

# Perception utilisateur de la qualité d'images radiologiques compressées sur une application IPAD d'atlas anatomique

Y.Gaudeau<sup>1,5</sup>, J.Lambert<sup>2</sup>, N. Labonne<sup>3</sup> et J.M Moureaux<sup>4,5</sup>

<sup>1</sup>Université de Strasbourg, 30 Rue du Maire André Traband, Haguenau, 67500, France  
yann.gaudeau@unistra.fr

<sup>2</sup>Université de Lorraine, Institut Mines-Telecom, Telecom Nancy, 193 Avenue Paul Muller, Villers-lès-Nancy, 54602, France  
julien.lambert@univ-lorraine.fr

<sup>3</sup>CHU Nancy, Institut Guilloz, Hôpital Central, 29 Avenue Maréchal De Lattre de Tassigny, Nancy, 54000, France  
n.labonne@chu-nancy.fr

<sup>4</sup>Université de Lorraine, CRAN, UMR 7039, Campus Sciences BP 70239, Vandoeuvre-lès-Nancy Cedex, 54506, France  
jean-marie.moureaux@univ-lorraine.fr

<sup>5</sup>CNRS, CRAN, UMR 7039, France

## Résumé

*De nos jours, la compression avec pertes des images médicales est un sujet porteur. Parallèlement, l'usage des tablettes numériques tactiles dans la médecine s'est développé et on constate maintenant un grand nombre d'applications médicales disponibles sur ce type de support. Ainsi, nous proposons ici de confronter ces 2 domaines en pleine croissance en proposant une étude sur la mesure de la qualité des images radiologiques compressées sur une application d'atlas radio-anatomique explorant le membre supérieur (Monster Anatomy Upper Limb). Cette application est l'une des applications médicales sur tablette les plus populaires au près des différents professionnels de santé. L'évaluation de la qualité s'appuie sur une adaptation des spécifications de l'ITU-R<sup>1</sup>, l'objectif étant de déterminer un seuil de compression permettant d'avoir une qualité perceptuelle irréprochable pour la bonne utilisation de ce type d'atlas anatomique. Nous montrons qu'il existe pour cette application un seuil de tolérance à la compression avec pertes de type JPEG allant de 13 : 1 pour la majorité des images de l'atlas (et jusqu'à 27 : 1 pour les images de la main). Les notations subjectives du panel de professionnels de santé sont ensuite mises en lien avec la plupart des meilleures métriques objectives actuelles.*

## Mots clefs

Evaluation objective et subjective de la qualité, imagerie médicale, atlas anatomique, tablette tactile, standard JPEG.

## 1 Introduction

L'imagerie médicale est un domaine en plein essor, du fait du développement des technologies numériques. Elle permet une investigation de plus en plus fine des organes hu-

ains grâce à la mise à disposition de systèmes d'imagerie de plus en plus performants. La contrepartie réside dans une quantité de données générée considérable qui peut rapidement saturer les systèmes conventionnels de transmission et de stockage. L'augmentation croissante et continue des capacités de stockage apporte une réponse partielle à ce problème mais demeure la plupart du temps insuffisante. La nécessité de compresser les images apparaît donc aujourd'hui incontournable [1, 2]. Auparavant, la compression dans un service de radiologie était toujours effectuée sans perte quand elle existait car elle était le seul type de compression toléré par les médecins. En effet, la compression sans perte garantit l'intégrité des données et permet d'éviter les erreurs de diagnostic. Cependant, ce type de compression n'offre pas de réduction significative du volume de ces données. Dans ce contexte, la compression "avec pertes" maîtrisées peut être une réponse intéressante à condition bien entendu que les pertes n'affectent pas la qualité des images pour l'usage régulier des praticiens. Hier encore inenvisageable, l'idée d'une compression avec pertes semble aujourd'hui de mieux en mieux acceptée par les médecins, comme en témoigne par exemple, la Canadian Association of Radiologists (CAR) [2] qui estime que les techniques de compression avec pertes peuvent être utilisées à des taux raisonnables, sous la direction d'un praticien qualifié, sans aucune réduction significative de la qualité de l'image pour le diagnostic clinique.

