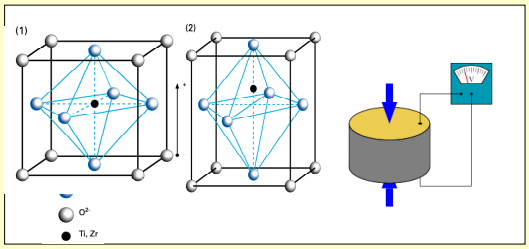


Energie Mécanique ⟷ Energie Electrique

Dans la très grande majorité des cas, la production de traction est fondée sur le phénomène de piézo-électricité.. Il s'agit d'une propriété naturelle de certains minéraux comme le quartz, comportant des agencements atomiques réguliers et susceptibles de produire une différence de potentiel sous l'effet d'une déformation mécanique et, inversement, de se déformer en réponse à une différence de potentiel. Cette propriété est très largement utilisée en électronique, permettant en particulier, sur un même dispositif, de capter les sons pour les transformer en signaux électriques (microphone) et de transformer des signaux électriques en vibrations sonores (écouteurs).

La Piézo-électricité

Structure cristalline comportant des ions positifs et négatifs dont la disposition, en l'absence de contrainte, est telle que le champ électrique résultant est nul.

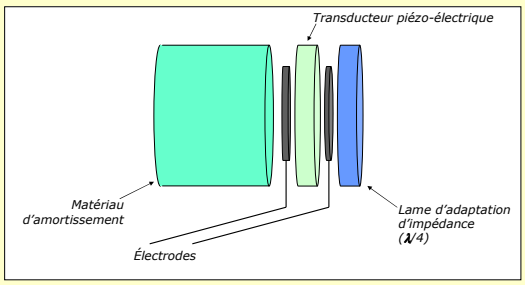


En l'absence de contrainte, les centres de gravité des charges électriques + et - sont confondus (symétrie cristalline.)

La déformation du matériau sous l'effet d'une contrainte extérieure produit un déplacement des centres de gravité électriques en sens inverse et la polarisation du matériau

La piézo-électricité repose en effet sur la structure cristalline de certains minéraux tels que, au repos, la somme des charges ionique positif et négatif coïncide. Ce n'est plus le cas lorsqu'une contrainte est imposée au matériau, ce qui fait apparaître une différence de potentiel. Ce phénomène est réversible : l'application d'une différence de potentiel provoque une déformation du matériau.

L'émission ultrasonore



Vue « éclatée » d'une sonde ultrasonore élémentaire (transducteur)

La plupart des sondes échographiques comporte ainsi un élément piézo-électrique ou transducteur. Celui-ci est équipé, sur chacune des faces de la lame piézo-électrique, d'une électrode. En arrière de l'élément piézo-électrique, se trouve un matériau d'amortissement dont la fonction est double : interdire la propagation des ondes ultrasonores vers l'arrière (c'est-à-dire vers la main de l'opérateur tenant la sonde) mais aussi éviter les oscillations secondaires de la lame piézo-électrique. En avant de l'élément piézo-électrique, se trouvent une ou plusieurs lames de matériaux de nature et d'épaisseur très précisément définies, avec une double fonction : d'une part, l'isolation électrique, d'autre part l'adaptation d'impédance. En effet, l'impédance acoustique (forces opposées aux vibrations mécaniques de haute fréquence) de l'élément piézo-électrique est très différente de celle des tissus biologiques, de sorte qu'il est nécessaire d'interposer un matériau d'impédance acoustique intermédiaire, constituant une transition.

Matériaux Piézo-Electriques

Le « rendement » d'un cristal piézo-électrique en échographie dépend :

- De son Coefficient de Couplage Électro-acoustique **Kt** (efficacité de la traduction déformation - différence de potentiel électrique)
- De son Impédance Acoustique **Z** (meilleure transmission des ultrasons dans les tissus si l'impédance de la sonde est proche de celle des tissus)

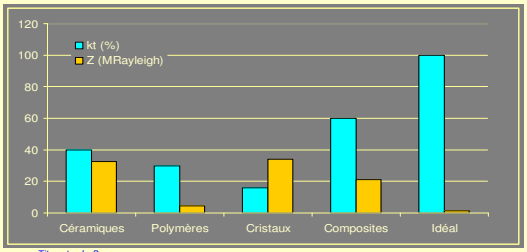
Z = Impédance Acoustique (cf. Tissus biologiques Z ≈ 1,5 MRayleigh)
Kt = Coefficient de Couplage Electro-acoustique

Les matériaux piézo-électriques utilisés pour construire une sonde ultrasonographique font l'objet de recherches et de développements intensifs. Ils peuvent être caractérisés par leur coefficient de couplage et par leur impédance.

Le coefficient de couplage correspond au rendement de la transformation (transduction) entre signal électrique et signal mécanique et inversement. Ce coefficient s'exprime donc comme un pourcentage.

L'impédance acoustique caractérise l'aptitude du matériau à suivre et transmettre les vibrations mécaniques. La transmission des ultrasons vers les tissus biologiques est en effet meilleure lorsque l'impédance acoustique de la sonde est proche de celle des tissus.

Matériaux Piézo-électriques



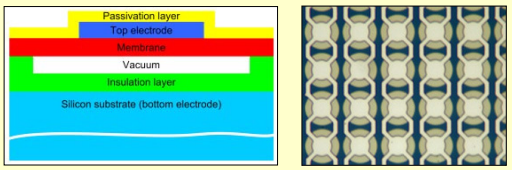
Titanate de Baryum PZT (plomb, zirconate, titanate) Métaniobate de Plomb | *PVDF (poly-vinyl-difluorure) Coppolymères* | *Quartz Niobate de Lithium Tantalate de Lithium* | *Cristaux et Matrice de polymère*

Z = Impédance Acoustique (cf. Tissus biologiques Z ≈ 1,5 MRayleigh)
Kt = Coefficient de Couplage Electro-Acoustique

De très nombreux matériaux ont été successivement employés pour la construction des sondes ultrasonographiques. Les éléments minéraux comme le quartz ont une impédance acoustique très élevé et un coefficient de couplage médiocre. Il pose en outre d'importants problèmes d'usinage et notamment de découpe, de sorte qu'il est très difficile de réaliser avec de tels matériaux des éléments piézo-électriques de très petites dimensions. Ont donc été mise au point des céramiques synthétiques offrant un meilleur coefficient de couplage puis des polymères offrant une meilleure impédance acoustique, et enfin des matériaux composites, associant céramiques et polymères, et constituant un compromis intéressant, particulièrement en ce qui concerne le coefficient de couplage.

Nouvelles solutions techniques

CMUT
Capacitive Micro-machined Ultrasound Transducers



« Cellules » électrostatiques de quelques µm de diamètre, pouvant être fabriquées par micro-gravure et se prêtant bien à la réalisation de matrices de capteurs (idéales pour l'échographie 3D-4D)

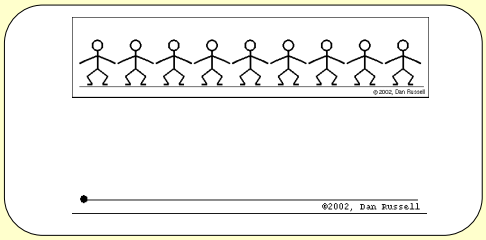
Plus récemment, sont apparues des sondes fondées sur un principe différent. Il ne s'agit plus de la piézo-électricité mais de l'utilisation des forces électrostatiques. Chaque élément de la sonde est alors constitué d'une petite cellule vide, à la surface d'un support de silicone. L'avantage de cette technique est qu'elle se prête à une fabrication comparable à celle des circuits intégrés en électronique et qu'il est dès lors possible de construire des sondes associant dans le même boîtier une large part de l'électronique en même temps que les éléments produisant et captant les ultrasons, y compris avec une disposition en matrice, ce qui ouvre la voie à des systèmes miniaturisés permettant l'échographie en trois dimensions.

L'Echographie

- *La production des Ultrasons : La Sonde*
- *Les Ultrasons, L'onde ultrasonore*
- *Interactions des Ultrasons avec les tissus*
- *La Construction de l'Image (échotomographie)*
- *Impulsion Ultrasonore et Résolution Axiale*
- *Focalisation et Résolution Latérale et Azimutale*
- *Dynamique et Résolution de Contraste*
- *La reconstruction 2D – 3D*

Deuxième partie : les ultrasons

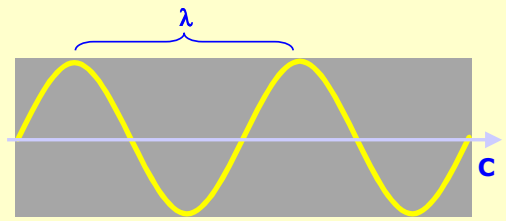
La propagation d'une onde



Une onde de pression est une déformation (localisée) de l'espace matériel qui se propage sans transport de matière.

Les ultrasons sont des vibrations mécaniques, variations locales de pression se propageant dans les matériaux sans transport de matières. Il s'agit donc d'une onde

La propagation d'une onde



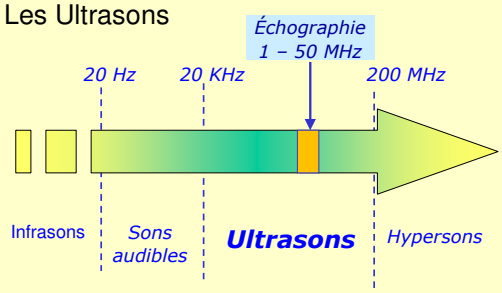
La longueur d'onde λ dépend des caractéristiques mécaniques du milieu (vitesse de propagation : C)

λ= C/F

C ≈ 1540 m/s. Pour 1 MHz, λ ≈ 1,54 mm

L'onde ultrasonore est caractérisée par sa fréquence, son amplitude, et sa longueur d'onde. Cette dernière dépend de la vitesse de propagation des ultrasons, laquelle est variable selon les milieux. En moyenne, dans les tissus biologiques vivants, cette vitesse de propagation ou célérité est égale à 1540 m/s. À la fréquence ultrasonore de 1 MHz, la longueur donc serait ainsi de 1,54 mm.

Les Ultrasons



1 Hz = 1 cycle / seconde
1KHz = 10^3 = 1000 Hz
1 MHz = 10^6 = 1000 000 Hz
1 GHz = 10^9 = 1000 000 000 Hz

Fréquence : F
Période : T
F = 1/T

Dans leurs applications médicales diagnostic, les ultrasons utilisés ont une fréquence comprise entre 1 et 15 MHz (jusqu'à 50 MHz pour quelques applications spécialisées comme l'échographie endovasculaire). Il ne s'agit donc là que d'une très petite plage de fréquences dans la gamme des ultrasons, qui s'étend de 20 kHz à 200 MHz. L'oreille humaine est capable de percevoir des sons d'environ 20 hertz jusqu'à 20 kHz (pour les oreilles les plus jeunes).

La résolution spatiale augmente mais la profondeur d'exploration diminue avec la Fréquence d'émission

1 MHz	5 MHz	10 MHz	50 MHz
Cardiologie Doppler transcrânien	*Abdomen (adulte) Obstétrique*	*Pédiatrie Muscles & tendons*	*Vaisseaux Périphériques Organes Superficiels*	*Peau Endovasculaire Œil (segment ant.)*

En mode échographique, les fréquences ultrasonores les plus élevés permettent d'obtenir la meilleure résolution spatiale. Cependant, la profondeur accessible diminue lorsque la fréquence ultrasonore augmente. Par conséquent, les basses fréquences, offrant une moindre résolution spatiale, sont nécessaires pour les examens nécessitant une grande profondeur d'exploration : la cardiologie, l'examen Doppler trans-crânien (où il est nécessaire de franchir la barrière osseuse temporale). Des fréquences intermédiaires sont nécessaires pour l'exploration abdominale chez l'adulte et l'obstétrique. Des fréquences un peu plus élevées sont utilisées en pédiatrie ainsi que pour les muscles et tendons. Les fréquences élevées sont applicables aux vaisseaux périphériques et aux organes superficiels. Des fréquences très élevés sont utilisables dans des applications spécialisées comme l'échographie endovasculaire, l'échographie de la peau, et le segment antérieur de l'œil.

Pression Acoustique et Energie

Ultrasonographie Diagnostique :

I = quelques mW/cm²
à quelques dizaines de mW/cm²

Effets Biologiques :

I > 1 W/cm²

Les conditions usuelles d'utilisation de l'échographie impliquent des intensités acoustiques très inférieures au seuil d'apparition d'effets biologiques

L'intensité acoustique utilisée dans les conditions courantes pour les examens ultrasonographiques et de quelques milliwatts par centimètre carré, tandis que les effets biologiques sont réputés n'apparaître au-delà de 1 W par centimètre carré. L'innocuité de l'examen ultrasonographique et donc assurée lorsque l'intensité acoustique et la durée d'exposition reste limitée. Des normes ont été définies pour chaque catégorie d'applications cliniques, et il est de la responsabilité de l'opérateur de respecter ces normes, généralement pris en compte dans les pré-réglages spécifiques mis en place par le constructeur.

Intensité de l'onde sonore

L'oreille humaine est sensible à des intensités sonores allant de 10^{-12} W m^{-2} à 1 W m^{-2}, soit un rapport de 1 à 1 000 000 000 000 (soit 10^{12}). La notation logarithmique en Bels (B) ou décibels (dB) permet d'exprimer plus facilement cette gamme de sensibilité et de représenter de façon plus fidèle la sensibilité de l'oreilles aux variations de niveau sonore.

