

Compression d'images adaptée aux angiographies coronaires pour le stockage sur carte à mémoire optique

Adaptive Image Compression Algorithm for Angiograms Stored on Optical Memory Card

par Hugues BENOIT-CATTIN¹, Atilla BASKURT^{1*}, Denis DELAMARRE², Rémy PROST¹

¹ CREATIS, Unité de Recherche CNRS (UMR 5515), affiliée à l'INSERM
INSA, Bat. 502, 69621 Villeurbanne Cedex

² Département d'Information Médicale (DIM), CHRU de Rennes

résumé et mots clés

Le projet Cardio-Média a pour objectif la création d'un prototype de dossier coronarien sur carte optique afin de faciliter le suivi clinique des patients traités par angioplastie. Dans cet article, nous présentons l'algorithme de compression mis en œuvre et les résultats obtenus. Notre algorithme utilise une transformation en ondelettes et une quantification vectorielle adaptée des coefficients d'ondelettes. Son originalité repose sur la phase d'apprentissage qui permet de disposer d'un algorithme de compression/décompression rapide adapté à la modalité médicale « angiographie ». Une évaluation subjective par consensus de la qualité diagnostique des images comprimées a permis de retenir un taux de compression de 12 qui répond aux contraintes matérielles et médicales du projet.

Compression d'images, imagerie médicale, angiographie, compression sous-bandes, quantificateur vectoriel sur treillis, évaluation de la qualité diagnostique.

abstract and key words

The main objective of the Cardio-Média project is to produce a coronarian multimedia data record stored on an optical card in order to offer a better follow-up for the patients treated by angioplasty. In this paper, we present the compression algorithm implemented to store the angiographic images of the data record. This algorithm is based on a wavelet decomposition followed by an adapted lattice quantization of the wavelet coefficients. An original bit allocation algorithm is used during a learning step in order to provide a fast coding algorithm which is adapted to the angiographic images. A subjective evaluation of the diagnostic quality of the images, based on the consensus approach leads to a compression ratio of 12:1 which insures both a sufficient medical quality and a sufficient data compression in regards to the storage capacity of the optical card.

Image coding, medical imaging, angiography, subband coding, pyramidal lattice quantization, diagnostic quality assessment.

* Depuis Septembre 1998, A. Baskurt est membre du LIGIM (Laboratoire Informatique Graphique Image Modélisation), EA1899, Bat 701, Université Claude Bernard Lyon I, 69622 Villeurbanne.

1. introduction

La compression d'images, domaine de recherche en plein essor, a pour objectif la réduction du volume occupé par les images numériques afin de faciliter leur stockage et/ou leur transmission. Un nombre important de travaux a été consacré à la compression d'images médicales [56] qui fait partie des nombreux domaines d'application de la compression d'images. On peut citer les approches basées sur la Transformée Cosinus Discrète (TCD) par blocs [32] [23] ou « full frame » [51] [10]; les approches par quantification vectorielle, en particulier celles associées à une présegmentation de l'image qui sont connues sous le nom de « Tree structured Vector Quantization » [18] [45]; les approches sous-bandes développées dans [3] [31] et plus récemment, celles [50] basées sur l'algorithme de Shapiro « Zero Tree » [53] qui donnent des résultats prometteurs en imagerie médicale [39] [13]. La compression de séquences d'images, en particulier en angiographie numérique, a été également abordée par des approches TCD « full frame » [15] et plus récemment par des approches [30] [34] basées sur l'algorithme MPEG [35].

Malgré l'importance des travaux dans le domaine de la compression des images médicales avec pertes contrôlées, l'évaluation de la qualité des images comprimées reste un problème particulièrement délicat (cf. § 2.2). En effet, la compression ne doit en aucun cas induire une modification de diagnostic ni choquer l'œil du médecin. A l'heure actuelle, on recherche encore un ensemble de critères fiables et simples à mettre en œuvre qui satisfasse à la fois les fabricants de systèmes d'imagerie, les radiologues et les législateurs.

Dans cet article, nous présentons l'algorithme de compression d'images que nous avons développé dans le cadre du projet Cardio-Média. Notre algorithme permet le stockage sur une carte optique d'un nombre important (environ 200) d'images angiographiques. Il est basé sur une transformation en ondelettes et sur une quantification des coefficients d'ondelettes (ou des sous-bandes) adaptée aux angiographies coronaires. L'originalité de notre approche repose sur une phase d'apprentissage qui permet de disposer d'un algorithme de compression/décompression rapide et adapté à une modalité médicale.

Le projet Cardio-Média (Novembre 1995-Septembre 1997) est un projet de recherche/développement destiné à produire un dossier médical multimédia sur carte optique pour améliorer le suivi clinique des patients traités par angioplastie. Pour la communauté hospitalière, ce projet doit conduire à la mise en place de standards en matière de dossiers multimédia portables sur carte optique afin de réaliser des économies de dépenses de santé en évitant les duplications d'examen. Pour les médecins cardiologues, l'attente se situe au niveau de la convivialité et de l'ergonomie du logiciel de consultation de ce type de dossier et aux fonctionnalités associées. Pour les industriels, ce projet est l'occasion d'aborder un marché certainement porteur pour l'avenir en élaborant une application en vraie grandeur, adaptée aux besoins des utilisateurs à partir

d'une expérimentation sur des sites variés. Quant aux chercheurs associés au projet, ils montrent à travers ce transfert technologique leur capacité réelle à répondre à un appel d'offre industriel.

Le dossier multimédia intègre plusieurs types d'information stockés sur une carte à mémoire optique personnelle : du texte (dossier médical), des images (fixes et animées) d'angiographies des coronaires et un signal ECG. Des expériences similaires ont déjà eu lieu, au Japon [12] où la carte optique est utilisée comme carte d'assurance maladie et permet d'enregistrer les consultations et prescriptions, en Corée [52] ou encore aux Etats-Unis [42] comme support d'images IRM et Scanner. En Europe, les expériences sont récentes et le projet Cardio-Média est l'un des quatre projets médicaux à base de carte optique. Pour ce type d'application, la carte à mémoire optique [24], compte tenu de sa capacité mémoire, constitue un support privilégié [29] [12]. Notons alors, que cette carte personnelle, associée à son porteur, peut être vue comme un élément du réseau de communication entre les différents acteurs du système de santé [17], le patient assurant lui-même la transmission des données.

Dans cet article, nous abordons uniquement la compression des images angiographiques qui fait partie de la tâche « Système de lecture / écriture sur carte optique » du projet Cardio-Média. Le lecteur pourra obtenir des précisions supplémentaires sur l'ensemble de ce projet dans [58].

Après avoir rappelé les contraintes matérielles du projet, nous détaillons, dans la section 2, l'algorithme de compression implanté et la méthode d'évaluation subjective utilisée pour compléter les critères quantitatifs usuels (erreur quadratique, rapports signal à bruit). Les résultats obtenus sont présentés dans la section 3.

2. matériels et méthodes

2.1. contraintes matérielles

La carte optique utilisée pour le projet Cardio-Média a une capacité mémoire de 4,89 M octets et la taille d'une carte bancaire. Elle devra contenir le dossier d'un patient traité par angioplastie, à savoir entre trois à cinq examens : un examen pré-opératoire, un examen post-opératoire et 1 à 3 examens de contrôle. Chaque examen contient du texte, un signal ECG et 44 images d'angiographie (4 fixes et une séquence de 40 images). A la mise en place du cahier des charges du projet Cardio-Média (Septembre 1995), le CHRU de Rennes ne disposant pas encore d'angiographes numériques, il a été décidé de numériser les images au format 512 × 512 pixels codés sur 8 bits (format couramment fourni par les angiographes numériques du marché).

