



## THESIS / THÈSE

### MASTER EN SCIENCES INFORMATIQUES

#### Présentation multimodale en imagerie médicale

Vandermeersch, François

*Award date:*  
1998

[Link to publication](#)

#### **General rights**

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal ?

#### **Take down policy**

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

**FACULTES UNIVERSITAIRES NOTRE-DAME DE LA PAIX,  
NAMUR**

**INSTITUT D'INFORMATIQUE**

**RUE GRANDGAGNAGE, 21, B-5000 NAMUR (BELGIUM)**

**Présentation multimodale  
en imagerie médicale**

**François Vandermeersch**

Promoteur : Professeur Jean Fichet

Co-Promoteur : Professeur Jean-Pol Leclercq

Mémoire présenté en vue de l'obtention du grade de  
Licencié et Maître en Informatique

Année Académique 1997 - 1998

## Abstract

This thesis studies some techniques for registration images visualisation in the medical imaging field. This new presentation mode provides more information able to further and to help medical diagnosis. First, some methods have been tested and evaluated using precise criteria : presentation of registration and specific information conservation. Next, a method using two different color scales has been implemented. This software is devoted to help medical diagnosis and also to evaluate coregistration output quality.

Ce mémoire étudie diverses techniques de visualisation d'images coregistrées, adaptées à l'imagerie médicale. Ce nouveau mode de présentation apporte une multitude d'informations qui peuvent compléter et aider un diagnostic médical. Dans un premier temps, plusieurs méthodes ont été testées et évaluées selon des critères bien précis : la qualité de visualisation de la coregistration, la conservation de l'information des images originales. Ensuite, une méthode utilisant deux échelles de couleurs distinctes a été choisie pour faire l'objet d'une application. Quelques outils de travail de l'échelle de couleurs y ont été ajoutés. Le logiciel construit peut servir tant à l'aide au diagnostic qu'à l'évaluation de la coregistration.

Ce mémoire a pu être réalisé grâce à l'aide que beaucoup de personnes m'ont apportée.

Je tiens d'abord à remercier monsieur le Professeur Jean Fichet et monsieur le Professeur Jean-Pol Leclercq de m'avoir accueilli en tant que mémorant afin d'effectuer un travail qui m'a beaucoup passionné.

Je tiens à remercier tout particulièrement Hubert Meurisse et le Docteur Marc Lacrosse pour leur suivi et leurs conseils judicieux au cours du stage et de la rédaction de ce mémoire.

Je remercie également Tri Vu Khac et Jean George pour leur aide apportée lors du stage et du mémoire.

Mes remerciements vont aussi au Docteur Thierry Van Den Borgh ainsi que toute l'équipe du service de scintigraphie des cliniques universitaires UCL - Mont - Godine pour leur accueil et leur bonne humeur.

Il me reste quelques personnes, qui me sont très chères, à remercier.

Tout d'abord, je remercie mes parents et le reste de la famille sans qui je ne serai pas arrivé où j'en suis.

Enfin, un très grand merci à Fabienne, ma fiancée, pour l'attention et la tendresse qu'elle a su m'apporter.

# TABLE DES MATIERES

	<u>Pages</u>
<b>CHAPITRE 1. : Introduction</b>	<b>6</b>
<b>CHAPITRE 2. : La visualisation</b>	<b>7</b>
<b>2.1. Qu'est ce que la visualisation ? .....</b>	<b>7</b>
<b>2.2. La perception visuelle .....</b>	<b>8</b>
2.2.1. Les ondes et la lumière.....	8
2.2.2. L'anatomie de l'œil .....	9
2.2.3. La rétine .....	11
2.2.4. L'œil et les couleurs .....	11
<b>2.3. L'ordinateur et la visualisation .....</b>	<b>12</b>
<b>2.4. L'imagerie médicale : miroir du monde réel ? .....</b>	<b>14</b>
<b>CHAPITRE 3. : L'imagerie médicale</b>	<b>16</b>
<b>3.1. La médecine et l'imagerie médicale .....</b>	<b>16</b>
3.1.1. Historique de l'imagerie médicale .....	16
3.1.2. Techniques d'imagerie médicale .....	18
3.1.3. Types d'images médicales .....	21
3.1.3.1. Images anatomiques .....	22
3.1.3.2. Images fonctionnelles .....	23
<b>3.2. Pourquoi combiner des images médicales ? .....</b>	<b>24</b>
3.2.1. Méthodologie en traitement informatique des images médicales .....	27
3.2.1.1. Acquisition d'un volume d'images médicales .....	28
3.2.1.2. Reconstruction d'images .....	28
3.2.1.3. Correction des distorsions .....	29
3.2.1.4. Coregistration d'images .....	29
3.2.1.5. La visualisation d'images coregistrées .....	31
3.2.1.6. Conclusions .....	31
<b>CHAPITRE 4. : Techniques de visualisation d'images                   coregistrées</b>	<b>32</b>
<b>4.1. Introduction .....</b>	<b>32</b>

<b>4.2. Les techniques du 'Parallel Display' .....</b>	<b>33</b>
4.2.1. Parallel display simple .....	33
4.2.2. Parallel display with linked cursor .....	34
4.2.3. Parallel display avec mélange de parties d'images .....	35
4.2.4. Evaluation du Parallel display .....	37
<b>4.3. Les techniques de visualisation par superposition d'images .....</b>	<b>38</b>
4.3.1. La technique basée sur la soustraction d'images .....	38
4.3.2. Les techniques dites 'arithmetic integration' .....	40
4.3.3. La technique basée sur l'effet de transparence .....	40
4.3.4. La technique 'Red, Green, Bleu (RGB) color encoding' .....	43
4.3.5. La technique 'Hue, Lightness Encoding' .....	44
4.3.6. La technique 'Interleaved Pixel with independant color scales' .....	44
4.3.7. Evaluation des techniques de visualisation par superposition .....	45
<b>4.4. Conclusions .....</b>	<b>47</b>
<b>CHAPITRE 5. : Application réalisée .....</b>	<b>48</b>
<b>5.1. Introduction .....</b>	<b>48</b>
<b>5.2. Le matériel .....</b>	<b>49</b>
5.2.1. Le langage IDL .....	49
5.2.1.1. Introduction .....	49
5.2.1.2. Syntaxe du langage IDL .....	50
5.2.1.2.1. Les types simples .....	50
5.2.1.2.2. La manière de définir une variable .....	51
5.2.1.2.3. Les tableaux .....	51
5.2.1.2.4. Les structures .....	52
5.2.1.2.5. Les pointeurs .....	52
5.2.1.2.6. Les instructions .....	52
5.2.1.2.7. Les fonctions .....	53
5.2.1.2.8. Les pointeurs .....	54
5.2.1.2.9. Quelques fonctions du langage IDL .....	55
5.2.1.3. Evaluation du langage IDL .....	56
5.2.2. Le format de fichiers AIR .....	57
<b>5.3. La méthode .....</b>	<b>59</b>
5.3.1. Introduction .....	59
5.3.2. Explication de la méthode .....	59
5.3.3. Les outils supplémentaires .....	60
5.3.3.1. L'outil de shift de l'échelle de couleurs .....	61
5.3.3.2. L'outil de modification du contraste .....	62
5.3.4. Résultats obtenus .....	64
5.3.5. Evaluation de la méthode .....	66
<b>5.4. L'application réalisée .....</b>	<b>66</b>
5.4.1. L'interface .....	66
5.4.2. La technique d'exploration de l'échelle de valeurs .....	69

5.4.3. La sauvegarde du volume d'images superposées .....	71
5.4.4. La présentation selon les trois axes médicaux .....	72
<b>5.5. Conclusions .....</b>	<b>73</b>
 <b>CHAPITRE 6. : Conclusions et perspectives</b>	<b>74</b>
 <b>Références bibliographiques .....</b>	<b>76</b>
 <b>ANNEXES.....</b>	
1. Les échelles de couleurs .....	79
2. Les photos .....	84

# Introduction

L'objectif de ce mémoire est d'étudier différentes méthodes de présentation de l'information en provenance de diverses images médicales.

Plusieurs méthodes ont été testées et évaluées. Selon certains critères, l'une d'entre elles a été choisie et améliorée pour la réalisation d'une application concrète. Ce type de logiciels est un outil d'aide au diagnostic car il offre à ces utilisateurs un moyen supplémentaire de mise en évidence de certains défauts. Il peut aussi être utilisé dans le cadre de l'évaluation de techniques de traitements d'images numériques.

Ce mémoire présentera quelques notions de visualisation (chap. 2.) ainsi que d'imagerie médicale (chap. 3.). L'évaluation des méthodes de présentation et l'application réalisée seront ensuite présentées (chap. 4.).

Les figures correspondent aux images présentées dans le texte, tandis que les photos sont des images couleurs placées en annexe 1. Lorsque leur numérotation est suivie d'une astérisque (\*), cela signifie qu'elles ont été extraites d'applications réalisées à l'occasion de ce mémoire.



# La visualisation

## 2.1. Qu'est ce que la visualisation ?

Le mot 'visualisation' est issu de la langue anglaise. Seul le mot visualiser existe en français. Selon le [Larousse96] et dans un contexte informatique, la signification du mot visualisation est la suivante : « *Présenter des données, des résultats sur un écran* ». Ce mot est aussi utilisé pour décrire l'action de visualiser. La littérature anglo-saxonne donne une autre définition du mot 'visualisation' : « *La visualisation est la transformation d'informations ou de données en images* » [Schroeder96]. Cette définition introduit un nouveau concept dans la notion de visualisation. Elle ajoute la notion de transformation d'informations et/ou de données.

En résumé, le but de la visualisation est simple : présenter des données en vue d'un résultat visuel. Il ne s'agit pas, lorsque l'on fait de la visualisation, de simplement présenter les informations et/ou données. La visualisation doit se faire en harmonie avec certains concepts s'il l'on veut que le résultat soit le meilleur possible. L'image (le résultat visuel) peut avoir pour but la mise en évidence de quelques informations sur l'image. Dans ce cas, une connaissance suffisante des données de départ est requise.

Les différents concepts influençant la visualisation sont les suivants :

- la connaissance de l'appareil sensoriel humain : l'œil.
- la connaissance des capacités de l'ordinateur en matière d'imagerie.
- les techniques d'interprétation des images.
- les techniques de transformations des données en images.

Le premier concept, parfois négligé, est le plus important. En effet, si l'être humain n'avait pas d'appareil sensoriel visuel, la visualisation n'existerait pas. Une bonne connaissance des défauts et des qualités de l'œil s'avère être un élément important dans la recherche de nouvelles techniques de visualisation. (Voir paragraphe 2.2.).

Le second concept n'est plus à l'heure actuelle un frein dans l'évolution des techniques de visualisation. En effet, les capacités graphiques et la diminution du temps de calcul des ordinateurs permettent la naissance de nouvelles techniques de visualisation plus gourmandes en espace mémoire et en temps de calcul. Ce concept reste toutefois important car l'ordinateur est le vecteur (le moyen) de la visualisation. Une bonne compréhension du

mécanisme d'affichage des couleurs et des images par l'ordinateur peut aider à la réalisation de programmes de visualisation. (Voir paragraphe 2.3.)

Le fait de visualiser des données n'est pas suffisant. Le résultat visuel doit convenir à l'utilisateur. Ce troisième concept suppose de la part du 'visualisateur' des connaissances sur les données à visualiser. En effet, un nucléariste<sup>1</sup> aura d'autres objectifs en voyant une image médicale qu'un radiologue. De même, un météorologue en aura d'autres en voyant une carte satellite qu'un stratège de l'US Air force. La connaissance des besoins des utilisateurs est donc un point essentiel. L'intérêt de ce mémoire se situe évidemment au niveau de l'imagerie médicale. Le chapitre 3. présentera l'imagerie médicale et certaines techniques d'acquisition d'images. Les caractéristiques des différentes techniques d'imagerie médicale s'en détacheront.

Le dernier concept est sans doute le plus intéressant. En effet, il explique des procédures telles que les méthodes à appliquer afin de faire de la visualisation. Ce mémoire se concentrera évidemment sur les techniques de présentation d'images acquises par différents types d'appareils. Celles-ci seront traitées dans les chapitres ultérieurs (3. et 4.).

## 2.2. La perception visuelle

Le premier concept intervenant dans la visualisation est la compréhension de notre système de perception visuelle, à savoir l'œil. Il se situe à la base de la visualisation. Une connaissance approfondie des capacités de l'œil humain facilite la visualisation. En effet, certaines techniques de transformation de données en images peuvent paraître aberrantes au premier abord, mais grâce à des défauts ou des particularités de l'œil, elles fonctionnent à merveille. Un exemple frappant est le cinéma. Cette technique projette des images statiques pendant une infime partie de seconde. Notre œil devrait voir un ensemble d'images où le mouvement de corps serait saccadé et pourtant, il n'en est rien. Elle se base, en fait, sur une particularité de l'œil humain qui est la persistance rétinienne. En visualisation, il peut en être de même. C'est pourquoi des notions sur le système visuel humain doivent être rappelées. Un bref rappel des notions de base sur la lumière et les ondes débutera ce paragraphe. Ensuite, les bases de l'anatomie de l'œil seront développées et ses caractéristiques essentielles seront énoncées. De cette façon, la compréhension de certains concepts comme la perception des couleurs sera facilitée.

### 2.2.1. Les ondes et la lumière

Sans entrer dans le détail de grandes théories sur la physique des ondes, il convient de rappeler quelques notions sur le modèle ondulatoire. Lorsque l'on parle d'ondes, la première représentation qui vient à l'esprit de la plupart des gens ; c'est de représenter une onde par une sinusoïde. Le modèle ondulatoire est bien sûr beaucoup plus complexe<sup>2</sup>. La représentation d'une onde par une sinusoïde suffira à faire passer les notions telles que vitesse de

---

<sup>1</sup> Il s'agit d'un médecin spécialisé en médecine nucléaire.

<sup>2</sup> Pour en savoir plus, se référer à des ouvrages tels que [Kane86].

propagation, longueur d'onde et amplitude (Voir figure 1.). L'entièreté d'une onde  $y$  est représentée. Ainsi la vitesse de propagation représente le déplacement de cette onde selon l'axe des  $x$  au cours du temps. La longueur d'onde (notée  $\lambda$ ) est "l'étalement" de l'onde selon l'axe des  $x$  et l'amplitude ( $A$  sur la figure) selon l'axe des  $y$ .

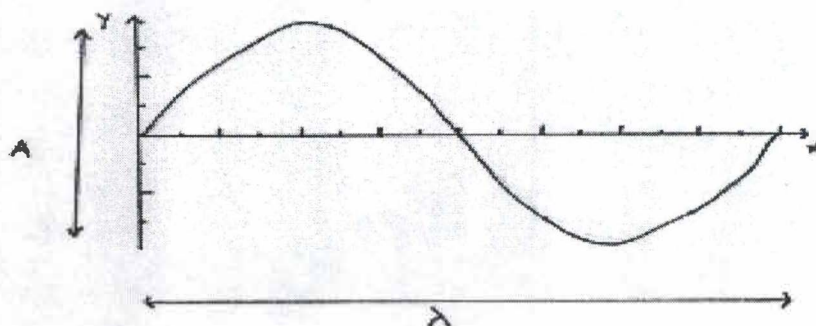


Figure 1. : Onde sinusoïdale, concepts d'amplitude et de longueur d'onde.

Certaines théories en physique caractérisent la lumière comme une onde bien spécifique : une onde électromagnétique. Ce type d'onde est particulier car il n'a pas besoin de milieu pour se déplacer. La lumière peut même se propager dans le vide. Les notions attachées aux ondes sont aussi utilisées pour la lumière. Sa vitesse de propagation se mesure en fonction du milieu qu'elle traverse. Dans le vide, elle avoisine les 300 000 kilomètres par seconde.

Une signification particulière est attachée au concept de longueur d'onde. C'est à lui que l'on associe la notion de couleur d'un rayon lumineux. Cette découverte a été faite par Isaac Newton qui découvrit le spectre des couleurs, il y a quelques 300 ans. Il observa que la lumière du soleil (la lumière blanche), réfractée par un prisme de verre, se décompose en une suite continue de couleurs. A chaque angle de réfraction correspond une couleur caractéristique, qui va du rouge pour l'angle de réfraction minimal, au violet pour l'angle de réfraction maximal, en passant successivement par l'orangé, le jaune, le vert, et le bleu. On sait aujourd'hui que chaque angle de réfraction et donc chaque couleur correspond au rayonnement d'une longueur d'onde spécifique, diminuant du rouge au violet [Nathans90].

## 2.2.2. L'anatomie de l'œil

L'œil est l'organe de la vision et le récepteur de signaux lumineux. Son fonctionnement est grossièrement comparable à un appareil photographique doté d'un système autofocus. Il focalise les signaux lumineux pour former une image et adresse le message visuel au cerveau au moyen du nerf optique.

L'œil a la forme d'un globe à peu près sphérique d'environ 24 mm de diamètre et pèse 7 grammes pour un volume d'environ  $6,5 \text{ cm}^3$  [Kunt93]. Il est composé de plusieurs parties (voir figure 2.) :

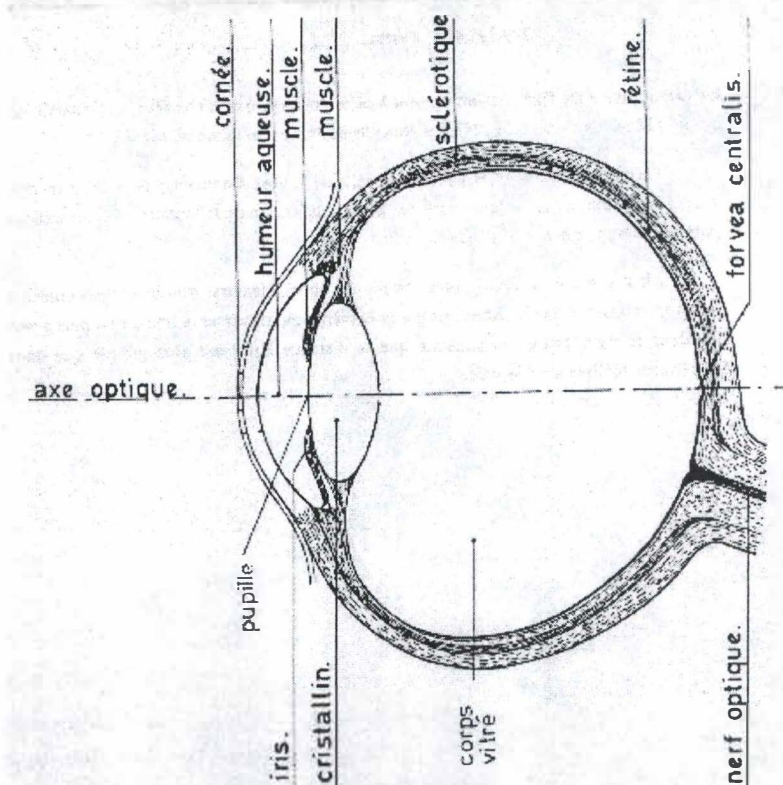


Figure 2. : Découpe de l'œil [Blanquet93]

- La cornée est la paroi intérieure de la partie centrale de l'œil (environ 1/6 de la paroi totale). C'est une membrane transparente.
- La sclérotique est la paroi extérieure du reste de l'œil. C'est une membrane fibreuse ayant un aspect blanc laiteux.
- L'iris est une membrane colorée située en avant du cristallin et très près de ce dernier, à quelques millimètres donc de la cornée. Il est percé d'une ouverture circulaire : la pupille.
- La pupille joue le rôle de diaphragme. Elle paraît noire parce qu'elle est l'ouverture d'une chambre noire. Par le jeu des muscles de l'iris, l'ouverture de la pupille varie de 2 millimètres, en lumière très vive, jusqu'à 8 ou 10 mm dans l'obscurité. Elle règle aussi la quantité de lumière entrant dans l'œil.
- La rétine est une membrane nerveuse, un écran photosensible sur lequel viennent se former les images [Blanquet93].
- Le cristallin est une lentille qui permet la formation d'images sur la rétine.

Notons que nous ne voyons pas directement avec nos yeux mais que nous interprétons plutôt l'information visuelle captée et transformée par nos yeux au niveau du cerveau. L'œil n'a donc pas d'autres fonctions que de récolter l'information lumineuse, de la coder sous forme de signal électrique et de la transmettre au cerveau en vue d'une interprétation. Des processus psychologiques peuvent intervenir à ce niveau. Ceci explique que l'interprétation d'image n'est pas semblable pour tous les individus [Kunt93].

### 2.2.3. La rétine

La rétine est une couche neurosensorielle qui occupe une superficie d'environ 12,5 cm<sup>2</sup>. Elle transforme la lumière qu'elle reçoit en signaux électriques qui sont transmis vers le cortex visuel par le nerf optique. La rétine est composée d'un ensemble de cellules photoréceptrices : les cônes et les bâtonnets. Ces deux types de cellules photoréceptrices transforment la lumière en signaux électriques qui sont acheminés via le nerf optique au cerveau. Un œil normal contient environ 130 millions de bâtonnets et 6,5 millions de cônes [Kunt93].

Les cônes sont les récepteurs de la vision diurne. Ils ont besoin pour fonctionner d'une forte luminosité et permettent une perception fine des détails spatiaux et temporels ainsi que la détection des couleurs. Les bâtonnets sont les récepteurs de la vision aux faibles luminosités. Ils sont si sensibles qu'exposés à la lumière du jour, ils sont saturés et inutilisés.

Le segment externe des bâtonnets est cylindrique, alors que celui des cônes est en général effilé d'où leur nom (voir figure 3.). Ces segments externes contiennent tous les deux une membrane photosensible garnie de pigments, qui sont les molécules capables d'absorber la lumière. Les bâtonnets contiennent un pigment rouge, la rhodopsine. La rétine humaine possède trois types de cônes, contenant chacun un pigment dont le maximum d'absorption se situe dans les faibles ( $\pm 430\text{nm}$  ~ bleu), les moyennes ( $\pm 530\text{nm}$  ~ vert) ou les grandes longueurs d'onde ( $\pm 560\text{nm}$  ~ rouge) du spectre visible. La vision des couleurs est fondée sur les différentes bandes d'absorption de ces trois types de cônes. A la lumière d'un ciel nocturne, la vision est assurée par les bâtonnets et on ne distingue pas les couleurs. Nous comprendrons, dès lors, la célèbre expression : *"La nuit, tous les chats sont gris"*. [Schnapf90]

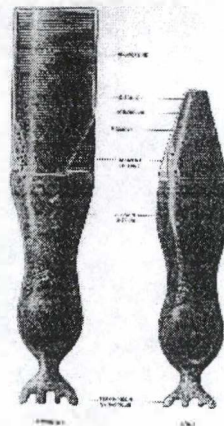


Figure 3. : Cônes et bâtonnets [Schnapf90]

### 2.2.4. L'œil et les couleurs.

Notre œil ne permet pas de voir l'entièreté des ondes électromagnétiques. Il a ses propres limitations et seul ce que nous appelons les rayons lumineux sont visibles. Il ne s'agit que d'une infime partie des ondes électromagnétiques : celles de longueurs d'onde comprises

entre 400 nm et 750 nm. La lumière de longueur d'onde supérieure à 750 nm (infrarouge proche) est peu absorbée par les pigments visuels. Tandis que la lumière de longueur d'onde inférieure à 400 nm (ultraviolet proche) pourrait être absorbée par ces pigments. Cependant, elle est en fait absorbée par la cornée et le cristallin. Cette lumière n'atteint donc pas la rétine [Schnapf90].

Notre vision des couleurs se base sur les caractéristiques des cônes présents sur la surface de la rétine. Pour rappel, ces cônes sont principalement sensibles à trois types de longueurs d'onde : ceux correspondant au rouge, au vert et au bleu. En fait, chaque type de cônes est sensible à une large bande de longueurs d'onde, et les trois bandes se chevauchent. Ce sont les cellules que l'on appelle pigment qui captent la lumière de tel type de longueurs d'onde. Ce sont eux qui captent le rouge, le vert ou le bleu. Un cône captant la lumière rouge dispose d'un grand nombre de pigments captant le rouge mais il dispose aussi en très faible quantité de pigments captant le bleu ou le vert.

Newton observa aussi que l'œil humain ne pouvait pas détecter le fait qu'une couleur soit obtenue par addition de plusieurs rayonnements. Quand on mélange deux faisceaux lumineux, par exemple du rouge et du vert, on obtient une perception colorée identique à celle d'une troisième couleur pure à savoir le jaune. La longueur d'onde du jaune est égale à la moyenne de la longueur d'onde du rouge et celle du vert. Notre vision des couleurs est caractérisée comme étant trichromatique : on obtient la plupart des couleurs en mélangeant trois couleurs primaires [Nathans90]. Les téléviseurs et moniteurs d'ordinateurs se basent sur ce principe.

La relation entre l'objet regardé et sa couleur n'est pas toujours bien perçue. La couleur d'un objet est fonction de la composition de la lumière incidente mais également de la structure moléculaire de l'objet. En effet, les corps paraissent colorés par le fait qu'ils absorbent une partie de la lumière qui les éclaire et ne renvoient qu'une lumière correspondant à une couleur donnée [Kunt93]. La couleur que l'on perçoit d'un objet est donc la partie du spectre visuel que l'objet n'absorbe pas. Ce sont ces signaux qui sont envoyés à l'œil.

## 2.3. L'ordinateur et la visualisation

La technologie actuelle permet aux moniteurs d'afficher des images en résolution 1280 x 1024. C'est à dire qu'une image affichée peut être composée de 1280 points de long sur 1024 points de large. Les points sont plus communément appelés pixels : celui-ci correspondent à la plus petite unité d'écran éclairable.

Pour afficher des images en couleurs, l'écran se base sur le modèle trichromatique comme notre œil. Il ne dispose que de trois couleurs primaires pour afficher des images à savoir le rouge, le vert et le bleu (comme les trois types de cônes vus dans le paragraphe 2.2.4.). Si l'on veut afficher une image avec d'autres couleurs que les trois couleurs primaires, l'écran effectue de ces dernières. Par exemple, pour le jaune, il devra mélanger du rouge et du vert selon certaines proportions. La figure 4. montre le système de projection des couleurs d'un écran. La 'phosphors on glass faceplate' est en fait ce qui se trouve en dessous de la vitre de l'écran : une plaque phosphorescente qui en fonction des électrons reçus par le canon à électrons (electron guns), change de couleur. L' 'electron gun' est le canon à électrons qui va

projeter des électrons sur la plaque phosphorescente. C'est le type d'électrons projeté qui va déterminer la couleur que prendra le pixel sur l'écran.

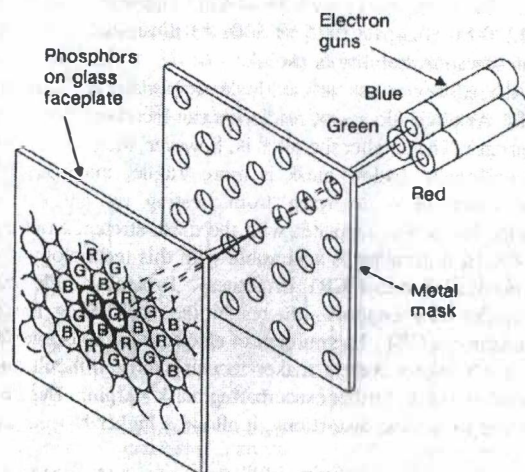


Figure 4. : Ecran couleur [Foley90]

La gamme de couleurs affichables peut comprendre jusqu'à 16 millions de couleurs. Une image de la résolution 1280x1024 et en 16 millions de couleurs est représentée par une matrice de 1280 sur 1024 où chaque élément de cette matrice est codé sur 24 bits. Si notre image était en 256 couleurs, alors les éléments de la matrice ne seraient codés que sur 8 bits [Foley90]. Le fichier source d'une image (dans un format non compressé) correspond à une matrice où chaque élément est un pixel. Ces éléments sont codés sur un nombre de bits qui correspond à la gamme de couleurs utilisées pour l'image. Ainsi, si l'on veut retrouver le pixel (100, 100) de l'écran, il faut aller chercher dans le fichier source de l'image l'élément (100, 100) de la matrice image<sup>3</sup>. La représentation des couleurs se fait de la façon suivante : on attribue un numéro croissant à chaque couleur. Ce numéro va de 0 à 16 millions et correspond à une couleur. Lorsque l'on fait de l'imagerie, il est souvent plus utile de travailler avec les caractéristiques RGB des couleurs plutôt qu'une longue table de chiffres. Le RGB color model facilite l'utilisation des caractéristiques RGB des couleurs.

Le "RGB color model" est basé sur l'utilisation des couleurs primaires<sup>4</sup> et du principe d'addition des couleurs. L'idée est de ne plus représenter l'ensemble des couleurs par une droite rectiligne (méthode d'attribution d'un numéro croissant à une couleur) mais de représenter l'ensemble des couleurs par un espace à trois dimensions. Celui-ci est délimité par le volume d'un cube. Chaque axe du cube correspondra à une couleur primaire. La figure 5. représente le cube des couleurs pour un système admettant 16 millions de couleurs.

<sup>3</sup> L'expression matrice image signifie : la matrice qui représente l'image sur laquelle on travaille. Cette expression sera utilisée dans la suite du mémoire pour désigner la même chose.

