

Tome 3 - CORESA

Reims Image 2014

Association Française d'Informatique Graphique (AFIG) / COmpression et REprésentation des Signaux Audiovisuels (CORESA) / Association Française de Réalité Virtuelle (AFRV) / Géométrie Discrète (GeoDis)

Reims, 25 novembre : journée des jeunes chercheurs IUT de Reims
26 à 28 novembre : centre des congrès de Reims

1^{res} Journées plénières du GdR Informatique Géométrique et Graphique, Réalité Virtuelle et Visualisation
Reimsimage2014.univ-reims.fr

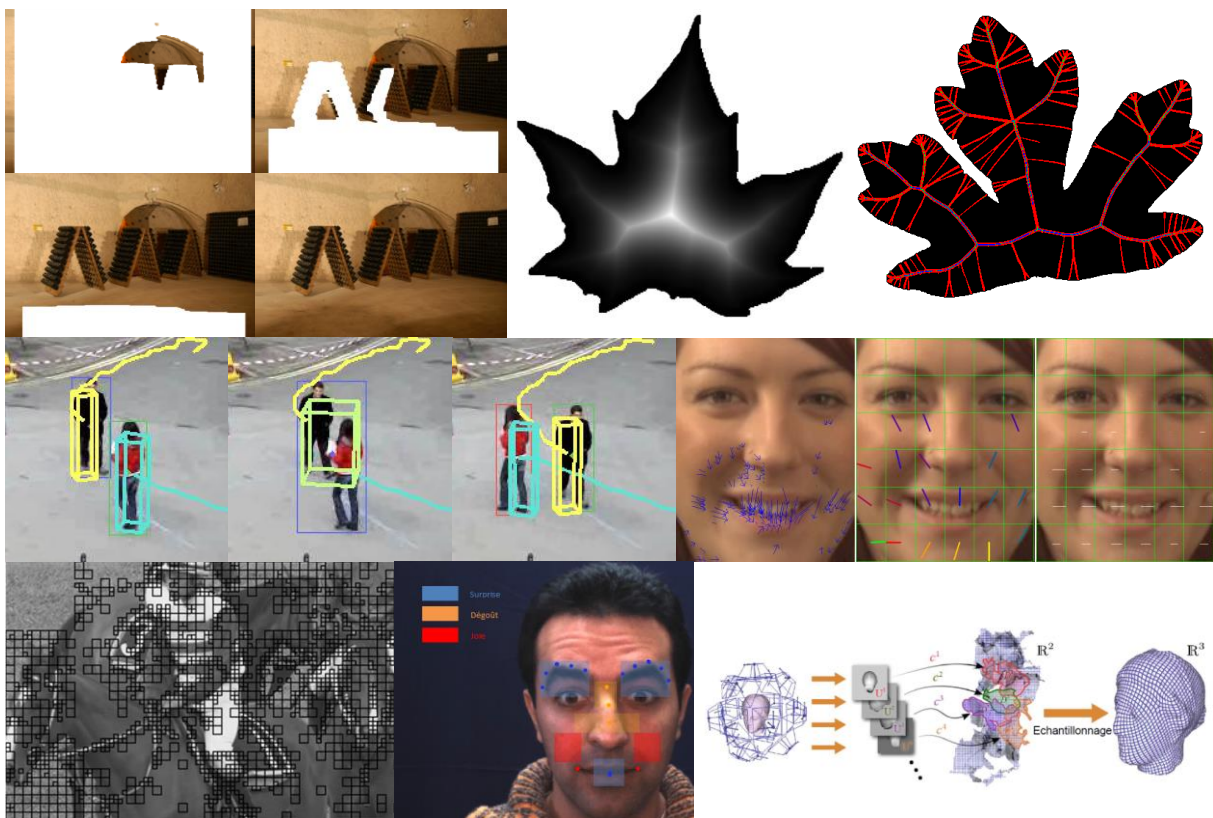
REIMS
IMAGE
2 0 1 4


UNIVERSITÉ
DE REIMS
CHAMPAGNE-ARDENNE

17^E COLLOQUE CORESA

COMPRESSION ET REPRESENTATION DES SIGNAUX AUDIOVISUELS

26, 27 ET 28 NOVEMBRE 2014
CENTRE DES CONGRÈS, REIMS



Organisé par :



En partenariat avec



et le soutien de



Préface

Succédant aux différentes villes ayant accueilli les précédentes éditions (Lyon en 2010, Lille en 2012 et Le Creusot en 2013 pour les plus récentes), c'est Reims qui est l'hôte en novembre 2014 de la 17^e édition du colloque CORESA (COMpression et REprésentation des Signaux Audiovisuels), organisé par le Centre de Recherche en Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication (CReSTIC) et la Maison de la Simulation (MaSCA) de l'Université de Reims Champagne-Ardenne.