Les examens sont effectués au CHRU de Rennes et sont stockés, en plus de l'archivage hospitalier obligatoire, sur la carte personnelle du patient. La carte est principalement destinée à être lue par

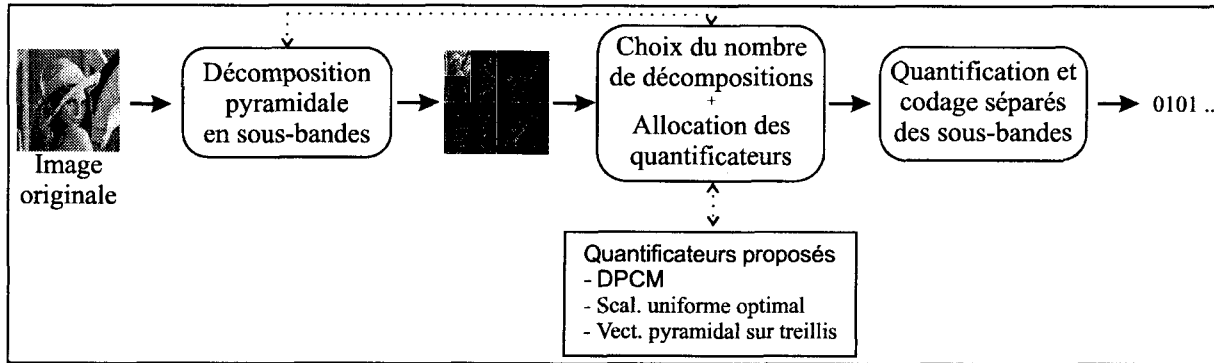


Figure 1. – Schéma de l'algorithme de compression proposé.

le cardiologue de ville, qui a ainsi la possibilité d'accéder de façon ergonomique aux examens réalisés à l'hôpital, en particulier les séquences d'images. Il ne s'agit donc pas de poser un diagnostic à partir des images de la carte, mais de garder une trace des examens effectués avec une qualité suffisante pour retrouver visuellement les pathologies décrites dans les comptes-rendus médicaux. La carte pourra être également consultée en cas d'hospitalisation en urgence pour visualiser très rapidement les derniers examens subis par le patient. Pour des raisons pratiques pour le patient (une unique carte à conserver sur soi), et pour des raisons financières pour les organismes de santé publique (une carte coûte actuellement 50 F HT), il est souhaitable de limiter à un le nombre de cartes par patient.

Chaque carte est donc destinée à stocker entre 33 et 55 M octets d'images, ce qui impose, pour les images, un taux de compression compris au minimum entre 7 et 12. Nous avons choisi de travailler sur un taux de compression plus élevé (entre 10 et 20) afin de pouvoir envisager le stockage de séquences d'images plus longues. Les méthodes de compression sans perte d'information ne permettant pas de réduire suffisamment le volume de ces images [36] [41], nous avons eu à mettre en œuvre un algorithme de compression avec pertes contrôlées. En plus de la contrainte en taux de compression, nous devons élaborer une méthodologie adaptée à la modalité médicale « angiographie » et qui offre un temps de compression / décompression rapide, le temps d'accès à la carte étant déjà long (8 ko/s en écriture et 19 ko/s en lecture).

Compte tenu de ces contraintes, en nous basant sur les travaux existants et sur l'expérience du laboratoire CREATIS dans le domaine de la compression des images médicales [2] [5] [7] [8] [9] [21] [23], nous avons choisi de mettre en œuvre une approche de type sous-bandes. En effet, par rapport aux approches basées sur la TCD, l'approche sous-bandes permet de s'affranchir des effets de bloc, elle est plus rapide et plus facile à adapter aux angiographies, et elle autorise la décompression progressive [4] des images. Les approches fractales ont également été écartées du fait de leur manque de souplesse au niveau du réglage du taux de compression et de la lenteur de la phase de codage.

Pour les séquences d'images, le choix d'un schéma de codage exploitant la redondance temporelle a été envisagé. Ce type de schéma permet en effet d'augmenter le taux de compression. Cependant le temps de compression est plus long (en raison de l'estimation de mouvement), le taux de compression est plus délicat à régler et la qualité des images comprimées n'est pas stable au cours du temps. De plus, des études menées en collaboration avec Philips Medical Systems [11] ont montré que ce type de schéma n'est pas adapté à la compression de séquences angiographiques. En effet, les artères possèdent des contours nets et se déplacent fortement entre deux images. De plus, la diffusion du produit de contraste dans les artères provoque une variation de niveau de gris difficilement compensable d'une image à l'autre. En considérant ces différents arguments et compte tenu du cahier des charges (capacité de la carte et nombre d'images à stocker), nous avons choisi de comprimer les images de séquences plan par plan, comme une série d'images fixes en utilisant l'algorithme décrit ci-dessous.

La qualité diagnostique des images comprimées sera évaluée par une approche subjective par consensus décrite au paragraphe 2.2. Dans la perspective du passage au tout numérique, il a été considéré que les images numérisées correspondaient aux images initiales, bien que cela ne soit pas sans conséquence, comme nous le soulignons au paragraphe 3.

2.2. schéma de compression

Le schéma de l'algorithme de compression sous-bandes mis en œuvre est donné figure 1. Il est basé sur une décomposition pyramidale (en octaves) en sous-bandes de l'image à l'aide des filtres ondelettes bi-orthogonaux [4]. Les sous-bandes sont ensuite quantifiées séparément par des approches scalaire ou vectorielle sur treillis [25]. L'originalité de ce schéma vient de sa phase d'apprentissage. En effet, pour s'adapter à la modalité d'images, un nombre important de quantificateurs est proposé et le nombre de décompositions à effectuer n'est pas fixé *a priori*. L'algorithme d'allocation des bits que nous avons implanté (cf. Annexe) choisit le nombre de décompositions et le meilleur

quantificateur pour chaque sous-bande, de façon à minimiser l'erreur quadratique pour un taux de compression donné. Après cette phase d'apprentissage réalisée sur un ensemble représentatif d'images, le schéma de compression est figé : le nombre de décompositions et les quantificateurs pour chacune des sous-bandes restent constant pour chaque image. A la décompression, les sous-bandes sont décodées et déquantifiées séparément avant reconstruction.

Les paragraphes qui suivent, détaillent les différents éléments de l'algorithme de compression : la décomposition en sous-bandes, l'algorithme d'allocation des bits, les quantificateurs des sous-bandes.

2.2.1. décomposition en sous-bandes

La compression sous-bandes a été initialement développée pour le codage de la parole [19]. Son principe de base consiste à diviser la bande de fréquence d'une image, en bandes de fréquence partiellement décorréelées et à compresser chaque sous-bande séparément, en tenant compte de la quantité d'information qu'elle contient.