Parallèlement, l'usage des tablettes dans la médecine s'est développé et on constate maintenant un grand nombre d'applications médicales disponibles sur ce type de support. Ces applications très variées peuvent aller de l'atlas anatomique à l'application de test de l'audition ou de l'acuité visuelle en passant par des outils de mesures cardiologiques. Ainsi, nous proposons ici de mélanger ces deux domaines en pleine croissance en proposant une étude

1. International Telecommunication Union

sur la mesure de la qualité des images radiologiques compressées sur une application Ipad d'atlas anatomique. Cette application se nomme "Monster Anatomy Upper Limb" et a été développée par la société Monster Minds Media SAS<sup>2</sup>. Cette société est spécialisée dans les applications informatiques pour les professionnels de la santé et les étudiants en médecine. L'application utilisée ici est un atlas radio-anatomique interactif explorant le membre supérieur. Cette application a été développée par le département d'imagerie médicale du CHU de Nancy<sup>3</sup>. Elle est utilisée par différents professionnels de la santé (radiologues, chirurgiens, médecins généralistes, orthopédistes, kinésithérapeutes et d'autres) aussi bien que par des étudiants comme une référence et comme un outil d'apprentissage. Elle contient 502 IRMs contiguës (de 2 à 4 mm d'épaisseurs) dans les trois plans de coupe qui se répartissent suivant 6 régions anatomiques (épaule, bras, coude, avant bras, poignet et main). La valeur ajoutée de cette application par rapport à ses concurrentes est principalement liée aux points suivants :

- un défilement fluide des images dans les trois plans de l'espace
- un travail de légendage des différentes parties anatomiques qui est fidèle à la "Terminologia Anatomica"<sup>4</sup> et à la littérature récente
- une utilisation d'images d'IRM d'une extrême qualité avec fonction de zoom. Cette grande qualité est liée à des post traitements semi-automatiques et manuels image par image.

D'un point de vue transfert à travers les réseaux, l'application est destinée à être téléchargée à travers différentes normes de télécommunication (UMTS, HSDPA, LTE, ADSL ...) dont le débit peut être limité. Concernant le stockage, la plupart des tablettes tactiles bénéficient pour l'instant de disque de type Solid-State Drive (SSD) de faible capacité (16 Go pour la majorité des tablettes actuelles). Ainsi, les applications volumineuses ont tendance à rapidement saturer l'espace disque des tablettes. Pour ces deux raisons, il est très intéressant de diminuer autant que possible le poids global de l'application qui est composé à 95 % des images radiologiques non comprimées.

Dans cette optique, nous proposons ici une étude originale où nous comprimons avec pertes les 502 images de l'application à différents taux de compression avec le standard JPEG [5]. Dans le cadre d'un protocole normalisé, nous mesurons ici la perception utilisateur de la qualité des images médicales comprimées pour une application d'atlas anatomique. Ces mesures subjectives évaluées par des praticiens de différents niveaux d'expérience (du niveau interne jusqu'au niveau sénior) sont ensuite corrélées avec une série de métriques objectives récentes de la littérature. Le premier but de cette étude est donc de définir pour chaque région anatomique un seuil limite de compression

2. <http://monstermindsmedia.fr>

3. L'atlas a été créé par le Dr. Matthias Louis, sous la supervision du Pr. Alain Blum

4. terminologie officielle concernant l'anatomie humaine

avec pertes jusqu'auquel l'utilisateur n'est pas gêné dans l'utilisation classique de l'application "Monster Anatomy Upper Limb". A notre connaissance, il n'existe aucune étude mesurant l'impact de la compression avec pertes en imagerie médicale sur des tablettes tactiles. Le second objectif est de confirmer que l'utilisation d'une compression avec pertes maîtrisées est tout à fait compatible avec l'utilisation d'applications médicales.

Cet article est organisé de la manière suivante : tous les paramètres concernant le matériel et les méthodes pour l'étude subjective de la qualité sont présentés au paragraphe 2. Une présentation de l'évaluation objective de la qualité mise en oeuvre est donnée au paragraphe 3 tandis que le paragraphe 4 est consacré à l'analyse des résultats et de l'évaluation. Enfin, nous concluons et présentons les perspectives de ce travail au paragraphe 5.

