

4 - Formation de l'image échographique

M. Boynard

1. INTRODUCTION

En échographie, l'image obtenue est celle d'une tranche de tissu dont la position et l'épaisseur sont déterminées par les caractéristiques de l'échographe. La position de la tranche est déterminée par le plan de balayage du faisceau ultrasonore utilisé (mono ou multisonde). L'épaisseur est liée à la "largeur" du champ ultrasonore émis par la sonde. L'image formée représente ainsi les propriétés mécaniques des différents points de la tranche, moyennées sur son épaisseur.

On ne s'intéresse dans un premier temps qu'à la formation physique du signal échographique qui servira ensuite à former l'image, c'est à dire au résultat de l'interaction entre le faisceau ultrasonore incident et les tissus étudiés. L'image du point est connue à partir du moment où on connaît sa position et l'amplitude de pression qu'il donne.

2. LE SIGNAL ECHOGRAPHIQUE

2.1. FORMATION DE L'IMAGE EN MODE A D'UN POINT OBJET

Nous nous proposons de décrire les caractéristiques mode-A de la réponse acoustique, à une impulsion ultrasonore donnée par différents points objets.

2.1.1. Position du point dans l'image

Considérons (figure 2) un point objet appartenant à la tranche de tissu à visualiser, de dimensions caractéristiques, a , beaucoup plus petites que la longueur d'onde λ de l'onde ultrasonore et de propriétés acoustiques connues. Il est entouré d'un milieu homogène de propriétés acoustiques différentes. Il est irradié, en régime impulsionnel, par l'onde ultrasonore émise par le transducteur émetteur-récepteur d'un échographe.

Le point objet considéré ne peut être vu que lorsqu'il est éclairé par le champ acoustique. Dans l'exemple d'un balayage électronique linéaire (tout autre balayage donne le même résultat), seul le transducteur placé le plus près du point recevra une réponse venant de ce point. La position du transducteur intéressé donne l'ordonnée du point image dans l'image. L'abscisse (ou éloignement) du point est donnée par la durée qui s'écoule entre l'instant correspondant à l'émission de l'impulsion et l'instant où le signal donné par le point objet est reçu sur le transducteur (figure 1). Si t est cette durée et c la célérité moyenne des ultrasons dans les tissus, le point est situé à la profondeur $z = ct/2$. Le repositionnement du point image dans le plan image se fera toujours au même endroit par rapport au tissu avoisinant quelque soit la position du transducteur à la surface de l'objet. Pour cela, l'échographie doit connaître la célérité moyenne des ultrasons dans les tissus biologiques.

2.1.2. Intensité du point dans l'image

L'amplitude de la réponse ultrasonore dépend des propriétés mécaniques du point et du milieu environnant. Dans le cas où les dimensions du point objet sont du même ordre de grandeur ou plus petites que la longueur d'onde de l'onde utilisée, le phénomène physique donnant naissance à l'onde de pression détectée est la diffusion. Dans le cas où $\lambda \gg a$, nous avons vu que l'onde ultrasonore diffusée est sphérique et a pour intensité diffusée I_d (si l'onde incidente est monochromatique et de fréquence F) (chapitre I) :

$$I_d = P_d^2 / 2\rho c = K F^4 a^6 f(\rho_1, \rho_2, c_1, c_2)$$

où f est une fonction compliquée des célérités c_1 et c_2 et des masses volumiques ρ_1 et ρ_2 du point objet (1) et du milieu avoisinant (2). Cela signifie que l'amplitude du point image, proportionnelle à la pression acoustique diffusée P_d ,

- croît de façon importante avec la fréquence de l'onde ultrasonore (en F^2),
- croît de façon importante avec les dimensions de l'objet (en a^3).

La diffusion Rayleigh est le résultat de l'interaction entre une onde de longueur d'onde donnée et un objet de dimensions, a , beaucoup plus petites. Dans ces conditions, si l'amplitude de la réponse dépend des dimensions du point objet, les dimensions du point image sont essentiellement déterminées par la résolution de l'échographe et par

les dimensions du spot lumineux du dispositif de visualisation. Les dimensions du point image n'ont pas de rapport avec les dimensions du point objet. Seule l'amplitude (mode A) ou l'intensité lumineuse (mode B) de l'écho son reliées aux dimensions du point objet.

2.1.3. Dimensions du point objet

A l'occasion du problème de la diffusion dans lequel un point objet donne naissance à un point image dont les dimensions sont données par le dispositif utilisé, on peut se poser la question de savoir quelles sont les dimensions maximum du point objet donnant toujours les mêmes dimensions du point image.