Dans le cadre du projet Cardio-Média, nous avons choisi, de décomposer les images en sous-bandes à l'aide de filtres à réponse impulsionnelle de durée finie monodimensionnels et itérés en octaves. Cette approche utilisée par Woods *et al.* [57] est simple à implanter, elle permet d'obtenir facilement une représentation multirésolution de l'image [38] et ses performances en compression sous-bandes sont reconnues. De plus, l'itération en octaves (seule la sous-bande basse-fréquence est décomposée à nouveau) est bien adaptée aux images angiographiques qui présentent une forte concentration de l'énergie vers les basses fréquences [11]. Une décomposition irrégulière optimisée aurait été plus coûteuse en temps de calcul sans être plus performante [1].

Une importante étude des filtres de décomposition [9] nous a conduit à utiliser les filtres bi-orthogonaux 9-7 d'Antonini *et al.* [4]. Ces filtres sont à phase linéaire, à reconstruction parfaite et réguliers. Ils donnent de bons résultats en compression d'images [4] [9] et ils répondent bien à la contrainte de rapidité, puisqu'ils sont courts et permettent la mise en œuvre d'algorithmes rapides de décomposition [49] en utilisant une convolution symétrique [54] pour réduire les effets de bords des images.

Pour ces images angiographiques de taille 512×512 pixels, le nombre maximal de décompositions est fixé à trois. En effet, un nombre de décompositions supérieur ne permet pas d'augmenter la qualité des images comprimées pour les taux considérés (*cf.* figure 2) et augmente le temps de calcul. Un exemple de décomposition d'une angiographie numérique est présenté figure 3. Nous pouvons constater visuellement sur cet exemple, la forte concentration de l'information dans la sous-bande basse-fréquence à la résolution « -3 » (située en haut à gauche).

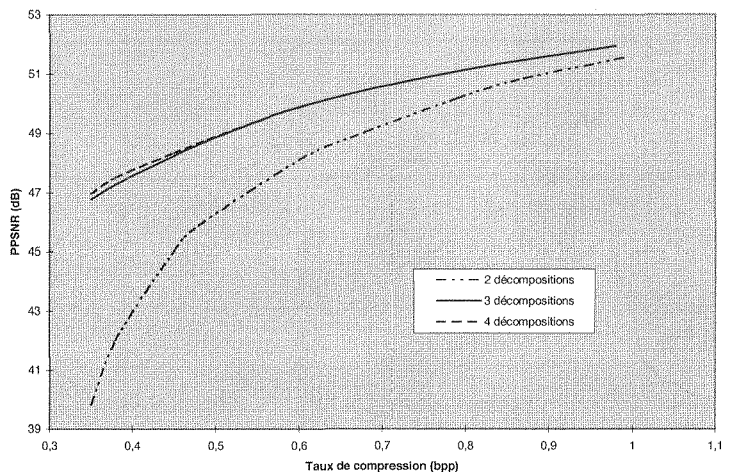
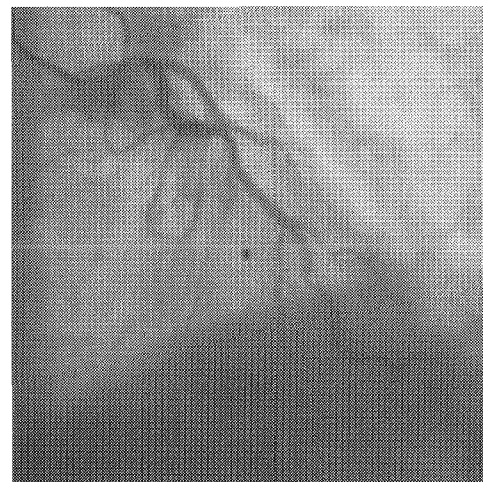
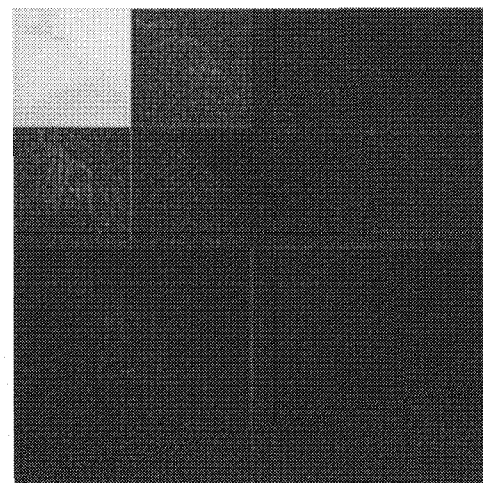


Figure 2. – Courbes PSNR/Taux de compression obtenues sur l'angiographie de la figure 3 pour un nombre de décompositions variable.



(a)



(b)

Figure 3. – Décomposition pyramidale d'une angiographie (a) avec 3 niveaux de décomposition (b).

2.2.2. allocation des bits

Nous avons mis en œuvre un algorithme d'allocation de bits aux sous-bandes initialement proposé par Ramchandran *et al.* [47]. Cet algorithme sélectionne parmi les quantificateurs proposés les plus adaptés à chacune des sous-bandes (méthode de quantification et nombre de bits) et choisit également le nombre de décompositions à effectuer afin de minimiser l'erreur quadratique moyenne globale pour un nombre total de bits inférieur à un budget donné qui fixe le taux de compression. Ce problème d'optimisation sous contraintes est résolu en utilisant les multiplicateurs de Lagrange. L'algorithme est détaillé à la fin de cet article en Annexe et il est comparé à d'autres approches dans [9].

L'intérêt de cet algorithme est d'être optimal dans le contexte utilisé. En effet, il ne fait aucune hypothèse sur les lois de distribution des sous-bandes ni sur les distorsions de quantification. Il choisit pour un taux donné, le meilleur nombre de décompositions et, parmi les quantificateurs proposés, les meilleurs (ceux qui minimisent l'erreur quadratique). Il permet un choix impartial entre différents types de quantificateurs, qui peuvent être de complexité très variée.

Son inconvénient majeur provient du fait qu'il applique réellement tous les quantificateurs proposés à chacune des sous-bandes et mesure à chaque fois, la distorsion introduite et le nombre de bits nécessaires, ce qui pour un nombre élevé de sous-bandes et/ou de quantificateurs, peut nécessiter plusieurs minutes de calcul. Or, dans le cadre du projet Cardio-Média, nous nous affranchissons de cet inconvénient en réalisant une phase d'apprentissage sur un échantillon d'images représentatives. Cet apprentissage permet de choisir, pour un taux de compression fixé, le nombre de décompositions et les quantificateurs à appliquer à chaque sous-bande (*cf.* tableau 1). Dans un deuxième temps, on fige le schéma de compression en supprimant la phase d'allocation des bits, ce qui permet d'avoir une compression très rapide.

2.2.3. quantification des sous-bandes

Pour la quantification des sous-bandes basse-fréquence, nous avons retenu une approche de type DPCM [46] suivi d'un quantificateur scalaire uniforme optimal associé à un codeur arithmétique [46], avec un nombre de niveaux de quantification variant de 3 à 511 (20 possibilités).

Pour les sous-bandes haute-fréquence, nous utilisons un quantificateur scalaire uniforme optimal associé à un codeur arithmétique, avec un nombre de niveaux de quantification variant également de 3 à 511 (20 possibilités) et le quantificateur vectoriel pyramidal sur treillis [25] avec des vecteurs de taille (2×2) en proposant 28 rayons de dictionnaire allant de 1 à 125.