Ce nouveau millésime de CORESA offrira cette année encore aux chercheurs et aux praticiens dans le domaine du multimédia des sessions plénières scientifiques et techniques, des présentations orales, des posters, des démonstrations et des discussions sur des questions pertinentes et stimulantes concernant le futur du multimédia. Les thèmes abordés sont au cœur de la révolution multimédia : les nouvelles applications et nouveaux services qui naissent de la convergence entre les technologies et les usages des télécommunications, de l'audiovisuel et de l'informatique.

Lors de cette édition, nous avons reçu 20 soumissions : 13 articles ont été acceptés en sessions orales et 6 en session poster. Chaque article a été évalué par au moins 2 relecteurs. Cette édition 2014 est par ailleurs très spéciale puisque nous nous joindrons, pour la première fois, à d'autres communautés proches de la notre à savoir, l'AFIG (Informatique Graphique), l'AFRV (Réalité virtuelle, Réalité mixte) et GéoDIS (Géométrie Discrète).

CORESA 2014 est par ailleurs heureuse d'accueillir quatre chercheurs reconnus au niveau international dans des domaines d'activité en lien avec le multimédia :

- Mathieu Desbrun (California Institute of Technology - Caltech), « The power of primal/dual meshes »
- Edmond Boyer (INRIA Grenoble Rhône-Alpes - MORPHEO), « Modélisation des formes en mouvement »
- Natalya Tatarchuk (Engineering Architect - Bungie), « Applied graphics research for video games: solving real-world problems under real-world constraints »
- Frédéric Dufaux (Télécom ParisTech - LTCI), « Vidéo 3D – Technologies existantes et émergentes »

Enfin, afin d'encourager les jeunes doctorants un prix est attribué à la meilleure communication.

Nous espérons que le travail réalisé par le comité vous donnera entière satisfaction.

Bon séjour à Reims et Champagne !

Yannick Remion et Laurent Lucas

Université de Reims Champagne-Ardenne

Responsables du colloque CORESA 2014 – Reims Image 2014

Comité de pilotage

Président

- William Puech (LIRMM, Université Montpellier 2)

Membres

- Atilla Baskurt (LIRIS, INSA Lyon)
- Vincent Charvillat (IRIT, ENSEEIHT)
- Mohamed Daoudi (TELECOM Lille1 / LIFL)
- Gwenaël Doërr (Technicolor R&D France)
- Florent Dupont (LIRIS, Université Claude Bernard Lyon 1)
- Christine Guillemot (INRIA)
- Stéphane Pateux (Orange Labs)
- Carole Thiebaut (CNES)

Comité local d'organisation

- | | |
|---------------------|-----------------------|
| • Aassif Benassarou | • Jean-Michel Nourrit |
| • Sylvia Chalengon | • Nicolas Passat |
| • Hervé Deleau | • Stéphanie Prévost |
| • Eric Desjardin | • Yannick Remion |
| • Didier Gillard | • Barbara Romaniuk |
| • Romain Guillemot | • Gilles Valette |
| • Laurent Lucas | • Philippe Vautrot |
| • Céline Loscos | |

et nos thésards : Ludovic Blache, Exavérine Clin, Muhannad Ismaël et Tianatahina J-F. Randrianasoa

Comité de programme

- Pierre Alliez
- Olivier Aubreton
- Boulbaba Ben Amor
- Guillaume Boisson
- Gouenou Coatrieux
- David Coeurjolly
- Michel Couprie
- Florence Denis
- Benoit Huet
- Joel Jung
- Antoine Robert
- Xavier Rolland
- Neus Sabater
- Olivier Strauss
- Gérard Subsol
- Vincent Vidal
- Christian Wolf

Table des matières

Segmentation / classification

- Contribution des descripteurs de texture LBP à la classification d'images de dentelles**
Wael Bensoltana, Alice Porebski, Nicolas Vandenbroucke, Adeel Ahmad, Denis Hamad 11
- Un jeu, des images, des clics et du texte : collecte implicite de données visuelles et sémantiques**
Axel Carlier, Vincent Charvillat 17

