

Formation de faisceau et reconstruction d'image ultrasonore par sonde mutli-éléments linéaire à l'aide d'un échographe polyvalent, l'ECODERM

Sommaire

3.1 Reconstruction d'une image échographique avec une sonde linéaire multi-élément	96
3.1.1 Introduction	96
3.1.1.1 Les sondes multi-éléments	96
3.1.1.2 Balayage électronique	97
3.1.2 Formation de faisceau en émission	98
3.1.2.1 Focalisation	98
3.1.2.2 Déflexion	100
3.1.3 Formation de voies en réception	100
3.1.3.1 Recueil des matrices des signaux RF pour chaque émission	100
3.1.3.2 Principe du delay-and-sum (DAS)	100
3.1.3.3 Focalisation dynamique et ouverture adaptatrice	101
3.1.3.4 L'apodisation	102
3.1.3.5 TGC	103
3.1.4 Critères de qualité de l'image échographique	103
3.1.4.1 Diagramme de rayonnement d'une sonde linéaire	103
3.1.4.2 Résolution spatiale	104
3.1.4.3 Contraste	105
3.1.4.4 PSF - Fonction d'étalement du point	106
3.2 L'ECODERM : un échographe de recherche pour l'imagerie US haute fréquence	106
3.2.1 Présentation générale de l'échographe	106
3.2.1.1 Électronique	107
3.2.1.2 Sonde LA20	108
3.2.1.3 Reconstruction native du prototype ECODERM	109
3.2.2 Reconstruction conventionnelle à partir des données RF	109
3.2.2.1 Acquisition des données RF en mode recherche	109
3.2.2.2 Reconstruction "hors ligne" sous Matlab	111
3.2.2.3 Traitement appliqué aux lignes reconstruites pour l'affichage en mode-B	111

3.1 Reconstruction d'une image échographique avec une sonde linéaire multi-élément

3.1.1 Introduction

Comparativement aux transducteurs mono-éléments, l'emploi de sondes multi-éléments s'accompagne de nombreux avantages. Le contrôle des éléments qui la composent permet de supplanter le balayage mécanique par un balayage électronique dans l'exploration US du milieu. De plus, il offre la possibilité d'effectuer des stratégies de formation de faisceau multiples permettant notamment de faire varier la profondeur de focalisation, d'ajuster le nombre d'éléments utilisés à la zone d'exploration souhaitée *etc...* Ces usages contribuent à l'amélioration de la qualité des images échographiques. Le domaine de la reconstruction d'image au moyen de sondes multi-éléments étant particulièrement riche et vaste, nous ne décrirons, dans cette section, que les techniques conventionnelles de l'imagerie par sonde linéaire qui ont été utilisées dans ce travail de thèse

3.1.1.1 Les sondes multi-éléments

Il existe plusieurs formes et plusieurs types de sondes multi-éléments. D'un côté on trouve les réseaux annulaires formés d'anneaux concentriques de surfaces identiques, contrôlables indépendamment, et de l'autre les réseaux linéaires (linear array), convexes, concaves et de phase (phased array). Ces derniers sont constitués de transducteurs (ou éléments) rectangulaires également espacés le long de la dimension transverse à l'axe de propagation, sur une surface plane (réseaux linéaires et réseaux de phase) ou incurvées (réseaux concaves et convexes). Ce type de réseau multi-éléments est couramment dénommé barrette ultrasonore.

C'est à ce type de sonde et plus particulièrement aux barrettes linéaires que nous nous intéressons dans cette section car il s'agit du type de barrette utilisée au cours de cette thèse. La barrette linéaire, dont les spécificités géométriques sont illustrées figure 3.1, est constituée d'un ensemble d'éléments piézoélectriques rectangulaires de hauteur H et d'une largeur L nettement plus petite, de l'ordre de la longueur d'onde λ dans le milieu. Ces éléments sont alignés le long de la dimension transverse (latérale) de la sonde. Ils sont dotés parfois d'une lentille de focalisation en élévation. Ces éléments sont espacés centre à centre d'un pas de réseau appelé pitch. Celui-ci définit l'espace inter-élément appelé kerf. Les barrettes comportent généralement un nombre d'éléments N_{elem} compris entre 64 et 256. La valeur du pitch est généralement proche de λ pour les barrettes linéaires et de $\lambda/2$ pour les barrettes de type phased-array.

Contrairement aux réseaux annulaires qui, comme les transducteurs mono-élément, nécessitent un balayage mécanique pour la visualisation bidimensionnelle du milieu exploré, les barrettes US permettent la réalisation d'un balayage électronique.

3.1. RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE AVEC UNE SONDE LINÉAIRE MULTI-ÉLÉMENT

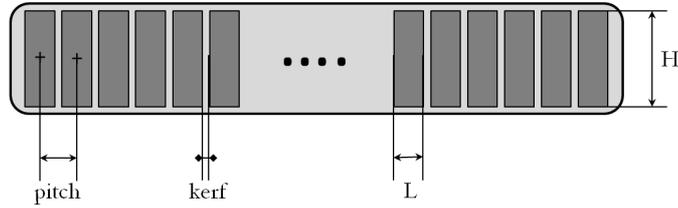
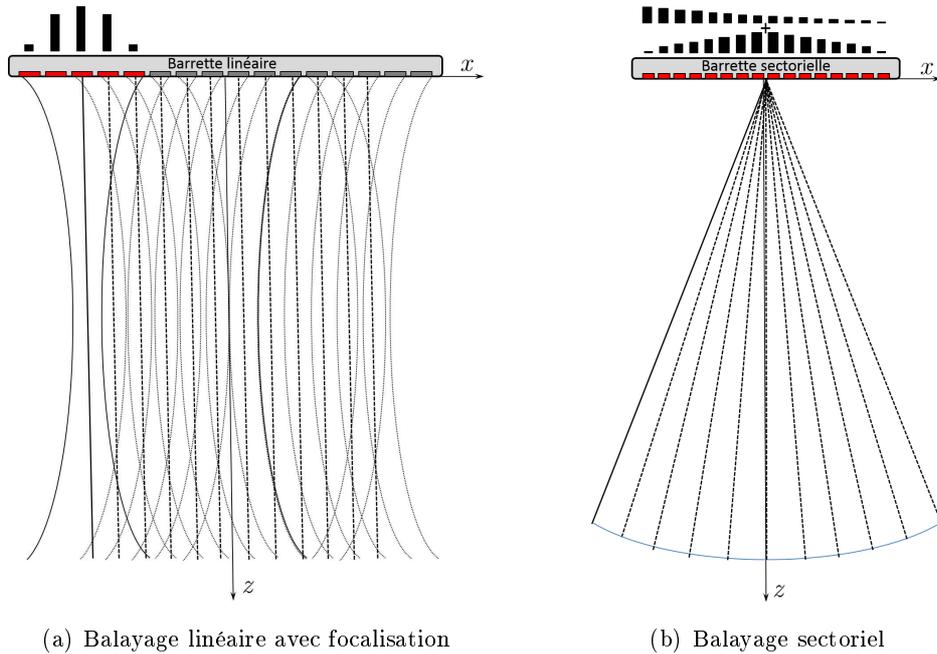


FIGURE 3.1 – Caractéristiques géométriques d'une sonde linéaire.