Ces méthodes de quantification restent simples à mettre en œuvre tout en étant performantes [21] [9].

2.3. évaluation médicale des images comprimées

L'utilisation des méthodes de compression avec perte d'information en imagerie médicale ne fait pas encore l'unanimité chez les radiologues [56] qui craignent de perdre des détails et donc de commettre une erreur diagnostic. Ces réticences sont renforcées par le manque de méthodes d'évaluation standardisées permettant de fixer avec fiabilité le taux de compression.

Seule la méthode d'évaluation basée sur le protocole des courbes « ROC » (Receiver Operating Characteristic) [55] [40] [6] bénéficie d'un certain consensus pour sa fiabilité. Les courbes obtenues par ce protocole servent à estimer dans quelle mesure les variations du diagnostic constatées entre des lots d'images originales et comprimées est imputable à la technique de compression employée ou aux fluctuations normales d'estimation des experts. En pratique, pour une base importante d'images, les experts répondent à un questionnaire à choix multiples pour décider de l'absence ou de la présence d'une configuration de l'image liée à une pathologie unique.

Dans le cadre du projet Cardio-Média, les angiographies pouvant présenter des signes liés à des pathologies diverses voire pas de pathologie, nous ne pouvons pas appliquer le protocole ROC pour l'évaluation de notre méthodologie de compression. Nous nous sommes donc orientés vers une évaluation subjective de la qualité diagnostique des angiographies similaire à celle effectuée sur des radiographies de poumon dans [18]. Cette évaluation est associée à une approche par consensus généralement utilisée pour évaluer des nouveaux systèmes d'imagerie médicale [44] [48].

Une base d'images composée d'images originales et de leurs versions comprimées à différent taux est constituée. L'évaluation implique deux experts médicaux qui ont à répondre pour chaque image visualisée (sans connaissance du taux de compression) à la question « est-ce que l'image présente une qualité acceptable pour un diagnostic et peut-elle participer à une décision thérapeutique? ». La réponse se fait en affectant une note subjective à l'image. Cinq notes sont possibles :

1. qualité inacceptable (image non utilisable)
2. basse qualité (image très difficile à utiliser)
3. qualité moyenne (image utilisable mais en dessous du standard)
4. bonne qualité (image utilisable et très adéquate)
5. excellente qualité

Pendant une session les deux médecins évaluent simultanément et séparément chaque image. En fin de session, les notes de chaque image sont comparées : si elles sont identiques, elles sont validées ; si elles diffèrent, les radiologues revoient ensemble l'image et décident par consensus de la seule note à attribuer.

	Sous-bande basse-fréquence	Sous-bande haute-fréquence horizontale	Sous-bande haute-fréquence verticale	Sous-bande haute-fréquence diagonale
Résolution «-1»		PVQ : 30	PVQ : 10	0
Résolution «-2»		PVQ : 30	PVQ : 30	PVQ : 20
Résolution «-3»	DPCM : 6.4 bpp	PVQ : 45	PVQ : 40	PVQ : 25

Tableau 1. – Résultat de l'apprentissage pour un taux de 20 : quantificateurs retenus pour chacune des sous-bandes. Pour le PVQ, on indique le rayon du dictionnaire choisi.

3. résultats et discussion

L'algorithme de compression a été entièrement réalisé en langage C sur PC sous windows'95. Les fonctions de compression et décompression des images sont intégrées dans un code DLL. Ce code DLL¹ est utilisé par l'interface homme-machine (figure 4) du projet Cardio-Média développé en langage C++ de type « plugin » pour navigateur Netscape. Le format retenu pour les images est DICOM² [22] et l'entête DICOM est conservée avec le fichier comprimé.

Le tableau 1 donne le résultat de la phase d'apprentissage (sur 10 images type) pour un taux de compression de 20. Le quantificateur pyramidal sur treillis a été systématiquement retenu pour les sous-bandes haute-fréquence. Appliquée sur 10 images hors ensemble

d'apprentissage, cette allocation de bits conduit à un taux moyen de 20,6 avec un écart type de 1,6, ce qui confirme la validité de notre apprentissage. Des résultats similaires ont été obtenus pour des taux de 10, 12, 15 et 20. Des exemples d'images décomprimées sont donnés figure 5 et figure 7.

Notre approche conduit à une qualité, en terme de PPSNR³, supérieure de l'ordre de 1 dB à celle obtenue avec JPEG⁴ [43] tout en étant plus rapide en particulier au décodage. Ce résultat est observé pour des taux de compression compris entre 10 et 20.

Les temps de compression et décompression ont été évalués sur un PC équipé d'un processeur Pentium-133 Mhz et de 32 Mo de RAM. Le temps de compression (accès disque compris) est inférieur à 2 secondes, celui de décompression et de l'ordre de la seconde. Cette différence s'explique en particulier par le calcul des codes à longueur variable lors du codage des sous-bandes quantifiées.

Afin de fixer le taux de compression satisfaisant à la fois les contraintes matérielles de la carte optique et les exigences de qualité des cardiologues, nous avons procédé à l'évaluation de la qualité diagnostique des images comprimées.

Les résultats de l'évaluation subjective par consensus sont présentés sous la forme d'une courbe « qualité subjective/taux de compression » interpolant la valeur moyenne des notes obtenues. En fonction de l'application, les médecins choisissent une qualité subjective limite qui fixe le taux de compression à ne pas dépasser.

En pratique, 2 cardiologues expérimentés du CHRU de Rennes ont évalué une base d'images de 100 angiographies contenant 20 images originales représentatives et leurs versions codées avec des taux de compression de 10, 12, 15 et 20. L'évaluation s'est déroulée en trois sessions afin d'éviter fatigue et lassitude. Les 40 images de chaque session ont été présentées dans un ordre aléatoire, sans la connaissance du taux de compression et dans des conditions de visualisation stables (écran, luminosité ambiante, etc.)

La figure 5 donne un exemple d'images avec leur note respective. La note de 3 affectée à l'image comprimée par un facteur 20 (figure

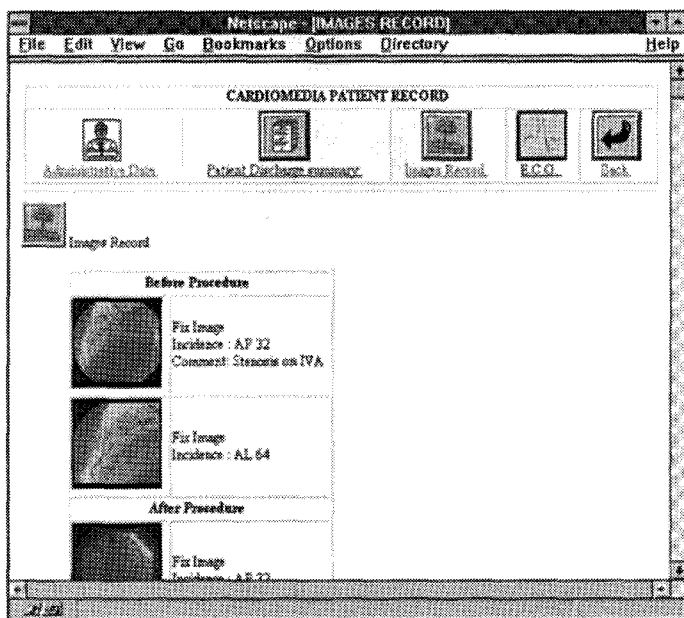


Figure 4. – Interface de consultation du dossier Cardio-Média.

