

GBM6700

Reconstruction 3D de la colonne vertébrale à partir d'images ultrasons

Paul-Elian Tabarant

14 décembre 2018

Table des matières

1	Introduction	2
2	Méthodes d'acquisition	2
2.1	Construction de l'image 2D	3
2.2	Suivi des positions de la sonde	4
3	Limites de précision à l'acquisition	5
3.1	Profil de surface de l'objet scanné	6
3.2	Réflexions au niveau de l'objet d'intérêt	6
3.3	Phénomènes liés au patient	8
4	Reconstruction 3D à partir de l'acquisition	8
4.1	Passage à trois dimensions	8
4.2	Génération d'une grille de voxels	9
4.3	Génération de surfaces	11
5	Résultats	13
5.1	Influence des techniques d'acquisition	13
5.2	Influence des méthodes de reconstruction	14
5.3	Évaluation de l'état d'une scoliose chez un patient	15
6	Discussion	16
7	Conclusion	17

1 Introduction

Les ondes acoustiques, notamment ultrasoniques, ont des propriétés intéressantes qui peuvent être exploitées pour imager la structure interne d'objets divers. Le domaine médical l'utilise depuis plusieurs décennies dans une multitude de contextes. Cette revue littéraire se focalise en particulier sur l'utilisation des ultrasons pour la reconstruction 3D de la colonne vertébrale d'un patient.

La visualisation interne du tronc d'une personne possédant une anomalie vertébrale a des enjeux majeurs dans le traitement des scolioses par des corsets ainsi que dans le guidage d'opérations sur un ou plusieurs vertèbres. Pour le premier, on se contente d'obtenir un résultat fidèle à la structure interne réelle afin d'extraire un certain nombre d'indicateurs qui permettront au professionnel de santé de dimensionner un corset rectifiant les déviations observées. Dans le second cas, des contraintes temps réel apparaissent ainsi qu'une nécessité de visualiser deux catégories d'objets de nature totalement différente, les vertèbres du patient et les outils du chirurgien.

Afin d'explorer les possibilités offertes par la reconstruction 3D de la colonne vertébrale à partir d'images ultrasons, nous commencerons par étudier les techniques d'acquisition actuelles permettant d'obtenir des images 2D de plans transversaux à l'intérieur du tronc de la personne. La corrélation entre les pixels des différents scans et la reconstruction globale dans l'espace 3D que l'on souhaite obtenir sera ensuite présentée. Enfin, cette revue propose un aperçu des algorithmes permettant de générer une surface en trois dimensions à partir de la grille 3D de voxels issue de la reconstruction.

Des résultats expérimentaux ont été établis à partir de patients ainsi que de modèles synthétiques de structures osseuses afin d'évaluer la qualité d'une reconstruction basée sur une acquisition ultrasonique. Certains d'entre-eux seront mis en évidence avant de discuter de manière plus générale du potentiel de cette technologie dans le futur des traitements des anomalies de la colonne vertébrale.

2 Méthodes d'acquisition

Le matériel utilisé pour déterminer la structure interne d'un corps par ultrasons se base sur un simple couple constitué d'un émetteur et d'un récepteur fixes. Après émission de l'onde ultrasonique à travers le corps du patient, on étudie le signal réfléchi en fonction du temps. L'amplitude de ce signal à un instant t donne une information corrélée à l'impédance acoustique de la zone ponctuelle de profondeur z associée, ces deux grandeurs étant reliées par la vitesse de l'onde acoustique.

Les sondes couramment utilisées dans le domaine médical se composent d'une rangée rectiligne de transducteurs à ultrasons. La mesure s'effectue ensuite en

utilisant la méthode de *Full Matrix Capture* consistant à émettre à tour de rôle sur chaque transducteur et évaluée l'amplitude du signal reçu au niveau de l'ensemble des récepteurs. Cela permet d'obtenir une image dont la résolution est limitée par la longueur d'onde des signaux émis. En réalité, il s'agit souvent d'un compromis entre résolution élevée et profondeur maximale de pénétration des ondes dans le milieu, les deux critères variant dans le sens opposé avec la longueur d'onde. Augmenter la fréquence acoustique donnera une meilleure résolution, mais le scan sera capable de restituer l'intérieur du tronc avec une profondeur plus restreinte.

2.1 Construction de l'image 2D

À partir des valeurs d'amplitude à la réception au niveau de l'ensemble des récepteurs et ceci pour chaque émetteur, l'algorithme de *Total Focusing Method* (*TFM*) permet de générer une image 2D du plan de coupe associé aux positions relatives de la sonde et du tronc du patient. En considérant indépendamment chaque pixel (x, y) de l'image du plan, son intensité est déterminée par la relation suivante [2].

$$I(x, y) = \sum_{i,j=1}^N S_{i,j} (T_{i(x,y)} + T_{j(x,y)})$$

- $S_{i,j}$: amplitude du signal au niveau du récepteur j à l'instant de l'écho correspondant au pixel (x, y) sachant que l'onde a été émise au niveau du transducteur i
- $T_{i,j(x,y)}$: temps de parcours de l'onde entre l'émetteur i et le récepteur j en passant par le pixel (x, y) selon le principe de Fermat (chemin le plus court)

L'utilisation de l'ensemble des transducteurs dans le calcul de l'intensité d'un pixel pose cependant un problème au niveau de l'image résultante. En effet, la pondération de l'intensité du pixel en (x, y) par les temps de trajet ne tient pas compte du fait que d'autres points de l'image ont un temps de trajet équivalent (cf. figure 1) et sont associés à une amplitude de signal importante en raison des émissions secondaires des rayons ultrasonores au niveau de chaque transducteur.