(a) Balayage linéaire avec focalisation

(b) Balayage sectoriel

FIGURE 3.2 – Balayage électronique

3.1.1.2 Balayage électronique

On distingue deux types de balayage électronique : le balayage linéaire et le balayage sectoriel. Comme l'évoque la figure 3.2, en fonction du type de balayage pratiqué l'image restituée sera de forme rectangulaire (linéaire) ou bien de la forme d'un éventail (sectoriel). En imagerie conventionnelle chaque émission, ou tir, s'ensuit de la reconstruction d'une ligne échographique ; ainsi, le nombre de lignes (N_{lignes}) équivaut au nombre de tirs effectués (N_{tirs}) :

$$N_{lignes} = N_{tirs} \quad (3.1)$$

Le balayage linéaire s'exécute suivant la dimension latérale de la barrette, en excitant successivement un groupe d'éléments pour un nombre d'éléments émetteurs donné. Ce groupe d'éléments, de taille constante, constitue une sous-ouverture de la sonde que l'on appelle ouverture émettrice (A_E). Le balayage électronique s'effectue, typiquement, en déplaçant l'ouverture émettrice d'un élément à chaque nouveau tir, ce qui supplante ainsi le déplacement mécanique. Chaque tir, généralement focalisé, donne lieu à la reconstruction d'une ligne échographique selon z centrée sur le centre de l'ouverture émettrice (axe de

3.1. RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE AVEC UNE SONDE LINÉAIRE MULTI-ÉLÉMENT

tir). Le nombre de tirs est alors régi par le nombre d'éléments monopolisés en émission et le nombre total d'éléments de la sonde selon l'expression suivante :

$$N_{tirs} = N_{elem} - N_E + 1 \quad (3.2)$$

où N_{elem} est le nombre d'élément de l'ouverture A_E .

Le balayage sectoriel monopolise pour chaque tir l'ensemble des éléments de la sonde. Une angulation différente est appliquée à chacun, ce qui permet de couvrir un secteur donné. À la focalisation du faisceau émis, s'ajoute donc sa déflexion. Le nombre de tirs effectués lors d'un balayage sectoriel dépend alors de l'angle de départ (θ_{min}) et d'arrivée (θ_{max}) ainsi que du pas angulaire $\Delta\theta$ choisi :

$$N_{tirs} = \frac{\theta_{max} - \theta_{min}}{\Delta\theta} + 1 \quad (3.3)$$

En règle générale, $\theta_{max} = -\theta_{min}$.

Que ce soit pour réaliser un balayage linéaire ou sectoriel, l'échographe doit réaliser en émission le processus permettant d'accomplir la déflexion et/ou la focalisation du faisceau. Pour cela, un jeu de retard approprié doit être appliqué à chaque élément émetteur. La loi de retards imposant ces décalages est calculée pour que tous les signaux arrivent en même temps en un point, que l'on appelle focale d'émission. Ce processus qui consiste à calculer cette loi et à générer le faisceau ultrasonore focalisé le long de la ligne, est appelé formation de faisceau en émission ou beamforming en émission. Le faisceau ainsi créé insonifie progressivement une ligne du milieu. Les échos du milieu sont alors recueillis par les éléments de l'ouverture réceptrice (A_R) puis digitalisés avant de leur appliquer une focalisation relative à leur temps d'arrivée. Ce processus s'appelle formation de voies en réception.

L'image échographique s'obtient au final, de façon séquentielle, par la répétition pour chaque ligne des étapes de formation de faisceau en émission et de formation de voies en réception, l'ensemble constituant le processus de reconstruction d'image. Les retards de focalisation appliqués sont déterminés selon l'hypothèse que la célérité ultrasonore est constante au sein du milieu exploré et se calculent donc en appliquant une loi de retard cylindrique ou parabolique dans le cas de l'approximation paraxiale (voir détail dans la section 3.1.2.1.).

3.1.2 Formation de faisceau en émission

Nous l'avons vu, la formation de faisceau en émission comprend deux possibilités : la focalisation du faisceau dans l'axe de la sonde, ou bien la déflexion du faisceau selon un angle θ_d par rapport à la normale à la sonde. Les lois de retard qui permettent leur exécution sont régies par des considérations géométriques qu'illustrent la figure 3.3.

3.1.2.1 Focalisation

La focalisation en émission permet l'arrivée simultanée (en phase) au point focal des échos émis par l'ensemble des éléments de la barrette. Plusieurs éléments piézo-électriques de la barrette fonctionnent ensemble pour produire un front d'onde convergent. Les éléments sont excités avec des décalages temporels qui correspondent à la courbure de l'onde

3.1. RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE AVEC UNE SONDE LINÉAIRE MULTI-ÉLÉMENT

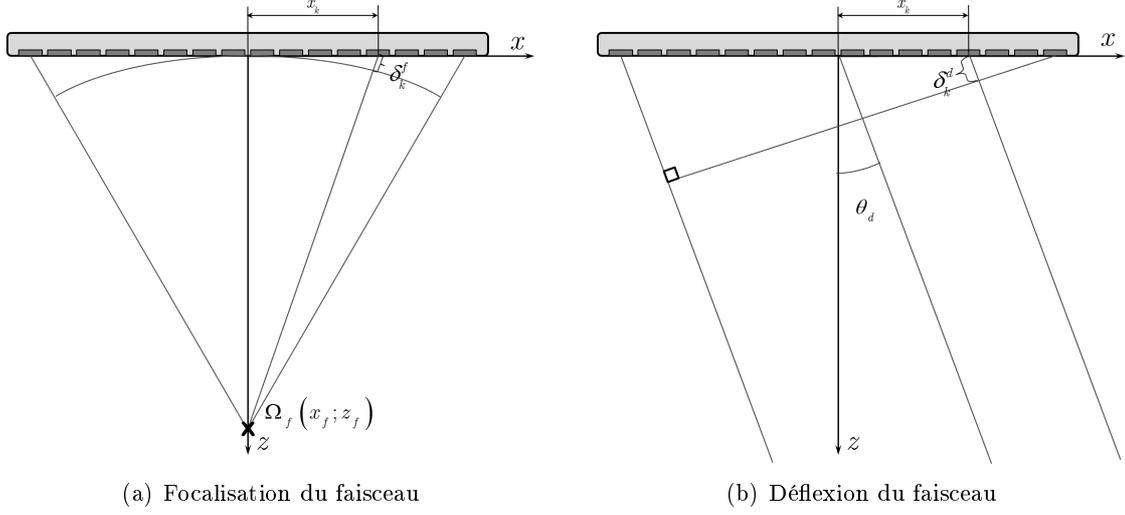


FIGURE 3.3 – Carte d'émission/réception comprenant le gain de réception

que l'on désire émettre. Les éléments latéraux les plus éloignés du centre de courbure de l'onde convergente émettent les premiers, l'élément central émet le dernier. Si l'on considère une focalisation à une profondeur z_f dans l'axe de la sonde, les retards d'émission doivent compenser, pour chaque élément k , la distance δ_k^f qui correspond au chemin supplémentaire que l'onde émise par l'élément k doit parcourir en plus de la distance z_f . Le retard τ_k^f à appliquer à chaque élément pour focaliser à la profondeur z_f s'exprime alors en fonction de cette distance selon :

$$\tau_k^f = \frac{\max(\delta_k^f) - \delta_k^f}{c} \quad (3.4)$$

où c est la célérité du milieu et $\max(\delta_k^f) = \delta_{\frac{-N}{2}}^f = \delta_{\frac{N}{2}}^f$, pour $k \in \llbracket -\frac{N}{2}; \frac{N}{2} \rrbracket$. En s'appuyant de la figure 3.3(a), cette distance s'exprime par :

$$\delta_k^f = -z_f + \sqrt{x_k^2 + z_f^2} \quad (3.5)$$

avec $x_k = k \times pitch$, pour $k \in \llbracket -\frac{N}{2}; \frac{N}{2} \rrbracket$

L'expression 3.5 peut se réécrire par :

$$\delta_k^f = z_f \left(-1 + \sqrt{1 + \left(\frac{x_k}{z_f} \right)^2} \right) \quad (3.6)$$

Si $z_f \gg x_k$, il est possible d'effectuer le développement limité à l'ordre 1 de cette expression (approximation paraxiale), ce qui donne :

$$\delta_k^f = \frac{x_k^2}{2z_f} \quad (3.7)$$

La retard de focalisation en émission à appliquer à chaque élément k de l'ouverture émettrice A_E s'écrit alors comme :

$$\tau_f(k) = \frac{x_k^2 - x_{\frac{N}{2}}^2}{2z_f c} \quad (3.8)$$

3.1. RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE AVEC UNE SONDE LINÉAIRE MULTI-ÉLÉMENT

3.1.2.2 Déflexion

La déflexion du faisceau n'est pratiquée généralement qu'avec des barrettes de type phased array car la périodicité spatiale de leurs éléments en $\lambda/2$ garantit l'absence de lobes de réseaux sur une large plage angulaire.