<sup>4</sup> Le rouge, le vert et le bleu.

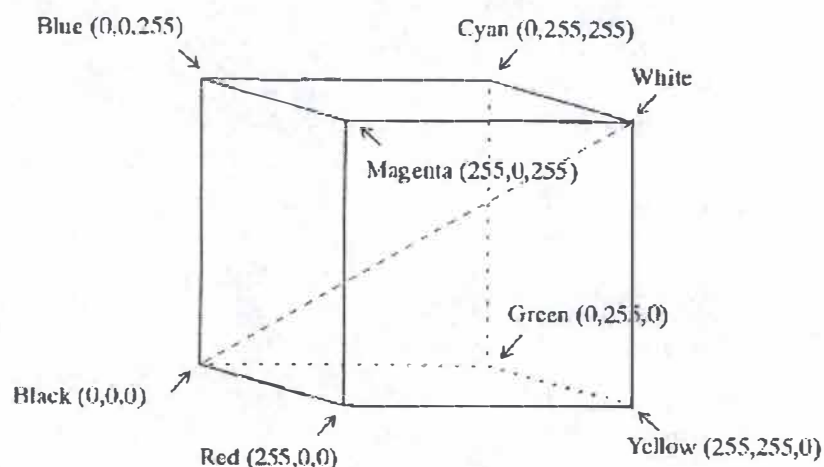


Figure 5. : RGB Cube [IDLfirst97]

Ainsi lorsque l'on se déplace selon l'axe des x (black (0,0,0) -> Red (255,0,0)), on fait varier le niveau de rouge du point correspondant. Si l'on veut, par exemple, utiliser une échelle de niveau de gris, il faut se déplacer selon la diagonale du cube allant de black(0,0,0) vers White(255,255,255). Notons que ces échelles montrées en exemple seront par la suite appelées échelles continues.

## 2.4. L'imagerie médicale : miroir du monde réel ?

Certaines personnes pensent que la plupart des images médicales sont le reflet exact de la réalité. Certaines précautions doivent être prises dans ce genre de raisonnement.

Dans le cas de la photographie, l'appareil photo capte des rayons lumineux qui vont modifier la structure chimique du film photographique. Une fois ce film développé, des photos sont disponibles. Nous espérons qu'elles soient la meilleure représentation possible du monde tel qu'on le perçoit. Quelques fois, il arrive que le résultat photographique ne soit pas exactement celui que l'on attendait. Notre œil, lui, capte aussi des rayons lumineux et envoie cette information au cerveau qui la décode et en fait des images. Si nous comparons l'image vue avec celle sur la photographie, elle est souvent identique. En fait, le signal capté par les deux appareils est le même : des rayons lumineux. En imagerie médicale, le signal reçu est totalement différent. Jamais un œil humain n'a pu interpréter automatiquement une carte d'absorption des rayons X. Une grande prudence est requise lors de l'interprétation d'images médicales même s'il s'agit d'images anatomiques. Une image par "Computed Tomography", nous donne l'information morphologique sur le corps du patient. Cette image est sensée montrer "l'intérieur du patient". Lorsque l'on observe ce type d'images, on est amené à penser que celles-ci sont des photographies. Malheureusement, nous sommes induits en erreur. Ces images sont construites à partir de l'information présente sur la carte d'atténuation des rayons X. Il s'agit alors d'images de construction et non d'images de recomposition. C'est là que se situe une des différences.



L'imagerie médicale offre un autre moyen d'obtenir de l'information sur le corps du patient sans que celle-ci ne soit une copie conforme de la réalité. Pour s'en rendre compte, il suffit de regarder une image MRI (voir figure 6.). L'information osseuse n'y est pas représentée car cette technique la détecte difficilement. Il est ainsi évident que ces images ne sont pas des photographies.

Ces dernières considérations sont capitales pour la suite du mémoire. Le sujet traité étant la visualisation d'images médicales.

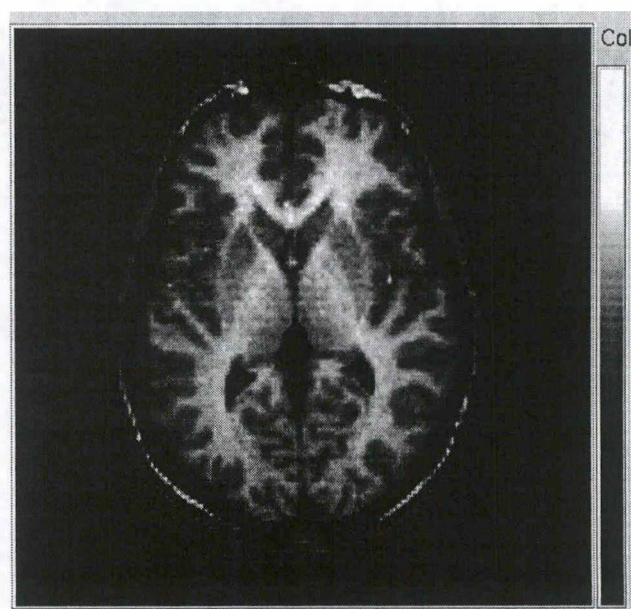


Figure 6. : Image MRI d'une coupe d'un cerveau.

# L'imagerie médicale

## 3.1. Médecine et imagerie médicale

L'imagerie médicale a été une innovation dans le domaine de la médecine car elle permet l'exploration du corps humain sans avoir à effectuer une intervention chirurgicale. Les techniques actuelles permettent de déceler l'anatomie du patient ainsi que de percevoir certaines informations physiologiques. Ces nombreuses informations viennent enrichir les diagnostics. Le médecin dispose désormais d'un ensemble de points de repères plus grands qui peuvent le guider dans ses choix.

Les informations supplémentaires qu'ont apportées l'imagerie médicale a révolutionné la médecine. Les médecins ont eu accès à une information supplémentaire. La méthodologie du diagnostic a été revue et adaptée à cette nouvelle discipline. Elle a aussi rendu possible certaines interventions chirurgicales délicates et a créé de nouvelles disciplines (la stereotactic surgery, par exemple). Un grand pas a aussi été fait dans la compréhension du fonctionnement de certains organes de notre corps qui était très obscur.

Un bref rappel de l'historique de l'imagerie médicale sera présenté dans un premier temps. Il sera suivi par la présentation des techniques d'imagerie médicale. De cette description se dégagera deux types de techniques. La spécificité de celles-ci crée le besoin de combiner des images médicales. Les raisons en seront exposées. Nous terminerons en présentant la méthodologie du traitement informatique d'images médicales.

### 3.1.1. Historique de l'imagerie médicale

La première découverte en imagerie médicale consistait en un système émettant des ondes traversant le corps humain. Une partie de ces ondes est absorbée par certains éléments du corps humain et l'autre partie le transperce. Les ondes résultantes vont ensuite imprégner une plaquette photographique (les figures 7. et 8. illustrent ce dispositif [Coppens95]). Cette plaquette représente alors un négatif des zones d'absorption des rayons. En la développant, on peut voir que ces ondes ont été absorbées par les os de notre corps. La première image médicale était née et un moyen d'analyser le squelette apparaissait. Les ondes utilisées dans cette expérience étaient les célèbres rayons X. Cette découverte date de 1895 et a été faite par Röntgen. Ce n'est cependant qu'en 1930 que l'on vit apparaître les premières machines à rayons X dans les hôpitaux.

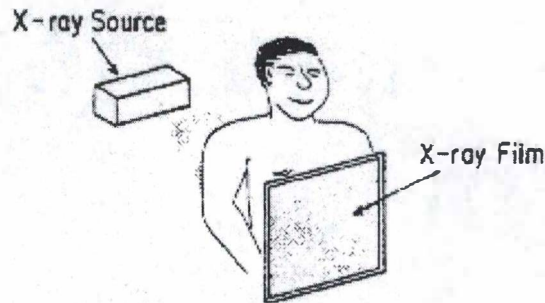


Figure 7. : Appareil à rayons X [Coppens95]

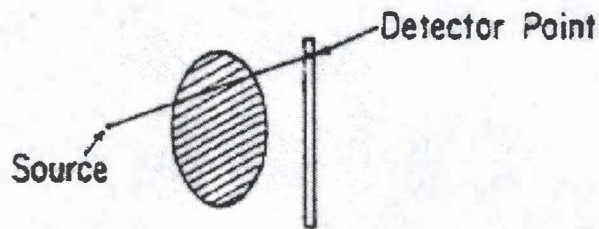


Figure 8. : Dispositif à rayons X [Coppens95]

Une autre révolution dans l'histoire de l'imagerie médicale se situe vers 1917 où Radon développe une théorie pour la reconstruction d'images à partir de projections. Cette théorie change les principes par rapport à la technique découverte par Röntgen.

Dans la découverte de Röntgen, une source ponctuelle et statique doit se situer au dessus du patient. En dessous de celui-ci se trouve une plaquette photographique. Les rayons X émis par la source sont des rayons rectilignes. L'image imprégnée sur la plaquette est alors constituée des ombres de certains organes obtenues par projection des rayons X. La technique de construction par projections pose problème. En effet, l'image résultante perd en précision. La taille d'un organe peut varier de quelques millimètres. De plus, la technologie des projections ne permet pas de distinguer un objet se trouvant en dessous d'un autre. L'objet résultant sera un objet composite constitué de la superposition des deux. La théorie de Radon permet de corriger ce problème.

Radon avait mis au point une technique de reconstruction d'images à partir d'un couple émetteur - plaquette photographique (ou caméra) mobile. Ce couple émetteur - capteur peut désormais tourner autour du corps du patient (les figures 9. et 10. illustrent ce dispositif [Coppens95]). Si on visualise les images acquises par cette technique, le résultat est une image composée d'un ensemble de sinusoïdes traversant l'écran. Celle-ci ne permet aucune interprétation médicale. Ce type d'images est appelé un sinogramme et est généré par une multitude de techniques d'imagerie. Radon a inventé une méthode qui permet de reconstruire ce sinogramme en une image médicale. Ces images seront appelées des images tomographiques. Celles-ci éliminent la confusion due à la superposition des organes comme dans les images planaires (techniques rayons X) [Coppens95].

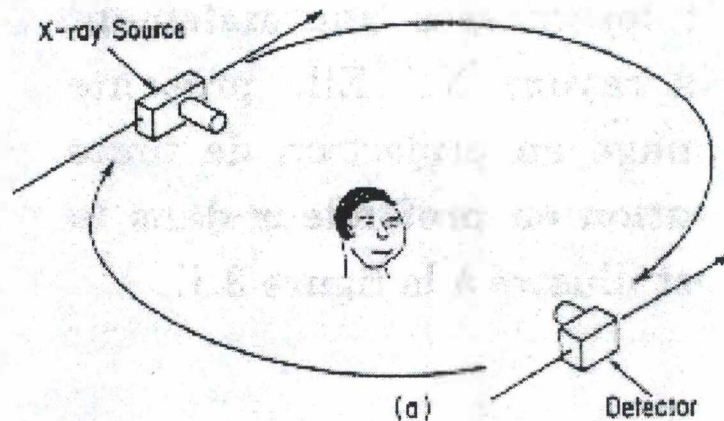


Figure 9. : Couple émetteur récepteur tournoyant [Coppens95]

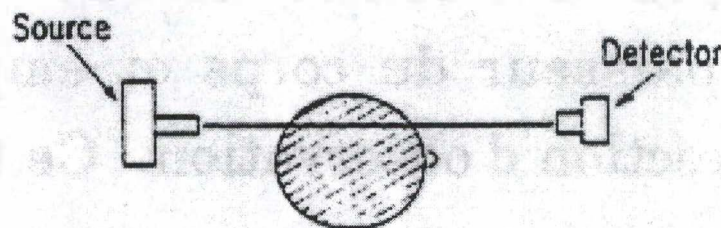


Figure 10. : Schéma du dispositif [Coppens95]

D'autres types d'appareils (comme la résonance magnétique nucléaire) et techniques d'imagerie médicale (la scintigraphie) ont ensuite vu le jour. La recherche en imagerie médicale n'a pas seulement été faite en électronique ou en physique dans le but de faire de meilleures machines. Des recherches ont aussi été faites en chimie, biologie et pharmacologie. Des études sur le dosage et les causes des radiations sur le corps du patient ont été réalisées. Les recherches en imagerie médicale sont vastes et couvrent plusieurs domaines. L'informatique lui apporte ses capacités de traitement de l'information et de manipulation d'images.

### 3.1.2. Techniques d'imagerie médicale

Ce paragraphe n'expliquera pas en détail le fonctionnement des techniques d'acquisition d'images médicales<sup>5</sup>.

Une modalité est une technique d'acquisition d'images médicales. Si l'on dispose d'une tomodensitométrie dite "Computed Tomography" et d'une image par résonance magnétique nucléaire, alors on peut dire qu'il s'agit de deux modalités différentes.

**CT** : Le terme CT veut dire Computed Tomography communément appelé scanner à Rayons X. Les images produites sont du type anatomique. Il s'agit d'une des techniques les plus utilisées pour l'imagerie médicale 3D. Ces images sont généralement de haute résolution

<sup>5</sup> Pour en savoir plus, consulter [Coppens95]

spatiale avec une précision d'un millimètre dans toutes les directions de l'espace. Cette bonne résolution permet une identification précise d'objets sur les images ainsi qu'une bonne visualisation volumétrique. Cette technique fonctionne sur base de l'absorption des rayons X. Le patient doit se positionner sur une table et un système de caméra détecteur tourne autour de lui (Voir figures 11. et 12.). Ce couple caméra détecteur décrit un mouvement en forme de spirale ou plus précisément de forme hélicale. Un volume hélicale d'images est alors généré. Ce volume est alors reconstruit grâce à des techniques mathématiques en un volume d'images interprétables. Cette technique est moyennement coûteuse. [Viergever92] Elle est souvent utilisée pour faire des images d'abdomen, de cerveaux, ...

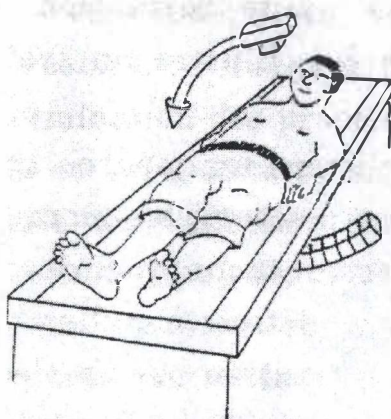


Figure 11. : Appareil d'acquisition CT [Coppens95]

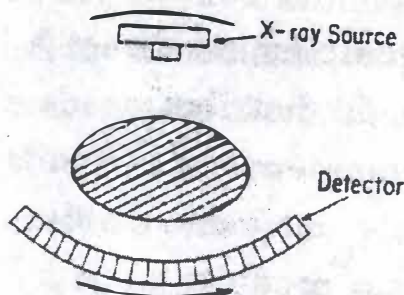


Figure 12. : Schéma du dispositif [Coppens95]

**DSA** : DSA veut dire Digital Substraction Angiography. C'est une technique moyennement coûteuse qui génère des images planaires des vaisseaux sanguins. Cette technique fonctionne grâce aux rayons X. Un constituant (a radio opaque contrast medium) doit être injecté au patient. Celui-ci ajoutera un certain contraste facilitant ainsi la lecture des images lors du diagnostic. [Viergever92]

**MRI** : MRI veut dire Magnetic Resonance Imaging. Cette technique se base sur les progrès faits par la résonance magnétique nucléaire (R.M.N.). Elle permet de faire des images en trois dimensions et génère des images du type anatomique. La technique du MRI se base sur le magnétisme des noyaux d'hydrogène en le faisant interagir avec un champ magnétique externe et des ondes électromagnétiques. Une image par MRI est fonction des propriétés des tissus desquels on prend l'image. Les images MRI mettent mieux en évidence la structure des tissus mous que le CT. Ces images servent généralement de références pour des images fonctionnelles du cerveau. [Viergever92] La technique MRI est moyennement coûteuse et génère des images très précises (une précision de l'ordre de 0,5 millimètres).

**MRA** : MRA veut dire Magnetic Resonance Angiography. Cette technique est une variante de la technique MRI spécialisée dans l'étude de l'imagerie des vaisseaux sanguins. Bien que la résolution est moins bonne que le DSA (environ un facteur deux), le principal avantage de cette technique est qu'elle génère des images en trois dimensions. Cette particularité offre de nouvelles perspectives dans le planning d'opérations chirurgicales. En effet, les images trois dimensions avertissent le médecin de la présence de vaisseaux sanguins ce qui peut éviter les perforations accidentelles de vaisseaux sanguins survenant lors d'opérations chirurgicales. [Viergever92]

**MRSI** : MRSI veut dire Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging. Cette technique mesure la densité spatiale (3D) et la distribution spatiale de constituants chimiques présents dans notre corps comme la choline, la (phospho)créatine, le N-acetyl-asparate et la lactate. MRSI est une technique d'imagerie fonctionnelle. La résolution spatiale de ces images est très faible et de l'ordre de 10 millimètres. Cette technique est utilisée dans des cas bien précis et pour explorer certains sites de notre corps. Elle est moyennement coûteuse. [Viergever92]

**SPECT** : SPECT veut dire Single Photon Emission Computed Tomography. Il s'agit d'une technique d'imagerie fonctionnelle<sup>6</sup>. C'est la première technique d'imagerie à trois dimensions pour la médecine nucléaire. Elle fonctionne par transformation de la distribution des rayons gamma en image. L'appareil d'acquisition est composé d'une caméra tournante à rayons gamma et d'un collimateur qui tourne en même temps qu'elle et qui se situe en face de celle-ci (Voir figure 13.). La précision des images n'est pas très grande environ 10 à 12 millimètres, bien qu'actuellement des appareillages SPECT peuvent avoir une résolution d'environ 7 millimètres. [Viergever92]

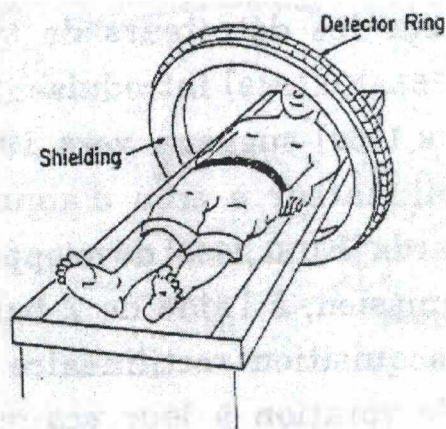


Figure 13. : Appareil d'acquisition du type SPECT [Coppens95].

**PET** : PET veut dire Positron Emission Tomography. Cette technique utilise, comme pour le SPECT, la détection des photons gamma pour générer des images fonctionnelles. Dans cette technique, la source d'émission primaire est une caméra émettant des positrons. Une fois ceux-ci émis, en traversant le corps humain, ils se désintègrent, produisant ainsi deux photons partant dans deux directions opposées l'une à l'autre. Ce sont ces photons qui sont captés et utilisés pour faire des images. La résolution de cet appareil est bien meilleure que celle du SPECT, environ 5 millimètres. Cependant, un examen PET est très coûteux. [Viergever92]

<sup>6</sup> Cette notion sera abordée par la suite.

**EEG** : EEG veut dire ElectroEncephaloGraphy. Cette technique produit une carte de l'activité électrique à proximité de la boîte crânienne, c'est à dire sur la surface du cerveau. Cette carte est réalisée en mesurant le potentiel à une douzaine d'endroits de la tête (précisément sur le cuir chevelu). Cette technique est peu onéreuse. Elle peut être utilisée pour détecter des cas d'épilepsie. Sa résolution est assez faible : environ 10 millimètres. [Viergever92]

**MEG** : MEG veut dire MagnetoEncephaloGraphy. Cette technique est pratiquement similaire à la précédente. Au lieu de mesurer le champ électrique produit par le cerveau grâce à l'utilisation d'électrode, le MEG mesure le champ magnétique produit par le même cerveau en utilisant des magnétomètres à supraconducteurs placés sur la tête du patient. Le MEG a l'avantage d'avoir une meilleure résolution spatiale que l'EEG. [Viergever92]

**TES** : TES veut dire ThermoEncephaloScopy. Cette technique permet la prise d'images fonctionnelles du cortex en utilisant les radiations infrarouges générées par celui-ci. La résolution spatiale est très bonne, environ 0,3 millimètres. Un des reproches fait à cette technique est que les images produites sont à deux dimensions. De plus, des interférences peuvent exister car des sources de chaleur sub-corticale peuvent influencer la distribution de la température corticale. Ces défauts induisent des doutes quant à la valeur clinique des images produites par cette technique. [Viergever92]

**SOI** : SOI veut dire Static Optical Imaging. Cette technique enregistre le changement des propriétés optiques des tissus en réponse à une demande métabolique. Il s'agit d'une technique très peu coûteuse et de très bonne résolution (inférieure à 0,1 millimètres). Elle produit des images fonctionnelles de l'architecture du cortex. Pour l'instant, Elle est limitée à l'exploration à une profondeur sur seulement 0,5 millimètres dans le cerveau. [Viergever92]

**DOI** : DOI veut dire Dynamic Optical Imaging. Cette technique se base sur l'utilisation d'un traceur (colorant) qui transforme le changement de potentiel d'une membrane neuronale en signaux optiques. Cette méthode n'est que très peu coûteuse et ne permet pas non plus l'imagerie à trois dimensions. [Viergever92]

**EIT** : EIT veut dire Electrical Impedance Tomography. Cette technique, très peu coûteuse ne permet pas de la 3D. Elle mesure l'impédance d'un objet. [Viergever92]

### 3.1.3. Types d'images médicales

Le paragraphe précédent a énoncé les différentes techniques d'imagerie médicale. Nous avons pu voir que celles-ci se basent sur plusieurs types d'informations pour construire des images. Certaines se basent sur l'étude du champ électrique, d'autres sur l'émission de photons et ou encore sur une carte d'absorption des rayons X. Ce qui nous fait une multitude de sources d'informations. De plus, chaque source peut avoir ses défauts et ses perturbations extérieures.

Deux grandes familles de techniques d'imagerie médicale existent : les images anatomiques et les images fonctionnelles. Elles seront énoncées dans les paragraphes suivants.

### 3.1.3.1. Les images anatomiques

Les images anatomiques ou images morphologiques mettent en évidence la structure anatomique du corps humain. Elles permettent d'analyser le volume, la taille de certains objets et de visualiser la structure des tissus organiques.

La machine d'acquisition est généralement composée d'un couple émetteur et capteur. Celui-ci peut soit être statique (radio classique aux rayons X, voir figure 7.) ou soit mobile et soit tourner autour du patient (voir figure 9.).

La figure 14. est une coupe d'un cerveau prise grâce à un CT (ou scanner), tandis que la figure 15. est prise par imagerie à résonance magnétique (MRI). La figure 16. est une image CT de l'abdomen.

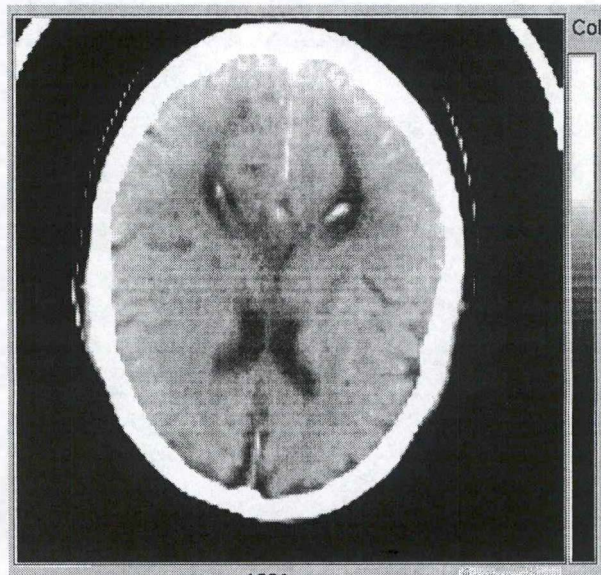


Figure 14.\* : Image CT d'une coupe d'un cerveau

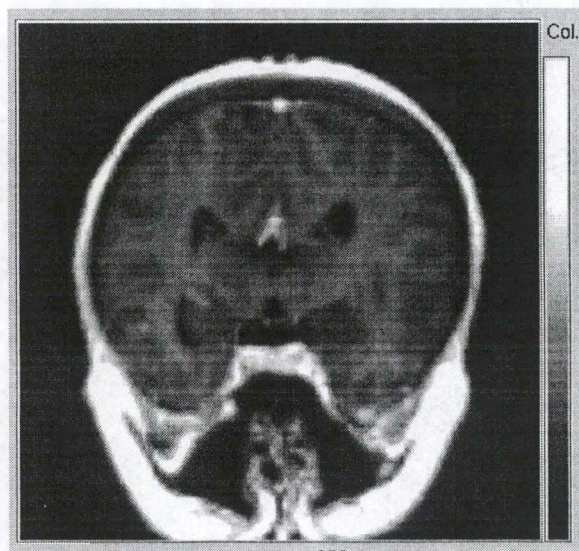


Figure 15.\* : Image MRI d'une coupe d'un cerveau



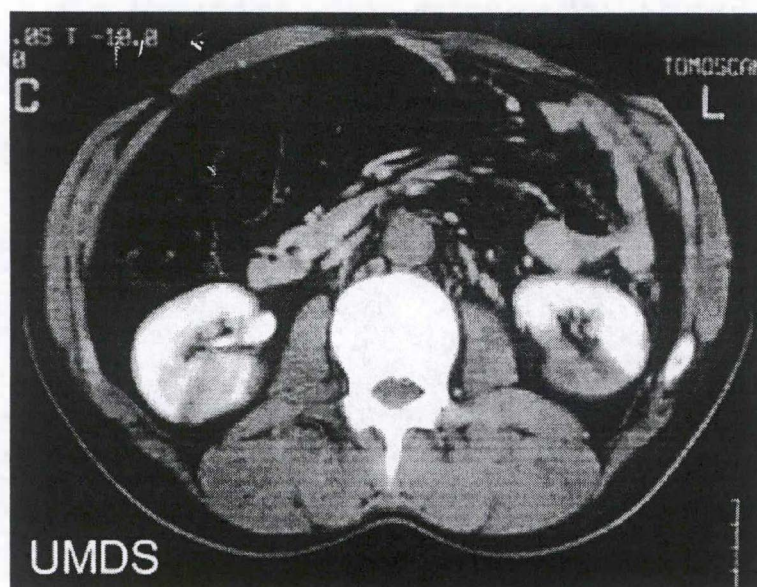


Figure 16. : Image CT d'une coupe d'un abdomen

Les images résultantes sont généralement de bonne résolution et la position des objets dans l'image est d'une précision remarquable (inférieure au millimètre dans le cas d'un CT). L'échelle de couleurs utilisée pour leur visualisation est généralement continue : du type grey-scale ou hot-iron. Les techniques produisant des images anatomiques sont : UI, MRI, CT, ... Cette famille de techniques s'attache en général au domaine de la radiologie.

L'aspect morphologique peut être visualisé par images anatomiques. Mais elles ne peuvent pas mettre en évidence des aspects fonctionnels tels que l'activité métabolique des tissus, le parcours du sang et la perfusion d'un muscle. Il faut dès lors avoir recours à des techniques complémentaires pour obtenir cette information.

### 3.1.3.2. Les images fonctionnelles

Les images fonctionnelles mettent en évidence l'activité métabolique de notre corps comme le parcours du sang, la perfusion d'un muscle, ...

La méthode utilisée pour arriver à des images fonctionnelles est la scintigraphie. Elle nécessite l'injection d'un traceur radioactif au patient qui satisfait aux conditions suivantes. D'une part, il doit être lié à la substance impliquée dans le processus biologique que l'on veut étudier. D'autre part, sa masse doit être faible par rapport au composé naturel afin de ne pas perturber la cinétique du processus [Coppens95]. On laisse le temps au patient d'assimiler le traceur (de 1h à 1 jour). Le patient passe ensuite sur l'appareil d'acquisition d'images. La machine capte alors les rayonnements émis par le traceur au sein du corps du patient pour en former des images. Cette méthode par scintigraphie est une méthode non-invasive. Elle met en évidence certains mécanismes métaboliques sans pour autant perturber le fonctionnement de l'organisme du patient.

La photo 1 montre un exemple d'une image fonctionnelle. Il s'agit d'une image SPECT d'une coupe d'un cerveau visualisé dans l'échelle de couleurs scale99.

Les images ainsi acquises se composent de taches dont l'intensité varie en fonction de la concentration du traceur. Les palettes de couleurs utilisées pour la visualisation d'images fonctionnelles sont généralement des palettes spécifiques. Elles ressemblent à un genre d'arc-en-ciel optimisé de telle façon qu'il mette en évidence les zones de fixation du traceur. Ainsi, le choix d'un autre type de palette de couleurs comme le grey-scale pour visualiser une image fonctionnelle ne met pas en évidence de la même façon ces zones. La figure 17. et la photo 2. nous démontre ce fait. La photo 2. est bien plus lisible.

