

Un schéma de compression avec pertes efficace pour les images médicales volumiques

Yann GAUDEAU¹ Jean-Marie MOUREAUX¹

CRAN – CNRS (UMR 7039) Nancy-University,
Faculté des Sciences et Techniques, BP 239,
F-54506 Vandœuvre-lès-Nancy Cedex
France

{auteur1 , auteur2}@cran.uhp-nancy.fr

Résumé

Cet article présente un nouveau schéma de codage dédié aux images médicales volumiques. Il utilise une Transformée en ondelettes 3D (TO3D) et une Quantification Vectorielle Algébrique (QVA). La contribution principale de ce travail est la conception d'une zone morte multidimensionnelle pendant l'étape de quantification qui permet de prendre en compte la corrélation entre les voxels voisins. Notre algorithme a été évalué sur plusieurs images de type scanners et IRMs. A bas et moyen débit, nous surpassons les meilleures méthodes existantes en termes de compromis débit-distorsion. Enfin, notre méthode préserve mieux les détails et produit des images moins floues que celles produites par l'une des références du domaine : SPIHT 3D.

Mots clefs

Compression avec pertes, Piles d'images médicales, Transformée en ondelettes 3D, Quantification Vectorielle Algébrique avec Zone Morte 3D (QVAZM 3D), Allocation de débits.

1 Introduction

La tendance actuelle est à l'utilisation croissante d'images médicales digitalisées. La plupart des techniques modernes d'imagerie médicale produisent des données 3D (IRM, scanner, échographie, tomographie par émission de positons) et même 4D (IRM fonctionnelle, échocardiographie 3D dynamique). Certaines images sont intrinsèquement volumiques alors que d'autres correspondent au contraire à une succession d'images 2D (encore appelée pile d'images), à laquelle on ajoute une dimension supplémentaire, à savoir l'écart entre deux coupes successives. De fait, la majorité des images médicales produites de nos jours peuvent être vues comme des images à au moins trois dimensions. La quantité importante de ces images volumiques que génère chaque jour un PACS dans un service classique de radiologie se chiffre à plusieurs Téra octets de données en une année.

Par ailleurs, ces données doivent être conservées un certain nombre d'années pour répondre aux contraintes réglementaires actuelles. L'augmentation croissante et continue des capacités de stockage apporte une réponse partielle à ce problème mais demeure la plupart du temps insuffisante. La compression semble donc incontournable pour résoudre ce problème d'archivage. De plus, elle présente un intérêt évident pour la transmission de ces images qui peut s'avérer délicate du fait des bandes passantes existantes limitées.

Actuellement, la compression dans un service de radiologie est toujours effectuée sans perte quand elle existe. Ce type de compression avec une reconstruction exacte de l'image de départ, garantissant l'intégrité des données demeure le préféré des praticiens pour des raisons évidentes de diagnostic. Cependant il offre de faibles performances en terme de débit binaire. Ainsi de nombreuses applications (télémédecine, recherche rapide de données médicales ...) souffrent de cette limitation. Pour ce type d'applications, il a été montré qu'un compromis entre compression et fidélité des données pouvaient être trouvé, comme par exemple dans [1].

Une image médicale volumique est une image 3D qui peut être considérée comme une séquence d'images 2D (ou coupes). Une manière simple d'effectuer la compression est d'appliquer un algorithme de compression 2D pour chaque coupe indépendamment. Ainsi, l'idée de base des algorithmes de compression des images médicales 3D est de s'appuyer sur la corrélation des coefficients dans les trois dimensions pour améliorer les performances de codage. La majorité des approches utilise une transformée 3D décorrélatrice avec des algorithmes de quantification/codage qui ont prouvé leur efficacité dans le cas des images 2D [2]. C'est le cas par exemple dans [3], où Catin *et al* ont été les premiers, à notre connaissance, à compresser des images médicales volumiques à partir de la Quantification Vectorielle Algébrique (QVA) [4,5].