1. DLL : Dynamic Link Library.
2. DICOM : Digital Imaging and COmmunication in Medicine.

3.PPSNR : Peak to Peak Signal Noise Ratio.
4. Joint Photographic Expert Group.

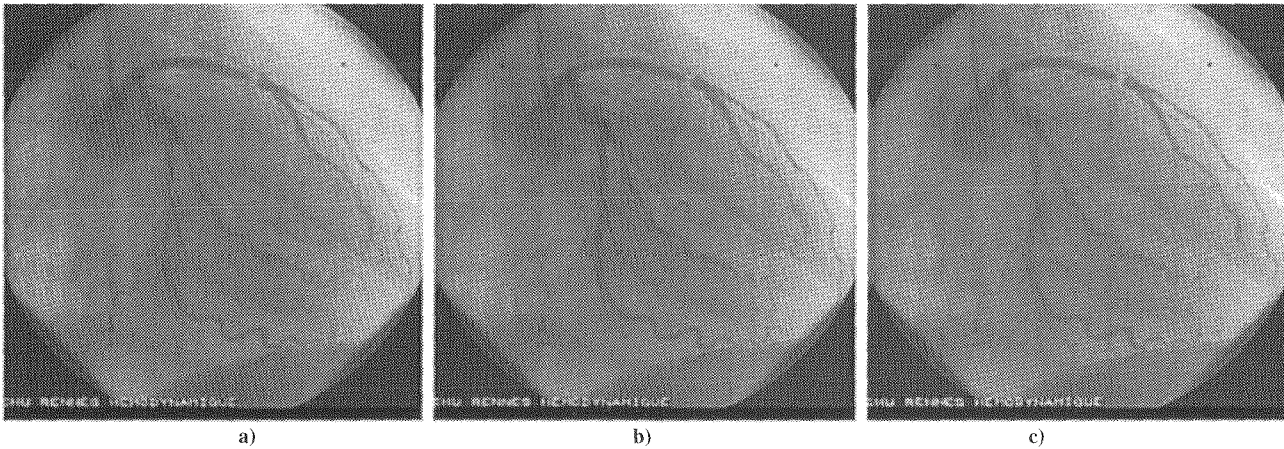


Figure 5. – Angiographie originale (a) et comprimée par un facteur 12 (b) et 20 (c). Le PPSNR et la note consensuelle donnée par les 2 cardiologues sont indiqués pour chacune des images. a) $T_c = 1$, PPSNR = ∞ , Note = 5. b) $T_c = 12$, PPSNR = 34,3 dB, Note = 4. c) $T_c = 20$, PPSNR = 34,1 dB, Note = 3.

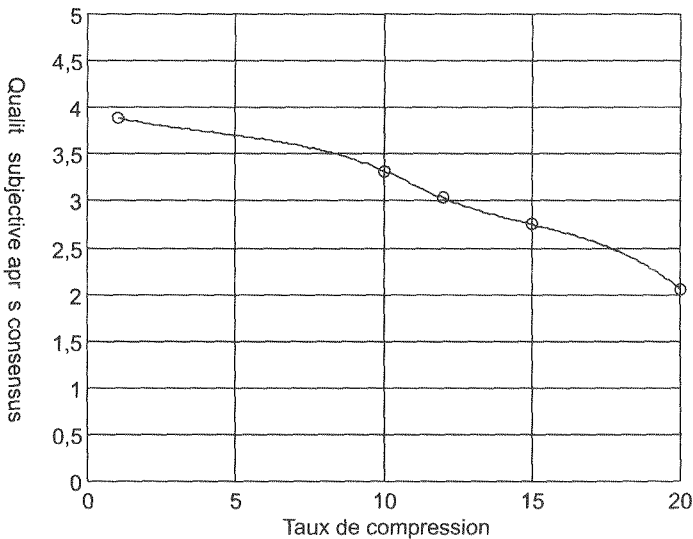


Figure 6. – Courbe «qualité subjective/taux de compression» issue de l'évaluation par consensus de la qualité diagnostique des images.

5.c) prend certainement en compte les petits artefacts visuels tout en indiquant que l'image conserve sa qualité diagnostique.

Les résultats de l'évaluation par consensus sont présentés figure 6. Les points « o » représentent la valeur moyenne des notes obtenues sur les 20 images pour un taux donné. La courbe a été tracée par interpolation spline cubique. Nous avons demandé aux cardiologues de fixer un seuil minimal de qualité permettant de préserver une qualité diagnostique qui soit en adéquation avec l'utilisation qui allait être faite de ces images (cf. § 2.1). Le seuil de 3 a été choisi, ce qui fixe le taux de compression à 12 (cf. figure 5). La figure 7 montre une image comprimée avec ce facteur et souligne la bonne qualité visuelle obtenue.

Remarquons que lors de l'évaluation 45% des images ont été notées de façon identique, 47% avec seulement un point d'écart

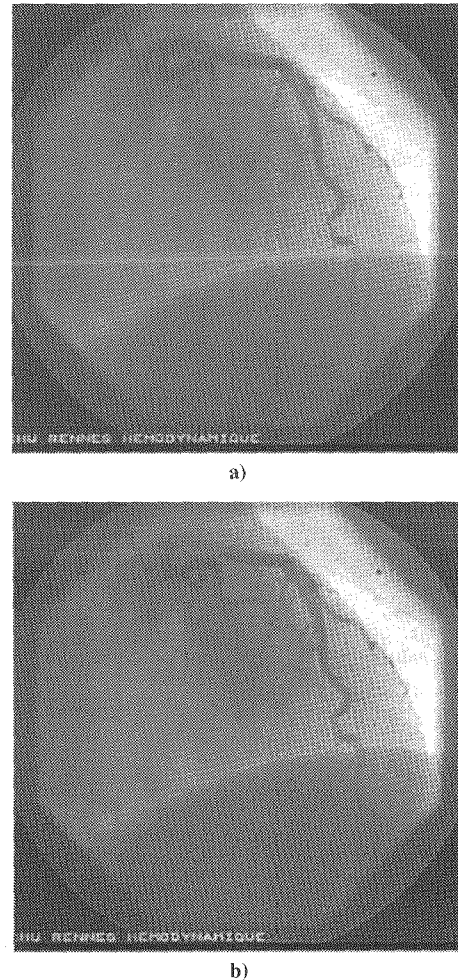


Figure 7. – Angiographie originale (a) et comprimée (b) par le facteur 12 retenu après l'évaluation médicale par consensus.

et les 8% restantes avec deux points d'écart. Ceci souligne la validité de cette notation subjective.

	Sous-bande basse-fréquence	Sous-bande haute-fréquence horizontale	Sous-bande haute-fréquence verticale	Sous-bande haute-fréquence diagonale
Résolution «-1»		PVQ : 40	PVQ : 30	0
Résolution «-2»		PVQ : 80	PVQ : 55	PVQ : 25
Résolution «-3»	DPCM : 7 bpp	PVQ : 90	PVQ : 75	PVQ : 50

Tableau 2. – Résultat de l'apprentissage pour un taux de 12 : quantificateurs retenus pour chacune des sous-bandes. Pour le PVQ, on indique le rayon du dictionnaire choisi.