La loi de retard permettant de défléchir un faisceau est linéaire et s'exprime pour un angle de déflexion θ_d par :

$$\tau_d(k) = \frac{\left(x_{\frac{N}{2}} - x_k\right) \sin(\theta_d)}{c} \quad (3.9)$$

Lorsque l'on désire émettre un faisceau à la fois défléchi et focalisé, comme lors de l'imagerie de type phased array, il suffit d'ajouter un retard de focalisation et de déflexion.

3.1.3 Formation de voies en réception

Nous ne décrivons ici que la formation de voie réalisée dans le cadre d'un balayage linéaire, qui est aussi celle utilisée dans ce travail de thèse avec l'échographe ECODERM, pour les reconstructions dites "conventionnelles".

3.1.3.1 Recueil des matrices des signaux RF pour chaque émission

Les signaux réfléchis et rétrodiffusés par le milieu sont recueillis à l'issue de chaque émission par les N_R éléments de l'ouverture réceptrice et viennent former la matrice $S_{RF_{x_f, N_R}}(t)$ des signaux radio-fréquence de taille $(N_R \times N_{pts})$. N_{pts} correspond au nombre de points acquis à l'issue de l'échantillonnage du signal RF et x_f correspond au centre de l'ouverture émettrice A_E , de l'émission de laquelle est issue la matrice $S_{RF_{x_f, k}}(t)$.

3.1.3.2 Principe du delay-and-sum (DAS)

La méthode dite de delay-and-sum existe depuis les débuts de l'échographie par sonde multi-éléments. Elle dérive de l'optique géométrique et participe de l'imagerie que l'on appelle conventionnelle.

Elle est basée sur la sommation cohérente des échos ultrasonores reçus après leur rephasage ("delay"). Ces délais se déterminent géométriquement, en considérant que les diffuseurs et réflecteurs du milieu réémettent une onde sphérique suite à leur insonification par un faisceau émis. Les lois de retard permettant cette focalisation en réception sont donc les mêmes qu'en émission à un signe près.

Comme l'illustre la figure 3.4, les échos provenant de zones périphérique à la ligne de tir ne seront pas rephasés correctement à l'issue du rephasage DAS, et leur sommation aboutira donc à une réduction des échos parasites. Au contraire les échos provenant de la ligne de tir seront fortement amplifiés à l'issue de la sommation cohérente de leur front d'onde. La sommation permet en effet à la technique DAS d'amplifier les signaux en phase et diminue ceux qui ne le sont pas.

L'opération réalisée par une reconstruction de type DAS pour la focalisation en récep-

3.1. RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE AVEC UNE SONDE LINÉAIRE MULTI-ÉLÉMENT

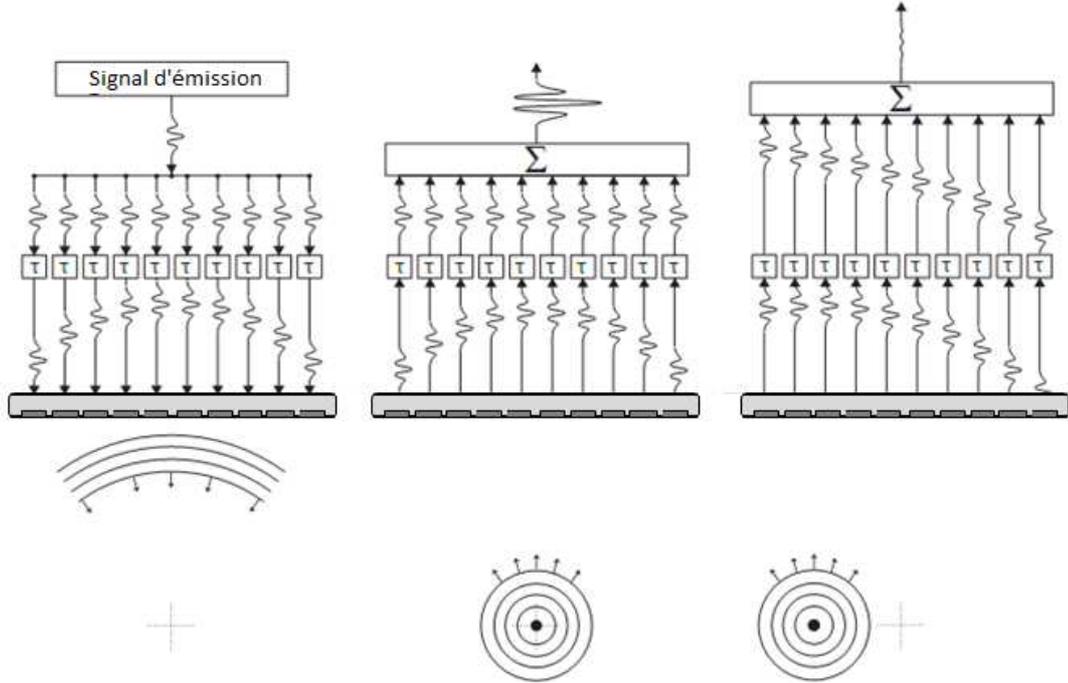


FIGURE 3.4 – Principe du delay-and-sum. Le front d'onde sphérique réfléchi/rétrodiffusé du point focal en réception, situé dans l'axe d'émission, est amplifié (interférences constructives et donc sommation cohérente) et celui provenant de zone périphérique est diminué (interférences destructives).

tion en un point Ω_f de coordonnées $(x_f; z_f)$ s'exprime par :

$$S_{BF}(\Omega_f) = \sum_{k \in A_R} a_k \times S_{RF_{x_f,k}} \left(2\frac{z_f}{c} + \frac{x_k^2}{2cz_f} \right) \quad (3.10)$$

avec $z_f = \frac{ct}{2}$, a_k le coefficient d'apodisation (cf. section 3.1.3.4), $S_{RF_{x_f,k}}$ la ligne RF brute reçue par l'élément k de l'ouverture réceptrice A_R

3.1.3.3 Focalisation dynamique et ouverture adaptatrice

Focalisation dynamique En pratique, la formation de voie en réception des échographes n'est pas réalisée pour une seule focale comme en émission mais s'adapte à chaque profondeur de la ligne en changeant dynamiquement les lois de retards en réception à mesure que les échos ultrasonores provenant des différentes profondeurs arrivent sur les éléments de la barrette. On parle alors de focalisation dynamique en réception (Dynamic Receive Focusing -DRF en anglais), ou de focalisation continue si celle-ci est effectuée pour chaque profondeur échantillonnée.

L'énorme avantage de cette focalisation électronique est le gain en résolution latérale que l'on obtient en disposant d'une focale optimale à chaque profondeur. La figure 3.5 permet de mettre en évidence les bénéfices de la DRF sur la tâche focale d'émission-réception.