Dans cet article, nous proposons la conception d'un nouveau dictionnaire de QVA comprenant une zone morte multidimensionnelle pour encoder les coefficients d'une Transformée en Ondelettes 3D (TO3D) dyadique qui est

reconnue comme transformation décorrélante très efficace pour ce type d'images [2,3].

Un des avantages principaux du schéma proposé – appelé Quantification Vectorielle Algébrique avec Zone Morte 3D (QVAZM 3D) – est sa capacité à supprimer les vecteurs non significatifs pour quantifier plus précisément les vecteurs importants. Cela fournit une amélioration notable du compromis débit-distorsion. Les résultats numériques et visuels produits par la QVAZM 3D sur des IRMs et des scanners sont prometteurs par rapport aux meilleurs codeurs actuels publiés dans la littérature.

2 Quantification Vectorielle Algébrique avec Zone Morte 3D

Le schéma général de compression avec pertes que nous proposons est présenté sur la Figure 1. Les coefficients produits par la TO3D à l'intérieur de chaque sous-bande sont quantifiés par l'algorithme QVAZM 3D dans une approche intra-bande. L'avantage principal des méthodes basées sur la QVA est leur faible complexité puisqu'il n'y a pas de phase de construction ni de stockage du dictionnaire. La dernière étape de la chaîne de compression consiste à encoder chaque vecteur quantifié Y en utilisant un code préfixe efficace qui associe à Y un unique couple (e, pos) , où $e = \|Y\|_1$ correspond à la norme de Y et pos à la position sur la surface de rayon e . Pour être efficace en terme de débit, e est codé avec un code entropique alors que pos est codé sur une longueur fixe [6]. Le débit binaire relatif à une sous-bande est le suivant :

$$R = -\sum_{r=0}^{r_T} P(e=r) \{ \log_2 P(e=r) - \lceil \log_2 N(r) \rceil \} \text{ bits/vecteur} \quad (1)$$

Où $N(r)$ est la population de la couche de rayon r (le nombre de représentants du dictionnaire dont la norme¹ est égale à r), P est la loi discrète du rayon et r_T est le rayon de troncature du dictionnaire

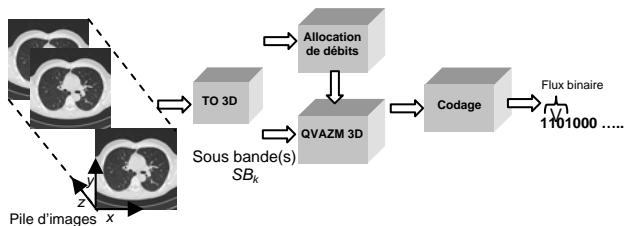


Figure 1 : Schéma général de compression avec pertes proposé.

Ici, nous proposons de réduire le débit R à distorsion fixée D (ou de façon équivalente réduire D à R fixé) en concevant une zone morte multidimensionnelle de rayon R_{ZM} à l'intérieur du dictionnaire. Notre schéma permet de seuiller les vecteurs de la source non significatifs en

¹ Dans tout l'article, la norme correspond à la norme L^1 .

fonction d'un critère basé sur leur norme, permettant d'allouer plus de bits à ceux qui sont significatifs. Cette zone morte vectorielle peut être efficacement appliquée aux images médicales dans le domaine des ondelettes 3D qui contient de grandes zones non significatives.