## 2 Matériel et méthodes

### 2.1 Méthode et des taux de compression

La méthode de compression utilisée est le standard JPEG [5] à différents facteur de qualité JPEG ( $Q$ ) (qui entraînent de facto différents taux de compression). Le choix de ce standard est principalement lié à la contrainte d'utiliser une méthode de compression avec perte dont le décodeur est inclus dans IOS<sup>5</sup>. En effet, JPEG est à ce jour malheureusement la seule méthode de compression d'images avec perte disponible dans ce système d'exploitation. Ainsi, il est en l'état inenvisageable pour des problématiques de temps d'affichage et de verrous techniques propres à Apple d'utiliser un autre décodeur que ceux optimisés dans IOS. En effet, nous nous situons ici dans un contexte réaliste d'utilisation de la compression avec pertes sur une application médicale fonctionnant pour l'instant uniquement sous IOS (compatible IPAD de première à quatrième génération). Enfin, notons que le codeur JPEG est pour l'instant avec JPEG 2000 l'un des deux seuls codeurs avec pertes utilisables dans la norme d'image médicale DICOM [2].

Les 502 images d'IRM de résolution  $500 \times 500 \times 8$  bits qui composent l'application produisent avec le reste des bibliothèques une application qui pèse dans sa version originale 97 Mo. A l'heure actuelle, les images sont comprimées sans perte avec le format ouvert PNG, ce qui ne réduit que très légèrement le volume total de l'application.

Il y a donc plusieurs intérêts à compresser avec perte sles images de cette application :

- Réduire la taille de l'application au maximum afin d'être plus facilement téléchargeable tout en gardant les exigences de qualité utilisateur pour ce type d'application. Pour information, la limite de téléchargement en connexion mobile (hors WIFI) sous IOS se situe à 30 Mo
- Gagner de l'espace sur le disque SSD de la tablette
- Libérer un peu la mémoire cache pour d'autres fonctionnalités de l'application

5. système d'exploitation mobile développé par Apple

- Déterminer un seuil limite de compression pour chaque région anatomique de l'application.

Dans la cadre de l'étude, nous testerons 7 facteurs de qualité JPEG avec pertes allant de 7 à 80 ainsi que l'image originale (notée par la suite facteur de qualité de 100). Pour l'étude, les images sont compressées avec l'implémentation JPEG [5] de Matlab.

## 2.2 Conditions d'observation

Pour l'évaluation de la qualité subjective des images, l'ITU impose des normes très strictes sur les conditions d'observation. Bien qu'à notre connaissance, il n'existe encore aucune norme spécifique à l'évaluation de la qualité des images sur tablette, on se place dans un environnement normalisé qui suit l'idée directrice de ces normes. Par exemple, le test doit s'effectuer dans des conditions d'éclairage, de salle et de disposition précises et identiques pour chaque observateur. Pour formaliser les conditions d'observations, nous utilisons la norme ITU-BT.500-13 [3].

Dans l'esprit de cette norme, quelques modifications ont donc été apportées afin d'adapter les préconisations d'ITU à notre application : une application d'atlas anatomique sur tablette. Pour juger de la qualité des images dans le cadre de cette étude, il est nécessaire que les praticiens soient dans des conditions d'utilisation habituelles qui peuvent être dans ce cas très variées. Ainsi, les séances de notations subjectives sont réalisées dans une simple salle de cours où une lampe halogène standard permet d'homogénéiser l'éclairage de la pièce. Les observateurs sont positionnés sur un bureau avec deux tablettes qu'ils disposent à leur convenance. Une première tablette est utilisée pour afficher les images à noter. Celle-ci n'est pas fixée et on suppose que l'utilisateur la positionnera naturellement à une distance adaptée pour une observation optimisée (comme chaque utilisateur de cette application pourrait le faire). La seconde tablette non fixe elle aussi permet aux observateurs d'enregistrer les notes associées à la qualité de chaque images.

La session d'essais subjectifs dure 25 minutes environ pendant lesquelles les observateurs ont noté 6 régions anatomiques compressées avec 8 facteurs de qualité JPEG différents. Au début de la séance, on procède à 2 notations fictives pour stabiliser le jugement des observateurs et dont on ne tiendra pas compte dans l'analyse des résultats. Par ailleurs, certaines images peuvent être présentées deux fois afin de vérifier le jugement des observateurs. A la fin de la phase de notation un questionnaire nous permettra de relever les informations de chaque participant (âge, spécialité, expérience ...) pour pouvoir caractériser au mieux l'échantillon des observateurs [4].