Une impulsion ultrasonore est, à un instant donné, une déformation localisée de l'espace qui se propage à la célérité c . Elle possède un volume spatial, c'est à dire une "largeur" et une "longueur"; c'est la cellule élémentaire (figure 2). Sa longueur L est reliée à la durée t de l'impulsion émise, $L = ct$. Sa largeur l est déterminée par la largeur du champ acoustique.

Au total, le signal reçu par la sonde à un instant donné t provient d'un élément de volume de l'objet, distant de la sonde de $z = ct/2$, d'épaisseur $\Delta z = ct = L$ et de largeur l donnée par le champ acoustique.

Pour réduire le volume de cette cellule élémentaire, il faut :

- diminuer la durée de l'impulsion, c'est à dire utiliser une sonde de fréquence plus élevée ou plus amortie,
- diminuer la largeur du faisceau ultrasonore, c'est à dire utiliser une sonde focalisée.

2.2. FORMATION DE L'IMAGE DE DEUX POINTS OBJETS

La position et l'amplitude des points images de 2 points objets se définissent de la même façon que pour un seul point. La seule différence est l'apparition d'une notion nouvelle, la résolution. La résolution est la distance minimale qui sépare deux points objets pour que leurs images puissent être distinguées avec une précision donnée.

Soient deux points objets identiques A et B donnant naissance à deux ondes diffusées de même amplitude. Si les deux points sont très éloignés l'un de l'autre, les deux distributions d'amplitude ne se superposent pas et les images des deux points A et B sont bien distinctes. Les points A et B sont totalement résolus (figure 3a). Si le point B se rapproche progressivement du point A, les deux distributions d'amplitude se chevauchent. Soit c le point de croisement. Si c a une amplitude égale par exemple au 1/3 de l'amplitude maximum, les deux points A et B sont résolus à $20 \log 3 = 10$ dB (figure 3b). Si l'amplitude du point c est égale à $A_{\max}/2$ (figure 3c), ces deux points sont résolus à 6 dB. Enfin, si le point c a une amplitude de ϵ dB par rapport à l'amplitude maximum, on dit que les deux points sont résolus à ϵ dB (figure 3d). Habituellement, et quand cela n'est pas précisé, la résolution est définie à mi-hauteur par rapport au maximum.

Si les deux points images A et B sont représentés par des courbes de niveaux concentriques (figure 4), il est facile de montrer que la résolution dépend du niveau de référence que l'on choisit. Si les deux points objets sont distants de 20 mm par exemple, les deux points images correspondant se chevaucheront à - 10 dB (figures 3b et 3c). Si la distance séparant ces deux points objets diminue par exemple à 5 mm, la résolution à - 10 dB est de 5 mm.

Il est possible de définir pour une image échographique, une résolution longitudinale, une résolution latérale dans le plan de coupe et une résolution selon l'épaisseur de la coupe. En utilisant le même raisonnement que plus haut, on peut montrer que la résolution longitudinale est liée à la durée de l'impulsion ultrasonore et qu'il est possible de l'améliorer en utilisant des fréquences élevées alors que les résolutions latérales sont liées à la largeur du faisceau ultrasonore utilisé et qu'il est également possible de les améliorer en focalisant le faisceau ultrasonore.

Les dimensions de la cellule spatiale élémentaire et les résolutions sont en fait deux notions strictement équivalentes.

2.3. FORMATION DE L'IMAGE DE N POINTS DÉCRIVANT UNE INTERFACE

Considérons une interface séparant deux milieux de propriétés acoustiques différentes par un ensemble de points rapprochés les uns des autres. Une analyse du résultat de l'interaction d'une onde ultrasonore avec cette interface montre que si la longueur d'onde utilisée λ est grande devant la distance moyenne d séparant deux points appartenant à l'interface, le résultat est une réflexion de l'onde ultrasonore incidente, indépendante de l'organisation des points formant l'interface, décrite par les lois de la réflexion.

