
Modélisation de l'acquisition

PLUSIEURS TECHNIQUES SONT ENVISAGEABLES pour acquérir des données échographiques tridimensionnelles. Si les tableaux de transducteurs commencent à apparaître, les volumes reconstruits à partir d'une série de plans échographiques ont actuellement une meilleure résolution. En effet, les techniques d'acquisition bidimensionnelles sont maintenant bien maîtrisées et donnent des images de qualité. Le repérage de la position de la sonde au moment de l'acquisition de chaque image permet alors de reconstruire les données 3D. C'est cette approche que nous avons choisie et nous présentons dans ce chapitre le système que nous avons développé au laboratoire de biophysique.

Il semble tout naturel d'obtenir des informations tridimensionnelles en accumulant des plans, de même que l'on obtient les plans de coupe à partir de plusieurs lignes de tirs ultrasonores. Si cette approche est fréquemment utilisée, la modélisation rigoureuse de l'acquisition des données est rarement présentée. Or seul un cadre bien défini permet d'étudier les différents paramètres qui interviennent dans l'acquisition. Le cœur de ce chapitre présente donc une modélisation de l'acquisition par plans de coupe.

2.1 Notre système d'acquisition

Notre premier objectif était de mettre en place un système d'échographie 3D basé sur l'échographe développé au laboratoire. Le système devait également être exploitable en routine clinique pour un coût de revient minimal. Seule l'acquisition avec un balayage manuel permet d'atteindre cet objectif.

Le système d'acquisition est composé d'un ordinateur de type PC, d'un système de repérage et d'un échographe. Le système de repérage fournit la position et l'orientation de la sonde à chaque instant. Nous pouvons utiliser deux systèmes de suivi de la position : un capteur électromagnétique ou un bras mécanique. Pour recueillir les données tridimensionnelles, l'utilisateur balaie la région étudiée avec la sonde. Pendant le mouvement, le système enregistre les images échographiques et les positions de la sonde. L'ensemble des données recueillies est ensuite envoyé vers l'ordinateur, ce qui permet de reconstruire les informations tridimensionnelles. L'utilisateur peut alors explorer les données à l'aide de plans de coupe ou de rendus 3D.

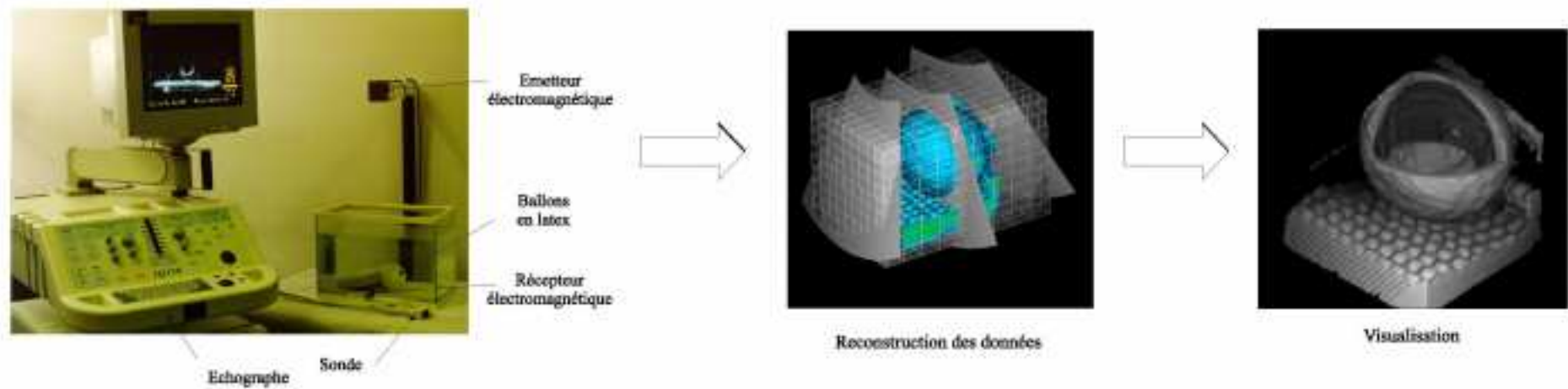


FIG. 2.1 – Exemple d'acquisition de données échographiques tridimensionnelles sur des ballons en latex. Le système de repérage utilisé est ici le capteur électromagnétique. Avec la sonde échographique, l'utilisateur balaie le volume à reconstruire. A l'aide des images et des positions, l'ordinateur peut alors reconstruire le volume de données et l'afficher.

Echographe

L'appareil utilisé est un échographe numérique entièrement développé au laboratoire de biophysique [117]. Il permet de visualiser les informations ultrasonores par des images mode B et des images de flux. Deux types de sondes sont disponibles pour l'acquisition des données : des sondes courbes dont la fréquence d'émission est de 3,5 MHz et des sondes linéaires à 7 MHz.

Cet échographe présente l'important avantage de numériser les données très tôt dans la chaîne de traitement. L'utilisateur peut ainsi accéder aux données ultrasonores brutes. Beaucoup d'échographes ne fournissent pas les données numériques. Pour récupérer les informations ultrasonores, il faut alors utiliser une carte qui numérise l'image vidéo présentée à l'opérateur. Le processus de numérisation introduit cependant une source de bruit supplémentaire.

Dans ce cas l'image récupérée a en outre subi un certain nombre de traitements : reconstruction des données, correction de gain, filtres pour lisser l'image, etc. Les différents paramètres sont difficiles à maîtriser. Le lien entre les données recueillies et les phénomènes physiques dont elles résultent est alors plus difficile à établir. En fournissant les données échographiques brutes ainsi que tous les réglages de l'échographe lors de l'acquisition de l'image, notre système permet de conserver la « signification » physique des informations afin de mieux maîtriser par la suite les traitements appliqués aux données.



FIG. 2.2 – Echographe utilisé

Carte de transfert rapide

Durant la phase d'acquisition des données, les images sont enregistrées au fur et à mesure dans la mémoire de l'échographe. Elles sont ensuite transférées de l'échographe vers l'ordinateur. La mémoire de l'échographe est de 16 Mo. Il est ainsi possible d'enregistrer 64 ou 128 images suivant le format. Deux formats d'images sont en effet disponibles : 128 lignes de 1024 points ou 256 lignes de 1024 points. Pour pouvoir utiliser notre système en routine clinique, il est important que le temps entre l'acquisition et l'examen des données tridimensionnelles soit faible.

