



Des gens de soins et d'excellence

Centre hospitalier universitaire
de Sherbrooke

Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé



Évaluation technique d'un système de visioconférence





*CENTRE HOSPITALIER UNIVERSITAIRE DE SHERBROOKE
Hôpital Fleurimont, 3001, 12^e Avenue Nord, Sherbrooke (Québec) J1H 5N4
Hôtel-Dieu, 580, rue Bowen Sud, Sherbrooke (Québec) J1G 2E8
Téléphone : (819) 346-1110*

Des gens de soins et d'excellence

*Unité d'évaluation des technologies et des modes
d'intervention en santé*

ÉVALUATION TECHNIQUE D'UN SYSTÈME DE VISIOCONFÉRENCE

Christian Bellemare, M. Sc.
Renald Lemieux, M. Ing., Ph. D., M.ETS.

2 mars 2005

© *Unité ÉTMIS 2005*

LA MISSION

L'Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (ÉTMIS) du Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke (CHUS) est un regroupement d'experts dont les avis sont susceptibles d'influencer les décisions prises par l'administration hospitalière concernant les investissements en technologie de la santé, l'implantation des technologies émergentes, les changements dans la pratique des soins et les modes d'intervention en santé (dispensation des soins et organisation des services). Le créneau privilégié par le comité directeur de l'Unité ÉTMIS est « *L'évaluation des pratiques et des modes d'intervention en santé* ». Les évaluations tiennent compte de plusieurs volets dont l'efficacité, la sécurité et l'efficience des technologies, ainsi que les impacts éthiques, légaux, sociaux et économiques liés à l'implantation et à l'administration desdites technologies. L'approche globale de l'Unité ÉTMIS est de développer l'évaluation des technologies en respectant les priorités établies dans la planification stratégique et les projets conjoints avec le Centre de recherche Etienne-Le Bel du CHUS.

LES MEMBRES

D^r Maurice Roy, M.D., LL.M., M.A.P., directeur

Directeur général adjoint et directeur des Services professionnels du CHUS.

Renald Lemieux, M. Ing., Ph. D., M.ETS., coordonnateur

Physicien médical, Direction des services professionnels du CHUS

Christian Bellemare, M. Sc., conseiller en évaluation des technologies

Mathématicien & informaticien, Unité ÉTMIS du CHUS.

AVANT-PROPOS

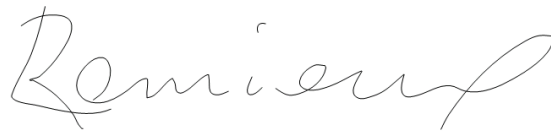
La télésanté se pratique déjà depuis de nombreuses années sous diverses formes et pour diverses raisons. La pénurie de professionnels de la santé, incluant les médecins spécialistes, que vit actuellement le réseau de la santé et des services sociaux du Québec, nous amène à nous pencher sur les bénéfices qu'apporterait l'utilisation des technologies de communication sur les soins de santé.

Les solutions de télésanté, telle la visioconférence, sont envisagées comme moyen de porter assistance aux professionnels de la santé travaillant en région éloignée qui n'ont pas accès à des spécialistes sur place. Elles sont aussi vues comme des moyens de : 1) diminuer les coûts liés au déplacement des patients vers les centres spécialisés; 2) retenir le personnel spécialisé; 3) prendre en charge de façon plus complète le patient dans son milieu de vie; 4) augmenter la qualité de vie des patients; 5) développer la formation continue des professionnels dans leur milieu de travail et bien d'autres.

Le présent rapport indique que l'utilisation d'une technologie de télécommunication audiovisuelle permettrait de rendre disponibles plusieurs applications favorisant les interactions entre les différents professionnels de la santé dans le cadre de l'assistance médicale et paramédicale tels que l'enseignement à distance. Ces systèmes apportent des éléments tels que des images médicales utiles à l'analyse des cas cliniques. Ce rapport présente une analyse technique générale applicable pour les différents systèmes de communications audiovisuelles. La qualité des images affichées et transférées par réseau est abordée de manière scientifique. L'analyse technique des différents systèmes de visioconférence est nécessaire afin d'assurer une assistance médicale selon le degré de complexité de l'application. C'est dans ce contexte que nous envisageons l'avenir.



D^r Maurice Roy, M.D., LL.M., M.A.P.,
Directeur



Renald Lemieux, M. Ing., Ph. D., M.ETS.
Coordonnateur

REMERCIEMENTS

Ce rapport a été préparé par Christian Bellemare, M. Sc., conseiller à l'Unité ÉTMIS du CHUS et par Renald Lemieux, M. Ing., Ph. D., M.ETS., coordonnateur de l'Unité ÉTMIS du CHUS.

La production de ce document est le résultat d'efforts mis par les membres de l'Unité ÉTMIS, mais n'aurait pu être complétée sans le soutien des gens qui ont donné temps, conseils et le bénéfice de leurs expériences.

L'Unité ÉTMIS tient à remercier :

CHUS :

Renald Lemieux, M. Ing., Ph. D., M.ETS., coordonnateur, Unité ÉTMIS
Christian Bellemare, M. Sc., mathématicien & informaticien, Unité ÉTMIS
Normand Bilodeau, réseautique et sécurité informatique

CHUQ :

Jean Boissonneault, département informatique
Jean Boulanger, directeur

ENIXUM :

Daniel Jeanson, vice-président
Michel L'Heureux, chargé de projet
Robert Lebel, spécialiste vidéo
Stéphane Kollor, spécialiste réseau

MARCONI :

Samer Kik, directeur
Louis Bourbeau, ingénieur système

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL, DIRO

Victor Ostromoukhov, Ph. D., professeur agrégé

RÉSUMÉ

Les objectifs de cette recherche sont de présenter une évaluation pour les systèmes de visioconférence dans l'optique de la téléassistance, de permettre aux fabricants de visioconférence de modifier leurs systèmes, en fonction des besoins hospitaliers dans la veine de la télésanté suite aux recommandations qui émergent de cette étude. Cibler les applications possibles d'un système de visioconférence dans mode médical à distance découle des objectifs principaux.

Le système de visioconférence évalué est distribué par la compagnie Marconi. Il inclut des fonctionnalités telles que la possibilité de communiquer avec plusieurs sites distants, la gestion de plusieurs conférences simultanées et l'interconnexion avec un ordinateur afin d'envoyer des images ou des présentations à des interlocuteur à distance.

L'étude d'évaluation présentée dans ce rapport comprend deux volets principaux. Le premier consiste à évaluer les capacités du système à afficher des images de qualité dans un contexte d'application médicale. Les caractéristiques de l'affichage sont mesurées et comparées aux standards d'imagerie médicale numérique.

Le deuxième volet décrit une évaluation du trafic généré sur réseau par le transfert des données. Ce dernier inclut l'utilisation de la bande passante du système ainsi que les limitations de celui-ci dans des conditions de bande passante restreinte.

L'intensité lumineuse maximale de la station de visioconférence testée est d'environ 80 cd/m². L'affichage n'est pas uniforme sur l'entière surface de l'écran : une erreur relative de 19,1% est observée entre la périphérie et le centre de l'image. L'affichage de plus de 50% des couleurs testées (24) diffère de façon notable d'une station à l'autre : la distance euclidienne entre la couleur affichée localement et cette même couleur transférée par réseau dépasse le seuil minimal acceptable, cliniquement observé à 0,01 dans l'espace CIE-L*u*v* (u',v') (AAPM 2005). La résolution spatiale de l'image locale ne dépasse pas 0,86 paire de ligne par millimètre ; celle de l'image distante ne dépasse pas 0,58 paire de ligne par millimètre. Le système ne permet pas l'implantation de courbes d'optimisation (LUT) de son affichage.

Dans sa forme actuelle, le système de visioconférence testé peut servir d'outil d'assistance à distance dans des applications médicales et professionnelles basées sur le mentorat ou la discussion entre individus (ex : assistance générale, consultation et formation). Il ne peut être utilisé pour des applications dans lesquelles les détails de l'image, l'éventail des niveaux de gris et la fiabilité des couleurs, sont importants. Le système pourrait servir à d'autres applications médicales plus exigeantes si les modifications minimales suivantes y étaient apportées : 1) remplacer le moniteur actuel par un moniteur de plus haute brillance et de plus grande résolution et 2) permettre l'introduction d'autres tables LUT dans la carte vidéo du système.

ABRÉVIATIONS ET DÉFINITIONS

AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ACR	<i>American College of Radiology</i>
CAR	<i>Canadian Association of Radiologists</i>
cd/m²	<i>Candela par mètre au carré. Unité de mesure de luminosité</i>
CHUS	<i>Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke</i>
CHUQ	<i>Centre hospitalier universitaire de Québec</i>
CIE	<i>Commission internationale de l'éclairage</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>
GBM	<i>Génie biomédical</i>
ICC	<i>International Color Consortium</i>
IRM	<i>Imagerie par résonance magnétique</i>
JND	<i>Just-Noticeable Difference. La plus petite différence perceptible dans certaines conditions</i>
LUX	<i>Unité de mesure de luminosité qui s'apparente au pied-lambert par la relation : $1 \text{ lux} = 0,0929 \text{ pied-lambert}$</i>
kbps	<i>kilobit par seconde</i>
MPEG	<i>Moving Picture Experts Group</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i>
RISQ	<i>Réseau d'informations scientifiques québécois</i>
RTSS	<i>Réseau de télécommunication sociaux sanitaire</i>
RVB	<i>Composantes trichromatiques : le rouge, le vert et le bleu</i>
SIP	<i>Session Initiation Protocol</i>
TEP	<i>Tomographie d'émission par positrons</i>
UÉTMIS	<i>Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé</i>
ViPr	<i>Virtual Presence</i>

TABLE DES MATIÈRES

1.	Introduction	1
2.	Objectifs de l'évaluation	2
2.1	Objectif Principal.....	2
2.1	Enjeu principal	2
2.2	Hypothèse testée.....	2
2.3	Objectifs secondaires	2
3.	Méthodologie.....	2
3.1	Description technique du système évalué	2
3.2	Spécifications de l'appareil de mesure utilisé.....	2
3.3	Évaluation de la qualité des images affichées.....	4
3.3.1	Calibrage des moniteurs	4
3.3.2	Uniformité de l'affichage	4
3.3.3	Mesures des intensités lumineuses et des coordonnées chromatiques : Caractéristiques du moniteur	5
3.3.4	Mesures des couleurs : colorimétrie	5
3.3.5	Mesures de résolution spatiale	5
3.3.6	Mesures de contraste	5
3.4	Estimation de la bande passante utilisée	6
3.5	Éléments d'analyse	6
3.6	Critères en imagerie médicale diagnostique.....	7
4.	Résultats et caractéristiques du système.....	9
4.1	Caractéristiques du système	9
4.2	Appréciation générale.....	9
4.3	Qualité des images affichées	10
4.3.1	Calibrage des moniteurs	10
4.3.2	Uniformité de l'affichage	10
4.3.3	Mesures des intensités lumineuses et des coordonnées chromatiques : Caractéristique du moniteur	11
4.3.4	Mesures des couleurs : colorimétrie	12
4.3.5	Mesures de résolution spatiale	12
4.3.6	Mesures de contraste	12
4.4	Utilisation de la bande passante.....	13
4.5	Conformité aux standards diagnostiques d'affichage des images numériques.....	13
5.	Discussion.....	15
5.1	Appréciation générale.....	15
5.2	Qualité des images affichées	15
5.2.1	Mesure d'intensités lumineuses des niveaux de gris : vérification du calibrage.....	15
5.2.2	Uniformité de l'affichage	16
5.2.3	Mesures des intensités lumineuses et des coordonnées chromatiques : caractéristique du moniteur Aspects légaux	17
5.2.4	Mesures des couleurs : colorimétrie	17
5.2.5	Mesures de résolution spatiale	17
5.2.6	Mesure de contraste	18
5.2.7	Utilisation de la bande passante.....	18
5.2.8	Conformité aux standards diagnostiques d'affichage des images numériques.....	18

5.3	Les limitations du système et les recommandations	19
5.4	Limitation du protocole d'évaluation	19
5.5	Les applications	20
6.	Conclusion	21
	Annexe I Configuration globale des installations.....	22
	Annexe II Mire de couleur (Gretag MacBeth ColorChecker).....	23
	Annexe III Mire SMPTE.....	24
	Annexe IV Mires de résolution	25
	Annexe V Diagramme de chromaticité CIE standard (1931-1964)	26
	Annexe VI Station ViPr de Marconi	27
	Annexe VII Gamut de couleur	28
	Annexe VIII Intensité lumineuse des couleurs affichées	29
	Annexe IX Distances euclidiennes entre les couleurs affichées sur les moniteurs	30
	Annexe X Lecture des mires de résolution.....	31
	Annexe XI Courbe des intensités en fonction du niveau de gris demandé	32
	Annexe XII Intervalles de confiance à 95% sur les fonctions de transfert des moniteurs	33
	Annexe XIII Comparaison des courbes de transfert avec la courbe DICOM	34
	Annexe XIV Intervalles de confiance : moniteur local, moniteur distant et DICOM.....	35
	Annexe XV Aspects légaux.....	36
	Bibliographie.....	37

LISTE DES FIGURES

Figure 3-1 Illustration des mesures prises sur le moniteur afin de caractériser l'uniformité de son intensité lumineuse.	5
Figure I-1 : Configuration de l'ensemble de l'équipement lors de l'évaluation.	22
Figure II-1 : Mire de couleur Gretag Macbeth.	23
Figure III-1 : Mire SMPTE. Elle est utilisée pour vérifier qualitativement l'affichage.	24
Figure VI-1 : Illustration du système de visioconférence ViPr de Marconi. (a) La station ViPr. (b) Visioconférence à cinq personnes avec la fonction « Doc share » montrant des images de TEP (tomographie d'émission par positrons) et d'IRM (imagerie par résonance magnétique).	27
Figure IX-1 : Distances euclidiennes (u',v') entre la couleur affichée sur le moniteur M1 (local) et le moniteur M2 (distant). Les couleurs proviennent de la mire Gretag Macbeth.....	30
Figure XI-1 : Courbes représentant la valeur d'intensité en candela par mètre au carré en fonction du niveau de gris demandé [0,255] où 0 est le noir et 255 et le blanc.	32
Figure XII-1 : Intervalles de confiance sur les courbes transferts des moniteurs selon un stepwedge.....	33
Figure XIII-1 : Les courbes de transfert du moniteur local et distant comparées avec la courbe DICOM à l'intérieur de l'intervalle JND correspondant.....	34
Figure XIV-1 : Intervalles de confiance sur les courbes transferts des moniteurs avec celles de la courbe dico à l'intérieur de l'intervalle JND correspondant.....	35

