

Codage vidéo adapté aux séquences angiographiques coronaires

A. Ouled Zaid¹

B. Ben Fradj¹

C. Olivier²

C. Perrine²

¹Laboratoire SysCom, École Nationale d'Ingénieurs de Tunis, Tunisie

²Laboratoire XLIM, SIC, Université de Poitiers, France

azza.ouledzaid@isi.rnu.tn

{olivier, Clency.perrine}@sic.sp2mi.univ-poitiers.fr

Résumé

Le codeur H.264/AVC figure aujourd'hui parmi les méthodes de codage vidéo les plus compétitives en terme de performance débit-distorsion. Jusqu'à ce jour, aucune tentative n'a été effectuée pour tester l'efficacité de ce codeur sur des séquences angiographiques coronaires. C'est dans cette optique que nous avons introduit un algorithme de compression adapté à ce type d'images. Un point novateur de notre approche a été l'introduction d'un processus de classification dans la chaîne de codage H.264 pour distinguer entre les zones appartenant à l'image de fond et les zones diagnostiquement importantes. Cette classification permet de compresser les régions non importantes avec une complexité réduite en utilisant les techniques de codage vidéo conventionnelles. Comparé au codeur H.264 original, notre méthode apporte un gain de 20% du délai de calcul tout en maintenant les mêmes performances en compression. Une évaluation clinique a permis de conclure qu'un taux de compression de l'ordre de 30 :1 assure une adéquation diagnostique et une efficacité de compression dans un but d'archivage ou de transmission.

Mots clefs

Séquences angiographiques coronaires, Codeur H.264, Classification des macroblocs, Compensation de mouvement.

1 Introduction

Actuellement dans la plupart des pôles d'imagerie angiographiques coronaires, les examens sont transmis sur CD-ROM associé à une sélection d'images significatives. En l'absence de PACS (Picture Archiving and Communication System), les données numériques non stockées sont généralement perdues au bout de quelques jours ou semaines. Deuxième difficulté technologique vis-à-vis d'une solution numérique est la *visualisation dynamique*. Pour visualiser de nouveau un examen à la cadence nécessaire, il faut disposer d'une rapidité d'accès au médium de stockage. Le problème de visualisation devient encore plus difficile dans le cas d'un accès à partir de l'extérieur, via des réseaux bas débit.

La compression, en réduisant le volume des données nécessaires à la représentation de l'image, apparaît alors comme une solution efficace pour contourner ces difficultés technologiques majeures posées par l'archivage et la transmission des images angiographiques coronaires.

Actuellement, la compression JPEG sans perte est systématiquement intégrée dans le standard DICOM 3.0 (Digital Imaging and Communications in Medicine), utilisé à des fins de stockage sur médium en angiographie cardiaque. Cependant, cette technique ne constitue pas une solution pérenne à cause de ses limites en terme de taux de compression (entre 2 :1 et 3 :1 en fonction de l'image analysée). Une solution cruciale consiste alors à utiliser des méthodes de compression avec perte, qui permettent des taux de compression beaucoup plus élevés. Toutefois, le système de compression/décompression doit impérativement éviter l'introduction de distorsions entraînant des modifications dans l'interprétation qualitative et diagnostique des images. Plus particulièrement, les images angiographies coronaires diffèrent par leur nature des images médicales issues d'autres modalités, où une distorsion de la qualité a un impact moins important sur la précision diagnostique. Parmi les facteurs partiellement responsables de ceci nous pouvons citer : la petite taille des artères coronaires et leur collatérales, les structures très fines qui leur caractérisent, qui sont extrêmement sensibles à la compression avec perte. D'autre part, les artères sont identifiés par leur contraste local par rapport à l'image de fond. La qualité de l'image de contraste dépend de plusieurs paramètres tels que la taille du patient, l'orientation de projection des rayons X... La conception d'une méthode de compression appropriée aux images dynamiques d'angiographie coronaire par rayon X constitue alors un réel déficit. Il est toutefois frappant de constater le faible nombre d'études consacrées aux algorithmes de compression adaptés à ce type d'images [1] [2] [3] [4]. Ces méthodes sont acceptables pour la prise de décision clinique. Néanmoins, les taux de compression retenus, par consensus entre des médecins cardiologues et des physiciens, est très modeste (de l'ordre de 12 :1) comparé à ceux d'autres modalités imagerie médicale.