Notons figure 6, que la moyenne des notes affectées aux images originales est inférieure à 4. Ceci s'explique par le fait que le système d'imagerie utilisé pour le projet Cardio-Média fournit des images analogiques qui sont ensuite numérisées à partir du signal vidéo au format $512 \times 512 \times 8$ bits. Le passage à des angiographes numériques règle naturellement ce problème et pourrait permettre un taux de compression limite de 20 comme le laisse penser nos premiers essais.

L'évaluation médicale subjective par consensus a permis de retenir le taux de compression de 12. Actuellement, notre algorithme fonctionne sur les différents sites pilotes avec les paramètres de quantification fournis tableau 2.

Par ailleurs, concernant l'évaluation des images médicales comprimées avec pertes, une approche de type « figure de Mérite » [28] [33] pourraient venir compléter l'approche subjective par consensus proposée. Cette approche récente définit des mesures prenant en compte non seulement la dégradation due à la compression (comme l'erreur quadratique moyenne) mais aussi la structure de l'image (en intégrant des critères psychovisuels) permettant ainsi de définir un seuil au-dessous duquel une méthode de compression ne dégradera pas la qualité diagnostique.

4. conclusion

Dans le cadre du projet Cardio-Média, nous avons proposé et mis en œuvre un algorithme original de compression adapté aux images angiographiques des coronaires. Une évaluation médicale subjective par consensus des images comprimées a permis de fixer un taux de compression de 12 qui respecte à la fois les contraintes matérielles et médicales. Notre algorithme a été intégré à l'interface permettant l'exploitation d'un prototype de dossier coronarien sur carte optique. Ce projet est actuellement en phase d'évaluation sur trois sites hospitaliers (CHU de Rennes, Hôpitaux de Saint Malo et Lorient).

Bien qu'aujourd'hui, il existe de nouveaux algorithmes [50] de compression probablement plus performants que celui que nous avons proposé, ce projet a été l'occasion de réaliser, au cours

d'une collaboration pluridisciplinaire (ingénieurs, chercheurs, médecins), un transfert de connaissances vers le monde industriel et de démontrer la capacité d'un laboratoire de recherche à répondre avec réalisme et efficacité à un projet industriel.

Par ailleurs, les premières évaluations du projet Cardio-Média soulignent la nécessité de passer à des formats directement numériques pour les signaux ECG et pour les angiographies afin d'améliorer la qualité des données, la nécessité d'améliorer la sécurisation des données en associant les technologies optiques et carte à puce, et enfin la nécessité de mener une réflexion sur l'association des cartes patient avec les réseaux hospitaliers.

5. remerciements

Nous tenons à remercier le Docteur M. Bedossa et le Docteur H. Lebreton (CHU Rennes) qui ont évalué les images comprimées.

Nous tenons également à remercier nos partenaires, le Professeur Y. Le Boeux (Département d'Information Médicale DIM, CHU de Rennes), S. Croci et E. Cordonnier (ETIAM s.a., Rennes) et M. Decaix (CANON France).

Le projet Cardio-Média est financé par le Conseil de l'Informatique Hospitalière et de la Santé (CIHS) sous le numéro CIHS005.

Notre travail s'inscrit dans la thématique du GT8 « Compression et Communication » du GdR CNRS PRC ISIS.

6. annexe

Nous donnons ici la version de l'algorithme d'allocation des bits que nous avons implantée. Elle découle de l'algorithme de Ramchandran et Vetterli [47] en se plaçant dans le cas d'une décomposition pyramidale en sous-bandes mise en œuvre avec des filtres orthogonaux monodimensionnels. Les filtres bi-orthogonaux utilisés (9-7 d'Antonini *et al.* [4]) étant très proches de l'orthogonalité, ils peuvent être utilisés avec cette version de l'algorithme.

Pour simplifier les notations, on considère que l'ensemble des quantificateurs disponibles q_i est le même pour toutes les sous-bandes. Un quantificateur q_i est entièrement défini par une méthode de quantification (scalaire, vectorielle,...) et un ou plusieurs paramètres, qui influent sur le taux de compression et la distorsion.

Lorsque la $j^{\text{ème}}$ sous-bande de la résolution i (notée $\text{ima}_{i,j}$) est quantifiée avec le quantificateur q_k , on mesure la distorsion introduite par ce quantificateur ainsi que le nombre de bits nécessaire pour coder la sous-bande ainsi quantifiée. La distorsion est notée $D_{i,j,k}$ et le nombre de bits $R_{i,j,k}$.

L'algorithme proposé permet de résoudre, de façon optimale en fonction des quantificateurs disponibles et d'un nombre maximal de décompositions autorisées, le problème suivant : minimiser la distorsion totale de quantification (D) en respectant R inférieur à R_b , où R correspond au nombre total de bits utilisés et R_b au nombre total de bits disponibles ce qui peut s'écrire :

$$\text{Min}_{R \leq R_b} (D) \quad (1)$$

En utilisant les propriétés d'additivité du taux et de la distorsion lorsque l'on change de résolution (propriétés vérifiées dans le cadre de bancs de filtres orthogonaux), l'optimisation sous contraintes précédente peut être traitée comme une optimisation sans contrainte, via la technique des multiplicateurs de Lagrange. La fonction coût Lagrangien (notée J) intègre le nombre de bits et la distorsion par l'intermédiaire du multiplicateur de Lagrange noté λ :

$$JD + \lambda R \quad (2)$$

On peut décomposer l'algorithme d'allocation de bits en une phase d'initialisation et en deux procédures successives :

Initialisation :

- Un nombre maximal N_d de décompositions est fixé.
- L'ensemble des N_q quantificateurs est choisi.
- On décompose N_d fois l'image à coder. Dans le cadre d'une décomposition pyramidale, chaque décomposition donne quatre sous-bandes. On travaille alors avec l'ensemble des sous-bandes obtenues et l'image originale, soit N_{sb} sous-bandes, avec $N_{sb} = 4 * N_d + 1$.
- Les N_{sb} sous-bandes sont quantifiées séparément avec les N_q quantificateurs. Pour chaque quantificateur k , on mesure la distorsion $D_{i,j,k}$ introduite sur la sous-bande (i,j) , ainsi que le nombre de bits nécessaire au codage $R_{i,j,k}$.

Procédure 1 : Cette procédure recherche pour un λ donné, le nombre optimal de décompositions et les meilleurs quantificateurs, indépendamment pour chaque sous-bande. Ceci est obtenu lorsque le coût Lagrangien total est minimal, ce qui peut s'écrire :

$$\text{Min}_{qk} (J) = \text{Min}_{qk} (D + \lambda R) = \sum_i \sum_j \text{Min}_{qk} (D_{i,j} + \lambda R_{i,j}) \quad (3)$$

Cette procédure est simple à programmer : en effet, pour chacune des sous-bandes, on recherche le quantificateur qui minimise le coût Lagrangien $J_{i,j} = D_{i,j} + \lambda R_{i,j}$.

Ensuite, si la somme des quatre coûts Lagrangiens de la résolution « $-i$ » est plus grande que le coût Lagrangien de la sous-bande basse fréquence de la résolution supérieure « $-(i-1)$ », alors l'arbre de décomposition est coupé avant la résolution $-i$ et de ce fait le niveau de décomposition optimal pour le λ en question devient $(i-1)$.