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3-1 Caractéristiques du colorimètre utilisé dans cette évaluation.	4
Tableau 3-2 Dimensions des images exigées par le Collège américain de radiologie pour les modalités utilisées en téléradiologie diagnostique.	7
Tableau 4-1 Valeurs d'intensités lumineuses prises sur l'écran de la station M1 (locale).	10
Tableau 4-2 Valeurs d'intensités lumineuses prises sur l'écran de la station M2 (distante).	10
Tableau 4-3 Différences entre les intensités et distance euclidienne entre les couleurs affichées par les moniteurs.	10
Tableau 4-4 Valeurs d'intensité lumineuse, en cd/m^2 , prélevées à cinq positions différentes sur l'écran de la station ViPr M1.	11
Tableau 4-5 Valeurs d'intensités lumineuses et coordonnées chromatiques prises sur l'écran de la station M1 (locale).	11
Tableau 4-6 Valeurs d'intensités lumineuses et coordonnées chromatiques prises sur l'écran de la station M2 (distante).	11
Tableau 4-7	12
Tableau 4-8 Ce tableau montre les valeurs en paire de lignes par millimètre visible pour quatre jeux de contraste.	12
Tableau 4-9 Résumé des résultats sur l'affichage des images. Le symbole \checkmark indique la conformité et le symbole X le rejet. Les critères sont de niveau diagnostique.	13
Tableau 5-1 Intervalles entre les mesures prises sur deux moniteurs.	16
Tableau 5-2 Intervalles entre les mesures prises sur deux moniteurs.	17
Tableau X-1 Résultats de la visibilité des mires de résolution. Les lectures ont été prises horizontalement et verticalement sur quatre niveaux de contraste. Notez que 100% est le blanc pur et 0% est le noir pur.	31

CHAPITRE 1

1. INTRODUCTION

Au cours des dernières années, la pénurie de professionnels de la santé, incluant les médecins spécialistes, nous a amené à nous pencher sur les bénéfices qu'apporterait l'utilisation des technologies de communication en temps réel sur les soins de santé. Les solutions, telles que la visioconférence, sont envisagées comme moyen de porter assistance aux professionnels de la santé travaillant en région éloignée. La visioconférence est un moyen de transmettre la voix et l'image via un réseau informatique. De cette façon, la présence virtuelle d'un spécialiste peut grandement venir en aide aux professionnels de la santé qui n'ont pas accès à des spécialistes sur place. Par exemple, des chirurgies dirigées à distance par un spécialiste se situant à des kilomètres du site d'opération ont déjà été effectuées et publicisées. Des consultations entre spécialistes ou entre spécialistes et professionnels sont aussi chose courante. C'est dans une optique de téléassistance entre professionnels de la santé et de télédiagnostic que l'Unité ÉTMIS a évalué un système de visioconférence proposé par la firme Marconi.

Le diagnostic des spécialistes repose sur leurs expériences, leurs formations mais aussi sur la qualité des médiums qu'ils utilisent. La vision des couleurs, le discernement des différents niveaux de gris (le contraste) et la résolution spatiale sont un ensemble de caractéristiques variant la qualité des images et affectant ainsi la capacité à déceler les anomalies ou à formuler un diagnostic juste. Ces

caractéristiques techniques ainsi que l'utilisation de la bande passante du système ViPr (Virtual Presence) de la firme Marconi sont mesurées, analysées et présentées dans ce document.

Le système de visioconférence ViPr possède des capacités telles que de transmettre des images ou des présentations informatiques vers des sites distants. Par exemple, des images en provenance d'un système PACS inter relié à une station ViPr peuvent être affichées sur une autre station ViPr à distance. La visioconférence multiple de ce système est une caractéristique accrocheuse que peuvent mettre à profit les utilisateurs tels que les enseignants.

Le système ViPr se présente sous une forme très ergonomique mais peut-il être utilisé pour des applications médicales de haut niveau à distance?

Le présent rapport présente les caractéristiques techniques du système du système de visioconférence ViPr de la firme Marconie. L'objectif principal de cette évaluation est de caractériser les capacités du système en lien avec les objectifs cliniques visés par les applications de téléassistance et de télédiagnostics. Ce rapport présente d'abord les objectifs, la méthodologie et les résultats obtenus. Une discussion permet ensuite de répondre à la question de recherche par l'analyse des données mesurées. Une conclusion finalise ce rapport permettant la synthèse des principaux éléments ainsi que de présenter les travaux que soulève cette évaluation.

CHAPITRE 2

2. OBJECTIFS DE L'ÉVALUATION

2.1 Objectif Principal

L'objectif principal de cette étude est de déterminer si le système de visioconférence ViPr peut être utilisé pour des applications médicales à distance de haut niveau. La question de recherche à laquelle nous voulons répondre est la suivante : *Quelles sont les applications médicales ou paramédicales que ce système peut accomplir?*

2.1 Enjeu principal

L'affichage adéquat des images constitue l'enjeu principal de ce projet. En effet, la qualité des images affichées sur un moniteur joue un rôle très important dans la définition des tâches que peut accomplir un système de visioconférence dans le cadre de la pratique médicale à distance basée sur l'analyse d'informations disponibles à l'écran.

2.2 Hypothèse testée

Considérant les caractéristiques techniques préalablement fournies par la firme

Marconi, l'hypothèse formulée dans le cadre de ce projet est la suivante : « *Le système proposé par la firme Marconi ne peut fournir les performances suffisantes afin d'établir un diagnostic à distance, mais il peut être utilisé à des fins d'enseignement et d'assistance médicale à distance.* »

2.3 Objectifs secondaires

- a. Développer un protocole d'évaluation uniforme pour les systèmes de visioconférence;
- b. Établir les performances du système compte tenu des limitations réseau des centres hospitaliers régionaux ;
- c. Établir le niveau de convivialité de l'appareil pour une utilisation rapide et efficace par des personnes ayant peu de connaissances en informatique ou en réseautique.
- d. Comparer les capacités du système avec les normes et les standards en imagerie médicale diagnostique.

CHAPITRE 3

3. MÉTHODOLOGIE

Un protocole est développé afin de mesurer et de comparer les caractéristiques techniques des systèmes de visioconférence. Les informations recueillies permettent de déterminer les applications médicales ou paramédicales pour lesquelles le système ViPr pourrait être utilisé par des professionnels de la santé.

Le protocole comporte deux volets, soit l'évaluation de la qualité des images affichées et l'estimation de la bande passante utilisée par le système. Les performances du système lorsqu'un lien réseau à faible débit est utilisé sont aussi analysées.

3.1 Description technique du système évalué

Le système étudié est une station ViPr (*Virtual Presence*) de la firme Marconi. Cette station est composée d'un ordinateur muni d'un processeur Pentium 4 de 2,4 GHz et une carte vidéo intégrée à la carte maîtresse d'Intel, Intel(R) 845G. Le système fonctionne sur le système d'exploitation Linux [4] (distribution Red Hat) et utilise un noyau 2,4 Linux.

Un écran tactile de 17 pouces (14,58 x 8,75 pouces) permet l'accès rapide et convivial aux commandes du système. La résolution spatiale native de l'écran est de 1280 x 768 pixels et les images sont projetées en 24 bits (true colour).

Ce système fonctionne principalement avec le protocole de communication SIP mais il peut aussi communiquer avec le

protocole H : 323. Un téléphone utilisant le protocole SIP est aussi intégré à ce système afin de communiquer lors des visioconférences de manière à créer un environnement plus privé ou de servir comme téléphone de bureau. Une caméra de résolution spatiale de 640 x 480 pixels est intégrée au système. Jumelée à un microphone, cette dernière peut-être utilisée pour la visioconférence. La compression des données est effectuée en mpeg2 pour la transmission de la vidéo de cette caméra.

Ce système intègre une fonction appelée « Doc share » qui facilite la communication entre sites distants. Cette dernière permet, lorsque qu'un ordinateur est jumelé au système ViPr, de capturer l'image projetée à l'écran du ViPr, en provenance de l'ordinateur, pour la transmettre vers d'autres stations ViPr par liens réseaux.

3.2 Spécifications de l'appareil de mesure utilisé

Un colorimètre est utilisé afin de prendre des mesures d'intensité lumineuse et de valeurs chromatiques (x y du système de coordonnées CIE xyY) affichées sur un moniteur. Pour chaque couple (x,y), une couleur est associée.

Voici les niveaux de précision de cet appareil de mesure :

Tableau 3-1
Caractéristiques du colorimètre utilisé
dans cette évaluation.

Verilum Color Dual Mode Pod		
	luminance	chroma
Précision	±2%	±0,004
Précision sur la reprise de mesure	±1%	±0,002
Intervalle des valeurs	0,05 à 1000 cd/m ²	-

3.3 Évaluation de la qualité des images affichées

Deux stations ViPr sont utilisées pour comparer les caractéristiques de l’affichage mesurées. La vérification du transfert des images est évaluée de la façon suivante. Les images sont d’abord affichées sur la station ViPr locale provenant d’une station informatique interconnectée à cette station ViPr. Elles sont ensuite transférées à la station ViPr distante en utilisant la fonction « Doc share », puis affichées sur cette station (voir les schémas de configurations à l’annexe I). Les caractéristiques, présentées dans les sections suivantes, sont alors mesurées sur chacune des stations ViPr.

La qualité requise de l’affichage des images sur un moniteur varie selon les applications. Les mesures prises sur les stations ViPr sont comparées aux standards d’imagerie médicale numérique ainsi qu’aux recommandations de diverses associations (CAR, ACR, AAPM).

3.3.1 Calibrage des moniteurs

Le protocole en vigueur pour calibrer, à l’aide d’un colorimètre [1], les moniteurs couleur PACS au CHUS n’ont pu être adoptés ici car les configurations des cartes graphiques (« Look Up Table ») du système

ViPr ne sont pas accessibles. Seule la brillance des moniteurs peut être ajustée.

La brillance des moniteurs est ajustée de sorte que la valeur de l’intensité maximale (le blanc) soit de l’ordre de 80 candelas par mètre au carré. Cette dernière est une intensité moyenne pour un moniteur couleur de faible brillance optimisant ainsi le rapport brillance sur bruit de l’affichage

Afin de valider que l’affichage est équivalent sur les deux stations ViPr, trois valeurs d’intensité lumineuse et les valeurs chromatiques x,y , de l’espace CIE xyY , correspondantes de l’interface graphique sont prélevées à chaque site de mesure. Un noir, un blanc et un gris sont prélevés afin de s’assurer que les deux moniteurs affichent des intensités et des valeurs chromatiques équivalentes. Notons que ces mesures sont indépendantes du transfert par le réseau car elles proviennent de la station ViPr elle-même.

Les mesures sont prises avec un colorimètre ayant les caractéristiques du tableau 3-1 jumelé avec le logiciel « VeriLUM ».

3.3.2 Uniformité de l’affichage

Afin de caractériser l’uniformité de l’affichage à l’écran, des mesures de même intensité sont prises sur le moniteur. Cinq mesures sont prises soit une au centre de l’écran et une dans chaque coin à la périphérie de l’écran comme le montre la figure suivante.

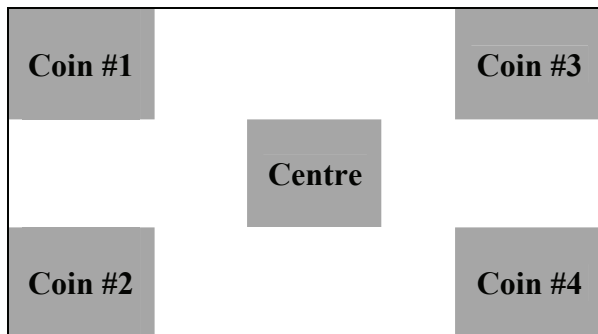


Figure 3-1 Illustration des mesures prises sur le moniteur afin de caractériser l'uniformité de son intensité lumineuse.

3.3.3 Mesures des intensités lumineuses et des coordonnées chromatiques : Caractéristiques du moniteur

Les mesures pour des valeurs extrêmes sont prises afin de caractériser l'affichage de la station ViPr. Une station informatique est interconnectée à une station ViPr afin d'afficher les images appropriées.

Cinq différentes images sont choisies pour lesquelles les mesures sont prises:

1. Les couleurs rouge, verte et bleu
2. Le noir (intensité minimale)
3. Le blanc (intensité maximale)

Ces valeurs sont mesurées sur les deux stations interreliées par réseau. Les images sont affichées sur le moniteur distant par la fonction « Doc share ».

Notons que les coordonnées chromatiques de (x,y) des couleurs rouge, verte et bleu (R,V,B) permettent de caractériser l'ensemble des couleurs affichables à l'écran. Ce sous-ensemble de couleurs est appelé *gamut de couleurs*.

3.3.4 Mesures des couleurs : colorimétrie

L'intensité lumineuse ainsi que les coordonnées chromatiques (x,y) de l'espace des couleurs CIE xyY sont mesurées pour chaque couleur de la mire *Gretag MacBeth Color Checker* de l'annexe II. Ces mesures sont prises sur les deux moniteurs. Les couleurs sont affichées sur le moniteur distant par la fonction « Doc share ».

3.3.5 Mesures de résolution spatiale

Quatre niveaux de contraste sont utilisés afin de caractériser la résolution spatiale du moniteur soit le 0/5%, 0/78%, 47/52% et 94/100%. Le 0% représente le noir et le 100% le blanc.

Pour chaque niveau de contraste, 8 mires (4 verticales et 4 horizontales) sont affichées et mesurées (lecture visuelle) par un observateur spécialisé. La mire SMPTE (annexe III) est utilisée pour une validation qualitative. Les mires de résolution utilisées sont données en annexe IV.

Le nombre maximal de paires de lignes par millimètre discernable à l'écran est calculé pour chaque station ViPr (locale et distante) et pour chacun des niveaux de contraste. Les calculs sont effectués dans les deux axes soit l'axe horizontal et l'axe vertical.

3.3.6 Mesures de contraste

Les intensités des niveaux de gris d'une image « stepwedge » de 37 pas (mesure d'intensité pour 37 niveaux de gris sur une possibilité de 256) sont mesurées. Ces mesures décrivent la courbe caractéristique de chacun des moniteurs. Ces courbes sont comparées entre elles et comparées à la courbe DICOM correspondant aux intensités maximale et minimale.

3.4 Estimation de la bande passante utilisée

L'analyse du trafic généré par le transfert des données d'une station ViPr à l'autre est effectuée à l'aide du logiciel PRTG. Deux niveaux de bande passante sont utilisés soit 500 kbps et 4000 kbps.

3.5 Éléments d'analyse

Le protocole d'analyse de la qualité des images comporte une section sur la couleur affichée et transférée. La perte associée au transfert des images au niveau de la couleur est vérifiée par colorimétrie. La Commission internationale de l'éclairage (CIE) a défini en 1931 trois standards primaires (X,Y,Z) afin de remplacer la couleur rouge, verte et bleue. Ces derniers correspondent aux fonctions des couleurs provenant des trois stimulus de l'œil humain. Cette commission crée l'espace CIE-xyY visible en annexe V. Cet espace est normalisé par rapport à l'intensité. Pour chaque paire (x,y) une couleur est associée.