Il est alors nécessaire de développer des solutions efficaces

au problème de la compression des séquences angiographiques coronaires dans les centres de cardiologie.

Bien qu'elles soient adaptées à d'autres modalités d'imagerie médicale, les techniques de codage scalable à base de transformée en ondelettes, très souvent utilisés dans des applications d'archivage et de transmission des images médicales volumiques, ne sont pas adaptées aux angiographies coronaires [5]. Le codeur vidéo H.264/AVC [6], basé sur la transformée DCT, est reconnu par ses hautes performances en terme de compromis débit/distorsion mais au prix d'une complexité calculatoire très importante. L'étude menée dans [7], a montré que l'algorithme de compression H.264, appliqué aux images médicales dynamiques échographique et Tomographie Computarisée (TC), apporte un gain en terme de PSNR de l'ordre de 4.35 dB par rapport à MPEG-4. Cependant, aucun effort n'a été effectué à ce jour pour explorer les performances du codeur H.264 pour la compression des séquences angiographiques coronaires par rayon X.

Dans le cadre de notre travail, nous avons étudié la validation diagnostique du codeur H.264 pour les séquences angiographiques coronaires. Ensuite, dans le but de réduire la complexité calculatoire, nous avons apporté des modifications à son algorithme de compression sans pour autant affecter la performance en terme du compromis débit-qualité diagnostique. L'idée consiste à intégrer une phase de classification dans la chaîne de codage H.264 permettant d'activer le mode de compression selon l'importance de l'information diagnostique. Dans notre étude, afin d'étudier l'adéquation diagnostique de notre méthode de codage, nous avons demandé à des médecins cardiologues d'évaluer nos résultats sur plusieurs séquences angiographiques coronaires comprimées à des taux de compression variables. Les résultats obtenus suite à cette étude a permis de fixer la valeur du taux de compression à 30 :1 pour une qualité diagnostique acceptable.

Cet article est organisé comme suit : dans la section 2, nous décrivons, la procédure de codage proposée. Les résultats obtenus seront présentés dans la section 3. Enfin, une conclusion ainsi que des perspectives seront établies dans la dernière section 4.

2 Description de la solution proposée

Une des particularités qui caractérisent H.264, qui est à l'origine de la supériorité de ses performances par rapport aux normes précédentes, est l'estimation de mouvement ou la recherche de vecteurs mouvement. Dans ce processus, la norme propose une grande variété de formes et de tailles de blocs 16×16 , 16×8 , 8×4 , 4×4 avec une précision pouvant aller jusqu'au $1/4$ de pixel. H.264 utilise alors entre 8 et 36 types de blocs pour l'estimation de mouvement. Ainsi, les blocs caractérisés par des structures en mouvement peuvent être codés en utilisant des blocs de taille plus petite, ce qui permet d'améliorer considérablement la prédiction. Cette caractéristique permet de s'adapter plus finement au contenu spatial et en mouvement des images.

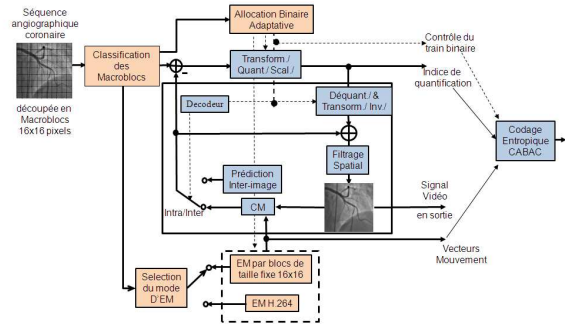


Figure 1 – Schéma fonctionnel du système de codage proposé.

Néanmoins, elle est à l'origine de la complexité qui pénalise le codeur H.264.