Sur les toutes premières versions du système, le transfert vers un PC 486 était réalisé par une liaison série à 115200 bauds. Avec ce débit, le transfert de 3 Mo de données demandait plusieurs minutes et il aurait fallu environ 20 minutes pour transférer les 16 Mo. Nous avons donc développé une carte dédiée au transfert des données. Elle utilise le bus ISA d'un ordinateur PC pour accéder directement à la mémoire de l'ordinateur. Elle comporte deux mémoires de 256 Ko qui sont utilisées en parallèle lors du transfert : pendant que l'échographe transfère une image sur l'une des mémoires, l'ordinateur récupère les données précédemment écrites sur l'autre.

Les taux de transferts peuvent atteindre 1,8 Mo/s sur un Pentium 450 MHz. Mais en général, la durée du transfert tourne autour de 18 s soit un taux d'environ 900 Ko/s. Ce délai est acceptable pour une utilisation courante. La carte est utilisable sous environnement Dos ou Windows et un pilote spécifique a été développé pour qu'elle fonctionne sous Windows NT [5].

La carte n'est cependant pas optimisée pour les débits importants. Le bus ISA ne permet pas en effet d'atteindre des taux très élevés et est plus ou moins appelé à disparaître. Dans l'avenir, l'utilisation d'autres bus (PCI, SCSI) semble plus indiquée pour atteindre des performances compatibles avec les volumes de données à gérer.

La synchronisation

Le système comporte différents éléments qui doivent être synchronisés durant l'acquisition des données. Il faut en effet repérer la position de la sonde à l'instant précis où une image est acquise par l'échographe. La méthode de synchronisation est différente suivant le système de repérage utilisé : bras mécanique ou capteur électromagnétique.

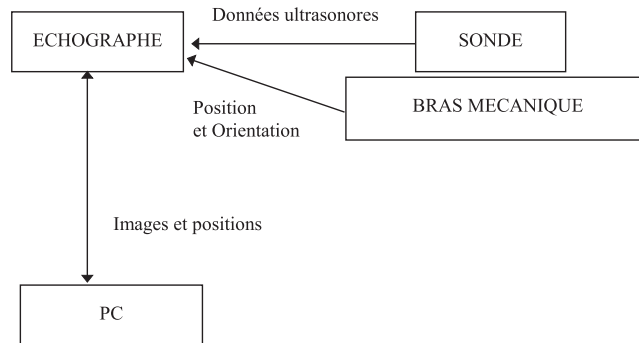


FIG. 2.3 – Schema d'une séquence d'acquisition avec le bras mécanique. Pendant le balayage, les images et les positions sont enregistrées par l'échographe. Elles sont transférées au PC à la fin de la séquence.

Le bras mécanique a été entièrement conçu au laboratoire. Nous en maîtrisons donc complètement le fonctionnement et une carte de gestion du bras a été ajoutée à un échographe prototype. Dans cette configuration, la synchronisation est entièrement à la charge de l'échographe qui gère lui-même le bras (fig. 2.3). Durant l'acquisition des données, l'échographe sauvegarde les images et les positions. Le temps de latence du bras mécanique étant très faible, la synchronisation est très précise. L'ensemble des informations (images et positions) est transféré vers l'ordinateur seulement à la fin de la séquence.

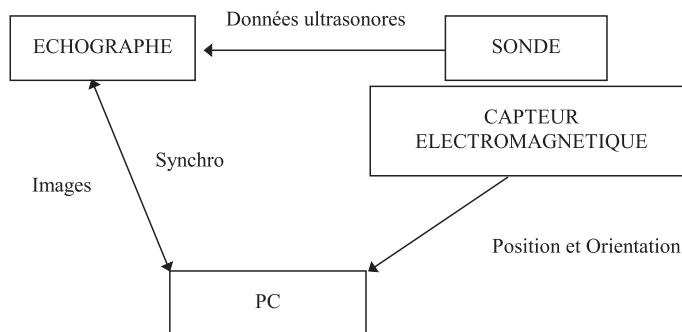


FIG. 2.4 – Schema d'une séquence d'acquisition avec le capteur électromagnétique. Le PC gère la synchronisation du repérage avec les acquisitions des images pendant le balayage.

Le capteur électromagnétique est un système commercial utilisé tel quel. Pour

cette configuration, la séquence d'acquisition est entièrement gérée par l'ordinateur (fig. 2.4). Pour enregistrer une image, il envoie une demande à l'échographe. Celui-ci retourne un accusé de réception à l'instant où commence l'acquisition de l'image suivante. L'ordinateur peut alors récupérer la position de la sonde fournie par le capteur électromagnétique. A la fin de la séquence, les données ultrasonores sont transférées de l'échographe vers l'ordinateur. Celui-ci possède donc les images et les positions de la sonde au début de l'acquisition de chaque image. La synchronisation est ici moins précise puisqu'il faut ajouter les temps de communication (de l'ordre de la milliseconde) et le temps de latence du capteur (quelques millisecondes).

2.2 Le cadre mathématique

La constitution d'une image échographique à partir d'une série de lignes de tir apparaît naturelle. Et il semble tout aussi évident d'obtenir des données tridimensionnelles à partir de plusieurs images échographiques. Il est toutefois nécessaire de décrire l'exploration du volume dans un cadre rigoureux sur lequel on pourra ensuite s'appuyer pour interpréter les données correctement.

On se place désormais dans un espace affine euclidien réel de dimension 3 : $(\mathcal{E}, \mathbb{R}^3)$. L'espace est muni d'un repère orthonormé $\mathcal{R} = (O, e_1, e_2, e_3)$, considéré comme fixe i.e. lié au laboratoire.

Analyse de l'échographe

Le but de l'acquisition est d'obtenir des informations sur certaines propriétés physiques d'une région $\mathcal{V}$ donnée du corps. $\mathcal{V}$ est naturellement bornée de diamètre R . Le volume $\mathcal{V}$ est tel qu'il contient l'organe ou du moins la zone que l'on veut explorer pendant toute la durée de l'examen $t \in [t_0, t_f]$. Compte tenu de la complexité du comportement des ondes ultrasonores, nous nous limiterons à une description simplifiée de l'analyse ultrasonore pour ne pas surcharger le modèle.