β (en Bels) = $\log(I/I_0)$

En décibels (dB) : $\beta = 10 \log (I/I_0)$

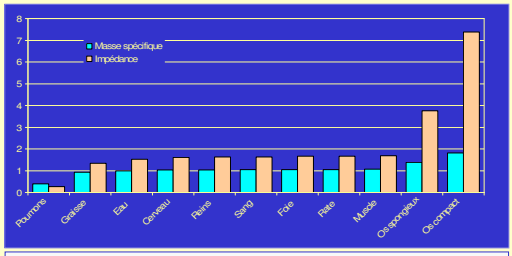
où I est l'intensité mesurée et I_0 est une valeur de référence.
P ou $I_0 = 10^{-12}$ W/m^2, le seuil d'audibilité correspond à $\beta = 0$ dB
La dynamique de l'oreille humaine normale est donc de 120 dB.

L'intensité ultrasonore est exprimée en décibels. Il s'agit d'une notation en valeur relative sur une échelle logarithmique.

L'expression en décibels est utilisée en audiométrie, car l'oreille humaine est capable de détecter des sont de très faible mais aussi de très forte intensité. Seule une échelle logarithmique permet de rendre compte commodément d'une gamme aussi étendue d'intensité. En outre, plutôt que d'exprimer l'acuité auditive d'un sujet en valeur absolue de pression acoustique, il s'est avéré préférable de quantifier l'audition par rapport à l'acuité auditive moyenne d'une large population normale. Le seuil d'audition, pour une fréquence donnée, dans cette population normale est donc pris pour référence (I0), et l'acuité mesurée est exprimée en comparaison à cette référence (I/I0).

On appelle dynamique le rapport entre la plus haute et la plus petite intensité détectable ou mesurable. La dynamique de l'oreille humaine est normalement de l'ordre de 120 dB. On peut de la même façon caractériser un système ultrasonographique par le rapport entre la plus forte et la plus petite intensité acoustique qu'il peut détecter. La dynamique des appareils échographiques actuels peut être égale ou supérieure à 120 dB.

Impédance Acoustique



L'impédance acoustique Z caractérise les propriétés mécaniques d'un milieu à l'égard des ondes de pression qui s'y propagent

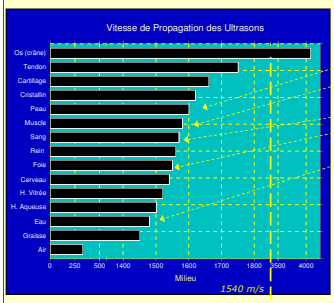
$$Z = \rho c$$

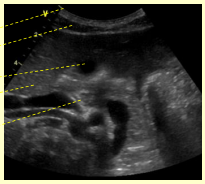
Avec : ρ = Densité du milieu
C = Vitesse (célérité) de propagation dans le milieu

Lorsqu'elle est transmise dans les tissus, langues ultrasonores rencontrent des milieux de caractéristiques physiques différentes. Ces différences peuvent être exprimées en termes de densité, de vitesse de propagation des ultrasons, et d'impédance acoustique (Z). Cette dernière est égale au produit de la densité par la vitesse de propagation des ultrasons ou célérité.

L'impédance acoustique de la graisse est ainsi inférieure à celle de l'eau, laquelle est inférieure à celle du cerveau, du Rhin et du sang. Le muscle présent une impédance acoustique plus grande, et l'impédance est encore beaucoup plus élevée pour l'os.

Les Ultrasons





L'impédance acoustique et la vitesse de propagation des ultrasons varient selon les tissus et leur densité. Une différence d'impédance acoustique de tissus juxtaposés crée une « interface », site de réflexion des ultrasons.

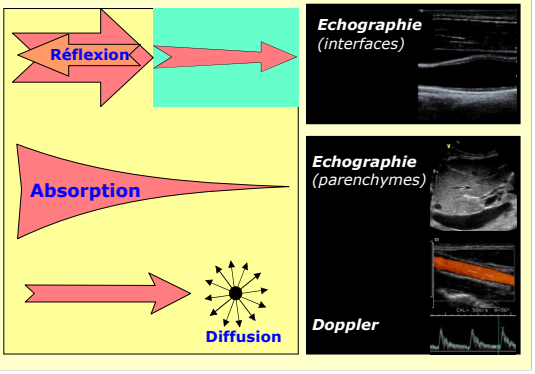
De même, les tissus se distinguent les uns des autres par la vitesse de propagation des ultrasons. Cette vitesse est d'environ 1500 m/s dans l'eau, plus basse dans la graisse, plus haute dans le sang et le muscle, et beaucoup plus élevée dans les tendons et, surtout, dans l'os. En moyenne, dans les tissus biologiques vivants, la vitesse de propagation des ultrasons est égale à 1540 m/s. C'est sur cette valeur de célérité des ultrasons que sont réglés, d'une façon générale, les appareils ultrasonographiques.

L'Echographie

- *La production des Ultrasons : La Sonde*
- *Les Ultrasons, L'onde ultrasonore*
- *Interactions des Ultrasons avec les tissus*
- *La Construction de l'Image (échotomographie)*
- *Impulsion Ultrasonore et Résolution Axiale*
- *Focalisation et Résolution Latérale et Azimutale*
- *Dynamique et Résolution de Contraste*
- *La reconstruction 2D – 3D*

Troisième partie : les interactions des ultrasons avec les tissus biologiques

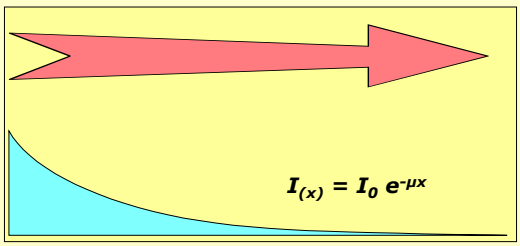
Le devenir de l'énergie acoustique



Dans la traversée des tissus biologiques, les ultrasons subissent tout d'abord une absorption, consécutive à l'atténuation de l'intensité acoustique. Sur les limites de séparation entre tissus ou milieux de propriété acoustique différente (interfaces), les ultrasons subissent une réflexion. Sur les cibles réfléchissantes de très petites dimensions, ils subissent une diffusion.

L'échographie est principalement fondée sur la réflexion en ce qui concerne la délimitation des organes. C'est la diffusion, par contre, qui est à l'origine du signal Doppler, mais aussi de l'image échographique des parenchymes.

L'atténuation de l'énergie acoustique



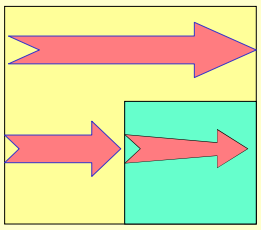
Dans un milieu homogène, l'intensité acoustique décroît de façon exponentielle avec la distance

Pour une dynamique échographique de l'ordre de 110 dB, c'est-à-dire A_{max}/A_{min} voisine de 10^5, l'atténuation est de 70 à 80 dB à 3MHz pour une profondeur d'exploration de 20 cm

Dans les tissus mous, l'atténuation est proportionnelle à la fréquence ultrasonore : Une fréquence basse est donc nécessaire pour l'exploration des organes profonds.

L'atténuation des ultrasons est globalement proportionnelle à la distance parcourue, selon une exponentielle décroissante. Il est d'autant plus importante que la fréquence ultrasonore est élevée.

L'absorption : source d'échauffement



- Relaxation mécanique
  - Viscosité
  - Fréquence
- Relaxation chimique
  - Aux fréquences basses
  - Par déplacement de l'équilibre des réactions selon la loi d'action de masse
- Cavitation
- Micro-écoulements

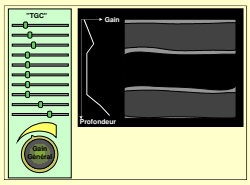
dT/dt ($°C.s^{-1}$) = 0,05 α I ($dB\ cm^{-1}$ x $Watt\ cm^{-2}$)

Cette atténuation est la conséquence de plusieurs phénomènes : la viscosité du milieu, responsable d'une transformation d'énergie mécanique en énergie thermique, mais aussi des phénomènes chimiques pouvant faciliter certaines réactions (c'est ainsi que l'exposition aux ultrasons facilite la fibrinolyse), ainsi que des phénomènes de cavitation. Quels que soient les phénomènes intermédiaires, l'aboutissement de cette atténuation est une transformation de l'énergie acoustique en chaleur.

Gain et Compensation de l'Atténuation

Courbe de Compensation du Gain en Profondeur : « Time Gain Compensation » (TGC)

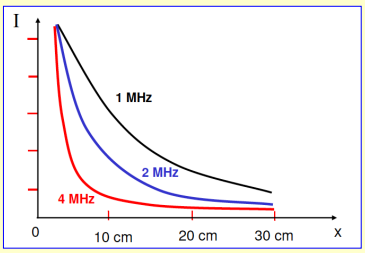
Gain Général



Amplification en Profondeur (Compensation d'Atténuation)

En mode échographique, il est donc nécessaire de compenser l'atténuation des ultrasons par une amplification croissante des échos. L'atténuation pouvant être très différente selon les milieux traversés, ce réglage est généralement dévolu à des curseurs, potentiomètres linéaires permettant de régler le gain de façon indépendante à différentes profondeurs.

L'atténuation de l'énergie acoustique

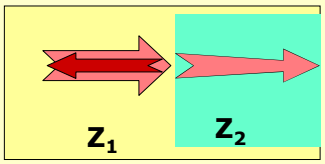


L'atténuation est d'autant plus grande que la fréquence ultrasonore est élevée

$\alpha = kf^{\beta}$

L'atténuation des ultrasons étant d'autant plus forte que la fréquence ultrasonore est élevée, on comprend que les fréquences les plus hautes ne pourront être utilisées que pour les structures superficielles et qu'il faudra recourir à des fréquences basses pour l'exploration d'organes ou de tissus plus profonds.

Réflexion



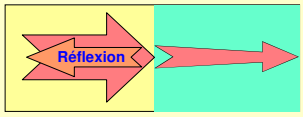
Réflexion = fonction de la seule différence de Z entre les deux milieux

$R = Ir/Ii = (Z_1-Z_2)^2 / (Z_1+Z_2)^2$

La réflexion des ultrasons se produit sur toutes les surfaces virtuelles créées par la juxtaposition de deux milieux ou tissus d'impédance acoustique différente (interfaces). La réflectivité d'une interface est proportionnelle à la différence d'impédance acoustique de part et d'autre. Plus cette différence est marquée, plus la proportion d'énergie acoustique réfléchie sera élevée, la proportion d'énergie acoustique transmise diminuant alors.

Réflexion

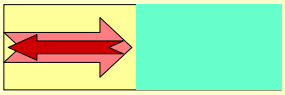
Se produit sur les **interfaces** en proportion de la différence d'impédance acoustique de part et d'autre.
Donne naissance à un signal **échographique** si l'incidence est **perpendiculaire**



Coefficient de réflexion :
- Tissu mou – air = 99%
- Tissu mou - os = 30%
- Rein - graisse = 1%

Le coefficient de réflexion des ultrasons peut être calculé dès lors que l'on connaît l'impédance acoustique des tissus situés de part et d'autre de l'interface. Ainsi, l'interface tissus mous-air présente un coefficient de réflexion de 99 %. Un tel taux de réflexion est prohibitif en échographie car l'énergie acoustique transmise est alors trop faible pour permettre l'exploration des structures sous-jacentes. L'interface tissus mous-os présente un coefficient de réflexion de 30 %. Cette valeur est encore trop élevée si l'on prend en considération l'atténuation des ultrasons à laver et au retour. Ainsi, dans la pratique clinique, il n'est pas possible d'explorer les structures anatomiques masquées par les os (à l'exception du Doppler trans-crânien qui met à profit la faible épaisseur de l'os temporal ou par l'air. C'est pour cette raison que le cœur, masqué par le sternum et les cotes mais aussi par l'air des poumons, est accessible qu'à gauche du sternum lorsque le sujet est en décubitus latéral gauche. Par contre, l'interface rein-graisse présente un coefficient de réflexion d'environ 1 %. Bien que cette valeur soit apparemment très faible, elle est optimale pour l'échographie car, même après déduction de l'atténuation, une forte proportion de l'énergie acoustique émise reste disponible pour l'exploration des structures sous-jacentes. Néanmoins, cela suppose, de la part des sondes d'échographie, une sensibilité particulièrement élevée.

Réflexion

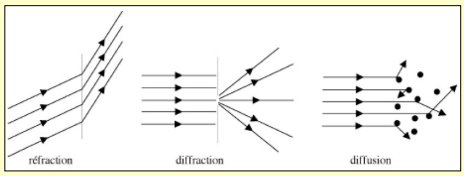


1. La construction d'une image échographique par réflexion implique de pouvoir détecter des facteurs de réflexion de l'ordre de 1%
2. Mais si 1% de l'énergie incidente est réfléchie, 99% est transmise et permet de visualiser les tissus plus profonds
3. Les interfaces à facteurs de réflexion élevés « éblouissent » l'échographe, et l'énergie disponible en profondeur est faible
4. La proportion d'énergie réfléchie est indépendante de la fréquence des ultrasons.

Au total, la construction de l'image échographique nécessite des sondes de très haute sensibilité, pour pouvoir détecter des signaux extrêmement faibles, puisque la plupart des interfaces explorées ont un taux de réflexion de l'ordre de 1 % ou moins, après déduction de l'atténuation, cela signifie que les échos qui parviennent à la sonde sont plusieurs milliers de fois inférieures, en intensité, aux impulsions émises.

Notons par ailleurs que le coefficient de réflexion est indépendant de la fréquence ultrasonore.