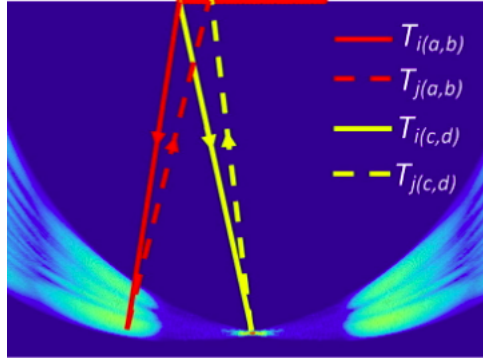


FIGURE 1 – Temps de trajet de l'onde et formation de lobes secondaires [2]

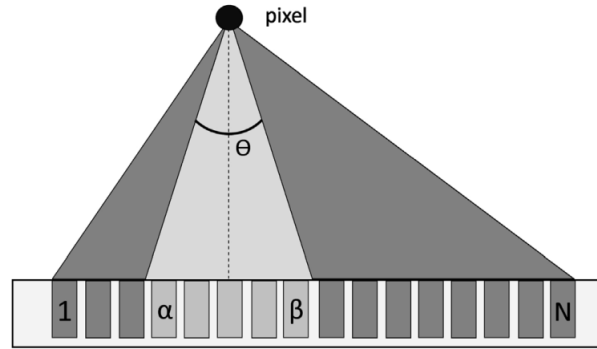


FIGURE 2 – Schéma du principe de l'ouverture synthétique [2]

Pour restreindre les phénomènes indésirables liés à la formation de lobes secondaires, la méthode *SAFT* (*Synthetic Aperture Focusing Technique*) propose de limiter l'ouverture du capteur au niveau de chaque pixel à un angle θ fixé préalablement (cf. figure 2). Le calcul est le même que précédemment, sauf qu'il est effectué sur le sous-ensemble de transducteurs inclus dans l'intervalle $[\alpha, \beta]$ défini par l'angle d'ouverture θ .

2.2 Suivi des positions de la sonde

La reconstruction de la structure interne du corps du patient implique la combinaison de plusieurs plans situés dans l'espace 3D. Pour ce faire, un système de positionnement basé sur des données de translation et d'inclinaison est généralement mis en oeuvre.

Deux choix s'offrent à l'utilisateur. La solution la plus flexible et abordable consiste à intégrer un capteur mobile sur la sonde associé à un récepteur fixe

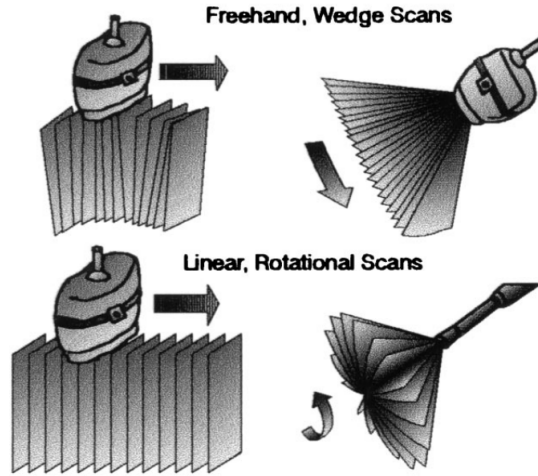


FIGURE 3 – Trajectoires de scan manuel [6]

dont la position est connue par rapport à l'espace 3D de la reconstruction. Le professionnel parcourt ensuite la zone à sonder avec une trajectoire arbitraire (cf. figure 3. Dans ce cas de figure, un calibrage s'impose entre le placement du capteur sur la sonde et le repère du plan d'acquisition. Kerr et al. [3] proposent de prendre le transducteur central de la sonde comme origine de ce repère.

Les solutions de positionnement aujourd'hui employées au quotidien sont souvent électromagnétiques, acoustiques ou optiques et permettent d'atteindre des précisions de l'ordre du millimètre en 3D, avec une orientation précise à 0.5° près d'après Dewi et al. [1].

Pour une précision optimale, il est en revanche préférable de manipuler un robot dont les mouvements sont parfaitement déterminés par la trajectoire configurée préalablement. Utiliser des scanners avec capteur de position intégrée permet aussi d'éliminer les erreurs possibles sur le changement de repère entre la sonde et le capteur de position. Enfin, si l'on souhaite imager en temps réel une région en 3D, on peut aussi utiliser des matrices 2D de transducteurs à ultrasons. L'acquisition se fait alors sur un ensemble de plans 2D en parallèle. Ces dispositifs sont en revanche beaucoup plus coûteux.

3 Limites de précision à l'acquisition

Étant donnée l'incertitude liée aux caractéristiques physiques de la région scannée ainsi que le profil de surface de l'interface entre l'air et l'intérieur du corps du patient, des erreurs peuvent être introduites par le milieu d'acquisition. De plus, le patient n'est pas forcément immobile.