L'objectif de notre travail est l'élaboration d'un algorithme de compression vidéo permettant d'optimiser le compromis entre la complexité et la performance de la compression. Ceci en exploitant l'avantage d'une partition fine des macrobloccs et la simplicité d'une seule partition. L'idée est d'utiliser deux modes de compression afin de privilégier les régions diagnostiquement importantes. Pour cela, nous sommes menés à intégrer un processus de classification dans la chaîne de codage H.264, permettant de distinguer les régions contenant l'information diagnostique, de l'image de fond. Si la région, un macroblocc, est jugée signifiante, alors elle sera comprimée normalement en utilisant la structure du codage H.264. Sinon, elle sera comprimée d'une manière grossière sans découpage en blocs. Dans ce cas, le pas de quantification est fixé par défaut, sans passer par le processus d'optimisation du compromis débit/distorsion. La figure 1 montre le schéma fonctionnel du codeur proposé.

2.1 Classification des macrobloccs

L'analyse des images angiographiques coronaires nous a montré que les régions diagnostiquement importantes sont caractérisées par les zones d'irrégularités, comme les contours, et de discontinuités. En traitement d'image, les zones d'irrégularités peuvent être détectées à partir des caractéristiques mathématiques de l'image telles que la variance (ou l'écart-type). Une zone de l'image présentant des irrégularités a un écart-type élevé par rapport à ceux des zones homogènes.

D'après l'étude menée par Gibson *et al.*, il a été montré que les images angiographiques sont caractérisées par :

- l'image de fond, constituée par des zones diagnostiquement non importantes, elle occupe une grande partie de l'image,
- les régions contenant les détails importants sur les artères et leur contours et qui sont supposées être significantes

Après le découpage de l'image ou de la trame en ma-

croblocs de taille 16×16 , un processus de classification est réalisé sur chaque macrobloc en lui associant un indice binaire selon l'importance de l'information diagnostique qu'il représente. En conséquence, les macroblocs qui risquent de causer une dégradation du message visuel et une perte d'information utile pour le diagnostic sont soumis à un codage optimal. Les macroblocs non importants diagnostiquement sont quant à eux soumis à un codage économique du point de vue complexité calculatoire. On a vu que la classification d'un macrobloc dépend de ses propriétés statistiques, en particulier de l'écart-type de la distribution des niveaux de gris des pixels. Pour trouver la valeur du seuil à partir de laquelle le macrobloc est jugé signifiant, nous avons demandé à trois médecins cardiologues de donner leur avis sur la signifiante des macroblocs qui constituent des images issues de 25 séquences angiographiques coronaires. Les avis des médecins ont été comparés aux valeurs des écart-types de la distribution des pixels dans les macroblocs. Suite à cette comparaison, nous avons constaté que pour les macroblocs contenant des irrégularités ou des détails diagnostiquement utiles, la valeur de l'écart-type est supérieure à 6 (cf. figure 2)

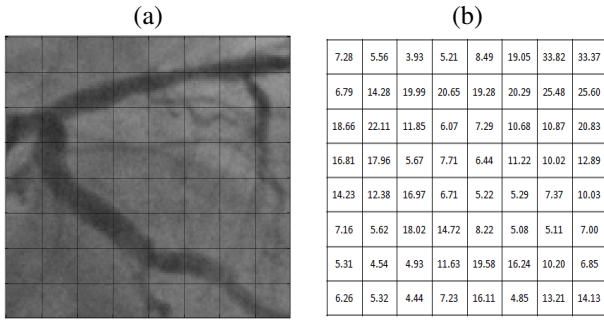


Figure 2 – a) Extrait d'une image angiographique coronaire découpée en macroblocs de même taille 16×16 (b) la carte des écart-types dans les macroblocs.