Enfin, notons que bien que l'environnement utilisé ne soit pas aussi maîtrisé qu'un laboratoire d'essais subjectifs tel qu'il est recommandé par l'ITU, nous pensons être cependant en conformité avec l'idée générale de la norme [4].

## 2.3 Méthode d'évaluation

Pour cette partie, nous nous sommes également référé à la norme ITU-BT.500-13 [3] qui formalise non seulement les conditions d'observations mais également les méthodes générales d'essais ainsi que les échelles de notation. Le choix entre les différentes méthodes et les échelles dépend de l'application visée [4]. En nous basant sur cette norme nous avons choisi d'effectuer une évaluation de la qualité à stimulus unique à l'aide d'une échelle continue sur laquelle apparaissent 5 repères sémantiques (Fig.1).

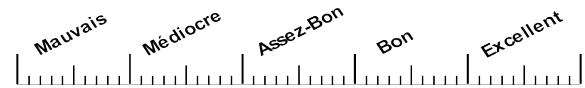


Figure 1 – échelle continue de notation de qualité

Le choix de cette méthode à stimulus unique est lié au fait que la référence ici n'est pas nécessairement l'image non comprimée. En effet, la méthode à double stimulus utilisant une échelle continue DSCQS [3] est la méthode la plus utilisée pour mesurer la qualité d'un système vidéo mais nécessite de disposer d'une référence, ce qui n'est pas obligatoirement le cas ici.

## 2.4 Outils informatiques développés pour le test

Pour déterminer un seuil limite de compression pour chaque partie anatomique de l'application, nous devons présenter aux observateurs la totalité des images compressées ainsi que les images de référence pour qu'ils nous donnent leurs impressions sur la qualité visuelle de chacune d'entre elles. Afin de présenter les groupes d'images aux observateurs nous avons choisi de garder à l'identique l'interface de application d'atlas anatomique "Monster Anatomy Upper Limb". L'observateur aura donc à noter dans un premier temps 6 régions anatomiques (allant de de l'épaule à la main) correspondant à une première version (Fig. 2), puis il réitérera l'opération jusqu'à la neuvième et dernière version. Dans le test, l'observateur navigue entre la première version et la dernière version tout en notant à chaque fois la qualité globale de la région qu'il observe en positionnant un curseur sur une échelle continue via un outil de notation disponible sur une seconde tablette (Fig. 2). Au sein de chacune des versions les 6 régions anatomiques auront un facteur de qualité JPEG comprise entre 7 et 100. Pour des raisons de simplicité, la répartition de ces qualités a été construite de manière pseudo aléatoire en respectant le principe des carrés greco-latin.

## 2.5 Analyse de la base de données des observateurs

Comme recommandé dans la norme ITU-BT.500-13 [3], certaines images ont été doublées et réparties aléatoirement au sein des 9 versions. Elles nous permettent d'effectuer un premier constat relatif à la cohérence des observateurs,

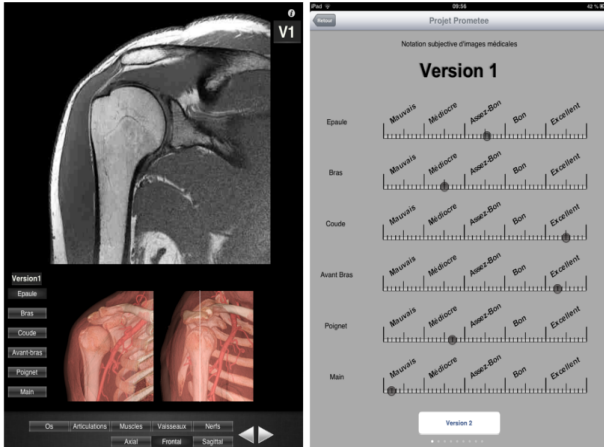


Figure 2 – à gauche : Outil IPAD de visualisation des images compressées à travers une application d'atlas anatomique - "Monster Anatomy Upper Limb". à droite : Outil IPAD de notation à échelle continue pour la qualité des images.

ainsi, si une même personne au cours de la même séance émet des notations qui diffèrent trop pour une pile d'images pourtant identiques elle sera rejetée.

Un second test est ensuite effectué pour les personnes restantes afin de normaliser leur capacité à répondre de façon cohérente vis à vis de l'ensemble du panel. S'il s'avère qu'un observateur répond systématiquement différemment que le panel, il sera également rejeté.