Sécurité

- Identification du système d'acquisition scanner X à partir de l'analyse du bruit dans des images médicales**
Anas Kharboutly, William Puech, Gérard Subsol, Denis Hoa 25
- Nouvelle méthode d'évaluation de robustesse des algorithmes de tatouage vidéo : jeu d'attaque**
Asma Kerbiche, Saoussen Ben Jabra, Ezzeddine Zagrouba, Axel Carlier, Vincent Charvillat 31
- Schéma conjoint de tatouage et compression des LDI(s) générées à partir d'images issues des flux auto-stéréoscopiques**
Najia Khelfi née Trache, Zoubir Ahmed-Foitih, Laurent Lucas 41

Exposé invité / posters

- Vidéo 3D – technologies existantes et émergentes**
Frédéric Dufaux 47
- Squelette Euclidien Discret Connecté (DECS) résistant au bruit pour l'appariement de formes basé graphes**
Aurélien Leborgne, Julien Mille, Laure Tougne 49
- Comparaison de la segmentation pixel et segmentation objet pour la détection d'objets multiples et variables dans des images**
Jérôme Pasquet, Marc Chaumont, Gérard Subsol 61
- Intra residual prediction in HEVC**
Bihong Huang, Christine Guillemot, Félix Henry, Philippe Salembier, Gordon Clare 69
- Vers une reconnaissance d'état affectif à base de mouvements du haut du corps et du visage**
Benjamin Allaert, Ioan Marius Bilasco, Adel Lablack 75

Caractérisation locale des changements de texture pour la reconnaissance d'expressions faciales spontanées	
Walid Adaidi, Adel Lablack, Ioan Marius Bilasco	83

Design, implementation and simulation of a cloud computing system for enhancing real-time video services by using VANET and onboard navigation systems	
Karim Hammoudi, Nabil Ajam, Mohamed Kasraoui, Fadi Dornaika, Karan Radhakrishnan, Karthik Bandi, Qing Cai, Sai Liu	87

3D

Vers un schéma temps réel de compression multi-vues sans perte	
Benjamin Battin, Julien Lehuraux, Philippe Vautrot, Laurent Lucas	93

Méthode d'optimisation pour l'appariement de pixels d'images stéréoscopiques basée sur une métrique conjointe entropie-distorsion	
Aysha Kadaikar, Anissa Mokraoui, Gabriel Dauphin	101

Compression de contenu vidéo Super Multi-View avec parallaxe horizontale et verticale	
Antoine Dricot, Joël Jung, Marco Cagnazzo, Béatrice Pesquet-Popescu, Frédéric Dufaux	109

Transformation d'un dispositif multimédia webcam-écran en un scanner 3D	
Yvain Quéau, Richard Modrzejewski, Pierre Gurdjos, Jean-Denis Durou	115

Reconstruction semi-régulière de surfaces par stéréoscopie	
Jean-Luc Peyrot, Frédéric Payan, Marc Antonini	121

Visage / mouvement humain / suivi

Détection des yeux, du nez et de la bouche par filtres de Haar adaptatifs	
Nam Jun Pyun, Mathieu Marmouget, Nicole Vincent	127

Reconnaissance d'actions humaines 3D par l'analyse de forme des trajectoires de mouvement	
Maxime Devanne, Hazem Wannous, Stefano Berretti, Pietro Pala, Mohamed Daoudi, Alberto Del Bimbo	137

Un système de suivi multi-objets utilisant une stratégie d'association en trois passes adapté à la vidéosurveillance	
Matthieu Rogez, Lionel Robinault, Laure Tougne	145

Identification du système d'acquisition scanner X à partir de l'analyse du bruit dans des images médicales

A. Kharboutly¹, W. Puech¹, G. Subsol¹ et D. Hoa²

¹LIRMM

²IMAIOS

Résumé

L'imagerie médicale aide les médecins à améliorer et accélérer le processus de diagnostic. Il est donc fondamental de s'assurer que les images d'un patient n'ont pas été altérées ou interverties avec celles d'un autre. Pour cela, nous proposons une méthode pour identifier l'appareil scanner X à partir du bruit dans les images médicales. Nous avons construit un modèle de bruit de référence pour les images acquises par chaque système scanner X. Nous avons ensuite corrélé les images 3D obtenues avec chaque modèle de bruit de référence pour identifier l'appareil scanner X correspondant. Nous avons utilisé une approche de filtre de Wiener basé sur des ondelettes pour extraire le bruit. Des résultats expérimentaux préliminaires ont été obtenus sur 8 images 3D de 100 coupes de scanner X différents et nous avons pu globalement identifier chaque scanner X.