Déviations de l'onde ultrasonore



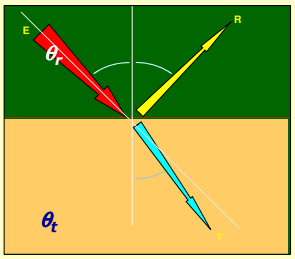
L'onde ultrasonore peut être déviée de sa trajectoire par:

- réfraction
- diffraction
- diffusion

La propagation de l'onde ultrasonore n'est pas toujours rectiligne. Elle peut être en effet déviée de sa trajectoire par réfraction, diffraction, ou diffusion. La diffraction se produit notamment lorsque le faisceau ultrasonore rencontre, de façon tangentielle, les bords latéraux d'une image sphérique (kyste) ou cylindrique (vaisseau). Elle est à l'origine d'une perte d'information se traduisant par une « ombre acoustique ».

Réflexion et Réfraction

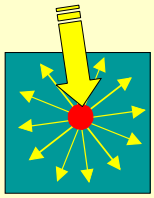
$\theta_i = \theta_r$ et
$\sin \theta_i / \sin \theta_r = c_1/c_2$



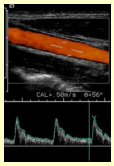
Si l'incidence est oblique, les ultrasons réfléchis ne reviennent pas vers la sonde émettrice et les ultrasons transmis sont déviés (réfraction)

La réfraction est une déviation du faisceau ultrasonore qui se produit lorsque une interface est atteinte par le faisceau sous une incidence oblique. C'est la réfraction qui est à l'origine de la décomposition de la lumière par un prisme. En échographie, la réfraction peut être à l'origine de distorsion de l'image, ce qui peut représenter un écueil, notamment lors de tentatives de ponction sous guidage échographique. C'est la raison pour laquelle il est très important, pour un tel guidage, de conserver sur l'image échographique la visualisation de l'extrémité de l'aiguille ou du dispositif de ponction, en même temps que l'image de la cible, de façon à corriger « à vue » toute erreur de trajectoire.

Diffusion

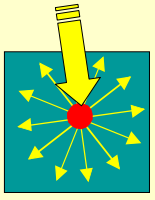


Si la taille cible est très inférieure à la longueur d'onde, l'énergie acoustique est dispersée de façon homogène (isotrope) dans toutes les directions de l'espace :
C'est la Diffusion, qui augmente avec la fréquence ultrasonore.



La diffusion est un phénomène bien connu en optique. C'est en effet la diffusion qui rend visible les gouttelettes microscopiques d'eau qui constitue la vapeur ou les nuages, alors que ces gouttelettes sont de dimension si petite qu'elle serait totalement invisible à l'œil nu. La diffusion a pour effet de disperser l'énergie incidente dans toutes les directions de l'espace, de façon quasi homogène. Elle se produit lorsque les cibles réfléchissantes sont de très petites dimensions, donc inférieure à la longueur d'onde ultrasonore. Tel est le cas des globules rouges dont le diamètre moyen est de 7 µm alors que la longueur d'onde des ultrasons se chiffre en millimètres. C'est par diffusion qu'il est possible d'obtenir un signal à partir du flux sanguin en mode Doppler.

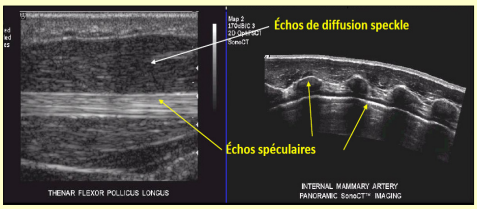
Diffusion



- La diffusion est à l'origine de l'image échographique des parenchymes (« speckle », bruit d'interférence)
- L'intensité diffusée est en général plus faible que l'intensité réfléchie
- L'intensité non diffusée, c'est à dire transmise, permet d'obtenir l'image des tissus situés plus en profondeur
- La proportion d'intensité diffusée dépend de la fréquence de l'onde ultrasonore

C'est aussi la diffusion qui est à l'origine de l'image échographique des parenchymes. En effet, les cellules composant le parenchyme hépatique, splénique, rénal… sont, elles aussi, de très petites dimensions en regard de la longueur d'onde ultrasonore. Leur image échographique n'est alors pas fondée sur la réflexion mais sur le bruit d'interférence : les très nombreux diffuseurs constitués par les cellules de ces tissus génèrent ainsi des ondes dont les interférences aléatoires produisent un bruit qui se traduit, sur l'image échographique, par un grain de tonalité grise caractéristique.

Diffusion *versus* Réflexion



L'image échographique associe réflexion, sur les interfaces « spéculaires », et diffusion, donnant naissance à un bruit d'interférence (« speckle ») sur les parenchymes, produisant le « grain » caractéristique.

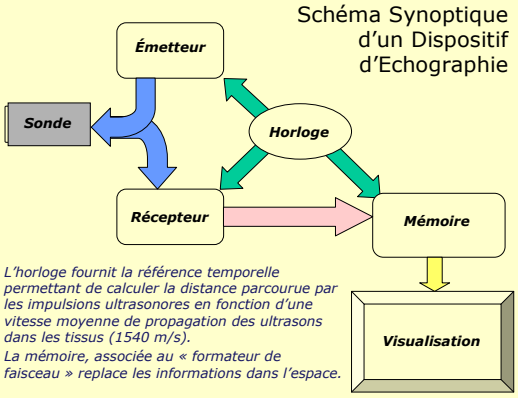
Sur une même image échographique, les limites des organes apparaissent généralement comme des échos proprement dits (réflexion sur des interfaces), tandis que les parenchymes se présentent comme de fines granulations grises qui correspondent en fait au bruit d'interférence. La différence pratique essentielle est que les interfaces ne sont clairement visibles que si le faisceau ultrasonore les atteint perpendiculairement, alors que l'image des parenchyme est identique quelle que soit l'incidence.

L'Echographie

- *La production des Ultrasons : La Sonde*
- *Les Ultrasons, L'onde ultrasonore*
- *Interactions des Ultrasons avec les tissus*
- *La Construction de l'Image (échotomographie)*
- *Impulsion Ultrasonore et Résolution Axiale*
- *Focalisation et Résolution Latérale et Azimutale*
- *Dynamique et Résolution de Contraste*
- *La reconstruction 2D – 3D*

Quatrième partie : la construction de l'image échographique.

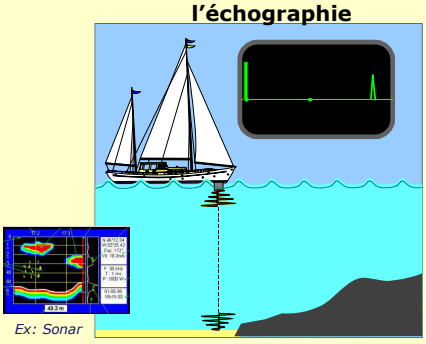
Schéma Synoptique d'un Dispositif d'Echographie



L'horloge fournit la référence temporelle permettant de calculer la distance parcourue par les impulsions ultrasonores en fonction d'une vitesse moyenne de propagation des ultrasons dans les tissus (1540 m/s).
La mémoire, associée au « formateur de faisceau » replace les informations dans l'espace.

Le schéma de principe d'un appareil d'échographie est simple : une horloge fournit une référence temporelle, donnant le départ des impulsions ultrasonores générées par l'émetteur sous forme de signaux électriques, et transformées en vibrations mécaniques (ultrasons) par la sonde. Les échos de ces ondes acoustiques sont captés par la sonde et transformés en signaux électriques, amplifiés par le récepteur, et inscrits en mémoire en référence à l'instant de l'émission et à la position de la sonde dans l'espace lors de l'émission. L'écran de visualisation affiche les données mises en forme en fonction des positions successives de la sonde dans le plan de coupe.

La Réflexion, principe de base de l'échographie

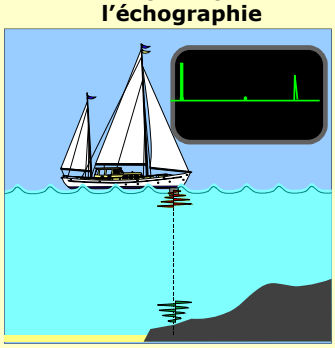


Ex: Sonar

Le mode A (amplitude)

Le principe de l'échographie est celui du sonar : une impulsion ultrasonore brève est émise et se propage dans l'eau. Elle est réfléchie sur le fond et revient vers la sonde, où elle est captée et traduite en impulsion électrique. La trace de l'oscilloscope, dont le balayage a été déclenché au moment de l'émission de l'impulsion, marque alors une déflexion verticale. La distance séparant cette déflexion verticale du départ du balayage est proportionnelle à la distance parcourue dans l'eau par l'impulsion ultrasonore. Notons que cette impulsion a parcouru deux fois cette distance : à l'aller et au retour.

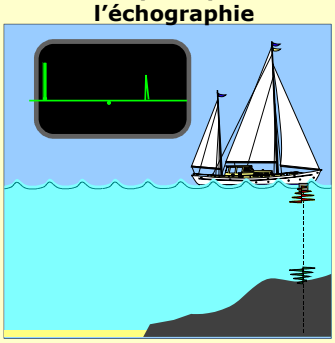
La Réflexion, principe de base de l'échographie



Le mode A (amplitude)

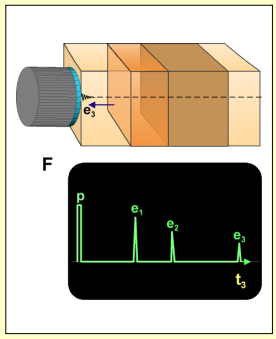
Si l'émetteur se déplace, l'écho du fond sous-marin parviendra après l'émission avec un délai proportionnel à la profondeur.

La Réflexion, principe de base de l'échographie



Le mode A (amplitude)

Et l'exploration peut être ainsi répétée pour évaluer la profondeur à chaque position de l'émetteur.



La Réflexion, principe de base de l'échographie

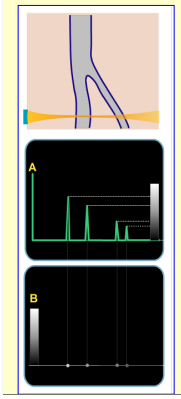
Le Mode A (Amplitude)

L'amplitude de la déflexion verticale de la trace sur l'oscilloscope est proportionnelle à la réflectivité de l'interface, c'est-à-dire à la différence d'impédance acoustique de part et d'autre.

Le même principe est appliqué à l'obtention de l'image échographique. Une sonde est appliquée au contact de la peau, avec application d'un gel permettant de réaliser une transition d'impédance acoustique (évitant l'interposition d'air). L'impulsion ultrasonore émise par la sonde se propage dans les tissus biologiques et rencontre différentes interfaces, chacune générant un écho dont l'amplitude est proportionnelle au coefficient de réflexion (lui-même, comme nous l'avons vu précédemment, étant fonction de la différence d'impédance acoustique de part et d'autre de l'interface).

Les déflexions verticales qui s'affichent ainsi sur la trace de l'oscilloscope indique, par leur position sur l'axe horizontal (X) la profondeur de l'interface à l'origine de l'écho correspondant, tandis que leur amplitude (sur l'axe vertical, Y) est fonction du coefficient de réflexion de l'interface, ou « échogénicité » (à la condition, naturellement, que l'atténuation des ultrasons ait été compensée par un gain croissant).

Ce mode échographique, dans lequel l'amplitude des échos sur le tracé de l'oscilloscope représente la réflectivité des interfaces est appelé « mode A » (A pour Amplitude).



L'échographie en mode A et B

En **mode A**, l'**amplitude** de la déflection verticale de l'oscilloscope représente la réflectivité des interfaces.

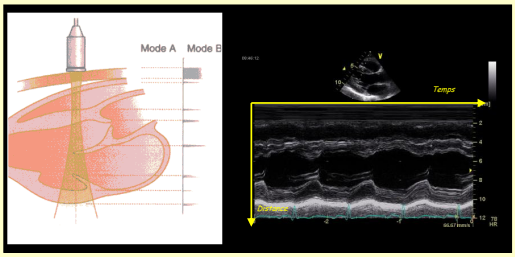
En **mode B** (**brillance**), l'échelle de gris permet de représenter la réflectivité des interfaces (à l'atténuation près)

Si l'intensité acoustique des échos est représentée sur l'écran non plus par une déflexion verticale mais par un point, l'intensité lumineuse du point étant proportionnelle à l'amplitude du signal échographique, on obtient ce que l'on appelle l'échographie en mode B (B pour brillance). La brillance des points affichés sur l'écran représente alors l'amplitude des échos : un écho de faible intensité est représenté par un point gris sombre, tandis qu'un écho de forte intensité est représenté par un point brillant, presque blanc, selon une « échelle de gris ».

L'avantage notable du mode B est de libérer une dimension sur l'écran, de sorte qu'il devient possible d'afficher une image bidimensionnelle.

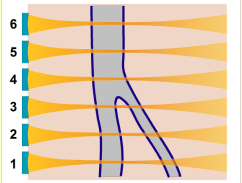
Notons cependant que « mode B » signifie « mode Brillance » et non « mode bidimensionnelle » (ces deux notions ne sont pas du tout synonymes).

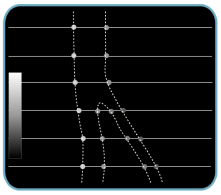
Le mode Temps – Mouvement ™



Sonde Sectorielle

Si l'exploration échographique est unidimensionnelle, il est possible d'afficher sur l'écran sur l'axe vertical la profondeur d'exploration, et sur l'axe horizontal le temps. Ainsi, la position des différentes interfaces rencontrées par le faisceau d'ultrasons se trouve retranscrite dans le temps, ce qui permet d'observer la cinétique de leurs mouvements éventuels. Ce mode est appelé "mode TM" (Temps – Mouvement) est, depuis les débuts de l'échographie et jusqu'à ce jour, très largement utilisée en cardiologie pour évaluer la cinétique des mouvements des parois cardiaques et des valves et effectuer des mesures précises.