Une fois ces étapes franchies nous disposons d'une base de données reprenant les notations des observateurs jugés cohérents, celle ci nous permettra de définir un score MOS (Mean Opinion Score) [4] représentant pour chaque pile d'images la note moyenne des observateurs. Le MOS est donné par

$$\bar{u}_{jk} = \frac{1}{N_{obs}} \sum_{i=1}^{N_{obs}} u_{ijk} \quad (1)$$

Où  $N_{obs}$  représente le nombre d'observateurs et  $u_{ijk}$  la note de l'observateur  $i$  pour le taux de compression  $j$  de la partie anatomique  $k$ .

Ce score d'opinion moyen est l'unité de perception subjective de qualité obtenue pour un panel d'observateurs ayant réalisé un test strictement identique. On considère que cette note MOS est le score de perception de qualité le plus fiable. On pourra par ailleurs en traçant la courbe représentant l'évolution de la qualité JPEG en fonction de la note subjective retrouver pour chaque région anatomique le seuil jusqu'auquel la qualité technique de l'image sera jugée comme bonne pour ce type d'application d'atlas anatomique.

### 3 Evaluation objective de la qualité

Les tests subjectifs sont parfois lourds à mettre en oeuvre, chers et surtout très longs ce qui constitue souvent une so-

lution difficile à réaliser humainement. Pour éviter un tel inconvénient, les métriques perceptuelles, qui représentent la deuxième alternative, ont pour objectif de définir des mesures de qualité qui soient fortement corrélées aux notes de qualité qu'auraient donné un ensemble d'observateurs. Jusqu'à un passé récent, ces métriques se limitaient à des métriques simples dont les performances restaient limitées (MSE, PSNR, ...). Le développement technologique de ces dernières années a permis la mise en place d'outils psychophysiques qui ont aidé à mieux comprendre le comportement du Système Visuelle Humain (SVH) et affiner les modèles associés. Ainsi, de nombreuses métriques d'évaluation objectives de la qualité très performantes ont vu le jour ces dernières années (SSIM [8], PSNR-HVS [9], HDR-VDP [11] ...). Nous évaluons ici un ensemble de métriques récentes de qualité objectives par rapport aux scores des observateurs collectés dans l'étude subjective.

L'ensemble de ces métriques est listé dans le tableau 3, et la plupart d'entre elles sont disponibles dans la bibliothèque Matlab Metrix Mux [7]. Nous avons en plus rajouté à cette bibliothèque des métriques récentes performantes pour mesurer les dégradations induites par un codeur JPEG.

Ainsi, nous avons utilisé les métriques PSNR-HVS [9] et PSNR-HVS-M [9] qui tentent de modéliser le Système Visuel Humain (SVH) en effectuant une pondération par une fonction de sensibilité au contraste et également en prenant en compte la transformation en cosinus discrète (DCT) induite dans la compression JPEG. De plus, nous avons testé la métrique avec référence HDR-VDP [11] qui peut être utilisée à la fois pour tester la fidélité (distinguer les distorsions liées à la compression) et pour évaluer la visibilité (l'information est-elle suffisamment visible?). Enfin, nous avons mis en oeuvre une métrique sans référence (BRISQUE [10]) qui permet de définir la présence d'artefacts propres à une compression JPEG comme le traditionnel "effet de blocs" lié à l'application de la DCT (transformation en cosinus discrète) sur des blocs de taille  $8 \times 8$ .

Le lecteur pourra se reporter à la référence [6] pour plus de précisions sur l'ensemble de ces métriques.

### 4 Résultats expérimentaux

Pour cette étude, nous avons regroupé un panel de 13 observateurs de différentes expériences. Le tableau 1 résume les caractéristiques de ces observateurs en terme de spécialité, de grade et d'années d'expérience.

A la suite des premiers tests de cohérence, il s'est avéré que l'un d'entre eux présentait des résultats incohérents. Ainsi, pour l'ensemble des résultats décrits par la suite, nous nous basons sur les notations effectuées par les 12 observateurs cohérents.