Medical image processing is used to help the doctors to improve and accelerate the diagnostic process. Consequently, it is essential to ensure that the images of a patient were not altered or swapped. Therefore, we propose a method for CT-Scan identification based on the sensor noise pattern. We extracted the reference noise pattern for each CT-Scan from its 3D image, and then we correlated the tested 3D images with each reference noise pattern in order to identify the corresponding CT-Scan. We used a wavelet-based Wiener filter approach to extract the noise. Experimental results were applied on 8 3D image of 100 slices that were around 800 slices from 3 CT-Scans. Generally, we were able to identify each CT-Scan separately.

Mots clé : criminalistique numérique, imagerie médicale, authentification, identification des dispositifs, analyse de bruit.

1. Introduction

L'imagerie médicale est devenue de nos jours un enjeu essentiel dans le monde de médecine, elle offre des techniques qui peuvent être utilisées pour regarder à l'intérieur de l'organisme de manière non intrusive. Le traitement d'image médicale est devenu une technique commune dans le domaine du traitement d'images.

La tomographie [BSJB11] appelée aussi scanner X, intègre une série des vues radio-graphiques qui sont prises sous des angles différents pour créer des images 3D des os et des tissus mous de l'intérieur de l'organisme. Elles peuvent être utilisées pour visualiser toutes les parties du corps et elles sont largement utilisées puisqu'elles fournissent beaucoup d'informations sur les caractéristiques physiques et les pathologies du patient. Il est donc fondamental de s'assurer que ces données ne sont pas altérées ou interverties avec celles d'un autre patient.

Les informations sur l'acquisition et l'identification du

dispositif, sont généralement stockées dans des fichiers DICOM [Toe12]. Le fichier DICOM peut être décomposé en deux parties, les meta-données et l'image brute. Les meta-données sont facilement lisibles, elle contiennent toutes les informations sur le dispositif d'acquisition, les paramètres d'imagerie et plus généralement la procédure suivie. Mais si ces méta-données sont dissociées de l'image volontairement ou involontairement (par un changement de format par exemple), il est important de pouvoir retrouver un maximum d'informations à partir de l'image elle-même. En particulier l'identification précise de système d'acquisition permettra de remonter au centre de radiographie et de pouvoir y retrouver dans les archives les paramètres de l'image.

En leur absence ou si les meta-données sont non authentifiées, nous pouvons identifier le scanner X à partir des images brutes. C'est justement l'objectif de la criminalistique d'images, un domaine de la recherche important [RTD11], qui a pour but de valider l'authenticité des images en récupérant des informations sur leur histoire, en présence du dispositif non authentifié ou de la modification de contenu. En termes de criminalistique d'images, deux problèmes sont abordés : le traçage de contrefaçons et l'identification des dispositifs d'acquisition. Dans le cas de la contre-

façon, beaucoup de travaux sont produits en photographie numérique générale [SM13]. Dans le cas des images médicales et plus spécifiquement des scanner X, très peu de recherches ont été effectuées. Dans [HCS*12], les auteurs présentent un premier travail en criminalistique numérique aveugle dans le domaine de l'imagerie médicale. Ils ont proposé une méthode permettant de détecter si une image a été modifiée ou non grâce à des opérateurs de traitement d'image. Pour l'identification du dispositif, aucune méthode n'a été proposée pour l'imagerie scanner X, bien qu'il y ait quelques travaux sur l'analyse des caractéristiques d'image médicales selon les paramètres d'acquisition et le dispositif [SCS12]. Dans [LFG06], les auteurs ont proposé une méthode pour l'identification d'appareil photo numérique du bruit de modèle de capteur, ils ont utilisé un algorithme de débruitage en ondelettes permettant de séparer la composante de bruit. Puis, ils ont généré un des motifs de bruit de référence pour l'appareil photo numérique et, enfin, ils ont utilisé la corrélation pour mettre en correspondance l'image avec un appareil photo. Cette méthode est appliquée aux images photographiques mais elle pourrait être généralisée aux coupes des images 3D obtenues par scanner X.