De plus, la norme L^1 constitue une bonne mesure de l'activité locale dans le cas des coefficients d'ondelettes dont les plus significatifs ont tendance à s'agglutiner, sous la condition que les vecteurs sont orientés le long des détails de la sous-bande correspondante. Pour discuter de ce problème, la Figure 2 (A à C) montre une comparaison entre les histogrammes de la norme de trois formes de vecteurs sur la sous-bande LHL3² (détails verticaux + filtrage passe-bas le long de l'axe z) de l'image *liver_t2* (voir table 1) avec trois orientations différentes : verticale ($2 \times 2 \times 2$), horizontale ($1 \times 8 \times 1$) et cubique ($2 \times 2 \times 2$) respectivement. La distribution A est bien plus piquée que B : des vecteurs avec la même orientation que les détails d'ondelettes (orthogonale à la direction du filtre) capturent bien mieux le phénomène d'agglutinement des coefficients significatifs et, inversement augmentent la concentration autour de zéro. Ce point montre que dans un souci d'efficacité de codage, il ne faut pas privilégier les vecteurs orthogonaux à la direction des sous-bandes 2D. De plus, ayant effectué une TO3D, il existe une corrélation supplémentaire le long de la direction temporelle z comme nous pouvons le constater sur la distribution C de la figure 2, avec des vecteurs possédant une orientation cubique où il y a encore plus de concentration de l'énergie en zéro. La Figure 3 montre les fonctions débit-distorsion (R-D) correspondant aux trois orientations précédemment mentionnées. Comme l'orientation cubique donne les meilleures fonctions R-D avec la QVAZM 3D pour toutes les sous bandes, nous l'avons retenue pour notre méthode.

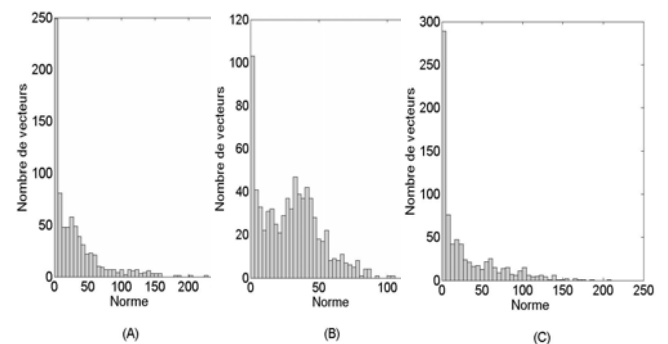


Figure 2 : Histogrammes de la norme L^1 de la sous-bande LHL3 de l'image *liver_t2* : (A) vecteurs de forme $8 \times 1 \times 1$, (B) vecteurs de forme $1 \times 8 \times 1$, (C) vecteurs de forme $2 \times 2 \times 2$.

² L et H signifie respectivement filtrage passe-bas et passe-haut. La direction de filtrage suit l'ordre x, y et z .

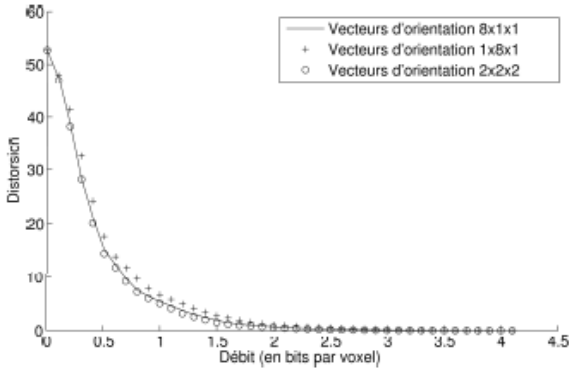


Figure 3 : Comparaison des courbes R-D obtenues par QVA 3D de la sous-bande LHL3 de l'image *liver_t2* : (A) vecteurs de forme 8x1x1, (B) vecteurs de forme 1x8x1, (C) vecteurs de forme 2x2x2.

Dans le schéma proposé, suivant le rayon de la zone morte vectorielle R_{ZM} , le processus de quantification d'un vecteur quelconque de la source X devient le suivant (voir Figure 4)

Si $\|X\|_1 \leq R_{ZM}$, X est remplacé par le vecteur nul $\mathbf{0}$

Si $\|X\|_1 > R_{ZM}$, X est mis à l'échelle par γ (le facteur d'échelle) et quantifié avec des algorithmes de quantification rapides [6].

Notons que les paramètres (γ, R_{ZM}) permettent de régler le compromis entre le débit et la distorsion.