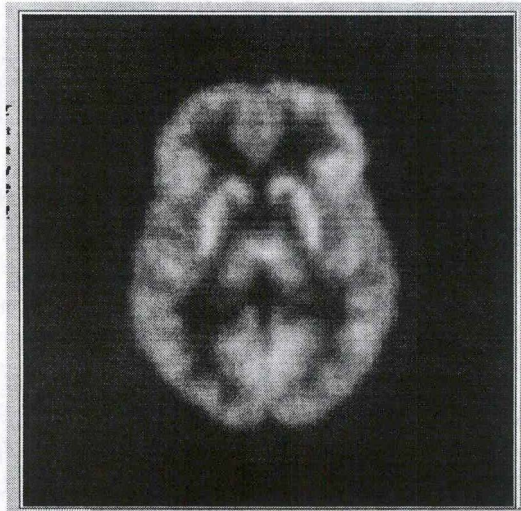


Figure 17.\* : Image PET d'une coupe d'un cerveau dans l'échelle de couleur grey-scale

Les images fonctionnelles sont généralement de faible résolution. Les techniques produisant des images fonctionnelles sont les suivantes : SPECT, PET, MRS, ... Cette famille de techniques s'attache en général à la discipline de la médecine nucléaire.

Cette technologie rend la localisation morphologique de certains objets difficile. L'utilisateur éprouve beaucoup de difficultés à effectuer une corrélation mentale entre les zones fonctionnelles et les zones anatomiques si bien que l'imagerie fonctionnelle perd une grande partie de son utilité. Il n'est pas évident de trouver le correspondant anatomique d'une tache sur une image fonctionnelle.

Les remarques présentées dans ce paragraphe montrent bien qu'une technique d'imagerie médicale ne peut fonctionner seule. Elle a besoin de l'apport d'autres techniques d'imagerie pour compléter, confirmer ou infirmer l'information qu'elle procure. La comparaison de plusieurs techniques d'imagerie trouve donc un sens dans ce qui a été décrit dans ce paragraphe.

## 3.2. Pourquoi combiner des images médicales ?

Chaque technique d'imagerie médicale ont leurs caractéristiques propres. Les images anatomiques mettent en évidence l'aspect morphologique du corps humain, tandis que les

images fonctionnelles favorisent la visualisation de l'aspect fonctionnel du corps humain<sup>7</sup>. Au sein d'une même famille de techniques, certaines ont leur point fort. Ainsi une image par résonance magnétique nucléaire (MRI) sera préférée à un "Computed Tomography" (CT) pour la visualisation des tissus mous du cerveau. Le médecin se retrouve devant une multitude d'images possédant chacune une information propre qu'il aimerait pouvoir synthétiser. La disparité des méthodes d'acquisition rend difficile le travail de comparaison des images. S'il existait une méthode de combinaison efficace de l'information en provenance de chaque image, le médecin pourrait ainsi évaluer et mettre en correspondance les différentes images.

L'exemple qui va suivre illustre la complémentarité des techniques d'imagerie médicale et la nécessité de les combiner afin d'extraire toute l'information utile. Cet exemple reprend le cas d'un patient qui possède une tumeur au cerveau. Le médecin a besoin de savoir la position et la cause de celle-ci. Il aimerait aussi connaître son activité et son évolution. Il choisira alors des images par résonance magnétique (MRI, voir figure 18.) comme technique d'imagerie anatomique afin d'obtenir l'information morphologique. Observant ces images, il découvre que la tumeur se trouve près de l'extrémité des tissus mous du cerveau. Il se pose alors la question de savoir si elle n'attaque pas d'autres organes ou parties du corps. Dans notre cas, la tumeur pourrait attaquer des zones osseuse du cerveau. Il prescrira alors au patient un examen qui pourra vérifier cette hypothèse. Des images CT osseuses seront prises (Voir figure 19.). D'autres examens complémentaires pourraient encore être prescrits comme de l'imagerie fonctionnelle. De plus, une étude de l'évolution de la tumeur pourrait être réalisée en prenant diverses coupes à des intervalles de temps différents.

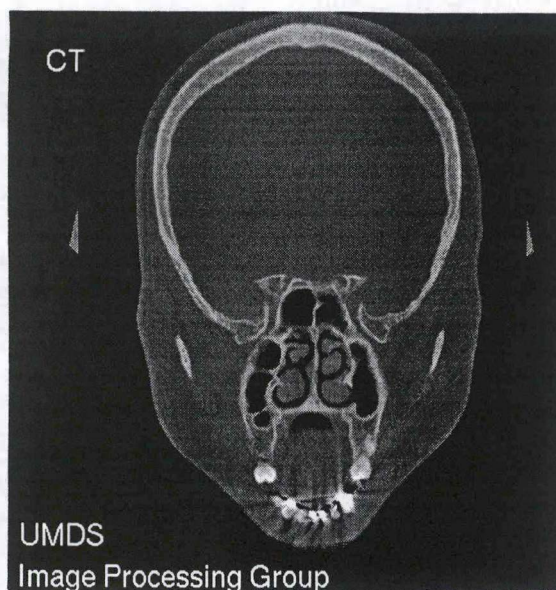


Figure 18. : CT osseux du cerveau [Hill93]

<sup>7</sup> voir § 3.1.3..1. Les images anatomiques et § 3.1.3.2. Les images fonctionnelles

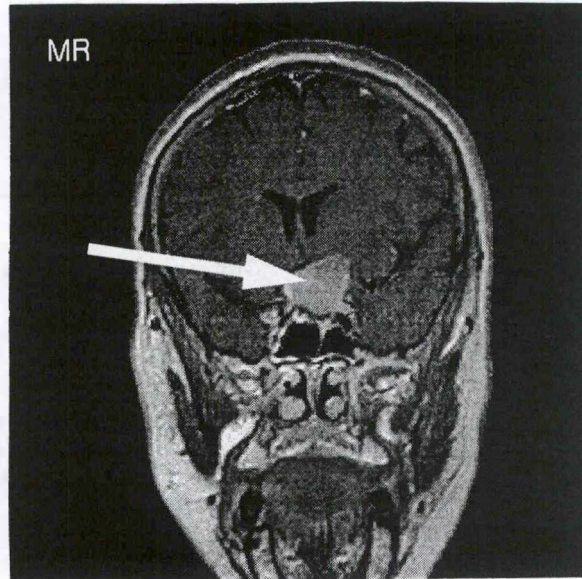


Figure 19. : Image MRI du cerveau mettant en évidence la tumeur [Hill93]

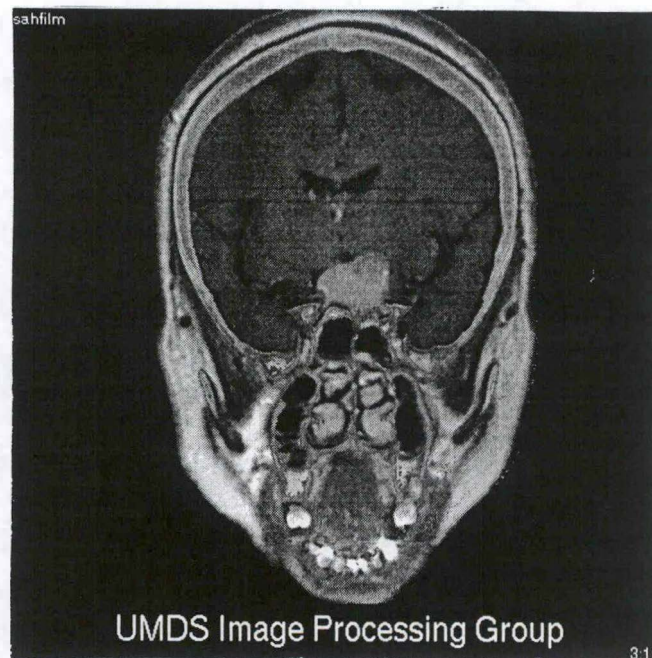


Figure 20. : Combinaison des deux images précédentes [Hill93]

Après tous ces examens, une multitude d'images du patient est disponible. Le désir du médecin est de mettre en correspondance l'information contenue dans celles-ci afin de conclure un diagnostic. La combinaison des figures 18. et 19., illustrée par la figure 20.,

souligne l'intérêt de la combinaison d'images médicales. En effet, cette figure montre que la tumeur attaque la cavité osseuse. L'information sur la tumeur se trouvait dans l'image MRI tandis que celle sur la cavité osseuse dans l'image CT. Deux informations provenant d'origines différentes ont été mises en correspondance pour créer une nouvelle information.

De manière générale, chaque technique d'imagerie médicale génère une information spécifique qui est complémentaire avec d'autres techniques. La combinaison de ces informations permet d'enrichir le diagnostic. Ces propos ont été soulignés par [Fazio94] : « *The integration of the information provided by each imaging modality permits a more complete understanding of physiopathological mechanisms, and generates a more accurate definition of the clinical picture.* »

La combinaison d'images médicales peut être réalisée selon les cas suivants :

- entre deux (ou plusieurs) images provenant de la même modalité
- entre deux (ou plusieurs) images provenant de modalités différentes

Le cas uni-modal (entre deux images provenant de la même modalité) est généralement utilisé lors de l'évaluation de l'évolution d'un trouble ou de la comparaison de certaines images par rapport à un 'standard'. Dans l'exemple de la tumeur au cerveau, le médecin comparera des 'photos' prises à des intervalles de temps distincts. De cette façon, il peut surveiller l'évolution de la tumeur, son taux de croissance ou celui de résorption.

Dans le cas multimodal (entre deux images provenant de modalités différentes), le médecin peut avoir recours à la combinaison des images selon les scénarios suivants :

- entre deux images anatomiques
- entre deux images fonctionnelles
- entre une image anatomique et une image fonctionnelle

L'information acquise avec différentes modalités est souvent complémentaire. En combinant deux ou plusieurs modalités ensemble, il est possible d'obtenir une information précise ainsi qu'une vision de l'état et du statut d'un organe [Fazio94].

Des techniques existent pour mettre en correspondance les images, ainsi que pour les visualiser.

Dans un premier temps, nous allons étudier la méthodologie appliquée en traitement informatique d'images médicales. Dans cette partie, des notions concernant la coregistration seront décrites. Les notions de visualisation d'images coregistrées seront également décrites ainsi que leur lien avec la coregistration.

### **3.2.1. Méthodologie en traitement informatique des images médicales.**

La figure 21. illustre la méthodologie informatique du traitement d'images médicales. Depuis l'acquisition, qui est en fait la transformation de données physiques en données informatiques jusqu'à la visualisation, tous les traitements s'effectuent par informatique. Ce schéma est basé sur les idées provenant de [Valentino88].

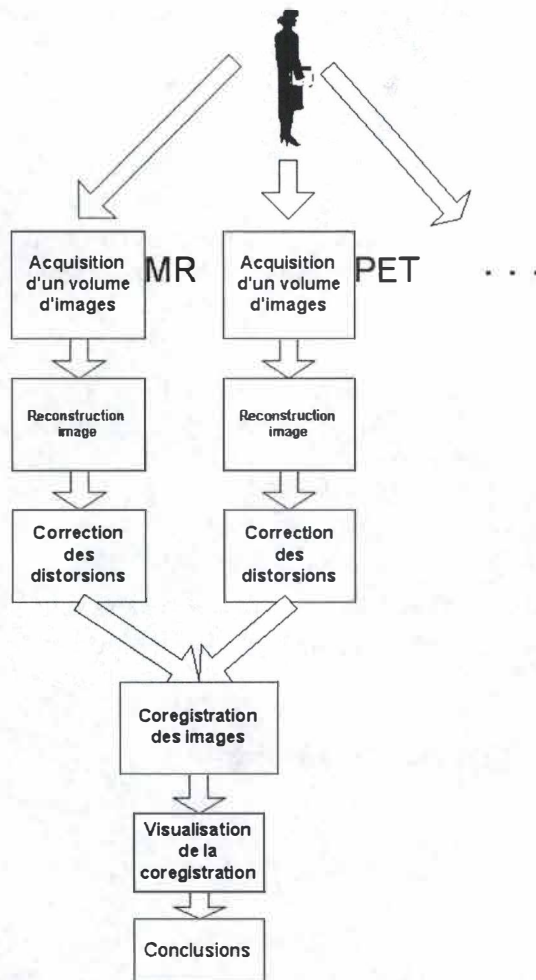


Figure 21. : La méthodologie en traitement informatique d'images médicales

Afin de résumer le schéma, nous passerons en revue chaque étape.

### 3.2.1.1. Acquisition d'un volume d'images

Cette étape comprend l'acquisition d'un volume d'images médicales. Il s'agit de la transformation de données physiques en données informatiques. Généralement, les techniques d'acquisition d'images médicales ne produisent pas une seule image mais un ensemble d'images qui correspondent à un ensemble de coupes du patient.

### 3.2.1.2. Reconstruction d'images

Cette étape constitue la transformation des données informatiques extraites lors de l'acquisition en résultats interprétables. Elle dépend du type machine effectuant l'acquisition. Cette étape n'est pas toujours nécessaire car certaines machines d'acquisition sortent des images directement interprétables.

La reconstruction d'images effectue la transformation du sinogramme<sup>8</sup> en images. La méthode permettant de reconstruire des images est basée sur la théorie de Radon<sup>9</sup>.

### 3.2.1.3. Correction des distorsions

La plupart des images médicales souffrent de distorsions diverses dues à l'appareil d'acquisition ou à la technique d'acquisition. Ces distorsions affectent la précision des images [Valentino88].

Certaines perturbations extérieures ou intrinsèques à l'appareil d'acquisition peuvent être la cause de ces distorsions. Lorsque les médecins le désirent, cette étape supplémentaire est réalisée. Les images portant de telles distorsions sont alors corrigées à l'aide d'algorithmes dédiés à cet effet. Ceux-ci peuvent aller de la simple correction du bruit dans une image à la correction de déformations locales.

Cette étape est réalisée dans le cas de diagnostic nécessitant une précision remarquable comme les interventions chirurgicales assistées par ordinateurs.

### 3.2.1.4. Coregistration des images

Seules quelques notions nécessaires à la compréhension de la coregistration seront exposées dans ce chapitre<sup>10</sup>.

Une définition de la coregistration pourrait être la suivante : « *For two images of the same object, image registration involves determining the geometric transformation that relates the object in the same coordinate systems of the two images* » [Hill93]. Elle consiste donc à trouver des méthodes permettant de réaligner deux images l'une par rapport à l'autre. Ainsi, dans la figure 22., les têtes A. et B. ne sont pas coregistrées ou réalignées. Après avoir effectué les transformations mathématiques nécessaires, les images A. et B'. sont coregistrées (Voir figure 23.).

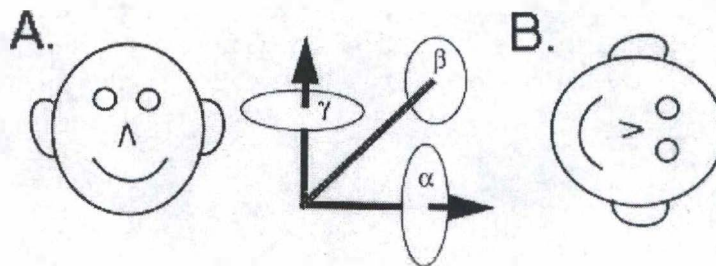


Figure 22. : Têtes non coregistrées [Hill93].

<sup>8</sup> Voir § 3.1.1. Historique de l'imagerie médicale

<sup>9</sup> Voir § 3.1.1. Historique de l'imagerie médicale

<sup>10</sup> Pour en savoir plus, se référer aux articles suivants : [VuKhac98], [Hill93], [Viergever92], [Viergever97], [vandenElsen93], [Brown92].

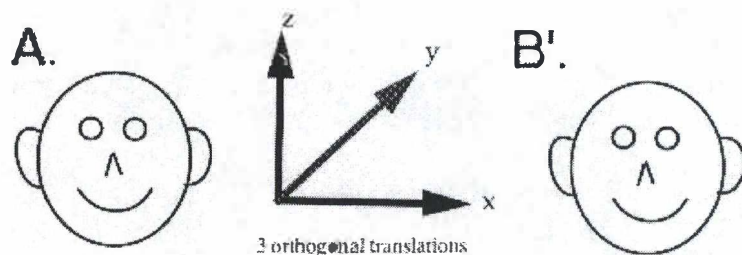


Figure 23. : Têtes coregistrées [Hill93].

La coregistration permet donc de faire le lien entre différentes images médicales provenant du même patient ou du même type d'organe. Le médecin a désormais à sa disposition des techniques automatiques permettant de réaligner différentes images. Il ne doit plus faire ce que l'on appelle de la coregistration mentale. Auparavant, le médecin plaçait les films (sur lesquels se trouvent les images médicales) sur un négatoscope<sup>11</sup>. Il essayait tant bien que mal d'imaginer la correspondance entre les différents films.

Les différents appareils d'acquisition d'images médicales ne sont pas tous constitués de la même manière. Ils possèdent leur propre référentiel spatial tant en terme d'orientation qu'en terme d'échelles de valeurs. Les images générées sont donc orientées de multiples façons selon la technique d'acquisition. La non uniformité des acquisitions rend la tâche de coregistration mentale de plus en plus difficile. Dans certains cas, cette coregistration mentale est quasi impossible notamment pour une image anatomique avec certains types d'images fonctionnelles. Dans d'autres cas, le médecin ne peut en qu'une approximation. Il devrait, en effet, effectuer une rotation, une translation, un changement d'échelle, une dilatation de l'image afin d'obtenir un résultat.

Les techniques de coregistration varient entre :

- des techniques où un effort est consenti lors de l'acquisition pour positionner correctement le patient en vue de faire différentes acquisition,
- des techniques où divers traitements mathématiques doivent être effectués sur chaque image pour les réaligner.

Ces deux cas constituent les deux extrêmes au niveau de la coregistration. Pour le premier, on pourrait imaginer une machine d'acquisition produisant différents types d'images (MRI, SPECT, ...). Il s'agirait, ici, de placer correctement le patient lors de l'acquisition pour faire de la coregistration sans le savoir. A l'opposé, aucune précaution n'a été prise lors de l'acquisition ce qui oblige à recourir à des traitements mathématiques sur les images pour les réaligner. Les situation de coregistration varient entre ces deux cas extrêmes.

<sup>11</sup> Il s'agit d'une plaquette de verre sous laquelle se situe des néons et sur laquelle le médecin visualise les radios.



### **3.2.1.5. La visualisation d'images coregistrées**

Nous disposons déjà avec la coregistration de méthodes permettant de réaligner des images médicales. Maintenant, il faut trouver des techniques permettant d'exploiter le résultat que procure la coregistration. Ces techniques doivent donc présenter au mieux les images afin d'éviter l'usage d'une quelconque coregistration mentale de la part de l'utilisateur.

Ces techniques particulières seront développées dans le chapitre 4. intitulé *Techniques de superposition d'images médicales*.

### **3.2.1.6. Conclusions**

Le résultat de l'application de tous ces traitements informatiques procure des images que le médecin peut désormais interpréter.

# Techniques de visualisation d'images coregistrées

## 4.1. Introduction

Le but ultime de la coregistration est de présenter les images réalignées de la meilleure façon qu'il soit. Les techniques de visualisation d'images coregistrées tentent de faire ce travail.

Deux images coregistrées doivent être présentées de telle façon que l'information contenue sur une image vient enrichir l'information contenue sur l'autre et vice versa. Cette visualisation doit constituer un enrichissement et non un affaiblissement de l'information spécifique à chaque image. La nouvelle information en provenance de l'autre image ne doit donc quasiment pas perturber l'information de la première image. De plus, il faut que cette visualisation tire le meilleur parti du travail de la coregistration. En conséquence, l'utilisateur ne doit plus avoir recours à de la coregistration mentale en observant les images visualisées par ces techniques.

Certaines techniques de visualisation d'images coregistrées ne présentent que partiellement la correspondance spatiale entre les deux images en les affichant conjointement plan par plan. Le travail de la coregistration semble alors amoindri. Ces techniques ont le mérite de ne pas perturber l'information spécifique à chaque image.

A l'opposé, certaines techniques de visualisation d'images coregistrées se basent sur la superposition d'images pour présenter le résultat de la coregistration. Celles-ci tendent à modifier quelque peu les images de départ. En effet, lorsque l'on superpose les deux images, on introduit des couleurs ou des pixels supplémentaires à l'une des deux images de départ. Lorsqu'il s'agit de pixels introduits, on peut aisément comprendre qu'il y ait modification de l'image de départ car la texture de celle-ci a changé. Lorsque l'on ajoute ou change les couleurs à une image, on ne modifie pas nécessairement la morphologie de l'image. Cependant, le changement de couleurs de certains pixels de l'image de départ fera que notre perception de cette image différera de celle que l'on avait auparavant. En effet, varier la couleur de quelques pixels aura comme effet de modifier la perception de ceux avoisinants. Notre œil aura tendance à se focaliser plus facilement sur les zones de certaines couleurs modifiant ainsi la perception antérieure de cette image.

Chaque technique de visualisation a ses propres qualités et défauts en fonction de leur domaine d'application. Il conviendra au médecin de les choisir selon ses besoins.

Les deux grandes familles de techniques seront énoncées dans les deux paragraphes suivants :

- les techniques se basant sur le parallel display
- les techniques de superposition d'images (ou de fusion d'image)

D'autres types de classification existe dans la littérature. Ainsi, dans [Stokking98], l'auteur parle de méthodes de visualisation d'images coregistrées 'selective method' et 'non-selective method'. En fait, une 'selective method' signifie une méthode de visualisation d'images coregistrée qui demande la participation de l'utilisateur pour créer les images de visualisation. Tandis que les 'non-selective method' ne demandent pas le recours à ce dernier.

## 4.2. Les techniques du 'parallel display'

### 4.2.1. Parallel Display simple

[Viergever92], [Viergever97], [Stokking98], [Hill93], [Rehm94]

Il s'agit d'une des techniques les plus rudimentaires de visualisation d'images coregistrées. Elle ne superpose pas les deux images l'une sur l'autre. Elle les affiche tout simplement l'une à côté de l'autre. Les deux images réalignées correspondent à la même coupe et sont présentées dans deux fenêtres adjacentes comme on peut le voir sur la figure 24.

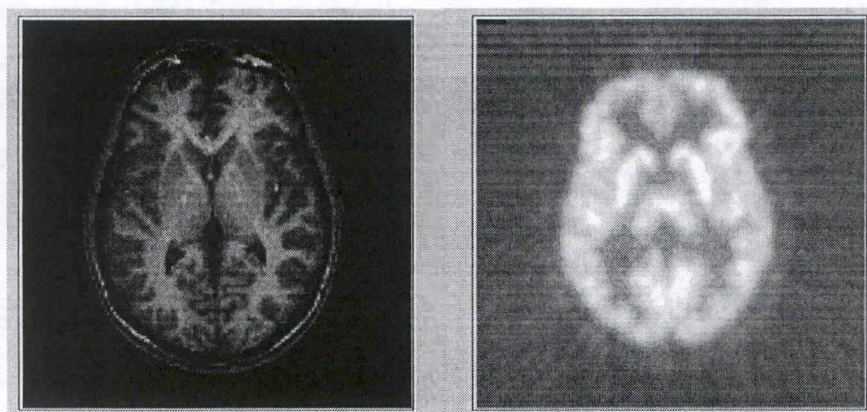


Figure 24.\* : Technique du parallel display simple

Ces deux images peuvent chacune disposer, contrairement à la figure 24., de leur propre échelle de couleurs. Des outils d'exploration des images peuvent exister, ainsi que des outils de modification de la luminosité et du contraste de chaque image. Il peut être possible d'effectuer cette dernière opération sans pour autant changer ces propriétés sur l'autre image.

Les deux images sont donc mises en correspondance par le simple fait qu'elles soient adjacentes. Cette technique apporte la correspondance des coupes mais au tour du médecin

d'imaginer la correspondance spatiale entre points des deux images. Cette technique n'a pas apporté beaucoup plus que l'utilisation du négatoscope si ce n'est que les images sont sous support informatique et qu'elles sont coregistrées ce qui facilite grandement la tâche. En effet, le médecin ne doit plus transformer mentalement ses volumes d'images pour les faire correspondre. La coregistration a déjà fait une partie du travail.

Un autre avantage de celle-ci est qu'il n'y a évidemment aucune perte de l'information spécifique à une image, vu qu'aucune des images n'est transformée au cours de la visualisation. Le contenu informationnel spécifique à chaque image est préservé.

Le gros désavantage de cette technique est qu'il est difficile pour l'utilisateur de mettre en correspondance les points des deux images représentant le même plan. Il peut être confronté à des illusions de jugement lors de l'observation de celles-ci lui empêchant de réaliser la correspondance spatiale. Ces illusions peuvent être du type 'Tichner illusion' qui pose problème dans la perception de la taille des cercles [Day69]. Elles peuvent aussi être du type 'Müller-Lyer illusion' où la perception des longueurs est altérée lors de la présentation côte à côte des images [Day69].

## 4.2.2. Parallel display with link cursor

[Viergever92], [Viergever97], [Stokking98], [Hill93], [Rehm94]

Cette technique est hybride à la précédente. Quelques éléments y ont été ajoutés. Il s'agit d'un outil permettant de combler le problème de mises en correspondance des deux images. Cet outil est un curseur coopératif présent sur chaque image qui se déplace en même temps et dans la même direction. De plus, les coordonnées pointées sont les mêmes. L'idée de correspondance mentale entre les points de chaque image se fait plus facilement. Cependant, le résultat n'est pas parfait. Les phénomènes d'illusions énoncés dans la technique précédente (paragraphe 4.2.1.) ne sont pas totalement disparus. En effet, cette technique permet l'association directe entre des points de chaque image mais pas entre les objets des deux images. Or, cette information peut être utile lors d'un diagnostic. Supposons que nous disposions de deux images, l'une anatomique et l'autre fonctionnelle. Sur l'image fonctionnelle, une tache est présente et constitue une anomalie. Il est intéressant de savoir quelles zones anatomiques sont recouvertes par cette tache. Sa forme intéresse le médecin pour la formulation de son diagnostic. Il peut utiliser les curseurs coopératifs pour entourer la zone anormale sur l'image anatomique. Cependant, ceux-ci ne mettent en correspondance qu'un point à la fois. Dès que le curseur coopératif a quitté un point mis en correspondance pour aller vers un autre point, une approximation est faite dans l'esprit de l'utilisateur sur les points précédemment mis en correspondance causant ainsi les illusions énoncées dans la technique précédente (Voir paragraphe 4.2.1.).

Les figures 25. et 26 montrent des fenêtres de logiciels de visualisation d'images coregistrées pourvues du mécanisme de curseurs coopératifs. L'application de la figure 25. utilise deux pointeurs de souris utilisés curseurs coopératifs. Celle de la figure 26., quant à elle, utilise une barre qui relie les points correspondant des deux images.

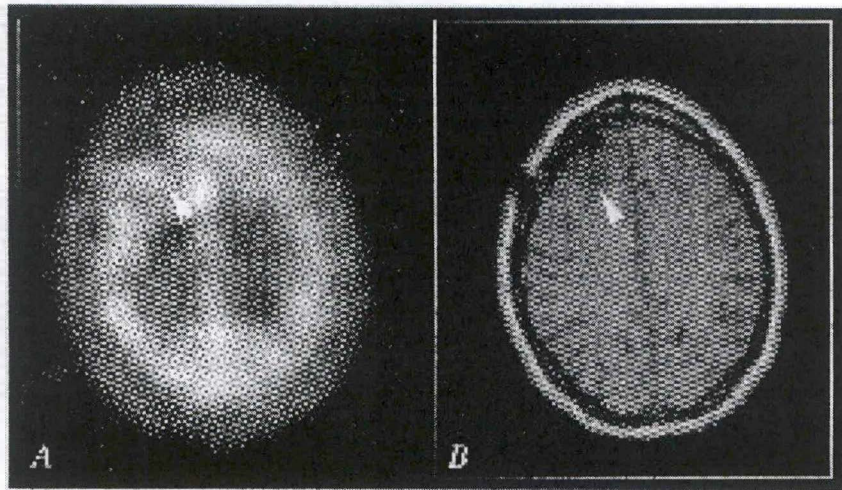


Figure 25. : Pointeurs de souris comme curseurs coopératifs [Stokking98]

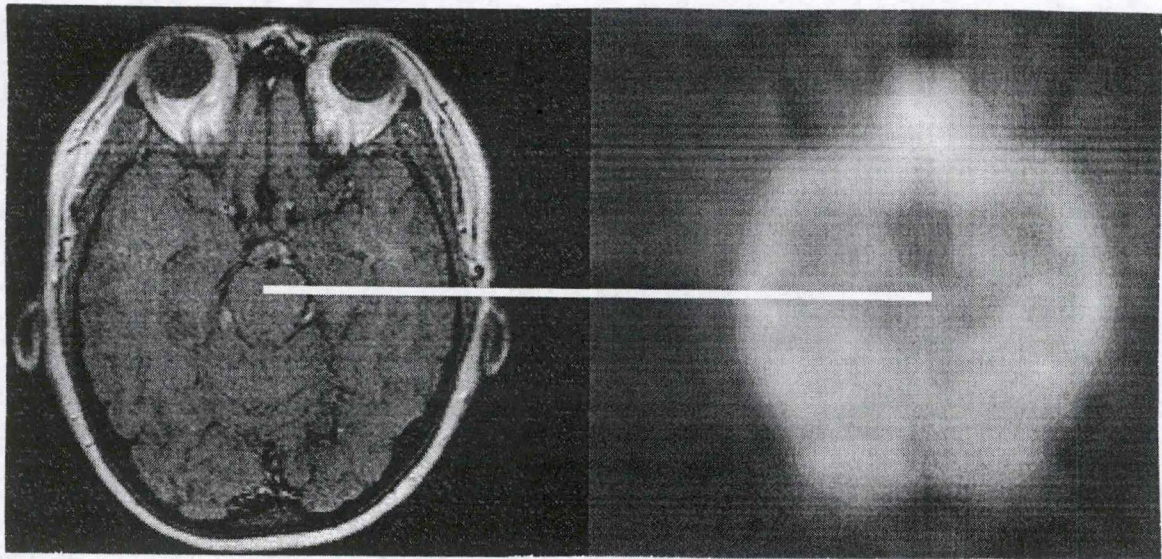


Figure 26. : Barre verticale comme curseurs coopératifs [Hill93]

### 4.2.3. Parallel display avec mélange de parties d'images

Cette technique reprend les principes du parallel display. Elle affiche donc les deux images réalignées l'une à côté de l'autre. Mais ici, l'utilisateur peut sélectionner une zone sur une image. Celle-ci ira alors se placer à l'endroit adéquat sur l'autre image. Par exemple, si l'utilisateur sélectionne sur l'image A le rectangle  $\{(5, 5), (15, 5), (5, 10), (15, 10)\}$ , il sera alors plaqué sur l'image B. L'image B est alors pourvue d'un rectangle dans lequel se trouve une partie de l'image A. Toutes les informations qui étaient présentes sous ce rectangle ont été effacées. L'exemple de la figure 27. permet de mieux comprendre cette technique.