Dans cet article, nous proposons une première analyse du problème d'identification du système d'acquisition scanner X à partir des coupes 2D. Le reste de ce papier est organisé comme suit. Dans la Section 2, nous présentons un algorithme de débruitage, nous avons construit un modèle de bruit de référence pour chaque dispositif, nous avons identifié le scanner X grâce à la corrélation entre les coupes testées et le modèle de bruit de référence de chaque dispositif. Dans la Section 3, nous exposons nos résultats expérimentaux et nous les commentons et finalement, nous concluons notre travail avec des perspectives dans la Section 4.

2. Méthode d'Identification de scanner X

La méthode proposée est basée sur la méthode présentée dans [LFG06]. comme plusieurs machines (scanner XS) ont été utilisées, nous avons créé une référence de bruit pour chaque appareil comme présenté dans la figure 1. La corrélation entre la composante de bruit de l'image et la référence de bruit de chaque machine a été étudiée pour que nous puissions identifier une image acquise pour chaque machine. Cette image est considérée comme acquise par une certaine machine quand il y a une valeur de corrélation élevée avec sa référence de bruit comme illustré dans la figure 1. Dans cette partie nous présentons l'algorithme qui a été utilisé pour isoler le bruit, puis la référence de bruit qui a été créé et finalement, comment la décision de l'identification de la machine est faite.

2.1. Algorithme de débruitage

Nous avons appliqué un filtre en utilisant une transformation en ondelettes dans le domaine des fréquences et basé sur les travaux proposés dans [MKR99]. Essentiellement, il est composé de deux parties, l'estimation de la variance locale des composantes d'ondelettes et le débruitage de ces composantes en utilisant un filtre de Wiener [JM04] comme suit :

- Calculer quatre niveaux de décomposition en ondelettes. Dans chaque niveau, marquer les trois sous-bandes de haute fréquence qui sont horizontale, verticale et la diagonale. Pour quatre niveaux de décomposition en ondelettes avec trois sous-bandes dans chaque niveau, nous avons donc 12 sous-bandes pour chaque image traitée
- Pour chaque sous-bande d'ondelettes, nous estimons la variance locale en utilisant un voisinage de (3×3) à (9×9) en fonction du niveau. :

$$\hat{\sigma}_W^2(i, j) = \max \left(0, \frac{1}{W^2} \sum_{(i,j) \in W * W} (X^2(i, j) - \sigma_0^2) \right), \quad (1)$$

où $W \in \{3, 5, 7, 9\}$ se réfère à la taille du voisinage, X est la sous-bande d'ondelette et σ_0 est une valeur constante donnée.

Parmi les valeurs précédentes correspondant aux 4 niveaux de voisinage, nous choisissons la valeur minimale :

$$\hat{\sigma}^2(i, j) = \min \left(\sigma_3^2(i, j), \sigma_5^2(i, j), \sigma_7^2(i, j), \sigma_9^2(i, j) \right). \quad (2)$$

- Débruitage des sous-bandes d'ondelettes utilisant le filtre de Wiener :

$$X_{den}(i, j) = X(i, j) \frac{\hat{\sigma}^2(i, j)}{\hat{\sigma}^2(i, j) + \sigma_0^2}, \quad (3)$$

où X est la sous-bande d'ondelettes.

- Appliquer la transformation inverse ondelettes sur les sous-bandes d'ondelettes débruitées pour obtenir le composant débruité $F(s)$ de l'image originale s .

2.2. Modèle de référence de scanner X

Pour chaque appareil scanner X, nous avons extrait des images 2D correspondant à des coupes de l'image 3D. Pour chaque groupe d'images, nous avons appliqué un filtre de débruitage pour extraire le signal de base, puis nous avons soustrait l'original de chaque coupe comme représenté dans la figure 2 :

$$n^{(i)} = s^{(i)} - F(s^{(i)}), \quad (4)$$

où n représente la composante de base du bruit, s la coupe numéro i et $F()$ est la fonction de débruitage de la coupe numéro i .

Nous avons ensuite moyenné les bruits en une seule image 2D. C'est ce que l'on appelle la ligne de base du bruit où encore la signature de l'appareil. En répétant le processus avec chaque groupe d'images, on obtient la référence complète de l'appareil :

$$RPN = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N n^{(i)}, \quad (5)$$

où RPN est le bruit de référence, N le nombre de coupes dont le bruit est extrait et n la composante du bruit.