FIGURE 1
Principe de formation et de visualisation des images

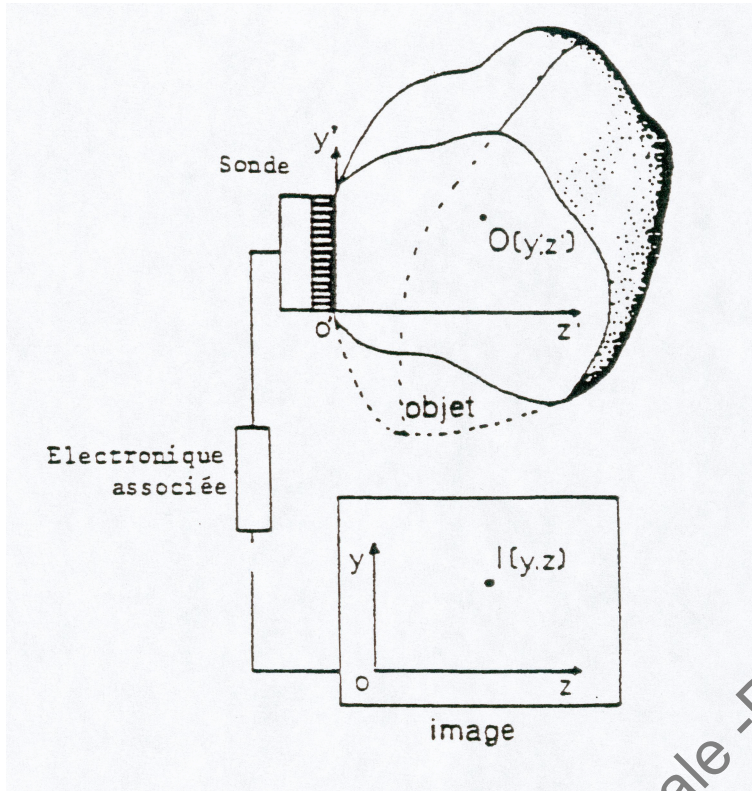
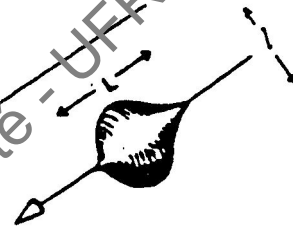


Figure 2
Cellule élémentaire



L'intérêt d'étudier une telle image est important lorsque ces points forment une interface séparant deux milieux de propriétés mécaniques différentes. La position sur l'image du point de l'interface réfléchissant les ultrasons est déterminé, comme nous l'avons vu précédemment lors de l'étude de l'image d'un point, à partir de la position du détecteur intéressé ainsi que de la durée aller-retour des ultrasons entre le transducteur et l'interface. L'intensité ultrasonore, réfléchié obligatoirement de façon perpendiculaire afin qu'elle puisse être détectée par la sonde, est donnée par la relation classique (chapitre I) :

$$I_r/I_i = (Z_1 - Z_2)^2 / (Z_1 + Z_2)^2$$

où I_i est l'intensité de l'onde incidente, Z_1 et Z_2 les impédances acoustiques des milieux (1) et (2) situés de part et d'autre de l'interface. Quand le faisceau incident n'est pas normal à l'interface, il faut savoir qu'un angle de 12° par rapport à la normale fait décroître l'amplitude réfléchié d'environ 40 dB (c'est à dire, dans un rapport 1 à 10 000). La résolution définie plus haut garde ici toute sa signification.

3. L'IMAGE ECHOGRAPHIQUE

3.1. REPRÉSENTATION DU SIGNAL ÉCHOGRAPHIQUE (MODE A) À L'AIDE DE NIVEAUX DE GRIS (MODE-B)

La représentation la plus simple du signal échographique est celle de son amplitude en fonction du temps de propagation de l'onde ultrasonore. C'est le mode A. Mais cette représentation nécessitant déjà deux dimensions sur un écran de visualisation (amplitude et temps), une seule ligne échographique peut être ainsi visualisée à la fois. La présentation d'une image (en deux dimensions) ne peut se faire que si le signal échographique selon une direction spatiale est représenté en une seule dimension sur l'écran. Ceci est possible lorsque l'amplitude du signal module l'intensité lumineuse du faisceau d'électrons arrivant sur l'écran du moniteur. Cela signifie qu'à un instant donné, l'amplitude du signal échographique comprise entre le niveau le plus bas (bruit électrique) et le niveau le plus haut (tension de saturation des amplificateurs) est représentée par la brillance du point d'impact du faisceau d'électrons sur l'écran. La brillance comprise entre le noir et le blanc. Une telle représentation permet de n'utiliser qu'une dimension de l'écran TV par direction de tir, la deuxième dimension de l'écran pouvant alors servir au balayage du champ ultrasonore.

Au total, à l'amplitude minimale du signal échographique est associé le noir, à son amplitude maximum le blanc et les échos d'amplitudes intermédiaires sont décrits par des gris compris entre le noir et le blanc. Le nombre de niveaux compris entre $A = 0$ et A_{\max} est prédéterminé par le constructeur et fixe le nombre de nuances de gris présentés.