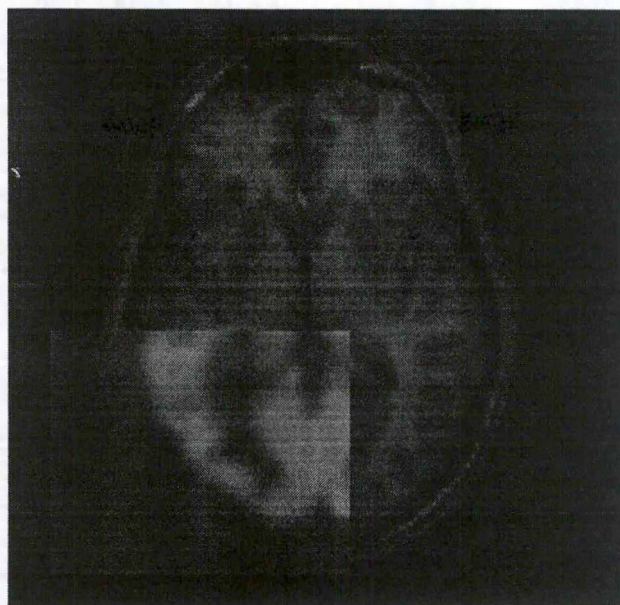


Figure 27.\* : Parallel display avec mélange de parties d'images

La zone de mélange des parties d'images représente un rectangle sur la figure 27. Rien n'empêche de créer un logiciel proposant d'autres types de formes. On pourrait aussi imaginer une technique où l'utilisateur sélectionnerait un objet sur une image et des procédures de segmentation<sup>12</sup> extrairaient ainsi cet objet pour le copier à la place adéquate sur l'autre image. De cette façon, seul l'objet serait copié sur la seconde image plutôt qu'un rectangle ou une forme quelconque. La figure 28. illustre ce cas avec la visualisation d'image CT-MRI coregistrées. La seconde fenêtre est l'image CT à laquelle la partie osseuse a été segmentée et placée sur l'autre image.

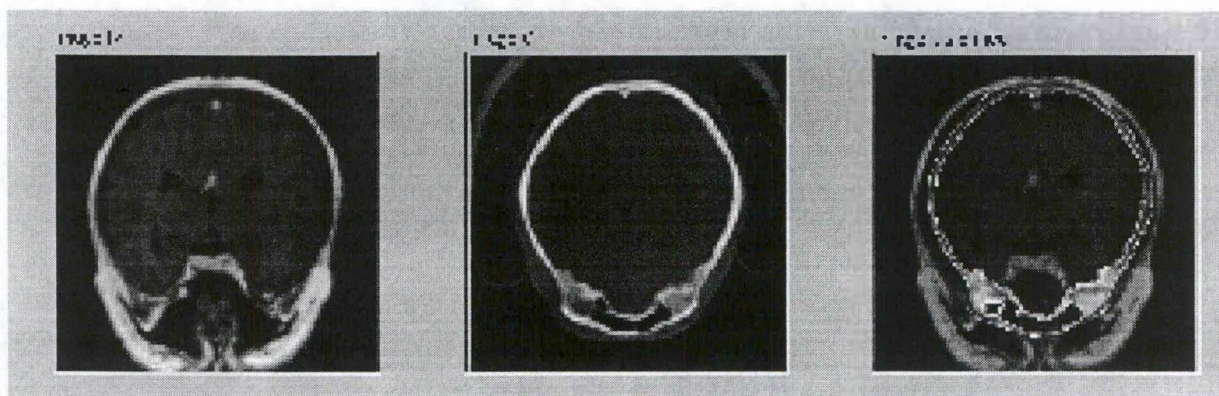


Figure 28.\* : Parallel display avec segmentation.

Cette technique enlève certains défauts de la précédente (voir paragraphe 4.2.2.). En effet, l'utilisateur peut mettre en correspondance des objets des images. Le travail de la coregistration est préservé et mis en évidence. L'utilisateur repère la correspondance entre les objets des deux images de départ automatiquement en regardant l'image de superposition.

Elle a aussi le mérite de proposer à l'utilisateur de sélectionner une région d'intérêt<sup>13</sup>. Ainsi, seule l'information intéressante serait plaquée sur l'image de superposition.

<sup>12</sup> Pour en savoir plus sur la segmentation, consulter [VuKhac98].

<sup>13</sup> Zone où l'information nous intéresse. Dans le domaine médical, il peut s'agir d'un organe, des tissus, ...

Cette technique permet aussi l'usage de deux échelles de couleurs spécifiques pour chaque image. Ces deux échelles de couleurs se retrouvent alors dans l'image de superposition permettant ainsi de distinguer l'origine de l'information.

En revanche, l'information spécifique à chaque image n'est pas préservée. En effet, cette technique plaque des objets sur des zones de l'autre image effaçant ainsi l'information qui s'y trouvait dessous. C'est précisément ce que tente de résoudre les techniques de superposition d'images.

#### **4.2.4. Evaluation du parallel display**

Tout au long de ce paragraphe, les techniques de visualisation d'images coregistrées se basant sur le parallel display ont été présentées. Nous rappellerons ces diverses techniques et leurs caractéristiques dans les quelques lignes qui vont suivre, :

Le "parallel display simple" consiste à afficher deux images réalignées l'une à côté de l'autre. Cette technique ne présente pas de la meilleure façon le résultat de la coregistration car elle demande de la part de l'utilisateur un effort de coregistration mentale. Elle permet l'utilisation de deux échelles de couleurs distinctes. L'information spécifique aux images de départ est préservée. Cette méthode est non-sélective.

Le "parallel display with link cursor" reprend les principes de la technique précédente en ajoutant des outils spéciaux qui sont les curseurs coopératifs. L'effort de coregistration mentale de part de l'utilisateur est amoindri par rapport au "parallel display simple". Cependant, cette technique provoque encore des erreurs de jugement. Elle permet aussi l'utilisation de deux échelles de couleurs distinctes. L'information spécifique aux images de départ est aussi préservée. Elle est non-sélective.

Le "parallel display avec mélange de parties d'images" consiste, après sélection d'une zone sur une image, à la placer à l'endroit adéquat sur l'autre image. De toutes les techniques basées sur le "parallel display", celle-ci entraîne moins d'efforts de coregistration mentale. Elle permet l'usage de deux échelles de couleurs distinctes. Celles-ci se retrouvent sur l'image de superposition. L'information spécifique aux images de départ n'est pas totalement préservée. Cette technique est sélective.

Les avantages qui découlent des techniques basées sur le "parallel display" ont la possibilité d'utiliser deux échelles de couleurs et de préserver de l'information spécifique (excepté pour la dernière technique). Le premier avantage permet une reconnaissance intuitive de l'origine de l'information de chaque image et le second de garder toute l'information des images de départ en ne prenant pas le risque de perdre une information capitale.

Ces techniques ont pour la plupart, le défaut de ne pas présenter de manière adéquate le résultat de la coregistration. En effet, elles demandent à l'utilisateur un effort de coregistration mentale pour mettre en correspondance certaines zones de chaque image.

En définitive, le "parallel display" constitue une technique simple à réaliser et le fait qu'il permet de conserver l'information spécifique à chaque image en sont ses points forts. Il est

facile d'associer à chaque technique de visualisation d'images coregistrées un "parallel display". De cette façon, même si la technique de visualisation modifie l'information spécifique des images de départ en générant l'image de superposition, le "parallel display" est là pour résoudre ce problème.

## **4.3. Les techniques de visualisation par superposition d'images**

### **4.3.1. La technique basée sur la soustraction d'images**

[Stokking98], [Viergever97]

Cette technique est principalement utilisée pour la comparaison de plusieurs images d'un même patient prises à des intervalles de temps différents ou pour celle d'images avec des atlas. Cette visualisation est souvent uni-modale.

Un prérequis est nécessaire pour cette technique. Chaque point de chaque image possède une valeur à laquelle on associe une couleur. Afin d'obtenir des résultats acceptables, il faut que le nombre maximum de valeurs que l'on puisse associer aux points de chaque image soit identique. Dans le cas contraire, l'image générée n'a aucun sens.

Le fonctionnement de cette technique est le suivant : Elle prend les valeurs<sup>14</sup> associées à chaque point de l'image et elle les soustrait. Ainsi, si on l'utilise sur une image et sur sa copie, l'image résultante sera une image vide, c'est à dire sans motif et d'une seule couleur. Par contre, lorsque l'on utilise cette technique de visualisation sur différentes images d'un même patient prises à différents moments alors ces différentes images donnent un résultat.

Les diverses images de la figure 29. présentent plusieurs images CT d'une même coupe du cerveau d'un patient. Ces différentes images ont été prises à des intervalles de temps différents. Sur celles-ci, un tumeur est présente. Il est à priori difficile d'évaluer l'évolution de cette tumeur en regardant ces images. L'utilisation de la technique de soustraction d'images pourrait être utile dans ce cas-ci. La figure 30. montre la soustraction de chaque image de la figure 29. par rapport à la première image du lot. Les images de soustraction montrent bien l'évolution de la tumeur au cours du temps. On peut voir dans la quatrième image de la figure 30. que la tumeur a grossi. En effet, dans le "hot spot", la petite tache noire représente la tumeur lors de la première photo et le halo blanchâtre l'entourant correspond à l'évolution de cette tumeur.

---

<sup>14</sup> Il s'agit de valeurs auxquelles on associe les couleurs aux images.



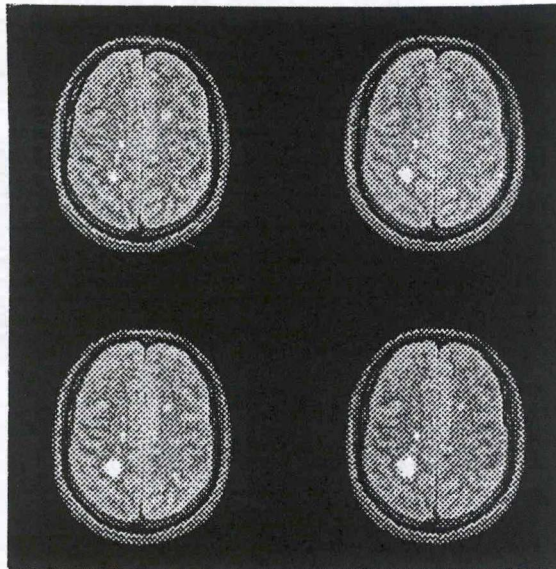


Figure 29. : Images d'un cerveau prises à des intervalles de temps croissants.

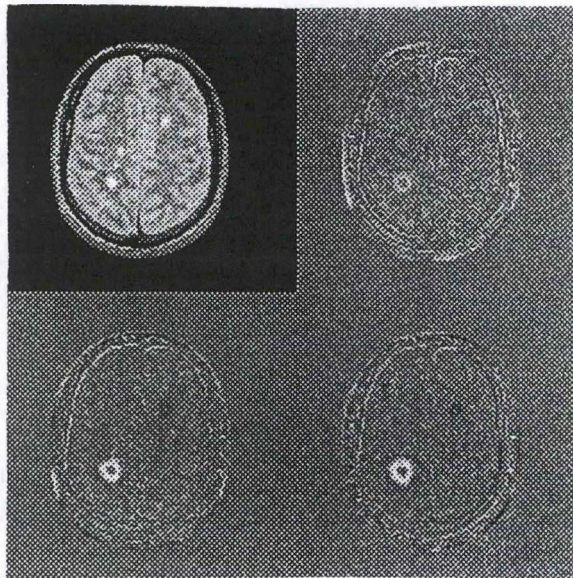


Figure 30. : Soustraction des images de la figure 29. par rapport à la première.

Les photos 3. montre un exemple d'utilisation de soustraction d'images pour la comparaison avec un atlas. Les zones noires sur les cerveaux sont les zones dont la soustraction donne zéro, c'est à dire les zones "normales". Tandis que celles de couleurs correspondent à des zones où l'activité métabolique diffère de celle de l'atlas.

Cette technique constitue un critère de comparaison entre deux images car elle permet de montrer leurs différences. Son domaine d'application se situe dans ce domaine bien précis. En dehors de celui-ci, cette technique n'offre aucun résultat.

Un reproche que l'on peut faire à cette technique est qu'elle ne permet pas l'utilisation de deux échelles de couleurs différentes pour distinguer l'origine de l'information. Mais est-ce une véritable nécessité ? Des échelles de couleurs différentes n'apporteraient pas beaucoup plus à cette technique vu qu'elle ne veut mettre en évidence que la différence existant entre deux images.

Elle ne présente pas de façon efficace la coregistration mais elle exploite son résultat pour produire un autre type d'information. Elle est donc une technique de production de l'information et non de présentation de l'information.

### 4.3.2. Les techniques dites 'arithmetic integration'

[Stokking98], [Viergever97]

D'autres techniques de visualisation similaires à celles présentées dans le paragraphe précédent (cfr. paragraphe 4.3.1.) existent. Pour celles-ci, l'opération arithmétique effectuée sur les valeurs associées à chaque point d'une image serait différente de la simple opération de soustraction. Ainsi, une technique pourrait se baser sur l'addition des valeurs, tandis qu'une autre pourrait sur la multiplication de ces mêmes valeurs.

Après un sondage, elles semblent avoir peu d'applications concrètes dans le domaine médical. De plus, elles disposent des mêmes défauts que la technique précédente, c'est à dire :

- Elles ne conservent pas l'information spécifique à chaque image. En général, elles déforment l'image résultante soit globalement, soit localement.
- Elles ne permettent pas l'utilisation d'échelles de couleurs différentes à chaque image entrant dans la composition de l'image résultante. Il est donc difficile de discerner l'origine de l'information.
- Elles tendent à produire une information différente de celle d'une superposition de deux images.

### 4.3.3. La technique basée sur l'effet de transparence

[Stokking98], [Viergever97], [Viergever92], [Rehm94]

L'idée de cette technique est de donner un effet de transparence à une des deux images. Celle-ci, rendue transparente, est alors superposée à l'autre image. Le résultat permet de voir les différents éléments des deux images superposées. La figure 31. montre un exemple de superposition d'un CT sur une MRI.

Elle s'obtient en effectuant une combinaison linéaire de chaque valeur associée à chaque point d'une image. Ainsi, soit  $img1$  et  $img2$ , les valeurs associées aux points de l'image1 et à ceux de l'image2 respectivement et soit  $imgfus$  les valeurs associées aux points de l'image de superposition, la formule de combinaison linéaire peut alors s'écrire de la manière suivante :

$$imgfus = \alpha \cdot img1 + (1-\alpha) \cdot img2$$

où  $\alpha \in [0, 1] \subset \mathbb{R}$

Le caractère  $\alpha$  joue le rôle de paramètre de transparence. Il détermine le taux de transparence appliqué à l'image 1. Dans la littérature, le coefficient  $\alpha$  est aussi appelé coefficient d'opacité.

La superposition MRI-CT de la figure 31. est effectuée avec  $\alpha$  valant 0,9. Les points de l'image MRI (la première image) correspondent à la variable *img1* dans l'équation et ceux du CT (la seconde image) correspondent à *img2*.

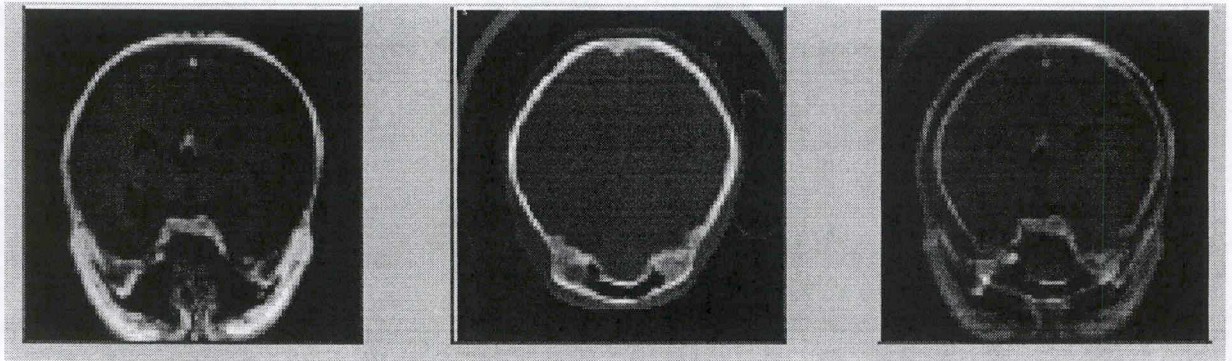


Figure 31.\* : Superposition MRI-CT d'images d'un cerveau avec  $\alpha=0,9$

Les figures 31., 32. et 33. montrent des images de superposition avec  $\alpha$  égal à 0,9 ; 0,85 et 0,6 respectivement. On aperçoit que si l'on fait varier le coefficient  $\alpha$  en dehors de certaines limites, l'image de superposition perd en lisibilité. Il est donc recommandé d'utiliser ce coefficient dans une zone de valeurs supérieures à 0,85 ou inférieures à 0,15, car pour celles valeurs, la technique de visualisation donne encore un effet de transparence.



Figure 32.\* : Superposition MRI-CT d'images d'un cerveau avec  $\alpha=0,85$

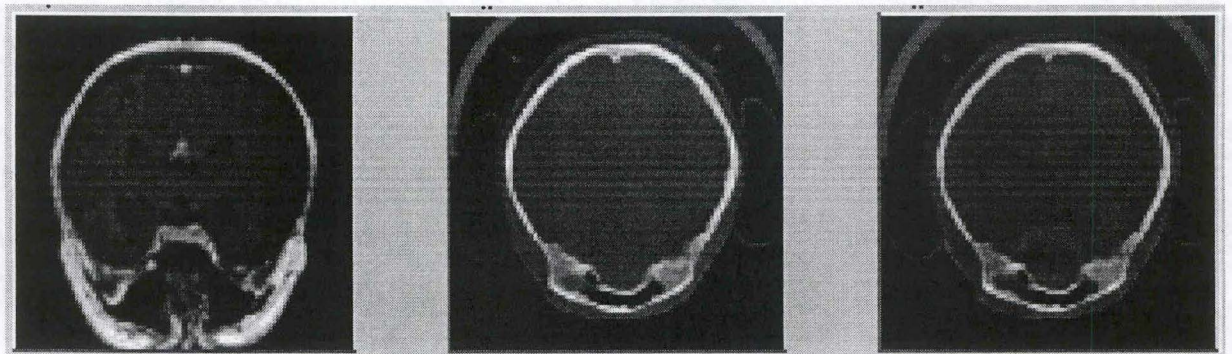


Figure 33.\* : Superposition MRI-CT d'images d'un cerveau avec  $\alpha=0,60$

Cette technique ne s'adapte pas à tous les types d'images. Dans le cas d'une superposition MRI-CT avec le CT en fenêtre osseuse, le résultat est acceptable. Tandis que dans le cas d'une superposition MRI-PET, le résultat serait assez décevant. Ici, le CT en fenêtre osseuse est une image faible en détails. Peu d'informations en provenance du CT viennent alors perturber l'information de l'image MRI lors de la superposition. Dans le cas d'une

superposition MRI-PET, le résultat est assez décevant. En effet, une image PET est beaucoup plus nuancée en détails et en contraste. Lors d'une superposition de celle-ci sur une autre image, trop d'informations en provenance du PET atterrissent sur cette autre image. Face à ce surplus d'informations, l'image de superposition devient illisible. La figure 34. illustre ces propos.

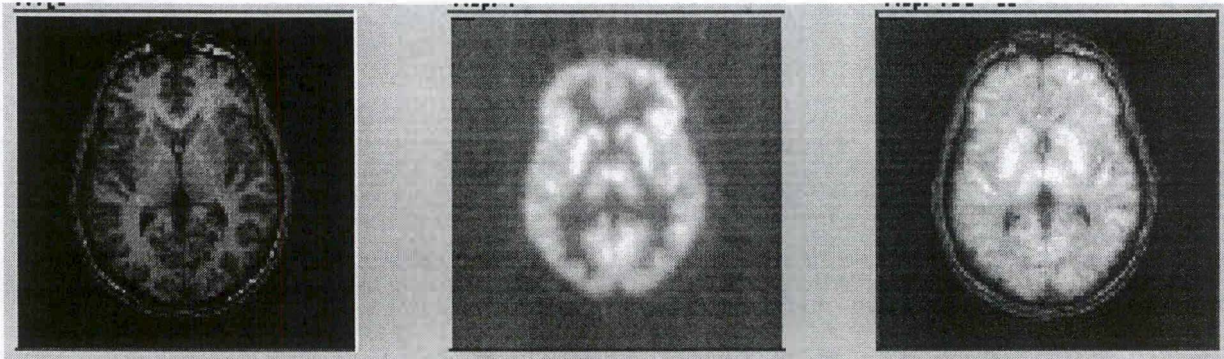


Figure 34.\* : Superposition MRI-PET d'images d'un cerveau avec  $\alpha=0,70$

D'autres facteurs viennent aussi perturber le résultat de cette technique de visualisation. Si une des deux images est trop lumineuse, c'est à dire trop brillante ou trop claire, elle aura tendance à être plus visible que la seconde sur l'image de superposition. Notre œil sera alors attiré par l'information venant de cette image parce qu'elle est plus lumineuse. De plus, un point plus lumineux est attaché à une plus grande valeur. Par conséquent, lors du calcul de la combinaison linéaire, cette valeur prendra plus d'importance et l'image de superposition aura tendance à s'approcher beaucoup plus d'une des deux images que d'une image de superposition. Prenons l'exemple d'un coefficient  $\alpha$  valant 0,1. Si une image possède un point valant 234, celui-ci aura plus d'importance dans le calcul de la combinaison linéaire et donc dans l'image de superposition que s'il vaut 167. Ce problème peut être corrigé si l'on effectue sur les images un traitement préalable corrigeant leur luminosité.

Cette technique de visualisation ne conserve pas l'information spécifique à chaque image sur l'image superposition. La raison est que les points de l'image de superposition sont obtenus par calcul d'une combinaison linéaire. Les points des images originales sont donc modifiés.

Cette technique ne permet pas l'utilisation d'échelles de couleurs différentes dans l'image de superposition. Comme cette image résulte du calcul d'une combinaison linéaire, les points de celle-ci ne correspondent pas exactement aux points des images originales. Dès lors, il est impossible de leur attribuer des échelles de couleurs différentes. En effet, les points résultants n'ont plus aucune correspondance avec ceux de l'image originale.

Contrairement aux figures 31., 32., 33. et 34., cette technique ne se limite pas à l'utilisation du "grey-scale" comme échelle de couleurs. On peut donc en utiliser d'autres, mais les trois images<sup>15</sup> doivent être affichées dans la même échelle de couleurs. Pour arriver à ce résultat, il faut utiliser le codage RGB<sup>16</sup> et modifier la technique de combinaison linéaire :

$$\begin{aligned} \text{ImgfusR} &= \alpha \cdot \text{ImgR1} + (1-\alpha) \cdot \text{ImgR2} \\ \text{ImgfusG} &= \alpha \cdot \text{ImgG1} + (1-\alpha) \cdot \text{ImgG2} \\ \text{ImgfusB} &= \alpha \cdot \text{ImgB1} + (1-\alpha) \cdot \text{ImgB2} \end{aligned}$$

<sup>15</sup> Les deux images originales + l'image de superposition

<sup>16</sup> Voir paragraphe 2.3.

Où

ImgfusR, ImgfusG, ImgfusB correspondent respectivement aux composantes RGB de l'image de superposition.

ImgR1, ImgG1, ImgB1 correspondent respectivement aux composantes RGB de l'image 1.

ImgR2, ImgG2, ImgB2 correspondent respectivement aux composantes RGB de l'image 2.

$\alpha \in [0, 1] \subset \mathfrak{R}$

Tant que l'image de superposition ne forme pas un brouillard illisible résultant d'une mauvaise utilisation de coefficient  $\alpha$ , cette technique présente bien le résultat de la coregistration. L'utilisateur sait parfaitement où se trouve les objets de chaque image dans celle de superposition. Aucun effort de coregistration mental ne lui est demandé.

#### 4.3.4. La technique 'Red, Green, Blue (RGB) Color Encoding

[Rehm94], [Stokking98]

Cette technique se base sur la méthode de codage Red, Green, Blue (RGB)<sup>17</sup> des couleurs. Elle utilise celles des images originales pour construire l'image de superposition. Celle-ci est en fait, constituée d'un mélange de deux couleurs primaires<sup>18</sup> de chaque image originale.

Ainsi par exemple, notre mélange pourrait être constitué de la composante jaune de l'image 1 et de la composante verte de l'image 2. Il serait alors utilisé pour générer l'image de superposition. Une autre mélange pourrait être constituée de la composante rouge additionnée à 0,5 fois la composante verte de l'image 1 (rouge + 0,5 x vert) et de la composante bleue additionnée à 0,5 fois la composante verte de l'image 2 (bleu + 0,5 x vert). L'image de superposition serait construite à partir de cet autre mélange.

Les échelles de couleurs des images originales doivent être choisies de manière adéquate. En effet, si une des deux images ne dispose pas de composante verte et que la technique de visualisation utilise le vert et le rouge pour le mélange, alors cette image ne contribuera totalement à la création de l'image de superposition. Les résultats en serait alors décevants.

La photo 4. montre une image de superposition construite par cette technique.

Cette technique ne préserve pas l'information spécifique à chaque image originale car le mélange utilisé peut résulter d'un calcul sur les composantes des points où certaines composantes de ceux-ci peuvent être omises. Les images originales ne sont pas entièrement représentée et même quelque peu modifiée dans l'image de superposition.

---

<sup>17</sup> Voir Paragraphe 2.3. : l'ordinateur et la visualisation

<sup>18</sup> Les couleurs primaires sont le Rouge, le Vert ou le Bleu (Red, Green, Blue = RGB)

Cette technique ne permet pas l'utilisation d'échelles de couleurs distinctes dans l'image de superposition permettant ainsi de distinguer l'origine de l'information. Elle se base sur la construction d'une échelle de couleurs et d'un calcul de points. Il est évident qu'il est impossible d'attribuer deux échelles de couleurs distinctes aux images originales telles que celles-ci sont préservées dans l'image de superposition.

L'échelle de couleurs résultantes n'est pas une échelle de couleurs habituelle en imagerie médicale. Or, les personnes qui interprètent des images médicales sont habituées à utiliser des échelles de couleurs types. Celles-ci sont adaptées au type d'image qu'elles doivent visualiser. Alors, l'utilisation d'un autre type d'échelle de couleurs ne procure pas le même effet et ne met pas en évidence les mêmes choses, ce qui peut tromper l'interprétation des images.

Cette technique met en évidence le résultat de la superposition car elle ne demande plus à l'utilisateur de fournir des efforts de coregistration mentale pour évaluer la correspondance entre les deux images originales.

### **4.3.5. La technique 'Hue and Lightness Encoding'**

[Rehm94]

Cette technique est similaire à celle exposée dans le paragraphe précédent (4.3.4.). Elle se base sur le 'HLS encoding' au lieu du 'RGB encoding'. En fait, il s'agit d'une autre méthode de codage des couleurs que le RGB. Celle-ci se base sur les composantes Hue, Lightness and Saturation<sup>19</sup> pour représenter toute la gamme de couleurs possibles.

Cette technique utilise aussi, comme la précédente, la notion de mélange des composantes des deux images originales mais, au lieu d'extraire les couleurs primaires de l'image (RGB), elle extrait les composantes Hue, Lightness or Saturation (HLS). Une image de superposition réalisée par cette technique est présentée sur la photo 5.

Cette technique dispose des mêmes avantages et inconvénients que la précédente (paragraphe 4.3.4.).