Comme indiqué dans [GBdG04], nous supposons que le bruit est additif gaussien.

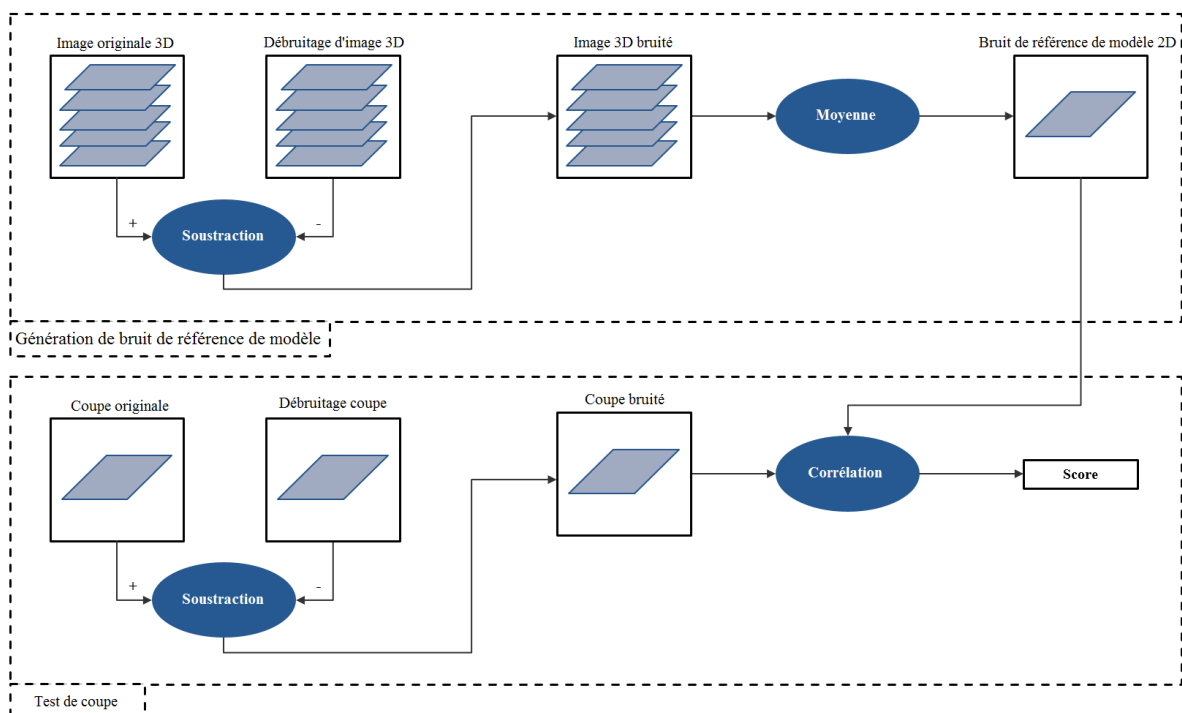


Figure 1: Vue d'ensemble de la méthode.

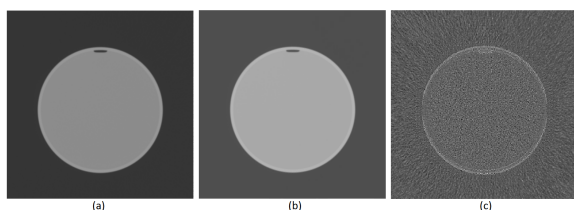


Figure 2: a) Exemple d'une coupe initiale de Siemens 1, b) composante débruitée, c) la composante de bruit.

2.3. Décision par corrélation

Nous souhaitons identifier l'appareil à partir duquel chaque image de chaque groupe a été acquise. Pour cela, nous extrayons le bruit de référence de chaque appareil et les composantes du bruit de chaque image. Ces images sont reliées à un des appareils lorsque leur coefficient de corrélation avec le bruit de référence de l'appareil est maximal :

$$\text{corr}(n^{(i)}, RPN) = \frac{(n^{(i)} - \overline{n^{(i)}}) \cdot (RPN - \overline{RPN})}{\|n^{(i)} - \overline{n^{(i)}}\| \|RPN - \overline{RPN}\|} \quad (6)$$

3. Résultats Expérimentaux

Pour tester cette méthode, nous avons appliqué le processus sur 8 images 3D issues de 3 scanner X différents de 2 constructeurs : Siemens (siemens 1 et siemens 2) et General Electric Medical Systems (GE). Ces images sont codées en 16 bits et acquises en utilisant les mêmes paramètres (éner-

gie du faisceau=120 kV ; pas de 1 et épaisseur de coupe de 3 mm). Chaque image 3D est composée de 100 coupes de 512*512 pixels. Trois images 3D de fantôme de crâne adulte ont été acquises avec Siemens1, trois images 3D de fantôme de crâne adulte de Siemens 1 et 2 ; ainsi que 2 images 3D de crâne de General Electric comme résumé dans le Tableau 1.