Soit M le macrobloc considéré, seule la moyenne m_M et l'écart-type S_M sont nécessaires pour effectuer la classification.

$$m_M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N c_M(i) \quad (1)$$

$$S_M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{(c_M(i) - m_M)^2} \quad (2)$$

où N est le nombre de pixels dans le macrobloc, et $c_M(i)$ le pixel d'indice i dans le macrobloc M . Pour identifier automatiquement les régions diagnostiquement importantes, une décision binaire B est formulée comme suit :

$$B_M = \begin{cases} 1, & \text{si } S_M \geq T \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (3)$$

où T est choisi égal à 6. Ainsi, un macrobloc est jugé important si son indice binaire est égal à 1.

2.2 Allocation binaire adaptative

Le mode de codage prédictif "Inter", adopté par le standard H.264 [8], est basé sur un système hybride d'optimisation du compromis débit-distorsion qui combine, la compensation de mouvement (CM), la quantification et le codage entropique. Ce système est fondé sur un coût Lagrangien qui se formule de la façon suivante :

$$\min_{m,V,q,U} d(X, \hat{X}) + \lambda.(r(m) + r(V) + r(q) + r(U)), \quad (4)$$

avec X une image issue de la séquence à coder, $\hat{X} = P(m, V) + \hat{Z}(q, U)$ est l'image reconstruite, P est l'image prédite, $\hat{Z} = \{\hat{z} : \hat{z} = \text{DCT}^{-1}(q, u)\}$, DCT^{-1} désigne la transformée DCT inverse, $d(\cdot)$ est la mesure de distorsion, $r(\cdot)$ désigne une fonction qui permet de calculer le débit, λ est le paramètre de Lagrange. m, V, q, U , sont respectivement : le mode de prédiction, le vecteur mouvement, le pas de quantification, et les coefficients transformés quantifiés. (q, U) correspond à un bloc.

L'algorithme itératif donné ci-dessous s'appuie sur des optimisations alternées à la fois pour le codage des images de résidu et la compensation de mouvement,

1. codage optimale de l'image de résidu : pour un mode de prédiction de mouvement P , le codage résiduel est optimisé par

$$\min_{q,U} d(X - P, \hat{Z}(q, U)) + \lambda.(r(q) + r(U)) \quad (5)$$

2. optimisation de la compensation de mouvement : pour une image de résidu reconstruite \hat{Z} , la CM est optimisée par

$$\min_{m,V} d(X - \hat{Z}, P(m, V)) + \lambda.(r(m) + r(V)) \quad (6)$$

Dans notre travail, nous avons proposé de reformuler le problème d'optimisation du compromis débit-distorsion en fonction de la signifiante ou de l'importance du macrobloc. Si le macrobloc est jugé diagnostiquement non signifiant, on utilise un pas de quantification fixé par défaut sans minimisation du coût lagrangien. De cette manière le problème d'optimisation du codage de l'image sera résolu indépendamment sur chaque macrobloc de taille 16×16 , de la manière suivante,

1. codage optimale de l'image de résidu : pour un mode de prediction de mouvement P , le codage résiduel est optimisé par

$$\min_U d(X - P, \hat{Z}(U)) + \lambda.(r(U)) \quad (7)$$

2. optimisation de la compensation de mouvement : pour une image de résidu reconstruite \hat{Z} , la CM est optimisée par

$$\min_V d(X - \hat{Z}, P(V)) + \lambda.(r(V)) \quad (8)$$

3 Résultats expérimentaux

Les concepts de codage ci-dessous ont été introduit dans la version JM 12.2 (FRExt) du code source de standard H.264. Afin d'évaluer les performances du codeur H.264 modifié pour les séquences angiographiques coronaires par rayon X, nous avons utilisé une série de 25 séquences angiographiques codées sur 8 bits par pixel. Ces séquences diffèrent par leur taille, le nombre d'images et leur contenu diagnostique.

3.1 Evaluation de la qualité de reconstruction

Compte tenu de l'impact fort de la validation dans le domaine médicale, nous avons testé notre codeur dans un environnement réel qui est le service des Explorations Fonctionnelles et Réanimation cardiaque de l'Hôpital La Rabta de Tunis. La qualité diagnostique d'une séquence angiographique coronaire est très dépendante du protocole d'acquisition et de la pathologie. Ainsi, nous avons fait appel à une étude comparative pour évaluer la lisibilité du diagnostic par les experts.