Pour explorer $\mathcal{V}$, on utilise donc des ondes ultrasonores. Pour obtenir les informations suivant une ligne de tir, un transducteur émet un signal ultrasonore dans la direction de la ligne puis l'échographe analyse les échos qui reviennent au cours du temps (cf. section 1.1). L'onde interagit de différentes manières avec le milieu où elle se propage : réflexion, diffusion, atténuation ; les signaux recueillis correspondent alors à l'intensité des échos qui reviennent vers la sonde.

La position des différents transducteurs de la sonde est connue précisément. Comme on suppose que l'onde se propage en ligne droite à vitesse constante, le temps écoulé depuis l'émission du signal permet de remonter à la position. L'intensité de l'écho reçu à un instant donné correspond alors à une position connue sur la ligne de tir.

On suppose donc qu'il existe une fonction qui représente la grandeur physique que l'appareil détecte :

$$\begin{aligned} I : \quad \mathcal{E} \times \mathbb{R} &\longrightarrow \mathbb{R} \\ (M, t) &\longmapsto I(M, t) = \text{intensité de l'écho renvoyé par le point } M \\ &\quad \text{à l'instant } t \end{aligned}$$

Cette fonction possède deux variables : la position et le temps. Analyser le milieu à un instant t donné consiste à récupérer toutes les informations nécessaires pour connaître la fonction $I_t \equiv I(\cdot, t)$.

Echantillonnage

La plupart des échographes sont maintenant numériques et échantillonnent la ligne de tir de manière discrète uniforme. C'est le cas de l'échographe que nous utilisons. Dans la suite nous supposons donc que l'échographe récupère N_1 échantillons pour chaque ligne de tir : I_i , $0 \leq i < N_1$ avec $I_i \in \mathbb{R}$. Chaque valeur I_i correspond à l'intensité d'un écho qui a été réfléchi à la position X_i i.e. à une profondeur $ic\Delta_t/2$ sur la ligne de tir où c est la vitesse de propagation de l'onde (1540 m/s) et Δ_t est déterminé par la fréquence d'échantillonnage de l'échographe. La position est donc repérée par rapport au transducteur qui émet l'onde ultrasonore.

Pour obtenir les images bidimensionnelles, on analyse les échos suivant plusieurs lignes de tirs dans un plan donné. L'image est ensuite reconstruite à partir des points échantillonnés le long de chaque ligne. Soit N_2 , le nombre de lignes ultrasonores. La position de chaque point échantillonné sur une ligne de tir est obtenue en convertissant le temps écoulé en distance parcourue. Mais pour connaître la position de chaque point de l'image par rapport à la sonde, il faut aussi connaître la position des lignes.

Chaque ligne est modélisée par une demi-droite affine $\mathcal{D}_j$, $0 \leq j < N_2$, paramétrée par son origine $T_j \in \mathcal{E}$ et sa direction $\mathbf{d}_j \in \mathbb{R}^3$. Leur position dépend des caractéristiques physiques de la sonde (nombre et emplacement des transducteurs) mais également des réglages de l'échographe, qui interviennent sur la forme de l'onde ultrasonore. Les lignes de tir sont alors connues dans un repère $\mathcal{R}_{\text{sonde}}$ lié à la sonde. Dans ce repère, elles sont incluses dans un seul plan : le plan d'acquisition Π d'équation $z = 0$. Lorsque la sonde est fixe durant l'acquisition, Π est également un plan dans le repère fixe $\mathcal{R}$.

La visualisation du plan de coupe est donc obtenue par l'échantillonnage des valeurs I_{ij} , $0 \leq i < N_1$, $0 \leq j < N_2$ aux points X_{ij} . Les coordonnées du i^{e} point de la j^{e} ligne X_{ij} sont connues dans le repère $\mathcal{R}_{\text{sonde}}$ (fig. 2.5) :

$$(2.1) \quad X_{ij} = T_j + \frac{1}{2}ic\Delta_t \mathbf{d}_j$$

On appellera f_{image} la fonction qui, aux couples (i, j) , fait correspondre les coordonnées de X_{ij} dans $\mathcal{R}_{\text{sonde}}$:

$$(2.2) \quad \begin{aligned} f_{\text{image}} : [0, N_1[\times [0, N_2[&\longrightarrow \mathbb{R}^3 \\ (i, j) &\longmapsto (x_{X_{ij}}, y_{X_{ij}}, 0) \end{aligned}$$

Lorsque la sonde est courbe, la fonction f_{image} réalise ainsi la conversion des coordonnées polaires en coordonnées cartésiennes.

Pour les données tridimensionnelles, on récupère une série de plans échographiques Π_k , $0 \leq k < N_3$. Il faut ensuite reconstruire l'information à partir des points échantillonnés suivant chaque ligne de tir de chaque plan échographique. Avec N_3 images, on a donc les $N_1 \times N_2 \times N_3$ valeurs I_{ijk} , $0 \leq i < N_1$, $0 \leq j < N_2$, $0 \leq k < N_3$ échantillonnées aux points X_{ijk} , les positions de X_{ijk} étant connues dans le repère

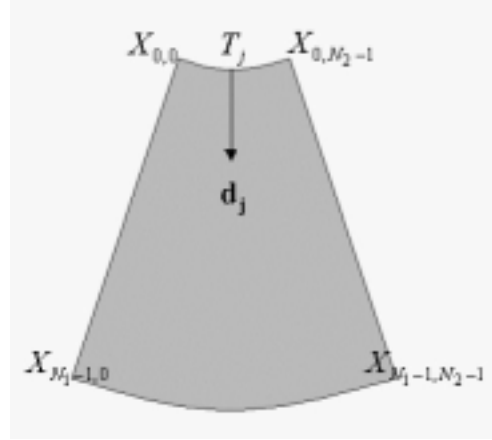


FIG. 2.5 – Echantillonnage de la sonde suivant les points $X_{i,j} = T_j + \frac{1}{2}ic\Delta_t \mathbf{d}_j$

$\mathcal{R}_k$ lié à la sonde lors de l'acquisition de la k^e image échographique. On doit alors déterminer ces positions dans le repère fixe $\mathcal{R}$.