En 1976, CIE définit un autre espace, le CIE-L*u*v*. Cet espace a la propriété suivante que CIE-xyY ne possède pas : la perception entre la couleur $C_1 = (x_1, y_1, z_1)$ et la couleur $C_2 = C_1 + \Delta C$, où ΔC est la distance euclidienne entre les deux, est la même que celle entre les couleurs $C_3 = (x_3, y_3, z_3)$ et $C_4 = C_3 + \Delta C$. Cette caractéristique se traduit par l'uniformité de la perception visuelle de l'espace CIE-L*u*v*.

Les coordonnées (u', v') de l'espace CIE-L*u*v* sont obtenues par la transformation suivante :

$$u' = \frac{4x}{-2x + 12y + 3}, v' = \frac{9y}{-2x + 12y + 3}$$

Équation 3-1 : De l'espace CIE-xyY à CIE-L*u*v*.

où x et y sont les coordonnées de l'espace CIE-xyY.

L'analyse des résultats des couleurs s'effectue beaucoup mieux avec l'espace CIE-L*u*v* que dans l'espace CIE-xyY ou RVB. On quantifie la différence entre les couleurs du moniteur local et celles du moniteur distant en calculant une distance euclidienne (d), tel que défini à l'équation 3-2.

$$d = \sqrt{(u_1' - u_2')^2 + (v_1' - v_2')^2}$$

Équation 3-2 : Distance euclidienne.

Cette distance caractérise le niveau de similarité des couleurs et est directement proportionnelle à l'écart perceptible entre deux couleurs.

La courbe DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) est une référence sur laquelle des expériences cliniques montrent que cette courbe respecte la perception uniforme entre chaque augmentation d'intensités. De plus, les intervalles entre chaque niveau de gris, les JND (*Just-Noticeable Difference*), sont tels que la perception entre chaque niveau est minimalement perceptible par l'œil humain (certaines conditions idéales sont requises). Les courbes de transfert, logarithme de l'intensité en fonction des niveaux de gris, des moniteurs des stations ViPr sont comparées à la courbe DICOM à titre de référence.

Une régression linéaire est calculée à partir des courbes de transfert afin de comparer les droites résultantes. La même procédure est appliquée entre la courbe DICOM et les courbes des moniteurs local et

distant. Les intervalles de confiance à 95% sont comparés afin de visualiser graphiquement leurs chevauchements. Le chevauchement des intervalles de confiance indique la similarité des courbes.

3.6 Critères en imagerie médicale diagnostique

Les valeurs mesurées par les opérations décrites dans les sections précédentes sont comparées avec les standards et les recommandations des diverses associations afin de vérifier s'il est possible d'effectuer certaines applications médicales dans un but de diagnostic avec le système évalué et de le positionner par rapport à ces standards.

« *The American College of Radiology* » (ACR) a émis des standards [5] de qualité en imagerie médicale numérique et ils sont les suivants :

- l'image de modalité dont la matrice d'images est de faible dimension doit avoir une résolution minimale de 512 x 512 x 8 bits et doit être affichée sur un moniteur d'au moins 50 pieds-lambert de luminosité ou 170 cd/m² (1 pied-lambert = 3,426 cd/m²). Ces images proviennent par exemple du tomodensitomètre axial, de l'IRM, de l'échographie, de la médecine nucléaire (TEP), de fluorographie, et de l'angiographie;
- l'image provenant d'une modalité dont la matrice d'images est de dimension élevée (radiographie) doit être acquise avec une résolution spatiale minimale de 2,5 paires de lignes par millimètre et une résolution en contraste de 10 bits. Elle doit être affichée sur un moniteur d'au moins 50 pieds-lambert (170 cd/m²) de luminosité.

La « *Canadian Association of Radiologists* » (CAR) spécifie qu'une image radiologique doit être acquise avec une résolution spatiale minimale de 2,5 paires de lignes par mm avec un contraste d'au moins 12 bits [8]. Par contre, selon elle (la CAR), la visualisation d'une image radiologique peut se faire sur un écran dont la profondeur minimale est de 8 bits avec une résolution spatiale minimale de 2000 x 2000 pixels. La luminosité de l'écran devrait dépasser les 4000 lux (soit 370 pieds-lambert \approx 1270 cd/m²).

Le tableau 3-2 montre les dimensions des images exigées par l'ACR pour chaque modalité afin d'obtenir une image de qualité dans le contexte de la téléradiologie diagnostique [5].

Tableau 3-2
Dimensions des images exigées par le Collège américain de radiologie pour les modalités utilisées en téléradiologie diagnostique.

Modalité	Dimension de l'image produite (pixel ²)
Radiographie	résolution spatiale de 2,5 paires de lignes par mm
Tomodensitométrie	512 x 512
Résonance magnétique	512 x 512
Échographie	512 x 512

Selon l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Groupe 18, le moniteur d'une station de travail visualisant des images médicales devrait être en mesure de fournir une intensité maximale de 170

cd/m² minimalement. Le ratio de l'intensité maximale sur l'intensité minimale (I_{\max}/I_{\min}) devrait être supérieur à 250 et l'uniformité de l'écran ne devrait pas dépasser 30% selon la formule suivante :

$$200 \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} < 30$$

Équation 3-3 : Seuil de 30% sur l'uniformité en intensité. I_{\max} est la valeur d'intensité maximale et I_{\min} est la valeur d'intensité minimale.

Les intensités sont prises au centre et dans les quatre coins à la périphérie de l'écran (figure 3-1). D'après les auteurs du manuel de VeriLUM [1], l'erreur relative par rapport au centre ne devait pas dépasser les 15%.

Le respect des couleurs est un aspect très important dans l'imagerie en général. Il est recommandé d'avoir une uniformité en

chromaticité de 0,01 entre deux mesures sur un même écran (Fetterly et al. [9], AAPM 2005 [AAPM on-line report no. 03]). Cette valeur représente une distance euclidienne entre deux couleurs dans l'espace CIE-L*u*v* (u',v').

La mammographie numérique devrait être acquise avec un système ayant 50 μm avec un champ de vision de 18x24 cm. Une image prise avec ces caractéristiques donne une image numérique de 3600x4800 pixels sur 65536 niveaux de gris (16 bits).

Le respect des niveaux de gris et du contraste est essentiel à la lecture d'image. La perception du système visuel humain n'est pas linéaire. En effet, l'humain est moins sensible aux changements d'intensité dans les zones sombres. L'affichage devrait respecter la courbe DICOM afin de bien distinguer les changements d'intensité et de façon uniforme sur la plage totale des niveaux de gris disponibles.

CHAPITRE 4

4. RESULTATS ET CARACTÉRISTIQUES DU SYSTEME

Ce chapitre présente d'abord les caractéristiques ainsi qu'une appréciation générale du système de visioconférence proposé par la firme Marconi. Ensuite, il détaille les résultats obtenus.

4.1 Caractéristiques du système

L'écran tactile de 17 pouces (14,58 x 8,75) présente une caractéristique attrayante et très conviviale, principalement par la facilité d'accéder aux commandes de fonctionnement de l'appareil par l'utilisateur en appuyant sur l'écran à l'endroit voulu. De plus, le format large de l'écran (« Wide Screen ») permet une visualisation générale très rapide des commandes et des conférenciers.

Relié à un ordinateur, le système ViPr est en mesure de capturer automatiquement l'image projetée sur son écran en provenance de l'ordinateur qui lui est relié. Cette fonctionnalité, le « Doc share », est un avantage intéressant par rapport à un autre système de visioconférence. L'affichage sur les stations réceptrices est cependant réduit par rapport à celui de la station émettrice, occasionnant ainsi une altération en résolution spatiale des images envoyées. Des explications seront précisées dans la discussion de ce rapport.

L'innovation de ce système fait en sorte qu'il est en mesure de faire converger plusieurs applications sur le même appareil. La prise permettant de relier un ordinateur peut servir à la fois comme mode de transfert

en utilisant le « Doc share » lors de visioconférence et elle permet d'utiliser le système ViPr comme moniteur de bureau. De plus, l'écran tactile permet de contrôler la souris de l'ordinateur évitant la manipulation de la souris traditionnelle ce qui réduit les appareils à manipuler, lorsque cette configuration est utilisée. Un téléphone SIP est aussi intégré à ce système. De plus, cette plateforme a le potentiel de servir de station de travail car elle intègre un système d'exploitation complet (linux).

4.2 Appréciation générale

Ce système de visioconférence apparaît comme une plateforme multidisciplinaire à l'allure conviviale. Dès les premières visioconférences, il est facile de naviguer à travers les différents modes par un simple toucher à l'écran. L'apparence de ce système est très invitante et permet un positionnement facile et ergonomique sur un bureau de travail. L'annexe VI présente des images du produit.

Les visioconférences sont magnifiquement bien gérées incluant la possibilité de communiquer avec plusieurs sites distants et la gestion de plusieurs conférences simultanées. Les différents menus déroulant sont très faciles d'accès. Il est très facile de le configurer pour automatiser les appels. À cette fin, un serveur SIP (Session Initiation Protocol) est utilisé pour gérer les informations relatives aux utilisateurs (un carnet d'adresse par exemple) et les adresses IP permettant ainsi d'être indépendant de la station ViPr utilisée.

L'image provenant de la caméra intégrée est qualitativement de bonne qualité. Peu de délai se fait sentir entre le mouvement des deux conférenciers. Le son du système donne l'impression d'une communication téléphonique standard.

4.3 Qualité des images affichées

Les résultats des différents tests de qualité d'images statiques effectués sur les stations ViPr locale et distante sont présentés dans cette section. Dans le contexte de la comparaison entre les deux stations ViPr, l'acronyme M1 fait référence à l'écran de la station ViPr locale, tandis que M2 fait référence à l'écran de la station ViPr distante. Les images sont transférées par le mode « Doc share » sauf pour la vérification du calibrage. Pour chaque test, les mesures sont prises qu'une seule fois.

4.3.1 Calibrage des moniteurs

Les tableaux 4-1 et 4-2 présentent les mesures initiales d'intensités lumineuses permettant de s'assurer que les deux stations ViPr affichent les mêmes intensités. Notons que les mesures sont prises localement sur chaque écran afin d'éviter toute transformation de l'image transmise sur un réseau et de vérifier la reproductibilité de la procédure de calibrage. Les niveaux de gris mesurés sont sélectionnés à partir de l'interface graphique de chaque station ViPr.

Tableau 4-1
Valeurs d'intensité lumineuse prises sur l'écran de la station M1 (locale).

M1			
		Coordonnées (x,y) de l'espace CIE-xyY	
	Intensité (Y) (cd/m ²)	x	y
Blanc	83,33	0,3390	0,3343
Noir	0,13	0,3360	0,3054
gris	50,30	0,3202	0,3212

Tableau 4-2
Valeurs d'intensité lumineuse prises sur l'écran de la station M2 (distante).

M2			
		Coordonnées (x,y) de l'espace CIE-xyY	
	Intensité (Y) (cd/m ²)	x	y
Blanc	82,42	0,3443	0,3402
Noir	0,23	0,3148	0,2995
gris	49,93	0,3278	0,3212

Tableau 4-3
Différences entre les intensités et distance euclidienne entre les couleurs affichées par les moniteurs

Différence (M1-M2)		
		Distances euclidiennes (espace CIE-LUV) (u',v')
	Intensité (cd/m ²)	d
Blanc	0,91	0,004046
Noir	0,1	0,014767
gris	0,37	0,005286

4.3.2 Uniformité de l'affichage

Cinq mesures sont prises sur la mire présentée au chapitre 3 (figure 3-1). Les

erreurs relatives par rapport au centre de l'écran sont données. Afin de constater l'ampleur de la déformation de l'écran, les intervalles JND sont aussi donnés pour chacune des mesures par rapport à la mesure centrale. Voici les intensités pour chaque mesure.

Tableau 4-4
Valeurs d'intensité lumineuse, en cd/m^2 , prélevées à cinq positions différentes sur l'écran de la station ViPr M1.

66,09 cd/m^2 13,2% 18,14 JND		78,07 cd/m^2 2,6% 3,30 JND
	76,11 cd/m^2	
61,57 cd/m^2 19,1% 27,12 JND		76,32 cd/m^2 0,3% 0,36 JND

4.3.3 Mesures des intensités lumineuses et des coordonnées chromatiques : Caractéristique du moniteur

Les images provenant de l'ordinateur interconnecté à la station ViPr locale sont utilisées pour les résultats de cette section. Les images sont transférées à la station ViPr distante par la fonction « Doc share ».

Les tableaux 4-5 et 4-6 montrent les valeurs d'intensités lumineuses ainsi que les coordonnées chromatiques (x,y) du noir, du blanc et des couleurs rouge, vert et bleu (RVB), affichées sur les écrans des stations locale et distante, respectivement.

Tableau 4-5
Valeurs d'intensité lumineuse et coordonnées chromatiques prises sur l'écran de la station M1 (locale).

M1			
		Coordonnées (x,y) de l'espace CIE-xyY	
	Intensité (Y) (cd/m^2)	x	y
Rouge	13,92	0,6451	0,3490
Vert	29,03	0,3018	0,5707
Bleu	8,87	0,1511	0,1173
Noir	0,11	0,3290	0,3053
Blanc	53,30	0,3150	0,3092

Tableau 4-6
Valeurs d'intensité lumineuse et coordonnées chromatiques prises sur l'écran de la station M2 (distante).

M2			
		Coordonnées (x,y) de l'espace CIE-xyY	
	Intensité (Y) (cd/m^2)	x	y
Rouge	13,46	0,6413	0,3451
Vert	29,50	0,3004	0,5799
Bleu	7,81	0,1496	0,1167
Noir	0,20	0,2924	0,2957
Blanc	51,32	0,3168	0,3181

L'annexe VII montre le gamut de couleurs (ensemble de couleurs affichables par le dispositif) du moniteur de la station ViPr.

Voici le comparatif (différence des intensités en valeur absolue et distances euclidiennes) des résultats de cette section.

Tableau 4-7
Différences entre les intensités et
distance euclidienne entre les couleurs
affichées par les moniteurs.

Différence (M1-M2)		Distances euclidiennes (espace CIE-LUV) (u',v')
	Intensité (cd/m ²)	
Rouge	0,46	0,002450
Vert	0,47	0,003045
Bleu	1,06	0,001683
Noir	0,09	0,025616
Blanc	1,78	0,005789

4.3.4 Mesures des couleurs : colorimétrie

La mire *Gretag MacBeth Color Checker*, montrée à l'annexe II, est utilisée dans le but de vérifier l'exactitude du transfert des images couleur d'une station à l'autre. Deux aspects sont considérés. Le premier est la valeur d'intensité lumineuse que projette l'écran de la station par l'affichage de la couleur même. Le graphique de l'annexe VIII montre un comparatif des intensités. La moyenne des différences entre les valeurs d'intensité entre le moniteur local et le moniteur distant est de 0,940 cd/m².