Rappelons que trois médecins ont été conviés à diagnostiquer, individuellement, chacune des 25 séquences décompressées. Dans un premier temps, nous avons cherché à déterminer les limites de notre codeur en terme de compromis débit/qualité diagnostique. Pour cela, nous l'avons testé pour différentes valeurs du taux de compression en faisant varier le paramètre de quantification QP dont la valeur varie entre 0 et 51. Après chaque simulation, c'est à dire pour chaque valeur de QP, nous avons montré la séquence reconstruite aux trois médecins cardiologues. Après avoir effectué les tests sur les 25 séquences, les trois médecins étaient d'accord pour juger que la qualité des images était presque parfaite pour des valeurs de QP inférieures ou égales à 24. En fixant la valeur de QP à 24, nous avons obtenu des taux de compression allant de 21 :1 à 48 :1, soit un taux de compression (TC) de moyenne de 30 :1.

Pour valider l'adéquation de notre méthode de compression par des mesures numériques, nous avons utilisé une mesure d'évaluation subjective de la qualité désignée par Mean Opinion Score (MOS) [9] pour juger la qualité diagnostique de l'image reconstruite après compression et décompression. Une note appartenant à l'ensemble {1, 2, 3} était attribuée par chacun des observateurs (médecins cardiologues), avec 1 indique une qualité inacceptable, 2 une qualité acceptable et 3 une reconstruction parfaite. Le MOS est alors obtenu en faisant la moyenne des notes données par chacun des trois médecins. D'après les résultats illustrés dans la figure 3, nous pouvons remarquer que pour la totalité des séquences testées, les médecins étaient capables d'interpréter sans difficultés les images issues de chacune des séquences considérées, en identifiant sans difficulté les détails fins à diagnostiquer comme les dissections, le thrombus, les stents, et les calcification. Par conséquent, notre système de codage vidéo peut être utilisé dans des applications médicales, sans l'introduction de distorsions

entraînant des modifications dans l'interprétation qualitative et diagnostique des images.

D'autres simulations ont été aussi effectuées, avec cette fois le PSNR (Peak Signal Noise ratio) comme mesure d'évaluation. Le PSNR moyen est évalué à partir du PSNR obtenu pour chaque image 2D de la séquence. Le nuage de points représentant la variation du MOS en fonction du PSNR est montré dans la figure 3. Chaque point représente une séquence angiographique testée. D'après la figure 3 nous pouvons constater que pour la même valeur de PSNR, les résultats peuvent être diagnostiquement de qualités bien différentes. Ce qui justifie les limites de l'efficacité du PSNR comme mesure d'évaluation de la qualité diagnostique des images.

3.2 Délais de calcul

Il est évident que l'utilisation d'une technique de compression vidéo conventionnelle pour les macroblocs issus de l'image de fond réduit considérablement la complexité calculatoire de l'algorithme de codage H.264. Ce constat se confirme par les résultats donnés dans le tableau 1 qui montre le temps d'exécution (en seconde) de notre algorithme et celui du codeur H.264 original. D'après ce tableau, nous remarquons que le gain en temps d'exécution varie entre 19% et 36%, soit une moyenne de 25%, selon le nombre et le contenu des images dans la séquence. Il est à noter que dans les deux cas (version modifiée et version originale du codeur H.264), durant la phase d'estimation de mouvement, nous avons sélectionné un mode de recherche rapide (*Simplified UMHexas*).