On suppose que la sonde est fixe lors de l'acquisition du k^e plan échographique. Le k^e plan d'acquisition Π_k est alors un plan affine. On a donc besoin de la transformation f_k qui réalise le passage entre le repère $\mathcal{R}_k$ lié à la sonde et le repère fixe $\mathcal{R}$ lié au laboratoire (fig. 2.2). Pour les balayages automatiques, f_k est connue à l'avance puisque les positions des plans d'acquisition sont prédéterminées. Pour les balayages manuels, f_k est fourni par le système de repérage. Les coordonnées de X_{ijk} dans le repère $\mathcal{R}$ sont alors $f_k \circ f_{\text{image}}(i,j)$.

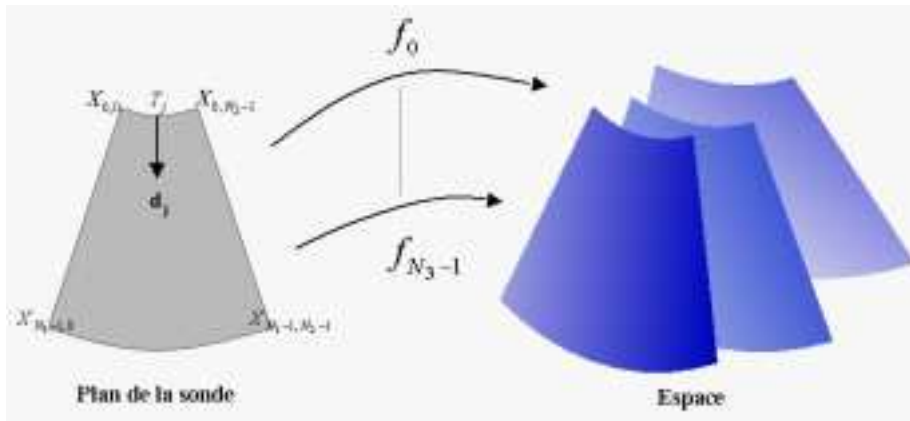


FIG. 2.6 – Les fonctions f_i de changement entre le repère lié à la sonde et le repère de référence

Données recueillies

L'ensemble des points échantillonnés est donc :

$$\{X_{ijk} = (f_k \circ f_{\text{image}}(i,j))_{\mathcal{R}}, \quad 0 \leq i < N_1, 0 \leq j < N_2, 0 \leq k < N_3\}$$

et la valeur recueillie au point X_{ijk} est :

$$(2.3) \quad I_{ijk} = I(X_{ijk}, t_{ijk})$$

où t_{ijk} est l'instant où l'onde ultrasonore émise pour la j^e ligne de tir, avec la sonde dans la k^e position atteint le point X_{ijk} . Par conséquent, si l'on commence l'acquisition de la k^e image à l'instant t_k , on a :

$$(2.4) \quad t_{ijk} = t_k + j\Delta_{\text{ligne}} + i\Delta_t$$

où $1/\Delta_t$ est la fréquence d'échantillonnage, et Δ_{ligne} la durée d'une ligne ultrasonore. Le problème de l'exploration se réduit donc à approcher la fonction I_{t_0} à un instant t_0 donné, à partir des valeurs I_{ijk} et des positions X_{ijk} .

2.3 Hypothèses

Le modèle mathématique précédent pose donc l'acquisition des données tridimensionnelles en termes de problème d'échantillonnage irrégulier dans l'espace. Pour aboutir à ce modèle, différentes hypothèses sont nécessaires aussi bien sur l'analyse effectuée par l'échographe que sur les mesures de positions ou les mouvements dans la région étudiée $\mathcal{V}$.

Dans cette section, nous précisons chacune de ces hypothèses plus ou moins implicite et nous estimons leurs conséquences sur le modèle mathématique présenté. Les ordres de grandeurs donnés correspondent à l'utilisation d'une sonde courbe ou linéaire de fréquence comprise entre 3 et 7 Mhz.

2.3.1 Localisation

Hypothèse 1 *Il existe un réel $\rho \ll R$ tel que, pour tout $M \in \mathcal{E}$ la valeur de $I(M, t)$ dépend uniquement des propriétés du voisinage $B_{\mathcal{E}}(M, \rho)$ à l'instant t .*

On rappelle que R est le diamètre du volume $\mathcal{V}$ analysé. ρ représente la résolution i.e. les détails les plus fins sont de taille supérieure à ρ . On cherche en général à avoir ρ aussi faible que possible pour pouvoir représenter le plus possible de détails. Soit $t \in \mathbb{R}$ fixé, on rappelle que I_t est définie par :

$$(2.5) \quad \begin{array}{lll} I_t : & \mathcal{E} & \longrightarrow \mathbb{R} \\ & M & \longrightarrow I_t(M) = I(M, t) \end{array}$$

Pour être précis, les valeurs échantillonnées $I_{i,j,k}$ permettent de déterminer une approximation $\tilde{I}_t$ de I_t . En première approximation, $\|d\tilde{I}_t\|$ est bornée par une valeur proportionnelle à $1/\rho$. Plus ρ est petit, plus les variations de $\tilde{I}_t$ peuvent être importantes et plus l'approximation de I_t est précise.

La valeur de ρ va tout d'abord dépendre des performances de l'échographe. Considérons deux cibles ponctuelles séparées d'une distance δ . On définit la résolution de l'échographe comme la valeur minimale de δ pour laquelle les deux cibles peuvent être distinguées sur l'image ultrasonore [48, 49, 68, 122]. L'orientation de la sonde par rapport aux cibles intervient ici de façon importante. Les images échographiques présentent en effet des résolutions très variables suivant trois directions privilégiées : direction axiale, latérale et transversale (fig. 2.7).

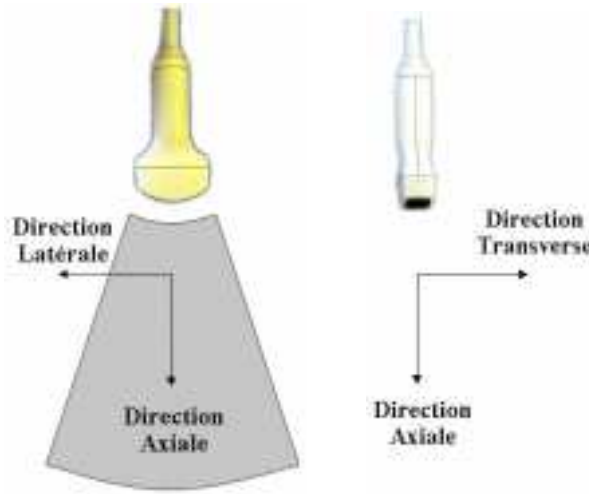


FIG. 2.7 – L'image échographique présente trois directions privilégiées pour la résolution : direction axiale, latérale et transverse.