### **4.3.6. La technique 'Interleaved Pixels with independent color scale'**

[Rehm94], [Stokking98], [Viergever97], [Hill93]

Cette méthode sera plus détaillée par la suite<sup>20</sup> car elle a fait l'objet de l'application réalisée dans le cadre de ce mémoire. Dans la littérature, on la retrouve sous plusieurs noms.

---

<sup>19</sup> Pour plus d'explication, consulter [Foley90].

<sup>20</sup> Voir paragraphe 5.3.

Ainsi, dans [Rehm94], elle se nomme 'Interleaved Pixels with independent color scale'. Dans [Stokking98], on retrouve les termes de 'checkerboard', 'chessboard', 'alternate pixel' et 'split screen display'. Dans [Hill93], on parle de 'color overlay'.

Citons les gros avantages de cette technique :

- Elle ne perturbe que très peu l'information spécifique en provenance des images originales.
- Elle permet l'utilisation de deux échelles de couleurs différentes pour les images originales permettant ainsi de créer une image de superposition où l'on perçoit facilement l'origine de l'information.
- Elle ne demande plus à l'utilisateur un effort de coregistration mentale.

### **4.3.7. Evaluation des techniques de visualisation par superposition**

Les quelques lignes qui vont suivre rappelleront les techniques de visualisation par superposition d'images. Ainsi, nous pourrons en dégager leurs caractéristiques principales.

La technique de visualisation par superposition d'images se base sur l'application d'une soustraction entre les valeurs associées aux points des images pour en générer une autre. Le résultat de la coregistration n'est pas présenté mais bien exploité. Les images générées sont des images de comparaison. Cette technique ne permet pas l'usage de deux échelles de couleurs distinctes dans l'image de superposition. Elle modifie l'information spécifique des images originales dans celle de superposition. Elle est non-sélective.

Les techniques de visualisation dites 'arithmetic integration' sont similaires à la précédente sauf qu'elles résultent en l'application d'autres opérations arithmétiques que la soustraction. Elles présentent les mêmes caractéristiques que la précédente. Les images générées ne sont plus des images de comparaison par soustraction mais par addition, multiplication, division, ...

La technique, basée sur l'effet de transparence, utilise une combinaison linéaire des points des deux images originales pour générer l'image de superposition. Le résultat de la coregistration est bien présenté. L'utilisateur perçoit intuitivement la disposition des objets des deux images originales dans celle de superposition. Elle ne permet pas l'usage de deux échelles de couleurs distinctes et modifie l'information spécifique. Elle passe du type non-sélective à sélective.

La technique 'Red, Green, Blue (RGB) Color Encoding' utilise un mélange des composantes RGB des deux images originales pour générer celle de superposition. Le résultat de la coregistration est bien représenté. Elle ne permet pas l'usage de deux échelles de couleurs distinctes et modifie l'information spécifique. Elle passe du type non-sélective à sélective.

La technique 'Hue and Lightness Encoding' utilise un mélange des composantes HLS des deux images originales pour générer celle de superposition. Elle est similaire à la précédente au niveau de ses caractéristiques.

La technique 'Interleaved Pixel with independant color scale' présente efficacement le résultat de la coregistration. Elle permet l'usage de deux échelles de couleurs distinctes. Elle modifie très peu l'information spécifique. Elle est non-sélective.

Le principal avantage des techniques de visualisation par superposition d'images est qu'elles présentent efficacement le travail de la coregistration. L'utilisateur, en regardant l'image de superposition, perçoit intuitivement la mise en correspondance des deux images originales dans l'image de superposition. Cet avantage se fait au détriment de la conservation de l'information spécifique des images originales.

Toutes ces techniques, exceptée la dernière, ne permettent pas l'utilisation de deux échelles de couleurs distinctes dans l'image de superposition différenciant les informations provenant de l'image A et celles provenant de l'image B. Il est alors difficile de distinguer intuitivement l'origine de certains objets dans l'image de superposition.

Les techniques de superposition placent toute l'information d'une image sur l'autre image. Or, il n'est pas toujours nécessaire de tout superposer. Le médecin n'est souvent intéressé que par quelques zones d'intérêt sur ces images. Il n'a donc pas besoin de toute l'information des deux images pour fonder son diagnostic. Afin de diminuer la perte de l'information spécifique à chaque image, on pourrait imaginer une technique de visualisation par superposition qui ne superposerait que les zones d'intérêt sur l'autre image. La figure 35. ainsi que les photos 6. et 7. illustrent une telle technique. La figure 35. correspond à un CT et la photo 6. une image SPECT où seule la zone d'intérêt est encore présente. La photo 7. montre leur superposition. Une telle technique deviendrait sélective. Selon [Stokking98], cette solution serait la meilleure.



Figure 35.\* : Image CT d'un cerveau en fenêtre tissu mou.



## 4.4. Conclusions

Les deux 'familles' de techniques visualisation ont chacune les qualités présentées comme étant les défauts chez les autres. Ainsi, les techniques de 'parallel display' conserve l'information spécifique au prix d'une présentation partielle du résultat de la coregistration. Tandis que les techniques de visualisation par superposition d'images font totalement l'inverse. Afin de réduire ces problèmes, la solution pourrait être de combiner deux techniques provenant de deux familles distinctes. Ainsi l'utilisation du parallel display simple avec l'interleaved pixel aurait pour avantage de corriger certains problèmes. Le parallel display servirait à pointer les pertes de l'information spécifique sur l'image de superposition et l'interleaved pixel servirait à présenter de manière adéquate le travail de la coregistration.

On peut remarquer que la présentation de deux images réalignées consiste à trouver un compromis entre l'enrichissement de l'information mutuelle sur l'image de superposition et l'affaiblissement de l'information spécifique sur cette dernière. Ceci présente la limite qui existe entre la présentation efficace du travail de la coregistration et la perte de l'information spécifique sur l'image de superposition.

Evaluer le résultat de la visualisation d'images coregistrées n'est pas une chose aisée à faire puisqu'il n'existe pas encore de méthode type permettant de juger le résultat d'une technique de visualisation. Ce chapitre a donc présenté les caractéristiques des diverses techniques de superposition guidant ainsi le choix d'entre elles.

# Application réalisée

## 5.1. Introduction

L'application qui sera décrite dans ce chapitre a été réalisée dans le cadre d'un stage dans le département de médecine nucléaire aux cliniques universitaires UCL - Mont - Godine. Ce stage s'est déroulé de septembre 1997 à janvier 1998. La première partie était constituée de l'assimilation des différents concepts énoncés dans les chapitres 2., 3. ainsi que celle du langage IDL. La seconde partie du stage portait sur la recherche et de l'évaluation des techniques de visualisation d'images coregistrées. Ce point a d'ailleurs longuement été traité dans le chapitre 4. La troisième partie du stage a permis la réalisation d'une application facilitant la visualisation d'images médicales et en particulier la visualisation d'images coregistrées. Ce chapitre présentera le matériel et la méthode qui ont été utilisés pour la réalisation de cette application.

Les utilisateurs susceptibles d'utiliser cette application sont :

- des médecins
- des chercheurs

Pour la première catégorie d'utilisateurs, il s'agit de médecins spécialisés en imagerie médicale à savoir : des radiologues ou nucléaristes. Pour la seconde catégorie, il s'agit de chercheurs en traitement numérique d'images.

Les besoins des utilisateurs étaient clairement définis. En effet, ils consistaient à réaliser une application de visualisation d'images médicales spécialisée dans la visualisation d'images coregistrées et satisfaisant les assertions suivantes :

- La visualisation d'images coregistrées s'effectue en superposant deux images l'une sur l'autre. Cette application doit utiliser une technique de visualisation d'images coregistrées par superposition.
- Chaque image originale doit être présentée dans une échelle de couleurs distinctes. Ces deux échelles de couleurs doivent être visibles sur l'image de superposition.
- Un ensemble d'échelles de couleurs différentes doit être proposé.
- L'application doit disposer d'un outil permettant de visualiser plusieurs coupes d'un volume d'images médicales.
- La visualisation de ce volume d'images peut aussi se faire selon les trois axes orthogonaux communément utilisés en imagerie médicale appelés : axial, coronal et sagittal.
- L'application doit proposer un outil d'exploration de l'échelle de valeurs des images.

- Toutes ces fonctionnalités doivent être disponibles aussi bien pour les deux images originales que pour l'image de superposition.
- Cette application doit fonctionner sur un Sun SPARC Ultra pourvu de l'environnement Solaris.
- Cette application doit être programmée en IDL<sup>21</sup>. Si les fonctionnalités de ce langage ne sont pas suffisantes, le C peut être employé pour combler ces déficits.
- L'application acceptera le format propriétaire d'images du logiciel Automated Image Registration.

Ce chapitre présentera donc l'élaboration d'une application satisfaisant à ces besoins.

## 5.2. Le matériel

L'application réalisée a été déployée sur un système Solaris. La machine abritant l'application est un SUN Sparc Ultra pourvu d'une mémoire de 256 Mo et d'une carte graphique 24 bits. Le langage dans lequel l'application a été développée est celui d'IDL. Le paragraphe 5.2.1. le présentera. Cette application doit être capable de comprendre un format bien spécifique aux images médicales, à savoir le format AIR. Le paragraphe 5.2.2. exposera celui-ci.

### 5.2.1. Le langage IDL

Toutes les informations présentes dans ce paragraphe sont extraites des livres de référence du langage IDL (à savoir principalement les livres [IDLfirst97] et [IDLsecond97]), de l'aide en ligne présente dans l'éditeur IDL.

#### 5.2.1.1. Introduction

La façon la plus simple de vanter les mérites du langage IDL est encore de se référer à l'introduction '*about IDL*' du manuel de référence de ce langage. Les phrases qui suivent sont extraites de [IDLfirst97] :

*"IDL is a complete computing environment for interactive analysis and visualisation of data. IDL integrates a powerful, array-oriented language with numerous mathematical analysis and graphical display techniques. Programming in IDL is a time-saving alternative to programming in FORTRAN or C - using IDL, tasks which require days or weeks of programming with traditional languages can be accomplished in hours. You can explore data interactively using IDL commands and then create complete applications by writing IDL programs.*

*Advantages of IDL include :*

---

<sup>21</sup> IDL veut dire Interactive Design Language et est un produit de RSI, Research System, Inc.

- *IDL is a complete, structured language that can be used both interactively and to create sophisticated functions, procedures and applications.*
- *Operators and functions work on entire arrays (without using loops), simplifying interactive analysis and reducing programming time.*
- *Immediate compilation and execution of IDL commands provides instant feed-back and "hands-on" interaction.*
- *Rapid 2D plotting, multi-dimensional plotting, volume visualisation, image display and animation allow you to observe the results of your computation immediately.*
- *Many numerical and statistical analysis routines - including Numerical Recipes routines - are provided for analysis and simulation of data.*
- *IDL's flexible input/output facilities allow you to read any type of custom data format. Support is also provided for common image standards (including BMP, GIF, JPEG and XWD) and scientific data formats (CDF, HDF and NetCDF)*
- *IDL widgets can be used to quickly create multi-platform graphical user interfaces to your IDL programs*
- *IDL programs run the same across all supported platform (Unix, VMS, Microsoft Windows and Macintosh Systems) with little or no modification. This application portability allows you to easily support a variety of computers.*
- *Existing FORTRAN and C routines can be dynamically-linked into IDL to add specialized functionality. Alternatively, C and FORTRAN programs can call IDL routines as a subroutine library "engine". "*

La pratique montre que certains de ces avantages ne sont que théoriques. Avant d'évaluer ce langage et de pointer du doigt les défauts d'IDL, une présentation de la syntaxe de celui-ci s'impose.

### 5.2.1.2. Syntaxe du langage IDL

La syntaxe d'IDL se rapproche d'un mélange entre celle du C et celle du FORTRAN avec une plus grande ressemblance pour le FORTRAN.

#### 5.2.1.2.1. Les types simples

Comme dans toutes définitions d'un langage de programmation, la première chose abordée sont les types simples. Il faut remarquer que, comme en C, le type BOOLEAN n'a pas d'existence en temps que tel. Pour l'utiliser, il faut employer le type INTEGER ou BYTE où la valeur zéro représente la valeur FALSE et toutes les autres valeurs, la valeur TRUE. De plus, comme en FORTRAN, IDL permet l'utilisation des nombres complexes.

Byte	NB	8-bit unsigned integer with value between 0 to 255
Integer	N	16-bit signed integer with value between -32768 to 32767
Longword	NL	32-bit signed integer with value $\pm 2 \times 10^9$

Floating Point	n.n	32-bit single precision floating point with value $\pm 10^{38}$
Double Precision	n.nD	64-bit double precision floating point with value $\pm 10^{308}$
Complex	COMPLEX(n.n, n.n)	Complex in single precision
Double Precision Complex	DCOMPLEX(n.n, n.n)	Complex in double precision
String	'sss'	Sequence of characters, from 0 to 32767 ch.

Une particularité du langage IDL est qu'il ne possède aucune instruction de définition de type. Il est ce que l'on appelle "dynamically typed". Cela veut dire que le type d'une variable, lors de l'exécution d'un programme, n'est connu que lors de l'application sur cette variable d'un opérateur et c'est en fonction du type d'opérateurs qu'IDL détermine le type de la variable.

Comme dans tout langage de programmation, des opérations de conversion de types existent. Elles sont décrites dans le tableau suivant :

STRING	convert to string
BYTE	convert to byte
FIX	convert to (16-bit) integer
LONG	convert to longword
FLOAT	convert to floating-point
DOUBLE	convert to double precision
COMPLEX	convert to complex
DCOMPLEX	convert to double precision complex

#### 5.2.1.2.2. La manière de définir une variable

Les conventions sur la manière de définir une variable sont les suivantes :

- Commencer par une lettre de l'alphabet.
- Ne pas contenir d'espace dans sa déclaration.
- Ne pas porter le même nom qu'un mot réservé du langage.

#### 5.2.1.2.3. Les tableaux

Contrairement aux variables, il faut déclarer un tableau avant de pouvoir l'utiliser. Une instruction de déclaration sera alors utilisée dans lequel le type et le nombre de dimensions sont précisés. IDL supporte la déclaration dynamique des tableaux. Dans ce cas, il faut remplacer par \* le nombre de dimension dans l'instruction de déclaration d'un tableau.

Les instructions de déclaration d'un tableau sont les suivantes :

INTARR(x <sub>1</sub> , x <sub>2</sub> , ...)	Crée un tableau de integer de dimension x <sub>1</sub> , x <sub>2</sub>
BYTARR(x <sub>1</sub> , x <sub>2</sub> , ...)	Crée un tableau de byte de dimension x <sub>1</sub> , x <sub>2</sub>
FLTARR(x <sub>1</sub> , x <sub>2</sub> , ...)	Crée un tableau de floating point de dimension x <sub>1</sub> , x <sub>2</sub>

STRARR(x <sub>1</sub> , x <sub>2</sub> , ...)	Crée un tableau de string de dimension x <sub>1</sub> , x <sub>2</sub>
...	

On peut remarquer que similairement au C, l'indice du premier élément d'un tableau est le zéro. Comme il était indiqué dans l'introduction de ce paragraphe sur IDL, une multitude de fonctions optimisées pour les tableaux existe. En IDL, il est assez facile de faire une multiplication de matrices pour autant que celles-ci aient les dimensions adéquates. Il suffit de faire  $A * B$  où A et B sont des matrices dont les dimensions permettent leur multiplication matricielle.

#### 5.2.1.2.4. Les structures

IDL permet aussi la définition de structure ou de record comme en C ou en PASCAL. Il s'agit d'un type de variables complexes dans lequel on peut y stocker n'importe quel type de variables aussi bien complexes que simples. La syntaxe de déclaration des structures est la suivante :

$$\{Structure\_name, Tag\_name_1 : Tag\_definition_1, \dots, Tag\_name_n : Tag\_definition_n\}$$

#### 5.2.1.2.5. Les pointeurs

Les pointeurs existent aussi en IDL et leur utilisation est similaire à celle des autres langages.

Nous retrouvons les opérateurs suivants :

Création d'un pointeur : PTR\_NEW ( )  
 Dereference : \*b  
 Taille : SIZE ( )

#### 5.2.1.2.6. Les instructions

La liste des instructions suivantes comprend celles qui sont classiques et qui existent dans d'autres langages. La sémantique de ces instructions est similaire à celle des autres langages. Seul la syntaxe de ces différentes instructions sera présentée dans les lignes qui vont suivre<sup>22</sup>.

La syntaxe de l'instruction d'affectation est la suivante :

*Nom\_de\_la\_variable\_a* = *Nom\_de\_la\_variable\_b*

La syntaxe de l'instruction de boucle FOR est la suivante :

FOR *Variable* = *Expr*, *Expr* DO BEGIN

<sup>22</sup> Pour en savoir plus, consulter [IDLfirst97]

```

    Statement1
    ...
    Statementn
ENDFOR

```

La syntaxe de l'instruction de boucle REPEAT est la suivante :

```

REPEAT Subject_Statement
    ...
UNTIL Condition_expression

```

La syntaxe de l'instruction de boucle WHILE est la suivante :

```

WHILE Expressionboolean DO BEGIN
    Statement
    ...
ENDWHILE

```

La syntaxe de l'instruction conditionnelle IF-THEN-ELSE est la suivante :

```

IF (Expresboolean) THEN BEGIN
    Statement
    ...
ENDIF ELSE BEGIN
    Statement
    ...
ENDELSE

```

La syntaxe de l'instruction conditionnelle CASE est la suivante :

```

CASE Expr OF
    Expr : Statement
    ...
    Expr : Statement
ELSE : statement
ENDCASE

```

La syntaxe de l'instruction de branchement inconditionnel GOTO est la suivante :

```

GOTO, JUMP1
    Statement
    ...
JUMP1: Statement

```

La syntaxe de l'instruction composée BEGIN-END est la suivante

```

BEGIN
    Statement
    ...
END

```

Il faut remarquer que la syntaxe du END dépend de son contexte d'utilisation. Dans le cas de l'utilisation du END pour une boucle FOR, il s'écrira ENDFOR à la place de END.

### 5.2.1.2.7. Les fonctions

La définition d'une fonction se fait selon la syntaxe suivante :

```

FUNCTION Name, Param1, ..., Paramn
    Statement
    ...
    RETURN, Expression
END

```

Quant à l'appel d'une fonction :

```
Namefunction(Param1, ..., Paramn)
```

### 5.2.1.2.8. Les procédures

La définition d'une procédure se fait selon la syntaxe suivante :

```

PRO Name, Param1, ..., Paramn
    Statement
    ...
END

```

Quant à l'appel d'une procédure :

```
Nameproced(Param1, ..., Paramn)
```

Le passage des paramètres dans une procédure se fait par adresse / valeur. En fait, si dans les arguments d'appel d'une fonction, on a ce que l'on appelle une left value<sup>23</sup>, alors le passage se fait par adresse. Sinon dans le cas d'une right value<sup>24</sup>, il se fait par valeur.

### 5.2.1.2.9. Quelques fonctions du langage IDL

Les fonctions I/O :

La syntaxe de base de la fonction d'ouverture d'un fichier est la suivante :

```
Nom_de_la_fonction_d'ouverture_d'un_fichier, Numero_lun, 'nom_du_fichier'
```

Le nom de la fonction d'ouverture d'un fichier dépend de l'action que l'on va entreprendre sur celui-ci. On utilisera :

- OPENR : Pour ouvrir un fichier en lecture.
- OPENW : Pour ouvrir un fichier en écriture.
- OPENU : Pour ouvrir un fichier et en lecture et en écriture.

L'attribut *Numero\_lun* signifie numéro logique qui est attribué à un fichier. Il sera utilisé, par la suite, pour référencer ce fichier lors de son écriture, de sa lecture ou de sa fermeture.

Le nom du fichier correspond évidemment au nom du fichier. Il peut être composé de son chemin d'accès, par exemple :

<sup>23</sup> Pour des explications sur le concept de left value, consulter [Tennent88]

<sup>24</sup> Pour des explications sur le concept de right value, consulter [Tennent88]



'/home/black/mpenza/monfichier.fic'.

La syntaxe de base de la fonction de fermeture d'un fichier est la suivante :

*CLOSE, Numlun*

Pour fermer un fichier, il est nécessaire d'utiliser cette fonction où *Numlun* est le numéro logique du fichier à fermer.

La syntaxe de base de la fonction d'écriture à l'écran est la suivante :

*PRINT, [FORMAT = '(???)', right\_value*

Pour écrire dans un fichier, les deux instructions suivantes sont valables :

*PRINTF, Numlun, [FORMAT = '(???)', right\_value*

*WRITEU, Numlun, [FORMAT = '(???)', right\_value*

Où *PRINTF* signifie écrire selon un certain format dans un fichier,  
*WRITEU* signifie écrire sans format dans un fichier.

La syntaxe de base de la fonction de lecture à l'écran est la suivante :

*READ, [FORMAT = '(???)', right\_value*

Pour lire dans un fichier, les deux instructions suivantes sont valables :

*READF, Numlun, [FORMAT = '(???)', right\_value*

*READU, Numlun, [FORMAT = '(???)', right\_value*

Où *READF* signifie lire selon un certain format un fichier,  
*READU* signifie lire sans format un fichier.

#### Quelques fonctions graphiques :

La fonction : {*TV, Nom\_de\_la\_matrice*} affiche le contenu de la matrice à l'écran en attribuant une couleur par valeur des éléments de la matrice. La fonction attribue les couleurs par set de 256 couleurs. Si un élément de la matrice a une valeur égale à 257 par exemple, la fonction lui attribuera la valeur 0. Il en sera de même pour 513, 769,... Les images résultantes peuvent être assez curieuses si l'on ne tient pas compte de cette remarque.

La fonction {*TVSCL, Nom\_de\_la\_matrice*} affiche aussi le contenu de la matrice à l'écran mais effectue un "rescaling" des valeurs de ses éléments afin d'obtenir des valeurs extrémales de 0 et 256 et de pouvoir leur associer une couleur.

La fonction {*TVLCT, /GET, RGB*} capte la palette de couleurs courante et la place dans la matrice RGB. Celle-ci est alors remplie des composantes RGB de chaque élément de la palette de couleurs courante. De même, quand cette fonction est utilisée de la façon suivante : {*TVLCT, RGB*}, elle permet l'affichage d'une palette de couleurs définies par l'utilisateur. Chaque colonne de la matrice RGB correspond aux valeurs RGB de la palette de couleurs.

### Quelques fonctions utiles :

La fonction `{SPAWN, chainedecharacter}` permet d'envoyer au système d'exploitation une commande qui est dans ce cas *chainedecharacter*. Celle-ci est très utile car elle permet de lancer l'exécution de programmes systèmes. On pourrait imaginer lancer des "shells" via cette commande.

La fonction `{Tableaurésultant = CONGRID (Tableaudepart ,dimension1 ,dimension2 , /INTERP)}` permet de transformer le tableau de départ en un autre de dimension (dimension1, dimension2). Cette fonction effectue en fait une interpolation sur tous les points du tableau de départ pour le transformer en un tableau résultant. Celle-ci se fait selon la méthode des proches voisins.

### **5.2.1.3. Evaluation du langage IDL**

Le plus gros défauts du langage IDL est qu'il est un langage interprété. Il est néanmoins pourvu d'une multitude de primitives spéciales dont certaines d'entre elles sont optimisées pour le traitement d'images. Leur rapidité et leur facilité d'utilisation constitue un des points forts de ce langage. En effet, il est possible de réaliser des logiciels très rapidement et très simplement grâce à toutes ces primitives. Les applications en utilisant celles-ci sont très rapides. Par contre, la programmation de nos propres procédures ou routines n'obtiennent pas les performances de celles programmées en IDL. Elles tendent même à être catastrophiques dans certains cas. La cause de ce problème est qu'IDL est un langage interprété. Une façon de contourner ces problèmes est de lancer des procédures externes compilées.

Dans l'introduction '*about IDL*', les avantages sur la portabilité du langage<sup>25</sup> y sont mentionnés. Or, il faut disposer de l'éditeur IDL pour compiler et exécuter le code. Il est vrai que transporter du code entre deux éditeurs IDL sur des plates-formes différentes ne pose aucun problème. Il faut donc disposer de cet éditeur sur une machine déterminée ce qui requiert l'achat de la licence très coûteuse. L'utilisation du terme portable peut paraître un peu ironique dans ce cas-ci.

Il est vrai que le langage IDL fournit un GUI<sup>26</sup> mais, il n'est que sommaire et assez limité.

Par ailleurs, IDL est un langage assez ouvert car il offre de grandes facilités pour la lecture de plusieurs types de format, comme les formats d'image GIF, JPEG, BMP, ... Il permet aussi la lecture d'un format standard pour l'échange de fichiers médicaux : l'INTERFILE.

En conclusion, je dirais qu'IDL est un langage utile pour la recherche car il dispose de nombreuses primitives faciles à utiliser. De plus, la performance pour l'exécution de ces routines est très bonne. Mais les gros défauts qu'il possède en font un langage limité à la recherche. Il ne faut pas espérer développer de grosses applications avec IDL pour ensuite les commercialiser car IDL n'est pas fait pour cela. Le produit souffrirait des problèmes de portabilité et des problèmes du manque de performance de ce langage.

---

<sup>25</sup> Voir paragraphe 5.2.1.1.

<sup>26</sup> Graphical User Interface.

## 5.2.2. Le format de fichiers AIR

L'imagerie médicale n'utilise pas les formats de fichiers d'images standards tels que JPEG, GIF, BMP. Les images médicales ont besoin d'être accompagnées d'un nombre d'informations supplémentaires requérant ainsi l'utilisation d'un autre type de format de fichiers. En fait, ces informations supplémentaires peuvent être les suivantes : la manière dont a été faite l'acquisition, le type de modalité, le nom et prénom du patient qui a été traité, le nom du médecin s'occupant des images, ...

Le format AIR est un format propriété du logiciel Automated Image Registration.

En général, dans tous formats d'images médicales, on distingue deux parties :

- une partie nommée le "header" qui contient les informations supplémentaires attachées à l'image mais aussi la manière de la lire.
- une autre partie nommée l'image. C'est dans cette partie qu'est stockée l'image. Chaque pixel y est quantifié.

Pour certains formats d'imagerie médicale, le "header" et la partie image ne font qu'un fichier, tandis que pour d'autres, ils forment chacun un fichier.

Dans le cas du format AIR, le "header" et la partie image constituent deux fichiers distincts qui portent le même nom mais leur extension diffère. Le "header" a une extension en ".hdr" tandis que la partie image en ".img".

La partie image du format AIR est constituée d'une séquence de nombres. Ceux-ci correspondent aux valeurs associées à chaque point de l'image utilisées pour l'attribution des couleurs.

Dans le fichier header, certaines informations, nécessaires à la compréhension de la séquence de nombres contenue dans le fichier image, sont présentes. Celles-ci sont les dimensions de la matrice, le nombre de bits associés à un pixel, ... Elles indiquent donc la manière de transformer la séquence de nombres en une matrice représentant un volume d'images. D'autres informations s'y retrouvent aussi telle que la manière dont l'acquisition a été faite et la distance entre deux coupes pour en déduire la taille des voxels.

Les quelques lignes qui vont suivre présentent la structure C du "header" d'une image au format AIR. De celle-ci, seules les informations nécessaires à des logiciels de coregistration ou de visualisation d'images médicales réalignées en ressortent. Les autres informations sont cachées par des variables nommées padxx. La structure C présentée dans les lignes qui vont suivre est basée sur le travail réalisé par Tri Vu Khac.

```
#define DT_NONE          0
#define DT_UNKNOWN      0
#define DT_BINARY       1
#define DT_UNSIGNED_CHAR 2
#define DT_SIGNED_SHORT 4
#define DT_SIGNED_INT   8
#define DT_FLOAT        16
#define DT_COMPLEX      32
```

```

#define DT_DOUBLE          64
#define DT_RGB             128
#define DT_ALL             255

typedef enum {MODUnknown, MODMRI, MODCT, MODPET, MODSPECT} MODALITY;

typedef struct
{
    int sizeof_hdr;
    MODALITY modality;
    char pad1[24];
    int extents;
    char pad2[2];
    char regular;
    char pad3;

    short int dims;          /* donne le nombre de dimension de la matrice
des intensites */

    short int x_dim;        /* taille de la matrice suivant les differentes
coordonnees */
    short int y_dim;
    short int z_dim;

    short int t_dim;
    char pad4[20];
    short int datatype;
    short int bits;        /* nombre de byte par pixels qu'est codee
l'intensite */
    char pad5[6];

    float x_size;          /* taille d'un voxel selon les differentes
directions */
    float y_size;
    float z_size;

    char pad6[48];

    short int glmax;
    short int glmin;

    char descrip[80];
    char pad7[55];
    char patient_id[10];  /* identifiant d'un patient */
    char pad8[55];
} MYAIR;

```

Pour lire le header, il faut rédiger un programme qui capte cette structure et la décode. Une fois ce travail réalisé, toutes les informations nécessaires à la bonne compréhension du fichier image sont disponibles.