3.1. RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE AVEC UNE SONDE LINÉAIRE MULTI-ÉLÉMENT

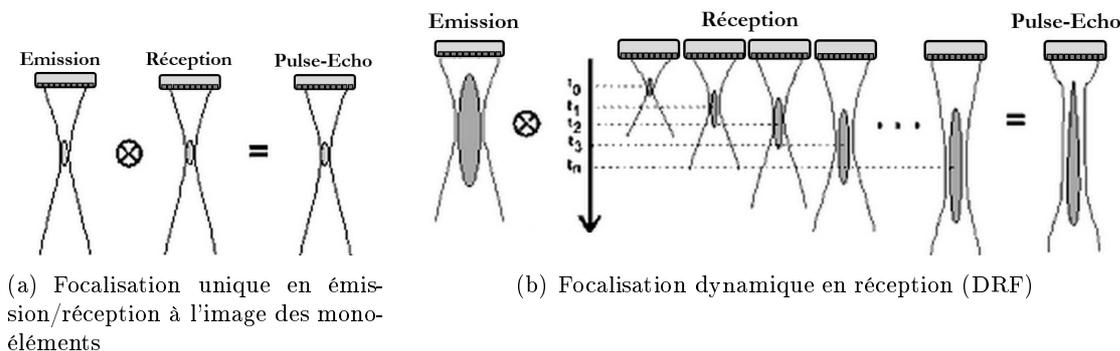


FIGURE 3.5 – Forme de la tâche focale en émission-réception (Pulse-écho) lors de l'emploi d'un focalisation simple (3.5(a)) et d'une focalisation dynamique en réception (3.5(b)).

Ouverture adaptatrice La largeur à mi-hauteur (FWHM) de la tâche focale en émission-réception est proportionnelle au rapport entre la profondeur de focalisation et la taille de l'ouverture réceptrice (A_R). Ce rapport, communément appelé *F-number* et souvent noté $F_{\#}$, s'exprime donc par :

$$F_{\#} = \frac{z_f}{A_R} \quad (3.11)$$

Afin de maintenir ce rapport constant pour les différentes profondeurs de la ligne échographique, le nombre d'élément en réception est augmenté comme suit :

$$N_{elem_R} = \left\lfloor \frac{z_f}{F-number \times pitch} \right\rfloor \quad (3.12)$$

Dans cette expression, on ne retient que la partie entière du rapport $\frac{z_f}{F-number \times pitch}$. L'évolution du nombre d'éléments mobilisés en réception pour un F-number donné est illustré dans le chapitre 5 par la figure 5.34(b).

Ce processus d'accroissement de l'ouverture réceptrice avec la profondeur de reconstruction est appelé *ouverture adaptatrice*. Il permet d'offrir aux B-scans une résolution latérale plus homogène.

3.1.3.4 L'apodisation

Les réseaux de transducteurs réalisent un échantillonnage du domaine spatial. Par conséquent, comme dans tout système discret, des effets d'aliasing peuvent apparaître, comme l'illustre la figure 3.6. Ils sont connus sous le nom de lobes secondaires et se situent de part et d'autre du lobe principal (axe de tir). La présence de réflecteurs dans le champ des lobes secondaires peut être la cause d'échos parasites qui vont interférer avec les échos issus du lobe principal.

La pression rayonnée en champ lointain et au point focal d'un réseau linéaire étant répartie, dans le plan transverse, selon la transformée de Fourier de l'ouverture, il est possible, de même que dans le domaine temporel, de réduire ces lobes de réseaux par l'application d'une fenêtre d'apodisation des éléments actifs.

3.1. RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE AVEC UNE SONDE LINÉAIRE MULTI-ÉLÉMENT

Cette apodisation est appliquée généralement uniquement sur les éléments de l'ouverture réceptrice (après numérisation du signal RF) mais peut l'être également sur l'ouverture émettrice, lorsque le système échographique le permet. La pondération des éléments en fonction de leur position dans l'ouverture se réalise alors en excitant les éléments de la barrette avec différents voltages.

Les fonctions d'apodisation utilisées sont les mêmes que dans le domaine temporel et produisent donc les mêmes effets. Il est par conséquent important de choisir la fonction d'apodisation qui offre un bon compromis entre réduction des lobes secondaire (augmentation du contraste) et élargissement du lobe principal (baisse de la résolution latérale). Les fonctions de Hann et d'Hamming sont couramment employées en pratique.

Cette dernière s'exprime, pour N_R éléments récepteurs et $k \in \llbracket -\frac{N_R}{2}; \frac{N_R}{2} \rrbracket$, par

$$a_k = 0.54 - 0.46 \cos \left(2\pi \frac{k + \frac{N_R}{2}}{N_R} \right) \quad (3.13)$$

Lorsque la formation de voie bénéficie d'une ouverture adaptatrice en réception, la fonction d'apodisation est généralement redéfinie pour chaque nouvelle taille d'ouverture. On parle alors d'apodisation dynamique en réception.

3.1.3.5 TGC

Supposons la propagation d'une onde plane d'amplitude initiale A_0 dans un milieu homogène quelconque. Sous l'effet de l'atténuation du milieu, l'amplitude de cette onde plane va décroître selon l'expression 3.14 suivante :

$$A(t) = A_0 e^{-\alpha ct} \quad (3.14)$$

où α est l'atténuation du milieu traversé, exprimée en Neper/m, et c est la célérité US dans le milieu, en m/s.

Pour compenser ce phénomène, de nombreux échographes ont recours à une compensation de cette décroissance au cours du temps (TGC pour Time Gain Compensation en anglais). Les échos reçus sont ainsi multipliés par un gain d'amplitude croissante avec la profondeur, dont l'expression est la suivante :

$$G_{TGC}(t) = e^{\alpha \frac{ct}{2}} \quad (3.15)$$

où $\frac{ct}{2}$ correspond à la distance aller/retour parcourue par l'écho reçu à l'instant t .

3.1.4 Critères de qualité de l'image échographique

La forme de la tache focale en émission-réception détermine localement la résolution d'un système d'imagerie échographique. Cette forme est déterminée, notamment sur le plan transverse, par le diagramme de rayonnement de la barrette US.

3.1.4.1 Diagramme de rayonnement d'une sonde linéaire

Sous l'effet des phénomènes de diffraction induits par les dimensions finies des transducteurs, le champ de pression latéral émis par une sonde ultrasonore (directivité) s'exprime

3.1. RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE AVEC UNE SONDE LINÉAIRE MULTI-ÉLÉMENT

en champ lointain comme la transformée de Fourier de l'ouverture émettrice [Szabo, 2003]. Lorsque le faisceau émis est focalisé, cette relation existe également autour du point focal ; on dit que la focalisation ramène les propriétés du champ lointain en champ proche.

Supposons une onde US monochromatique de longueur λ et considérons d'une part un élément de la sonde de largeur L et d'autre part un réseau de N_E sources ponctuelles émettrices, espacées d'un pas $pitch$.