La résolution axiale δ_a : c'est la résolution le long d'une ligne de tir donc le long de la demi-droite $(T_j, \mathbf{d}_j)$. Elle dépend principalement de la bande de fréquence de l'onde émise et donc de la fréquence centrale. Elle est de l'ordre du demi-millimètre pour les fréquences qui nous intéressent.

La résolution latérale δ_l : mesurée dans la direction qui est orthogonale à la ligne de tir et incluse dans le plan d'acquisition de la sonde. Elle dépend de nombreux paramètres : fréquence, type de sonde, réglages de la focalisation, ... ainsi que de la profondeur. Elle est de l'ordre de quelques millimètres.

La résolution en élévation (ou transversale) δ_e : dans la direction orthogonale au plan de la sonde. Elle dépend principalement des caractéristiques des transducteurs et, comme δ_l , de la profondeur. Elle peut varier de quelques millimètres à 1 cm. La résolution la plus fine est obtenue par des sondes annulaires pour lesquelles $\delta_l = \delta_e$.

Dans une image, la valeur $I_{i,j}$ dépend donc des caractéristiques d'un voisinage $f_k(v_i)$ où v_i est un voisinage de $X_{i,j}$. v_i est une sorte d'ellipsoïde dont les axes principaux sont les directions privilégiées et les demi-valeurs aux axes varient en fonction de la profondeur : $\delta_a, \delta_l(i), \delta_e(i)$. La résolution de l'échographe n'étant pas isotrope, on pourrait définir comme valeur de la résolution ρ la plus grande des valeurs :

$$\rho = \max_{0 \leq i < N_1} \{\delta_a, \delta_l(i), \delta_e(i)\}$$

Ainsi validerait-on presque l'hypothèse 1 : $I(M, t)$ dépend effectivement des propriétés de $B_{\mathcal{E}}(M, \rho)$. Mais la valeur de ρ devient beaucoup trop importante (de l'ordre du centimètre), elle ne vérifie plus $\rho \ll R$. Le niveau de détails que l'on cherche dans les données échographiques tridimensionnelles est en effet beaucoup plus fin (de l'ordre de quelques millimètres).

Dans la pratique cette hypothèse ne sera donc pas vérifiée globalement mais peut l'être localement, en particulier dans les régions proches des points de focalisation.

Pour plus de détails sur l'influence des paramètres des échographes sur la résolution des images on pourra consulter [114].

La i^e valeur correspond à l'analyse du signal reçu après que l'onde ait parcouru une distance d'environ $2ic\Delta_t$ où c est la vitesse de propagation de l'onde et Δ_t est le pas d'échantillonnage temporel de l'échographe. Elle dépend donc fortement des caractéristiques des différents milieux traversés et pas seulement des caractéristiques locales en v_i . Ainsi peut-on obtenir des problèmes d'ombre acoustique : derrière un milieu fortement échogène, la quasi-totalité de l'énergie de l'onde est réfléchie, les données seront ensuite de très faibles amplitudes. Donc $I_{i,j,k}$ dépend en fait des caractéristiques de :

$$\bigcup_{M \in \Gamma} B_{\varepsilon}(M, \rho)$$

où Γ est le chemin parcouru par l'onde ultrasonore entre le transducteur T_j de la k^e image et le point $X_{i,j,k}$.

2.3.2 Image bidimensionnelle

Hypothèse 2 *L'onde ultrasonore se déplace en ligne droite et l'échantillonnage est spatialement régulier :*

$$(2.6) \quad X_{i,j} = T_j + \frac{1}{2}i\Delta_t c \mathbf{d}_j$$

Malheureusement, l'onde ultrasonore émise par le transducteur en T_j ne se déplace pas purement suivant la direction $\mathbf{d}_j$. Le chemin est beaucoup plus complexe [122] : effets de réverbération, de réfraction, de réflexions multiples, etc. Les caractéristiques que l'on attribue au voisinage v_i du point $X_{i,j}$ peuvent donc provenir d'une région distante de $X_{i,j}$. Ces phénomènes dépendent du milieu traversé par l'onde et leur influence ne peut être quantifiée *a priori*. Ce sont cependant des phénomènes du deuxième ordre qui sont négligés en première approximation.

D'autre part, l'image que l'on obtient est échantillonnée à intervalles de temps Δ_t constants, le long de chaque ligne de tir. Par conséquent, le i^e point de la j^e ligne de tir a pour position $X_{i,j} = T_j + r_i \mathbf{d}_j$. La distance parcourue r_i est définie implicitement par :

$$i\Delta_t = 2 \int_0^{r_i} \frac{1}{c(T_j + u\mathbf{d}_j)} du$$

où $c(M)$ est la célérité de l'onde ultrasonore dans milieu au point M , en supposant que les variations temporelles de la célérité $\partial c / \partial t$ sont négligeables pendant la durée d'acquisition d'une ligne ultrasonore.

Il y a donc deux types d'échantillonnage : un échantillonnage temporel le long de chaque ligne de tir, et un échantillonnage spatial suivant les directions des lignes $\mathbf{d}_j$. On considère cependant que l'échantillonnage est uniquement spatial car on suppose que la vitesse de propagation de l'onde c est à peu près constante (1540 m/s). Dans ce cas, on a en effet $i\Delta_t = 2r_i/c$ et on retrouve l'équation 2.6.

Malheureusement c peut varier de 1440 m/s dans la graisse à 1600 m/s dans les muscles (et plus de 3000 m/s dans les os) [143] soit 6% d'écart. La position des

points $X_{i,j,k}$ est donc connue avec une précision relative comparable. Si l'onde traverse un milieu de 50 mm d'épaisseur, on mesurera sur l'échographe une épaisseur de 53 mm s'il s'agit de graisse et de 48 mm s'il s'agit de muscle. A l'utilisation, les mesures donnent cependant des résultats satisfaisants. Les distances dépassent en effet rarement la dizaine de centimètres. Les écarts maximum ne dépassent donc pas en général quelques millimètres et l'on reste alors dans le domaine de la résolution des images échographiques.