	Siemens 1	Siemens 2	GE
Content	fantôme	fantôme	crâne
Nb d'images 3D	3	3	2
Nb de coupes	300	300	200
Nb de coupes de RPN	120	120	120
Nb de coupes testées	180	180	80
Taille (pixels)	512x512	512x512	512x512
Bits par pixel	16	16	16
Épaisseur des coupes	3 mm	3 mm	3 mm
Taille du pixel	1 mm	1 mm	1 mm

Table 1: Caractéristiques des images expérimentales.

En fonction des différentes méthodes d'extraction RPN citées ci-dessus, nous avons extrait un bruit de référence pour chaque appareil. La figure 3 illustre les 3 références pour chaque appareil. On peut remarquer les composantes de bruit en plus de quelques effets de bords, car il y a des contours dans les images originales. Les bords de certaines structures restent apparents dans l'image quand on moyenne les coupes et on peut remarquer leurs contours dans la figure 3.

Le reste des coupes de chaque appareil est conservé pour tester l'identification scanner X. Ces coupes sont testées

avec le motif de référence de bruit de chaque appareil. 120 coupes GE, 180 de Siemens 1 et 180 de Siemens 2. Pour confirmer les résultats, nous avons répété l'expérience 5 fois avec des coupes aléatoires et le résultat obtenu est le même.

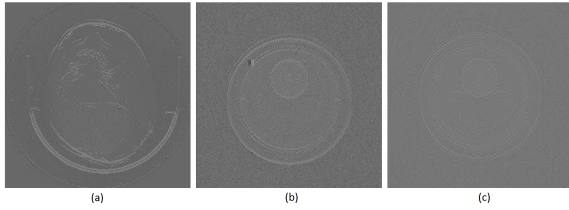


Figure 3: Exemple du bruit de motif de référence à partir de : a) General Electric, b) premier dispositif de Siemens, c) deuxième dispositif de Siemens.

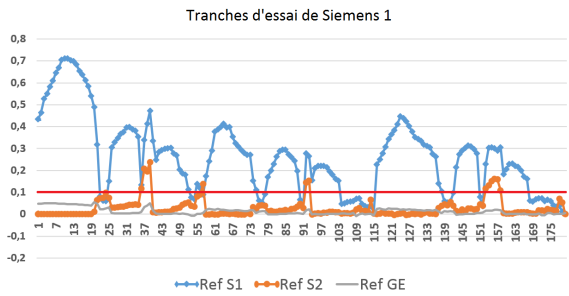


Figure 4: Les corrélations entre les coupes testées de Siemens 1 et le motif de bruit de référence en ce qui concerne chaque appareil.

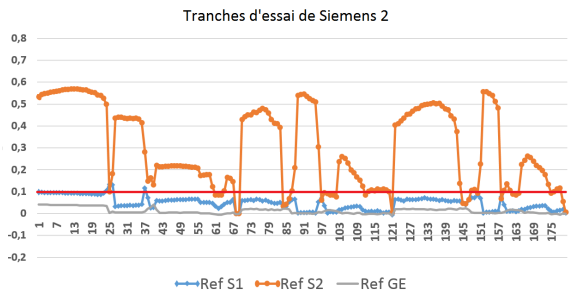


Figure 5: Les corrélations entre les coupes testées de Siemens 2 et le motif de bruit de référence en ce qui concerne chaque appareil.