3.1 Profil de surface de l'objet scanné

Le problème qui se pose souvent dans l'imagerie non intrusive de structure interne est que l'interface entre l'extérieur de l'objet (air ambiant) et sa structure interne n'est pas forcément plane. Il n'est donc pas trivial d'évaluer le temps de parcours de l'onde depuis la sonde jusqu'à un point donné à l'intérieur du patient [5]. Pour pallier ce problème, il est possible d'effectuer un premier scan US pour évaluer la géométrie de cette surface avant de procéder au scan interne et ensuite appliquer le principe de Fermat du plus court chemin d'onde pour chaque point de l'intérieur de l'objet.

La géométrie de cette surface influe aussi directement sur la fidélité de sa propre reconstruction. Il est important de souligner que des erreurs dans l'évaluation du profil de surface entraînent des erreurs considérables sur l'évaluation de la structure interne par la suite.

Malkin et al. [5] ont notamment mis en évidence la fait qu'un gradient de surface localement élevé réduit la précision de l'imagerie de la structure sous-jacente. Au-delà du simple problème de précision des positions restituées, un gradient élevé aura aussi tendance à réduire le contraste entre les éléments d'intérêt et le reste de l'image, rendant la reconstruction interne moins fidèle.

Malgré la précision accrue des systèmes de guidage de sonde robotisés, il peut néanmoins être plus difficile d'explorer des zones complexes en raison des limitations physiques du robot lui-même. L'ensemble des positions atteignables par un système guidé est en effet plus limité que lors d'une manipulation manuelle bien que suffisante pour la plupart des applications [8].

3.2 Réflexions au niveau de l'objet d'intérêt

Il ne faut pas oublier que les rayons émis par les sondes à ultrasons ne sont pas parfaitement unidirectionnels en raison des dimensions de l'émetteur. On a donc des rayons supplémentaires émis dans d'autres directions avec la diffraction. Si la surface est suffisamment spéculaire (réflexions simples selon la symétrie de la normale à la surface), les rayons seront déviés avec peu de probabilité de rencontrer un autre récepteur mais si la surface a un caractère diffus non négligeable, des artefacts vont apparaître. C'est notamment le cas au niveau des zones à courbure élevée (angle d'un cube par exemple) comme mis en évidence sur la figure 4.

Dans l'exemple d'un cube, cela va se traduire par des coins faussement "prolongés" sur les résultats du scan 3D. Ce phénomène diffère de celui des lobes secondaires où il s'agit plutôt d'émetteurs "bavant" sur d'autres récepteurs. Ici, les émissions d'un récepteur influent sur ce même récepteur à cause de la réflexion diffuse de l'objet scanné.

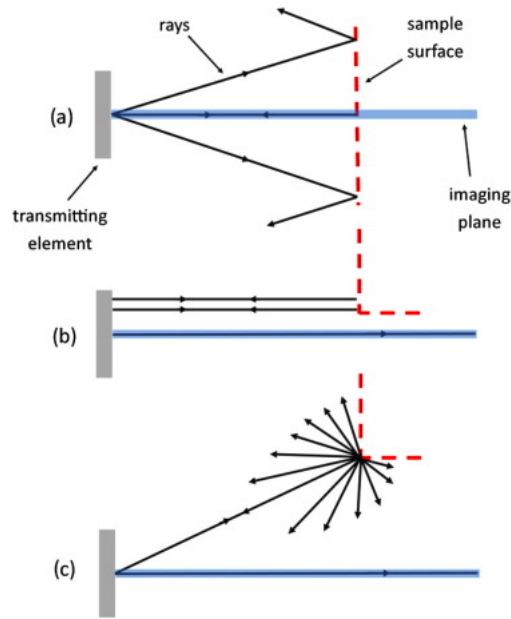


FIGURE 4 – Réflexions spéculaires et diffuses à l'interface entre deux milieux [2]

On rencontre un nouveau problème face à des surfaces à courbure sphérique non négligeable. Lorsqu'on emploie une technique d'acquisition se basant sur le temps minimal de trajet des rayons pour la reconstruction (pour des mêmes coordonnées X, Y détectées, on considère uniquement le point restitué avec le plus petit temps de trajet, qui doit correspondre au plus proche de la sonde), on obtient des distorsions. Ces distorsions sont dues aux émissions secondaires de la sonde, qui faussent la mesure à cause des rayons rencontrant la sphère avec une incidence proche de 90° . Le "vrai" point à sonder est quand à lui dévié des récepteurs à cause de la courbure de la sphère.

SAFT permet aujourd'hui d'obtenir des résultats comparables au standard de scan de surfaces actuel (CT). Les améliorations sont particulièrement visibles pour les surfaces planes. Il convient de prendre une ouverture beaucoup plus faible que dans le cas de la TFM. Si les résultats obtenus dans l'étude [2] nous indiquent quelques limites sur les surfaces spéculaires incurvées et les coins à courbure très élevée, il faut savoir que les structures osseuses sont beaucoup plus complexes et beaucoup moins spéculaires. Cela réduit les effets exposés dans l'article, qui correspondent à un cas extrême amplifiant considérablement ces effets.