Le deuxième aspect est les coordonnées chromatiques caractérisant les couleurs dans l'espace CIE-L*u*v*. Les valeurs de l'espace CIE-xyY, prises avec le colorimètre, sont transformées dans l'espace CIE-L*u*v* en utilisant les formules de l'équation 1 du chapitre 3.

Le graphique de l'annexe IX montre les distances euclidiennes entre les couleurs affichées sur les écrans des stations M1 (locale) et M2 (distante). Le seuil d'uniformité de 0,01 mentionner dans la section 3.6 est aussi afficher sur ce graphique. Plus de 50% des distances euclidiennes sont supérieures à ce seuil.

4.3.5 Mesures de résolution spatiale

Les mesures de résolution sont effectuées avec des mires créées numériquement. Une mire à haut contraste et trois mires à bas contraste sont sélectionnées. Voici les performances du système ViPr. Le moniteur M2 reçoit toujours les mires du moniteur M1 par le « Doc share » afin d'évaluer la perte d'information.

Tableau 4-8
Ce tableau montre les valeurs en paire de
lignes par millimètre visible pour quatre
jeux de contraste.

	Haut contraste		Bas contraste	
M1	0/78 %	0/5 %	47/5 2%	94/100 %
Horizontale	1,72	0,43	0,86	0,86
Verticale	0,86	0,43	0,86	0,86
M2	0/78 %	0/5 %	47/5 2%	94/100 %
Horizontale	0,86	0,43	0,58	0,43
Verticale	0,86	0,58	0,58	0,58

Les résultats des mesures de résolution spatiale sont donnés en annexe X de manière plus détaillée.

4.3.6 Mesures de contraste

Les courbes d'intensité de chacun des moniteurs (local et distant) sont évaluées par la mesure de 37 niveaux de gris sur chacun des moniteurs. Ces niveaux sont donnés en candela par mètre au carré en fonction du niveau de gris affiché. Les 37 niveaux sont répartis uniformément sur la plage totale de 0 à 255 (8 bits). Ces courbes sont données en annexe XI. Le graphique en annexe XII montre les régressions linéaires des points formant les deux fonctions de transfert des moniteurs ainsi que leurs intervalles de confiance à 95%. Le chevauchement des intervalles de confiance à 75% nous indique

que les fonctions de transfert des deux moniteurs sont statistiquement équivalentes. La comparaison avec la fonction de transfert de la courbe DICOM est montrée en annexe XIII. L'annexe XIV montre les intervalles de confiance à 95% des fonctions de transfert du moniteur local, distant et celle du standard DICOM. Le chevauchement des intervalles de confiance de deux moniteurs avec ceux de la courbe DICOM est pratiquement nul se qui conduit à une différence statistiquement significative.

4.4 Utilisation de la bande passante

Les résultats de cette section concernent l'utilisation de la bande passante en relation avec les applications audiovisuelles utilisées par la station ViPr. Deux niveaux de bande passante soit 500 kbps et 4000 kbps sont étudiés. Les fonctions affectées par l'affectation de la bande passante sont la caméra intégrée au système et les caméras et module vidéo que l'on peut interconnecter au système ViPr à l'aide d'un serveur vidéo. La qualité de la présentation de la fonction « Doc share » n'est pas affectée par l'affectation de la bande passante.

Dans les cas des images dynamiques, une angiographie des coronaires par exemple, la bande passante affecte grandement la qualité car l'utilisation d'un serveur vidéo est nécessaire. On remarque que la qualité de l'image vidéo (caméra de la station ViPr ou le serveur vidéo) se dégrade de façon significative lorsque l'allocation de la bande passe de 4000kbps à 500kbps. L'observation d'artéfact est beaucoup plus évidente à 500kbps.

L'utilisation de la bande passante n'est pas affectée selon ce que la station ViPr envoie. Par exemple, il n'y a pas de différence entre l'utilisation de la bande

passante si la station transmet uniquement de la voix versus si elle transmet de la voix et de la vidéo. Lors de l'établissement de la connexion par « Doc share », un pic (se rapprochant de la fonction de Dirac mais de valeur fini) se manifeste sur le graphique de l'utilisation de la bande passante. Ce pic peut atteindre une bande passante deux fois plus élevée que celle réservée initialement. Autrement, l'utilisation de la bande passante est fidèle à l'allocation initiale.

4.5 Conformité aux standards diagnostiques d'affichage des images numériques

Les résultats présentés dans les sections précédentes sont comparés avec les standards émis par les associations présentées à la section 3.6. Le tableau suivant résume les résultats sur l'affichage des images en montrant si les caractéristiques sont conformes pour afficher des images de différente modalité dans un contexte diagnostique.

Tableau 4-9
Résumé des résultats sur l'affichage des images. Le symbole √ indique la conformité et le symbole X le rejet. Les critères sont de niveau diagnostique.

Modalités	Résolution spatiale	Résolution en densité	Luminance
Tomodensitomètre axiale	√	√	X
IRM	√	√	X
Échographie	√	√	X
Médecine nucléaire (ex : TEP ¹)	√	√	X
Fluorographie	√	√	X
Angiographie	√	√	X
Radiographie	X	X	X
Mammographie	X	X	X

¹ Tomographie d'émission par positron.

Le tableau ci-dessus montre qu'aucune modalité d'imagerie ne peut être lue sur ce type d'appareil à des fins de diagnostic. Bien que l'intensité maximale sur l'intensité

minimale ($83,33/0,13=641$) soit supérieure à 250, selon les critères établis par l'AAPM, l'intensité maximale ne respecte pas un niveau d'intensité minimale de 170 cd/m².

CHAPITRE 5

5. DISCUSSION

Ce chapitre présente l'analyse des résultats obtenus par l'application du protocole décrit au chapitre 3. Il présente aussi les limitations du système ainsi que des recommandations permettant de répondre aux besoins hospitaliers dans la veine de la téléassistance et du télédiagnostic médical. Une discussion sur les limitations du protocole d'évaluation suit et la question de recherche énoncée au chapitre 2 est développée.

5.1 *Appréciation générale*

Le système de visioconférence proposé par la firme Marconi propose des caractéristiques très intéressantes comme le regroupement de plusieurs applications (visioconférence, téléphone, ordinateur et moniteur) sur un même appareil. Ce système est très convivial et permet de réaliser la gestion des conférences très facilement. L'écran tactile donne de la flexibilité à ce système et facilite les manipulations lors des conférences. Il est aussi simple de naviguer à travers plusieurs conférences simultanément. Ce système donne la possibilité de réaliser des conférences à 15 participants. Cette dernière caractéristique s'avère très intéressante si on pense à la présentation sur plusieurs sites où les participants ont besoin d'une présence virtuelle personnalisée. Cette caractéristique est aussi très intéressante pour de l'enseignement à distance.

La fonction « Doc share » est une caractéristique que la compagnie Marconi présente comme une fonction innovatrice. Cependant, cette dernière est très similaire à la fonction « présentation » des systèmes

Tandberg. En effet, il est possible de relier un ordinateur au codec Tandberg permettant ainsi de transmettre une présentation ou des images via les codecs. La fonction « Doc share » sur la station ViPr permet cependant de contrôler la souris de l'ordinateur interconnecté sur celle-ci. Une simple touche à l'écran permet de simuler une souris. Cette fonctionnalité, innovatrice, permet de réduire les composantes à manipuler. Par le fait même de l'interconnexion entre un ordinateur et la station ViPr, l'écran du ViPr peut servir à la fois au système de visioconférence et comme moniteur d'ordinateur réduisant ainsi le nombre d'écran dans l'environnement de travail. Le téléphone SIP intégré peut servir à la fois de système de communication lors des visioconférences et aussi comme téléphone de bureau (une fois les branchements adéquats effectués) réduisant encore une fois les appareils sur un bureau de travail.

5.2 *Qualité des images affichées*

Cette section présente l'analyse des caractéristiques mesurées sur la qualité des images affichées.

5.2.1 *Mesure d'intensité lumineuse des niveaux de gris : vérification du calibrage*

Le calibrage des moniteurs des stations ViPr n'a pu être effectué selon le protocole de calibrage, utilisé par le génie biomédical (GBM) pour calibrer les moniteurs des

stations PACS. Ce type de calibrage optimise l’affichage des moniteurs en ajustant la courbe d’intensité et celles des couleurs. Cette technique utilise une table de conversion (« Look Up Table ») stockée dans les cartes graphiques. Ce calibrage n’a pu être effectué dû à l’impossibilité d’accéder aux configurations des cartes graphiques. Un simple ajustement des intensités a permis d’obtenir des valeurs d’intensité, semblables sur l’affichage des deux stations ViPr. Il serait préférable d’ajuster les moniteurs de sorte que les blancs (intensité maximale) soit les mêmes en coordonné chromatique. De cette façon, une couleur rouge sur un moniteur pourrait être un peu plus brillante mais, une fois comparée avec la couleur rouge de l’autre moniteur, donnerait une impression visuelle semblable.

Comme les deux stations sont identiques, leur moniteur devrait afficher des couleurs similaires si la brillance est ajustée adéquatement. Nous pouvons remarquer que les mesures prises sur chacun des moniteurs (tableau 4-3), lors de la vérification du calibrage, sont similaires et vérifient les recommandations de la section 3.6.

On note que les valeurs de faible intensité mesurées avec le colorimètre utilisé dans cette évaluation manque de précision. Un test sur les 10 premiers niveaux de gris, sur 256, a été effectué pour valider cette hypothèse. Les intensités sont mesurées avec le colorimètre utilisé dans cette étude (précision de $0,05 \text{ cd/m}^2$ comme le recommande l’AAPM). On observe que les dix premiers niveaux de gris ont la même intensité (de $0,09 \text{ cd/m}^2$) mais pourtant une variation est visible à l’œil nu. Dans les prochaines évaluations, la précision du colorimètre sera évaluée afin de convenir aux besoins des évaluations futures. Le tableau suivant montre le nombre d’intervalle JND entre les mesures

d’intensité sur chacun des moniteurs pour les mesures lors de la vérification du calibrage.

Tableau 5-1
Intervalles entre les mesures prises sur deux moniteurs.

Niveaux de gris	Nombre de JND
Blanc	1,43
Noir	11,37
Gris	0,90

Comme mentionné plus haut, la valeur 11,37 pour le noir n’est pas fiable à 100% compte tenu de la précision de l’appareil photométrique. Il est aussi important de noter que cette valeur a un écart de 85% avec les autres valeurs (blanc et gris). Cette vérification, suite au calibrage, permet de constater la similarité de l’affichage des deux stations ViPr. Cette procédure est essentielle avant de procéder à l’évaluation de la perturbation liée au transfert des images.

5.2.2 Uniformité de l’affichage

L’affichage n’est pas uniforme sur l’entière surface de l’écran : une erreur relative de 19,1% est observée entre la périphérie et le centre de l’image. De plus, l’erreur entre le coin supérieur droit et le coin inférieur gauche est de l’ordre de 21,7%. D’après le manuel de VeriLUM [1], l’erreur relative ne devait pas dépasser 15%. On constate qu’une erreur de cet ordre est très visible à l’œil nu. Le tableau 4-4-4 montre le nombre d’intervalle JND entre la mesure centrale et les quatre autres mesures périphériques. On remarque que dans l’ordre de 76 cd/m^2 une erreur relative au centre de 13% donne lieu à un intervalle de 18 JND. Théoriquement, il serait possible de visualiser 18 niveaux de gris différents entre la mesure du centre et celle ayant l’erreur relative de 13%. L’Unité ÉTMIS se questionne sur le seuil de tolérance de 15% et dans quel contexte celui-ci est mesuré.

Notons qu'un gradient (dégradé) ayant une différence de 13% entre le début et la fin peut sembler uniforme si l'observateur visualise l'image entière. Ce même observateur peut apercevoir ce gradient s'il regarde les intensités localement.

5.2.3 Mesures des intensités lumineuses et des coordonnées chromatiques : caractéristique du moniteur

L'évaluation de la dégradation de la qualité des images par la transmission réseau a débuté par les mesures de couleurs rouge, verte et bleu ainsi que l'intensité maximale et minimale sur chacun des moniteurs. Les couleurs sont transférées sans dégradation significative (tableau 4-7) car la distance euclidienne en les couleurs inférieures au seuil 0,01 à l'exception du noir qui, comme discuté auparavant, semble être une erreur du colorimètre. De plus, il faut noter qu'il existe une légère différence entre les deux moniteurs (tableau 4-3). L'intensité semble changée légèrement d'un moniteur à l'autre. Les intervalles JND perceptible entre les intensités sont un peu plus élevés comparativement aux intervalles des intensités sans transfert (tableau 5-1).

Tableau 5-2
Intervalles entre les mesures prises sur deux moniteurs.

Niveaux de gris	Nombre de JND
Rouge	3.20
Vert	1.79
Bleu	10.68
Noir	11.12
Blanc	4.67

5.2.4 Mesures des couleurs : colorimétrie

L'affichage chromatique de plus de 50% des couleurs testées (24) diffère de façon

significative d'une station à l'autre : la distance euclidienne entre la couleur affichée localement et cette même couleur transférée par réseau dépasse le seuil minimal acceptable, cliniquement observé à 0,01 (AAPM 2005). L'annexe IX montre les différentes distances euclidiennes ainsi que le seuil (ligne pointillée) de 0,01. On remarque cependant que l'intensité est relativement bien conservée (annexe XIII). La moyenne des différences entre les valeurs d'intensité entre le moniteur local et le moniteur distant est de 0,940 cd/m².

5.2.5 Mesures de résolution spatiale

La résolution spatiale de l'image locale ne dépasse pas 0,86 paire de ligne par millimètre ; celle de l'image transférée ne dépasse pas 0,58 paire de ligne par millimètre. Cette caractéristique (la résolution spatiale) est le principal obstacle dans l'affichage des images médicales. Les résultats démontrent que la résolution de l'affichage est nettement insuffisante pour l'imagerie médicale diagnostique. Dans les meilleures conditions, à haut contraste (0/78%), le système fourni une résolution d'environ 0,86 paire de lignes par millimètre. Dans le pire des cas, à bas contraste, (0/5% et 94/100%) une résolution de 0,43 paire de lignes par millimètre est mesurée. De façon générale, la résolution chute de un niveau² après la transmission des images. La perte en résolution est grandement attribuable au changement de format de la matrice de l'image affichée sur la station distante. En effet, l'image affichée par le « Doc share » occupe une place inférieure dans l'écran par rapport à la station locale. La perte de résolution est inévitable si une réduction numérique est

² Les niveaux correspondent à la largeur en pixel de ligne des mires de résolution. Une baisse de un niveau entraîne une augmentation de la largeur de la ligne de un pixel.

appliquée sur une image. Des pixels (information de l'image) de l'image sont supprimés lors de la réduction de la taille des images. Notons cependant que même si la perte de résolution est liée à la réduction de la taille de l'image, la résolution de la station ViPr (sans transfert) est insuffisante pour l'imagerie médicale diagnostique (voir le tableau 4-9).