## 5.3. La méthode

### 5.3.1. Introduction

Après analyse des besoins des utilisateurs, il fallait trouver une méthode qui permettait de:

- présenter les deux images originales l'une sur l'autre
- disposer de deux échelles de couleurs distinctes pour visualiser les deux images originales
- distinguer les deux échelles de couleurs sur l'image de superposition

Après recherche, la technique qui se rapprochait le mieux de ces besoins était la méthode sous les trois appellations suivantes :

- Interleaved Pixels with independant color scales [Rehm94]
- Color overlay [Hill93]
- Checkerboard, Chessboard, alternate pixel, split screen display [Stokking98]

Le rajout de quelques outils, par rapport à la description de cette technique dans les articles ci-dessus a été nécessaire.

### 5.3.2. Explication de la méthode

Le fonctionnement de cette méthode est assez simple. Soit deux images originales dont on veut étudier leur superposition. Nous appellerons *imageA* la première image et *imageB*, la seconde image. Nous appellerons *imagesup* l'image résultante, c'est à dire celle constituée de la superposition d'*imageA* et d'*imageB*. L'idée est de construire *imagesup* avec le motif présenté sur la figure 36. Les points noirs y représentent les points en provenance de l'*imageA* et les blancs, ceux de l'*imageB*. De l'*imageA*, on n'extrait que les points qui seront utilisés pour l'*imagesup*, c'est à dire la moitié des points. On fait de même pour l'*imageB*. L'*imagesup* est donc constituée d'une demi-*imageA* et d'une demi-*imageB*.

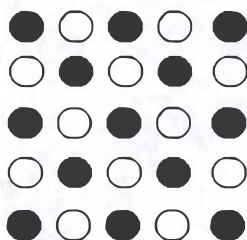


Figure 36. : Motif pour la méthode Interleaved Pixels with independant color scale

Dans cette méthode, on s'aperçoit que les points en provenance de l'*imageA* n'ont aucun lien avec ceux en provenance de l'*imageB* et inversement contrairement aux autres méthodes de

visualisation d'images coregistrées basées sur la superposition. Rien n'empêche donc d'attribuer deux échelles de couleurs distinctes aux points en provenance de l'*image A* et ceux en provenance de l'*image B*. La manière de procéder est simple. En effet, il suffit de diviser par deux le nombre maximal de couleurs affichables par l'application<sup>27</sup>. Ensuite, il suffit d'attribuer la première moitié pour constituer l'échelle de couleurs de l'*image A* et la seconde moitié pour l'échelle de couleurs de l'*image B*. L'*imagesup* pourra ainsi disposer des deux échelles de couleurs.

Nous pourrions citer un exemple. Supposons que le nombre maximum de couleurs affichables par l'application est de 200. On attribuera les valeurs de 1 à 100 pour l'échelle de couleurs de l'image A et les valeurs de 101 à 200 pour l'échelle de couleurs de l'image B. Toutes les valeurs associées aux points de l'image A seront comprises entre 1 et 100 et toutes celles associées aux points de l'image B seront comprises entre 101 et 200. L'image de superposition contiendra donc des points dont leurs valeurs associées seront comprises entre 1 et 200. Il est donc facile en observant ces valeurs d'en déduire l'origine des points.

On pourrait croire en observant le fonctionnement de cette méthode que les résultats visuels seraient similaires à un brouillard de points où l'on ne voit rien. Mais il n'en est rien. Cette affirmation peut paraître bizarre mais lorsque vous lisez un magazine ou que vous regardez un poster, vous percevez correctement les images. Et pourtant, si vous prenez une loupe et observez de près une image d'un magazine, vous verrez qu'elle est constituée d'une multitude de points de couleurs différentes. Le même procédé que la méthode d'interleaved pixels est utilisée pour les magazines, journaux, posters, ... Une explication à ce phénomène est que notre œil est incapable de discerner les petits points<sup>28</sup> qui constituent l'image [Livingstone90]. Notre œil perçoit donc une image normale et nette. L'impression de nuage ou d'un ensemble de points la constituant n'apparaît pas. Ce phénomène se vérifie seulement parce que les points constituant l'image sont petits. Par contre, s'ils deviennent plus gros, alors notre œil est alors capable de les percevoir et l'image devient un nuage de points.

D'autre part, lorsque l'on utilise deux échelles de couleurs distinctes pour les images originales, sur celle de superposition, un effet de coloriage des deux images survient. Dans le cas d'une visualisation MRI-PET par exemple, on a l'impression que l'image MRI est coloriée par les couleurs en provenance de l'image PET. L'explication de ce phénomène est la même que celle du paragraphe précédent. En effet, le réseau de points est trop fin pour être perceptible par l'œil.

### 5.3.3. Les outils supplémentaires

Afin d'obtenir un meilleur résultat visuel pour l'image de superposition, quelques outils de travail de l'échelle de couleurs doivent être ajoutés.

En effet, le choix et la relation entre les échelles de couleurs influencent le résultat de la technique. Certaines d'entre elles contiennent un grand nombre de couleurs trop lumineuses.

---

<sup>27</sup> Sur une machine avec une carte écran 8 bits, on est tenté de dire que le nombre de couleurs maximales affichables par une application est de 256. Il s'agit en fait, d'une erreur car le système s'alloue un certain nombre de couleurs pour afficher ses fenêtres et ses boutons. Souvent, le nombre de couleurs restantes avoisine les 220 dans le cas d'une carte écran 8 bits.

<sup>28</sup> Il est évident que si les points sont trop gros notre œil les discernera.

Lorsqu'elles sont utilisées avec d'autres échelles, le résultat sur l'image de superposition peut s'avérer déplorable. Les couleurs trop lumineuses<sup>29</sup> auront tendance à perturber la perception que l'on a des autres couleurs. Ainsi, si pour l'image A on utilise une échelle de couleurs assez lumineuses et que pour l'image B, on en utilise une des plus sombres, alors l'image de superposition ne retracera pas les deux images de façon égale. L'image de superposition mettra en évidence l'image A au détriment de l'image B. Si l'échelle de couleurs de l'image A est très claire, alors l'image de superposition sera quasi une copie de l'image A en un peu moins nette. On comprend ainsi l'utilité d'outils de travail des échelles de couleurs.

### 5.3.3.1. L'outil de shift de l'échelle de couleurs

Le premier outil effectue un shift de l'échelle de couleurs. Il a pour but de déplacer l'échelle de couleurs dans les deux sens. En effectuant cette opération, on peut déplacer les couleurs trop lumineuses pour les attribuer à d'autres pixels. Supposons que l'on ait une échelle de couleurs imaginaires de neuf couleurs et supposons que les valeurs associées aux points de chaque image varient entre un et neuf. Supposons, aussi que dans notre application, nous ayons un slider<sup>30</sup> qui permette de matérialiser l'outil d'action sur l'échelle de couleurs. La figure 37, qui illustre ce dispositif est composée de trois situations A, B et C. Le slider est représenté sur cette figure. Le tableau en dessous de la figure aide à comprendre la table de correspondance présente sur la figure 37.

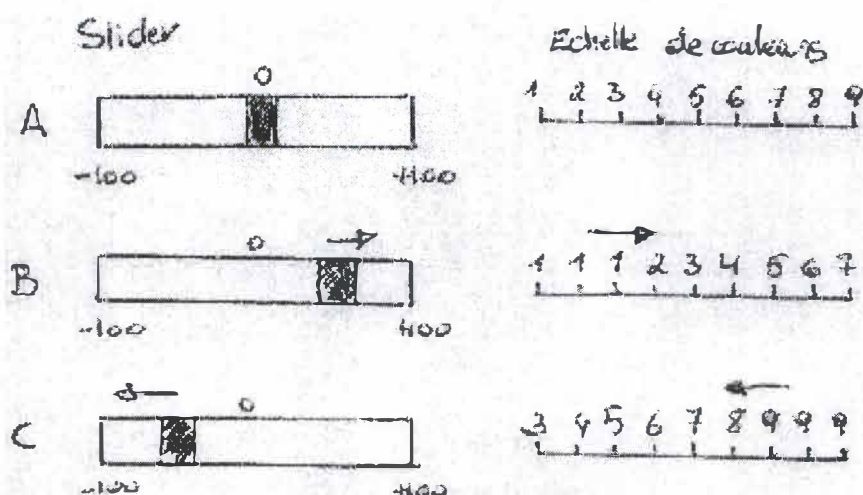
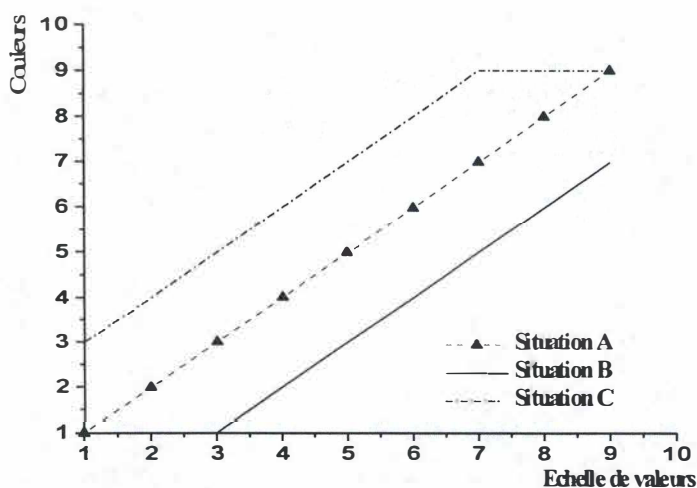


Figure 37. : Outil de shift de l'échelle des couleurs.

<sup>29</sup> Plus lumineuse peut aussi vouloir plus clair.

<sup>30</sup> Un slider est un espèce de bouton tuner qui peut être présent dans des fenêtres d'applications. Le slider est généralement utilisé pour faire varier une valeur entre deux bornes.



Dans la situation A, le "slider" est à zéro donc au point mort. Dans ce cas, rien ne se passe. La correspondance entre les pixels de l'image et l'échelle de couleurs est une bijection. Ainsi la valeur 1 des points correspond la couleur 1. A la valeur 2 des points correspond la couleur 2 ...

Dans la situation B, le "slider" a été déplacé de la valeur zéro vers une valeur positive. Notre échelle de couleurs a été déplacée vers la droite et la correspondance entre les pixels et l'échelle de couleurs n'est plus une bijection. La table de correspondance a été déplacée de 2 positions vers la droite.

Dans la situation C, le "slider" a été déplacé de la valeur zéro vers une valeur négative. Notre échelle de couleurs a été déplacée vers la gauche et la correspondance entre les pixels et l'échelle de couleurs n'est plus une bijection. La table de correspondance a été déplacée de 2 positions vers la gauche.

Cet outil permet de déplacer l'échelle de couleurs. Si le "slider" est déplacé vers la droite, les couleurs possédant un grand numéro disparaîtront au profit de l'apparition de couleurs portant un faible numéro. Si le "slider" se déplace vers la gauche, le phénomène inverse se produira. Cet outil est très utile car il permet de faire disparaître certaines couleurs ou d'en déplacer certaines autres. Les photos 8., 9. et 10. montrent un exemple d'utilisation de cet outil. Sur chaque photo, le rectangle adjacent à l'image correspond aux couleurs affichées à l'écran. La photo 8. correspond à la situation où le slider est dans la position zéro. La photo 9. correspond à la situation où le slider a effectué un déplacement vers la droite. La photo 10. correspond à la situation où le slider a effectué un déplacement vers la gauche.

### 5.3.3.2. L'outil de modification du contraste

Cette outil modifie le contraste d'une image en l'augmentant ou le diminuant en fonction de son utilisation. Pour comprendre son fonctionnement, il faut se référer à la figure 38. Cette figure possède la même légende que la figure 37., c'est à dire trois situation A, B, C, une latte représentant l'état de l'échelle de couleurs, un slider. Un graphique représentant l'état



de l'échelle de couleurs explique cette figure. Supposons aussi que l'échelle de couleurs ne comporte plus de neuf couleurs et que les valeurs associées aux points de l'image varient de 1 à 9.

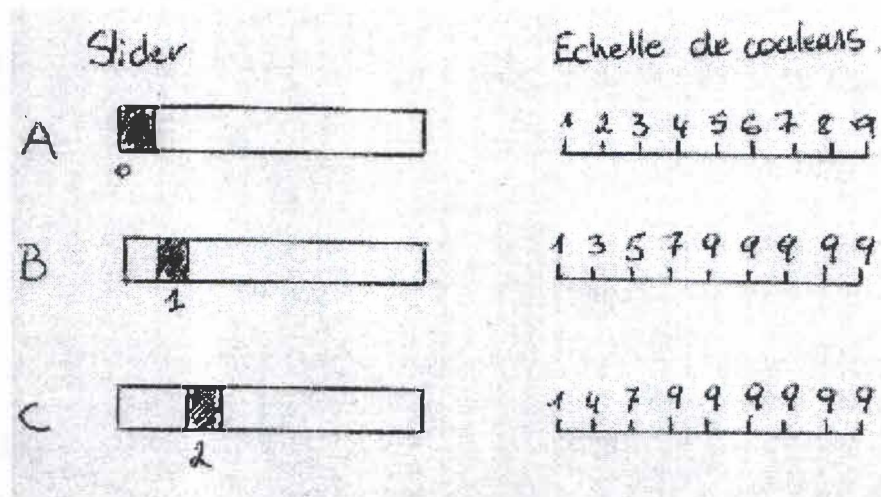
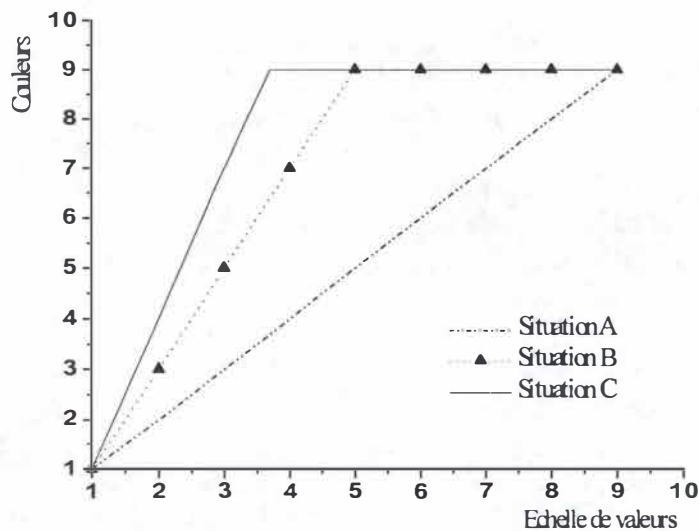


Figure 38. : Outil de contraction de l'échelle de couleurs.



La situation A représente une situation de départ où le slider n'a pas bougé. A ce moment, il est dans la position zéro. La correspondance entre les valeurs des points de l'image et l'échelle de couleurs est une bijection. Ainsi, à la valeur 1 des points correspond la couleur 1. A la valeur 2 des points correspond la couleur 2 ...

Dans la situation B, le slider a été déplacé en position un. La correspondance entre les valeurs de points et l'échelle de couleurs n'est plus une bijection. Le contraste entre la couleur des points de l'image a augmenté. Le graphique de la figure 38. montre qu'augmenter le contraste sur une image revient à augmenter le coefficient angulaire de la droite de correspondance entre les couleurs et les valeurs des pixels.

Dans la situation C, le slider a été déplacé en position deux. Le contraste a encore été augmenté.

Cet outil permet d'augmenter le contraste dans l'image et est fait pour fonctionner avec celui expliqué dans le paragraphe 5.3.3.2..

Afin de mieux comprendre l'usage de cet outil, les photos 11. et 12. illustre cette utilisation.

### 5.3.4. Les résultats

La meilleure façon de montrer les résultats obtenus par cette méthode est de montrer les images qu'elle génère. Celles-ci ont été présentées à des médecins qui ont donné leur approbation et leur satisfaction sur cette méthode. Toutes ces images ont précédemment été coregistrées par un logiciel expérimental de coregistration.

Les deux images originales et celle de superposition sont présentées telles qu'elles étaient avant d'effectuer la superposition.

Le premier set d'images correspond à la visualisation de la coregistration MRI-CT. L'image MRI correspond à la figure 39. présentée dans l'échelle de couleurs grey-scale. L'image CT correspond à la photo 13. et est présentée dans l'échelle hot-iron. L'image de superposition correspond à la photo 14.

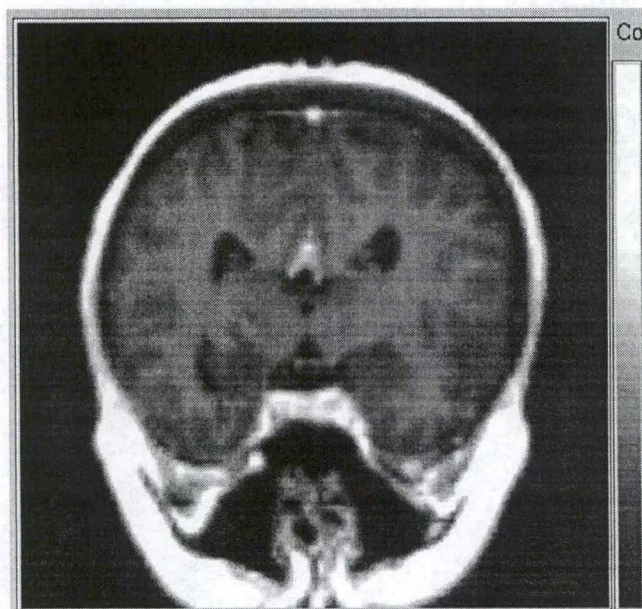


Figure 39. : Image MRI d'une coupe d'un cerveau utilisée dans la visualisation MRI-CT.

Le second set d'images correspond à la visualisation de la coregistration CT-SPECT. L'image CT correspond à la figure 40. présentée dans l'échelle de couleurs grey-scale. L'image SPECT correspond à la photo 15. et est présentée dans l'échelle scale99. L'image de superposition correspond à la photo 16.

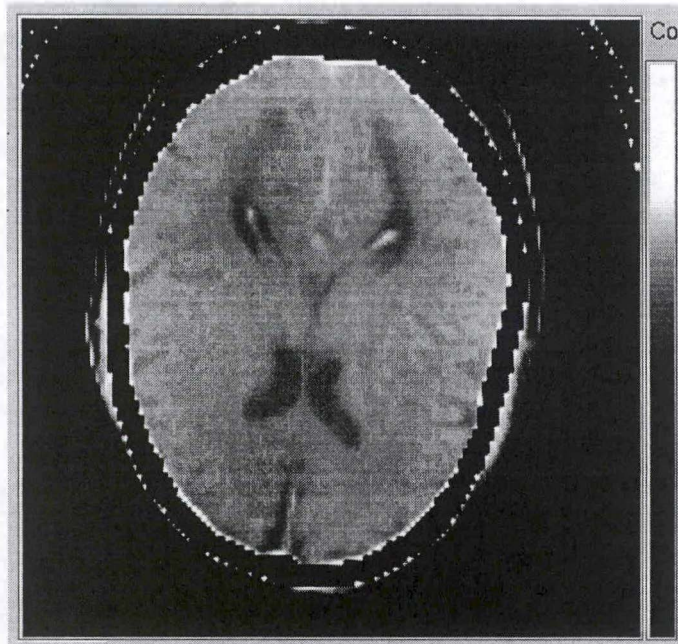


Figure 40. : Image CT d'une coupe d'un cerveau utilisée dans la visualisation CT-SPECT.

Le troisième set d'images correspond à la visualisation de la coregistration MRI-PET. L'image MRI correspond à la figure 40. présentée dans l'échelle de couleurs grey-scale. L'image PET correspond à la photo 17. et est représentée dans l'échelle scale99. L'image de superposition correspond à la photo 18.. La photo 19. représente un agrandissement de la photo 18. Cette dernière met en évidence le motif utilisé pour la technique de visualisation de la coregistration.

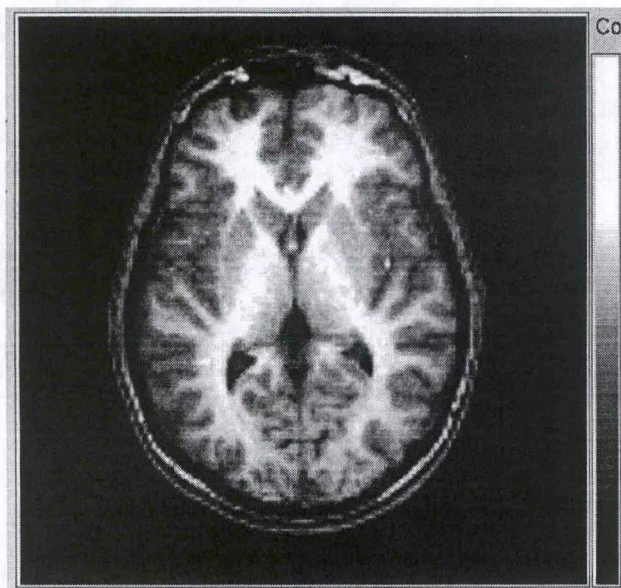


Figure 41. : Image MRI d'une coupe d'un cerveau utilisée dans la visualisation MRI-PET.

## 5.3.5. Evaluation de la méthode

Cette technique de visualisation possède les avantages suivants :

- Elle perturbe très peu l'information spécifique en provenance des images originales.
- Elle permet l'utilisation de deux échelles de couleurs différentes pour les images originales permettant ainsi de créer une image de superposition où l'on perçoit facilement l'origine de l'information.
- Elle met en évidence le travail de la coregistration comme la plupart des techniques de visualisation par superposition.

Le dernier avantage signifie que chacun des éléments des deux images originales sont mis en correspondance. L'utilisateur perçoit facilement cette mise en correspondance. Ainsi, dans la photo 19., on voit exactement où les zones fonctionnelles du PET viennent se placer sur l'information anatomique. De plus, cette mise en correspondance se fait intuitivement grâce à la méthode de visualisation. Il ne faut pas être médecin pour pouvoir en juger. C'est une preuve que cette technique met suffisamment en évidence les résultats de la coregistration.

## 5.4. L'application réalisée

### 5.4.1. Présentation de l'interface

L'application réalisée est constituée de trois fenêtres. La première fenêtre vue à la figure 42., est celle que l'on aperçoit au lancement de l'application. Elle donne à l'utilisateur le choix entre l'utilisation de l'atelier de construction d'images fusionnées (ou images de superposition) ou celui de visualisation d'images fusionnées ou encore de quitter l'application.

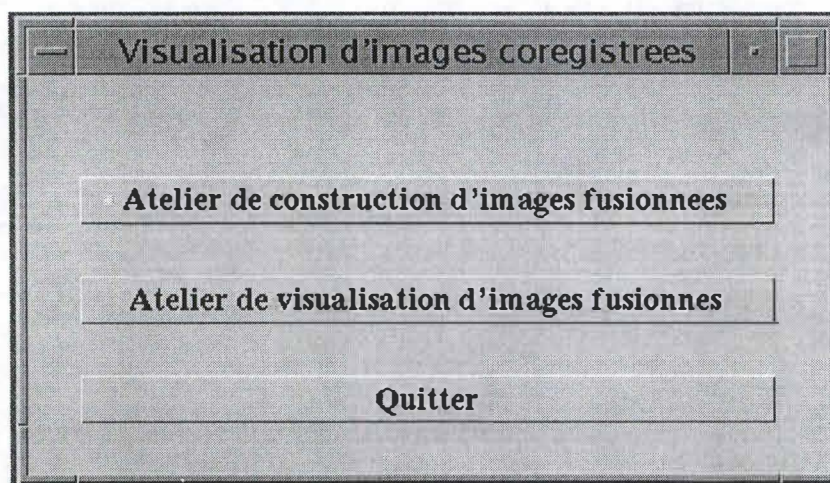


Figure 42. : Première fenêtre de l'application de visualisation d'images coregistrées.

La seconde fenêtre est le cœur de l'application. Les images de superposition sont construites en son sein. Cette fenêtre constitue l'atelier de construction d'images superposées grâce à la

technique énoncée dans le paragraphe 5.3.. Les outils supplémentaires de travail de l'échelle de couleurs y sont présents ainsi que ceux de travail sur l'échelle<sup>31</sup> de valeurs. La figure 43. illustre cette fenêtre.

Les chiffres placés sur celle-ci n'existent pas sur la fenêtre originale. Ils sont simplement placés là dans le but d'expliquer les fonctionnalités des objets à proximité des chiffres. Ils servent de légendes.

On peut constater sur la figure 43., trois fenêtres graphiques qui permettent l'affichage d'images<sup>32</sup>. Les deux fenêtres graphiques l'une au-dessus de l'autre servent à afficher les images originales et la grande fenêtre graphique l'image de superposition. Cette trois fenêtres graphiques agissent comme un parallel display.

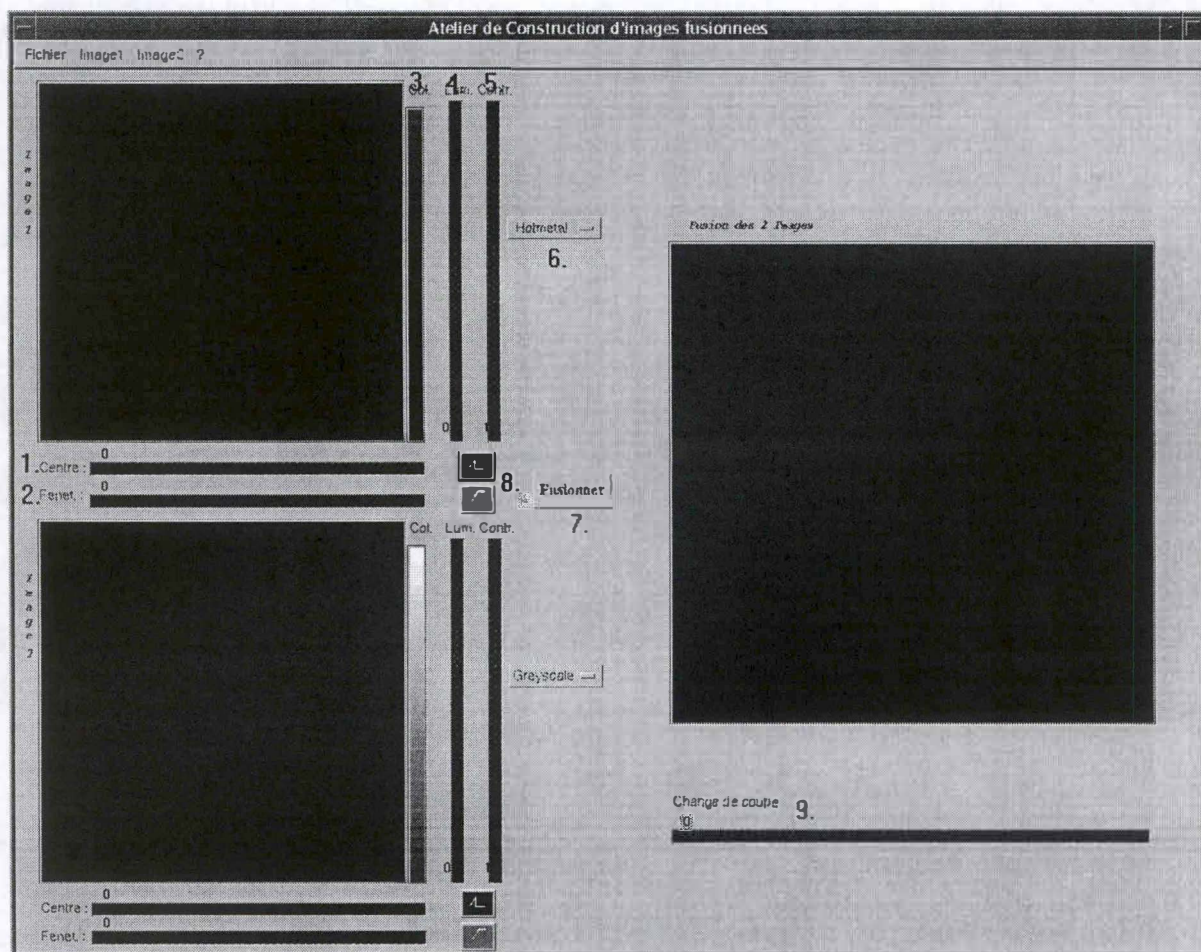


Figure 43.: Seconde fenêtre de l'application : l'atelier de construction d'images fusionnées

La légende des numéros de la figure 43. est la suivante :

- le numéro 1. : il référence un "slider" agissant sur le centre de la fenêtre de valeurs de l'image. L'explication de cet outil suivra dans le paragraphe 5.4.2.
- le numéro 2. : il référence un "slider" agissant sur la taille de la fenêtre de valeurs de l'image. L'explication de cet outil suivra dans le paragraphe 5.4.2.

<sup>31</sup> Voir paragraphe 5.4.2. pour de plus amples explications.

<sup>32</sup> Il s'agit des grands carrés noirs.

- le numéro 3. : il représente une mini-fenêtre graphique dans laquelle est affiché l'intégralité de l'échelle de couleurs disponible pour la fenêtre graphique adjacente. Lorsque l'échelle de couleurs change, elle change en fonction.
- le numéro 4. : il s'agit d'un "slider" matérialisant l'outil de shift de l'échelle de couleurs. Cet outil a été expliqué dans le paragraphe 5.3.3.1.
- le numéro 5. : il s'agit d'un "slider" matérialisant l'outil de modification de l'échelle de couleurs. Cet outil a été expliqué dans le paragraphe 5.3.3.2.
- le numéro 6. : il s'agit d'une liste déroulante permettant de choisir l'échelle de couleurs que l'on veut appliquer à la fenêtre graphique située à sa gauche.
- le numéro 7. : il s'agit d'un bouton enclenchant le mécanisme de génération de l'image de superposition sur base des deux images originales.
- le numéro 8. : il s'agit de deux boutons "flip-flop"<sup>33</sup> permettant d'agir sur la fenêtre de valeurs de l'image. L'explication suivra dans le paragraphe 5.4.2.
- le numéro 9. : il s'agit d'un "slider" permettant de voyager dans le volume de coupes axiales.