L'hypothèse 2 est en général vérifiée dans les images ultrasonores bidimensionnelles, nous la considérerons donc comme valable pour les données tridimensionnelles.

2.3.3 Mouvements du corps

On cherche à observer l'organe ou les différentes structures présentes dans la région $\mathcal{V}$. Dans l'absolu, on cherche à connaître I_t sur $\mathcal{V}$ i.e. les caractéristiques physiques de la région $\mathcal{V}$ à un instant t . Mais la séquence d'acquisition dure plusieurs secondes. Il faut donc que les tissus à l'intérieur de $\mathcal{V}$ ne bougent pas durant ce temps i.e. que I soit à peu près constant dans le temps :

Hypothèse 3 *Il n'y a pas de mouvement dans la zone que l'on examine pendant l'acquisition des données échographiques.*

Le balayage dure de 3 à 30 secondes suivant les caractéristiques du matériel. Si l'organe bouge, les caractéristiques d'un point M à l'instant t_f , à la fin du balayage, ne seront plus les mêmes qu'au début, à l'instant t_0 . Les variations de I pendant la durée d'une acquisition doivent être faibles :

$$(2.7) \quad \left\| \frac{\partial I}{\partial t} \right\|_{\infty} \cdot |t_f - t_0| \ll 1$$

Il faut donc réduire autant que possible l'un des deux facteurs. Pour réduire la durée de l'acquisition $|t_f - t_0|$, on peut diminuer le temps écoulé entre deux images mais la vitesse de propagation des ondes ultrasonores présente une borne inférieure. Pour une sonde 3,5 MHz avec 256 lignes, il faudra ainsi environ 6 secondes pour recueillir 64 images, ce qui est long par rapport aux battements cardiaques. Mais il devient possible de demander à un patient de retenir sa respiration pour éviter de bouger.

Le deuxième terme $\left\| \frac{\partial I}{\partial t} \right\|_{\infty}$ correspond au maximum des variations de I qui résultent de mouvements des tissus dans la région étudiée $\mathcal{V}$. Si un signal de synchronisation est disponible, il est alors éventuellement possible de corriger les mouvements cycliques. Ainsi l'ECG [1, 98, 126] ou la respiration [1, 65] permettent-ils d'acquérir des données sur le cœur malgré les pulsations.

Malheureusement la synchronisation allonge très nettement la durée de l'acquisition $|t_f - t_0|$: de quelques secondes, elle passe alors à plusieurs dizaines de secondes voire plusieurs minutes. Avec la durée, le risques de mouvements du patient augmente également.

De plus on ne peut pas avoir de synchronisation sur tous les mouvements : si un fœtus bouge un membre durant l'acquisition, la reconstruction tridimensionnelle présentera des artefacts importants. Il est alors nécessaire de faire une nouvelle acquisition.

En pratique, il suffit que le patient ne bouge pas pour que l'hypothèse soit valable. En ce qui concerne la visualisation du cœur ou de vaisseaux sanguins, la synchronisation sur l'ECG permet de corriger les artefacts [29]. Seuls les mouvements du fœtus, sont un réel problème mais les artefacts sont généralement importants, ce qui permet de repérer tout de suite si une erreur s'est produite.

2.3.4 Position de la sonde

Pour reconstruire les données tridimensionnelles, on considère que l'on recueille une série de plans échographiques i.e. que les lignes de tir ultrasonore $\mathcal{D}_j$, pour chaque image k , sont incluses dans un même plan affine Π_k . Pour qu'il en soit ainsi, on suppose donc que :

Hypothèse 4 *Lorsque la sonde est dans la k^e position, elle reste fixe pendant la durée de l'acquisition de la k^e image.*

Lorsque le médecin manipule la sonde, il est évident qu'il y aura des mouvements même très légers. De plus, le mouvement manuel est généralement continu. Il n'y a donc aucune raison pour que l'hypothèse 4 soit vérifiée. Il faut alors estimer l'erreur que l'on commet en posant cette hypothèse.

Supposons que la sonde se déplace à la vitesse $\mathbf{v}$ durant l'acquisition d'une image. f est la transformation permettant de passer du repère lié à la sonde $\mathcal{R}_{\text{sonde}}$ au repère fixe $\mathcal{R}$. Donc, f varie en fonction du temps : $f(t)$. La vitesse d'un point X lié à la sonde dépend alors de sa position lorsque le mouvement a une composante en rotation. Mais dans une première approximation nous considérons que le mouvement entre deux images est une simple translation : tous les points se déplacent à la même vitesse et $df/dt \approx \mathbf{v}$. Le balayage a généralement pour amplitude quelques centimètres et est réalisé en quelques secondes. $\|\mathbf{v}\|$ est donc de l'ordre du cm/s.

L'hypothèse est alors acceptable si les variations de I sont suffisamment faibles durant le temps δ_t que dure l'acquisition d'une image :

$$(2.8) \quad \left\| \frac{\partial I(f(t)X, t)}{\partial t} \right\| \cdot \delta_t < \left\| \frac{\partial I}{\partial t} \right\| \cdot \delta_t + \left\| dI_t(f(t)X) \cdot \frac{df}{dt} \right\| \cdot \delta_t \ll 1$$

Pour valider l'hypothèse 3, on a supposé que la relation 2.7 est vérifiée. De plus, on acquiert une centaine d'images donc on a également $\delta_t \ll |t_f - t_0|$. Il reste alors à satisfaire la condition :

$$(2.9) \quad \|dI_t(f(t)X) \cdot \mathbf{v}\| \ll \frac{1}{\delta_t}$$

Il faut ici tenir compte de la résolution ρ de l'échographe qui limite la précision de l'approximation $\tilde{I}_t$. D'après l'hypothèse 1, les variations de $\|d\tilde{I}_t\|$ sont bornées par K/ρ où K est une constante. Donc on doit avoir :

$$(2.10) \quad \|\mathbf{v}\| \ll \frac{\rho}{K\delta_t}$$

En fait, il faut vérifier que la sonde peut être considérée comme fixe durant l'acquisition d'une ligne ultrasonore et d'une image ultrasonore. La durée d'acquisition d'une ligne ultrasonore est de quelques centaines de μs suivant la sonde et le nombre de focales de l'image. On peut supposer la résolution ρ de l'ordre du millimètre. Le mouvement devrait alors avoir une vitesse de l'ordre de 1 m/s pour être non négligeable. On peut donc considérer que durant l'acquisition d'une ligne ultrasonore, le transducteur est fixe.