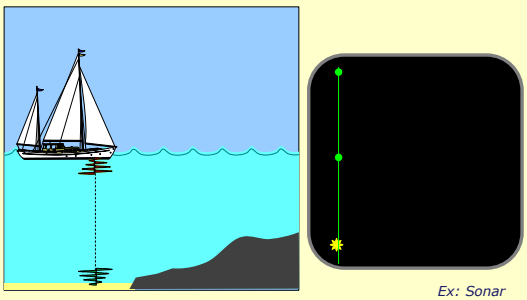


L'échographie bidimensionnelle

*L'exploration successive de plusieurs lignes, en mode B, dans un même plan, permet d'obtenir une image bidimensionnelle : l'**échotomographie***

Si l'exploration échographique n'est pas limitée à une ligne de l'espace mais "balaie" cet espace dans un plan, ce qui peut être réalisé soit en déplaçant la sonde, soit en commutant plusieurs sondes placées côte à côte, on obtient une image bidimensionnelle en coupe, ou échotomographie. Sur chacune des lignes composant l'image, la position des interfaces rencontrées par le faisceau d'ultrasons est représentée en mode B, par un point de brillance proportionnelle à la réflectivité des interfaces.

La Réflexion, principe de base de l'échographie

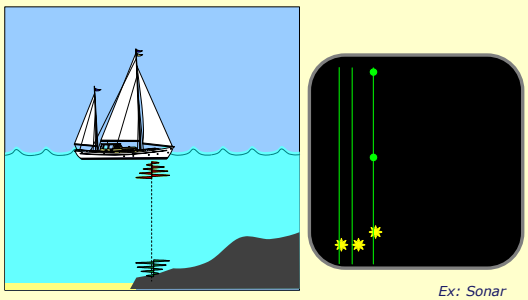


Ex: Sonar

Le mode A (amplitude)

Avec un sonar, une exploration bidimensionnelle est possible : il suffit de garder en mémoire la position des échos en fonction de la position de l'émetteur, pour dessiner, peu à peu, le profil des fonds sous-marins.

La Réflexion, principe de base de l'échographie

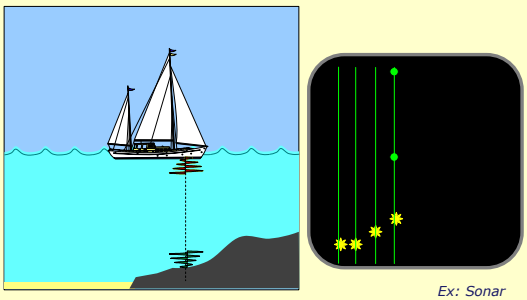


Ex: Sonar

Le mode A (amplitude)

Chaque ligne d'exploration est ainsi mise en mémoire, avec la position des sites de réflexion, plus proches quand la profondeur du fond diminue.

La Réflexion, principe de base de l'échographie

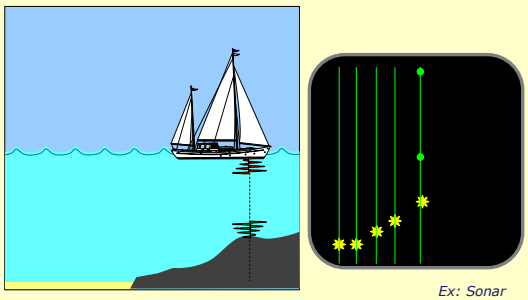


Ex: Sonar

Le mode A (amplitude)

La juxtaposition de lignes d'exploration parallèles permet de réaliser une coupe dans le plan du déplacement de l'émetteur.

La Réflexion, principe de base de l'échographie

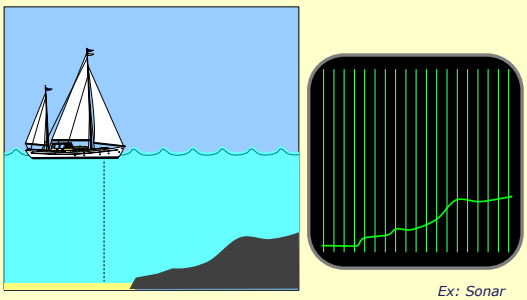


Ex: Sonar

Le mode A (amplitude)

Le nombre de lignes d'exploration détermine la densité d'information sur l'écran (c'est la résolution latérale de l'image).

La Réflexion, principe de base de l'échographie



Ex: Sonar

Le mode A (amplitude)

Si les lignes d'exploration se succèdent à une cadence suffisamment rapide, on parle de "temps réel", qui permet d'observer le profil des fonds sous-marins lors du déplacement de l'émetteur.

Le mode de balayage échographique

Sonde Convexe

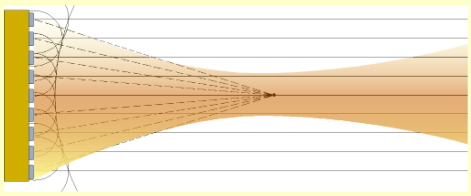
Sonde Linéaire

Sonde Sectorielle

En échographie, le nombre et l'orientation des lignes d'exploration sont déterminés par le type de sonde utilisé. Dans la très grande majorité des cas, les sondes d'échographie sont aujourd'hui "à balayage électronique", c'est-à-dire que le déplacement de la ligne d'exploration n'est pas obtenu par le déplacement mécanique du transducteur, mais par la commutation électronique de transducteurs alignés à la surface de la sonde. Cette surface est, selon le cas, rectiligne (sonde dite « linéaire ») ou convexe (sonde « convexe »). Sur les sondes sectorielles électroniques, la divergence des lignes d'exploration permet d'explorer un secteur de cercle.

Une sonde de type sectoriel peut comporter 64 transducteurs, tandis qu'une sonde linéaire peut en comporter jusqu'à près de 300. Chacun des transducteurs est donc de très petites dimensions.

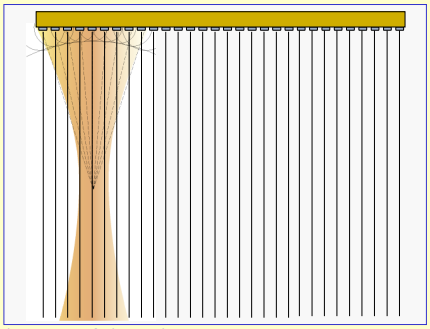
Le balayage échographique



Les sondes « électroniques » de type « barrette » sont formées par l'alignement d'un grand nombre de transducteurs élémentaires, activés par groupes pour la construction de chaque ligne d'exploration.
En déphasantl'excitation des transducteurs au sein d'un groupe, on peut focaliser le faisceau d'ultrasons.

En fait, une ligne d'exploration n'est pas construite par l'activation d'un seul transducteur, mais d'un groupe de transducteurs (8, 16, voire 32). Ceci permet de "mimer" un transducteur de plus large dimension, et donc de mieux contrôler la géométrie du faisceau d'ultrasons ainsi généré. En effet, en activant en premier lieu les transducteurs situés aux extrémités du groupe, puis ceux qui se rapprochent du centre, et en dernier les transducteurs centraux, on parvient à donner au faisceau d'ultrasons une convergence ou "focalisation", exactement comme en optique à l'aide d'une lentille convexe. C'est ce que l'on appelle la « focalisation électronique ».

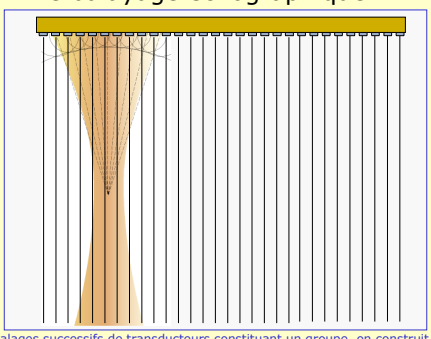
Le balayage échographique



Par décalages successifs de transducteurs constituant un groupe, on construit des lignes d'exploration parallèles, réalisant une coupe échographique

Le faisceau ainsi généré peut être déplacé dans le plan de coupe échotomographique, tout simplement en décalant les transducteurs formant le groupe activé : par exemple, en activant d'abord les transducteurs n°1 à 9

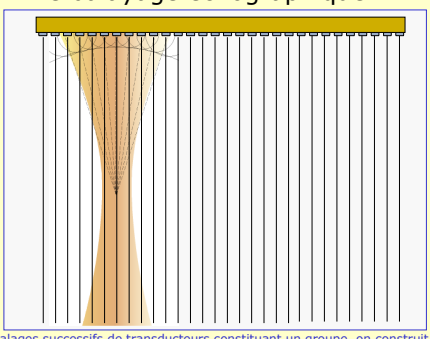
Le balayage échographique



Par décalages successifs de transducteurs constituant un groupe, on construit des lignes d'exploration parallèles, réalisant une coupe échographique

Puis 2 à 10

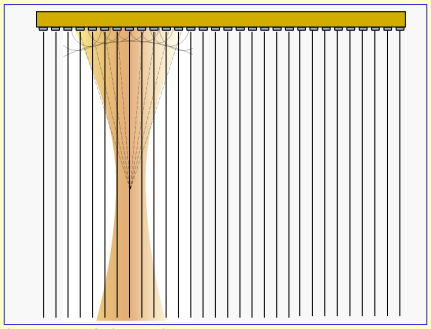
Le balayage échographique



Par décalages successifs de transducteurs constituant un groupe, on construit des lignes d'exploration parallèles, réalisant une coupe échographique

Puis 3 à 11

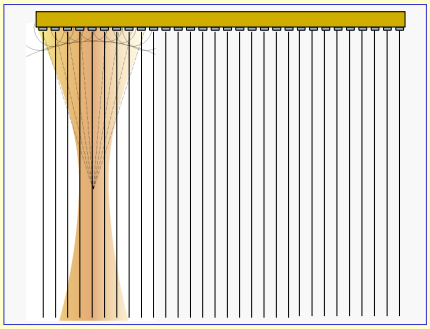
Le balayage échographique



Par décalages successifs de transducteurs constituant un groupe, on construit des lignes d'exploration parallèles, réalisant une coupe échographique

Et ainsi de suite

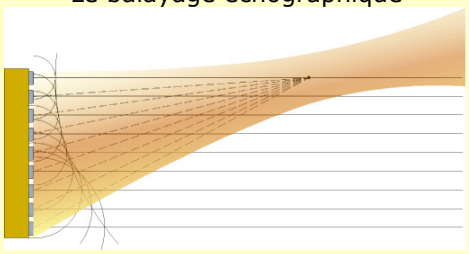
Le balayage échographique



Par décalages successifs de transducteurs constituant un groupe, on construit des lignes d'exploration parallèles, réalisant une coupe échographique

On obtient de cette façon un balayage "électronique" dans un plan, à une cadence qui peut être compatible avec une exploration "en temps réel".

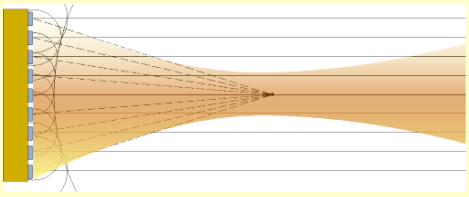
Le balayage échographique



Les sondes « électroniques » de type « barrette » sont formées par l'alignement d'un grand nombre de transducteurs élémentaires. Ceux-ci sont activés par groupes pour la construction de chaque ligne d'exploration. En décalant l'excitation des transducteurs au sein d'un groupe, on peut focaliser le faisceau d'ultrasons généré, mais aussi l'orienter dans le plan de façon variable

De même, en jouant sur le délai d'émission des impulsions au sein du groupe de transducteurs, il est possible de donner au faisceau d'ultrasons généré une inclinaison par rapport à la surface de la sonde. Cette inclinaison peut être modifiée d'un tir à l'autre, de sorte que le faisceau peut ainsi parcourir ("balayer") un secteur de cercle : c'est le balayage sectoriel électronique.

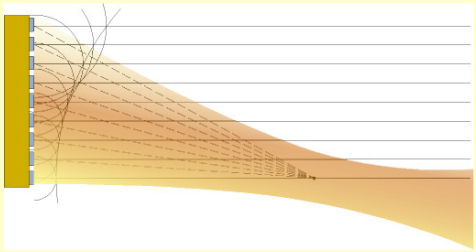
Le balayage échographique



Il « suffit » de modifier la répartition des retards entre groupes de transducteurs lors des tirs successifs pour modifier l'orientation du faisceau en fonction de la géométrie d'image voulue

De même, en jouant sur le délai d'émission des impulsions au sein du groupe de transducteurs, il est possible de donner au faisceau d'ultrasons généré une inclinaison par rapport à la surface de la sonde. Cette inclinaison peut être modifiée d'un tir à l'autre, de sorte que le faisceau peut ainsi parcourir ("balayer") un secteur de cercle : c'est le balayage sectoriel électronique.

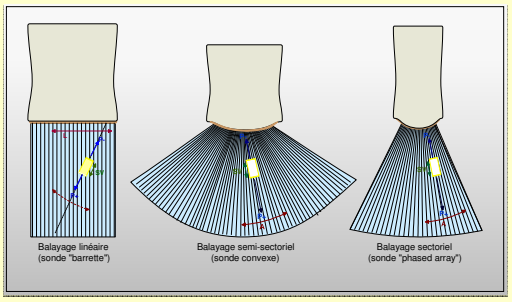
Le balayage échographique



Il « suffit » de modifier la répartition des retards entre groupes de transducteurs lors des tirs successifs pour modifier l'orientation du faisceau en fonction de la géométrie d'image voulue

De même, en jouant sur le délai d'émission des impulsions au sein du groupe de transducteurs, il est possible de donner au faisceau d'ultrasons généré une inclinaison par rapport à la surface de la sonde. Cette inclinaison peut être modifiée d'un tir à l'autre, de sorte que le faisceau peut ainsi parcourir ("balayer") un secteur de cercle : c'est le balayage sectoriel électronique.