3.2. ADAPTATION DU SIGNAL ÉCHOGRAPHIQUE À LA VISUALISATION

Une fois le signal échographique obtenu, trois opérations sont nécessaires pour le présenter et le visualiser :

- compenser l'atténuation des ultrasons en fonction de la profondeur traversée,
- faire ressortir les faibles échos par rapport aux forts,
- adapter la dynamique du signal échographique à la dynamique maximum de la lumière perçue par l'oeil, dans les conditions habituelles de visualisation.

3.2.1. Amplification en profondeur

L'amplitude de l'onde de pression ultrasonore revenant sur la sonde à la suite d'un tir possède une dynamique de l'ordre de 100 à 110 dB, c'est à dire un rapport A_{\max}/A_{\min} voisin de 10^5 . Les ondes revenant sur la sonde sont dues soit à de la réflexion, soit à de la diffusion produites dans les tissus. Ces ondes sont de plus atténuées le long de leur parcours. Deux objets identiques placés l'un près de la sonde et l'autre en profondeur donnent alors des signaux dont la différence d'amplitude provient uniquement de l'atténuation. Cette atténuation, en fonction de la distance parcourue par l'onde ultrasonore, est de l'ordre de 70 à 80 dB pour une épaisseur de tissu traversée de l'ordre de 4 cm aller et retour et une fréquence de l'ordre de 3 MHz. Elle doit donc être compensée au mieux par un amplificateur dont la valeur du gain croît avec la distance séparant la sonde de l'origine des échos, c'est à dire avec le temps qui sépare l'impulsion d'émission du retour de l'onde réfléchie. C'est l'amplification en profondeur.

L'amplitude A de l'onde ultrasonore transmise est une fonction exponentiellement décroissante de la distance parcourue :

$$A(x) = A_0 \exp(-\mu x)$$

L'amplificateur utilisé doit posséder un gain G qui varie dans le temps selon une loi de la forme :

$$G(t) = G_0 \exp(\beta t)$$

Le signal de sortie de l'amplificateur est alors de la forme : $S_{\text{sortie}} = G S_{\text{entrée}}$, soit :

$$S_{\text{sortie}} = G_0 A_0 \exp(\beta t - \mu x) .$$

Figure 3 : résolution à différents niveaux

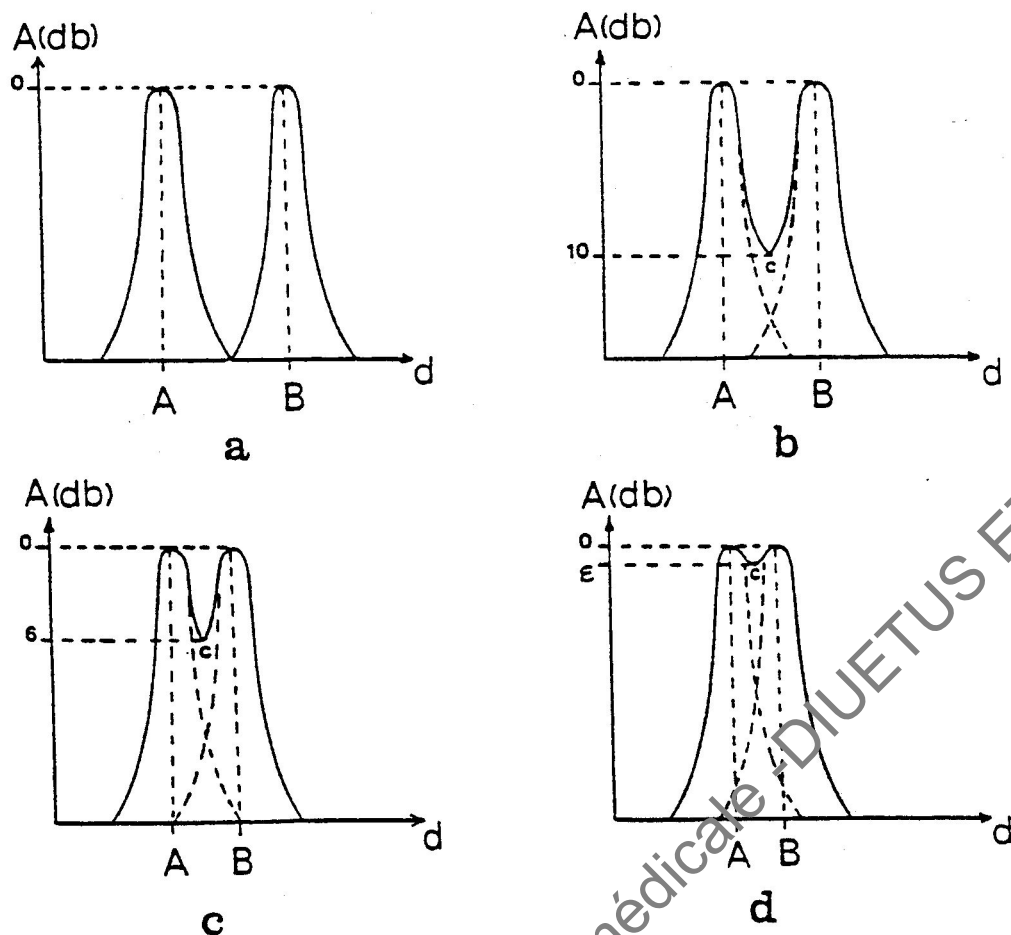
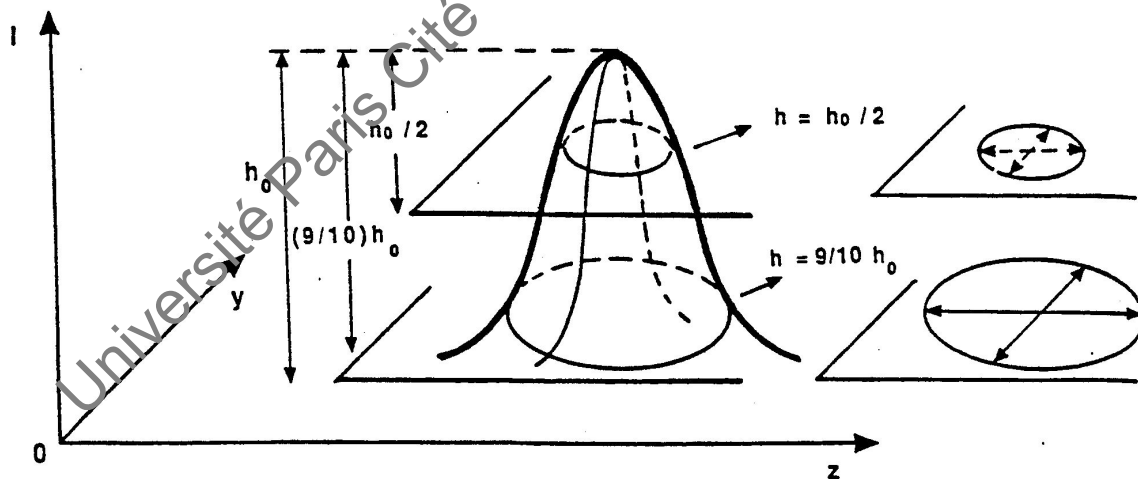