Procédure 2 : Cette procédure sert à déterminer le multiplicateur de Lagrange optimal λ_{opt} , qui assure $R \leq R_b$. Le multiplicateur de Lagrange correspondant à λ_{opt} est en fait la solution du problème suivant :

$$\text{Max}_{\lambda} [D(\lambda) + \lambda(R(\lambda) - R_b)] \quad (4)$$

Cette maximisation est obtenue en utilisant un algorithme de type Newton [47] [20] qui en pratique converge rapidement (moins de 10 itérations).

BIBLIOGRAPHIE

- [1] A.N. Akansu, R.A. Haddad, Multiresolution signal decomposition, *New-York : Academic Press Inc.*, 1992, 376 p.
- [2] N. Akrouf, Contribution à la compression d'images par quantification vectorielle : algorithmes et circuit intégré spécifique, *Thèse de Doctorat, INSA Lyon, spécialité Dispositifs de l'Electronique Intégrée*, Janvier 1995, 205 p.
- [3] P.A. Angelidis, MR image compression using a wavelet transform coding algorithm, *Magnetic Resonance Imaging*, July 1994, Vol. 12, N°7, p. 1111-1120.
- [4] M. Antonini, M. Barlaud, P. Mathieu, I. Daubechies, Image coding using wavelet transform, *IEEE Trans. on Image Processing*, April 1992, Vol. 1, N°2, p. 205-220.
- [5] O. Baudin, Schéma de compression adaptative d'images : modélisation paramétrique et classification, quantification et codage, évaluation. Application en imagerie médicale, *Thèse de Doctorat, INSA Lyon, spécialité Génie Biologique et Médical*, Mars 1996.
- [6] O. Baudin, A. Baskurt, T. Moll, R. Prost, D. Revel, F. Ottes, M. Khamadja, M. Amiel, ROC assessment of compressed wrist radiographs, *European Journal of Radiology*, March 1996, Vol. 22, p.228-231.
- [7] A. Baskurt, I. Magnin, R. Goutte, Adaptive discrete cosine transform coding algorithm for digital mammography, *Optical Engineering*, September 1992, Vol. 31, N°9, p. 1922-1928.
- [8] K. Belloulata, A. Baskurt, H. Benoit-Cattin, Y. Ding, R. Prost, Fractal coding of medical images, in *Proc. of SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, February 1996, Vol. 2707, p. 598-609.
- [9] H. Benoit-Cattin, Compression sous-bandes : contribution à la décomposition par filtres FIR et à la quantification des sous-bandes. Application en imagerie médicale 2D et 3D, *Thèse de Doctorat, INSA Lyon, spécialité Signal Image Parole*, Novembre 1995, 258 p.
- [10] P. Beretta, R. Prost, Unsharp masking and its inverse processing integrated in a compression decompression scheme. Application to cardiac angiograms, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, San Diego, February 1995, Vol. 2431, p. 233-244.
- [11] P. Beretta, Compression d'images appliquée aux angiographies cardiaques : aspects algorithmiques, évaluation de la qualité diagnostique, *Thèse de*

- Doctorat, INSA Lyon, spécialité Génie Biologique et Médical, soutenance prévue pour Novembre 1997.*
- [12] E.W. Bouldin, R. Callen, The optical memory card : A portable medical record, *Journal of Medical System*, 1990, Vol. 14, p. 154-157.
- [13] R. Castagno, R. Lancini, O. Egger, A comparison of different quantization strategies for subband coding of medical images, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, February 1996, Vol. 2707, p. 227-238.
- [14] V. Chamero, R. Di Paola, Toward multidimensional medical image coding, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, February 1992, Vol. 1653, p. 261-272.
- [15] K.K. Chan, C.C. Lau, S-L. Lou, A. Hayrapetian, K.B.T. Ho, H.K. Huang, Three dimensional transform compression of images from dynamic studies, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, February 1990, Vol. 1232, p. 322-326.
- [16] J.H. Conway, N.J.A Sloane, Fast quantizing and decoding algorithms for lattice quantizers and codes, *IEEE Trans. on Information Theory*, March 1982, Vol. IT-28, N°2, p.227-232.
- [17] V. Cordonnier, Développement et perspectives de la carte à microprocesseur, *Gestions Hospitalières*, 1992, Vol. 317, p. 482-484.
- [18] P.C. Cosman, C. Tseng, R.M. Gray, R.A. Olshen, L.E. Moses, H.C. Davidson, C.J. Bergin, E.A. Riskin, Tree structured vector quantization of CT chest scans : Image quality and diagnostic accuracy, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, November 1993, Vol. 12, N°4, p. 727-739.
- [19] R.E. Crochiere, S.A. Webber, J.L. Flanagan, Digital coding of speech in subbands, *Bell Syst. Tech. Journal*, 1976, Vol. 55, p. 1069-1085.
- [20] J-C.Culioli, Introduction à l'optimisation, Paris : Edition Marketing, Ellipses, 1994, 316 p.
- [21] C. Diab, Compression d'images par codage spatial de sous-bandes décomposées par transformations orthogonales, *Thèse de Doctorat, INSA Lyon, spécialité Acoustique*, Novembre 1992, 284 p.
- [22] Dicom 3 : Publication for Data Compression Standards, Washington DC : Nema Publication, 1993, Vol. PS-3.
- [23] Y. Ding, O. Baudin, P. Beretta, R. Prost, Medically adapted JPEG compression scheme, in *Proc. of SPIE Medical Imaging*, San Diego, February 1995, Vol. 2431, p. 516-525.
- [24] P. Fedi, Les professionnels de la santé et la carte à mémoire, *Gestions hospitalières*, 1992, Vol. 317, p. 479-482.
- [25] T.R. Fischer, A pyramid vector quantizer, *IEEE Trans. on Information Theory*, July 1986, Vol. 32, N°4, p. 568-583.
- [26] A. Gersho, Asymptotically optimal block quantization, *IEEE Trans. on Information Theory*, July 1979, Vol. 25, N°4, p. 237-245.
- [27] A. Gersho, On the structure of vector quantizers, *IEEE Trans. on Information Theory*, Mars 1982, Vol. IT-28, p. 157-166.
- [28] W. Good, S. Lattner, G. Maitz, Evaluation of image compression using plausible non visually weighted image fidelity measures, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, February 1996, Vol. 2707, p. 301-309.
- [29] H. Guibert, A. Gamache, Optical memory card applicability for implementing a portable medical record, *Med-Inf-Lond*, July-September 1993, Vol. 18, N°3, p. 271-278.
- [30] B.K.T. Ho, P. Saipetch, J. Wei, M. Ma, J. Villasenor, M-J. Tsai, Video compression algorithm for dynamic angiographic images, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, February 1994, Vol. 2164, p. 302-309.
- [31] W-L. Hsu, H. Derin, Spatial and frequency decomposition for image compression, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, San Diego, February 1995, Vol. 2431, p. 623-634.
- [32] T.H. Karson, S. Chandra, A. Morehead, S.E. Nissen, J.D. Thomas, Digital compression of echocardiographic images : Is it viable?, in *Proc. Computers in Cardiology*, London, September 1993, p. 831-834.
- [33] S. Lattner, W. Good, G. Maitz, Visually weighted assesment of image degradation resulting from image compression, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, February 1996, Vol. 2707, p. 507-518.
- [34] H. Lee, Y. Kim, A.H. Rowbey, E.A. Riskin, Statistical distributions of DCT coefficients and their application to an interframe compression algorithm for 3D medical images, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, September 1993, Vol. 12, N°3, p. 478-485.
- [35] D. LE Gall, The MPEG video compression algorithm, *Signal Processing : Image Communication*, Vol. 4, N°2, April 1992, p. 129-140.
- [36] J. Lienard, Compression réversible d'images angiographiques numérisées, *Thèse de Doctorat, Université Paris XI - Orsay*, Décembre 1995.
- [37] Y.L. Linde, A. Buzo, R.M. Gray, An algorithm for vector quantizer design, *IEEE Trans. on Communications*, January 1980, Vol. 28, p. 84-95.
- [38] S. Mallat, A theory for multiresolution signal decomposition : The wavelet representation, *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, July 1989, Vol. 11, N°7, p. 674-693.
- [39] A. Manduca, A. Said, Wavelet compression of medical images with set partitioning in hierarchical trees, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, February 1996, Vol. 2707, p. 192-200.
- [40] C.E. Metz, Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies, *Investigative Radiology*, 1989, Vol. 24, p. 234-245.
- [41] V. Nzomingy, Compression sans pertes de séquences d'images biomédicales, *Thèse de Doctorat, Université de Rennes 1*, Décembre 1995, 214 p.
- [42] K. O'Malley, K.G. Davenport, Implementation of a stand-alone optical archive : The benefits of PACS without the problems, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, February 1994, Vol. 2165, p. 78-85.
- [43] W.B. Pennebaker, J.L. Mitchell, JPEG still image data compression standard, New York : Van Nostrand, 1993.
- [44] PIOPED Investigators, Value of the ventilation/perfusion scan in acute pulmonary embolism : results of the prospective investigation of pulmonary embolism diagnosis (PIOPED), *JAMA*, 1990, Vol. 263, p. 2753-2759.
- [45] G. Poggi, R.A. Olshen, Pruned tree structured vector quantization of medical images with segmentation and improved prediction, *IEEE Trans. on Image Processing*, June 1995, Vol. 4, N°6, p. 734-742.
- [46] M. Rabbani, P.W. Jones, Digital image compression techniques, Washington : SPIE Optical Engineering Press, 1991, 221 p.
- [47] K. Ramchandran, M. Vetterli, Best wavelet packet bases in a rate-distortion sense, *IEEE Trans. on Image Processing*, April 1993, Vol. 2, N°2, p. 160-175.
- [48] M. Remy-Jardin, J. Remy, F. Deschilde, D. Artaud, J.P. Bergei, C. Hossein-Foucher, X. Marchandise, A. Duhamel, Diagnosis of pulmonary embolism with spiral CT : comparison with pulmonary angiography and scintigraphy, *Radiology*, 1996, Vol. 200, p. 699-706.
- [49] O. Rioul, P. Duhamel, Fast algorithms for discrete and continuous wavelet transforms, *IEEE Trans. on Information Theory*, March 1992, Vol.38, N°2, p. 569-586.
- [50] A. Said, W.A. Pearlman, A new fast and efficient image codec based on set partitioning in hierarchical trees, *IEEE Trans. on Circuits and Systems for Video Technologies*, June 1996, Vol. 6.
- [51] J. Sayre, D.R. Aberle, I. Boechat, T.R. Hall, H.K. Huang, B.K. Ho, Effect of data compression on diagnostic accuracy in digital hand and chest radiography, in *Proc. SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, February 1992, Vol. 1653, p. 233-240.