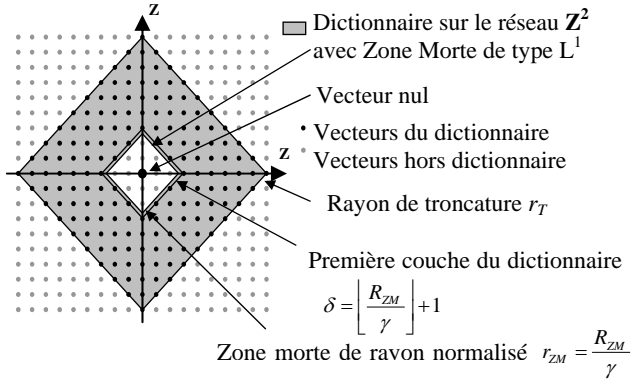


Figure 4 : Dictionnaire de la QVAZM 3D pour des vecteurs de taille 2.

De plus, comme nous avons utilisé une approche intra-bande pour quantifier et coder les coefficients d'ondelettes, il est nécessaire d'implanter un algorithme d'allocation de débits pour assigner un débit binaire à chaque sous-bande SB_k de la décomposition multi-résolution, en minimisant la distorsion totale, sous la contrainte d'atteindre le débit binaire total. C'est un problème difficile (spécialement pour les images médicales) qui peut être résolu par des méthodes basés sur des multiplicateurs de Lagrange au prix d'un coût

calculatoire important. De nombreuses recherches ont été développées pour proposer des modèles R-D statistiques dédiés aux coefficients d'ondelettes. Cependant, ces modèles sont généralement conçus à partir de hypothèse i.i.d [5] [7], alors que les méthodes basées sur des blocs (comme la QVA) peuvent tirer profit des propriétés non i.i.d de données réelles comme les coefficients d'ondelettes. Dans le cas de la QVAZM 3D, nous proposons plutôt une approximation des courbes R-D par un modèle exponentiel. En effet, l'augmentation du nombre de vecteurs nuls due à la zone morte modifie la forme des fonctions R-D (voir Figure 5) de telle façon qu'elles peuvent être correctement modélisées par une simple fonction exponentielle. :

$$D(R) = Ce^{-aR} \quad (2)$$

avec C et a , les paramètres du modèle.

Ces paramètres peuvent être calculés en utilisant une simple régression linéaire. Soit L le nombre de points R-D utilisé dans la régression et $d_k = D(R_k)$, $K = 1, \dots, L$ la valeur de la distorsion associée au débit binaire R_k dans la sous-bande SB_k . Les paramètres de notre modèle sont :

$$C = \exp \left(\frac{L \sum_{k=1}^L R_k d_k - \sum_{k=1}^L R_k \sum_{k=1}^L d_k}{L \sum_{k=1}^L R_k^2 - \left(\sum_{k=1}^L R_k \right)^2} \right) \quad (3)$$

$$a = -\frac{1}{L} \left(\sum_{k=1}^L d_k - \ln(C) \sum_{k=1}^L R_k \right) \quad (4)$$

Pratiquement, nous pouvons montrer que trois points R-D sont suffisants pour calculer C et a . La Figure 5 permet de comparer les fonctions R-D de la sous-bande LHL2 de l'image *Liver_t2* et l'approximation donné par le modèle. Comme on peut le constater, le modèle est précis. Finalement, Cela offre une réduction substantielle de la complexité calculatoire de l'allocation de débits et conduit à une solution analytique au problème de l'allocation de débits. Le lecteur intéressé peut consulter la référence [8] pour plus de précisions.

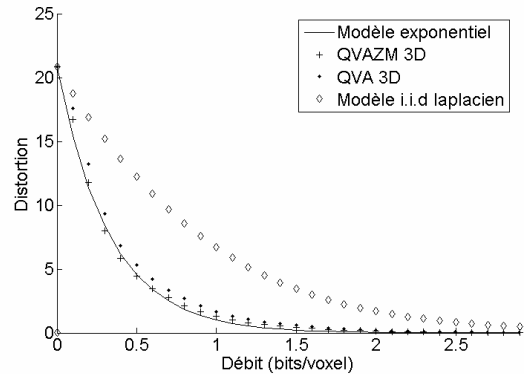


Figure 5 : Comparaison des fonctions R-D obtenues par QVA 3D, QVAZM 3D, modèle i.i.d laplacien et le modèle proposé – sous bande LHL2 de l'image *Liver_t2*.