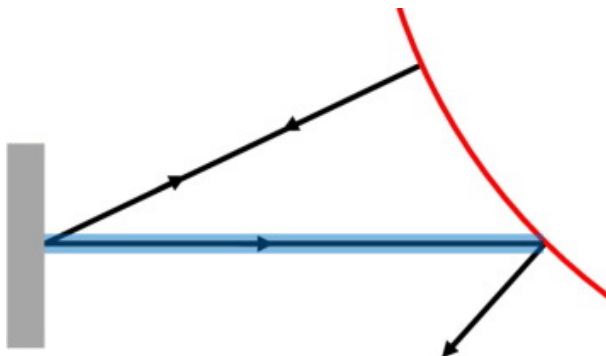


FIGURE 5 – Réflexion spéculaire sur une surface à courbure importante [2]

3.3 Phénomènes liés au patient

L'autre problème est que le patient peut éventuellement bouger pendant l'acquisition des différents plans 2D. Il faut donc trouver un moyen de compenser ces mouvements. [6] effectue par exemple un scan vertical de la colonne en demandant au patient de retenir sa respiration pendant toute la durée de déplacement de la sonde et l'allonge à plat ventre sur un lit pour limiter les mouvements potentiels.

4 Reconstruction 3D à partir de l'acquisition

À partir des données issues des différents scans et du suivi de la position de la sonde, la reconstruction s'effectue en deux étapes principales. La première est de faire correspondre à chaque pixel 2D d'un scan une position réelle en 3 dimensions dans l'espace du volume de reconstruction. Des traitements ultérieurs pourront ensuite être appliqués pour traiter le résultat et le présenter de la manière la plus fidèle possible à la réalité de la zone scannée.

4.1 Passage à trois dimensions

Il est important de remarquer que les plans d'acquisition sont, dans un premier temps, associés au repère de la sonde elle-même. Les changements de repère à appliquer dépendent de la méthode et des instruments utilisés. Une synchronisation temporelle entre les données issues des scans et le suivi de la position doit aussi être opérée de manière à ce que chaque scan soit associé à la position effectivement relevée à l'instant de son acquisition. Le cas d'une acquisition intégralement manuelle est ici envisagé. Dans ce cas précis, les étapes principales sont les suivantes.

- Passage de coordonnées pixels 2D à des coordonnées 3D à partir des paramètres intrinsèques de la sonde (perspective)

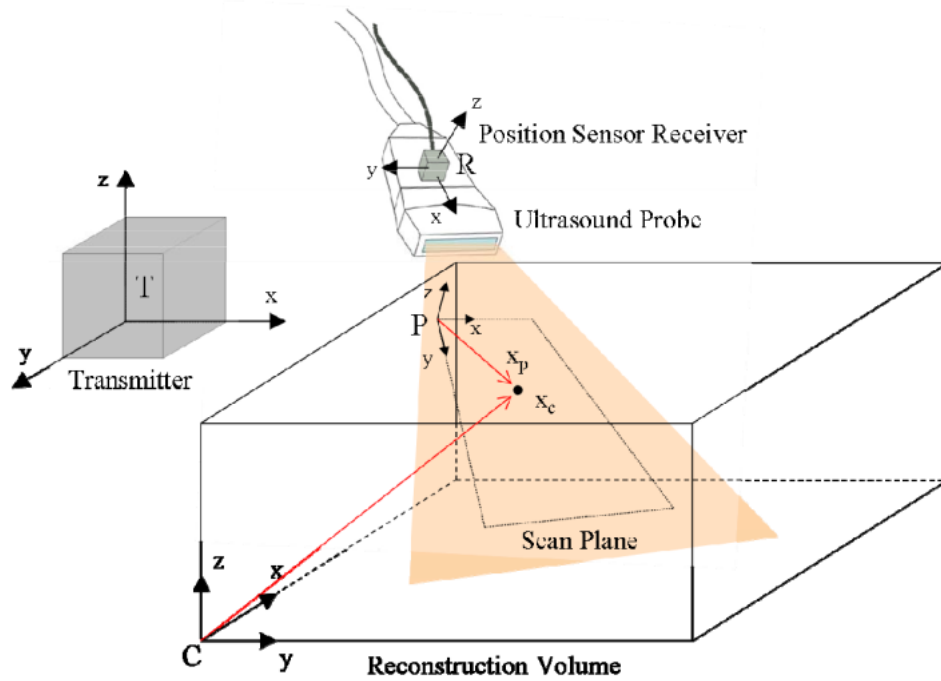


FIGURE 6 – Schéma des différents repères liés l'acquisition manuelle à partir d'une sonde à ultrasons [1]

- Passage du repère de la sonde au repère du capteur de position fixé à la sonde
- Translation dans le repère de l'émetteur fixe placé sur le patient
- Intégration dans le volume de reconstruction grâce aux positions relatives de l'émetteur et du repère associé à ce volume

Il est à noter que certaines sondes possèdent un système de positionnement intégré. Dans ce cas, les transformations liées aux repères relatifs du scanner et du capteur de position, ainsi que les effets de perspective sont calculées automatique, à la volée, par l'appareil [6]. Cela facilite grandement l'acquisition et évite les erreurs liées au calibrage initial sur d'autres systèmes.

4.2 Génération d'une grille de voxels

Les résultats de positions 3D obtenues par les transformations matricielles précédentes ne sont pas encore exploitables numériquement car elles ne sont pas discrétisées. À partir d'un triplet de coordonnées 3D réelles, il est donc nécessaire de mettre en place une procédure qui définit la contribution de ce point auprès des voxels voisins. L'approche la plus intuitive semble être d'attribuer

une contribution d'autant plus importante que le voxel considéré est proche du point 3D. Il s'agit d'une simple suggestion personnelle dont je n'ai pas trouvé d'appui dans la littérature.