3.3 Comparaison avec d'autres méthodes

Pour montrer l'adéquation du codeur proposé aux séquences angiographiques coronaires, nous l'avons comparé aux deux codeurs de référence : 3D-SPIHT [10] et JP3D [11] (JPG2000 partie 10), qui fournissent à l'heure actuelle les meilleurs résultats en compression d'image médicale. La figure 4 compare en terme de PSNR les codeurs 3D-SPIHT et JP3D avec le codeur proposé, pour deux séquences issues de la base d'images du service des Explorations Fonctionnelles et Réanimation cardiaque de

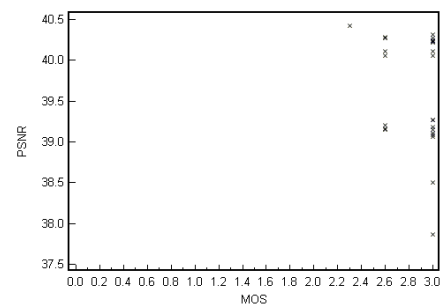


Figure 3 – Variation du MOS en fonction du PSNR. Chaque élément du nuage de points représente une séquence testée.

Tableau 1 – Temps d'exécution de notre codeur comparé à celui du codeur H.264.

Seq.	Taille de Seq.	TC	Gain	Délai cod. (s)	
				H.264	Notre Méthode
1	93x864x864	24	34%	127.7	83.5
2	65x864x864	23	36%	90.3	57.3
3	37x512x512	42	29%	12.9	9.1
4	42x512x512	38	26%	14.7	10.8
5	147x512x512	41	23%	54.7	42.1

l'Hôpital La Rabta. Nous remarquons que le codeur 3D-SPIHT donne les meilleurs résultats en terme de PSNR.

Des comparaisons visuelles, pour deux images extraites des deux séquences testées, sont présentées aux figures 5 et 6. Ces comparaisons visuelles nous ont permis de dégager les interprétations suivantes :

- les images issues de la séquence traitée par notre méthode de compression ont moins de bruit apparent dans les régions homogènes, les contours des artères sont conservés. Notre codeur offre un meilleur confort visuel dans la perception des données restaurées ;
- le PSNR n'est pas un critère suffisant pour évaluer la qualité de l'image. Nous pouvons constater que 3D-SPIHT fournit les valeurs les plus élevées en terme de PSNR, alors que la qualité visuelle est moins bonne que celle obtenue par notre méthode, ce que confirme l'analyse de la figure 3 ;
- les performances de compression de notre méthode sont proches de celles fournies par 3D-SPIHT, et toutes les deux dépassent celles de JP3D en particulier pour les forts taux de compression.

Le tableau 2 donne les délais de codage et de décodage en fonction des débits testés, pour une séquence de 16 images. Les résultats donnés dans le tableau 2, montrent que notre méthode présente une complexité algorithmique environ 4 fois plus grande que celle de 3D-SPIHT et 1.5 fois plus grande que JP3D. Cependant, le décodage présente une complexité algorithmique environ 2.5 fois plus faible que celle de 3D-SPIHT et 6.5 fois plus faible que JP3D. Cet avantage lui permet d'être retenue dans des applications très demandées comme l'accès à distance à partir d'une base d'images où le médecin exige un accès rapide au document.

4 Conclusion

Dans cet article nous avons présenté un codeur vidéo basé sur l'architecture de codage H.264, adapté aux séquences angiographiques coronaires. La stratégie de codage est fondée sur deux modes de compression activés selon le contenu diagnostique des régions dans chaque image de la séquence. Les résultats de simulation ont montré que le système de compression proposé maintient la même performance que le codeur H.264 original, en terme de dé-