Certains des objets énoncés dans la légende sont dupliqués pour la seconde image graphique. Il est évident qu'ils produisent les mêmes résultats que leurs confrères.

Lorsque les deux images sont présentes dans leur fenêtre graphique et que l'image de superposition a déjà été générée sur base de ces deux images originales, seuls les objets numérotés 1., 2., 7., 8., 9. n'ont pas un effet direct sur cette image. Une fois que les paramètres associés à ces objets sont modifiés, il faut aller re-cliquer sur le bouton de fusion (n° 7.). Par contre, tous les outils de transformation de l'échelle de couleurs travaillent en temps réel sur toutes les images.

La troisième fenêtre de l'application correspond à l'atelier de visualisation d'un volume d'images coregistrées. Celle-ci ne génère aucun résultat et ne fait qu'afficher. Pour l'utiliser, il faut d'abord avoir construit son volume d'images par superposition grâce à l'atelier de construction d'images fusionnées. L'outil affichera, selon les trois axes de la médecine<sup>34</sup>, le volume d'images superposées (ou fusionnées) dans l'échelle de couleurs choisie lors de la construction de ce volume d'images superposées. La figure 44. est une photo d'écran de l'atelier de visualisation d'images fusionnées (ou superposées).

<sup>33</sup> Quand l'un des boutons est actif, l'autre ne l'est pas et inversement.

<sup>34</sup> Ces trois axes seront expliqués dans le paragraphe 5.4.4.

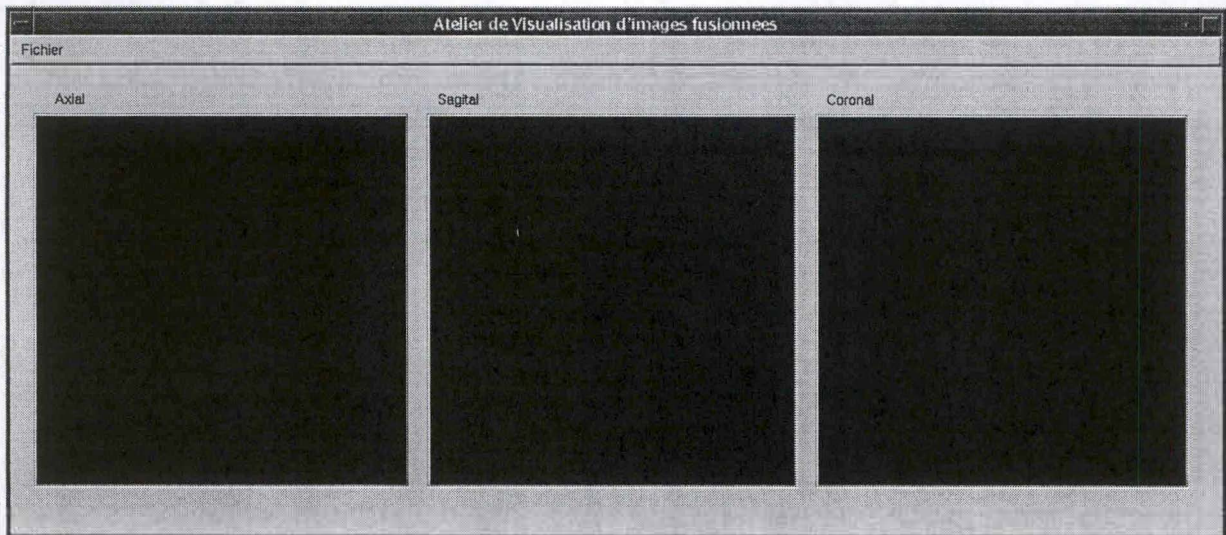


Figure 44. : Troisième fenêtre de l'application : l'atelier de visualisation d'images fusionnées.

La coupe correspondant à chaque axe sera affichée dans sa fenêtre. Ainsi la première correspondra à la coupe axiale, la seconde à la coupe sagittale et la troisième à la coupe coronale. Au départ de celle-ci, le point central de chaque fenêtre graphique correspond au même voxel. Ce point est donc vu selon ses trois axes. Ensuite, l'utilisateur pourra aller cliquer sur un point quelconque dans une des trois fenêtres au choix. Les deux autres afficheront alors quasi-instantanément les coupes correspondant au point choisi. Celui-ci sera donc présenté dans chaque fenêtre selon chacun de ses axes. Cet atelier est un outil de navigation dans un volume d'images superposées.

## 5.4.2. La technique d'exploration de l'échelle de valeurs

Dans le paragraphe 5.2.2., nous avons mentionné que le fichier image était constitué d'une séquence de nombres. Ceux-ci correspondent aux valeurs des pixels déterminant l'échelle de couleurs à associer. Ils proviennent en fait de la machine d'acquisition qui génère cette suite de nombres en fonction des signaux qu'elle capte.

Il est très rare que le maximum de ces nombres corresponde au nombre maximum de couleurs affichables. Il faut donc effectuer un rescaling sur ceux-ci afin de tous les afficher. Supposons, par exemple, que le maximum des nombres générés par la machine d'acquisition est de 4096 et que notre station de visualisation ne peut en afficher que 256. Il faudra alors effectuer une opération de rescaling sur ces nombres de façon à les faire correspondre à notre échelle de 256 couleurs. La valeur 0 de nos nombres coïncidera avec la valeur 0 des couleurs et la valeur 4096 de nos nombres coïncidera avec la valeur 256. Ainsi, après un simple calcul, on arrive à la conclusion que 16 valeurs de nombres correspondent à une couleur. La figure 45. illustre le cas de la visualisation d'une image CT à laquelle on a effectué un rescaling.

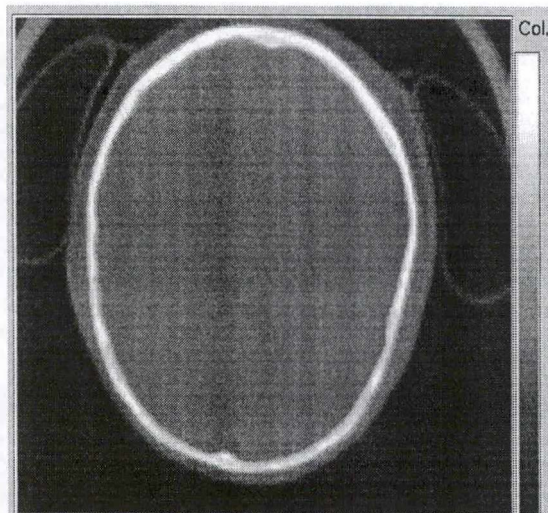


Figure 45.\* : CT auquel on a effectué un rescaling.

Cette méthode de rescaling entraîne une perte de détails dans l'image. On peut être intéressé par une zone particulière de l'image. Par exemple, la zone de 1000 à 1250 sur une image possédant 4096 nombres en est un exemple. Il laisserait alors tomber toutes les autres valeurs qui ne l'intéressent pas. La figure 46. présente le même CT que celui de la figure 45. où l'on s'est intéressé une zone de valeurs bien précise.



Figure 46.\* : CT pour lequel on s'est intéressé à une zone de valeurs bien précise.

Ce type d'outils est présent dans l'application réalisée et matérialisé dans l'atelier de construction d'images superposées par les sliders numéro 1. et 2. de la figure 43. Ceux-ci fonctionnent par l'utilisation du concept centre fenêtre. Le "slider" numéro 1. matérialise le centre de notre fenêtre d'exploration de l'échelle de valeurs. Le "slider" numéro 2. matérialise, quant à lui, la taille de la fenêtre d'exploration par rapport à son centre. Ainsi, si l'on choisit un centre de 1000 et que notre taille de fenêtre est de 150, alors la zone d'exploration des valeurs sera comprise entre 850 et 1150. Ce système de centre-fenêtre peut paraître assez peu ergonomique. Cependant, il est d'usage fréquent dans le milieu médical. Pour ne pas perturber l'utilisateur, ce système a été préféré à d'autres.

L'objet numéro 8. de la figure 43. permet de paramétrer la façon dont l'exploration est réalisée. Il existe deux modes :



- afficher seulement les valeurs comprises dans la zone d'exploration
- ne pas afficher les valeurs inférieures à la zone d'acquisition mais le faire dans la plus grande couleur pour les valeurs supérieures à la zone d'acquisition.

La figure 47. illustre le premier mode, tandis que la figure 48. le second.



Figure 47. : Premier mode d'exploration



Figure 48. : Second mode d'exploration

### 5.4.3. La sauvegarde de volume d'images superposées

Lorsque l'on veut créer un volume d'images superposées, il faut faire attention à plusieurs points :

- conserver des dimensions à l'échelle partout dans le volume,
- conserver le motif de la technique de superposition identique.

Selon le type d'acquisition des images originales, il faut veiller que la forme des voxels de ce volume d'image soit bien cubique. Ceux-ci ne peuvent pas former un parallélépipède sinon le résultat lors de la visualisation serait déplorable. Avant la construction du volume d'images superposées avec la méthode d'interleaved pixels sur les deux volumes d'images originales, il faut effectuer une interpolation de façon à rendre tous les voxels cubiques. Après cela, la superposition peut s'effectuer.

La technique de l'interleaved pixels supporte très mal certains types de zoom et certains types de techniques d'interpolation. La cause de ce problème est que certains zooms et certaines techniques d'interpolation modifient le motif de l'interleaved pixel présent sur la figure 36.

Lorsque l'on construit un volume d'images superposées, il faut préserver le motif de la méthode d'interleaved pixel selon les trois axes orthogonaux. Pour ce faire, il faut alterner le motif de la figure 49 avec celui de la figure 50. Dans ces motifs, les points noirs correspondent toujours à ceux provenant de l'image A et les points blancs à ceux de l'image B.

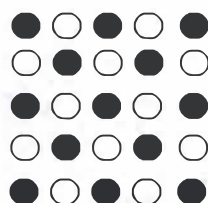


Figure 49. : Motif pour les slices paires.

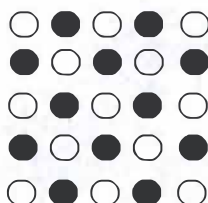


Figure 50. : Motif pour les slices impaires.

#### 5.4.4. La visualisation selon les trois axes médicaux

La médecine possède trois axes orthogonaux communément utilisés pour visualiser un volume. Ils se prénomment l'axe axial, coronal et sagittal. Ils sont perpendiculaires entre eux, un peu comme les plans x-y, x-z et y-z.

L'axe axial correspond généralement à celui dans lequel est effectuée l'acquisition. Si l'on se met debout, une coupe selon l'axe axial nous couperait parallèlement au sol. Une selon l'axe coronal nous couperait parallèlement à notre front, si bien sûr on se tient debout avec la tête droite. Une coupe selon l'axe sagittal, nous couperait les oreilles, si bien sûr on se tient debout avec la tête droite. Un exemple de visualisation selon les trois axes est présenté dans la figure 50.

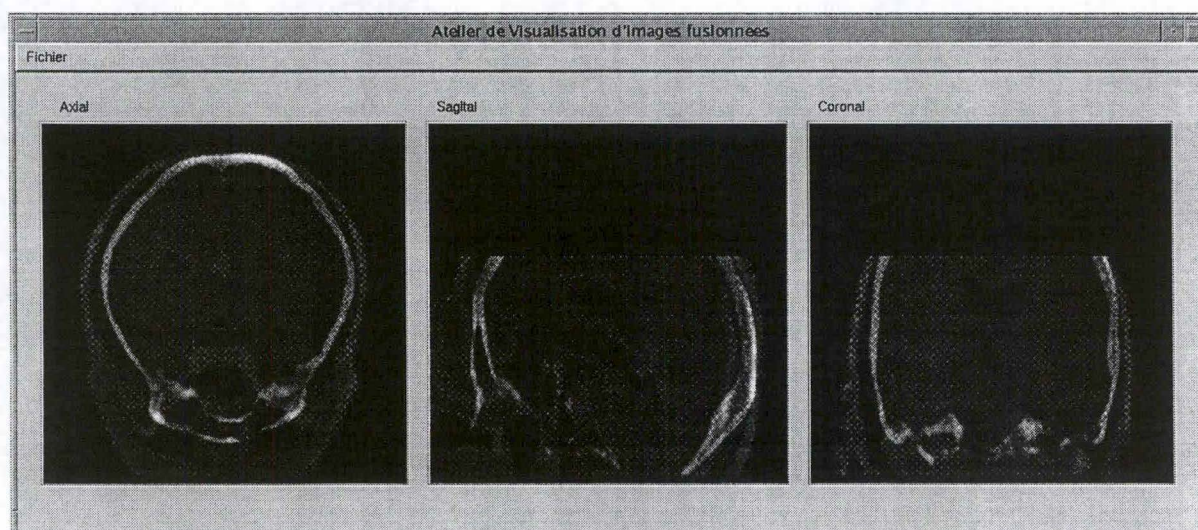


Figure 50. : Visualisation selon les 3 axes médicaux.

Cet outil permet à l'utilisateur de se faire une idée sur la visualisation en '3 dimensions' de la coregistration.

## 5.5. Conclusions

L'application décrite dans le chapitre actuel pourrait être une application type pour la visualisation et la présentation multimodale en imagerie médicale. Elle peut servir à un médecin comme à un chercheur en coregistration.

Le médecin s'en servira pour étudier l'aspect médical. La visualisation de la superposition des images originales et du volume d'images superposées lui permet de disposer d'un maximum d'informations pour essayer d'interpréter les images médicales qu'il a devant lui. Cette application lui apporte l'information supplémentaire qu'il n'aurait pas su avoir sans une application de ce type. Celle-ci va l'aider, le guider dans l'interprétation des images médicales et elle constitue une véritable application d'aide au diagnostic.

Quant au chercheur en techniques de coregistration, il n'aura qu'un seul but : évaluer si ces algorithmes fonctionnent. Cette application peut lui servir comme outil de visualisation. En regardant l'image de superposition, il va pouvoir déceler si sa technique fonctionne à merveille ou si elle possède encore des défauts. Selon certains critères, il va donc pouvoir l'évaluer. On peut dire que cette application peut servir comme outil d'évaluation de la coregistration.

# Conclusions et perspectives

Dans ce mémoire, nous avons tout d'abord présenté des techniques de visualisation d'images coregistrées. Nous les avons chacune évaluées en énonçant leurs caractéristiques. L'une d'entre elles a été choisie pour faire l'objet d'une application. Un certain nombre d'outils y ont été ajoutés afin d'améliorer les résultats de cette technique.

La première étape est l'évaluation. Elle a tenté d'extraire de toutes ces méthodes celle qui avait les caractéristiques suivantes :

- Elle doit présenter de façon adéquate et intuitive le résultat de la coregistration. Aucun effort mental supplémentaire ne doit être demandé à l'utilisateur lors de la visualisation.
- Elle doit préserver au maximum l'information en provenance des deux images originales. Cette information ne peut être que légèrement altérée.
- Elle doit permettre l'utilisation de deux échelles de couleurs différentes par image originale. Cette fonctionnalité permet de distinguer l'origine de l'information sur l'image de superposition.

La méthode de visualisation génère une nouvelle image qui correspond à la synthèse de l'information présente sur les images originales. Ces informations s'enrichissent mutuellement sur l'image de superposition. Cette dernière étant, ne peut préserver totalement l'information spécifique des images originales. L'enrichissement mutuel se fait alors au détriment de la conservation de l'information spécifique. Trouver une méthode de visualisation d'images coregistrées équivaut à trouver le meilleur compromis entre enrichissement et conservation de l'information.

La démarche de recherche d'une technique de présentation se rapproche de celle réalisée en ergonomie des interfaces hommes machines. Toutes deux essayent de trouver le meilleur mode de présentation pour une compréhension intuitive des informations s'offrant à l'utilisateur. Présenter les résultats de la coregistration sans demander d'efforts mental est une démarche d'ergonomie des interfaces hommes machines. En effet, celle-ci tend à diminuer la distance sémantique entre ce qui est présenté à l'écran et la représentation mentale de l'utilisateur.

Cette étape est originale puisque personne auparavant n'avait pris la peine de comparer entre elles les méthodes de présentation d'images coregistrées. Une des principales raisons est qu'à l'heure actuelle, aucune méthode d'évaluation des techniques de présentation n'existe. En effet, il est difficile de choisir des critères généraux d'évaluation puisque chaque méthode peut s'avérer efficace dans un domaine bien déterminé. Néanmoins, l'évaluation réalisée dans ce mémoire présente un guide de choix de techniques en fonction du domaine bien particulier de la présentation multimodale d'images médicales.

Une perspective pourrait être la construction d'un modèle d'évaluation des techniques de présentation. Ce modèle se baserait sur la méthode des grilles de comparaison. C'est à dire que des images seraient présentées avec diverses techniques de visualisation et l'utilisateur médecin émettrait sur base de ces images un diagnostic. Ces diagnostics seraient alors comparés et l'on pourrait déduire l'influence des techniques de visualisation sur les diagnostics.

La seconde étape du mémoire est la réalisation d'une application basée sur une des méthodes de présentation jugée la meilleure selon les critères de l'imagerie médicale.

Cette application pourrait faire partie d'un 'package' complet de visualisation multimodale. La première partie de ce 'package' serait un outil permettant, à partir d'images médicales quelconques, d'effectuer une coregistration efficace de celles-ci. La partie visualisation de la coregistration serait alors l'application réalisée dans le cadre de ce mémoire. Les médecins disposeraient alors d'un outil supplémentaire d'aide au diagnostic.

Quelques ajouts pourraient être faits à cette application. Ainsi, deux ateliers de visualisation pourraient exister, l'un permettrait la visualisation selon les trois axes de l'imagerie médicale, l'autre serait semblable dans la disposition des fenêtres à l'atelier de construction d'images mais ne se limiterait qu'à leur visualisation. L'intérêt du premier a déjà été exposé dans le paragraphe 5.4.4.. Le second atelier permettrait l'affichage simultané d'un 'parallel display' pour les deux images originales avec celle de superposition. Un certain nombre de défauts dus à la perte de l'information spécifique serait alors corrigé (cfr chapitre 4.). Le 'parallel display' serait alors pourvu de curseurs coopératifs afin de minimiser les défauts d'une technique de superposition. L'idée de faire deux ateliers de visualisation au lieu d'un seul vient de raisons ergonomiques. S'il fallait présenter chaque image de superposition selon les trois axes avec leurs deux images originales, le nombre de fenêtres de visualisation serait égal à neuf. Pour des raisons de disposition spatiale et afin de ne pas trop surcharger l'esprit de l'utilisateur, cet atelier a été scindé en deux parties.

Pour, l'atelier de synthèses, le 'parallel display' avec curseurs coopératifs pourrait aussi être ajouté. Suite aux remarques présentées dans le paragraphe 5.3.7., l'application proposerait le choix entre une superposition totale des deux images originales ou une superposition partielle. Dans le second cas, l'utilisateur choisirait sur une des deux images une zone d'intérêt et seulement cette dernière serait superposée à l'autre image. L'image de superposition gagnerait en résolution pour les parties n'appartenant pas à cette zone d'intérêt.

## Références bibliographiques

[Blanquet93]

G. Blanquet, G. Cardinael et C. Courtoy, « *Physique expérimentale : optique géométrique* », Syllabus destiné aux premières candidatures en sciences médicales, vétérinaires, physiques, chimiques et géologiques, Librairie des sciences, Facultés Universitaires Notre-Dame de la Paix, 1993

[Brown92]

Lisa Gottesfeld Brown, « *A survey of image registration techniques* », ACM Computing Surveys, Vol. 24, No. 4, p 325 - 376, December 1992

[Coppens95]

Ann Coppens, « *Apport de la programmation 'orienté-objet' à la conception et la réalisation d'applications en imagerie médicale* », Thèse en vue de l'obtention du grade de Docteur en Sciences Biomédicales, orientation informatique, Unité de Tomographie par positrons, Faculté de Médecine, Université Catholique de Louvain, 1995

[Day69]

R. H. Day, « *Human Perception* », Sidney : John Wiley & Sons; , p 76-79, 1969. In : Kelly Rehm, Stephen C. Strother, Jon R. Anderson, Kirt A. Schaper and David A. Rottenberg, « *Display of Merged Multimodality Brain Images Using Interleaved Pixels with Independent Color Scales* », The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 35, No. 11, November 1994

[Fazio94]

Ferruccio Fazio, M.D., Giovanna Rizzo, Ph. D., Maria Carla Gilardi, Ph. D., Giovanni Luciganani, M.D., and Annarita Savi, Ph. D., « *Multimodality imaging : a synergistic approach* », Diagnostic Imaging International, p. 43 - 48, September/October 1994

[Foley90]

James D. Foley, Andries van Dam, Steven K. Feiner, John F. Hughes, « *Computer Graphics, principles and practice* », Addison-Wesley, 1990

[Hemminger93]

Hemminger B.M., « *Isoluminance : a color technique for visualizing multivariable medical image data* », SPIE Vol. 1897 Medical Imaging VII, p 325 - 335, 1993

[Hill93]

Derek LG Hill, « *Combination of 3D medical images from multiple modalities* », Thesis submitted for the degree of doctor of philosophy of the University of London, December 1993

[IDLfirst97]

« *Using IDL* », Manuel IDL Version 5.0, Research Systems, Inc., 1997

- [IDLsecond97]  
« *Building IDL Applications* », Manuel IDL Version 5.0, Research Systems, Inc., 1997
- [Kane86]  
Joseph Kane, Morton Sternheim, « *Physique* », InterEditions 1986
- [Kunt93]  
Murat Kunt, « *Traitement numérique des images* », Traitement de l'information : volume 2, collection électricité, 1993
- [Larousse96]  
Dictionnaire encyclopédique, « *Le petit Larousse Illustré* », 1996
- [Levine85]  
M.D. Levine, « *Vision in Man and machine* », McGraw-Hill, 1985. Dans Murat Kunt, « *Traitement numérique des images* », Traitement de l'information : volume 2, collection électricité, 1993
- [Livingstone90]  
Margaret Livingstone, « *Art, illusion et système visuel couleurs* », Les mécanismes de la vision, Pour la science, diffusion Belin, ISBN : 2-0929-1843-7, p. 131 - 143, 1990
- [Nathans90]  
Jeremy Nathans, « *Les gènes de la vision des couleurs* », Les mécanismes de la vision, Pour la science, diffusion Belin, ISBN : 2-0929-1843-7, p. 57 - 68, 1990
- [Rehm94]  
Kelly Rehm, Stephen C. Strother, Jon R. Anderson, Kirt A. Schaper and David A. Rottenberg, « *Display of Merged Multimodality Brain Images Using Interleaved Pixels with Independent Color Scales* », The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 35, No. 11, p. 1815 - 1812, November 1994
- [Rsna96]  
R.S.N.A., « *Fusion of Functionnal and Structural Images* », [http://ej.rsna.org/EJ\\_0\\_96/0038-97.fin/](http://ej.rsna.org/EJ_0_96/0038-97.fin/) , 1996
- [Schroeder96]  
Wim Schroeder, Ken Martin, Bill Lorensen, « *Visualisation toolkit* », Springer-Verlag, 1998
- [Schnapf90]  
Julie Schnapf, Denis Baylor, « *Les cellules photoréceptrices de l'œil* », Les mécanismes de la vision, Pour la science, diffusion Belin, ISBN : 2-0929-1843-7, p. 30 - 42, 1990
- [Stokking98]  
Rik Stokking, « *Integrated Visualisation of Functional and Anatomical Brain Images* », Proefschrift ter verkrijging van de graad van doctor aan de universiteit Utrecht, ISBN 90 - 393 -1824 - 7, 1998

[Tennent88]

R. D. Tennent, « *Principles of programming languages* », Prentice Hall, 1988

[Valentino88]

D.J. Valentino, J.C. Mazziotta, and H.K. Huang, « *Mapping Brain function to anatomy* », SPIE Vol. 914 Medical Imaging II, p 445 - 450, 1988

[Valentino89]

D.J. Valentino, P.D. Cutler, J.C. Mazziotta, H.K. Huang, R.A. Drebin, and C.A. Pelizzari, « *Volumetric Display of Brain Function and Brain Anatomy* », SPIE Vol. 1091 Medical Imaging III, p 212 - 220, 1989

[vandenElsen93]

Petra van den Elsen, Evert-Jan D. Pol, Max A. Viergever, « *Medical image matching - review with classification* », IEEE engineering in medicine and biology, p 26 - 39, march 1993

[Viergever92]

Max A. Viergever, Petra van den Elsen, and Rik Stokking, « *Integrated Presentation of multimodal Brain Images* », Brain Topography, Volume 5, Number 2, 1992

[Viergever97]

Max A. Viergever, J. B. Antoine Maintz, Rik Stokking, « *Integration of functional and anatomical brain images* », Biophysical Chemistry 68, p 207 - 219, 1997

[VuKhac98]

T. Vu Khac, J. Fichet, H. Meurisse, J.-P. Leclercq, F. Vandermeersch, A. de Rosée and S. Dury, « *Review and comparison of image coregistration methods* », institut d'informatique, Facultés Universitaires Notre Dame de la Paix, Namur, 1998

[Zuiderveld96]

Karel J. Zuiderveld, Anton H.J. Koning, Rik Stokking, J.B. Antoine Maintz, Fred J.R. Appelman and Max A. Viergever, « *Multimodality Visualization of Medical Volume Data* », Comput. & Graphics, Vol. 20, No. 6, p 775 - 791, 1996



## Annexe 1. : Les échelles de couleurs.

Les différentes échelles de couleurs énoncées dans ce mémoire sont détaillées dans cette annexe. Ces échelles sont : le grey-scale, le hot-iron et le scale99. Leurs composantes RGB sont détaillées dans les tableaux qui suivent. La photo 20. illustre l'échelle grey-scale, la 21., l'échelle hot-iron et la 22. la scale 99.