5.2.6 Mesure de contraste

On peut observer par la figure de l'annexe XII que les intervalles de confiance à 95% sur les régressions linéaires de chacune des fonctions de transfert des moniteurs (local et distant). Elles se chevauchent dans une proportion de 75%. Cela indique que les deux courbes sont statistiquement semblables. Cependant, on remarque que les fonctions de transfert de chacun des moniteurs sont très éloignées de la courbe de référence DICOM (annexe XIV) dans l'intervalle correspondant. L'accès aux configurations des cartes graphiques (LUT) pourrait grandement améliorer les fonctions de transfert en se rapprochant du standard DICOM.

5.2.7 Utilisation de la bande passante

La sélection de la bande passante du réseau affecte seulement la caméra intégrée au système et les entrées au serveur vidéo. La bande passante de ce système est très bien maintenue en présence des différentes applications (« Doc share », audi et vidéo). Des tests ont été effectués en collaboration avec le CHUQ par l'envoi de séquences vidéo simultanément sur le système marconi utilisant le réseau RISQ et sur un système Tanberg utilisant le réseau RTSS. Les bandes passantes utilisées étaient réglées à 500 kbps pour le système marconi et de 512 kbps pour le système Tanberg. On remarque que la qualité de l'image est supérieure sur le

codec Tandberg 1000. La résolution du système Tandberg semble supérieure à celle du système marconi. Les informations sous forme de caractère affichées sur les images provenant du système marconi sont très difficiles à lire même illisibles dans certains cas. Par contre, sur le système Tandberg, elles sont très bien lisibles. Il serait très profitable d'effectuer des tests plus élaborés afin de mieux comparer les deux types de système de visioconférence. Nous pourrions par exemple enregistrer les séquences vidéo et voir quelle est la perte en nombre d'images par seconde. Nous pourrions aussi faire transiger des mires de résolution afin de caractériser la perte de résolution spatiale du système Tandberg comparée à celle du système ViPr de Marconi.

Lors d'une conférence, la caméra intégrée au système Marconi permet de capturer une qualité d'image suffisante pour des fins de conférence ou d'enseignement à distance. Les différences entre la transmission des images provenant de cette caméra sur une bande passante de 500 kbps de 4000 kbps ont été regardées. Bien entendu, la qualité se dégrade à 500 kbps. Cette perte reste acceptable si on pense au bénéfique que cette technologie peut apporter dans les institutions dépourvues d'une bande passante élevée. En mode 500 kbps, nous apercevons un peu plus de pixellisation et des artefacts dans l'image.

5.2.8 Conformité aux standards diagnostiques d'affichage des images numériques

Le tableau 4-9 résume les critères reconnus en imagerie médicale numérique diagnostique pour différentes modalités. D'après ces critères, aucune modalité ne pourrait être affichée et transférée dans un contexte diagnostique.

5.3 Les limitations du système et les recommandations

Bien que le système soit très performant et convivial, quelques limitations sont notables qui, une fois éliminées, pourraient grandement augmenter l'efficacité du produit. La sortie VGA de la station de la ViPr est en format 16:9 fixe demandant ainsi un moniteur de ce format. Il serait appréciable de pouvoir changer le format de cette sortie pour un format plus standard (4:3 par exemple) dans le but d'avoir une station plus flexible. De plus, il serait grandement utile de pouvoir modifier la résolution de cette sortie afin d'obtenir un affichage de haute résolution (1920 x 1440 par exemple). Le taux de rafraîchissement des pixels devrait aussi être ajustable pour les écrans à tube cathodique.

L'hypothèse de base de cette évaluation est que le système n'est pas en mesure de fournir des performances suffisamment grandes pour des fins de diagnostic à distance. La résolution limite grandement les applications locale et à distance. De plus, comme la courbe caractéristique du moniteur de la station ViPr ne peut-être ajustée, le standard DICOM ne peut-être respecté. L'intensité maximale de la station ViPr est insuffisante afin de garantir un niveau de contraste adéquat entre chaque niveau de gris. La qualité de l'écran, pour des applications médicales n'est pas suffisante (uniformité, résolution, affichage des couleurs...) et sera à modifier pour les besoins médicaux dans l'optique diagnostique.

Aucun dispositif n'est intégré au système ViPr afin de contrôler l'alimentation de celui-ci. Il serait aussi appréciable d'intégrer au système un bouton de démarrage et que, lors de la fermeture du système, la station

ViPr se ferme automatiquement comme un ordinateur de bureau.

5.4 Limitation du protocole d'évaluation

Le protocole est bâti de sorte que les mesures en intensité et en chromaticité soient prises qu'une seule fois. Cette limitation pourrait occasionner des erreurs de mesures au niveau de la manipulation du colorimètre. Cependant, comme le colorimètre utilisé dans cette étude prend les mesures constamment (toutes les secondes) et que les mesures ont été prises lorsque l'appareil donnait une valeur stable (après un temps variant de 10 à 60 secondes), nous sommes confiant que cette limitation ne perturbe pas de façon significative la prise de mesure. En fait, les erreurs de mesure sont donc attribuées en majeure partie à celles de l'appareil et non à la manipulation de celui-ci. Notons que les erreurs et la précision de l'appareil donné au tableau 3-1 peuvent varier selon plusieurs facteurs notamment la quantité de lumière ambiante et le type d'éclairage (néons, ampoule au tungstène...).

Bien que le colorimètre utilisé dans cette étude possède les caractéristiques recommandées par l'AAPM (précision de $0,05 \text{ cd/m}^2$) nous pensons que la précision en intensité n'est pas suffisante ou était dysfonctionnelle.

La comparaison des couleurs est effectuée dans l'espace CIE-L*u*v. Il existe d'autres espaces plus élaborés afin de faire la comparaison des couleurs. Par exemple, CIE-LAB (CIE-L*a*b*) très utilisé dans l'industrie. De plus, les formules les plus complexes (CIEDE2000 [10]) en comparaison des couleurs sont reliées à cet espace. Il existe des seuils de comparaison des couleurs dans différents milieux comme

le textile et l'imprimerie pour cet espace. Cependant, il n'existe pas de seuil pour les applications médicales. De plus, les seuils varient selon plusieurs critères comme la lumière ambiante et l'ajustement des couleurs de l'équipement pour lequel les tests de comparaison sont effectués. Qui plus est, l'AAPM donne un seuil dans l'espace CIE-L*u*v*. C'est pourquoi nous avons préconisé l'espace CIE-L*u*v pour lequel nous sommes en mesure d'évaluer le changement des couleurs lors de leurs transmissions par rapport au seuil de l'AAPM.

L'établissement de seuils, dans l'espace CIE-L*a*b*, pour le mode médical dans l'acceptation des couleurs en imagerie permettrait d'élargir les études futures et d'établir des lignes directrices pour des applications de téléassurances ou de télédiagnostics.

5.5 Les applications

La question de recherche était d'évaluer les applications médicales ou paramédicales

réalisables sur le système ViPr. Comme mentionné plus haut, ce système n'est pas en mesure de fournir des performances suffisantes afin de réaliser un diagnostic à distance. Par contre, la station ViPr peut servir d'outil d'assistance à distance dans des applications médicales et professionnelles basées sur le mentorat ou la discussion entre individus (ex : assistance générale, consultation et formation

Ce système de visioconférence est parfaitement capable de proposer des solutions d'enseignement à distance et de téléassistance. La visioconférence est très conviviale et la convergence de plusieurs applications permet à ce système d'être à l'avant-garde. Ce système pourrait être utilisé comme ordinateur personnel sous linux incluant un téléphone SIP, un système de visioconférence multiple et un écran sur lequel un autre ordinateur peut-être branché.

Pour des visioconférences traditionnelles (présentation, consultation, enseignement...) ce système propose des solutions agréables et performantes.

CHAPITRE 6

6. CONCLUSION

Le système de visioconférence évalué dans cette étude présente des caractéristiques générales intéressantes et performantes. Son design et son écran tactile lui donne l'avantage d'être très simple à l'utilisation sans pour autant diminuer les configurations et les multiples possibilités de visioconférence. Le serveur SIP donne flexibilité et transparence à l'utilisateur.

Ce type de visioconférence propose une ergonomie très intéressante pour la visioconférence traditionnelle, pour des conférences multiples et des cours magistraux.

Dans sa forme actuelle, le système de visioconférence testé peut servir d'outil d'assistance à distance dans des applications médicales et professionnelles basées sur le mentorat ou la discussion entre individus (ex : assistance générale, consultation et

formation). Il ne peut être utilisé pour des applications dans lesquelles les détails de l'image, l'éventail des niveaux de gris et la fiabilité des couleurs, sont importants. Le système pourrait servir à d'autres applications médicales plus exigeantes si les modifications minimales suivantes y étaient apportées : 1) remplacer le moniteur actuel par un moniteur de plus haute brillance et de plus grande résolution et 2) permettre l'introduction d'autres tables LUT dans la carte vidéo du système.

Le protocole développé dans le cadre de ce projet permet d'évaluer les capacités d'un système de visioconférence à afficher et transmettre les images.

Un objectif qui serait à poursuivre est de déterminer les caractéristiques suffisantes et nécessaires à l'établissement d'un diagnostic médical en imagerie numérique couleur.

ANNEXE I

CONFIGURATION GLOBALE DES INSTALLATIONS

Scénario 1 complet/
réseaux intégrés:

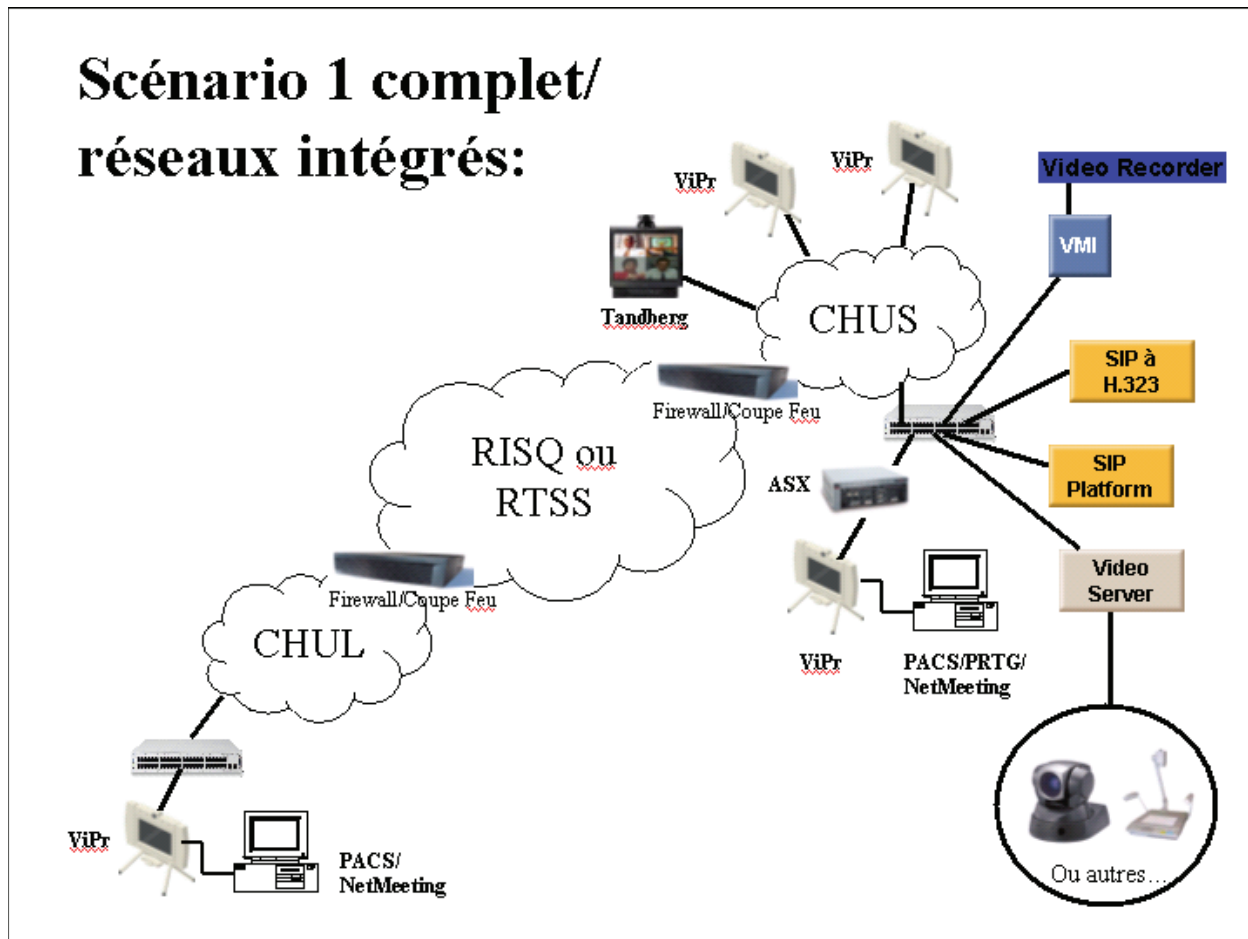


Figure I-1 : Configuration de l'ensemble de l'équipement lors de l'évaluation.

ANNEXE II

MIRE DE COULEUR (GRETAG MACBETH COLORCHECKER)

WWW.DRYCREEKPHOTO.COM

39, 14, 14	66, 18, 18	50, -4, -22	43, -13, 22	55, 9, -24	71, -33, 0
62, 36, 57	39, 10, -44	51, 48, 17	30, 19, -19	72, -23, 57	71, 20, 68
28, 15, -48	55, -36, 31	42, 53, 28	82, 5, 80	52, 49, -14	51, -28, -28
97, 0, 2	81, -1, 0	67, -1, 0	50, 0, 0	36, 0, -1	22, 0, 0

Averaged values from October 2003 edition GretagMacbeth™ ColorChecker® charts. CIE LAB format

Figure II-1 : Mire de couleur Gretag Macbeth.