FIGURE 4 : représentation tridimensionnelle de l'image du point



La relation entre le temps t mis par l'onde pour parcourir la distance z aller-retour étant $2z = ct$ (c : célérité moyenne des ultrasons) l'atténuation est totalement compensée si la relation $\beta t = \mu z$ est vérifiée.

Le réglage manuel du gain de l'amplificateur en profondeur permet de compenser au mieux l'atténuation de ultrasons à l'intérieur des tissus. En plus de l'amplificateur en profondeur, il existe un amplificateur permettant d'amplifier d'une même valeur tous les échos quelque soit leur profondeur d'origine. C'est l'amplification globale. La contribution à la dynamique totale du phénomène d'atténuation est de l'ordre de 70 dB dans les conditions habituelles (voir plus haut). La différence entre la dynamique totale et la dynamique due à l'atténuation nous donne la dynamique des signaux utiles à la formation de l'image échographique qui est de l'ordre de 40 à 50 dB.

3.2.2. Amplification logarithmique

L'information provenant de la structure interne des tissus est importante dans le diagnostic échographique. Cette information est due à la diffusion et donne des signaux de faible amplitude par rapport aux échos provenant de la réflexion qui renseignent sur le contour des organes. Un moyen de donner une importance particulière aux échos faibles est de visualiser le logarithme de leur amplitude. De cette façon les échos faibles sont réhaussés par rapport aux échos forts. Il ne s'agit pas d'une véritable amplification du signal mais d'un traitement afin que l'information liée aux faibles amplitudes soit mieux perçue. Cette fonction peut être assurée au niveau d'un amplificateur vidéo ou bien au niveau d'une mémoire numérique d'échographe.

Ces deux types d'amplification (en profondeur et logarithmique) sont présentés sur la figure 5, où la dynamique de signaux arrivant sur la sonde est portée, en décibels en fonction de leur provenance dans les tissus. Le bruit électrique de l'échographe est également porté en fonction du temps. La droite (1) représente l'enveloppe de signaux d'amplitude maximum arrivant sur la sonde avant amplification en profondeur. La droite (2) représente le bruit électronique dans les mêmes conditions. L'amplification en profondeur revient à multiplier le signal et le bruit par $G_0 \exp(\beta t)$. Dans la représentation semi-logarithmique utilisée, cela revient à ajouter aux droites (1) et (2), la droite G_0 dont la pente représente le facteur d'amplification.