Le mode de balayage échographique



Sonde Linéaire Sonde Convexe Sonde Sectorielle

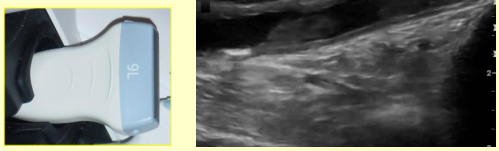
Les trois principaux types de sonde sont donc :

-Les sondes linéaires, construisant une image rectangulaire avec des lignes d'exploration parallèles les unes aux autres.

-Les sondes convexes, dont les lignes sont divergentes mais dont la surface de contact à la peau reste relativement large.

-Les sondes sectorielles électroniques dont les lignes d'exploration sont divergentes, formant ainsi un secteur de cercle, à partir d'une étroite zone de contact à la peau.

Le mode de balayage échographique

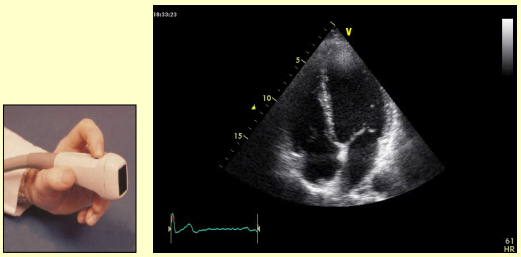


Balayage linéaire électronique :

Organes superficiels, muscles et tendons, vaisseaux du cou et des membres, c'est-à-dire lorsque l'accès (« fenêtre acoustique) aux organes examinés n'est pas restreint par un obstacle (os ou air)

Voici un exemple de sonde à balayage linéaire avec l'image obtenue. De telles sondes sont utilisées lorsque l'accès aux organes examinés n'est pas restreint par des obstacles acoustiques (air ou os). Tel est le cas, d'une façon générale, des artères et veines périphériques et des tissus superficiels (muscles, tendons, thyroïde, seins...).

Le mode de balayage échographique

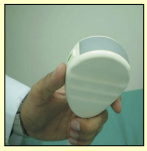


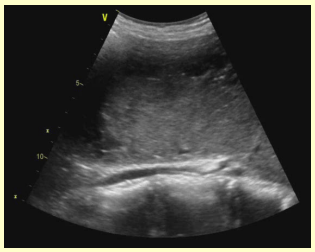
Balayage sectoriel électronique

Cœur, Cerveau (Doppler trans-crânien) : organes dont l'accès est restreint par des obstacles acoustiques (côtes, air alévolaire, os du crâne)

Voici un exemple de sonde à balayage sectoriel électronique. Ce type de sonde est utilisé lorsque les obstacles acoustiques ne ménagent que d'étroites "fenêtres". C'est le cas pour l'exploration du cœur (échocardiographie) où les fenêtres acoustiques disponibles, entre les côtes sur le bord gauche du sternum, sont très limitées, et pour l'examen Doppler transcrânien des artères cérébrales.

Le mode de balayage échographique

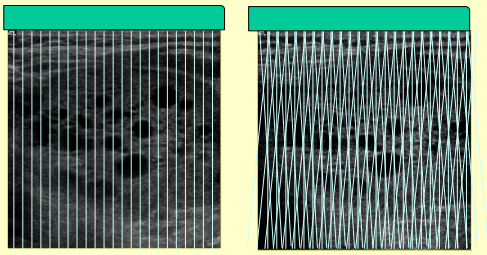




Balayage convexe électronique :
Obstétrique, Abdomen : accès acoustique correct, mais champ exploré plus large en profondeur

Voici enfin un exemple de sonde électronique convexe. Ce type de sonde est utilisé lorsque les fenêtres acoustiques disponibles sont relativement larges, mais que l'on souhaite disposer d'un champ de vision plus large encore en profondeur. Ces sondes sont très largement utilisées pour l'exploration de l'abdomen et pour l'obstétrique. Les sondes d'exploration endo-cavitaire font aussi, le plus souvent, appel au mode de balayage échographique convexe.

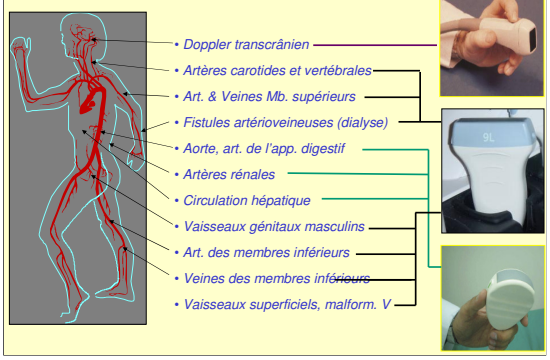
Balayage composé (« SonoCT »)



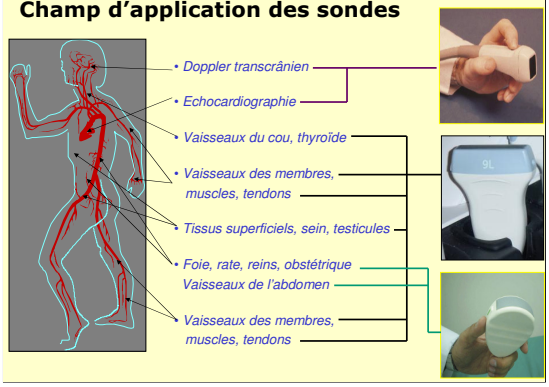
L'image est construite à partir de plusieurs balayages réalisés selon des incidences différentes

La plupart des appareils échogaphiques récent intègre en outre le "balayage composé", qui permet de construire une image (en mode linéaire ou convexe) selon plusieurs incidences, ce qui offre une meilleure qualité de définition des bords latéraux des structures sphériques ou cylindriques.

Champ d'application des sondes



Champ d'application des sondes

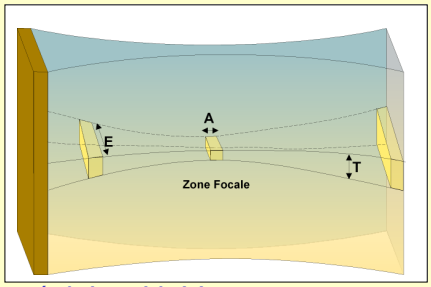


L'Echographie

- *La production des Ultrasons : La Sonde*
- *Les Ultrasons, L'onde ultrasonore*
- *Interactions des Ultrasons avec les tissus*
- *La Construction de l'Image (échotomographie)*
- *Impulsion Ultrasonore et Résolution Axiale*
- *Focalisation et Résolution Latérale et Azimutale*
- *Dynamique et Résolution de Contraste*
- *La reconstruction 2D – 3D*

Cinquième partie : La résolution axiale en échographie

Echographie en Mode B : Résolution Spatiale



- **Résolution Axiale (A)**
- **Résolution Latérale (T)**
- **Résolution en épaisseur (E)**

A < T < E

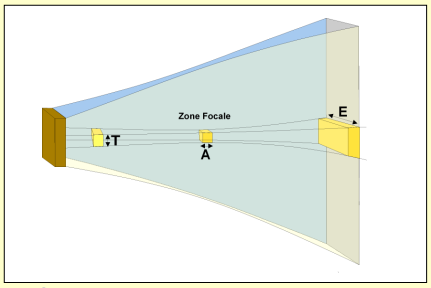
Les caractéristiques de qualité de l'image échographique reposent en premier lieu sur la résolution spatiale, c'est à dire la capacité à identifier et séparer des cibles réfléchissantes de petites dimensions. Cette résolution doit être évaluée dans les trois dimensions de l'espace, car elle n'est pas homogène :

-La résolution axiale, selon l'axe du faisceau d'ultrasons, elle la meilleure, dépendant essentiellement de la durée de l'impulsion ultrasonore.

-La résolution latérale, perpendiculaire à la précédente dans le plan de coupe, est moins fine, dépendant du nombre de lignes composant l'image et de la focalisation du faisceau ultrasonore;

-La résolution en épaisseur (ou azimutale, ou « en élévation »), perpendiculaire du plan de coupe, est la moins bonne. Elle dépend de la focalisation du faisceau ultrasonore dans cette direction.

Echographie en Mode B : Résolution Spatiale



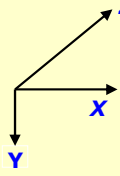
- **Résolution Axiale (A)**
- **Résolution Latérale (T)**
- **Résolution en épaisseur (E)**

A < T < E

En outre, dans le cas du balayage convexe ou sectoriel, la divergence des lignes d'exploration explique que la densité d'information décroît lorsque l'on s'éloigne de la sonde. La résolution latérale diminue donc avec cette distance.

Échographie en Mode B : Résolution Spatiale

*Résolution **en Épaisseur***
- *Se dégrade avec la distance*
- *Focalisation acoustique (fixe)*
- *Focalisation électronique (matricielle)*



*Résolution **Latérale** :*
- *f (nombre de lignes)*
- *Diminue à distance de la sonde en balayage sectoriel*
- *Améliorée par Focalisation électronique*

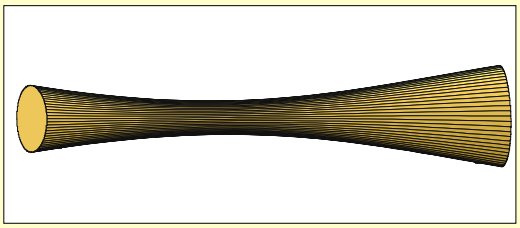
*Résolution **Axiale** = f (durée de l'impulsion)*
- *Augmente avec la Fréquence d'Emission*
- *Dépend de la qualité de la sonde*
- *Constante sur toute la profondeur explorée*

La résolution axiale est inversement proportionnelle à la durée de l'impulsion. La fréquence d'émission étant le premier facteur déterminant de la longueur d'impulsion, la résolution axiale est donc supérieure avec les sondes de haute fréquence. Cependant, la qualité de fabrication de la sonde (notamment en ce qui concerne le matériau d'amortissement, en arrière des transducteurs) est aussi déterminante. Elle est constante sur toute la profondeur explorée.

La résolution latérale dépend du nombre de lignes (et donc, sur les sondes électroniques, du nombre de transducteurs élémentaires constituant la sonde). Sur les sondes à balayage convexe ou sectoriel, elle décroît avec la profondeur d'exploration. Elle peut être améliorée par focalisation électronique.

La résolution en épaisseur diminue aussi avec la profondeur d'exploration, mais peut être améliorée par focalisation acoustique (fixe) ou électronique, réglable, sur les sondes dites « matricielles 1.5 ».

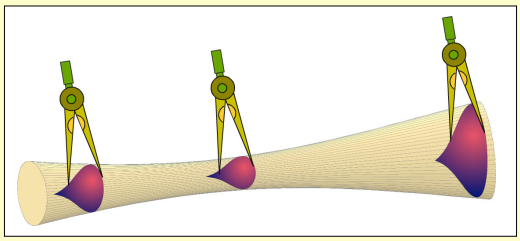
L'Impulsion Ultrasonore



La focalisation du faisceau d'ultrasons permet d'améliorer la résolution latérale

Lorsqu'il est émis par un transducteur de forme circulaire, le faisceau d'ultrasons le présente comme un cylindre s'évasant en cône. La focalisation acoustique, réalisée à l'aide d'un transducteur de surface concave, ou, plus simplement, en interposant une lentille acoustique, permet de rétrécir ce cylindre (zone de focalisation) et de retarder sa divergence.

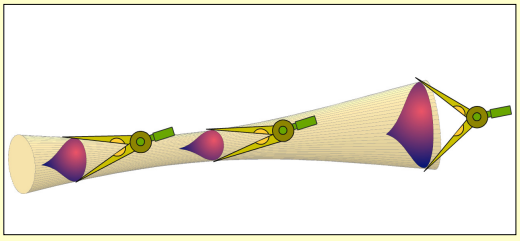
L'Impulsion Ultrasonore



La résolution axiale dépend de la durée (longueur) de l'impulsion et reste constante sur toute la profondeur explorée

Tout au long du trajet du faisceau ultrasonore, l'impulsion acoustique garde la même longueur et assure donc la même résolution spatiale axiale. Celle-ci est donc constante sur toute la profondeur explorée.

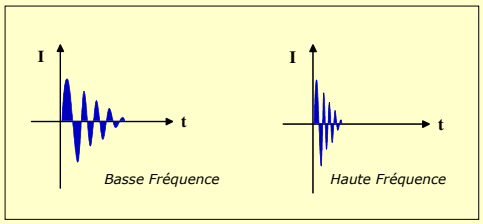
L'Impulsion Ultrasonore



La résolution latérale est meilleure dans la zone de focalisation, mais se dégrade ensuite

Par contre, la résolution latérale suit les dimensions latérales de l'impulsion, donc la forme du faisceau ultrasonore. Elle est donc optimale dans la zone focale, et se dégrae ensuite rapidement dans la zone de divergence du faisceau.