Dans un premier temps, nous mesurons l'évaluation subjective de la qualité des images compressées. Pour chacune des régions anatomiques, nous devons tracer la courbe représentant l'évolution de la note MOS en fonction de la qualité JPEG (Fig 3) pour déterminer le seuil de qualité JPEG acceptable pour chacune des régions. Pour trouver

Obs.	Age	Spécialité	Grade	Exp.
1	32	Radiologie	Chef de clinique	10 ans
2	26	Radiologie	Interne	2 ans
3	25	Radiologie	Interne	1 an
4	25	Radiologie	Interne	1 an
5	28	Radiologie	Interne	5 ans
6	30	Radiologie	Interne	3 ans
7	25	Radiologie	Interne	>1an
8	25	Radiologie	Interne	1 an
9	27	Radiologie	Interne	6 ans
10	34	PACS	Ingénieur	10 ans
11	68	Médecine Physique Réadaptation	Médecin	42 ans
12	53	Radiologie	Médecin	30 ans
13	47	Radiologie	Médecin	20 ans

Tableau 1 – Caractéristiques des observateurs de l'étude.

ces seuils, nous devons dans un premier temps interpoler les points à l'aide d'une courbe de régression de type Logarithme qui est bien adaptée pour ce type de courbe. Ensuite, on détermine le seuil de qualité à l'aide de la traditionnelle méthode des tangentes. Ainsi, l'intersection des deux tangentes nous permet d'obtenir le MOS limite et tracer le seuil horizontal permettant de trouver la qualité JPEG minimale que l'on pourra utiliser pour compresser cette région dans l'application. Par exemple, sur la figure 3, on obtient pour la région du bras une qualité JPEG minimale de 44,9 (correspondant ici à un taux de compression de 13,3 : 1). On estime donc que jusqu'à ce seuil les images médicales du bras présentent une qualité technique irréprochable et n'empêchent pas l'utilisation optimale de l'application d'atlas anatomique.

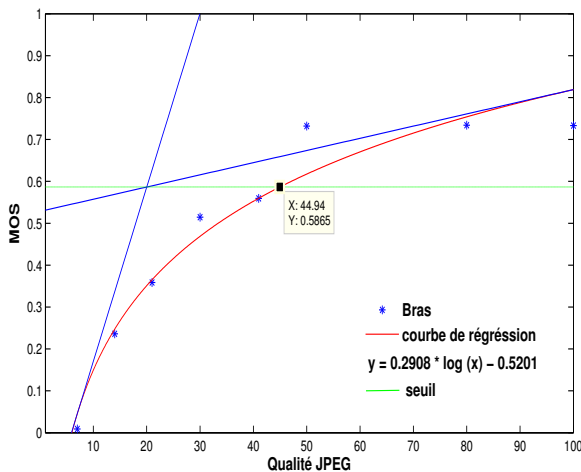


Figure 3 – Note moyenne du bras en fonction du facteur de qualité JPEG avec courbe de régression et méthode des tangentes.

Pour chacune des 6 régions, cette méthode des tangentes donne une qualité JPEG minimale fournissant à chaque fois un seuil de compression. Ces seuils de compression sont résumés dans le tableau 2 où l'on constate que la plupart d'entre eux se situent aux alentours de 13-14 : 1 à l'exception de la main (seuil de compression d'environ 27 :

1). Cette différence s'explique par le fait que les différents IRMs de la main présentent un fond plus important entraînant une efficacité accrue de la compression.

Région anatomique	Taux de compression limite
Epaule	13.3 : 1
Bras	13.3 : 1
Coude	14.6 : 1
Avant-Bras	14.6 : 1
Poignet	12.9 : 1
Main	27.3 : 1

Tableau 2 – Taux de compression limite avec JPEG en fonction des régions anatomiques - Application d'atlas anatomique Monster Anatomy Upper Limb

Dans un second temps, on mesure également les corrélations qui existent entre les métriques objectives et la note MOS dans le but de définir laquelle de ces métriques sera la plus adaptée pour définir la qualité des images médicales étudiées (Fig 4).