Par contre, la durée d'acquisition d'une image est de plusieurs dizaines de millisecondes. Pour se déplacer d'1 mm pendant l'acquisition, la vitesse doit être de l'ordre de 1 cm/s. Dans le cas des méthodes automatiques, le mouvement peut effectivement être arrêté pendant l'acquisition d'une image. Le système de mouvement est souvent intégré dans une sonde spécialisée ; donc l'hypothèse est justifiée si l'utilisateur maintient sa sonde à peu près fixe.

Quand le balayage est réalisé par l'utilisateur, le mouvement est continu et la vitesse du déplacement est de l'ordre de 1 cm/s. L'hypothèse n'est alors plus valable. Des erreurs peuvent donc apparaître dans le positionnement des points échantillonnés.

Résolution non uniforme

Pour déduire la relation 2.10 de la relation 2.9, on a utilisé la résolution de l'échographe. L'échographe possède cependant des directions privilégiées, que l'on peut prendre en compte pour affiner l'étude. Si l'on revient à la majoration 2.9, que l'on exprime dans un repère lié à la sonde suivant les directions de résolution (axiale, latérale et transverse), on a :

$$(2.11) \quad \|(dI_t)_{\text{axiale}} v_{\text{axiale}} + (dI_t)_{\text{latérale}} v_{\text{latérale}} + (dI_t)_{\text{transverse}} v_{\text{transverse}}\| \ll \frac{1}{\delta_t}$$

Pour un balayage manuel, le direction du mouvement est le plus souvent la direction transverse : $v_{\text{transverse}} \gg v_{\text{axiale}}, v_{\text{latérale}}$. Dans le membre de gauche de la majoration 2.11, le terme à minimiser est donc $|(dI_t)_{\text{transverse}} v_{\text{transverse}}|$. Le choix de la direction de balayage influe alors sur la qualité des données tridimensionnelles [116] : lorsque l'on étudie une structure précise, la direction de balayage doit être de préférence la direction pour laquelle la structure présente le moins de variations. Dans ce cas, on a en effet $\|(dI_t)_{\text{transverse}}\|$ faible. Pour visualiser une structure tubulaire (un vaisseau sanguin par exemple), il est ainsi plus judicieux de balayer dans la direction du vaisseau (fig. 2.8).

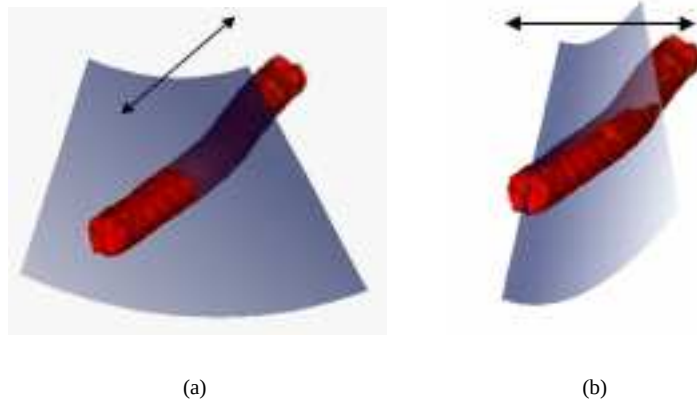


FIG. 2.8 – Un balayage suivant la direction de l'axe du vaisseau (a) donne des données tridimensionnelles seront de meilleure qualité qu'un balayage dans la direction orthogonale (b).

Ce choix de la direction transverse est de plus très adapté aux résolutions de l'échographe. Lorsque la résolution est ρ , on a vu que les variations de la fonction $d\tilde{I}$ sont

bornées en K/ρ . Si l'on tient compte des résolutions axiale, latérale et transverse qui peuvent être très différentes ($\rho_{\text{axiale}} < \rho_{\text{latérale}} < \rho_{\text{transverse}}$), on a :

$$(2.12) \quad K \left(\frac{|v_{\text{axiale}}|}{\rho_{\text{axiale}}} + \frac{|v_{\text{latérale}}|}{\rho_{\text{latérale}}} + \frac{|v_{\text{transverse}}|}{\rho_{\text{transverse}}} \right) \ll \frac{1}{\delta_t}$$

Le rapport de la composante de la vitesse sur la résolution doit donc être faible pour chaque direction. On peut considérer que les résolutions ρ_{axiale} et $\rho_{\text{latérale}}$ sont de l'ordre du millimètre. Donc, pour exploiter au mieux la résolution de l'échographe, les composantes v_{axiale} et $v_{\text{latérale}}$ doivent être très inférieures à 1 cm/s, ce qui est tout à fait compatible avec un mouvement dans la direction transverse. La condition se résume alors à :

$$(2.13) \quad v_{\text{transverse}} \ll \frac{\rho_t}{K \delta_t}$$

Comme la résolution transverse est moins bonne pour les sondes à balayage électronique, la vitesse dans cette direction $v_{\text{transverse}}$ peut être plus importante. Intuitivement, la résolution étant moindre, il y a un effet de lissage des données dans la direction transverse. Donc la fonction $\tilde{I}$ présente des variations d'intensité moins brutales. Les conséquences d'une erreur de positionnement sont alors moins importantes que dans les autres directions.

La validité de l'hypothèse devient donc plus probable même si elle n'est pas complètement assurée. En fait, le mouvement reste un peu trop rapide et il faudrait envisager de repérer la position de chaque ligne ultrasonore. Mais cela exige une synchronisation parfaite et un accès aux données brutes pour pouvoir repérer la position non pas de la sonde mais de chaque ligne ultrasonore.

En fait, si la vitesse est à peu près constante durant le balayage, les erreurs se traduiront par un léger défaut d'orthogonalité.