3 Résultats expérimentaux

Pour établir une comparaison juste avec les travaux existants, nous avons testé notre algorithme QVAZM 3D de compression avec pertes sur la base d'images médicales volumiques utilisée dans les travaux de Bilgin *et al* [2]. Le tableau 1 résume la description de ces images. La première coupe de chaque pile d'images est montrée sur la figure 6.

	Pathologie	Nom Fichier	Taille voxel (mm)	Taille Volume
CT	Fracture du crâne	Skull	0.7x0.7x2	256x256x128
	Fracture scaphoïde	Wrist	0.17x0.17x2	256x256x176
	dissection carotide	Carotid	0.25x0.25x1	256x256x64
	syndrome d'Apert	Aperts	0.35x0.35x2	256x256x96
MR	Foie normal	Liver_t1	1.45x1.45x5	256x256x48
	Foie normal	Liver_t2	1.37x1.37x5	256x256x48
	exophtalmose	Sag_head	0.98x0.98x3	256x256x48
	Maladie du cœur	Pad_chest	0.78x0.78x5	256x256x64

Tableau 1 : Description des images volumiques utilisées.

Premièrement, nous comparons les performances de compression de notre méthode à la fois à celles de la QVA 3D classique [3] et celles de SPIHT 3D [9] [10]. Toutes les images de la base ont été compressées en faisant varier le débit de 0,05 à 1 bit/voxel. Les trois méthodes utilisent le filtre 9.7 avec une TO3D dyadique sur quatre niveaux ou sur trois niveaux quand la résolution le long de l'axe z est limitée ($T_z < 64$). La QVA 3D et la QVAZM utilisent le réseau Z^n auquel on a associé la norme L^1 .

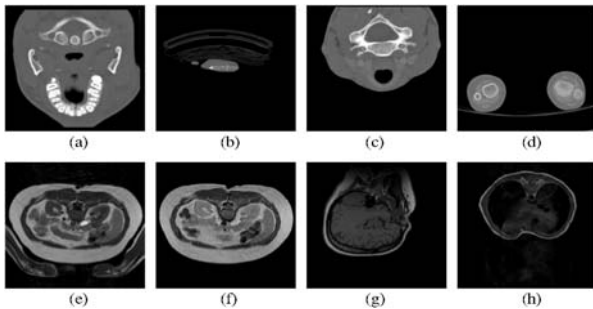


Figure 6: Nom des images médicales volumiques : Première coupe de chaque pile d'images (a) *Skull* (b) *Wrist* (c) *Carotid* (d) *Aperts* (e) *Liver_t1* (f) *Liver_t2e1* (g) *Sag_head* (h) *Ped_chest*

Le tableau 2 montre qu'à bas débit, la QVAZM 3D est numériquement supérieure à la QVA 3D et à SPIHT 3D pour toutes les images de la base E1 à l'exception des images *Wrist* et *Aperts*. Les résultats aux autres bas débits (jusqu'à 0,5 bit/voxel pour *Skull* et 0,3 bit/voxel pour les images restantes) conduisent à la supériorité de notre méthode. A plus haut débit, l'algorithme SPIHT 3D est légèrement meilleur que notre méthode en termes de PSNR car l'efficacité de la zone morte vectorielle décroît naturellement à de tels débits.