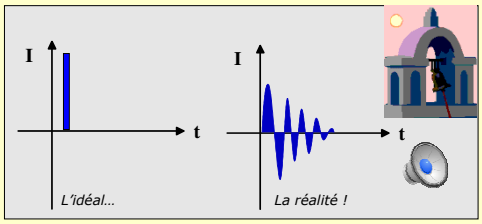
L'Impulsion Ultrasonore



L'utilisation d'une plus haute fréquence d'émission permet d'obtenir une impulsion plus brève, donc une meilleure résolution spatiale axiale

La longueur de l'impulsion ultrasonore, déterminant la résolution axiale, est en premier lieu liée à la fréquence. Pour un même nombre d'oscillations (4,5 cycles sur ce schéma), la durée de l'impulsion est en effet plus brève si la fréquence est plus élevée.

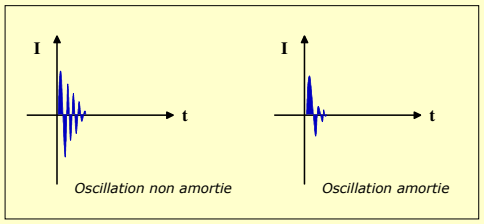
L'Impulsion Ultrasonore



L'impulsion idéale (en mode échographique) est ample et brève.
En pratique, les oscillations secondaires du cristal la prolongent, et dégradent la résolution axiale.

L'idéal serait un impulsion très brève, mais le transducteur, sous l'effet de l'impulsion électrique qui lui est adressée, présente des oscillations secondaires : il résonne comme une cloche.

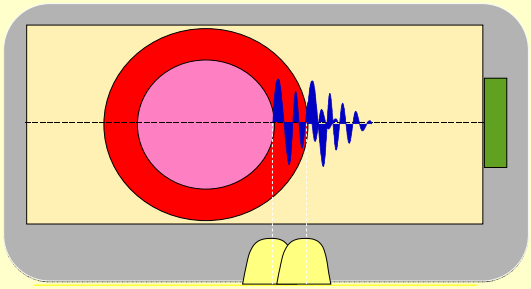
L'Impulsion Ultrasonore



Pour une même fréquence d'émission, l'amortissement des oscillations secondaires par le collage du cristal sur un matériau adapté permet d'obtenir une impulsion plus courte (mais aussi moins ample).

La qualité du matériau amortisseur sur lequel il est collé permet de limiter ces oscillations secondaires, mais toute la difficulté est de les limiter sans "étouffer" le son : les secrets de fabrication, dans ce domaine, sont jalousement gardés car, à fréquence d'émission égales, certaines sondes peuvent avoir des performances bien meilleures que d'autres.

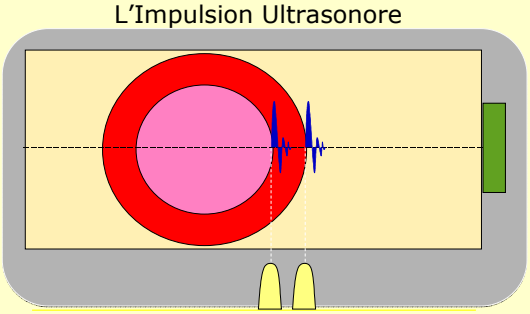
L'Impulsion Ultrasonore



Deux interfaces proches ne peuvent être « résolues » que si la durée de l'impulsion est inférieure à la distance qui les sépare

Selon l'axe du faisceau, deux interfaces proches l'une de l'autre ne peuvent être distinguées que si la distance qui les sépare est supérieure à la durée de l'impulsion ultrasonore. Dans le cas contraire, leurs échos se superposent et ne sont pas dissociables.

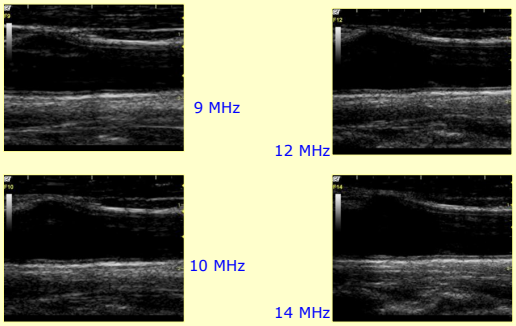
L'Impulsion Ultrasonore



Deux interfaces proches ne peuvent être « résolues » que si la durée de l'impulsion est inférieure à la distance qui les sépare

Si, par contre, la durée d'impulsion et significativement inférieur à la distance séparant les deux interfaces, celle-ci génère des échos bien distincts.

Très haute fréquence & Multi-fréquence



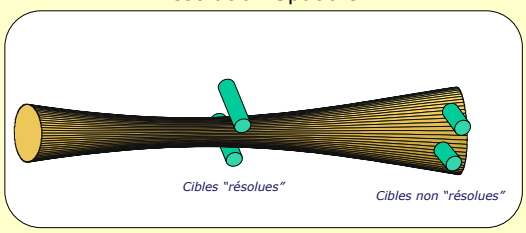
Voici l'exemple de l'image échographique d'une bifurcation carotidienne normale, examinée avec la même sonde à balayage linéaire fonctionnant à différentes fréquences d'émission entre 9 et 14 MHz.

L'Echographie

- *La production des Ultrasons : La Sonde*
- *Les Ultrasons, L'onde ultrasonore*
- *Interactions des Ultrasons avec les tissus*
- *La Construction de l'Image (échotomographie)*
- *Impulsion Ultrasonore et Résolution Axiale*
- *Focalisation et Résolution Latérale et Azimutale*
- *Dynamique et Résolution de Contraste*
- *La reconstruction 2D – 3D*

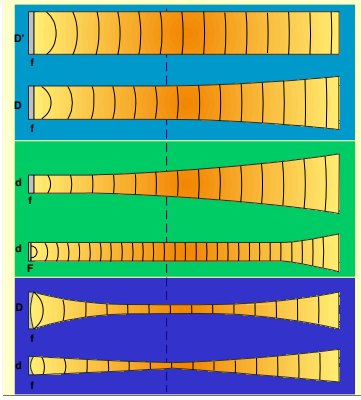
Sixième partie : La résolution latérale (ou transversale) et la résolution en épaisseur (ou azimutale) et leur amélioration par la focalisation.

Résolution Spatiale



La résolution latérale dépend de la largeur du faisceau.
Celle-ci peut être réduite par la focalisation. Elle est alors optimale dans la zone focale, et se dégrade ensuite.

La résolution latérale d'une coupe échographique dépend du nombre de lignes composant l'image (donc, de cette façon, du nombre de transducteurs composant la sonde et du nombre de groupes de transducteurs pouvant être constitués pour construire une ligne d'exploration), mais aussi de la forme du faisceau ultrasonore : deux structures proches dans l'axe perpendiculaire à l'axe du faisceau ultrasonore ne peuvent être distinguées l'une de l'autre que si la distance qui les sépare est supérieure à la largeur du faisceau ultrasonore à ce niveau. Par conséquent, la résolution latérale décroît lorsque l'on s'éloigne de la sonde, a fortiori en balayage convexe ou sectoriel, puisque les lignes divergent.

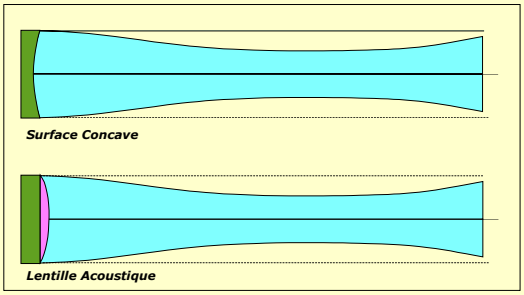


La Résolution Spatiale Latérale

La largeur du faisceau est d'autant plus étroite que la longueur d'onde est courte (fréquence haute) et que la sonde est large (grande « ouverture ») – *hors champ proche*

Le faisceau ultrasonore tend à diverger à une distance d'autant plus courte, par rapport au transducteur que le diamètre de celui-ci est petit est que la fréquence d'émission est basse. Par conséquent, il est possible d'obtenir un faisceau ultrasonore mieux maîtrisé (plus longtemps parallèle) en utilisant une sonde de large diamètre et/ou de haute fréquence. La focalisation acoustique permet d'obtenir un faisceau plus étroit dans la «zone focale ».

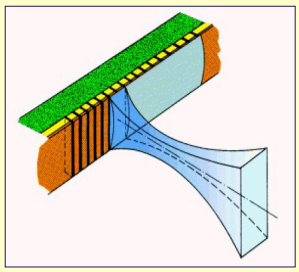
La Focalisation Acoustique



Focalisation à Focale Fixe par concavité de la sonde, ou, plus généralement, par interposition d'une lentille acoustique

La géométrie du faisceau d'ultrasons peut être améliorée par focalisation acoustique, soit en donnant à la face antérieure du transducteur une forme concave, soit en plaçant à sa surface une lentille acoustique convergente. Cette focalisation "acoustique" est largement utilisée, mais elle est fixe.

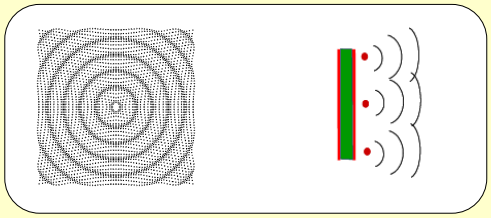
La Focalisation acoustique



Sur les sondes électroniques, une focalisation « azimutale » (en épaisseur) peut être obtenue par une lentille acoustique

La lentille acoustique placée sur la "face avant" des sondes électroniques joue ce rôle de focalisation dans le plan "azimutal", améliorant quelque peu la résolution en épaisseur.

La propagation d'une onde

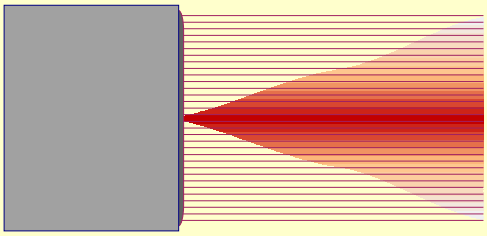


A partir d'une source ponctuelle, l'onde se propage de façon circulaire (ou sphérique)

Lorsque la source ultrasonore n'est pas ponctuelle, le faisceau ultrasonore émis peut, en fait, être considéré comme constitué d'un grand nombre « d'ondelettes ».

Un transducteur de très petite dimensions, réalisant une source quasi ponctuelle, génère une onde sphérique. Pour générer un faisceau ultrasonore directionnel, il est nécessaire d'utiliser une sonde de large dimensions, ou d'associer fonctionnellement plusieurs transducteurs juxtaposés pour "mimer" un transducteur plus large.

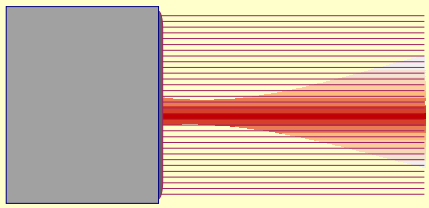
Le Faisceau Ultrasonore



Un seul élément : faisceau fortement divergent

Les sondes ultrasonores électroniques étant constituées d'un grand nombre de transducteurs élémentaires juxtaposés, chacun de ces transducteurs est de très petites dimensions. Utilisé isolément, un seul transducteur génèrerait un faisceau ultrasonore non directionnel.

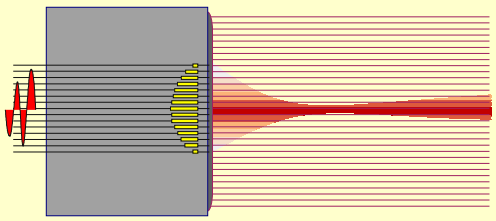
Le Faisceau Ultrasonore



Un groupe d'éléments : faisceau mieux maîtrisé

Le regroupement fonctionnel de plusieurs transducteurs voisins permet d'obtenir un faisceau de géométrie mieux maîtrisée.

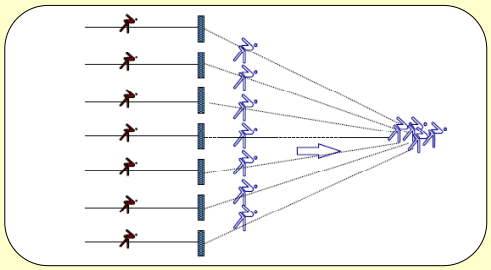
Le Faisceau Ultrasonore



Retards calculés : faisceau focalisé

En outre, il est possible de créer une "focalisation électronique", générant un faisceau plus étroit dans sa partie moyenne, en déterminant, selon une séquence précise, le moment d'excitation de chacun des transducteurs composant le groupe.

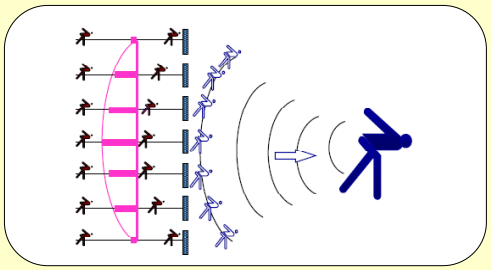
La Focalisation



Impulsions électriques simultanées : les impulsions acoustiques ne parviennent pas simultanément au point M (elles sont « déphasées »)

Si l'on souhaite, en effet, concentrer l'énergie acoustique en un point, donc obtenir un faisceau ultrasonore très fin, offrant la meilleure résolution latérale, il est nécessaire de faire en sorte que les impulsions acoustiques émises par les différents transducteurs composant un groupe fonctionnel parviennent dans la zone focale de façon simultanée. Or, la distance à parcourir par les impulsions émises par les transducteurs "latéraux" est plus grande que la distance à parcourir par les transducteurs "centraux" pour parvenir à une cible située dans l'axe perpendiculaire à la sonde. A défaut de focalisation électronique, l'arrivée des impulsions, émises simultanément par tous les transducteurs du groupe, serait désynchronisée.