Les courbes dans la figure 4, figure 5 et figure 6 permettent de remarquer que la corrélation entre les coupes testées et les bruits de référence de l'appareil concerné est la plus élevée. La figure 4 illustre la corrélation entre les 3 bruits de référence (S1, S2 et GE) et les 180 coupes de S1. L'axe vertical correspond à la corrélation et l'axe horizontal au numéro de coupe. Concernant l'axe vertical, on peut remarquer la corrélation entre la référence de Siemens 1 et les coupes testées

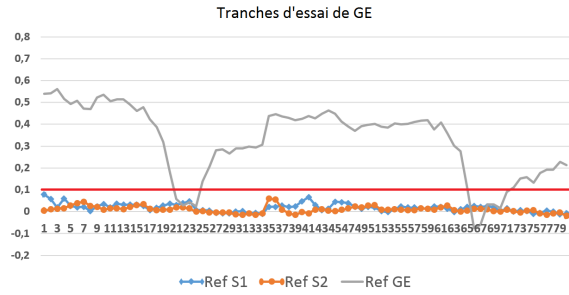


Figure 6: Les corrélations entre les coupes testées de General Electric et le motif de bruit de référence en ce qui concerne chaque appareil.

de Siemens 1, la quasi-totalité de ces valeurs de corrélation sont supérieures à 0,1, tandis que toutes les autres valeurs de corrélation sont inférieures, qui se réfère à la relation entre ce dispositif et de l'image test. Ainsi, on peut considérer la valeur 0,1 comme seuil qui classe les images étant acquises par le dispositif de cette référence, sauf quelques images concernant son contenu, comme nous pouvons le constater dans le Tableau 2. Nous avons aussi les même remarques pour les figure 5 et figure 6.

	Siemens 1	Siemens 2	GE
Siemens 1	95.5 %	3.0 %	5.0 %
Siemens 2	4.0 %	97.0 %	0
GE	0.5 %	0	95.0 %

Table 2: Précision d'identification

Le tableau 2 montre le taux de classification, lorsque nous avons corrélé 180 coupes de Siemens 1, 180 coupes de Siemens 2 et 80 coupes de General Electric avec le bruit de référence de chaque appareil séparément.

4. Conclusion et perspectives

Dans cet article, nous avons proposé un algorithme pour la criminalistique d'images médicales. Pour les études à venir, travailler avec plus d'images et de dispositifs pour valider notre approche, essayer de généraliser notre travail en 3D, étudier l'influence des paramètres d'acquisitions et de reconstruction sur le bruit, étudier l'influence du contenu de l'image sur le calcul du bruit en particulier pour supprimer les artefacts des contours, analyser le processus de reconstruction pour mieux modéliser le bruit, étudier les caractéristique des coupes qui donnent faible corrélation et étudier l'influence de la compression sur l'image de référence.

Références

[BSJB11] BUSHBERG J. T., SEIBERT J. A., JR. E. M. L., BOONE J. M. : *The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition*, third, north american edition ed. LWW, 12 2011.

- [GBdG04] GRAVEL P., BEAUDOIN G., DE GUISE J. A. : A method for modeling noise in medical images. *IEEE Trans. Med. Imaging*. Vol. 23, Num. 10 (2004), 1221–1232.
- [HCS*12] HUANG H., COATRIEUX G., SHU H., LUO L., ROUX C. : Blind integrity verification of medical images. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. Vol. 16, Num. 6 (2012), 1122–1126.
- [JM04] JACOB N., MARTIN A. : Image denoising in the wavelet domain using Wiener filtering. [Online], Project Report, Available : <http://homepages.cae.wisc.edu/ece533/project/f04/>.
- [LFG06] LUKAS J., FRIDRICH J., GOLJAN M. : Digital camera identification from sensor pattern noise. *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*. Vol. 1, Num. 2 (2006), 205–214.
- [MKR99] MIHÇAK M., KOZINTSEV I., RAMCHANDRAN K. : Spatially adaptive statistical modeling of wavelet image coefficients and its application to denoising. In *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1999. Proceedings., 1999 IEEE International Conference on* (Mar 1999), vol. 6, pp. 3253–3256.
- [RTD11] REDI J., TAKTAK W., DUGELAY J. L. : Digital image forensics : a booklet for beginners. *Multimedia Tools and Applications*. Vol. 51, Num. 1 (2011), 133–162.
- [SCS12] SOLOMON J. B., CHRISTIANSON O., SAMEI E. : Quantitative comparison of noise texture across CT scanners from different manufacturers. *Medical physics*. Vol. 39, Num. 10 (October 2012), 6048–55.
- [SM13] SENCAR H. T., MEMON N. : *Digital Image Forensics : There is More to a Picture Than Meets the Eye*. Springer, 2013.
- [Toe12] TOENNIES K. D. : *Guide to Medical Image Analysis - Methods and Algorithms*. Advances in Computer Vision and Pattern Recognition. Springer, 2012.