ANNEXE III

MIRE SMPTE

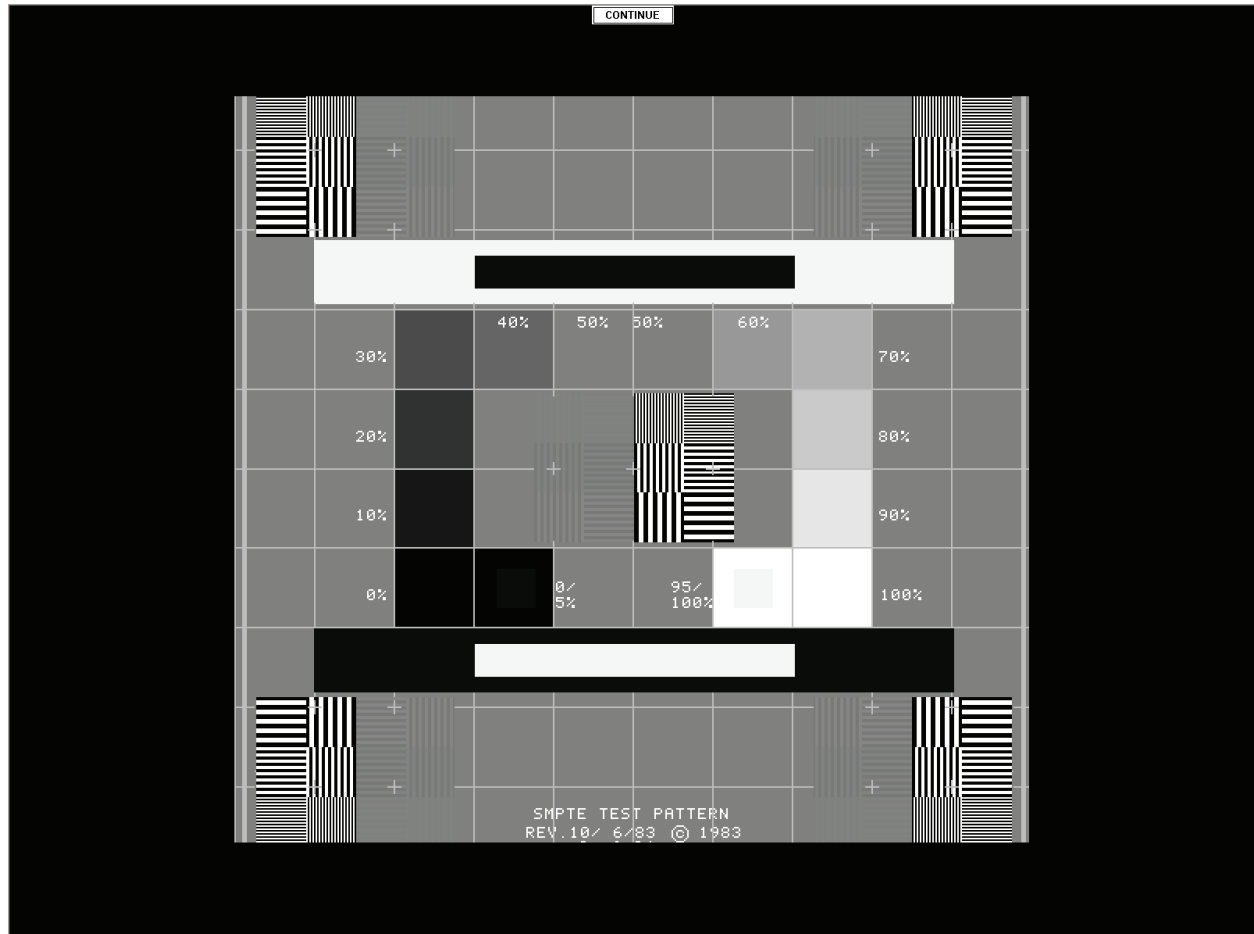


Figure III-1 : Mire SMPTE. Elle est utilisée pour vérifier qualitativement l'affichage.

ANNEXE IV

MIRES DE RÉOLUTION

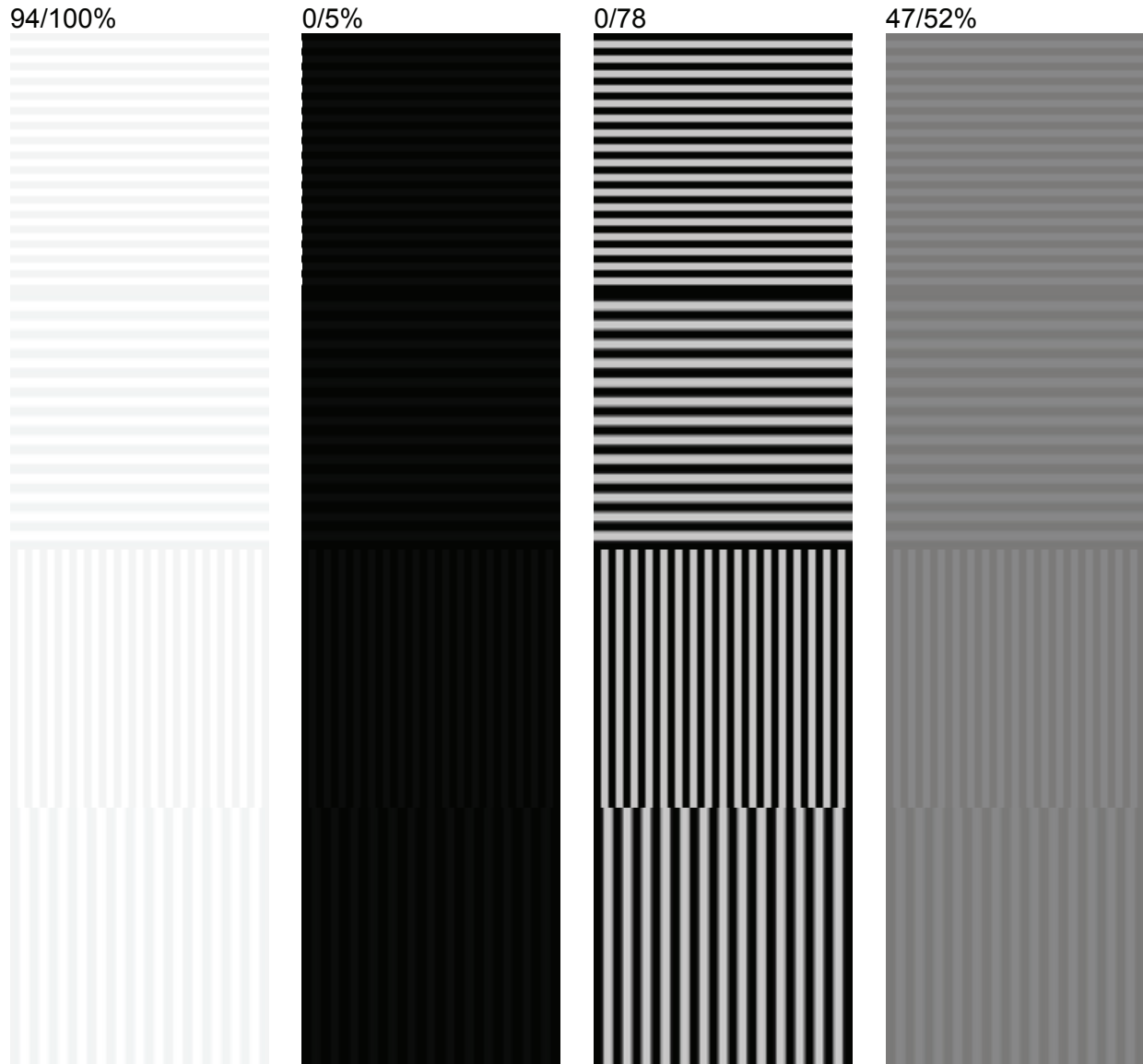


Figure IV-1 : Mires de résolution utilisées pour quantifier la résolution spatiale des stations ViPr.

ANNEXE V

DIAGRAMME DE CHROMATICITÉ CIE STANDARD (1931-1964)

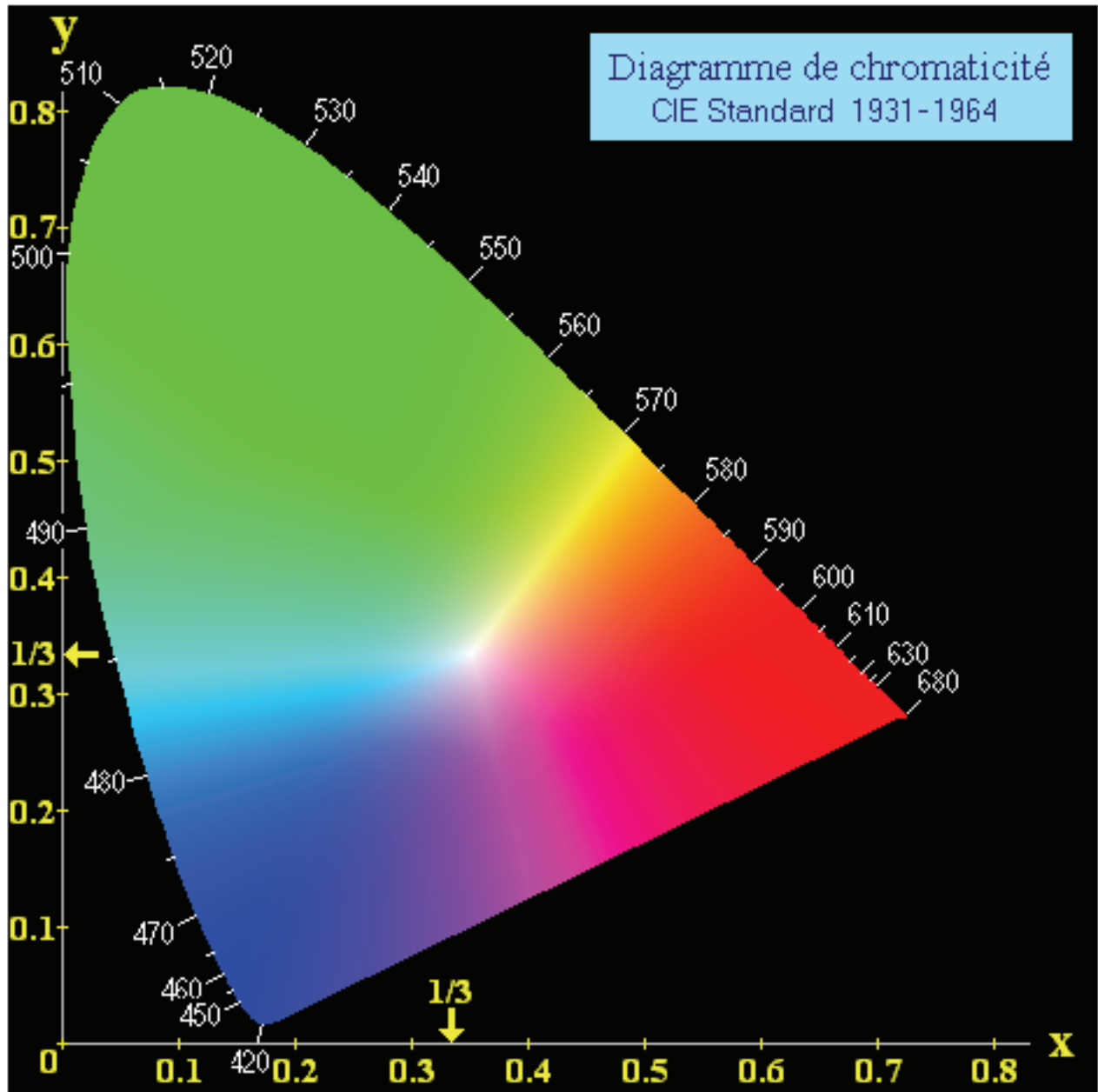
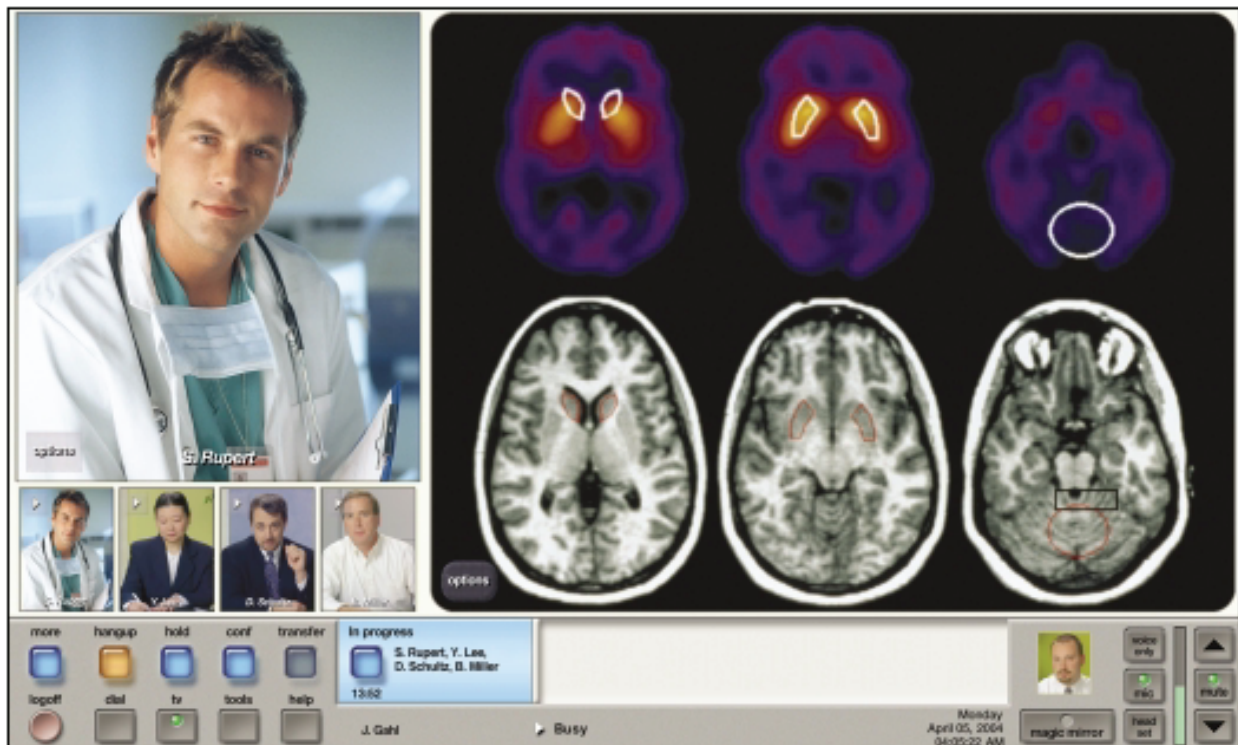


Figure V-1 : Espace CIE 1931-1964. Ensemble de couleurs visibles à l'oeil humain moyen.

ANNEXE VI STATION VIPR DE MARCONI



(a)



(b)

Figure VI-1 : Illustration du système de visioconférence ViPr de Marconi. (a) La station ViPr. (b) Visioconférence à cinq personnes avec la fonction « Doc share » montrant des images de TEP (tomographie d'émission par positrons) et d'IRM (imagerie par résonance magnétique).