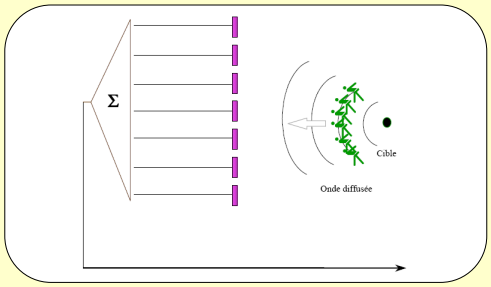
La Focalisation



Impulsions électriques déphasées (lignes à retard) : les impulsions acoustiques parviennent simultanément en un point de la zone focale où elles s'additionnent pour former une seule onde de forte amplitude

Si, par contre, on affecte un retard croissant à l'émission des impulsions, donnant le signal de départ en premier lieu aux transducteurs latéraux car la distance qui les sépare de la cible est plus grande, et en dernier aux transducteurs centraux, plus proches de la sonde, l'arrivée des impulsions à la cible est simultanée.

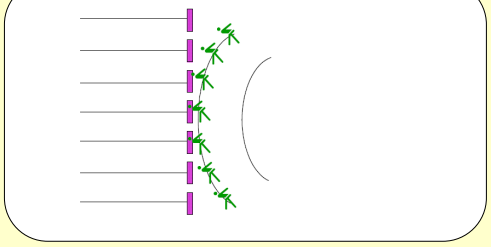
La Focalisation



Le même principe est utilisé en réception

Le même principe peut être appliqué en réception, en retardant les signaux captés par les transducteurs centraux par rapport à ceux que captent les transducteurs latéraux.

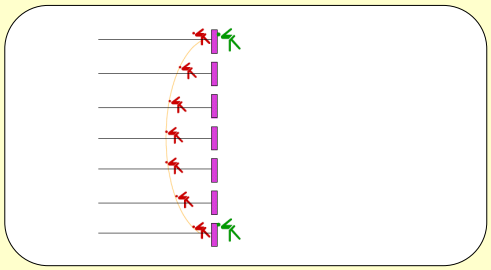
La Focalisation



Le même principe est utilisé en réception

A défaut de retard, les impulsions réfléchies parviennent à la sonde successivement

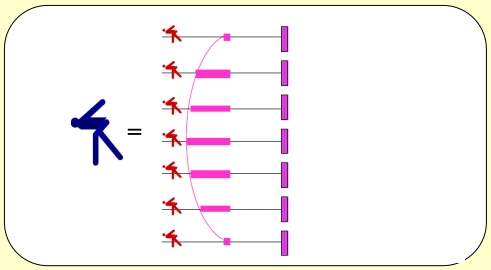
La Focalisation



Le même principe est utilisé en réception

Et leur énergie ne s'additionne pas.

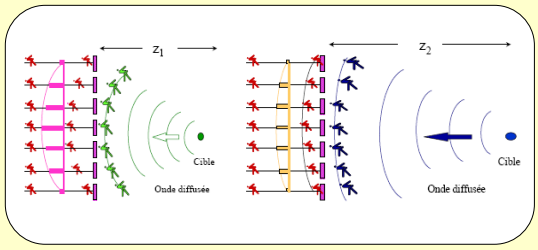
La Focalisation



Le même principe est utilisé en réception

Si un retard est imposé aux échos parvenus en premier (ce qui est réalisé par des "lignes à retard"), on rétablit la simultanéité : c'est la focalisation électronique en réception.

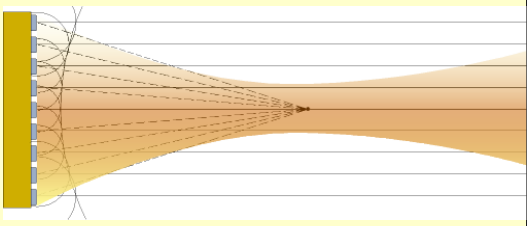
La Focalisation



La focalisation peut être adaptée, en ajustant les lignes à retard, pour chaque profondeur (« focalisation – poursuite »)

Focalisation électronique à l'émission et à la réception sont utilisables conjointement, et il est en outre possible de construire une image échographique composée de plusieurs parties, chacune étant réalisée avec une focalisation à une profondeur donnée.

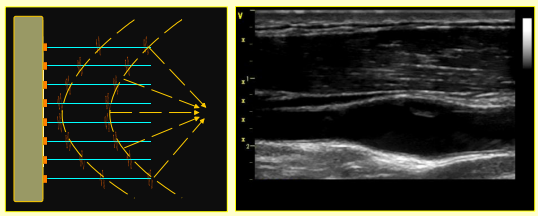
La Focalisation électronique



Si l'activation des transducteurs élémentaires constituant un groupe fonctionnel est décalée progressivement dans le temps de sorte que les fronts d'onde parviennent simultanément en un point de l'espace, le résultat est une focalisation effective du faisceau ultrasonore.

La focalisation électronique permet donc d'améliorer la résolution latérale, de façon réglable par l'opérateur, qui peut décider où placer la ou les zones focales.

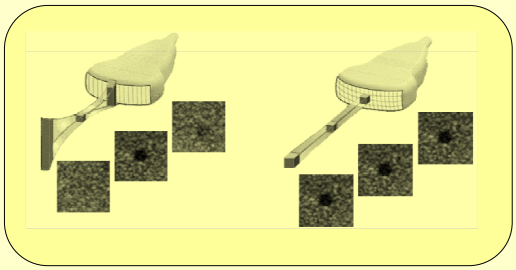
Focalisation et Résolution Latérale



Focalisation électronique

La position des zones focales est généralement indiquée par de petits symboles en marge de l'image. Sur l'image ci-dessus, 5 zones focales ont été déterminées. L'augmentation du nombre de zones focales ralentit la cadence d'imagerie, puisque chaque image est en fait composite, constituée de plusieurs images partielles construites successivement avec une zone focale à des profondeurs croissantes. On peut donc augmenter le nombre de zones focales pour obtenir une image de résolution homogène sur toute la profondeur explorée lorsque l'on examine des structures immobiles. Il convient par contre de réduire le nombre de zones focales si l'on veut privilégier le nombre d'images par seconde pour l'étude de structures mobiles.

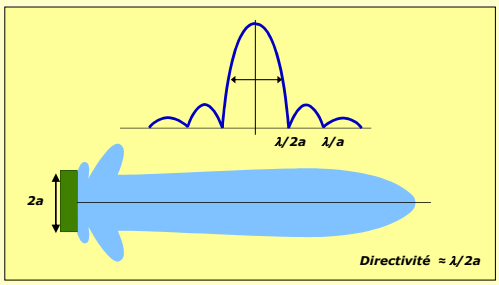
Le mode de balayage échographique



La focalisation électronique est exploitée pour améliorer la résolution latérale.
Pour améliorer la résolution en épaisseur, le même principe est utilisé sur les sondes « matricielles »

Le principe de la focalisation électronique peut être aussi utilisé pour améliorer la résolution en épaisseur. La sonde électronique est pour cela constituée non pas d'une seule rangée de transducteurs, mais de plusieurs rangées parallèles, de sort qu'il est possible de réaliser une focalisation électronique dans le plan perpendiculaire au plan de coupe. Ces sondes, dites "matricielle 1.5", comportent donc un grand nombre de transducteurs, et sont donc de coût élevé, par permettent d'obtenir une excellent résolution en épaisseur sur une grande profondeur d'exploration.

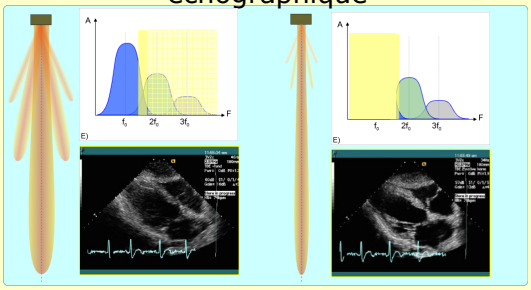
Les Lobes Latéraux



Une source ultrasonore « étendue » possède une directivité définie par le lobe principal, et d'autant plus grande que « l'ouverture » (2a) est grande

Un autre phénomène dégrade la qualité de l'image échographique : il s'agit des "lobes latéraux", imperfections du faisceau ultrasonore (comme les éclaboussures d'un jet d'eau), distribuant une partie de l'énergie acoustique de part et d'autre de l'axe du faisceau, selon des angles divers. Le résultat est l'inscription sur l'image d'échos de structures anatomiques rencontrées par ces lobes latéraux, donc à distance de l'axe du faisceau. La conséquence en est l'apparition sur l'image de bruit, altérant le contraste.

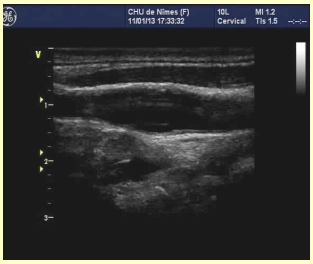
Qualité de l'image échographique



Imagerie Harmonique et Codage d'Impulsion
Amélioration du contraste effectif et du rapport signal / bruit

L'imagerie harmonique permet de corriger en grande partie de défaut. Les propriétés acoustiques de la plupart des tissus biologiques sont telles que les impulsions ultrasonores, au cours de leur trajet, sont peu à peu altérées par les alternances de compression (donc augmentation de densité) – décompression (donc diminution de densité) des tissus, modifiant en conséquence la vitesse de propagation des ultrasons. Le spectre de fréquence, initialement centré sur la fréquence fondamentale (fréquence "nominale" de la sonde) s'enrichit peu à peu en fréquences "harmonique" (essentiellement l'harmonique supérieure, au double de la fréquence nominale de la sonde). Ainsi, une émission à 4 MHz donne naissance à des échos à 4, mais aussi à 8 MHz. Il est ensuite facile, en réception, de filtrer les signaux reçus pour ne conserver que l'harmonique supérieure. Dès lors que la production de fréquence harmonique n'est significative que dans l'axe principal du faisceau ultrasonore, où l'intensité de l'onde ultrasonore est plus élevée, l'imagerie harmonique ainsi obtenue est en grande partie dépouillée des artéfacts liés aux imperfectins du faisceau ultrasonore, ce qui améliore de façon très sensible la qualité de l'image en augmentant la résolution latérale effective et en supprimant les artefacts dus aux lobes secondaires.

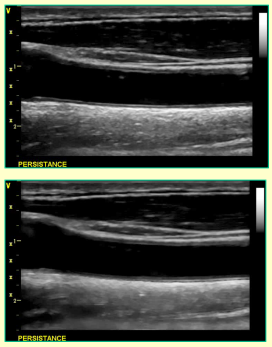
Qualité de l'image échographique



Effet du changement de fréquence d'émission et du mode Harmonique

La vidéo ci-dessus montre le changement drastique de qualité d'image lorsque l'on passe d'imagerie "fondamentale" en imagerie "harmonique".

Résolution Temporelle



Rémanence Faible

Rémanence Forte

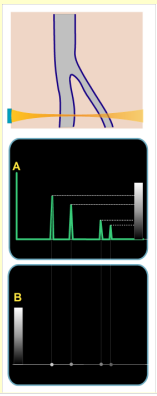
La résolution temporelle est liée au nombre d'images par seconde. Si la cadence d'imagerie est supérieure à 16 images par seconde, l'opérateur à le sentiment de réaliser une exploration "en temps réel". Cependant, des cadences d'imagerie plus élevées peuvent être nécessaires pour l'observation de structures rapidement mobiles (comme le coeur foetal ou du prématuré).

La cadence d'imagerie est inversement proportionnelle à la profondeur d'exploration, et au nombre de lignes constituant l'image. Il est donc possible de l'améliorer en réduisant la largeur du champ exploré ou en limitant le nombre de lignes (en sacrifiant donc la résolution latérale).

L'Echographie

- *La production des Ultrasons : La Sonde*
- *Les Ultrasons, L'onde ultrasonore*
- *Interactions des Ultrasons avec les tissus*
- *La Construction de l'Image (échotomographie)*
- *Impulsion Ultrasonore et Résolution Axiale*
- *Focalisation et Résolution Latérale et Azimutale*
- *Dynamique et Résolution de Contraste*
- *La reconstruction 2D – 3D*

Septième partie : dynamique et résolution de contraste

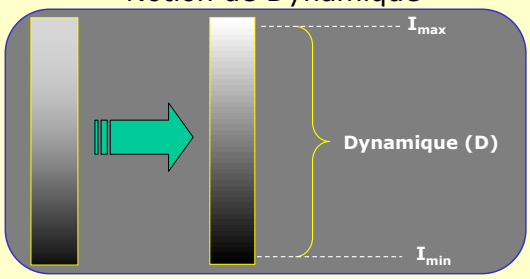


L'échographie en mode B

En mode B (brillance), l'échelle de gris permet de représenter la réflectivité des interfaces (à l'atténuation près)

En mode B (Brillance), l'échelle de gris traduit l'échogénicité des interfaces rencontrées par le faisceau ultrasonore (pour autant que l'atténuation des ultrasons ait été compensée par une amplification croissante). Le nombre de niveaux de gris sur cette échelle détermine la résolution de contraste, c'est-à-dire l'aptitude de l'échographe à discerner des niveaux d'échogénicité proches.

Notion de Dynamique



La « dynamique » d'un système est le rapport de la plus grande à la plus petite valeur détectable de la variable considérée

Elle est notée en valeur relative sur une échelle logarithmique en décibels (dB) : $D = 10 \log[I_{max}/I_{min}]$

La résolution de contraste d'un échographe dépend donc d'une part de l'étendue de la gamme d'intensités acoustiques que l'appareil est capable de détecter et de restituer (en fonction, par conséquent, de la sensibilité de la sonde et de la qualité des étages électroniques d'amplification). On appelle "dynamique" le rapport, sur une échelle logarithmique, de la plus grande à la plus petite valeur que peut prendre une variable, en l'occurrence l'intensité acoustique.