Grey scale			Hot iron			Scale 99		
R	G	B	R	G	B	R	G	B
0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	1	1	1	0	0	10	0	12
2	2	2	2	0	0	21	0	25
3	3	3	3	0	0	31	0	38
4	4	4	4	0	0	42	0	51
5	5	5	5	0	0	53	0	63
6	6	6	6	0	0	63	0	76
7	7	7	7	0	0	74	0	89
8	8	8	8	0	0	85	0	102
9	9	9	9	0	0	93	0	110
10	10	10	10	0	0	102	0	119
11	11	11	11	0	0	110	0	127
12	12	12	12	0	0	119	0	136
13	13	13	13	0	0	121	0	136
14	14	14	14	0	0	123	0	136
15	15	15	15	0	0	125	0	136
16	16	16	16	0	0	127	0	136
17	17	17	17	0	0	129	0	136
18	18	18	18	0	0	131	0	136
19	19	19	19	0	0	133	0	136
20	20	20	20	0	0	136	0	136
21	21	21	21	0	0	136	0	140
22	22	22	22	0	0	136	0	144
23	23	23	23	0	0	136	0	148
24	24	24	24	0	0	136	0	153
25	25	25	25	0	0	131	0	153
26	26	26	26	0	0	127	0	153
27	27	27	27	0	0	123	0	153
28	28	28	28	0	0	119	0	153
29	29	29	29	0	0	114	0	153
30	30	30	30	0	0	110	0	153
31	31	31	31	0	0	106	0	153
32	32	32	32	0	0	102	0	153
33	33	33	33	0	0	93	0	153
34	34	34	34	0	0	85	0	153
35	35	35	35	0	0	76	0	153
36	36	36	36	0	0	68	0	153
37	37	37	37	0	0	59	0	155
38	38	38	38	0	0	51	0	157
39	39	39	39	0	0	42	0	159
40	40	40	40	0	0	34	0	161
41	41	41	41	0	0	25	0	163
42	42	42	42	0	0	17	0	165
43	43	43	43	0	0	8	0	167
44	44	44	44	0	0	0	0	170
45	45	45	45	0	0	0	0	174

46	46	46	58	0	0	0	0	178
47	47	47	60	0	0	0	0	182
48	48	48	62	0	0	0	0	187
49	49	49	64	0	0	0	0	191
50	50	50	66	0	0	0	0	195
51	51	51	68	0	0	0	0	199
52	52	52	70	0	0	0	0	204
53	53	53	72	0	0	0	0	206
54	54	54	74	0	0	0	0	208
55	55	55	76	0	0	0	0	210
56	56	56	78	0	0	0	0	212
57	57	57	80	0	0	0	0	214
58	58	58	82	0	0	0	0	216
59	59	59	84	0	0	0	0	218
60	60	60	86	0	0	0	0	221
61	61	61	88	0	0	0	12	221
62	62	62	90	0	0	0	25	221
63	63	63	92	0	0	0	38	221
64	64	64	94	0	0	0	51	221
65	65	65	96	0	0	0	55	221
66	66	66	98	0	0	0	59	221
67	67	67	100	0	0	0	63	221
68	68	68	102	0	0	0	68	221
69	69	69	104	0	0	0	72	221
70	70	70	106	0	0	0	76	221
71	71	71	108	0	0	0	80	221
72	72	72	110	0	0	0	85	221
73	73	73	112	0	0	0	93	221
74	74	74	114	2	0	0	102	221
75	75	75	116	4	0	0	110	221
76	76	76	118	6	0	0	119	221
77	77	77	120	8	0	0	121	221
78	78	78	122	10	0	0	123	221
79	79	79	124	12	0	0	125	221
80	80	80	126	14	0	0	127	221
81	81	81	128	16	0	0	129	221
82	82	82	130	18	0	0	131	221
83	83	83	132	20	0	0	133	221
84	84	84	134	22	0	0	136	221
85	85	85	136	24	0	0	139	221
86	86	86	138	26	0	0	142	221
87	87	87	140	28	0	0	146	221
88	88	88	142	30	0	0	149	221
89	89	89	144	32	0	0	153	221
90	90	90	146	34	0	0	153	212
91	91	91	148	36	0	0	153	204
92	92	92	150	38	0	0	153	195
93	93	93	152	40	0	0	153	187
94	94	94	154	42	0	0	155	184
95	95	95	156	44	0	0	157	182
96	96	96	158	46	0	0	159	180
97	97	97	160	48	0	0	161	178
98	98	98	162	50	0	0	163	176
99	99	99	164	52	0	0	165	174
100	100	100	166	54	0	0	167	172
101	101	101	168	56	0	0	170	170
102	102	102	170	58	0	0	170	165
103	103	103	172	60	0	0	170	161
104	104	104	174	62	0	0	170	157
105	105	105	176	64	0	0	170	153

106	106	106	178	66	0	0	170	150
107	107	107	180	68	0	0	170	148
108	108	108	182	70	0	0	170	146
109	109	109	184	72	0	0	170	144
110	110	110	186	74	0	0	170	142
111	111	111	188	76	0	0	170	140
112	112	112	190	78	0	0	170	138
113	113	113	192	80	0	0	170	136
114	114	114	194	82	0	0	170	131
115	115	115	196	84	0	0	170	127
116	116	116	198	86	0	0	170	123
117	117	117	200	88	0	0	170	119
118	118	118	202	90	0	0	170	114
119	119	119	204	92	0	0	170	110
120	120	120	206	94	0	0	170	106
121	121	121	208	96	0	0	170	102
122	122	122	210	98	0	0	170	97
123	123	123	212	100	0	0	170	93
124	124	124	214	102	0	0	170	89
125	125	125	216	104	0	0	170	85
126	126	126	218	106	0	0	170	76
127	127	127	220	108	0	0	170	68
128	128	128	222	110	0	0	170	59
129	129	129	224	112	0	0	170	51
130	130	130	226	114	2	0	174	38
131	131	131	228	116	4	0	178	25
132	132	132	230	118	6	0	182	12
133	133	133	232	120	8	0	187	0
134	134	134	234	122	10	0	189	0
135	135	135	236	124	12	0	191	0
136	136	136	238	126	14	0	193	0
137	137	137	240	128	16	0	195	0
138	138	138	242	130	18	0	197	0
139	139	139	244	132	20	0	199	0
140	140	140	246	134	22	0	201	0
141	141	141	248	136	24	0	204	0
142	142	142	250	138	26	0	208	0
143	143	143	252	140	28	0	212	0
144	144	144	252	142	30	0	216	0
145	145	145	252	144	32	0	221	0
146	146	146	252	146	34	0	223	0
147	147	147	252	148	36	0	225	0
148	148	148	252	150	38	0	227	0
149	149	149	252	152	40	0	229	0
150	150	150	252	154	42	0	231	0
151	151	151	252	156	44	0	233	0
152	152	152	252	158	46	0	235	0
153	153	153	252	160	48	0	238	0
154	154	154	252	162	50	0	242	0
155	155	155	252	164	52	0	246	0
156	156	156	252	166	54	0	250	0
157	157	157	252	168	56	0	255	0
158	158	158	252	170	58	12	255	0
159	159	159	252	172	60	25	255	0
160	160	160	252	174	62	38	255	0
161	161	161	252	176	64	51	255	0
162	162	162	252	178	66	63	255	0
163	163	163	252	180	68	76	255	0
164	164	164	252	182	70	89	255	0
165	165	165	252	184	72	102	255	0

166	166	166	252	186	74	123	255	0
167	167	167	252	188	76	144	255	0
168	168	168	252	190	78	165	255	0
169	169	169	252	192	80	187	255	0
170	170	170	252	194	82	190	251	0
171	171	171	252	196	84	193	248	0
172	172	172	252	198	86	197	244	0
173	173	173	252	200	88	200	241	0
174	174	174	252	202	90	204	238	0
175	175	175	252	204	92	208	235	0
176	176	176	252	206	94	212	233	0
177	177	177	252	208	96	216	231	0
178	178	178	252	210	98	221	229	0
179	179	179	252	212	100	225	227	0
180	180	180	252	214	102	229	225	0
181	181	181	252	216	104	233	223	0
182	182	182	252	218	106	238	221	0
183	183	183	252	220	108	238	216	0
184	184	184	252	222	110	238	212	0
185	185	185	252	224	112	238	208	0
186	186	186	252	226	114	238	204	0
187	187	187	252	228	116	240	201	0
188	188	188	252	230	118	242	199	0
189	189	189	252	232	120	244	197	0
190	190	190	252	234	122	246	195	0
191	191	191	252	236	124	248	193	0
192	192	192	252	238	126	250	191	0
193	193	193	252	240	128	252	189	0
194	194	194	252	242	130	255	187	0
195	195	195	252	244	132	255	182	0
196	196	196	252	246	134	255	178	0
197	197	197	252	248	136	255	174	0
198	198	198	252	250	138	255	170	0
199	199	199	252	252	140	255	167	0
200	200	200	252	252	142	255	165	0
201	201	201	252	252	144	255	163	0
202	202	202	252	252	146	255	161	0
203	203	203	252	252	148	255	159	0
204	204	204	252	252	150	255	157	0
205	205	205	252	252	152	255	155	0
206	206	206	252	252	154	255	153	0
207	207	207	252	252	156	255	144	0
208	208	208	252	252	158	255	136	0
209	209	209	252	252	160	255	127	0
210	210	210	252	252	162	255	119	0
211	211	211	252	252	164	255	110	0
212	212	212	252	252	166	255	102	0
213	213	213	252	252	168	255	93	0
214	214	214	252	252	170	255	85	0
215	215	215	252	252	172	255	80	0
216	216	216	252	252	174	255	76	0
217	217	217	252	252	176	255	72	0
218	218	218	252	252	178	255	68	0
219	219	219	252	252	180	255	63	0
220	220	220	252	252	182	255	59	0
221	221	221	252	252	184	255	55	0
222	222	222	252	252	186	255	51	0
223	223	223	252	252	188	255	38	0
224	224	224	252	252	190	255	25	0
225	225	225	252	252	192	255	12	0

226	226	226
227	227	227
228	228	228
229	229	229
230	230	230
231	231	231
232	232	232
233	233	233
234	234	234
235	235	235
236	236	236
237	237	237
238	238	238
239	239	239
240	240	240
241	241	241
242	242	242
243	243	243
244	244	244
245	245	245
246	246	246
247	247	247
248	248	248
249	249	249
250	250	250
251	251	251
252	252	252
253	253	253
254	254	254
255	255	255

252	252	194
252	252	196
252	252	198
252	252	200
252	252	202
252	252	204
252	252	206
252	252	208
252	252	210
252	252	212
252	252	214
252	252	216
252	252	218
252	252	220
252	252	222
252	252	224
252	252	226
252	252	228
252	252	230
252	252	232
252	252	234
252	252	236
252	252	238
252	252	240
252	252	242
252	252	244
252	252	246
252	252	248
252	252	250
252	252	252

255	0	0
252	0	0
250	0	0
248	0	0
246	0	0
244	0	0
242	0	0
240	0	0
238	0	0
233	0	0
229	0	0
225	0	0
221	0	0
218	0	0
216	0	0
214	0	0
212	0	0
210	0	0
208	0	0
206	0	0
204	0	0
216	0	0
229	0	0
242	0	0
255	0	0
255	0	0
255	0	0
255	0	0
255	0	0
255	0	0
255	0	0

## Annexe 2. : Les photos

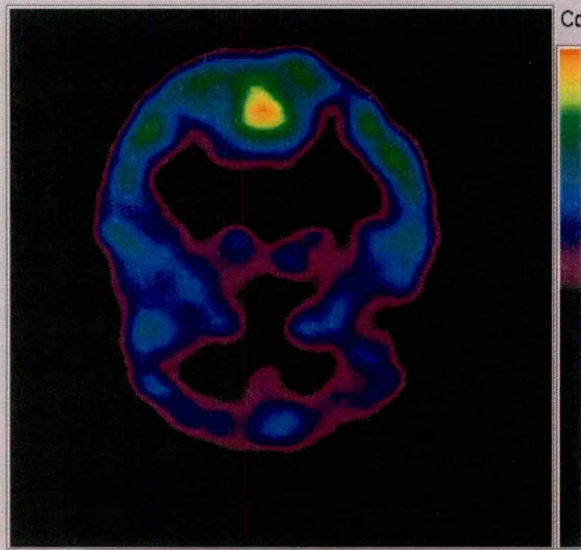


Photo 1.\* : Image SPECT d'un cerveau dans l'échelle Scale99

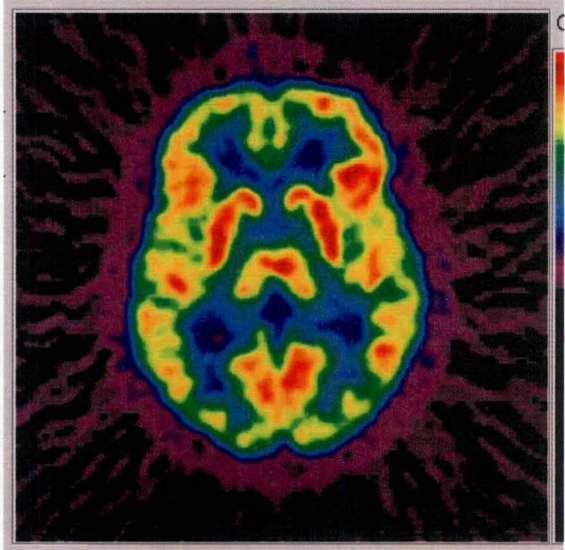


Photo 2.\* : Image PET d'un cerveau dans l'échelle Scale99

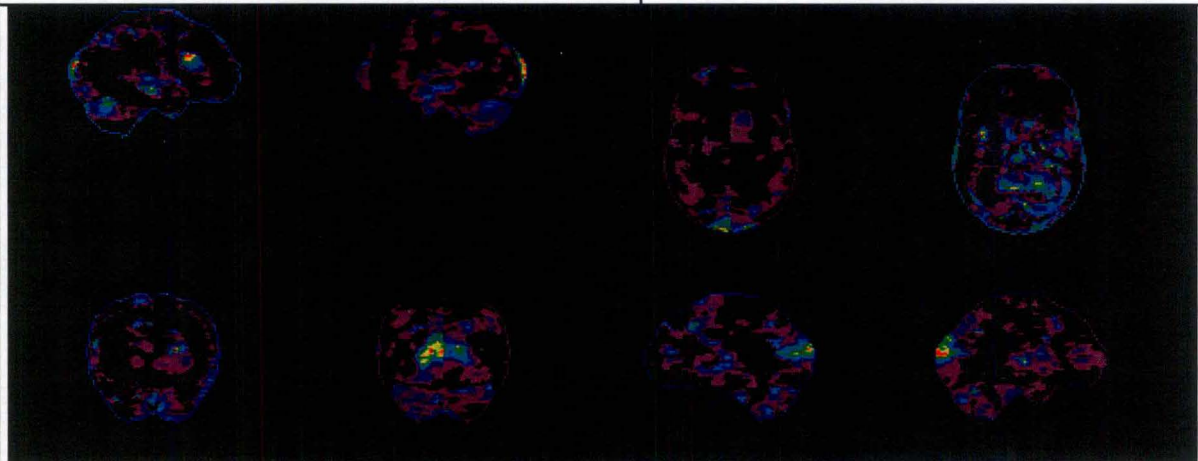


Photo 3.\* : Images obtenues par techniques de soustraction pour la comparaison à un atlas.

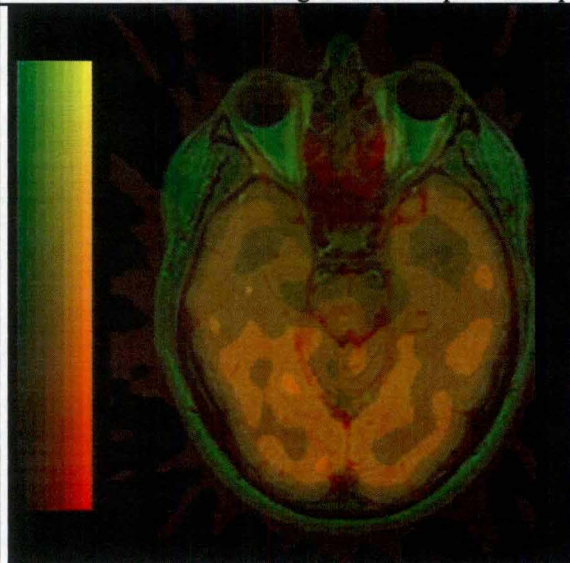


Photo 4. : Image de superposition par RGB color encoding [Rehm94].

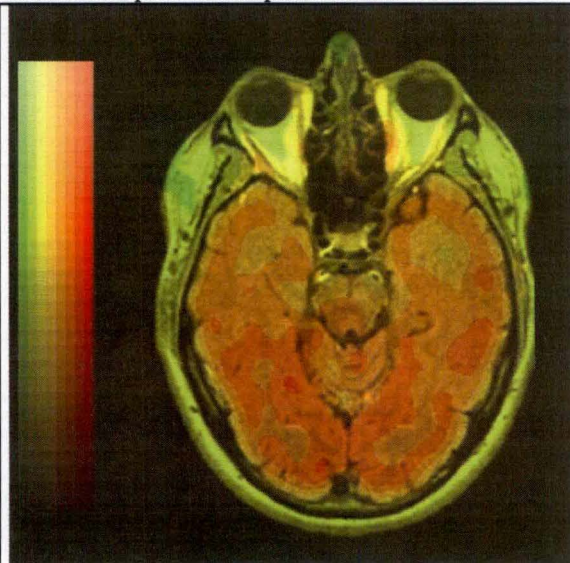


Photo 5. : Image de superposition par Hue and lightness encoding [Rehm94].

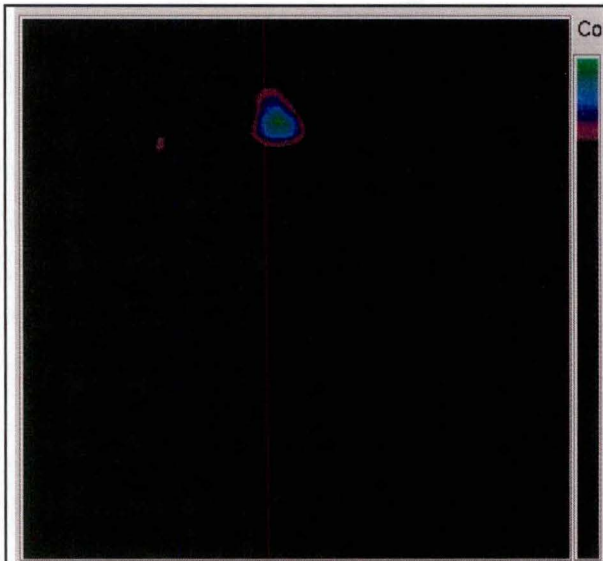


Photo 6.\* : Image SPECT d'une coupe d'un cerveau dont on a segmenté la région d'intérêt.

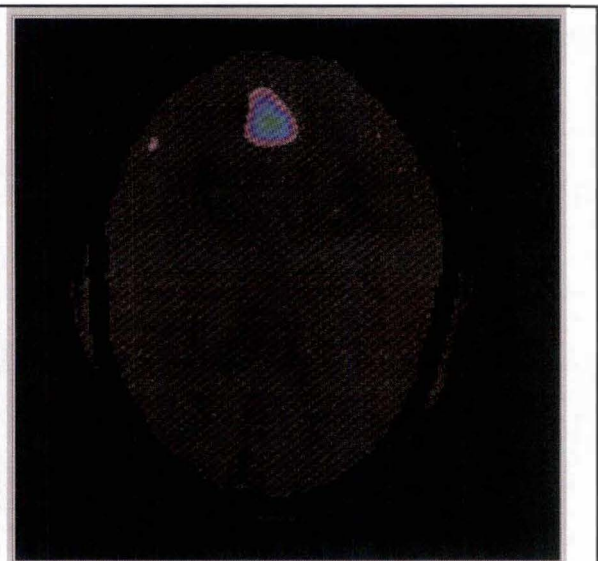


Photo 7.\* : Image de superposition de la photo 6. et de la figure 35.

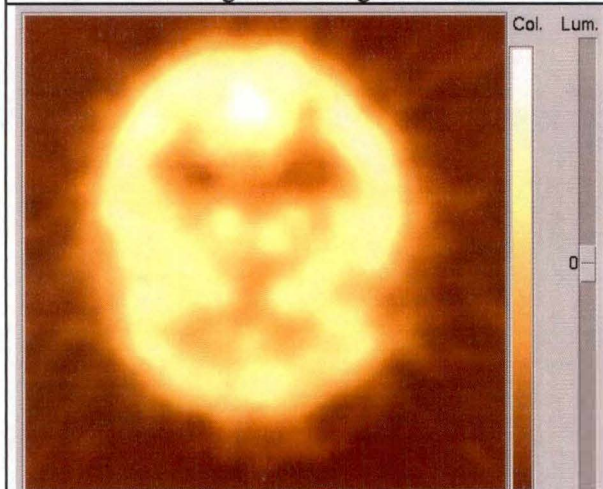


Photo 8.\* : Image SPECT avec curseur de shift de couleurs à 0.

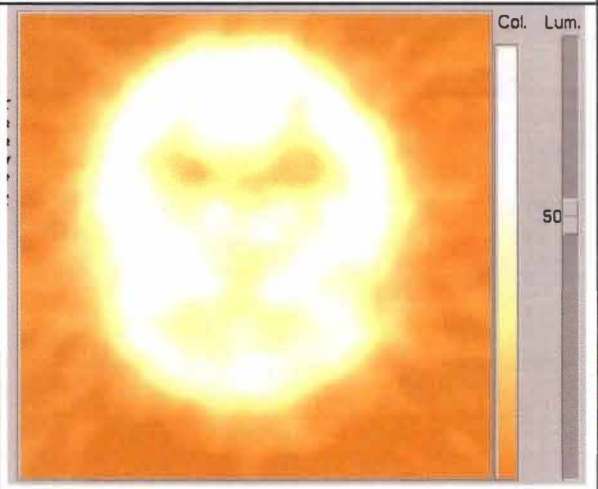


Photo 9.\* : Image SPECT avec curseur de shift de couleurs à 50.

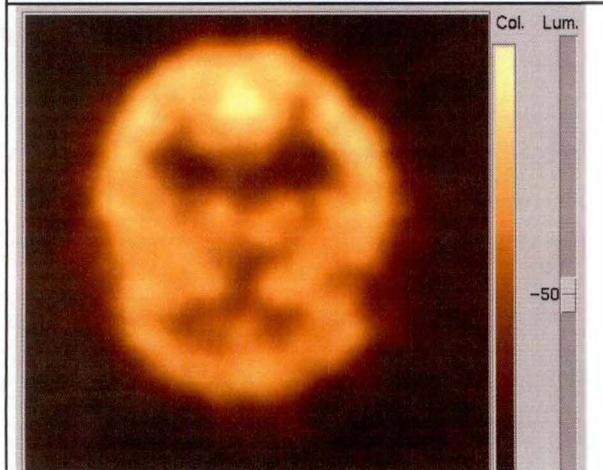


Photo 10.\* : Image SPECT avec curseur de shift de couleurs à -50.

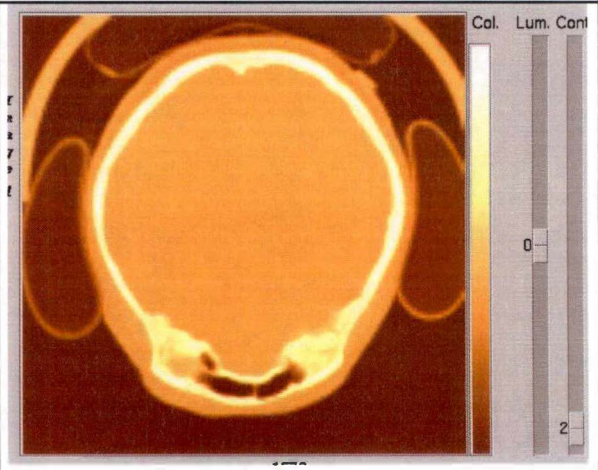


Photo 11.\* : Image CT avec curseur de contraction de l'échelle de couleurs à 2.

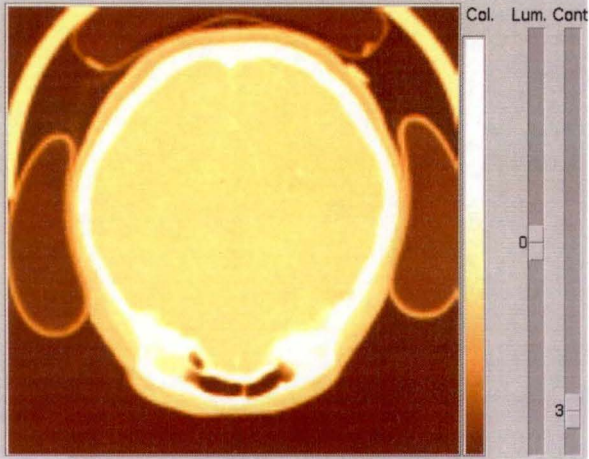


Photo 12.\* : Image CT avec curseur de contraction de l'échelle de couleurs à 3.

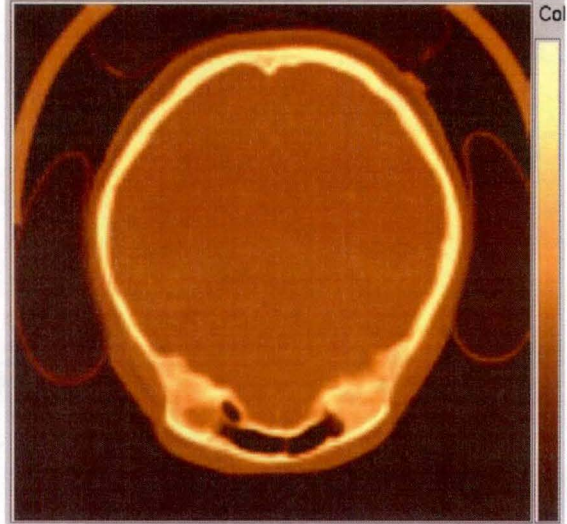


Photo 13.\* : Image CT d'une coupe d'un cerveau. Image utilisée dans la visualisation MRI-CT.



Photo 14.\* : Image de superposition MRI-CT. Superposition figure 39. et photo 12.

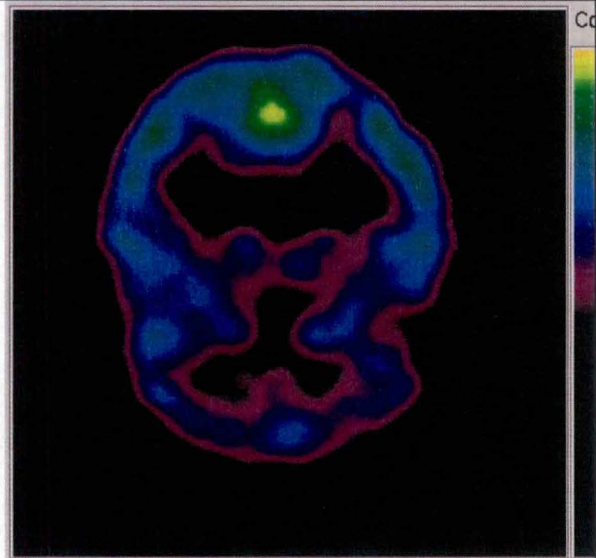


Photo 15.\* : Image SPECT d'une coupe d'un cerveau. Image utilisée dans la visualisation CT-SPECT.

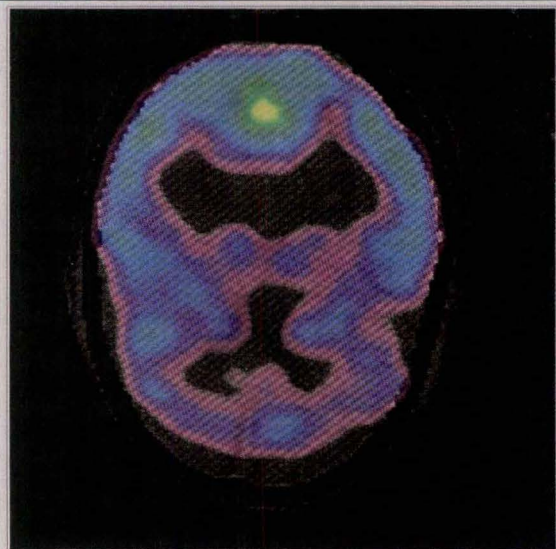


Photo 16.\* : Image de superposition CT-SPECT. Superposition figure 40. et photo 15.

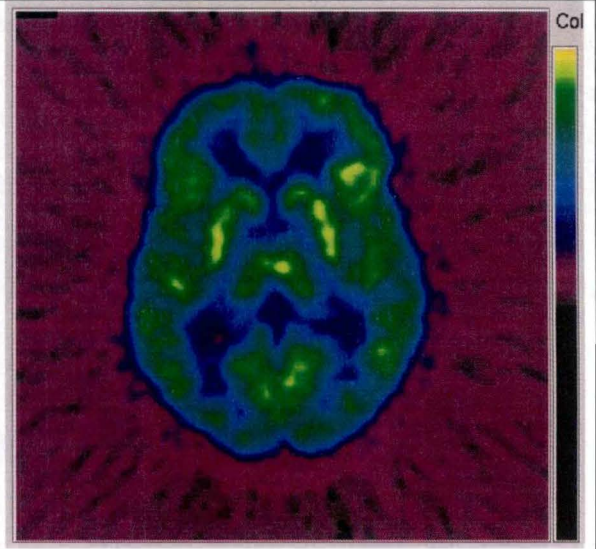


Photo 17.\* : Image PET d'une coupe d'un cerveau. Image utilisée dans la visualisation MRI-PET.



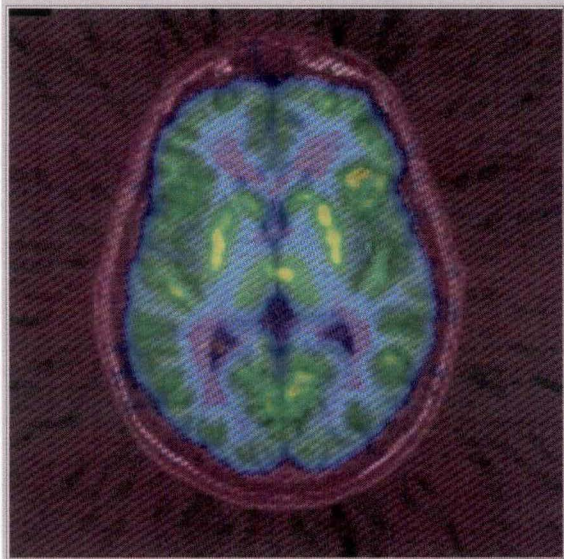


Photo 18.\* : Image de superposition MRI-PET.  
Superposition figure 41. et photo 17.

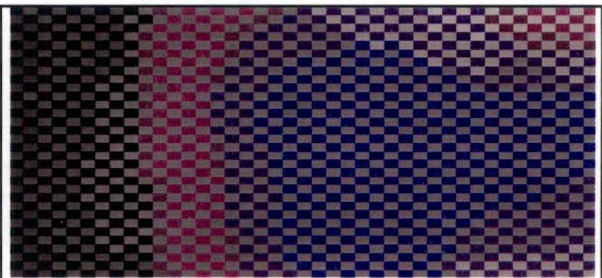


Photo 19.\* : Agrandissement d'une zone de la  
photo 18.

Col.

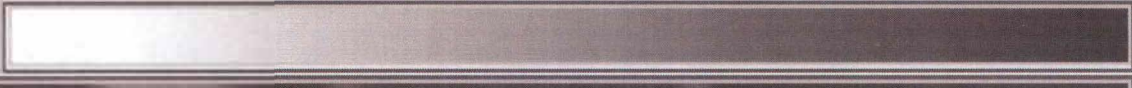


Photo 20.\* : Echelle de couleurs en grey-scale.

Col.



Photo 21.\* : Echelle de couleurs en hot-iron

Col.



Photo 22.\* : Echelle de couleurs en scale99