On obtient donc ensuite un ensemble de voxels positionnés dans le repère global 3D et associés à une intensité. Néanmoins, lorsqu'on acquiert plusieurs scans 2D d'un même corps, il est probable que plusieurs pixels 2D de différents scans soient associés à un même voxel 3D après reconstruction. Le problème est donc de savoir quelle sera l'intensité associée au voxel. Beaucoup d'études ont déjà été menées pour déterminer la manière optimale d'affecter les valeurs d'intensité aux voxels concernés, dépendant grandement du contexte d'utilisation (notamment la forme de l'objet scanné) [1].

Au contraire, parfois, la grille 3D de voxels peut contenir des voxels vides, autrement dit associés à aucun pixel 2D des différents scans. Cela arrive d'autant plus fréquemment que la trajectoire de la sonde présente des courbures élevées.

Il ne faut pas non plus négliger les *artefacts* pouvant être introduits par le bruit de fond, souvent d'intensité plus forte que le signal utile dans les scans à ultrasons. L'application de filtres sur l'image avant la reconstruction est assez répandue pour pallier cette limitation [6].

Dewi et al. [1] considèrent que la meilleure affectation pour un voxel associé à plusieurs pixels 2D est celle de prendre le maximum des valeurs d'intensité des pixels 2D associés. Cela est dû au fait que certains voxels n'ont aucun pixel associé dans tous les scans, résultant en une zone sombre sans information. Comme on veut mettre en évidence la structure osseuse de la colonne vertébrale, caractérisée par une forte réflexion, prendre la valeur maximale au niveau de chaque voxel augmente les chances de reconnaître ces structures malgré les trous noirs qui la peupleront potentiellement.

Ensuite, la technique du Hole-filling va chercher à attribuer une valeur aux voxels manquants s'il y en a, comme d'autres techniques ont cherché à le faire auparavant, mais en s'adaptant plus spécifiquement au cas de la colonne vertébrale. Avec cette technique, Dewi et al. [1] proposent de trier les voxels voisins (pris dans un voisinage donné) par ordre croissant d'intensité en retirant un certain pourcentage n de valeurs extrêmes à gauche et à droite. On procède ensuite à une simple moyenne des valeurs restantes. Il se trouve que c'est pour 20% que les résultats ont été les plus satisfaisants. Cette opération est aussi connue sous le nom d'opération *Olympic*.

- Calculer, en utilisant tous les voxels vides, la moyenne \overline{R}_n des écarts entre la plus petite et la plus grande valeur d'intensité de l'ensemble des voxels voisins non-vides, triés selon l'opération *Olympic* citée précédemment
- Ensuite, pour chaque voxel vide :

- Prendre les 26 voxels voisins du cube englobant
 - Retirer les voxels vides
 - Considérer le résultat de l'opération *Olympic* et calculer l'écart entre les deux valeurs extrêmes R_n , ainsi que la moyenne des valeurs \bar{x}_n
 - Assigner la valeur d'intensité $\bar{x}_n - \frac{R_n}{p}$ au voxel, avec p valant soit
 - $p1$ si $R_n \leq k \cdot \bar{R}_n$
 - $p2$ sinon
- , k étant un facteur fixé à l'avance pour ajuster le seuil

4.3 Génération de surfaces

Le rendu d'objets en trois dimensions sous informatique impliqué généralement la manipulation de primitives sommaires et à valeurs réelles comme des maillages de surfaces 3D triangulaires qui sont ensuite projetées dans un plan de caméra virtuel correspondant à l'écran de l'appareil de visualisation. Dans le domaine médical, la génération de surface pourrait offrir des possibilités pour extraire des informations d'intérêt depuis la grille de voxels comme la classification de parties du corps. Cette sous-section présente la méthode des *Marching Cubes*, conçue par W.E. Lorensen et H.E. Cline en 1987 [4] pour donner une idée des méthodes de passage d'une grille de voxels à ce type de surface.

On commence par construire des cubes à partir de chaque ensemble de 8 pixels, répartis sur 2 plans consécutifs appelés slices dans l'article. On prend un carré de 4 voxels adjacents sur le plan k , les 4 pixels associés (superposés) sur la couche $k + 1$, et on considère qu'un point se trouve au centre de chaque pixel avec une valeur d'intensité égale à celle du pixel.

On obtient donc un ensemble de cubes de 8 points. Chaque point est affecté à la valeur 1 si l'intensité du pixel correspondant dépasse la valeur seuil définie pour considérer que ce point est à l'intérieur de la surface, et 0 sinon (hors de la surface).

L'approche est ensuite d'évaluer, en chaque cube construit, si la surface coupe ce cube et de quelle manière. Une côté du cube courant possède une intersection avec la surface si et seulement si 1 point est à l'intérieur de la surface (1) et un autre est à l'extérieur (0). En examinant de cette manière chaque côté d'un cube, on peut caractériser l'intersection avec la surface au sein du cube.

Les différentes possibilités triangulées sont exposées sur la figure 7.