- [52] C. Seonghyeon, C. Hyung SIK, P. Hyung Wook, Personal medical information system using laser card, in *Proc. of SPIE Medical Imaging*, Newport-Beach, February 1996, Vol. 2707, p. 419-430.
- [53] JM Shapiro, Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients, *IEEE Trans. on Signal Processing*, December 1993, N°12, Vol. 41, p. 3445-3462.
- [54] M.J.T. Smith, S.L. Eddins, Analysis/synthesis techniques for subband image coding, *IEEE Trans. on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, August 1990, Vol. 38, N°8, p. 1446-1456.
- [55] J.A. Swets, Roc analysis applied to the evaluation of medical imaging techniques, *Investigative Radiology*, March 1979, Vol. 14, p. 109-121.
- [56] S. Wong, L. Zaremba, D. Gooden, H.K. Huang, Radiological image compression - A review, *Proceedings of the IEEE*, February 1995, Vol. 83, N°2, p. 194-219.
- [57] J.W. Woods, S.D. O'Neil, Subband coding of images, *IEEE Trans. on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, October 1986, Vol. 34, N°5, p. 1278-1288.
- [58] D. Delamarre, S. Crocci, A. Basdkurt, M. Bedossa, H. Le Breton, M. Decaix, J.C. Pony, P. Lebaux, Cardio-Média : A multimedia portable medical record on optical memory card, *Proceedings of Medical Informatics in Europe, MIE'97*, Palma de Majorque, 1997, p. 221-225.

Manuscrit reçu le 23 juillet 1997.

LES AUTEURS

Hugues BENOIT-CATTIN



Ingénieur INSA de Lyon (1992), titulaire d'un doctorat en Signal Image Parole (1995), Hugues BENOIT-CATTIN est Maître de Conférences à l'INSA de Lyon. Ses activités de recherche au sein du laboratoire CREATIS, thème imagerie volumique, concernent la compression et la segmentation des images, appliquées en particulier en imagerie médicale. Il est enseignant au Département «Télécommunications, Services & Usages» de l'INSA.

Denis DELAMARRE



Responsable du Projet Cardio-Média, Denis Delamarre est titulaire d'un DESS d'informatique (1991) et d'un DEA (1987) de Sciences et technologies des productions végétales et alimentaires. Depuis 1992, il est ingénieur informaticien au Laboratoire d'Informatique Médicale du Centre Hospitalier Universitaire de Rennes où il participe à plusieurs projets européens du programme AIM (Advanced Informatics in Medicine).

Atila BASKURT



Ingénieur Génie Electrique INSA Lyon (1984), titulaire d'un Doctorat (1989), Habilitation à Diriger des Recherches en Sciences «Compression d'images : concepts, méthodologies et applications» (1995), Atila Baskurt est Professeur au LIGIM (Laboratoire Informatique Graphique Image Modélisation) et à l'Université Claude Bernard Lyon I. Ses activités de recherche concernent la segmentation et la compression des images appliquées à l'imagerie médicale et satellitaire.

Rémy PROST



Rémy Prost est Professeur des Universités, en poste à l'INSA de Lyon (Institut National des Sciences Appliquées). Il est responsable de l'option «Traitement des Signaux et des Images» du Département de Génie Electrique de l'INSA. Il dirige l'équipe «Imagerie Volumique» du laboratoire CREATIS (Centre de Recherche et d'Applications en Traitement du Signal et de l'Image, UMR CNRS 5515, INSA et Université Claude Bernard Lyon I). Ses activités de recherches s'articulent autour de trois thèmes : les problèmes «inverses», la compression des images et, plus récemment, l'imagerie 3D. Les applications privilégiées concernent l'imagerie médicale. Il est membre de l'EURASIP et de l'IEEE.