Pour rappel, nous avons sélectionné une dizaine de métriques différentes en fonction de leur capacité à définir la qualité d'images ayant subi une compression avec perte de type JPEG. Pour chacune d'elle on calcule le coefficient de corrélation de Pearson (*LCC*)<sup>6</sup> indiquant la qualité de la régression linéaire (tableau 3). On a également évalué les coefficient de Spearman (*SROC*)<sup>7</sup> qui mesure à la fois la monotonie des résultats et la capacité des mesures objectives à varier dans le même sens que les notes subjectives. Le coefficient de Spearman (*SROC*) de toutes les métriques est identique pour une région anatomique donnée car toutes les métriques ont pour ces images les mêmes propriétés de monotonie. Les valeurs ne sont donc par reportées dans ce tableau. De ces deux valeurs, on

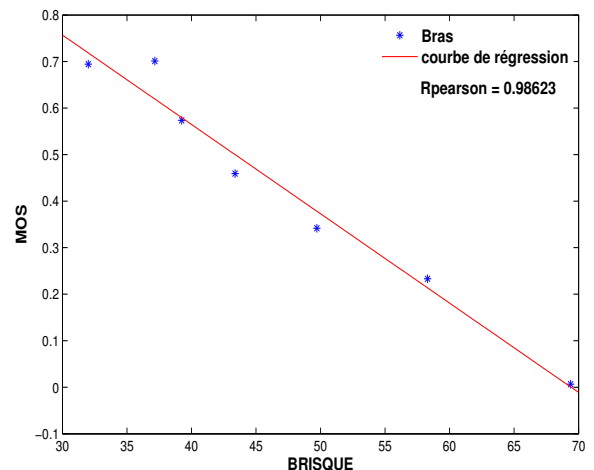


Figure 4 – MOS vs BRISQUE

peut en déduire les métriques les plus performantes en

6. LCC : Linear Correlation Coefficient  
 7. SROC : Spearman Rank Order Correlation

terme de corrélations avec le MOS pour les images radiologiques de l'atlas évalué ici. On observe que trois des quatre meilleures métriques se basent sur l'approche structurelle de l'image compressée (UQI (#1), SSIM (#3) et MSSIM (#4)). De plus, on remarque que suite à la compression JPEG une des métriques qui se rapproche le plus du jugement humain est BRISQUE (#2). Ce résultat est assez logique car c'est une métrique sans référence qui note les dégradations type "effet de bloc" présentes dans l'image. Cela constitue typiquement le type de défaut qui interpelle les observateurs lorsque la compression JPEG devient trop élevée. Parmi les métriques moins performantes, on retrouve celles basées sur le système de visuel humain (PSNR HVS et PSNR HVS M) et celles davantage orientées pour la compression JPEG2000 avec une mesure de l'information mutuelle comme la métrique IFC par exemple.

## 5 Conclusion et perspectives

Cette étude a permis de mettre en exergue la possibilité de compresser avec pertes les IRMs d'une application d'atlas anatomique en identifiant le seuil à partir duquel l'utilisation de cette application reste optimale. Ce taux de compression avec le standard JPEG se situe au alentour 13 : 1 pour la majorité des images de l'atlas et à 27 : 1 pour les images de la main. Parallèlement, parmi les meilleures métriques objectives actuelles, la métrique UQI s'est révélée pour ces images d'atlas anatomiques la plus corrélée avec les notations subjectives des observateurs. Enfin, l'étude s'est appuyée sur des observations réalisées à partir d'une application IPAD d'atlas anatomique spécifique, nous pourrions l'étendre à d'autres types d'images médicales brutes afin de généraliser ces résultats pour applications médicales sur tablette.

	e	b	c	ab	p	m	$\overline{LCC}$	rg
SSIM [7]	<b>0,96</b>	0,98	<b>0,97</b>	0,88	0,94	<b>0,97</b>	<b>0,9494</b>	3
MSSIM [7]	0,94	0,96	<b>0,97</b>	0,89	<b>0,96</b>	0,94	<b>0,9454</b>	4
UQI [7]	<b>0,96</b>	0,98	<b>0,97</b>	0,89	0,95	<b>0,97</b>	<b>0,9554</b>	1
IFC [7]	0,88	0,91	0,81	0,72	0,76	0,89	<b>0,8290</b>	14
VIF [7]	0,94	0,97	0,91	0,83	0,87	0,96	<b>0,9137</b>	8
VIFP [7]	0,93	0,97	0,91	0,83	0,88	0,96	<b>0,9131</b>	9
MSE [7]	0,94	0,96	<b>0,97</b>	0,88	0,95	0,94	<b>0,9401</b>	6
PSNR [7]	0,92	0,95	0,88	0,80	0,84	0,94	<b>0,8873</b>	10
PSNR-HVS [9]	0,91	0,94	0,86	0,77	0,83	0,93	<b>0,8746</b>	12
PSNR-HVS-m [9]	0,89	0,93	0,83	0,72	0,82	0,93	<b>0,8531</b>	13
HDR-VDP [11]	0,92	0,98	<b>0,97</b>	0,88	<b>0,96</b>	0,95	<b>0,9425</b>	5
VNSR [7]	0,93	0,98	0,90	0,83	0,87	<b>0,97</b>	<b>0,9155</b>	7
WSNR [7]	0,93	0,95	0,88	0,78	0,84	0,94	<b>0,8865</b>	11
BRISQUE [10]	<b>0,96</b>	<b>0,99</b>	<b>0,97</b>	<b>0,91</b>	0,92	<b>0,97</b>	<b>0,9523</b>	2