ANNEXE VII

GAMUT DE COULEUR

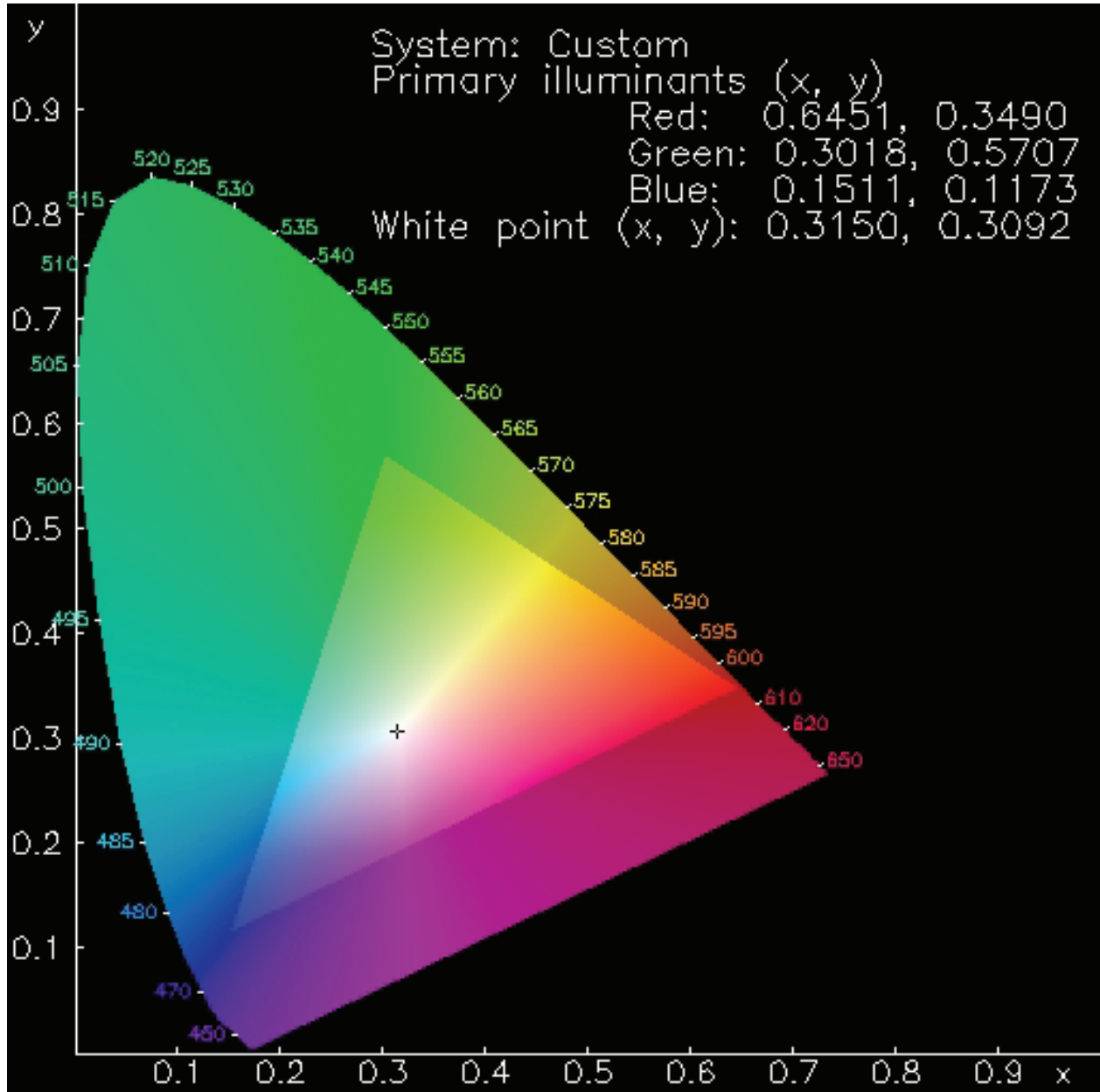


Figure VII-1 : Gamut de couleurs du moniteur de la station ViPr. Le triangle R,V,B représente un sous-ensemble des couleurs visibles par l'oeil humain. Ce dernier constitue le domaine des couleurs affichables sur le moniteur de la station ViPr.

ANNEXE VIII

INTENSITÉ LUMINEUSE DES COULEURS AFFICHÉES

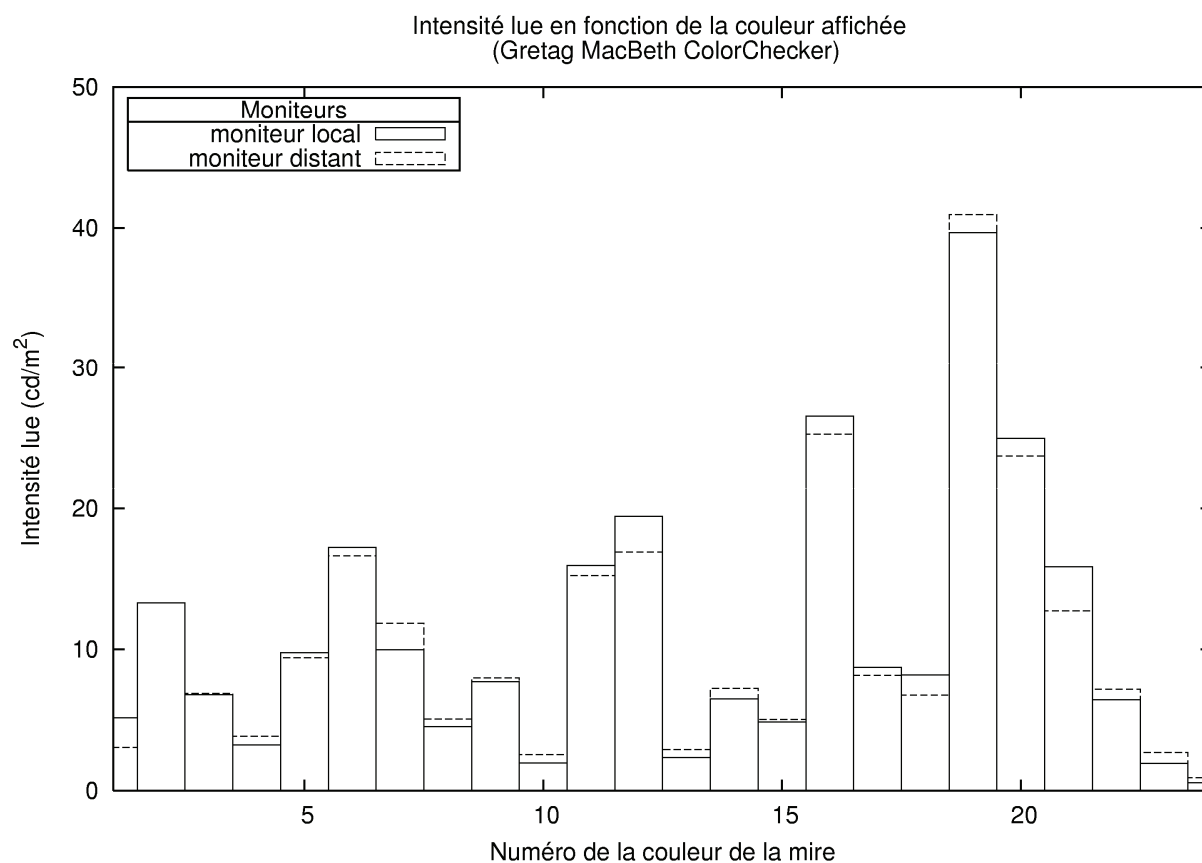


Figure VIII-1 : Lecture de l'intensité lue en fonction de la couleur affichée. La mire Gretag MacBeth a été utilisée.

ANNEXE IX

DISTANCES EUCLIDIENNES ENTRE LES COULEURS AFFICHÉES SUR LES MONITEURS

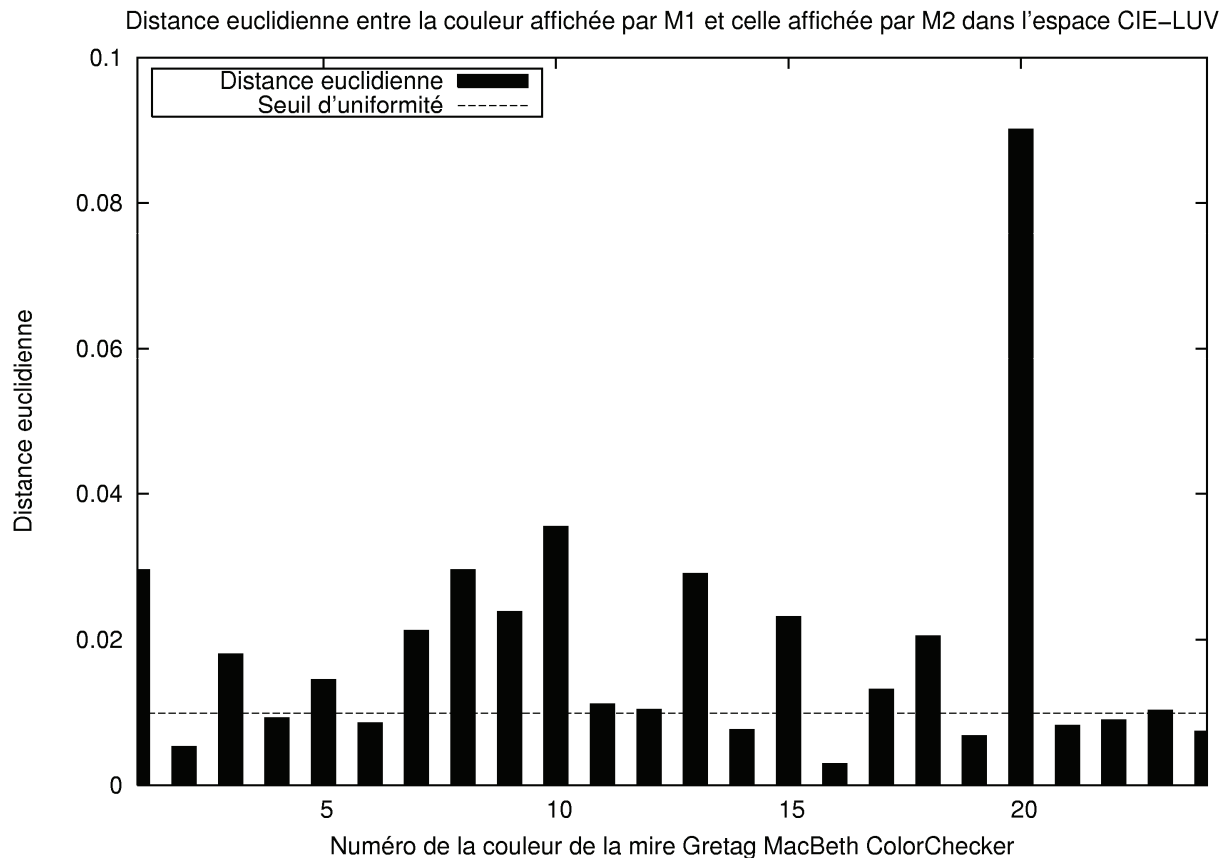


Figure IX-1 : Distances euclidiennes (u',v') entre la couleur affichée sur le moniteur M1 (local) et le moniteur M2 (distant). Les couleurs proviennent de la mire Gretag Macbeth.

ANNEXE X

LECTURE DES MIRES DE RÉOLUTION

Tableau X-1

Résultats de la visibilité des mires de résolution. Les lectures ont été prises horizontalement et verticalement sur quatre niveaux de contraste. Notez que 100% est le blanc pur et 0% est le noir pur.

Lecture sur le moniteur local : mire horizontale				
Niveau de noir sur le niveau de blanc en %				
	Haut contraste	Bas contraste (noir, gris, blanc)		
Épaisseur des lignes en pixel	0/78	0/5	47/52	94/100
4	√	√	√	√
3	√	X	√	√
2	√	X	√	√
1	√	X	X	X

Lecture sur le moniteur local : mire verticale				
Niveau de noir sur le niveau de blanc en %				
	Haut contraste	Bas contraste (noir, gris, blanc)		
Épaisseur des lignes en pixel	0/78	0/5	47/52	94/100
4	√	√	√	√
3	√	X	√	√
2	√	X	√	√
1	X	X	X	X

Lecture sur le moniteur distant : mire horizontale				
Niveau de noir sur le niveau de blanc en %				
	Haut contraste	Bas contraste (noir, gris, blanc)		
Épaisseur des lignes en pixel	0/78	0/5	47/52	94/100
4	*	√	√	√
3	*	X	*	X
2	*	X	X	X
1	X	X	X	X

Lecture sur le moniteur distant : mire verticale				
Niveau de noir sur le niveau de blanc en %				
	Haut contraste	Bas contraste (noir, gris, blanc)		
Épaisseur des lignes en pixel	0/78	0/5	47/52	94/100
4	√	√	√	√
3	√	*	√	*
2	*	X	X	X
1	X	X	X	X

Légende : √ : indique que la mire est visible.

* : indique que la mire est visible mais une perte est perçue (un repliement spectrale ou « aliasing »).

X : indique que la mire ne peut être lue.