	QVAZM 3D	SPIHT 3D	QVA 3D
Skull	34,69 dB	33,98 dB	33,46 dB
Wrist	43,63 dB	44,95 dB	43,29 dB
Carotid	41,08 dB	40,51 dB	40,24 dB
Aperts	46,98 dB	47,41 dB	46,66 dB
Liver_t1	38,84 dB	38,37 dB	38,02 dB
Liver_t2el	36,61 dB	36,31 dB	36,12 dB
Sag_Head	39,03 dB	38,76 dB	38,55 dB
Pad_chest	42,98 dB	42,97 dB	42,18 dB

Tableau 2: PSNR moyen (dB) – Comparaison entre SPIHT 3D, QVA 3D et QVAZM 3D à 0.1 bits/voxel (bpv) sur les 8 images de la base utilisée

De plus, le tableau 3 résume les résultats obtenus à partir d'autres méthodes 3D sur l'image *Skull* (qui est abondamment citée dans la littérature [2], [9]-[11]). CB-EZW [2] est une extension récente de l'algorithme EZW. ESCOT 3D est une version 3D de l'algorithme EBCOT utilisant un modèle de contexte très sophistiqué [11]. Le tableau 3 confirme la supériorité de l'algorithme proposé en termes de PSNR à bas débit.

Finalement, la figure 7 fournit une coupe de l'image *Skull* reconstruite, après une compression à 0,1 bpv sur l'image complète (la pile entière) entre la QVAZM 3D et SPIHT 3D. Nous pouvons constater que certains détails sont mieux préservés avec notre méthode que celle de SPIHT 3D. D'une façon générale, à de tels débits, les images sont moins floues avec notre méthode qu'avec SPIHT 3D. A moyen débit (par exemple à 0,5 bit/voxel), il semble plus difficile de constater des différences entre les méthodes.

Notre méthode conduit à des résultats de compression avec pertes compétitifs avec les meilleurs résultats publiés dans la littérature. De plus, elle produit des images médicales volumétriques visuellement supérieures à SPIHT 3D, qui est reconnue comme l'une des plus efficaces méthodes pour coder ce type d'image.

Cependant, dans le but de faire une évaluation de performance juste, il est important de prendre en compte un problème important. Il est maintenant admis que le PSNR est un critère global qui n'est pas suffisant pour mesurer la qualité des images reconstruites, spécialement dans les applications médicales où l'évaluation doit être faite par des radiologues expérimentés sur un large volume de données. Malheureusement, de telles études sont très coûteuses en temps et moyens humains. C'est la raison pour laquelle, à notre connaissance aucune référence récente sur les codeurs 3D avec pertes n'utilise une opinion médicale.

Notre objectif dans cet article était principalement de présenter la conception d'un nouvel algorithme de compression avec pertes pour les images médicales volumiques. Même si les résultats présentés sont

préliminaires, ils sont prometteurs³ et nous encourageant à mettre en place une évaluation des performances d'observation par des experts médicaux.

	0.5 bpv	0.1bpv
SPIHT 3D	44.11 dB	33.98 dB
QVAZM 3D	44.14 dB	34.69 dB
QVA 3D	43,61 dB	33,46 dB
CB-EZW 3D	39.82 dB	31.68 dB
ESCOT 3D	43,82 dB	34,68 dB

Table3: PSNR (dB) Comparaison on sur les 128 coupes de l'image *Skull* entre SPIHT 3D, ESCOT 3D, CB-EZW 3D, QVA 3D et QVAZM 3D.

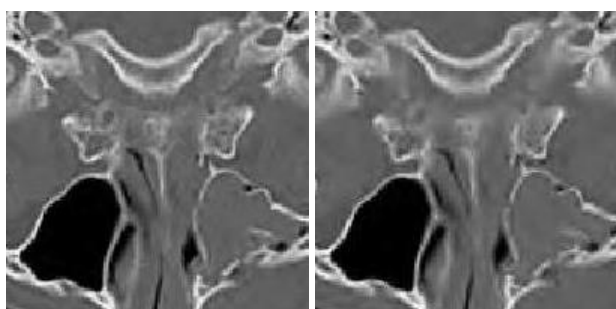
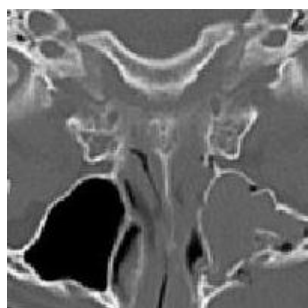


Figure 7: Zoom de la coupe 60 décodée de CT1 - débit total de 0,1 bit/voxel pour les 128 coupes globales de CT1 - Dans le sens des aiguilles d'une montre en partant de l'image en haut : coupe originale, SPIHT 3D, QVAZM 3D.