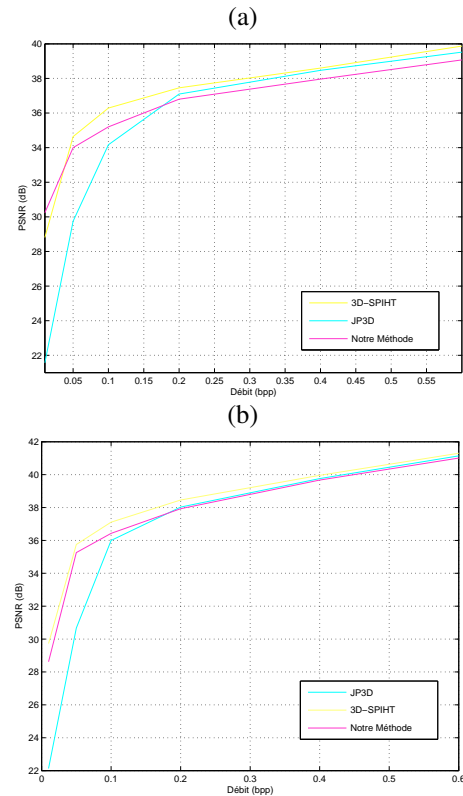


Figure 4 – Variation du PSNR en fonction du débit pour deux séquences angiographiques coronaires (8 bpp-16 × 512 × 512 pixels), (a) xa2, (b) xa12.

bit/qualité, mais au prix d'une complexité calculative nettement inférieure. Une évaluation subjective effectuée par des médecins cardiologues a montré que du point de vue précision diagnostique, notre système de compression est plus fiable que les deux codeurs de référence 3D-SPIHT, et JP3D, la comparaison par PSNR nuanciant cette conclusion avec les réserves sur celui-ci que nous connaissons. Il pourrait être intégré dans un PACS pour assurer l'accès rapide à partir d'une base d'images distante ou l'archivage en temps réel des angiographies coronaires. Il est toutefois important de considérer un choix optimal des valeurs du pas de quantification, de sorte que le meilleur compromis entre l'efficacité de compression et le coût calculatoire puisse être réalisé. Actuellement, nous travaillons sur l'optimisation de ce compromis par l'utilisation d'une quantification scalaire optimale selon un coût Lagrangien qui prenne en compte la complexité calculatoire.

Références

- [1] P. V. Beretta, R. Prost, et M. Amiel. Optimal bit allocation for full frame dct coding schemes-application to cardiac angiography. Dans *Proceedings of SPIE's 44th Annual Meeting : Medical Imaging*, pages 291–301, CA, USA, 1994.
- [2] B. T. Ho, M. J. Tsai, J. Wei, M. Ma, et P. Saipetch. Video compression of coronary angiograms based on

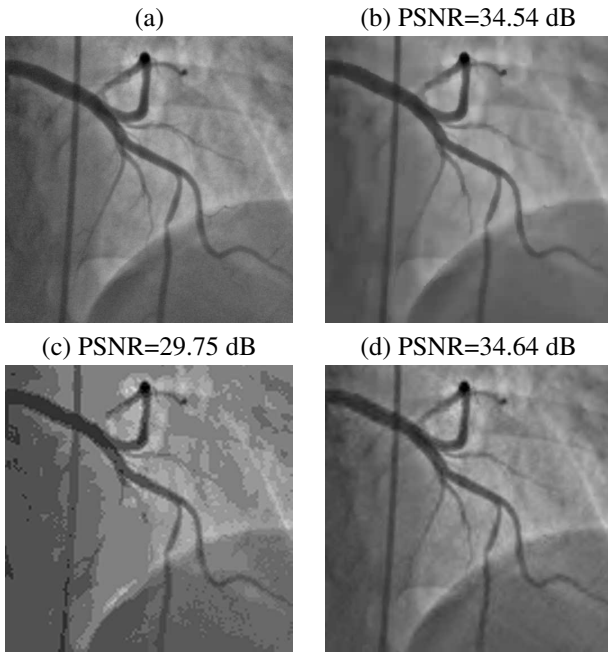


Figure 5 – Comparaison visuelle de différentes méthodes de compression pour un débit de 0.05 bpp. (a) Image extraite de la séquence xa2 originale ; (b) Notre Méthode ; (c) JP3D ; (d) 3D-SPIHT.