L'ouverture de l'élément de la sonde peut être représentée par une fonction porte définie entre $\pm \frac{L}{2}$ le long de l'axe x . La transformée de Fourier d'une fonction porte est un sinus cardinal de fréquence spatiale $f_x = \frac{\sin(\theta)}{\lambda}$. Sa directivité angulaire s'exprime alors selon [Szabo, 2003] :

$$H_{element}(\theta) = L \frac{\sin\left(\pi \frac{L}{\lambda} \sin \theta\right)}{\pi \frac{L}{\lambda} \sin \theta} \quad (3.16)$$

De façon analogue, le réseau de sources ponctuelles peut être représenté comme le produit d'un peigne de Dirac de périodicité $pitch$ avec une fonction porte de dimension $\pm \frac{(N_E-1)pitch}{2}$. La transformée de Fourier discrète d'une telle fonction s'exprime par [Szabo, 2003] :

$$H_{reseau}(\theta) = \frac{1}{N_E} \sum_{k=-\frac{N_E-1}{2}}^{\frac{N_E-1}{2}} 1 \cdot e^{-2\pi \frac{\sin(\theta)}{\lambda} k \times pitch} \quad (3.17)$$

Après transformation de cette expression pour mettre en évidence une suite géométrique de raison $e^{-2\pi \frac{\sin(\theta)}{\lambda} k \times pitch}$, on obtient pour le réseau de N_E sources ponctuelles, la directivité angulaire latérale suivante :

$$H_{reseau}(\theta) = \frac{\text{sinc}\left(\pi \frac{N_E pitch}{\lambda} \sin(\theta)\right)}{\text{sinc}\left(\pi \frac{pitch}{\lambda} \sin(\theta)\right)} \quad (3.18)$$

L'ouverture du réseau d'éléments peut se formaliser spatialement comme le produit de convolution entre un élément et un peigne de Dirac représentant le réseau de N_E sources ponctuelles. La directivité H_E de l'ouverture émettrice de la barrette s'exprime alors comme le produit des directivité de ces deux sources :

$$H_E(\theta) = H_{element}(\theta) \times H_{reseau}(\theta) \quad (3.19)$$

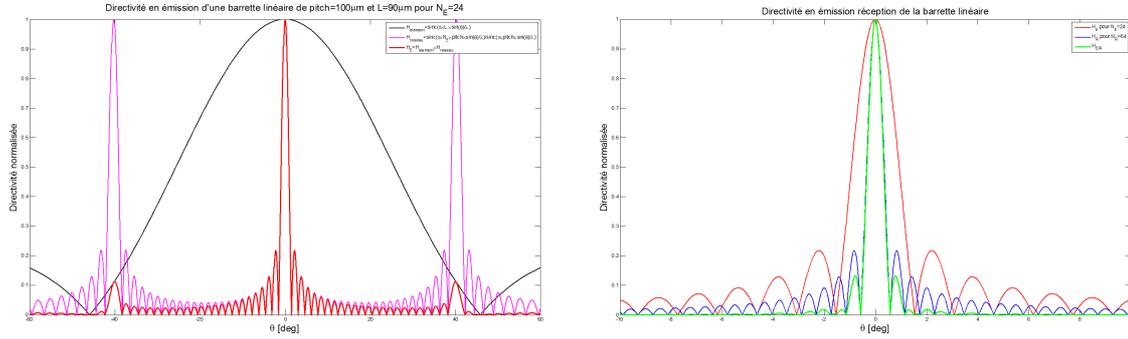
D'après le principe de réciprocité, la directivité de la barrette en réception $H_R(\theta)$ s'exprimera de la même façon, relativement au nombre N_R d'éléments récepteurs.

Le diagramme d'émission/réception duquel découle la résolution latérale (cf. section 3.1.5.2) s'exprime alors comme le produit de directivité d'émission et de réception.

3.1.4.2 Résolution spatiale

La résolution spatiale est mesurée le long de l'axe de propagation des ultrasons (résolution axiale), et dans le plan transverse d'imagerie (résolution latérale).

3.1. RECONSTRUCTION D'UNE IMAGE ÉCHOGRAPHIQUE AVEC UNE SONDE LINÉAIRE MULTI-ÉLÉMENT



(a) Directivité en émission (en rouge) produit de la directivité d'un élément (en noir) et du réseau de sources ponctuelles (en magenta)

(b) Directivité en émission/réception (en vert), produit de la directivité en émission (en rouge) et en réception (en bleu)

FIGURE 3.6 – Diagrammes de directivité en émission (a) et en émission/réception (b) pour 24 éléments émetteur et 64 éléments récepteurs, $L=90 \mu\text{m}$, $\text{pitch}=100 \mu\text{m}$ et $f_c=20 \text{ MHz}$ (caractéristiques de la barrette LA20). Les fonctions de directivité sont exprimées en valeur absolue.

Résolution axiale La résolution axiale se réfère à la capacité du système d'imagerie à discerner deux objets proches dans l'axe de propagation du faisceau US. Elle ne dépend pas de la longueur axiale de la tâche focale, mais uniquement de la longueur du pulse US de la sonde. Elle correspond d'après le critère de Rayleigh à la longueur à mi-hauteur de l'enveloppe du pulse, dans le cas d'une ouverture rectangulaire, et s'exprime donc comme suit :

$$\Delta r_{-6dB} = \frac{cT_p}{2} \quad (3.20)$$

où T_p est la longueur temporelle du pulse. Ainsi pour un pulse monochromatique d'une seule période, $\Delta r_{-6dB} = \frac{\lambda}{2}$.

Résolution latérale La résolution latérale se réfère à la capacité du système d'imagerie à discerner deux objets proches dans l'axe transverse à la propagation du faisceau US. Elle est définie par la largeur à mi-hauteur du faisceau en pulse écho. Pour une ouverture D , elle s'exprime au niveau de la tâche focale par l'expression suivante :

$$\Delta l_{-6dB} = \lambda \frac{z_f}{D} = \lambda F_{\#} \quad (3.21)$$

3.1.4.3 Contraste

La résolution de contraste peut être définie comme la plus petite différence d'impédance acoustique que le système échographique est capable de restituer sur les B-scans. Un bon contraste est essentiel pour la différenciation tissulaire, tâche pour laquelle les ultrasons sont particulièrement appréciés en ophtalmologie. Les facteurs principaux influençant la résolution de contraste sont la résolution spatiale, la dynamique du système d'imagerie, et le niveau d'amplitude des lobes secondaires par rapport au lobe principal.

3.2. L'ECODERM : UN ÉCHOGRAPHE DE RECHERCHE POUR L'IMAGERIE US HAUTE FRÉQUENCE

3.1.4.4 PSF - Fonction d'étalement du point

La fonction d'étalement du point, appelée Point Spread Function (PSF) en anglais, est une fonction mathématique décrivant la réponse d'un système d'imagerie à une source ponctuelle. Idéalement cette réponse devrait correspondre à un point, mais elle en réalité étalée, et cet étalement correspond à la réponse spatiale impulsionnelle du système d'imagerie.

La PSF d'un système d'imagerie constitue donc un indicateur local de ses performances ; elle informe en effet sur la résolution spatiale par la mesure de son lobe principal à mi hauteur (Full Width Half Maximum en anglais - FWHM) et le contraste par le rapport entre l'amplitude du lobe principal et des lobes secondaires.

C'est pourquoi, sa mesure est couramment réalisée en échographie, souvent au moyen de fils en nylon ou en tungstène dont l'épaisseur doit être petite par rapport à la longueur d'onde qui sont utilisés.

Dans cette thèse, la résolution spatiale a été déterminée de cette façon.

3.2 L'ECODERM : un échographe de recherche pour l'imagerie US haute fréquence

3.2.1 Présentation générale de l'échographe



FIGURE 3.7 – Photographie du prototype ECODERM.

L'échographe utilisé au cours de ce travail de thèse a été développé au sein du laboratoire "Imagerie et Ultrasons" de l'unité Inserm 930, pour les besoins du projet ECODERM. La finalité du projet ECODERM était la réalisation d'un système d'imagerie multi-voies temps réel pour l'exploration du tissu cutané à haute fréquence (jusqu'à 40

3.2. L'ECODERM : UN ÉCHOGRAPHE DE RECHERCHE POUR L'IMAGERIE US HAUTE FRÉQUENCE

MHz [Bantignies *et al.*, 2011]). Actuellement, le projet EXPLAURE, en cours au sein du laboratoire, s'inscrit dans la continuité du projet ECODERM et vise cette fois la réalisation d'une plateforme d'imagerie HF comprenant 256 voies et permettant des émissions bipolaires.