2.3.5 Synchronisation avec le système de repérage

Le système de repérage fournit la transformation f qui permet de passer des coordonnées du repère lié à la sonde $\mathcal{R}_s$ au repère fixe $\mathcal{R}$. Mais la précision du système est limitée. La position des points échantillonnés $X_{i,j}$ est donc déterminée avec certaines erreurs. Toutefois, la précision des systèmes utilisés est généralement suffisante. Ce point sera abordé plus en détail dans la deuxième partie de la thèse.

Aux erreurs de repérage s'ajoutent les problèmes de synchronisation. Il faut en effet tenir compte de la latence de l'appareil de mesure mais également des instants d'acquisition des données ultrasonores. Soit $\mathbf{v}$ est la vitesse de déplacement de la sonde, δ_{latence} la latence du système de repérage et δ_{image} la durée d'acquisition d'une image. Si l'on ne sait pas exactement quand l'échographe débute l'acquisition d'une image, le temps que l'on met pour obtenir la position après le début d'acquisition de la trame peut atteindre $\delta_{\text{image}} + \delta_{\text{latence}}$. L'erreur maximale de position est alors de $(\delta_{\text{latence}} + \delta_{\text{image}} \|\mathbf{v}\|)$ i.e. de l'ordre du millimètre suivant la vitesse de déplacement de la sonde.

[Schema sur la synchronisation]

L'échographe utilisé ayant été développé au laboratoire, nous pouvons nous synchroniser très précisément avec le début de l'acquisition de chaque image comme nous l'avons décrit dans la section 2.1. De ce point de vue, la synchronisation avec le bras

mécanique est la plus précise puisque qu'elle est réalisée directement par l'échographe et que le temps de latence du bras est extrêmement faible.

Il n'en va pas de même des systèmes qui utilisent une simple carte de numérisation vidéo pour transformer des échographes en systèmes tridimensionnels. Il leur faut en effet synchroniser non plus deux mais trois appareils : l'échographe, le système de repérage et la carte de numérisation. La carte peut généralement atteindre des fréquences de 30 images/s mais la fréquence image de l'échographe varie en fonction des réglages (en particulier le nombre de focales et la profondeur d'exploration). Comme de plus l'échographe fournit rarement des signaux de synchronisation sur les débuts d'acquisition d'image, les erreurs peuvent être encore plus importantes : on peut ainsi faire une mesure de position en récupérant une image qui ne correspond pas à l'image acquise mais à l'image précédente. Certaines méthodes permettent toutefois d'estimer la latence des différents systèmes et de réduire en partie les décalages [62, 99].

2.3.6 Déformations

Comme pour tout système de mesure physique, l'appareil interagit avec le milieu étudié, ce qui induit inévitablement des erreurs de mesure. Compte tenu de la grande différence d'impédance acoustique entre l'air et les tissus, la sonde échographique doit rester en contact avec la peau. Même s'il utilise un gel, l'opérateur doit appliquer une certaine pression pour assurer le contact. La région $\mathcal{V}$ étudiée subit alors une déformation dans la direction axiale de la sonde, déformation qui varie au fur et à mesure que l'utilisateur déplace la sonde (fig. 2.9).

Pour compenser une telle erreur, il faudrait, en premier lieu, pouvoir estimer l'intensité de la pression appliquée par l'utilisateur. Mais il faudrait aussi connaître *a priori* le milieu étudié pour compenser suivant les propriétés d'élasticité des différentes zones. Actuellement, cela semble difficilement faisable pour des examens de routine. Un tel outil est cependant possible dans une optique de simulation. Une application a ainsi été développée pour former à la détection des thromboses veineuses des membres inférieurs [54].

Il faut cependant noter que la déformation diminue avec la profondeur. On ne pourra donc pas se fier à la reconstruction des couches superficielles de l'épiderme mais l'influence sur des objets un peu plus profonds est nettement moindre.

Enfin, il faudrait également tenir compte des imperfections techniques de l'échographe. Le signal reçu par l'échographe est perturbé par différents bruits (électronique, quantification, ...) qui dépendent de nombreux paramètres. Mais les conséquences de cette approximation sont généralement négligeables par rapport aux autres sources d'erreur.

2.4 Conclusion

La modélisation de l'acquisition des données ultrasonores est soumise à un certain nombre d'hypothèses (localisation, image bidimensionnelle, mouvements du corps, etc.), que ce chapitre les décrit en détails. Si l'on voulait qu'elles soient toutes variables, il faudrait limiter les données tridimensionnelles à une résolution de plusieurs millimètres voire supérieure au centimètre.

Pourtant l'échographie 3D permet d'atteindre des résolutions de l'ordre du millimètre. En effet, les hypothèses sont souvent à la limite de la validité. Si toutes les

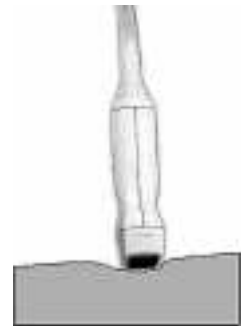


FIG. 2.9 – En appuyant la sonde, les couches superficielles sont déformées localement

sources d'erreur se cumulaient, la précision serait effectivement très grossière. Mais elles ont plutôt tendance à se compenser, créant des zones plus floues là où les hypothèses ne sont plus vérifiées.

L'hypothèse la plus gênante est l'hypothèse 1 : l'information que l'on attribue à un point P , n'est pas le reflet des propriétés physiques du milieu autour de P mais le résultat des interactions de l'ensemble du chemin parcouru par l'onde ultrasonore entre le transducteur et P .

Il faut donc considérer la valeur recueillie non pas isolément mais dans son contexte i.e. par rapport à l'ensemble de l'image. Si l'on acquiert deux images d'une même zone mais sous des incidences très différentes, les valeurs échantillonnées pour un même point P peuvent être aussi très différentes. Certains systèmes [1, 55, 120] utilisent cette propriété pour améliorer le signal ultrasonore en réalisant des acquisitions sous plusieurs angles.

Cette hypothèse est toutefois la principale limitation de l'échographie. Elle rend l'examen subjectif car dépendant de l'interprétation de l'opérateur. Elle n'est donc pas spécifique au 3D. Il est alors important de savoir, lorsque l'on examine les données 3D, où se trouvait la sonde pendant l'acquisition. L'interprétation de la valeur en un point n'est donc pas toujours simple et actuellement, il semble difficile de l'effectuer automatiquement sans informations *a priori* fortes. L'exploitation des données 3D doit alors se baser sur l'interprétation de l'utilisateur.