Pour un cube donné, comme chaque point peut avoir deux états (à l'intérieur ou à l'extérieur de la surface), cela nous donne $2^8 = 256$ possibilités d'intersection. Le nombre de cas à stocker en mémoire, en termes de géométrie d'intersection, est réduit par le fait qu'un cas et son complémentaire (en inversant les valeurs) donne la même intersection (seulement que dans un cas, la surface

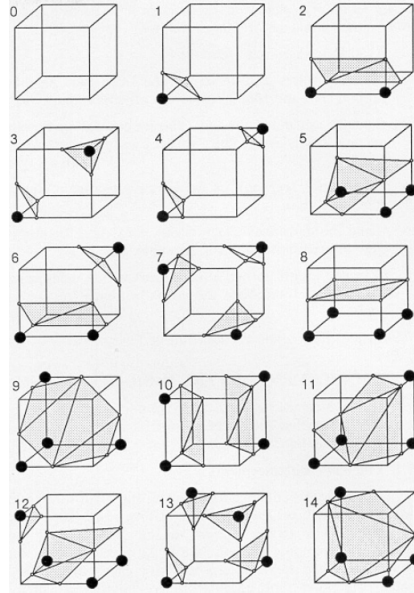


FIGURE 7 – Ensemble des possibilités d’intersection entre un cube et la surface à restituer [4]

est d’un côté de l’intersection et de l’autre côté dans l’autre cas. Le nombre de combinaisons est alors réduit à 128.

En éliminant l’ensemble des cas similaires par rotation du cube (même type d’intersection, mais sur d’autres côtés du cube), on arrive aux 15 profils de triangulation exposés ci-dessus qui suffisent à décrire l’ensemble des 256 initiaux avec un nombre fini de rotations de cube et de calculs de complémentaires éventuellement.

Comme mis en évidence sur la figure 7, le profil de la surface au sein du cube est obtenue par interpolation des points d’intesection de la manière la plus plausible possible, en gardant un maillage triangulaire dans chaque cas. Cela donne 1 à 4 triangles selon la complexité de l’intersection. Chaque cas est stocké dans une table dans laquelle chaque indice correspond à un cas d’intersection, la valeur d’indice étant un octet avec chaque bit représentant l’état d’un point du cube (1 ou 0) pour des raisons de rapidité. L’association entre type d’intersection et coordonnées de son maillage au sein du cube est donc immédiat (1 accès mémoire).

Pour pouvoir visualiser un résultat géométriquement plausible, il faut définir des normales en chaque point du maillage triangulaire de la surface. Pour cela, on repartir des cubes initiaux et on calcule le gradient des valeurs de densité (1

ou 0) assignées précédemment, en chaque point. Par exemple, si on nomme D la fonction de densité et G le gradient, la composante selon l'axe x en un point donné sera la suivante.

$$G_x(i, j, k) = \frac{D(i + 1, j, k) - D(i - 1, j, k)}{\Delta x}$$

La valeur du gradient en chaque point d'intersection situé sur un côté du cube est ensuite obtenue par interpolation des valeurs de gradient des 2 points formant ce côté. Le gradient est en effet l'opérateur le plus adapté pour caractériser la normale en ce point.

L'algorithme peut être amélioré d'un facteur 3 en rapidité en utilisant les résultats précédents dans les nouveaux calculs d'intersection liés à un cube donné. En effet, on peut souvent récupérer des résultats de points d'intersection venant de cubes adjacents par exemple. Afin d'améliorer l'affichage, on peut aussi réduire le nombre de triangles du maillage résultat de base en examinant les problèmes de connectivité de la surface et le culling (triangles non-visibles depuis le plan de coupe).

Il est évidemment possible d'appliquer des algorithmes de simplification de surface malgré la perte de résolution associée, dont l'importante dépendra de l'application visée.

Une fois la surface générée, le volume de données nécessaire au rendu est considérablement réduit et exige donc moins de mémoire au niveau de l'affichage interactif auprès du professionnel. En revanche, comme la grille de voxels est encore entachée de bruit, des artefacts importants peuvent apparaître sur la surface et ainsi induire le médecin en erreur. C'est pour cela qu'une visualisation de volume est parfois préférée à son équivalent sous forme de surface reconstruite à partir de ce volume dans le domaine médical [6].

5 Résultats

Nous nous proposons maintenant de nous focaliser sur des résultats obtenus sur la reconstruction 3D de structures osseuses à partir d'ultrasons par différentes équipes de recherche.

5.1 Influence des techniques d'acquisition

Kerr et al. [3] ont montré qu'une SAFT d'ouverture 20° donne les résultats de reconstruction les plus fidèles à la réalité pour un genou synthétique de forme humaine (plus faible erreur moyenne et écart type) ainsi que sur un genou de bovin. Ils ont également mis en évidence les problèmes inhérents aux conditions d'acquisition, dans les cas où la sonde envoie des rayons qui ont une incidence

METHODS	MAE
Improved Olympic	0.0069
Conventional Olympic	0.0219
Average	0.0070
Maximum	0.0197

FIGURE 8 – Erreur moyenne absolue obtenue pour l’affectation de valeurs d’intensité aux voxels manquants [1]

très éloignée de la normale à la région de surface sondée. Une suggestion faite par Kerr et al. [2] est de procéder à une acquisition pré-opératoire en 2 étapes, une première servant à établir une estimation grossière du profil osseux du patient et définir un chemin de sonde en conséquence, et une deuxième pour laquelle le patient est scanné en suivant le chemin défini précédemment.

L’étude a également montré qu’une TFM présente une définition de surface résultante moins importante, à cause du seuil de puissance de réflexion considérée à la réception plus élevé que pour la SAFT afin d’éliminer les signaux correspondant à du bruit. De ce fait, le nuage de points servant à reconstituer la surface est moins dense que pour la SAFT, d’où une définition plus faible du maillage final.