Le résultat d'une bonne amplification est représenté par la droite (3), qui provient de la somme point par point de droites (1) et (2), et dont l'amplitude est indépendante de la profondeur. On remarque ainsi qu'à partir d'une profondeur donnée et à cause de l'amplification en profondeur, il n'est plus possible de distinguer le signal du bruit électronique représenté.

Comme nous l'avons vu plus haut, le signal utile à la formation de l'image échographique est de l'ordre de 40 dB. Alors, pour faire une image échographique on se limite à utiliser les signaux de 40 dB de dynamique compris dans la fenêtre 70 - 110 dB, et ceci quelque soit leur origine. Au total, seuls les signaux présents dans la fenêtre de 40 dB de largeur servent à construire l'image échographique.

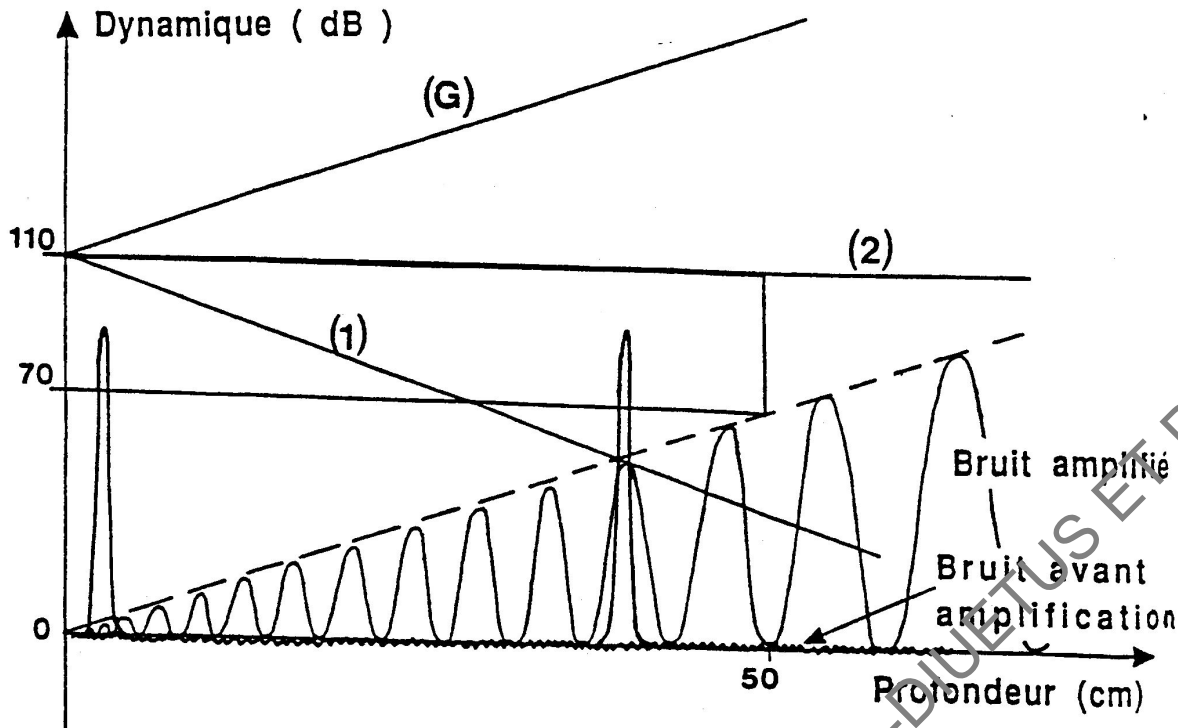
3.2.3. Adaptation de dynamique

Le problème qui se pose maintenant est celui de visualiser des signaux électriques de 40 dB sur un écran vidéé d'environ 20 dB de dynamique. Une adaptation de dynamique est nécessaire. Cette adaptation est en partie assurée par l'amplificateur vidéo mais aussi par le réglage du contraste et de la brillance du moniteur. L'adaptation de dynamique est le plus souvent une compression linéaire (figure 7). Cependant certains appareils actuels ont la possibilité de supprimer, de dilater ou de comprimer une tranche d'amplitude choisie du signal échographique.

3.2.4. La mémorisation

Tous les appareils actuels possèdent une mémoire numérique qui permet de stocker ou de traiter sur au moins 10⁶ niveaux, le signal utile à la formation de l'image. Un micro-ordinateur peut alors gérer la mémoire et assurer les traitements. Ces traitements se font alors à l'aide de routines préprogrammées qu'il est possible d'appeler manuellement.