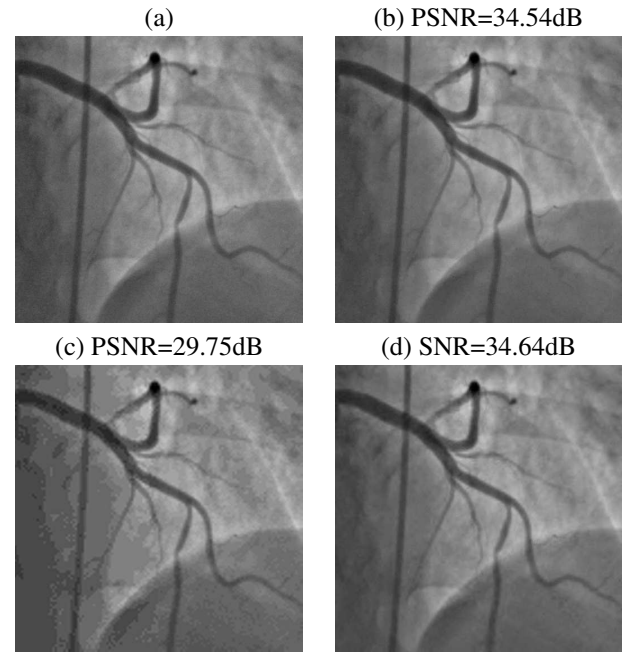


Figure 6 – Comparaison visuelle de différentes méthodes de compression pour un débit de 0.1 bpp. (a) Image extraite de la séquence xa2 originale ; (b) Notre Méthode ; (c) JP3D ; (d) 3D-SPIHT.

discrete wavelet transform with block classification. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(6) :814–823, 1996.

- [3] H. Benoit-Catin, A. Baskurt, D. Delamarre, et R. Prost. Adaptive image compression algorithm for angiograms stored on optical memory card. *Traitement du Signal*, 4(5) :433–443, 1998.
- [4] D. Gibson, M. Spann, et S. I. Woolley. A wavelet-based region of interest encoder for the compression of angiogram video sequences. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 18(2) :103–113, 2004.
- [5] A. Ouled Zaid, C. Olivier, et A. Nait-Ali. *Compression of Biomedical Images and Signals*. Chapter 8,

Tableau 2 – Temps d'exécution (en secondes) du codage et du décodage de : notre méthode, 3D-SPIHT et JP3D.

Débit (bpp)	3D-SPIHT		JP3D		Notre méthode	
	Délai cod.	Délai decod.	Délai cod.	Délai decod.	Délai cod.	Délai decod.
0.01	1.2	1.09	3.81	2.78	4.77	0.25
0.05	1.29	1.11	3.83	2.88	5.49	0.34
0.1	1.33	1.15	3.83	2.93	5.58	0.4
0.2	1.4	1.19	3.35	3.05	5.7	0.48
0.4	1.51	1.26	3.86	3.21	6.08	0.62
0.6	1.64	1.35	3.93	3.59	6.25	0.71

Wiley and Son, ISTE Ltd ed., 2008.

- [6] T. Wiegand, G. J. Sullivan, G. Bjontegaard, et A. Luthra. Overview of the H.264/AVC video coding standard. *IEEE Transactions on circuits and systems for video technology*, 13(7) :560–576, 2003.
- [7] H. Yu, Z. Lin, et F. Pan. Applications and improvement of h.264 in medical video compression. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I : Fundamental Theory and Applications*, 52(12) :2707–2716, 2005.
- [8] E. H. Yang et X. Yu. Rate distortion optimization for h.264 video coding : A general framework and algorithms. *IEEE Transactions on Image Processing*, 16(7) :1378–1382, 2007.
- [9] Z. Wang, E. P. Simoncelli, et A. C. Bovik. Multi-scale structural similarity for image quality assessment. Dans *IEEE Asilomar Conference on signals, Systems, and computers*, 2003.
- [10] Y. S. Kim et W. A. Pearlman. Stripe-based spiht lossy compression of volumetric medical images for low memory usage and uniform reconstruction quality. Dans *Proceeding of ICASSP*, pages 2031–2034, 2000.
- [11] P. Schelkens, C. M. Brislawn, J. Barbarien, A. Munteanu, et J. Cornelis. Jpeg2000-part 10 : Volumetric imaging. Dans *Proceeding of SPIE in Appl. Digital Image Process*, pages 296–305, CA, USA, 2003.