Le projet ECODERM a débuté par la réalisation d'un premier appareil à caractère expérimental, disposant d'un mode d'imagerie "temps réel" (FPS=1Hz) avec une formation de faisceau et de voies embarquée (B-scans natifs), et d'un mode recherche, permettant la réalisation de séquences de tir variées et l'acquisition des lignes RF brutes (formation de voies "hors ligne" sous Matlab). C'est sur la base de ce prototype qu'a ensuite été réalisé l'appareil ECODERM phase II, doté d'un module de beamforming embarqué (FPGA) offrant une cadence d'imagerie de 40Hz et habilité à l'usage clinique.

Seul le prototype ECODERM (Fig. 3.7) a été utilisé dans les expérimentations présentées dans ce manuscrit car la version phase II n'offre qu'un nombre limité de formes d'émission et surtout ne permet pas le recueil des données RF brutes.

Le prototype ECODERM est constitué d'un module analogique d'émission/réception piloté par un microcontrôleur relié à une carte d'acquisition Acquis dédiée à la numérisation et à la synchronisation des voies (voir Fig. 3.8).

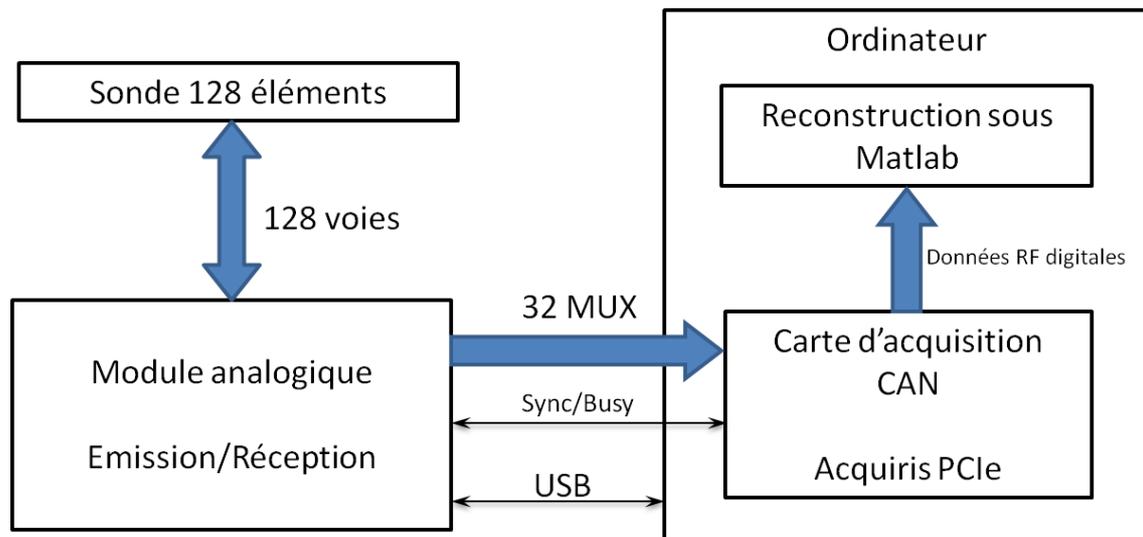
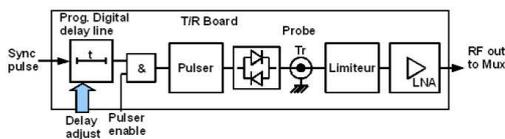


FIGURE 3.8 – Architecture de l'échographe ECODERM.

3.2.1.1 Électronique



(a) Schéma électrique

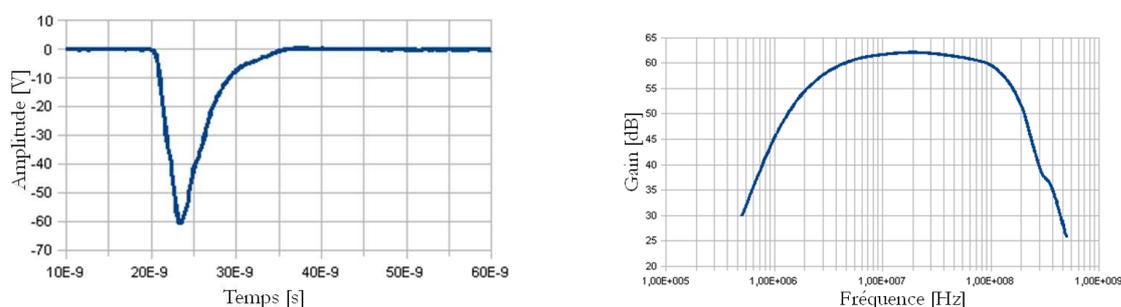


(b) Photo de la carte.

FIGURE 3.9 – Carte d'émission/réception comprenant le gain de réception

3.2. L'ECODERM : UN ÉCHOGRAPHE DE RECHERCHE POUR L'IMAGERIE US HAUTE FRÉQUENCE

Le module analogique comporte 128 cartes d'émission/réception indépendantes (Fig. 3.9) permettant le choix des éléments actifs en émission, l'application d'un délai de focalisation propre à chacun, et la réception des signaux RFs sur l'intégralité des 128 voies. Les délais de focalisation à l'émission s'étendent sur une plage de 0 à 125.5 ns avec une précision de 500 pico secondes, soit 256 valeurs applicables. Le signal d'émission est une impulsion unipolaire d'une durée de 10 ns dont la tension est ajustable entre -25 et -160 V. Sa bande passante est de 80 MHz à -6 dB lorsque la haute tension est réglée à -100 V (voir Fig. 3.10(a)). Les 128 voies disposent chacune d'un pré-amplificateur en réception (LNA pour low Noise Amplifier) dont le gain est réglable entre 0 et 35 dB par pas de 0.75 dB. Lorsque le gain est réglé à 20 dB, la bande passante en réception est de 120 MHz à -3 dB (voir Fig. 3.10(b)).



(a) Forme de l'émission unipolaire à -60 V. Son amplitude est ajustable de -25 à -160 V.

(b) Bande passante en réception pour un gain de 20 dB. Le gain est ajustable entre 0 et 35 dB par pas de 0.75 dB.

FIGURE 3.10 – Caractéristiques de la carte d'émission/réception

La carte d'acquisition permet la numérisation de l'ensemble des 128 voies, à une fréquence d'échantillonnage réglable entre 10 et 400 MHz et sur une profondeur de 12 bits.

L'appareil est connecté à la sonde échographique LA20 (cf. description section 3.2.2.1) au moyen d'un câble coaxial 128 voies.

3.2.1.2 Sonde LA20

La sonde utilisée pour dans les expérimentations de ce travail de thèse est un prototype développé par la société Vermon (réf. LA20/128-1109), sous la dénomination LA20 (Linear Array - 20 MHz) [Bantignies *et al.*, 2011]. Il s'agit d'une sonde linéaire constituée de 128 éléments, de fréquence centrale théorique 20 MHz.

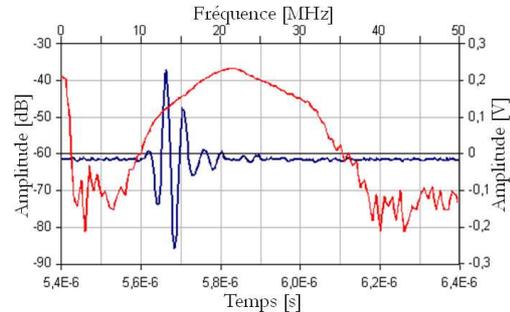
Ses éléments mesurent 3 mm en élévation (H) et 90 μm de largeur (L) et sont disposés linéairement selon un pitch de 100 μm . La sonde LA20 bénéficie d'une lentille de focalisation selon son plan azimutal (en élévation) focalisant à 14 mm dans l'eau dans des conditions normales de températures et de pression (CNTP).