Kerr et al. [3] obtiennent une reconstruction avec des images HD (1px/0.1mm) en 3D avec un délai d’environ 30 secondes en utilisant un processeur graphique *NVIDIA GeForce GTX760 Ti* avec leur propre algorithme de reconstruction.

5.2 Influence des méthodes de reconstruction

L’étude menée par Dewi et al. [6] a utilisé un volume scanné par sonde à ultrasons totalement connu (valeurs d’intensité pour tous les voxels) comme référence, et a inséré volontairement des trous à certains voxels pour appliquer des techniques d’interpolation.

La technique présentée dans leur article (Improved Olympic Hole-filling) est ensuite comparée à d’autres méthodes déjà existantes (Olympic classique, calculs de moyenne et de maximum sur l’échantillon).

L’efficacité de cette technique par rapport aux autres réside dans la technique de seuillage utilisée pour calculer l’intensité des pixels vides selon ses créateurs. L’opérateur repose sur l’hypothèse selon laquelle si les valeurs d’intensité ont tendance à être très dispersées autour du voxel à compléter, la probabilité que notre pixel manquant ait une valeur d’intensité proche de la moyenne est faible.

Intra-rater difference of curvature measurement using ultrasound and radiographic methods.				
Methods	Observers	Measurements, n	Mean absolute difference between measurements (degrees)	Standard deviation of absolute difference between measurements (degrees)
Radiograph	R1	48	1.5	1.6
	R2	47	1.3	1.2
	R3	47	1.2	1.3
Ultrasound	R1	42	3.1	2.4
	R2	44	3.4	2.0
	R3	41	1.9	1.9

FIGURE 9 – Différences de mesures de courbure entre deux mesure en utilisant les outils à ultrasons et à rayons X

Au contraire, si l’amplitude du voisinage est faible, on prend moins de risque en affectant une valeur proche de la moyenne au voxel.

5.3 Évaluation de l’état d’une scoliose chez un patient

Les scans à ultrasons de la colonne vertébrale trouvent des applications intéressantes dans l’évaluation et le traitement des scolioses. L’extraction d’indicateurs à partir d’acquisitions 3D ultrasonores a montré des résultats encourageants, notamment pour estimer l’angle de Cobb, la rotation axiale des vertèbres et des côtes ainsi que les espaces inter-vertèbres [8].

Actuellement, le standard dans l’évaluation de ce type de marqueurs liés à des courbures géométriques est le scan à rayons X. Zheng et al. [8] l’utilisent d’ailleurs comme référence dans leur expérience pour évaluer l’efficacité de leur système de reconstruction 3D à ultrasons. L’étude montre qu’une acquisition de modèle 3D par ultrasons montre encore des résultats d’estimation de l’angle de Cobb moins satisfaisants que par la méthode traditionnelle.

Avec une cohorte de 3 médecins plus ou moins expérimentés, la moyenne et l’écart type de l’erreur sur la mesure de l’angle de Cobb sur un ensemble de 15 mesures (pour un même médecin) reste plus importante avec le modèle 3D basé sur les scans à ultrasons. De même, les différences de mesures entre deux experts pris arbitrairement s’avère plus élevé dans cette étude. En revanche, les résultats entrent dans le cahier des charges d’un diagnostic correct (5° de différence entre chaque mesure d’angle de Cobb sur un même patient au maximum), avec une différence moyenne entre 1.9 et 3.4° entre deux mesures.

6 Discussion

Aujourd'hui, le monde médical semble encore frileux au sujet de l'utilisation d'images ultrasonores pour reconstruire la structure vertébrale 3D des patients. Cela est d'abord dû à la place prépondérante des scans à rayons X pour les structures osseuses, donnant des résultats satisfaisants depuis des décennies. Il est toujours difficile de remettre en cause la technologie établie pour faire évoluer les mentalités, d'autant plus que le personnel interprétant les résultats est relativement familier avec ce type de méthode. Ceci peut d'ailleurs fausser les comparaisons de mesures entre les deux techniques, les experts ayant plus d'expérience avec les outils basés sur la technologie rayons X [8].

Au contraire, les ultrasons sont à un stade expérimental. À l'échelle industrielle, les systèmes de mesure de structures osseuses par ultrasons se font très rares, d'où la réticence des organisations médicales à l'adopter. Les études comparant sa précision avec celle des radiographies classiques ont montré, de plus, des résultats de moins bonne qualité pour les différents indicateurs utilisés pour l'évaluation et la correction de scolioses.

Avec deux systèmes de reconstruction équivalents, les scans à rayons X donneront probablement toujours de meilleures images à moins que l'on voie émerger de nouvelles techniques de scan ultrasonore à très haute résolution. En revanche, il est possible d'obtenir une précision acceptable avec des scans à ultrasons. On peut donc présenter le scan ultrasonore comme une alternative plus accessible en termes de coût de matériel et inoffensive du point de vue de la santé du patient contrairement à l'exposition aux rayons X, d'autant plus qu'une grande partie des cas de scoliose concerne des adolescents en pleine croissance.

Le plus plausible pour une exploitation à grande échelle serait de concevoir un système low-cost de scan osseux à ultrasons, avec un système de positionnement si possible robotisé et intégré et adapté à la mise en évidence de structures osseuses (impédances acoustiques ciblées).