FIGURE 5 : Effet de l'amplification en profondeur sur le signal échographique.



3.2.5. Relation "dynamique-résolution"

Cette relation est intéressante dans la mesure où elle permet de différencier des échos paraissant avoir dans un premier temps une amplitude très proche.

Considérons l'exemple suivant : deux points objets A et B donnent naissance à 2 points images dont les distributions spatiales d'intensité lumineuse sont représentées sur la figure 6a. Les deux courbes se croisent à ϵ dB sous l maximum. Si les deux niveaux N_n et N_{n-1} déterminés par la mémoire numérique se trouvent, une fois le réglage de gain effectué, l'un juste au dessus et l'autre juste au dessous du niveau ϵ dB, la distribution d'intensité représentée par la figure 6b ne permet pas de résoudre les points A et B. Si au moment d'enregistrer l'image, on augmente légèrement le gain, le point de croisement des deux courbes aura une amplitude un peu plus grande et pourra alors se trouver au dessus du niveau N_n (figure 6c). Les deux points A et B sont alors résolus (figure 6d).

Au total, à dynamique de visualisation donnée (20 dB) et à nombre de niveaux donnés, une grande dynamique de signal utile donne une moins bonne résolution et une plus faible dynamique de visualisation, et inversement.

Cet effet se retrouve à différents niveaux.

a. Zoom

Le zoom est intéressant si on agrandit une partie de l'image en améliorant simultanément la résolution de cette zone visualisée, de façon à augmenter la quantité d'information.

b. Contrôle automatique de gain (C.A.G.)

Le C.A.G. normalise toujours la dynamique du signal utile par rapport au niveau de saturation qui est constant. Il recherche à avoir la dynamique du signal utile la plus grande possible et ceci est fait au détriment de la résolution.

c. Réglage du gain manuel

Lorsque l'on modifie le gain de l'échographe, on modifie la dynamique du signal utile que l'on visualise. Si on augmente le gain, on diminue la dynamique du signal visualisé et on augmente la résolution au niveau de régions de l'image où les échos sont plus faibles.

3.3. PRÉSENTATION DES SIGNAUX - TRAITEMENTS DE GRIS

Le signal échographique est présenté sous forme d'images en utilisant une échelle de gris (mode B). L'échelle de gris choisie détermine la façon avec laquelle les différents gris sont représentés du noir au blanc.

On appelle traitements de gris les différentes opérations qu'il est possible d'effectuer pour modifier la présentation des niveaux mémoires en niveaux de gris. Les traitements proposés sur les échographes permettent théoriquement qu'un plus grand nombre d'informations arrive sur la rétine. Ils consistent essentiellement en des modifications de contraste.

Pour comprendre les avantages de tels traitements, nous allons raisonner sur la courbe donnant les niveaux de gris en fonction de l'amplitude de la tension du signal à visualiser (figure 7). La courbe de transfert la plus simple entre signal électrique et signal lumineux est le segment de droite AB qui relie le point A correspondant à la fois à la tension la plus faible et au noir, et le point B correspondant à la fois à la tension de saturation et au blanc. Ce segment de droite permet d'attribuer un gris donné à une amplitude de tension donnée.

Supposons qu'une région intéressante de l'image soit représentée par deux points P_1 et P_2 ayant des gris respectifs G_1 et G_2 donnés par les tensions V_1 et V_2 . Si le contraste $C = G_2 - G_1$ entre P_1 et P_2 n'est pas suffisant pour être perçu par l'oeil, il faut utiliser une courbe de contraste par exemple "sigmoïde", mieux adaptée (courbe 2, sur la figure 7). Dans ce cas, le contraste entre les points P_1 et P_2 est donné par $C = G'_2 - G'_1$ et est supérieur à C , donc plus facile à percevoir par l'oeil.

Parmi les échographes possédant des traitements de gris, on peut distinguer les dispositifs à pré-traitement et les dispositifs post-traitement. Le pré-traitement signifie que le traitement est programmé avant le balayage du champ ultrasonore. Il est donc effectué avant acquisition du signal dans la mémoire. Un changement de traitement impose de reconstruire l'image. Le post-traitement est effectué une fois l'image mise en mémoire. La modification de contrastes n'implique pas nécessairement dans ce cas la reconstruction d'une nouvelle image. Certains appareils possèdent à la fois le pré et le post-traitement, d'autres ne possèdent que le pré ou le post traitement.