La fréquence centrale moyenne de l'ensemble de ses éléments a été mesurée à 21.5 MHz, pour une bande passante relative de 70%, répartie de 13.5 et 28.5 MHz. L'ouverture angulaire moyenne de chacun de ses éléments est de 30.7° à -6 dB et 61.3° à -20 dB.

3.2. L'ECODERM: UN ÉCHOGRAPHE DE RECHERCHE POUR L'IMAGERIE US HAUTE FRÉQUENCE



(a) Photo de la sonde LA20.



(b) Réponse impulsionnelle.

FIGURE 3.11 – Sonde linéaire haute fréquence 128 éléments LA20.

3.2.1.3 Reconstruction native du prototype ECODERM

Le prototype ECODERM est doté d'un mode de reconstruction embarqué qui permet l'affichage en mode-B à une cadence de 1 Hz. Les B-scans natifs de l'ECODERM résultent du balayage linéaire d'une ouverture émettrice comprenant 7 éléments tirant simultanément (émission en onde plane). Au total 122 tirs sont réalisés (Eq. 3.2) et donnent lieu à 244 lignes car pour chaque tir effectué, deux lignes sont reconstruites, l'une impaire et l'autre paire. Il s'agit ici d'une particularité propre à l'appareil.

Une focalisation dynamique est appliquée en réception lors de la reconstruction des lignes impaires et paires, pour une ouverture réceptrice fixe de respectivement 31 et 32 éléments. Le centre géométrique de l'ouverture impaire est identique à celui du tir émis et celui de l'ouverture paire est décalé d'un demi pitch dans le sens des x .

3.2.2 Reconstruction conventionnelle à partir des données RF

3.2.2.1 Acquisition des données RF en mode recherche

Nous l'avons évoqué, le prototype ECODERM dispose de deux modes de fonctionnement, l'un pour l'affichage de l'image en mode-B reconstruite par l'appareil et l'autre pour la réalisation d'une suite de séquences de tir préalablement définie dans un fichier que l'on charge en mode recherche. Une séquence de tir comprend la gestion de la forme d'émission et des voies réceptrices.

Ce mode recherche s'active au démarrage de l'interface homme-machine (IHM) de l'ECODERM, en sélectionnant le bouton "séquencement" (voir Fig. 3.12).

Le fichier contenant les instructions pour chaque séquence de tir (numéros des éléments émetteurs actifs, retards d'émission associés et numéro des élément récepteurs actifs) porte l'extension '.seq'. Pour être interprété par l'appareil, les instructions du fichier '.seq' doivent être structurées de la façon exprimée par le code Matlab suivant :

```
N_seq=Sonde.Nb_elem_sonde-Nb_elem_E+1;
Nb_elem_R=128;
```

3.2. L'ECODERM : UN ÉCHOGRAPHE DE RECHERCHE POUR L'IMAGERIE US HAUTE FRÉQUENCE

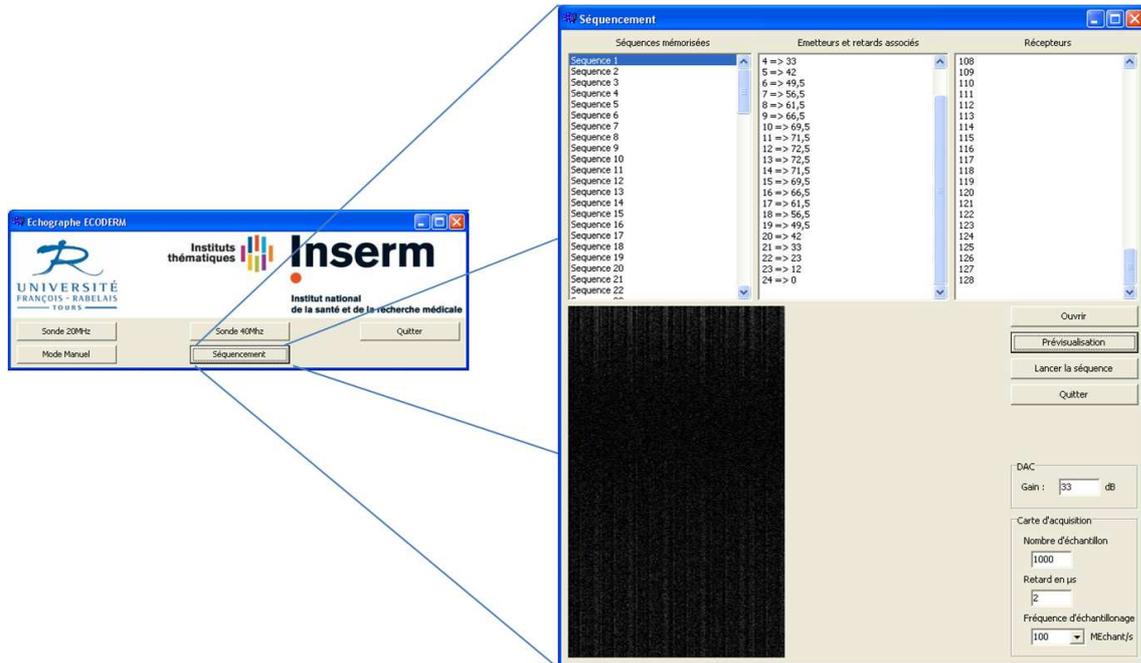


FIGURE 3.12 – Paramétrage d’une suite de séquences de tir en mode recherche. Le fichier '.seq' contenant les instructions d’émission/réception de l’ensemble des séquences du balayage électronique est chargé.

```
fprintf(fid, 'Nombre de séquence :\r\n');
fprintf(fid, '%d\r\n', Nb_seq);
for seq=1:Nb_seq
fprintf(fid, 'Séquence %d :\r\n', seq);
fprintf(fid, 'Nombre d’’émetteurs :\r\n');
fprintf(fid, '%d\r\n', Nb_elem_E);
    for elem_E=1:Nb_elem_E
        fprintf(fid, 'Emetteur %d :\r\n', elem_E);
        fprintf(fid, '%d\r\n', elem_E+seq-1);
        fprintf(fid, 'Retard pour %d :\r\n', elem_E);
        fprintf(fid, '%f\r\n', delay_elem_num(elem_E,seq));
    end
fprintf(fid, 'Nombre de récepteurs :\r\n');
fprintf(fid, '%d\r\n', Nb_elem_R);
    for elem_R=1:Nb_elem_R
        fprintf(fid, 'Récepteur %d :\r\n', elem_R);
        fprintf(fid, '%d\r\n', elem_R);
    end
end
end
fclose(fid);
```

Dans ce code définissant un balayage linéaire, ' Nb_{seq} ' est le nombre de séquences et correspond au nombre de tirs effectués. Pour chacun, le numéro des éléments émetteurs est défini par $elem_E + seq - 1$ où seq est le numéro de la séquence, et $elem_E$ le numéro de l'élément

3.2. L'ECODERM : UN ÉCHOGRAPHE DE RECHERCHE POUR L'IMAGERIE US HAUTE FRÉQUENCE

de l'ouverture émettrice qui comprend Nb_{elem_E} éléments. Le retard attribué à chaque élément émetteur est défini par la fonction ' $delay_{elem_{num}}$ ' et peut dépendre de la séquence considérée si l'on souhaite faire varier les retards appliqués en fonction du tir. C'est le cas des émissions adaptées utilisées dans le chapitre 5 et 6 et dont le fonctionnement est décrit dans le chapitre 4. Dans le cadre de l'imagerie conventionnelle, ce délai est identique pour l'ensemble des séquences. Le recueil des signaux RFs est réalisé, pour chaque, tir sur les 128 voies de l'appareil ($Nb_{elem_R} = 128$).