La construction d'un maillage surfacique à partir de la grille 3D de voxels reste encore une piste de recherche, étant donné le bruit généré par les images ultrasonores. En revanche, des méthodes basées sur la composition des pixels appartenant à un même voxel sont un point encourageant pour augmenter le rapport signal utile sur bruit et ainsi réduire les artefacts sur la surface résultante. En attendant, le fait de pouvoir choisir un plan de coupe arbitraire dans la structure 3D de la colonne vertébrale constitue déjà un outil intéressant pour les experts pour estimer les valeurs des principaux indicateurs d'évaluation d'une scoliose ou autre anomalie de la colonne vertébrale.

L'autre caractéristique inhérente à l'imagerie ultrasons est sa capacité à scanner une région du corps humain en trois dimensions avec un seul scan, contrai-

rement au scan à rayons X. Cela fait de la reconstruction 3D basée ultrasons un candidat intéressant pour l'imagerie de guidage temps réel en cours d'opération de la colonne vertébrale. Comme l'a cependant souligné T. Ungi et al. [7], la restitution de l'aiguille chirurgicale dans le but de la visualiser en temps réel au sein du corps du patient requiert une résolution difficilement atteignable par l'imagerie ultrasonore.

7 Conclusion

La reconstruction 3D de la colonne vertébrale à partir d'images ultrasons est une technique composant une ensemble de scans transversaux du tronc d'un patient à partir d'une sonde ultrasonore. Son fonctionnement nécessite l'utilisation couplé de la sonde avec un capteur de position associant à chaque scan 2D ultrasonore une position 3D du plan d'acquisition par rapport à l'espace de reconstruction. Le parcours de la sonde peut être déterminé préalablement avec un système robotisé qui se charge du guidage, ou en temps réel si l'appareil est manipulé directement par l'expert qui effectue les mesures.

En combinant les informations de position des pixels sur un scan 2D donné avec la position et l'inclinaison de la sonde par rapport au repère 3D du patient, on obtient une grille 3D de voxels. Il est important de noter que certains voxels peuvent avoir une valeur d'intensité résultant de plusieurs pixels issus de différents scans, tout comme d'autres ne peuvent contenir aucune donnée. C'est pour cela que des recherches ont été menées pour combiner les valeurs de pixels au sein d'un même voxel ou interpoler les voxels vides de manière optimale, sans introduire d'artefacts.

La grille de voxels peut ensuite être exploitée directement par des experts pour effectuer des mesures sur la structure des vertèbres. L'extraction de cette structure est néanmoins assez ardue en raison de la puissance considérable du bruit inhérente aux scans ultrasonores qui se retrouve en conséquence dans la grille de voxels. De ce fait, les procédures de segmentation doivent souvent être précédées de filtrage ou d'interventions manuelles pour délimiter des vertèbres qui n'ont pas pu être dissociés à la fin de la reconstruction [8].

La reconstruction 3D basée sur des scans ultrasonores fait également l'objet d'études pour les potentielles applications de visualisation temps réel. Elle pourrait dans ce cas s'appuyer sur les techniques de génération de primitives géométriques pour la reconstruction de surface à partir de la grille de voxels. Cela permettrait de réduire considérablement le volume de données pour le rendu. Actuellement, les reconstructions osseuses de surface basées sur les ultrasons introduisent des artefacts liés à la faible résolution et au bruit qui dégrade considérablement la qualité globale de la visualisation.

Références

- [1] Dyah Ekashanti Octorina Dewi, Michael Wilkinson, Tlr Mengko, I K. E. Purnama, Peter Van Ooijen, Albert Veldhuizen, Natasha Maurits, and G J. Verkerke. 3d ultrasound reconstruction of spinal images using an improved olympic hole-filling method. 11 2009.
- [2] W. Kerr, S. G. Pierce, and P. Rowe. Investigation of synthetic aperture methods in ultrasound surface imaging using elementary surface types. *Ultrasonics*, 72 :165–176, 12 2016.
- [3] William Kerr, Philip Rowe, and Stephen Gareth Pierce. Accurate 3d reconstruction of bony surfaces using ultrasonic synthetic aperture techniques for robotic knee arthroplasty. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 58 :23 – 32, 2017.
- [4] William E. Lorensen and Harvey E. Cline. Marching cubes : A high resolution 3d surface construction algorithm. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 21(4) :163–169, August 1987.
- [5] Robert E. Malkin, Amanda C. Franklin, Rhodri L.T. Bevan, Hiroshige Kikura, and Bruce W. Drinkwater. Surface reconstruction accuracy using ultrasonic arrays : Application to non-destructive testing. *NDT E International*, 96 :26 – 34, 2018.
- [6] Thomas R. Nelson and Dolores H. Pretorius. Three-dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound in Medicine Biology*, 24(9) :1243–1270, 03 1998.
- [7] Tamas Ungi, Purang Abolmaesumi, Rayhan Jalal, Mattea Welch, Irene Ayukawa, Simrin Nagpal, Andras Lasso, Melanie Jaeger, Daniel P Borschneck, Gabor Fichtinger, and Parvin Mousavi. Spinal needle navigation by tracked ultrasound snapshots. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 59 :2766–72, 07 2012.
- [8] Rui Zheng, Amanda C.Y. Chan, Wei Chen, Douglas L. Hill, Lawrence H. Le, Douglas Hedden, Marc Moreau, James Mahood, Sarah Southon, and Edmond Lou. Intra- and inter-rater reliability of coronal curvature measurement for adolescent idiopathic scoliosis using ultrasonic imaging method—a pilot study. *Spine Deformity*, 3(2) :151 – 158, 2015.