ANNEXE XI

COURBE DES INTENSITÉS EN FONCTION DU NIVEAU DE GRIS DEMANDÉ

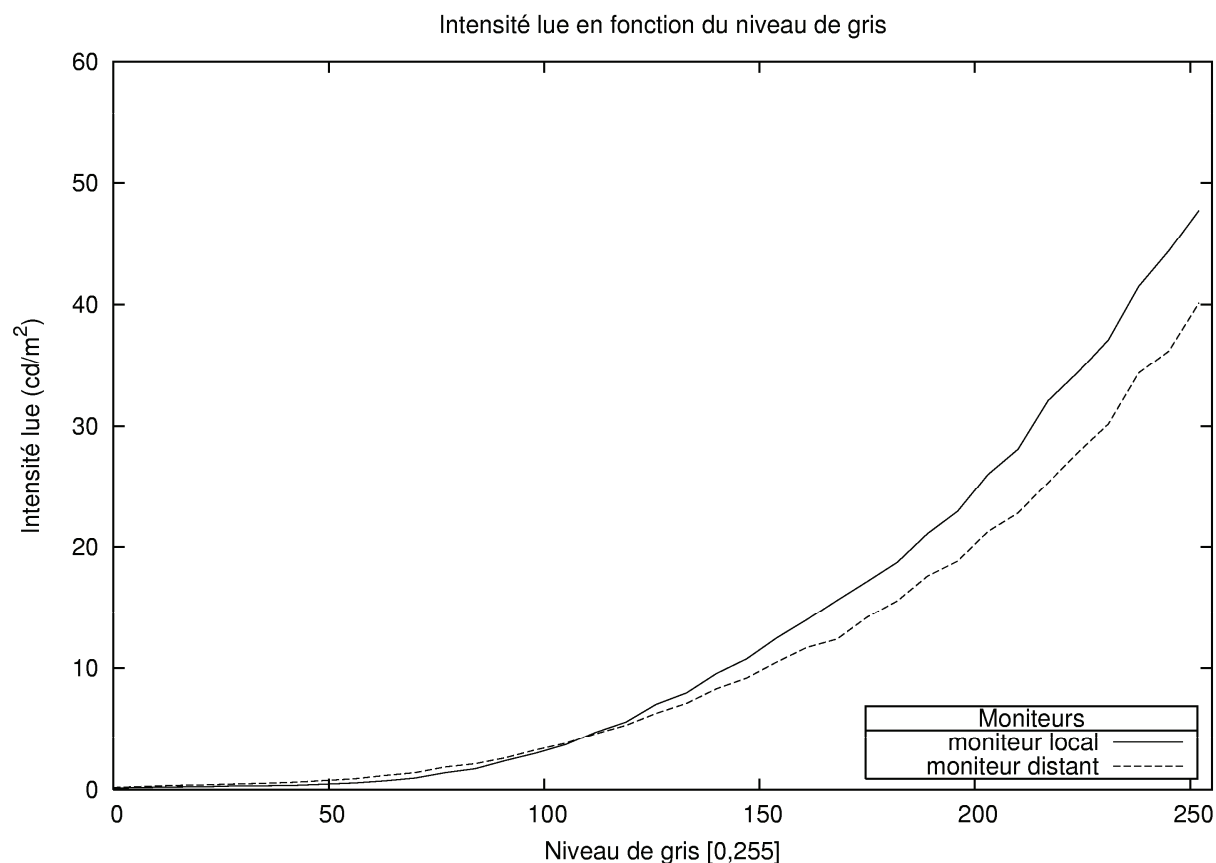


Figure XI-1 : Courbes représentant la valeur d'intensité en candela par mètre au carré en fonction du niveau de gris demandé [0,255] où 0 est le noir et 255 et le blanc.

ANNEXE XII

INTERVALLES DE CONFIANCE À 95% SUR LES FONCTIONS DE TRANSFERT DES MONITEURS

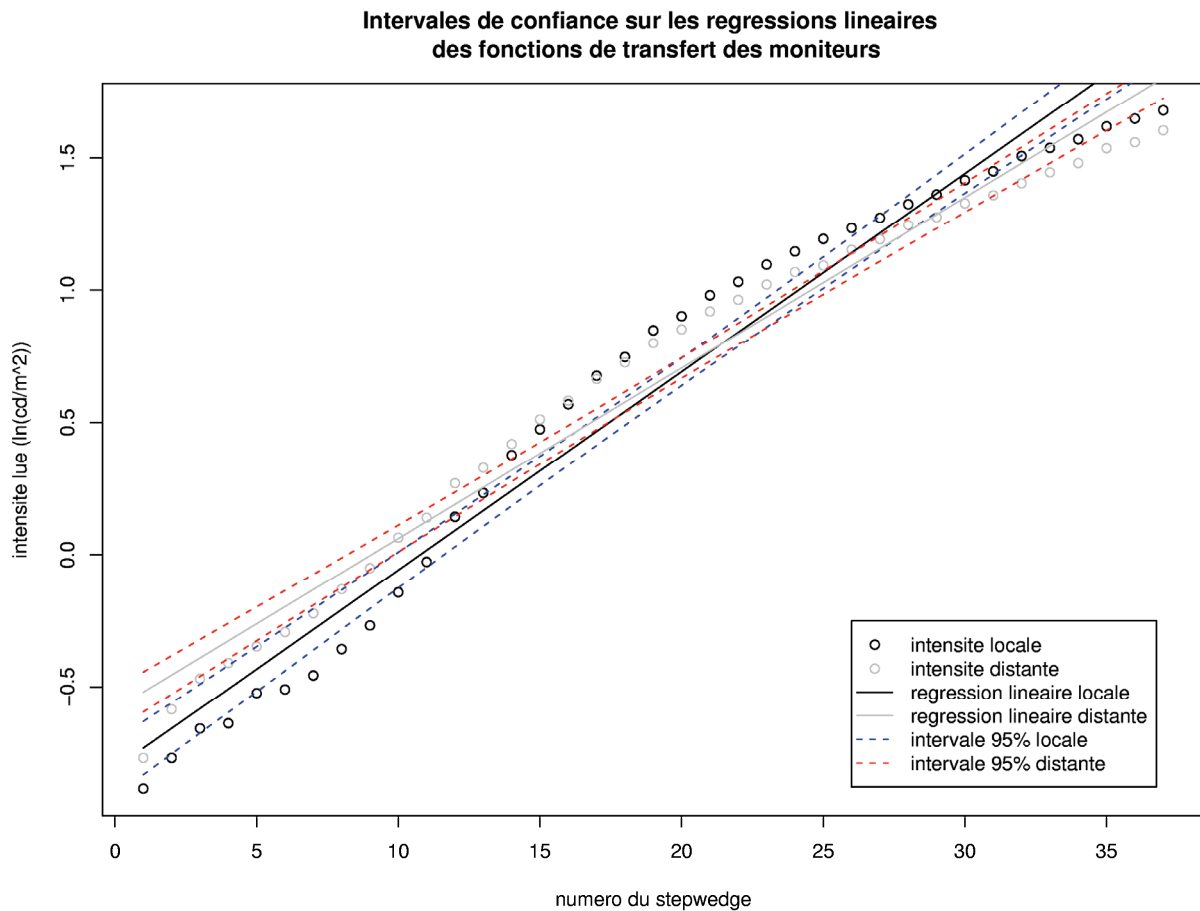


Figure XII-1 : Intervalles de confiance sur les courbes transferts des moniteurs selon un stepwedge.

ANNEXE XIII

COMPARAISON DES COURBES DE TRANSFERT AVEC LA COURBE DICOM

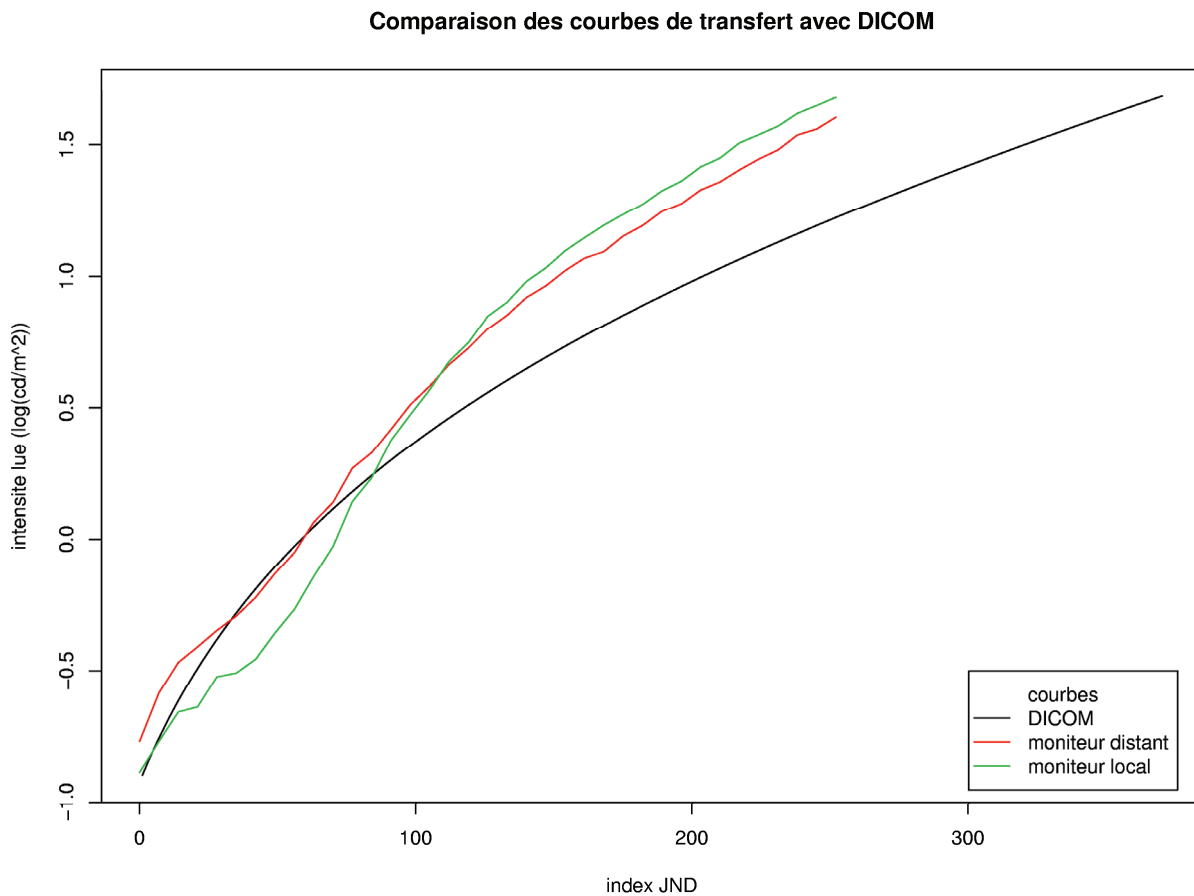


Figure XIII-1 : Les courbes de transfert du moniteur local et distant comparées avec la courbe DICOM à l'intérieur de l'intervalle JND correspondant.

ANNEXE XIV

INTERVALLES DE CONFIANCE : MONITEUR LOCAL, MONITEUR DISTANT ET DICOM.

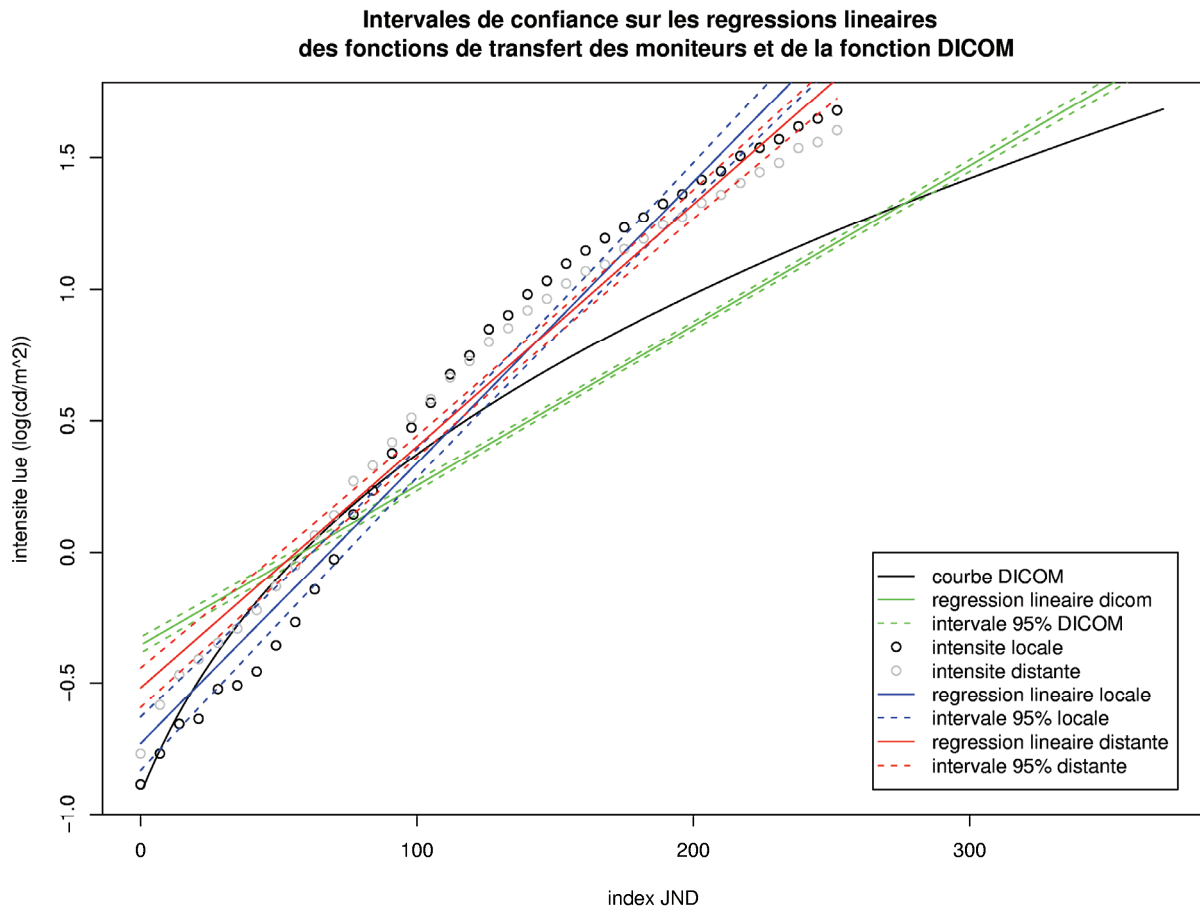


Figure XIV-1 : Intervalles de confiance sur les courbes transferts des moniteurs avec celles de la courbe dico à l'intérieur de l'intervalle JND correspondant.

ANNEXE XV ASPECTS LÉGAUX

Dans le cadre de cette évaluation, des images médicales dé-nominalisées sont utilisées afin de respecter la confidentialité des patients. De plus, un réseau sécuritaire, le RISQ, incluant un pare-feu (firewall) pour la transmission des images entre les Centres hospitaliers universitaires CHUS et CHUQ est utilisé.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Manuel du logiciel VeriLUM 5.1, <http://www.image-smiths.com/VeriLUM51UG.pdf>.
- [2] J. D. Foley, Van Dam, *Computer Graphics: Principles and Practice*, Addison-Wesley, 2^e édition, 1996.
- [3] International Color Consortium (ICC), <http://www.color.org/ICC1V42.pdf>.
- [4] Système d'exploitation linux, <http://www.linux.org/>.
- [5] American College of Radiology, *ACR guidelines*, <http://www.acr.org/>, 2002.
- [6] DICOM home page, <http://medical.nema.org/>.
- [7] David Clunie web page <http://www.dclunie.com/>.
- [8] Canadian Association of Radiologists, *CAR guidelines*, www.car.ca, 1999.
- [9] KA. Fetterly et al, Quantitative color measurement for the characterization of gray scale PACS CRTs, *Radiology* 209(P): 320, 1998.
- [10] M.R Luo et al. The Development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000, *Color Research and Application*, 340-350, 2000.



Des gens de soins et d'excellence

Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke

Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé

Hôpital Fleurimont, 3001, 12^e Avenue Nord, Fleurimont
(Québec) J1H 5N4

Hôtel-Dieu, 580, rue Bowen Sud, Sherbrooke
(Québec) J1G 2E8

Tél. : (819) 346-1110, poste 13802