4 Conclusion

Nous avons présenté une nouvelle méthode de compression des images médicales volumiques basées sur une zone morte multidimensionnelle qui produit des performances de compression avec pertes compétitives avec les meilleurs codeurs actuels en terme de PSNR. De plus, en assignant plus de bits aux vecteurs significatifs suivant un critère basé sur la norme, notre méthode permet

³ Notons qu'une étude portant sur la compression avec pertes de scanner ORL est en cours avec deux experts médicaux du Centre Alexis Vautrin (centre anticancéreux) de Nancy. Les premiers résultats confirment la supériorité de la méthode proposée par rapport à SPIHT 3D.

de mieux préserver les fines structures et produit des images de meilleure qualité globale, ce qui est d'importance pour les applications médicales. Les travaux futurs concernent l'impact de notre algorithme sur différents traitements classiques en imagerie médicale (recalage, segmentation, mesure de volumétrie)

Références

- [1] Raffy P, Gaudeau Y, Miller D, Moureaux J-M, Castellino R.A, "Effect of 3D Wavelet Image Compression on Computer Aided Detection (CAD) Lung Nodule Volumetry" *Academic Radiology*, 13, issue 10, pages 1194-1203, 2006
- [2] Bilgin A., Zweig G, et Marcellin M.W, "Three-Dimensional Image Compression with Integer Wavelet Transforms," *Applied Optics* 39, pages 1799-1814, 2000
- [3] Benoit-Cattin H, Baskurt A, Prost R, "3D medical image coding using separable 3D wavelet decomposition et lattice vector quantization," *Signal Processing* 59, pages 139-153, 1997
- [4] Gray R. M., Neuhoff D., "Quantization," *IEEE Trans. on Information Theory* 44, pages 1-63, 1998.
- [5] Barlaud M., Solé P., Gaidon T., Antonini et M., Mathieu P., "Pyramidal lattice vector quantization for multiscale image coding," *IEEE Trans. Image Processing* 3, pages 367-381, 1994.
- [6] Voinson, T, Guillemot, L, Moureaux J-M, Image "compression using lattice vector quantization with code book shape adapted thresholding," *ICIP*, pages 641-644, Rochester, USA, 2002.
- [7] Fischer T, "A pyramid vector quantizer," *IEEE Transactions Information Theory* 32, pages 569-583, 1986.
- [8] Guillemot L, Gaudeau Y, Moureaux J-M, "A new fast bit allocation procedure for image coding based on wavelet transform and dead zone lattice vector quantization," *ICIP*, Genoa, Italy, 2005.
- [9] Kim YS, Pearlman WA, "Lossless Volumetric Image," *Compression. Proceedings of SPIE, Applications of Digital Image Processing XXII*, pages 305-312, 1999.
- [10] Cho S., Kim D., Pearlman W.A, "Lossless Compression of Volumetric Medical Images with Improved Three-Dimensional SPIHT Algorithm," *Journal of Digital Imaging* 17, pages 57-63, 2004.
- [11] Xiong Z, Wu X., "Lossy-to-Lossless Compression of Medical Volumetric Data Using Three-Dimensional Integer Wavelet Transform," *IEEE Trans. on Medical Imaging* 22, pages 459-470, 2003.

5 Remerciements

Ce travail a été réalisé dans le cadre de l'ACI masse de données AGIR (Analyse Globalisées des données d'Imagerie Radiologique) - <http://www.aci-agir.org/>.