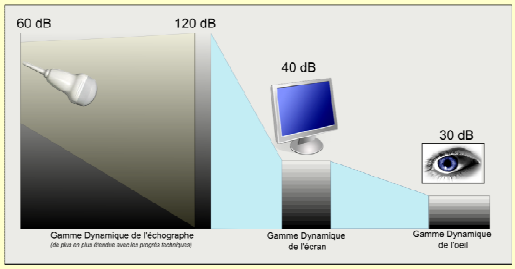
Par exemple, l'oreille humaine est capable de détecter des sons de très faible intensité mais aussi des sons dont l'intensité est 10 puissance 12 fois plus grande.

L'intensité acoustique pouvant varier dans une gamme aussi étendue, une échelle linéaire ne serait pas utilisable en pratique. On utilise donc une échelle logarithmique.

En outre, il est d'usage, en audiométrie, de rapporter le seuil d'audition d'un sujet au seuil moyen d'une population normale. Ce rapport s'exprime aussi, sur une échelle logarithmique, et l'unité est alors le dixième de Bel, ou décibel (dB). La « dynamique » de l'oreille humaine est donc de l'ordre de 120 décibels.

De la même façon, le rapport de la plus forte à la plus petite intensité ultrasonore dont peut rendre compte un échographe s'exprime en décibels, et la même notation est utilisée pour définir le gain des amplificateurs ou l'atténuation des ultrasons par les tissus.

Résolution de Contraste

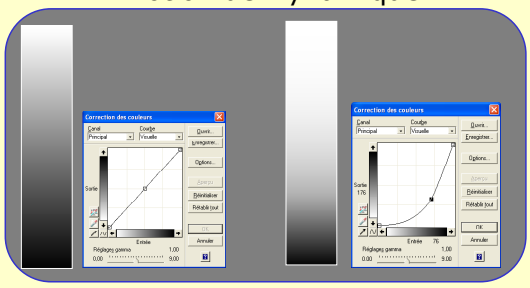


La résolution de contraste dépend du nombre et de la répartition des niveaux de gris que peut afficher l'échographe, donc des différences d'échogénicité qu'il permet de détecter.

Les échographes actuels peuvent ainsi offrir une gamme dynamique supérieure ou égale à 120 dB. Cependant, les écrans de visualisation n'offrent qu'une dynamique de représentation des niveaux de gris plus restreinte, de l'ordre de 40 dB, ce qui implique de faire un choix. L'œil humain, lui-même dispose d'une large dynamique (de l'ordre de 110 dB) grâce à l'accommodation à la lumière mais, dans des conditions d'éclairement données, sa dynamique utile est d'environ 30 dB.

Il est donc nécessaire de réaliser une adaptation de la représentation des niveaux de gris à la capacité visuelle de discernement de l'observateur. En pratique, l'atténuation des ultrasons par les tissus traversés peut atteindre 70 dB, de sorte que la dynamique utile de l'échographe est de 50 à 60 dB.

Notion de Dynamique

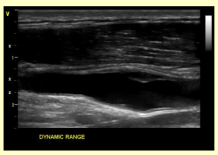


La compression de dynamique peut être effectuée selon différentes modalités (« courbes gamma ») pour privilégier la capacité de discrimination des hautes, moyennes, ou basses intensités acoustiques

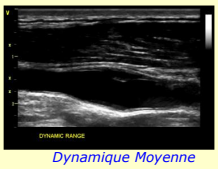
Il importe alors d'utiliser les niveaux de gris pouvant être affichés sur l'écran de sorte qu'ils apportent le plus d'information possible à l'observateur. Ainsi, si son intérêt concerne des structures ou lésions peu échogènes (par exemple pour la détection de métastases hépatiques, ou pour discerner un thrombus peu échogène ou les nuances d'une plaque d'athérome hypoéchogène), le nombre de niveaux de gris affectés aux faibles intensités acoustiques sera maximisé. Inversement, si l'observateur a besoin d'une délimitation nette des contours d'organe (par exemple en échocardiographie), une répartition des niveaux de gris linéaire sera préférée. A chaque application clinique correspond ainsi une "courbe d'échelle de gris" adaptée. Les préréglages mis en place par le constructeur prennent en compte cet objectif, mais l'opérateur doit être capable de les modifier au besoin.

Résolution de Contraste et Gamme Dynamique

Dynamique Restreinte



Dynamique Large



Dynamique Moyenne

Dynamique Maximale

Voici, par exemple, l'image d'une même artère carotide, au niveau du bulbe, comportant une petite plaque antérieure hypoéchogène qui n'est clairement visible et analysable que si l'on utilise la gamme dynamique maximale disponible sur cet échographe.

L'Echographie

- *La production des Ultrasons : La Sonde*
- *Les Ultrasons, L'onde ultrasonore*
- *Interactions des Ultrasons avec les tissus*
- *La Construction de l'Image (échotomographie)*
- *Impulsion Ultrasonore et Résolution Axiale*
- *Focalisation et Résolution Latérale et Azimutale*
- *Dynamique et Résolution de Contraste*
- *La reconstruction 2D – 3D*

Huitième partie : la reconstruction bi- et tridimensionnelle en échographie.

La reconstruction 2D, 3D & 4D

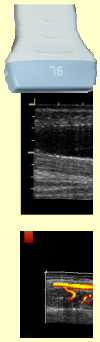
- Sans repérage spatial
  - À main levée
  - Avec calcul de proximité
- Avec repérage spatial
- Par balayage automatique
  - mécanique
  - électronique
- Par système embarqué
- Par station de travail

Les possibilités de reconstruction bidimensionnelle (panoramique), ou tridiemensionnelle (3D), voire en 4 dimensions (3D en temps réel) sont désormais très largement répandues, y compris sur des échographes de milieu de gamme, même portables.

Les premiers outils apparus sur le marché étaient des stations de travail raccordées à l'échographe et permettant une reconstruction à partir des séquences d'images retransmises en vidéo ou au format DICOM. Les logiciels de reconstruction sont désormais intégrés aux échographes, dans la majorité des cas.

Une distinction majeure persiste : la reconstruction 3D peut être réalisée avec repérage spatial (détermination précise des coordonnées spatiales de chaque plan de coupe) ou sans repérage spatial, l'opérateur réalisant "à main levée" des coupes échographiques supposées parallèles et régulièrement espacées. Cette dernière modalité, peu onéreuse, peut donner des images utiles, mais sans prétention métrologique.

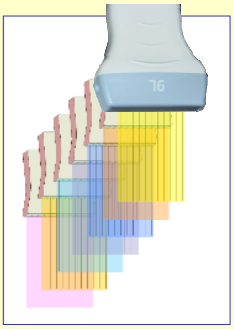
Reconstruction d'image

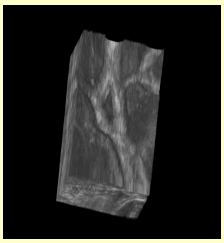


Reconstruction « 2D » (Imagerie « Panoramique ») permet, par calcul des similitudes des images successives, de visualiser un champ plus large que la sonde

La reconstruction bidimensionnelle ou panoramique est désormais disponible sur de nombreux appareils photographiques "grand public", voir sur des téléphones portables. Sur les échographes, cette technique est apparue il y a une quinzaine d'années : l'opérateur effectue des coupes "glissées" en déplaçant régulièrement la sonde sur la peau dans le plan de coupe échographique, et le logiciel d'analyse d'image, se fondant sur les structures de géométrie identifiable, "recolle" les images côte à côte pour permettre d'obtenir finalement une coupe beaucoup plus étendue que le champ d'exploration de la sonde. Cette modalité est très utile en échographie musculaire et tendineuse, mais aussi vasculaire, dès lors que l'on souhaite montrer des structures anatomiques ou des lésions de larges dimensions.

Echographie 3D

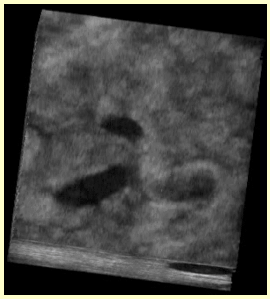




Balayage « à main levée »
sans ou avec capteur de position

La reconstruction 3D "à main levée", sans repérage spatial absolue, permet l'acquisition d'un volume puis la reconstruction de tout plan de coupe, mais les dimensions des structures anatomiques ne sont alors restituées que de façon approximative, ne permettant pas des mesures précises.

Echographie 3D



Sondes électro-mécaniques : « barrette »
mue par un moteur dans un boîtier

Le repérage spatial précis peut être obtenu de différentes façons :

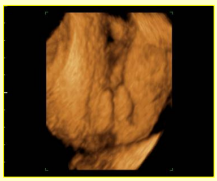
-Soit en plaçant sur un sonde d'échographie conventionnelle un capteur (généralement électromagnétique) permettant de connaître à tout moment ses coordonnées spatiales. L'opérateur peut alors manipuler la sonde librement. Cette modalité est surtout utilisée pour la "fusion d'images" (représentation simultanée, sur l'écran de l'échographe, de la coupe échographique et de la coupe tomodensitométrique ou IRM correspondante).

-Soit en utilisant un petit moteur électrique déplaçant la sonde (sonde électro-mécanique), dans un boitier, et retransmettant à l'appareil la position exacte du plan de coupe. Cette technique est largement utilisée en échographie obstétricale;

-Soit en utilisant une sonde électronique matricielle, c'est-à-dire formée de x rangées de transducteurs (par exemple 64 x 64) de façon à pouvoir utiliser le balayage électronique dans un volume et non plus seulement dans un plan. Cette technique est largement utilisée en échocardiographie car permettant une haute cadence d'imagerie (au détrimens de la résolution spatiale).

Echographie Fœtale

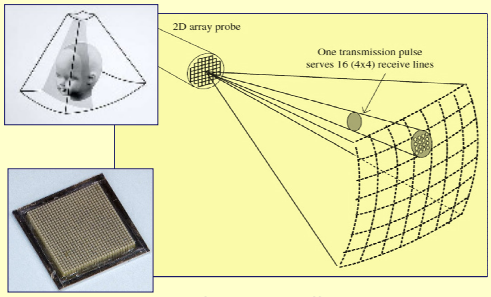
Extrémités



Périnée

Voici des images de foetus réalisées à l'aide d'une sonde électro-mécanique.

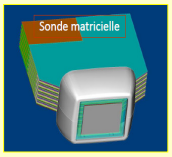
L'échographie en « 4 D »



Sonde Matricielle

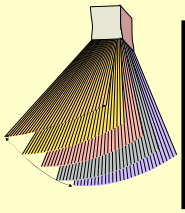
Voici une matrice de transducteurs telle qu'utilisée en échocardiographie pour la reconstruction 4D (3D en temps réel).

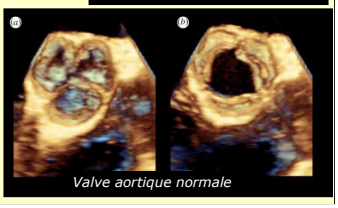
Echographie 3D



Sonde Matricielle : « 4D »

Valve aortique pathologique



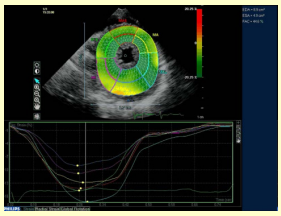


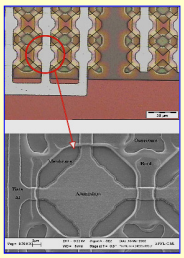
Valve aortique normale

Et voici quelques images obtenues par cette technique : en haut une valve aortique calcifiée, en bas une valve aortique normale.

Echographie 3D

Analyse tridimensionnelle des contraintes et déformations tissulaires

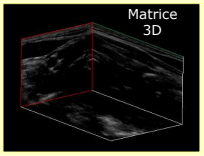


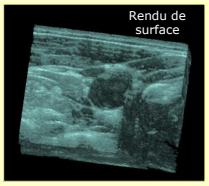


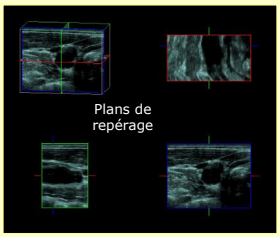
Capacitive Micro-Machined Ultrasonic Transducers
CMUT

La technologie plus récente de tranducteurs ultrasonores capacitifs devrait ouvrir apporter de grands progrès dans le domaine de l'échographie 4D.

Reconstruction 3D



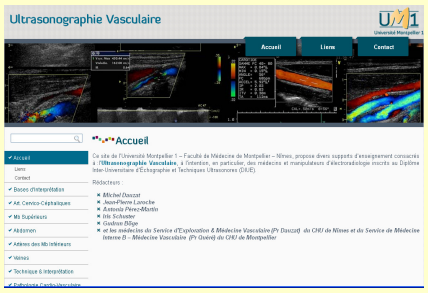




Quelle que soit la technologie utilisée, l'un des intérêts majeurs de l'échographie 3D est de pouvoir effectuer des coupes dans tous les plans. Il convient cependant de rester conscient de ce que la résolution spatiale de l'échographie n'est pas uniforme dans les 3 directions de l'espace (cf. le chapitre consacré à la résolution spatiale). Les coupes reconstruites ne peuvent donc prétendre à la même qualité que les coupes "natives".

Documents

http://ultrasonographie-vasculaire.etud.univ-montp1.fr



Tous les supports de cours consacrés à l'ultrasonographie dans le cadre de l'UFR de Médecine de Montpellier – Nîmes sont en accès libre sur le site *http://ultrasonographie-vasculaire.etud.univ-montp1.fr*