Tableau 3 – Coefficients de corrélation de Pearson entre mesures objectives et subjectives pour les différentes régions anatomiques (e : épaule, b : bras, c : coude, ab : avant-bras, p : poignet, m : main) -  $\overline{LCC}$  : moyenne des coefficients de corrélation de Pearson - rg : rang

## 6 Remerciements

Ces travaux se sont déroulés dans le cadre du projet PROMETEE (PeRceptiOn utilisateur pour les usages du Mul-

timEdia dans les applicaTions mEdicalEs). Il a été lauréat du programme innovation de l'Institut Mines-Telecom fin 2011. Au titre de PROMETEE, nous remercions activement Denis Abraham qui a été l'un des porteurs de ce projet. Merci encore au Dr Matias Louis et au Pr Alain Blum pour nous avoir autorisés à utiliser leur atlas anatomique. Enfin, nous remercions chaleureusement l'ensemble des observateurs ayant participé à cette étude.

## Références

- [1] Y. Gaudeau et JM. Moureaux. *Lossy compression of volumetric medical images with 3D dead-zone lattice vector quantization* Annals of Telecommunications, vol. 64, 5-6, pp. 359-367, Avril 2009.
- [2] D. Koff and al. *Pan-Canadian Evaluation of Irreversible Compression Ratios (Lossy Compression) for Development of National Guidelines* Journal of Digital Imaging, vol. 22, 6, pp 569-578, Décembre 2009.
- [3] ITU-R. *Recommendation 500-13, Methodology for the subjective assessment of the quality of television pictures*. ITU-R Rec - BT.500 (2012).
- [4] N.Nouri, D. Abraham, J-M. Moureaux, M. Dufaut, J. Hubert, M. Perez. *Subjective MPEG2 compressed video quality assessment : Application to Tele-surgery*. 7th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, ISBI 2010, Rotterdam : Pays-Bas (2010).
- [5] G.K.Wallace *The Jpeg still picture compression standard*. communications of the ACM, vol.34, no. 4, pp 31-44, 1991.
- [6] A.Moorthy, L. Choi, A. Bovik, Fellow, G. de Veciana. *Video Quality Assessment on Mobile Devices : Subjective, Behavioral and Objective Studies*. IEEE Journal of selected topics in Signal Processing vol.6, no. 6, Octobre 2012.
- [7] M. Gaubatz, *Metrix Mux Visual Quality Assessment Package*, Disponible sur foulard.ece.cornell.edu
- [8] Z.Wang, A.C.Bovik, H.R.Sheikh, E.P.Simoncelli. *Image quality assessment : From error visibility to structural similarity*. IEEE Transactions of Image Processing, vol.13, no. 4, pp 600-612, Avril 2004.
- [9] K.Egiazarian, J.Astola, N.Ponomarenko, V.Lukin, F.Battisti, M.Carli. *Two new full-reference quality metrics based on hvs*. Workshop on Video Processing and Quality Metrics, Scottsdale USA, 2006.
- [10] A.Mittal, A.K.Moorthy, A.A.Bovik. *No-reference image quality assessment in the spatial domain*. IEEE Transactions of Image Processing, vol.20, no. 2, pp 209-212, 2013.
- [11] R. Mantiuk, K. Kim, Allan G. Rempel and W. Heidrich. *HDR-VDP-2 : A calibrated visual metric for visibility and quality predictions in all luminance conditions* ACM Transactions on Graphics (Proc. of SIGGRAPH'11), vol.30, no. 4, 2011.