Le choix du gain en réception G_R , du délai d'acquisition τ_{RF} , de la fréquence d'échantillonnage f_e et du nombre d'échantillons acquis N_{pts} se fait par le biais de l'IHM. Le nombre maximum d'échantillons que l'on peut acquérir est de 32000.

Le lancement des séquences de tir conduit alors à la création d'un fichier, d'extension '.rf', pour chaque tir effectué. Chacun de ces fichiers contient la matrice $S_{RF_{x_f, N_R}}(t)$ des signaux RFs, recueillis sur les 128 voies de l'échographe, à l'issue du tir de centre x_f . Le processus de reconstruction d'image est ensuite réalisé "hors ligne" sous Matlab, depuis l'ensemble des matrices $S_{RF_{x_f, N_R}}(t)$.

3.2.2.2 Reconstruction "hors ligne" sous Matlab

Calcul de la zone image Les lignes que l'on peut reconstruire à partir des données RFs acquises sont chacune centrées sur l'ouverture émettrice. La première et la dernière ligne ont donc dans le repère ayant pour centre le milieu de la barrette US (Fig. 3.2(a)) les abscisses x_{deb} et x_{fin} suivantes :

$$x_{deb} = \frac{N_E - N}{2}pitch \text{ et } x_{fin} = \frac{N - N_E}{2}pitch \quad (3.22)$$

Chaque ligne débute à une profondeur fixée par τ_{RF} selon :

$$z_{deb} = c \frac{\tau_{RF}}{2} \quad (3.23)$$

La distance maximale d'une ligne reconstruite est ensuite donnée par :

$$z_{fin} = z_{deb} + (N_{pts} - 1)dz \quad (3.24)$$

où $dz = \frac{c}{2f_e}$ est la distance entre deux profondeurs échantillonnées consécutives.

La zone image dans laquelle il est possible de reconstruire les signaux selon l'expression 4.47 s'inscrit donc dans le rectangle défini par la diagonale comprise entre les points $(x_{deb}; z_{deb})$ et $(x_{fin}; z_{fin})$.

La reconstruction DAS exprimée par Eq. 4.47 sera alors appliquée à l'ensemble des points Ω_f d'abscisses $x_f \in [x_{deb}; x_{fin}]$ et d'ordonnées $z_f \in [z_{deb}; z_{fin}]$ (focalisation dynamique continue) pour une ouverture adaptatrice en réception définie suivant Eq. 3.12 pour un F-number donné.

3.2.2.3 Traitement appliqué aux lignes reconstruites pour l'affichage en mode-B

Filtrage Les lignes RFs sont filtrées avant la reconstruction à l'aide d'un filtre passe-bande de Butterworth d'ordre 3.

3.2. L'ECODERM : UN ÉCHOGRAPHE DE RECHERCHE POUR L'IMAGERIE US HAUTE FRÉQUENCE

Interpolation Les lignes reconstruites sont interpolées latéralement par une fonction 'spline', de façon à ce que la distance séparant deux pixels latéraux soit égale à celle existant entre deux points axiaux. L'indice d'échantillonnage ID s'exprime donc par :

$$ID = \frac{dx}{dz} = \frac{2f_e pitch}{c} \quad (3.25)$$

où f_e est la fréquence d'échantillonnage des signaux RFs.

Enveloppe Ensuite, l'enveloppe de l'image interpolée S_{env} est obtenue à l'aide de la transformée de Hilbert.

Compression logarithmique Enfin, la compression logarithmique est réalisée, pour une dynamique d'affichage DR donnée, selon l'expression 3.26 suivante :

$$S_{log} = 20 \log_{10} \left(\frac{S_{env} - \min(S_{env})}{\max(S_{env}) - \min(S_{env})} (G_S - 1) + 1 \right) \quad (3.26)$$

où G_S est relié à la dynamique d'affichage par : $G_s = 10^{\frac{DR}{20}}$.

3.2.3 Possibilités et limitations du prototype ECODERM

S'il est possible d'appliquer la formation de voies de son choix à partir des signaux RFs numérisés par l'ECODERM, les possibilités de formation de faisceau en émission sont en revanche plus limitées. D'une part, il n'est pas possible d'appliquer une apodisation en émission, du fait de l'absence de contrôle indépendant de la tension des émetteurs. D'autre part et c'est la limitation qui nous concerne principalement, le retard maximal applicable en émission est relativement faible ($\tau_{max} = 125.5$ ns), ce qui limite et conditionne les possibilités en terme de déflexion maximale du faisceau et de profondeur minimale de focalisation. Ces limitations sont illustrées figure 3.13.

Dans ces illustrations, l'angle de déflexion maximal sans focalisation, l'angle de déflexion maximal avec focalisation à la profondeur z_f , et la profondeur de focalisation minimale que l'on peut appliquer pour un nombre d'éléments N_E peuvent être exprimés par les expressions suivantes :

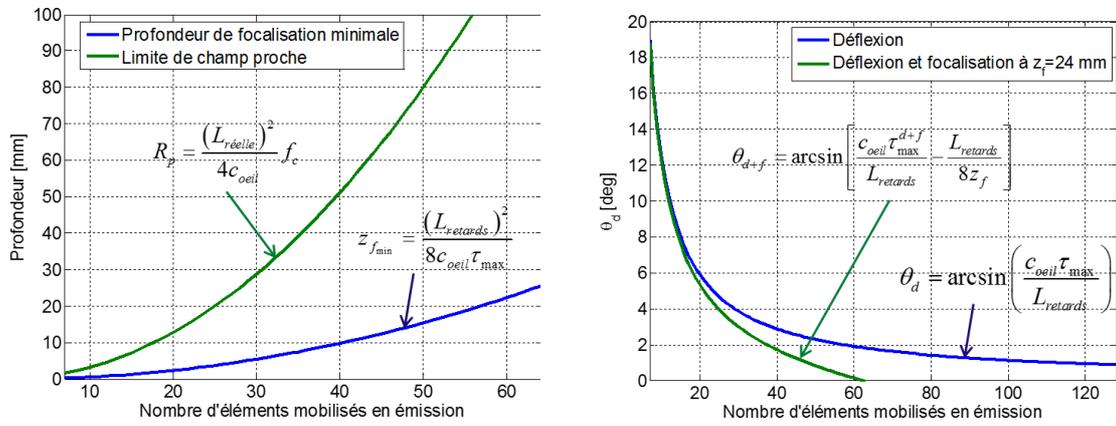
$$\theta_d = \arcsin \left(\frac{c_{oeil} \tau_{max}}{(N_E - 1) pitch} \right) \quad (3.27)$$

$$\theta_{d+f} = \arcsin \left(\frac{c_{oeil} \tau_{max}}{(N_E - 1) pitch} - \frac{(N_E - 1) pitch}{8z_f} \right) \quad (3.28)$$

$$z_{fmin} = \frac{((N_E - 1) pitch)^2}{8c_{oeil} \tau_{max}} \quad (3.29)$$

La célérité c_{oeil} utilisée est de 1555 m/s.

3.2. L'ECODERM : UN ÉCHOGRAPHE DE RECHERCHE POUR L'IMAGERIE US HAUTE FRÉQUENCE



(a) Focalisation minimale possible et limite de champ proche

(b) Déflexion maximale possible avec ou sans focalisation. La focalisation est fixée à 24 mm dans cet exemple.

FIGURE 3.13 – Limites de déflexion et de focalisation du faisceau en fonction du nombre d'éléments émetteurs. Les largeurs des ouvertures émettrices physiques L_{reel} (largeur de A_E bord à bord) et de retard $L_{retards}$ (largeur de A_E entre les centres de ses éléments extrêmes) sont définies respectivement, pour N_E éléments par : $L_{reel} = N_E pitch - Kerf$ et $L_{retards} = (N_E - 1)pitch$.