FIGURE 6 : Relation dynamique - résolution

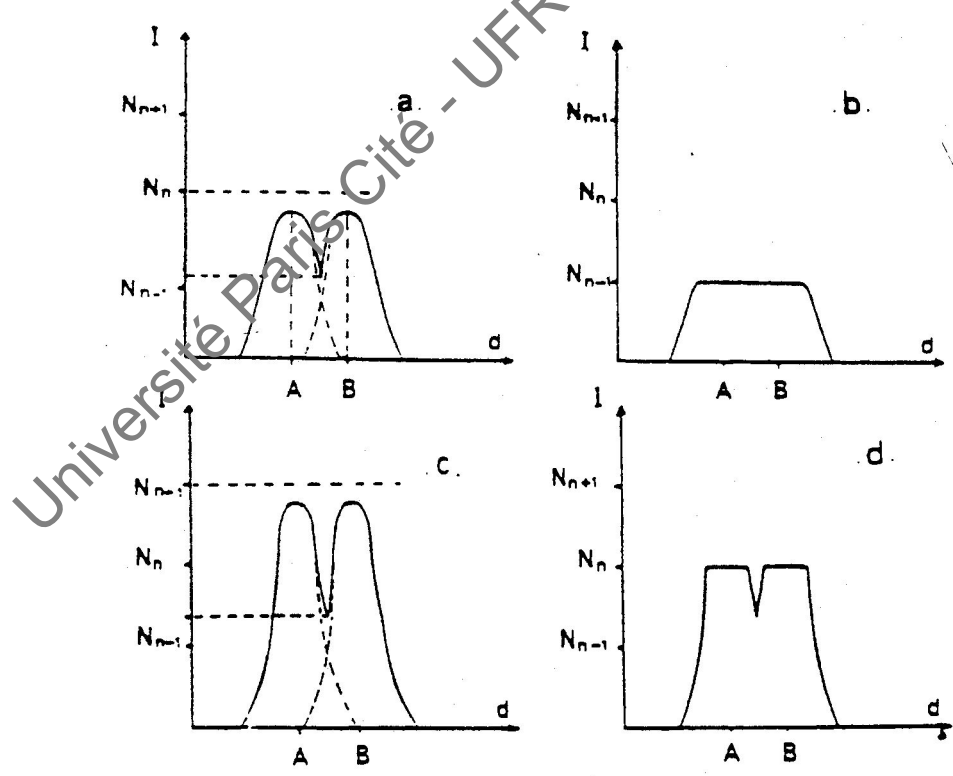
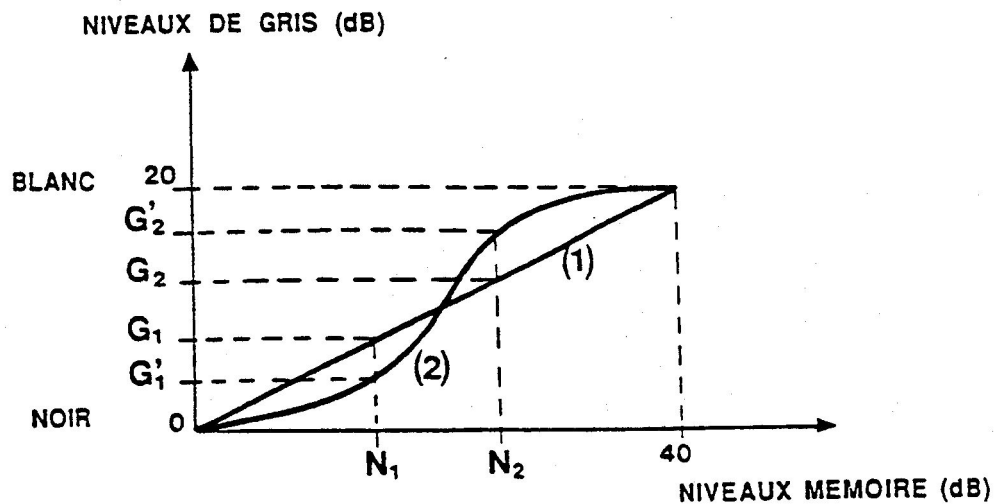


FIGURE 7 : COURBES DE CONTRASTE



3.4. FORMATION DE L'IMAGE ECHOGRAPHIQUE (par balayage du faisceau ultrasonore)

L'image échographique est alors formée par la juxtaposition des lignes échographiques mode B, les unes à côté de autres, obtenues par autant d'émission-réception lors du balayage du champ ultrasonore dans un plan de coupe. Différentes technologies que nous reverrons plus loin le permettent.

Université Paris Cité - UFR Biomédicale - DIUETUS ET DIUEA